

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der
Universität zu Köln**

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

**Einfluss des Musculus brachialis auf die
Stabilität des Ellenbogengelenks**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von

Michael Knevels
aus Düsseldorf

promoviert am 26.07.2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. L. P. Müller

2. Gutachter: Professor Dr. med. D. N. Angelov

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.¹

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

Frau Priv.-Doz. Dr. med. Nadine Ott

Herr Arne Harland

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

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

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Messergebnisse wurden im Zentrum Anatomie der Uniklinik Köln von Frau Priv.-Doz. Dr. med. Nadine Ott und Herrn Arne Harland ermittelt. Die Auswertung und Weiterverarbeitung der Datensätze wurde von mir durchgeführt. Es wurde die Tabellenkalkulationssoftware Excel (Microsoft) und die statistische Analysesoftware SPSS (IBM) verwendet.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 03.03.2023

Unterschrift: 

Danksagung

Vielen Dank an Nadine Ott und Arne Harland, welche mich auf meinem Weg tatkräftig unterstützt haben.

Widmung

Für Caroline und Lotte

Inhaltsverzeichnis

<i>Abkürzungsverzeichnis</i>	7
1 <i>Zusammenfassung</i>	8
2 <i>Einleitung</i>	10
2.1 Anatomische Grundlagen	10
2.2 Knöchernen Stabilisatoren im Ellenbogengelenk	10
2.3 Ligamentäre Stabilisatoren im Ellenbogengelenk	13
2.4 Aktive Stabilisatoren	18
3 <i>Biomechanik</i>	20
3.1 Bisherige Studienergebnisse	21
3.2 Relevante Pathologien und deren Behandlung	25
3.3 Dehnungsmesstechnik	28
4 <i>Fragestellung</i>	31
5 <i>Material und Methoden</i>	32
5.1 Studiendesign	32
5.2 Applikation der Dehnungsmessstreifen	33
5.3 Geräte und Software	36
5.4 Versuchsaufbau	38
5.5 Statistische Analyse	38
6 <i>Ergebnisse</i>	39
7 <i>Diskussion</i>	43
8 <i>Anhang</i>	46
8.1 Quellenangaben	46
8.2 Abbildungsverzeichnis	51
8.3 Tabellenverzeichnis	52

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Art.	Articulatio
cm.	Zentimeter
DMS	Dehnungsmessstreifen
et al.	et alia
EZM	Extrazellulärmatrix
HRG	Humeroradialgelenk
HUG	Humeroulnargelenk
IBM	International Business Machines
Inc.	Incorporated
K-Drähte	Kirschner-Drähte
LCL	Lateraler Kollateralbandkomplex
Lig.	Ligamentum
LUCL	laterales ulnares Kollateralband
m	Meter
M.	Musculus
Max.	Maximum
MCL	mediales Kollateralband
Min.	Minimum
mm	Milimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
Nr.	Nummer
PA.	Pennsylvania
Proc.	Processus
PRUG	proximales Radioulnargelenk
RCL	radiales Kollateralband
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
USA	United States of America
µm	Mikrometer

1 Zusammenfassung

Die vorliegende Dissertation befasst sich mit der Auswirkung des Musculus brachialis auf die Stabilität des Ellenbogengelenks beim Menschen.

Es wurden verschiedene biomechanische Versuche durchgeführt, um die Kraftentwicklung und Beweglichkeit des Muskels sowie die Stabilität des Gelenks zu analysieren. Hierbei lag das Hauptaugenmerk auf der stabilisierenden Komponente des Muskels bei rupturiertem Bandapparat.

Bisherige Studien zur Stabilität im Ellenbogengelenk konzentrierten sich vor allem auf die allgemein stabilisierende Wirkung von knöchernen Strukturen, dem Kapsel-Band-Apparat oder Ligamenten und Weichteilgewebe. Der Einfluss eines einzelnen Muskels wurde so noch nicht untersucht.

Um die hier gewonnen Studienergebnisse mit bisherigen Therapieoptionen vergleichen zu können, beleuchtet diese Arbeit in kurzen Abschnitten die Anatomie des Ellenbogens sowie relevante Pathologien und deren Behandlung. Eine besondere Rolle spielen hier die Ellenbogenluxationen, da diese häufig zu einer Schädigung von ligamentären Strukturen führen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Eigenschaften der aktiven und passiven Stabilisatoren im Ellenbogen zu vergleichen, um gezielt den Einfluss des Musculus brachialis auf die Stabilität des Gelenks zu untersuchen.

Es wurden insgesamt 9 vollständige Ellenbogengelenke von Körperspendern in einer dynamischen, servohydraulischen Prüfmaschine getestet. Die Dehnung der Bänder und des M. brachialis konnten mittels Dehnungsmessstreifen erfasst werden. Untersucht wurden 3 Szenarien mit je 30°, 60° und 90° Flexion des Gelenks, sowohl in Pro- als auch in Supinationsstellung. Dabei testeten wir die unterschiedliche Dehnung bei künstlich herbeigeführten Defekten der Bänder. Aus den durchgeführten Versuchen lässt sich die Schlussfolgerung ziehen, dass der Musculus brachialis eine signifikante Rolle bei der Stabilisierung des Gelenks spielt und dass eine Schwächung des Muskels zu Instabilität im Ellenbogen führen kann. Dies zeigte sich vor allem bei proniertem Unterarm in Varusstellung.

Bei Ellenbogenluxationen mit Beteiligung der Bänder trägt der M. brachialis eine entscheidende Rolle beim Erhalt der Stabilität im Gelenk.

Mit diesem Wissen sollten folgende Grundsätze diskutiert und in möglichen Folgestudien genauer untersucht werden:

Bei Ellenbogenluxationen mit begleitender Verletzung des M. brachialis sollte eine primär operative Therapie in Betracht gezogen werden.

Bei einem konsekutiven Abriss des M. brachialis sollte eine Refixation erfolgen.

Die Diagnostik bei Patienten mit Ellenbogenluxation sollte immer die Überprüfung des M. brachialis umfassen.

Bei Betrachtung der Ergebnisse ist zu bedenken, dass in dieser Studie nur eine begrenzte Anzahl an Proben untersucht wurde. Es handelt sich dabei um 9 Frischpräparate von Leichenspendern, die im Mittel in einem Alter von 81 Jahren verstorben sind. Die Präparate mussten zur Testung auf Raumtemperatur erwärmt.

Trotzdem können diese Erkenntnisse Grundstein für weitere Studien sein und auf lange Sicht eine mögliche Implementierung des Musculus brachialis in Untersuchungsmethoden und Behandlungspfade bedeuten.

2 Einleitung

2.1 Anatomische Grundlagen

Um die Wirkung von Kraft auf unseren Körper und somit auch deren Wirkung auf die einzelnen Bänder, Muskeln und Gelenke zu verstehen, sind grundlegende anatomische Kenntnisse notwendig.

Dieses anatomische Grundwissen soll dem Leser hier vermittelt werden. Dabei beziehe ich mich ausschließlich auf die hier relevante Anatomie des Ellenbogengelenkes. Für detaillierteres Wissen empfiehlt es sich, Fachliteratur heranzuziehen.

2.2 Knöcherne Stabilisatoren im Ellenbogengelenk

Das Ellenbogengelenk (*Articulatio cubiti*) wird von drei knöchernen Anteilen gebildet und weist somit die Besonderheit auf, dass es aus drei Teilgelenken besteht. Den proximalen Anteil bildet der Oberarmknochen (Humerus), welcher an seinem distalen Ende zwei Gelenkflächen bietet. Diese Gelenkflächen interagieren mit den beiden Unterarmknochen Elle (Ulna) und Speiche (Radius). Der laterale Anteil des Ellenbogengelenks besteht aus dem *Capitulum humeri*, welches mit dem *Caput radii* das Humeroradialgelenk (*Art. humeroradialis*) bildet. Medial bilden die *Trochlea humeri* und die Ulna mit ihrer Gelenkfläche das Humeroulnargelenk (*Art. humeroulnaris*). Die ulnare Gelenkfläche wird aus *Olecranon* und *Proc. coronoideus* gebildet. Das dritte Gelenk wird zwischen den beiden Unterarmknochen selbst gebildet. Hierbei handelt es sich um das proximale Radioulnargelenk (*Art. radioulnaris proximalis*).¹ Das Ellenbogengelenk befindet sich physiologisch in einer Valgusstellung. Der Begriff Valgusstellung beschreibt eine Abknickung der Gelenkachse von ca. 5-15% (Männer 5-10°, Frauen 10-15°) nach medial. Dies führt medialseitig zu einer konvexen Krümmung des Gelenks.

Der Kubitalwinkel beträgt hier in etwa 170° . Dies ist vor allem in Extension und Supination durch die Form der Trochlea humeri bedingt. ¹

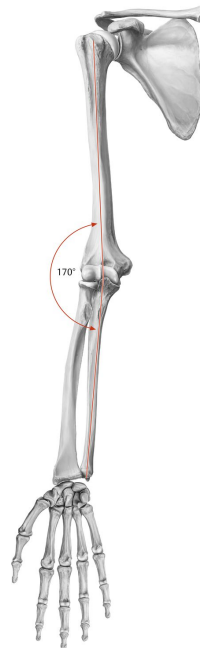


Abbildung 1: Physiologische Valgusstellung im Ellenbogengelenk

Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al. 1.21 Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti): Kapsel-Band-Apparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al., Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018. doi:10.1055/b-006-149643

Wie oben bereits beschrieben, handelt es sich bei dem Ellenbogengelenk um drei verschiedene Gelenke, welche bei Bewegungen des Unterarms miteinander interagieren. Im Falle des Humeroradial- und Humeroulnargelenks betrifft dies die Flexion und Extension. Hier ist das Bewegungsmaß abhängig von individuellen Gegebenheiten wie z.B. der Muskulatur, den Bändern oder des Fettgewebes.² So variiert die mögliche Bewegungsfreiheit in beiden Gelenken, gemessen nach der Neutral-Null-Methode, bei der Flexion zwischen ca. 130° bis 150° und bei der Extension zwischen 0° bis etwa 10° .¹ Der limitierende Faktor bei der Extension ist die sogenannte Knochenhemmung, bedingt durch das Olecranon, welches eine Extension von mehr als 10° anatomisch verhindert. Die maximal mögliche Flexion wird durch die Weichteilhemmung bestimmt. Diese ist abhängig von der Menge des Gewebes an Ober- und Unterarm. Bei Menschen mit einem überdurchschnittlich großen Anteil an Muskel oder Fettgewebe in diesen Bereichen kann es zu einer deutlichen Einschränkung der möglichen Flexion kommen.^{2,3}

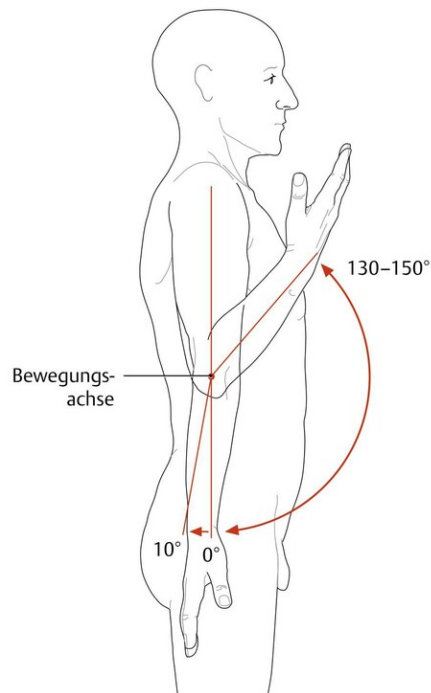


Abbildung 2: Bewegungsausmaß im Humeroradial- und Humeroulnargelenk des Ellenbogengelenks

Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al. 1.21 Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti): Kapsel-Band-Apparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al., Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018. doi:10.1055/b-006-149643

Knochen übernehmen im Körper eine Vielzahl von Aufgaben, die bei der äußeren Betrachtung nicht sofort ersichtlich sind. Zum Beispiel bilden sie als wichtiger Calciumspeicher ein Calciumreservoir und nehmen so eine entscheidende Rolle bei der Regulierung des Elektrolythaushalts ein. Durch ihre blutbildende Eigenschaft im roten Knochenmark sind sie essenziell für das Überleben nach der Geburt. Sie schützen aber auch die inneren Organe, wie z.B. mit dem Thorax oder dem Schädelknochen. Hier am relevantesten ist aber die Stützfunktion ohne welche unter anderem ein aufrechter Gang gar nicht möglich wäre.³ Im Zusammenspiel mit Bändern, Muskeln, Sehnen und knorpeligen Strukturen ermöglichen sie Bewegung und geben dem Körper eine feste und stabile Form. Knochen sind biege-, druck-, zug- und torsionsstabil.²

Bei dem für diese Arbeit entscheidenden Gelenk, dem Ellenbogengelenk, haben die Chirurgen David Ring und Jesse B. Jupiter in ihrer Arbeit „Fracture-dislocation

of the elbow“, in Bezug auf die Stabilität ein sogenanntes Säulenmodell erstellt. Hierbei unterscheiden sie 4 verschiedene Säulen. Eine anteriore Säule - bestehend aus dem M. brachialis, dem Processus coronoideus und der anterioren Gelenkkapsel. Eine dorsale Säule - bestehend aus dem M. triceps brachii, dem Olekranon und der posterioren Gelenkkapsel. Eine radiale Säule - bestehend aus dem Ligamentum collaterale radiale, dem Radiuskopf und dem Capitulum humeri und eine ulnare Säule - gebildet durch das Ligamentum collaterale ulnare, der Trochlea und dem Processus coronoideus. ⁴ In diesem 4 Säulen Modell beinhaltet jede einzelne Säule sowohl knöcherne als auch weichteilige Stabilisatoren.

2.3 Ligamentäre Stabilisatoren im Ellenbogengelenk

In vielen Bereichen des Körpers haben ligamentäre Strukturen einen großen Einfluss auf Stabilität und Funktionalität. Die folgenden Abschnitte geben einen Einblick in den Aufbau und die Funktion der Bänder des Ellenbogengelenks. Im Rahmen dieser Arbeit liegt ein besonderes Augenmerk auf der Stabilisierung des Kubitalgelenks bei Varus- und Valgusstress. Diese Art von Stress beschreibt eine Belastung des Gelenks durch senkrecht zur Bewegungsachse einwirkende Kräfte. Bei Varusstress ist die Krafteinwirkung von medial nach lateral gerichtet, sodass der laterale Gelenkspalt größer ist als der mediale Spalt. Valgusstress hingegen beschreibt eine genau entgegengesetzte Krafteinwirkung von lateral nach medial. Das Ellenbogengelenk erhält seine Stabilität durch die Kombination mehrerer Komponenten. Hier werden primäre und sekundäre Gelenkstabilisatoren voneinander unterschieden ^{5,6}. Zu den primären Stabilisatoren gehören der Processus coronoideus im Ulnohumeralgelenk, sowie das laterale ulnare Kollateralband und das anteriomediale Kollateralband. Als knöcherner Anteil schützt der Proc. coronoideus sowohl bei der Flexion des Ellenbogens von mehr als 30° vor einer Luxation, als auch allgemein bei Varusstress, axialer, posterolateraler und posteromedialer Krafteinwirkung ⁷.

Ebenfalls gegen Varusstress schützt das laterale ulnare Kollateralband im lateralen Kollateralbandkomplex. Dadurch, dass das Band den Radiuskopf umschließt, wirkt es einer posterioren Dislokation entgegen und ist somit der wichtigste ligamentäre Stabilisator im Ellenbogen ⁸. Durch seine Verbindung mit dem Ligamentum anulare und somit auch zur Gelenkkapsel, welche zu den sekundären Stabilisatoren gehört, übernimmt der laterale Kollateralbandkomplex auch noch die Funktion des Stabilisators gegen posterolaterale

Rotationsinstabilität⁹. Der Hauptstabilisator gegen Valgusstress ist der mediale Kollateralbandkomplex. Hier spielt das anteriomediale Kollateralband die wichtigste Rolle, da es von allen Bändern des Kapsel-Band-Apparats das Stärkste und Stabilste ist^{6,10}.

Die sekundären Stabilisatoren werden gebildet vom Radiuskopf, der zum einen den lateralen Kollateralbandkomplex vorspannt und somit für eine gewisse Varusstabilität sorgt und zum anderen einen großen Teil der einwirkenden axialen Kräfte und des Valgusstresses auffängt. Diese Funktion der Valgusstabilität wird noch weiter verstärkt, wenn es zu einer Ruptur des medialen Kollateralbandkomplexes kommt und somit der Hauptstabilisator gegen Valgusstress wegfällt¹¹.

Die verschiedenen Bänder des Ellenbogens bilden in ihrer Gesamtheit den Kapselapparat, welcher die eigentliche Gelenkkapsel (Capsula articularis) an den Seiten verstärkt und dem Ellenbogen somit mehr Stabilität verschafft.¹² Die drei Teilgelenke werden dadurch komplett von dieser bindegewebigen Kapsel umfasst und geschützt. Sie beinhaltet die visköse Gelenksflüssigkeit (Synovia), welche die bei Bewegungen auftretende Reibung herabsetzt¹³. Im Einzelnen handelt es sich bei den stabilisierenden Bändern des Ellenbogens um das Ligamentum collaterale ulnare und das Ligamentum collaterale radiale, welche jeweils am Humerus entspringen und radial- bzw. ulnarseitig inserieren. Durch ihren Verlauf geben sie dem Gelenk vermehrte Stabilität, besonders bei Varus- oder Valgusstress. Die primäre Bedeutung des Ligamentum collaterale laterale und ulnare für die Stabilität des Ellenbogengelenks sind bereits in Studien untersucht worden¹⁴. Das ringförmige Speichenband (Ligamentum anulare radii) bildet ebenfalls einen Teil der Gelenkkapsel, liegt jedoch etwas weiter distal und bildet die ligamentäre Struktur im Radioulnargelenk. Es ermöglicht durch seine Form und den Verlauf eine Rotation zwischen Radius und Ulna, verleiht dem Gelenk dabei aber trotzdem eine gewisse Stabilität¹⁵.

Die Funktion der ligamentären Strukturen des Ellenbogens erklärt sich oft bereits durch deren Positionierung im Bezug zum Gelenk. Hier existieren mehrere Bänder, die je nach Lage und Aufbau unterschiedlich viel Einfluss auf Stabilität und Beweglichkeit haben. Durch ihre anatomische Anordnung lassen sich diese Strukturen in mediale und laterale Anteile unterscheiden.

2.3.1 Mediales Kollateralband

Eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung des Ellenbogens spielt das mediale Kollateralband (MCL), welches drei verschiedenen Anteile hat. Ein anteriores sowie posteriores Bündel und das Ligamentum transversum¹⁶. Eine besonders große Bedeutung in dieser Arbeit trägt das anteriore Bündel, da seine Hauptaufgabe die Stabilisation gegenüber den Valguskraften ist. Je nach Lehrbuch fängt es etwa 55% des auftretenden Valgusstresses im Ellenbogen auf. Es wird weiter unterteilt in anteriore, posteriore und zentrale Fasern, welche sich auch funktionell voneinander unterscheiden. Es entspringt relativ breit gefächert am medialen Epicondylus und zieht oberflächlich des anteromedialen Teils der Gelenkkapsel nach distal, wo es am Tuberculum subliminus inseriert¹⁷⁻¹⁹.

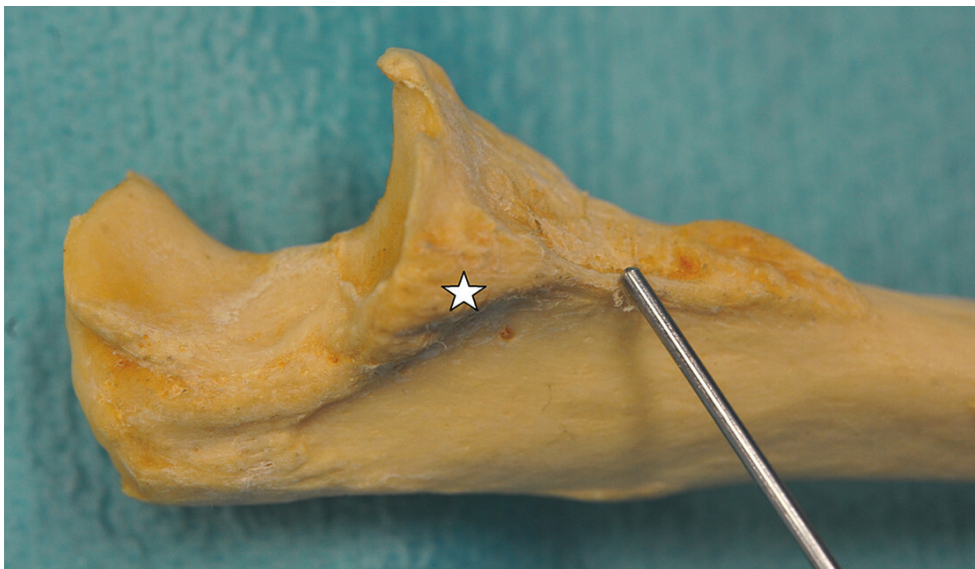


Abbildung 3: Tuberculum subliminus, Ansicht von medial

Wegmann K, Burkhart K, Müller L. Knöchernen Struktur und Artikulation. In Müller L, Hollinger B, Burkhart K, Hrsg. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2016. Doi:10.1055/b-003-128229

Das posteriore Bündel, welches ebenfalls fächerförmig konfiguriert ist, verläuft vom Epicondylus medialis zum mittleren Drittel der Incisura semilunaris ulnae. Es lässt sich meist weniger gut von den umliegenden Strukturen unterscheiden²⁰. Am wenigsten relevant für die Bandstabilität ist das transversale Bündel, welches lediglich die distalen Anteile des anterioren und posterioren Bündels miteinander verbindet²¹.

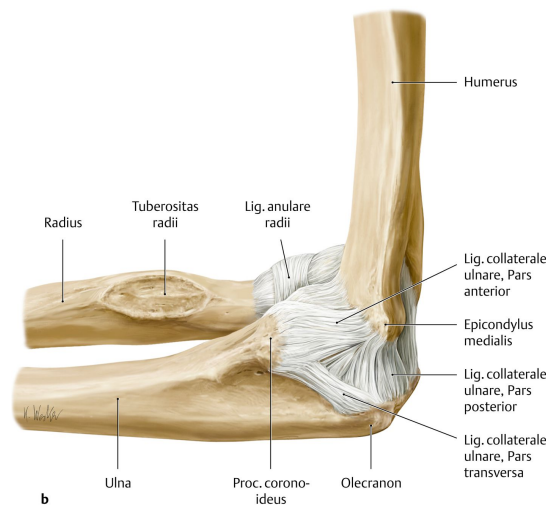


Abbildung 4: Kapsel-Band-Apparat eines rechten Ellenbogengelenkes in 90°-Flexionsstellung von medial

Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al. 1.21 Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti): Kapsel-Band-Apparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al., Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018. doi:10.1055/b-006-149643

2.3.2 Lateraler Kollateralbandkomplex

Auf der gegenüberliegenden Seite des medialen Kollateralbandes liegt der laterale Kollateralband Komplex, welcher aus 4 Anteilen besteht. Diese einzelnen Bestandteile vereinen sich zu einer Y-förmigen Struktur und umschließen mit beiden Armen den Radiuskopf. Bei den einzelnen Teilen handelt es sich um das Ligamentum anulare, das radiale Kollateralband (RCL), das laterale ulnare Kollateralband (LUCL) und das akzessorische radiale Kollateralband²². Das Lig. anulare, welches das Radioulnargelenk in seinem proximalen Anteil stabilisiert, verläuft von der vorderen bis zur hinteren Kante der Incisura radialis ulnae. So umspannt es den Radiuskopf und ermöglicht ihm eine Rotation im proximalen Radioulnargelenk. Eine strukturelle Verbindung zum Radius selbst besteht nur durch eine dünne membranartige Schicht. Es kann an seinem posterioren Ansatz einen zweiten Schenkel als Normvariante aufweisen²².

Das radiale Kollateralband verläuft über die laterale Kante des Radiuskopfs, vom lateralen Epicondylus bis zu den Fasern des Lig. anulare²². Das laterale ulnare Kollateralband (LUCL) hingegen verläuft über die posterolaterale Hälfte des

Radiuskopfs. Es entspringt am lateralen Epicondylus und inseriert distal des Lig. anulare am Tuberculum der Crista supinatoria. Das laterale ulnare Kollateralband ist an seinem Ursprung oftmals nicht leicht vom umgebenden Gewebe abzugrenzen, ganz im Gegenteil zu seinem Ansatz, wo die Abgrenzung klar zu erkennen ist ²². Die Ausprägungen des Ligamentes können stark variieren. Das akzessorische radiale Kollateralband verläuft über den lateralen Teil des Radiuskopfs hinweg und hat seinen Ansatz an der posterioren Kante der Incisura radialis ulnae ²³.

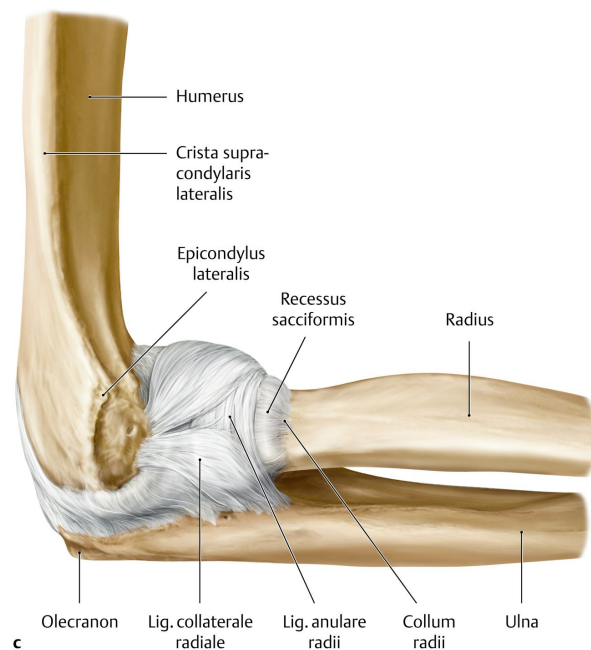


Abbildung 5: Kapsel-Band-Apparat eines rechten Ellenbogengelenkes in 90°-Flexionsstellung von lateral

Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al. 1.21 Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti): Kapsel-Band-Apparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al., Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme; 2018. doi:10.1055/b-006-149643

Distal des Gelenks gibt die Chorda obliqua, dem Unterarm entsprechend, seinem Verlauf eine möglichst große longitudinale Stabilität, indem es von der lateralen Basis des Processus coronoideus zur Tuberositas radii, am proximalen Teil des Radius, zieht ²⁴.

2.4 Aktive Stabilisatoren

Die aktiven Stabilisatoren bzw. muskulären Strukturen der oberen Extremität werden in dieser Arbeit vor allem wegen ihrer anatomischen Nähe und ihres Einflusses auf das Ellenbogengelenk aufgeführt. Ein besonderes Augenmerk erhält hier selbstverständlich der M. brachialis als Namensgeber dieser Arbeit.

Besonders für den Operateur ist es wichtig zu verstehen, welche Auswirkungen die Muskulatur auf die Stabilität und Funktionsfähigkeit des Gelenks hat. Gerade in Bezug auf die Wahl einer passenden Therapie kann dies den Unterschied zwischen Operation oder konservativem Verfahren ausmachen. So konnte in einer Studie von King et al. gezeigt werden, dass Orthesen nur bei passiver Bewegung im Ellenbogengelenk relevant sind ²⁵.

Zudem können Muskeln und deren Verlauf als Orientierung beim Zugang zum Ellenbogengelenk dienen. Aufgrund ihrer Funktion als Extensor (Strecker) bzw. Flexor (Beuger) und durch die räumliche Trennung in ventrale und dorsale Anteile, lassen sich die verschiedenen Muskeln des Oberarms leicht gruppieren ²⁶.

Aus rein biomechanischer Sicht ist die grundlegende Funktion von Muskelgewebe im Allgemeinen die Erzeugung einer mechanischen Spannung durch Kontraktion und die Stabilisierung der Gelenke gegen einwirkende Kräfte ²⁷. Betrachtet man nun die Systematik der Muskulatur mit ihren Ursprüngen, dem Verlauf und Ansatzpunkten so erkennt man, dass häufig Muskelgruppen in enger topographischer Beziehung die gleiche Wirkung auf ein Gelenk haben. Bei der Muskulatur des Oberarms ist dies aufgrund der überschaubaren Anzahl von Muskeln leicht zu veranschaulichen. So sind der M. brachialis und der M. biceps brachii als ventrale Gruppe zusammenzufassen, deren Antagonisten der M. triceps brachii und den M. anconeus zu verstehen sind, welche als dorsale Gruppe zusammengefasst werden können ²⁶.

Die Funktionen der Muskulatur des Oberarms wurde in einer Vielzahl anatomischer und physiologischer Lehrbücher beschrieben ^{26,28,29}. Ein in dieser Arbeit jedoch ausschlaggebender Faktor wird dabei meist außer Betracht gelassen. Der genaue Einfluss der Muskulatur auf die Stabilität des Ellenbogengelenks.

Dies untersuchten Safran und Mitarbeiter zwar bereits allgemein in ihrer Studie zur Stabilisierung des Ellenbogens durch die ihn umgebenden Weichteile ³⁰, in dieser Arbeit beschäftigen wir uns jedoch explizit mit dem Einfluss des M. brachialis auf die Stabilität des Ellenbogens.

2.4.1 Extensoren

Auf der Rückseite des Oberarms befindet sich der *Musculus triceps brachii*, welcher als größter Extensor im Humeroradialgelenk die komplette dorsale Fläche des Oberarms einnimmt und mit seinen drei Muskelköpfen (*Caput mediale*, *Caput laterale* und *Caput longum*), flächig am Olecranon inseriert ²⁹. Dieser flächige Ansatz ermöglicht es übrigens dem Chirurgen beim posterioren Zugang zum Gelenk, die longitudinale Integrität zu erhalten, indem er diesen an der proximalen Ulna ablöst und nach medial bzw. radial umschlägt ²³. Der *M. triceps brachii* hat mit einem seiner drei Köpfe, dem *Caput longum*, welches bis zur Scapula zieht, noch weitere Funktionen ³¹. Im Schultergelenk kann er bei Innervation eine Retroversion und eine schwache Abduktion des Oberarms bewirken. Er sorgt aber auch für eine Fixierung des Ellenbogengelenks beim Ausführen von feinen Bewegungen der Hand ²⁷.

Unterstützt wird der *Triceps brachii* in seiner Funktion als Strecker vom *Musculus anconeus*. Zudem dient der *M. anconeus* zusammen mit dem *M. brachialis* als Kapselspanner, sodass der *Recessus sacciformis* bei Flexion bzw. Extension nicht eingeklemmt wird ³².

Die Muskulatur im Ellenbogengelenk übernimmt, abgesehen von der eigentlichen Bewegungsfunktion, eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung gegen einwirkende Kräfte. So sorgt der *M. triceps brachii* mit seinen drei Muskelköpfen für eine Zugkraft, die den Humerus in das Olecranon presst. Hierdurch agiert er als aktiver Stabilisator im Humeroradialgelenk ³³. Eine aktive Stabilisierung findet zudem auch durch das Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten statt.

2.4.2 Flexoren

Ventralseitig befinden sich der *Musculus biceps brachii*, bestehend aus seinen zwei Muskelköpfen (*Caput longum* und *Caput breve*), sowie der *Musculus brachialis* ²⁶.

Durch seine zwei Muskelköpfe hat der *M. biceps brachii* auch zwei Ursprungsorte. Dies sind das *Tuberculum supraglenoidale* der Scapula für das *Caput longum* und der *Processus coracoideus* für das *Caput breve*. Diese beiden Muskelköpfe vereinen sich im Verlauf, um an der *Tuberositas radii* und dem *Lacertus fibrosus* (*Aponeurosis bicipitalis*) gemeinsam zu inserieren ²⁸. Beim *Lacertus fibrosus* handelt es sich um eine streifige Sehne, welche aus der Sehne des *Musculus biceps brachii* in die Unterarmfaszie einstrahlt und somit unter anderem als

Stabilisator der distalen Bizepssehne dient. Durch den Verlauf der beiden Muskelköpfe überspannt der M. biceps brachii sowohl das Schulter- als auch das Ellenbogengelenk und hat je nach Stellung des Unterarms verschiedene Funktionen. Im Schultergelenk sorgt das Caput longum durch die Kontraktion für ein Abduktion, Anteversion und Innenrotation. Das Caput breve hingegen unterstützt lediglich bei der Anteversion. Im Ellenbogengelenk bewirkt der Muskel bei Kontraktion eine Flexion und bei bereits gebeugtem Ellenbogen auch eine Supination. Somit hat er Einfluss auf drei verschiedene Gelenke; das Glenohumeral-, das Humeroulnar- und das proximale Radioulnargelenk ^{27,28}.

Der M. brachialis wird vom Bauch des M. biceps brachii verdeckt, da sich sein Ursprung weiter distal an der Vorderfläche des Humerus befindet. Er überquert das Ellenbogengelenk und inseriert an der Tuberositas ulnae. Bei Kontraktion des Muskels kommt es zu einer Flexion im Humeroulnargelenk ²⁸.

Betrachtet man die Anatomie des Musculus brachialis im Bezug zur Gelenkkapsel, sowie die primär stabilisierende Funktion der Kollateralbänder, stellt sich die Frage, wie groß genau der Anteil des Musculus brachialis ist, das Ellenbogengelenk vor Dislokationen zu schützen. Dieser Einfluss des Muskels ist von besonderem Interesse, da gerade bei ligamentären Ellenbogenluxationen häufig von Einrissen des Musculus brachialis berichtet wird ³⁴⁻³⁶.

3 Biomechanik

Durch die Kombination von 3 Gelenken (Humeroradialgelenk, Humeroulnargelenk und proximalem Radioulnargelenk) in nur einer Gelenkhöhle und dementsprechend nur einer Gelenkkapsel, stellt das Ellenbogengelenk biomechanisch eine Besonderheit dar. Es fungiert als Schlüsselement in der kinematischen Kette der oberen Extremität ²³.

Diese besondere Verbindung zwischen Ober- und Unterarm erlaubt sowohl die Flexion und Extension als auch die Pro- und Supination. Dadurch wird dem Gelenk auch eine besondere Rolle in der Funktion der Hand zu Teil. Es ermöglicht die freie Positionierung dieser im Raum. Eine solche Mobilität bedarf jedoch auch einer ausreichenden Stabilität des Gelenks.

Betrachtet man die drei Gelenke einzeln für sich, lassen sie sich in Funktion und Bewegungsausmaß klar unterscheiden.

Im Humeroradialgelenk (HRG) artikuliert der distale Humerus mit dem proximalen Anteil des Radius, genauer gesagt das Capitulum humeri mit der Fovea articularis. So entsteht ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden ¹.

Beim Humeroulnargelenk (HUG) hingegen handelt es sich um ein modifiziertes Scharniergelenk mit lediglich einem Freiheitsgrad. Somit interagiert die Trochlea humeri mit der Incisura trochlearis der proximalen Ulna ¹.

Ebenfalls nur einen Freiheitsgrad bietet das proximale Radioulnargelenk (PRUG) als Zapfengelenk zwischen proximalem Radius und Ulna, genauer gesagt zwischen Radiuskopf, Fovea articularis radii, Capitulum humeri, Incisura ulnae und dem Ligamentum anulare radii ¹.

3.1 Bisherige Studienergebnisse

Der Bereich der Biomechanik ist ein in den letzten Jahren immer stärker wachsendes Forschungsgebiet. Schaut man sich nur die Zahl der Veröffentlichungen mit dem Thema Biomechanik an, ist zu erkennen, dass die Kurve ungefähr ab dem Jahrhundertwechsel ein enormes Wachstum beschreibt. Dies ist nicht zuletzt auf den technologischen Fortschritt im Bereich der Messmethoden zurückzuführen.

Gerade in den letzten Jahren wurden die biomechanischen Eigenschaften des Ellenbogengelenks ausgiebig untersucht. Hier konzentrieren sich die meisten Arbeiten auf die Auswirkung von knöchernen Strukturen, Kapsel-Band-Apparat, sowie Ligamenten und Weichteilgewebe auf die allgemeine Ellenbogenstabilität.

Blickt man nun zurück auf die bisherigen Studien zum Thema Ellenbogenstabilität, stößt man unweigerlich auf Shawn W. O'Driscoll und Bernard F. Morrey, auf welche eine Vielzahl der Publikationen im diesem Bereich zurückgehen.

Bereits 1985 veröffentlichten Morrey und An ihre Studie „Functional anatomy of the ligaments of the elbow“, in welcher sie unter anderem einen bedeutenden Ansatz des posterioren Anteils des Ligamentum collaterale laterale an der Crista supinatoria ulnae beschrieben. Hier erkannten sie die Bedeutung des Winkels, in welchem das Gelenk flektiert wird, auf die Dehnung der Bänder. Als entscheidend erachteten sie dabei nicht nur Ursprung und Ansatz der jeweiligen Ligamente, sondern vor allem auch den daraus resultierenden Verlauf, welcher Einfluss auf

die Dehnung und somit auch auf die Stabilität des Ellenbogens hat. Während der anteriore Part des Ligamentum collaterale mediale eine Zunahme in seiner Länge bis zu einer Flexion von ca. 60° erfährt und danach nahezu unverändert bleibt, zeigte sich im posterioren Bündel eine Änderung von etwa 9 mm bei der Flexion zwischen 60° und 120°. Dadurch, dass die Bewegungsachse während der Flexion des Ellenbogens durch den Ursprung des Ligamentum collaterale laterale läuft, kam es hierbei zu keiner Dehnung³⁷.

Zwei Jahre später verglichen Josefsson und Kollegen in einer prospektiven, randomisierten Studie die konservative mit der operativen Behandlung von ligamentären Verletzungen nach Ellenbogendislokationen: Die Studie ergab, dass es in den beiden untersuchten Gruppen, in Bezug auf die Stabilität, keinen signifikanten Unterschied gab³⁸.

Im Jahre 1991 definierten Morrey, Tanaka und An in der Studie „Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints“ das Ligamentum collaterale laterale als den primären und Radiuskopf als den sekundären Stabilisator gegen Valgusstress³⁹.

Im selben Jahr zeigten Regan und Kollegen in „Biomechanical study of ligaments around the elbow joint“, dass der anteriore Teil des Ligamentum collaterale mediale einer durchschnittlichen Kraft von 260 N standhielt und somit das stärkste Band des Ellenbogengelenks war. Sie konnten ebenfalls zeigen, dass das posteromediale Kollateralband nur in der Flexion gespannt wurde⁴⁰.

Ein Jahr später fanden O'Driscoll et al. heraus, dass bei einem stabilen Gelenk unter Valgusstress in Pronation das Ligamentum collaterale ulnare, genauer gesagt die Pars anterior, also das anteromediale Kollateralband, sehr wahrscheinlich intakt sein wird, sodass eine frühzeitige, konservative Therapie mittels Gipsschiene in Pronation begonnen werden kann⁶.

Im Jahre 2000 veröffentlichte O'Driscoll seine Arbeit „Classification and evaluation of recurrent instability of the elbow“ in welcher er 5 Kriterien definierte, um die Ellenbogeninstabilität einzuteilen. Diese Kriterien waren 1. Die Zeit (akut, chronisch oder wiederkehrende Instabilität), 2. Die Beteiligung der jeweilig betroffenen Gelenke (insbesondere des Radiuskopfes), 3. Die Richtung der Dislokation (varus, valgus, anterior, posterolateral oder rotatorische Komponente), 4. Der Grad der Dislokation (vollständig oder subluxiert) und 5. Der Einfluss von Begleitverletzungen. Am weitesten häufigsten zeigte sich eine posterolaterale Instabilität des Ellenbogens⁴¹.

Ebenfalls erwähnenswert ist die Arbeit von Kulig et al. aus dem Jahre 2001, in welcher mittels MRT-Scans des M. brachialis und des M. biceps brachii bei

unterschiedlich schnellen Übungen herausgefunden werden konnte, dass der M. biceps brachii eher während der schnellen und anstrengenderen Übung zum Einsatz kam, wohingegen die Aktivität des M. brachialis bei den langsameren Aktionen überwog. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass Agonisten inhomogen auf verschiedene Ladezustände reagieren, was Einfluss auf die postoperative Physiotherapie haben könnte⁴².

Im selben Jahr veröffentlichten Pomianowski et al. eine Studie, in welcher sie den Einfluss der Unterarmrotation auf die Stabilität des Ellenbogens untersuchten. Bislang galt die allgemeine Annahme, dass hier kein Zusammenhang bestehe. In der Studie wurden 9 Ellenbogengelenke von Körperspendern untersucht, jeweils mit dem Unterarm in neutral-null Position, 40° und 80° Pronation. In diesen Positionen wurde auf das Gelenk passiv Varus- und Valgusstress ausgeübt und mittels elektromagnetischer Messung objektiviert. Die Ergebnisse zeigten einen signifikanten Einfluss der Unterarmstellung auf die Stabilität des Ellenbogens. Dieser Einfluss war unabhängig von den künstlich erzeugten Defekten am Gelenk und dem Kapselbandapparat⁴³.

Aufgrund dessen definierten Pomianowski und Kollegen, dass der Einfluss der Unterarmrotation in ähnlichen Studien zu berücksichtigen sei. Der Einfluss des M. brachialis wurde in dieser Arbeit jedoch nicht untersucht.

Die zusätzliche Stabilität, welche durch dynamische Strukturen wie eine das Gelenk überspannende Muskulatur bedingt ist, beschrieben unter anderem Safran und Baillargeon in ihrer Studie „Soft-tissue stabilizers of the elbow“³⁰.

Leonello et al. untersuchten 2007 die Anatomie des Musculus brachialis und kamen zu dem Ergebnis, dass der Muskel bei allen Proben 2 Muskelköpfe besaß. Einen größeren, oberflächlichen und einen kleineren, tiefer liegenden Anteil. Sie erkannten beim größeren Muskelkopf ausschließlich longitudinal verlaufende Fasern, welche als sehniger Ansatz an der tuberositas ulnae inserierten, wohingegen die tiefen Fasern eher fächerförmig angeordnet waren und eine, dem Musculus anconeus ähnelnde, Muskelschlinge bildeten, welche sich vom Caput breve aus um die Gelenkkapsel legte und als dynamischer Stabilisator des Gelenks fungierte⁴⁴.

Lin et al. beschäftigten sich mit dem Einfluss der Flexoren und Extensoren des Unterarms auf die Valgusstabilität des Ellenbogens. Im Detail untersuchten sie den Flexor carpi ulnaris, Flexor digitorum superficialis, Flexor carpi radialis und den Pronator teres, sowie den Extensor carpi ulnaris, Extensor digitorum communis, den Extensor carpi radialis longus und brevis und den M. brachioradialis in jeweils 45° und 90° Flexion. Ihre Studie ergab, dass der Flexor carpi ulnaris, der Flexor

digitorum superficialis und der Flexor carpi radialis als dynamische Stabilisatoren gegen Valgusstress im Ellenbogen fungieren, wobei der Flexor carpi ulnaris den Hauptanteil trägt. Die beiden Muskeln, Extensor carpi ulnaris und Extensor digitorum communis erhöhten sowohl in 45° als auch in 90° Flexion die Belastung auf dem ulnaren Seitenbandkomplex ³⁵.

Seiber et al. veröffentlichten 2009 im Journal of Shoulder and Elbow Surgery die Arbeit „The role of the elbow musculature, forearm rotation, and elbow flexion in elbow stability: an in vitro study“, welche ähnlich zu unserer Arbeit, den Einfluss der Muskulatur auf die Ellenbogenstabilität gegenüber Varus- und Valgusstress testete. Hier wählten die Forscher eine Flexion von 30°, 50° und 70°, sowie die Stellung des Unterarms in Neutral-, Pro- und Supination. Der Musculus brachialis, M. biceps brachii und der M. triceps brachii wurden mit Gewichten belastet, um eine passive Spannung zu erzeugen. Diese Spannung wurde in den einzelnen Testdurchläufen variiert, sowie das anteriore Bündel des ulnaren Kollateralbands durchtrennt. Im Ergebnis zeigte sich eine signifikante Zunahme der varus-valgus Instabilität des Ellenbogens in den Testungen, in welchen die Spannung der Muskulatur entfernt wurde und dies unabhängig von der Position des Unterarms. Das anteriore Bündel des ulnaren Kollateralbands zeigte hier einen doppelt so großen Einfluss auf die Stabilität wie die einzelnen Muskelgruppen. Die mediale Ellenbogenmuskulatur hatte überwiegend Einfluss auf die Stabilität, während sich der Unterarm in Supinationsstellung befand, wohingegen die laterale Muskulatur größere Auswirkung während der Pronation zeigte, da hier die passive Spannung in den jeweiligen Muskeln erhöht war. Die mediale Ellenbogenmuskulatur sorgte sogar bei defektem anterioren Bündel des ulnaren Kollateralbands für Stabilität, was deren Rolle als sekundärer Stabilisator unterstreicht ⁴⁵.

Die Arbeiten von Wasserstein ³⁶, Schönberger ⁴⁶ und Krych ³⁴ beschäftigten sich mit den wenigen Fällen einer Ruptur des Musculus brachialis, sowie in der Arbeit von Schönberger auch mit der ultraschallgestützten Diagnostik. Vor allem die geringe Inzidenz dieser Verletzung, aber auch die Uneinigkeit über die genauen anatomischen Begebenheiten, lassen vermuten, dass es hierbei in vielen Fällen zu Fehldiagnosen kommt ⁴⁶. Bedenkt man den möglichen Einfluss des Musculus brachialis auf die Ellenbogenstabilität ⁴⁷, lässt sich die Wichtigkeit einer korrekten Diagnosestellung ableiten. Schönberger und Ernst kamen außerdem in ihrer Arbeit zu dem Schluss, dass die Diagnostik peripherer Muskelrupturen mittels Ultraschalluntersuchung eine einfache und kostengünstige Alternative zum MRT darstellt. Ihre Recherche ergab zudem, dass die meisten Fälle von Rupturen des Musculus brachialis konservativ behandelt werden können ⁴⁶.

Mit dem Thema der operativen Versorgung von ligamentären Verletzungen im Bereich des Ellenbogens beschäftigten sich unter anderem auch die Studien von Hackl et al. aus den Jahren 2015 bis 2017^{48 49 50}. Hackl et al. veröffentlichten im Ärzteblatt den Artikel „The Treatment of Simple Elbow Dislocation in Adults“ und zeigten in einer Metaanalyse, dass eine frühzeitige, funktionelle Versorgung von Ellenbogendislokationen der Immobilisation mittels Schienung zwar initial überlegen ist, eine kurzzeitige Ruhigstellung sich jedoch positiv auf das Schmerzempfinden auswirken kann und die Langzeitergebnisse von beiden Verfahren das gleiche Outcome zeigen. Die sofortige operative Versorgung von ligamentären Verletzungen zeigte keinen Vorteil gegenüber einem späteren OP-Zeitpunkt⁴⁸.

2016 verglich Hackls Arbeitsgruppe dann die ligamentäre Rekonstruktion mittels „circumferential graft technique“ mit der konventionellen operativen Versorgung⁴⁹. Die Studie ergab, dass eine Schädigung der kollateralen Ligamente zu einer signifikanten Gelenkinstabilität führen, die „circumferential graft technique“ jedoch in Bezug auf die postoperative Belastungsfähigkeit dem konventionellen Operationsverfahren leicht überlegen ist. Man kam zu der Erkenntnis, dass beide Rekonstruktionstechniken miteinander vergleichbare Ergebnisse erzielen können, einem gesunden Gelenk in der Stabilität jedoch unterlegen sind.

In der Arbeit „Annular ligament reconstruction with the superficial head of the brachialis: surgical technique and biomechanical evaluation“, aus dem Jahre 2017, stellten Hackl et al. eine Möglichkeit vor, das Ligamentum anulare radii mit Hilfe der Ansatzsehne des Musculus brachialis operativ zu rekonstruieren. Hierzu testeten sie in vitro die Stabilität des Radiuskopfes in 0°, 45°, 90° und 120° Flexion im Ellenbogen, mit intaktem, defektem und rekonstruiertem Lig. anulare radii. Während die posteriore Translation des Radiuskopfes bei intaktem Ligament sich mit steigender Flexion verringerte, zeigte sich eine signifikante Zunahme der Ellenbogeninstabilität nach Durchtrennung des Ringbandes in allen Flexionsgraden. Durch die Rekonstruktion mittels der oberflächlichen Sehne des M. brachialis konnte die Stabilität im proximalen Radius wieder hergestellt werden.

3.2 Relevante Pathologien und deren Behandlung

Diese Arbeit bezieht sich im Hinblick auf Pathologien nur auf Traumata des Ellenbogens beim erwachsenen Menschen. Schaut man sich den Ellenbogen allgemein an, fällt auf, dass es sich um eine komplexe Verbindung aus knöchernen

und ligamentären Strukturen handelt, die vor allem bei sportlicher Aktivität einer großen Belastung ausgesetzt sein können. In den folgenden Abschnitten werden die Verletzungsmuster und die entsprechenden Therapiekonzepte der für diese Arbeit relevanten Strukturen näher beleuchtet. Hierbei sind vor allem die ligamentären Verletzungen von Bedeutung.

3.2.1 Therapieoptionen bei Verletzungen des Ellenbogens

Die Entscheidung zur operativen Versorgung hängt von vielen Faktoren ab. Es ist wichtig, in der Zusammenschau der Befunde das Gesamtbild vor Augen zu haben, um für den jeweiligen Patienten die richtige Therapie wählen zu können. Zwar ist in den meisten Fällen eine operative Versorgung indiziert^{51,52}, jedoch postulierten Ellwein, Voigt & Lill in Müllers Expertise Ellenbogen, dass vor allem bei ligamentären Luxationen in den meisten Fällen auch ein konservatives Vorgehen ein zufriedenstellendes Ergebnis liefern kann⁵³. Entscheidend für die Auswahl des operativen Zugangswegs ist nicht nur die Lokalisation der Fraktur, sondern vor allem auch die jeweiligen Begleitverletzungen. Besonders wichtig ist hier die Beteiligung des Kapsel-Band-Apparats⁵⁴. So sollte zum Beispiel die Radiuskopffraktur nicht allein als knöcherner Defekt gesehen werden, sondern eher als eine osteoligamentäre Kombinationsverletzung^{55,56}.

Diese Erkenntnis trägt dazu bei, dass die Diagnostik von ligamentären Begleitverletzungen und deren operative Versorgung eine entscheidende Rolle beim Outcome des Patienten spielt⁵⁶.

3.2.2 Ligamentäre Verletzungen

Zu Verletzungen von ligamentären Strukturen im Ellenbogengelenk kommt es meistens durch Luxationen. Hier unterscheidet man die einfache Luxation, bei welcher ausschließlich der Kapsel-Band-Apparat betroffen ist von den komplexen Luxationen, bei denen es zusätzlich zu einer knöchernen Fraktur kommt. Zu diesen, dann als Ellenbogenluxationsfraktur genannten Verletzungen, zählen die sog. Terrible-Triad, die transolekranische Luxationsfraktur und die Typ-IV-Verletzung des Radiuskopfs nach Johnston. Die Luxationen des Ellenbogens sind nach den Luxationen der Schulter die zweithäufigste Form der Auskugelung eines Gelenks und weisen eine Inzidenz von im Schnitt 8,5 Fällen pro 100.000 Einwohner auf^{57,58}. Der häufigste Grund für eine Ellenbogenluxation ist der Sturz auf den ausgestreckten Arm, bei dem vor allem Valgusstress und Kraffeinwirkung mit Außenrotation zur Dislokation führen¹⁰. Hier kommt es nach den Studien von

O'Driscoll am ehesten zu einer kreisförmigen Ruptur des Kapsel-Band-Apparats. Dabei ist zuerst das Ligamentum collaterale laterale betroffen, wonach der Riss auf die Kapsel übergeht und sich bis zum medialen Kollateralband fortsetzt. Letzteres rupturiert nicht zwangsläufig^{6,59}. Müller beschreibt in seinem Buch Expertise Ellenbogen allerdings, dass die klinische Erfahrung gezeigt habe, dass ca. 50% der Patienten mit einer Ellenbogenluxation eine isoliert ulnare Seitenbandluxation ohne Beteiligung der radialen Bänder hatten⁶⁰. Dieses Erkenntnis führt dazu, dass noch weitere Luxationsmechanismen berücksichtigt werden sollten⁶¹.

Einteilen lassen sich die Ellenbogenluxationen am besten nach der Luxationsrichtung, in welcher die Stellung des luxierten Unterarms im Bezug zum Oberarm die Klassifikation ergibt⁶². Dislozieren Radius und Ulna im Vergleich zum Oberarm nach dorsal, so spricht man von einer posterioren Ellenbogenluxation. Dislozieren sie hingegen nach ventral, so wird dies eine anteriore Ellenbogenluxation genannt. Bei einer lateralen Dislokation spricht man von der posterolateralen Luxation und bei einer medialen dementsprechend von der posteromedialen Luxation. Im Falle einer Abweichung von Radius und Ulna in verschiedene Richtungen, wird die Luxation als divergierend bezeichnet. Mit einer Häufigkeit von 80 – 85% ist die posteriore Luxation die weitaus häufigste Variante⁶³.

Vor allem die Radiuskopffrakturen des jüngeren Patienten bieten ein hohes Potenzial für ligamentäre Begleitverletzungen. Aber auch durch Luxationsfrakturen oder eine komplexe Frakturmorphologie kann es zu einer Schädigung des Kapsel-Band-Apparates und somit zur Instabilität kommen⁶⁴. Die Häufigkeit von Begleitverletzungen variiert je nach Art der Fraktur. Vor allem bei Mason-III-Frakturen ist dies der Fall, wie Kaas et al. in einer Studie bei MRT Untersuchungen von 46 Radiuskopffrakturen nachweisen konnten⁶⁵. Hier kam es bei 100% der Mason-III-Frakturen zu Begleitverletzungen. Der Grund dafür kann im Verletzungsmechanismus liegen, bei welchem der nach dorsal luxierende Radiuskopf gegen das Kapitulum schlägt, was zu einer posterolateralen Rotationsinstabilität führen kann. Hierdurch kann es zur Ruptur des Ligamentum collaterale radiale kommen, welches nach der operativen Versorgung der Radiuskopffraktur wieder transossär oder mittels Fadenankern fixiert werden muss⁶⁴. Vor allem bei der sogenannten Terrible Triad, also der Kombination aus einer Ellenbogenluxation und einer Koronoidfraktur zusätzlich zur Radiuskopffraktur, ist

eine Rekonstruktion des LCL obligat. Zusätzlich sollte über eine Refixation des medialen Kollateralbands und des Koronoids nachgedacht werden.

3.3 Dehnungsmesstechnik

Die Dehnungsmesstechnik findet eine breite Anwendung in den verschiedensten Gebieten. Dazu zählt nicht nur die Medizin, sondern vor allem die Industrie, wo diese Messtechnik verwendet wird, um Formänderungen an Objekten wie Maschinen und anderen Geräten bestimmen zu können. So lassen sich z.B. Eigenspannungs-, Belastungs- oder Lebensdaueranalysen durchführen. Hier ist oft die Fragestellung, ob ein Bauteil den einwirkenden Kräften standhält, was Einfluss haben kann auf die Wahl des eingesetzten Werkstoffs oder dessen Verarbeitungstechnik⁶⁶. Dafür misst man die Dehnung an der Bauteiloberfläche und kann aus den gemessenen Werten dann die einwirkende Spannung berechnen. Bei dieser Spannung handelt es sich um mechanische Spannung. Dies kann Lastspannung sein, also die äußere mechanische Belastung, aber auch Eigen- oder Wärmespannung. Dabei ist auch der Zustand der Spannung entscheidend, also ob es sich um ein-, zwei- oder dreiachsige Spannung handelt⁶⁷. Im Falle unserer Arbeit sollte untersucht werden, wie sich die Bänder des Ellenbogens bei einwirkender eindimensionaler Kraft dehnen, gemessen in $\mu\text{m}/\text{m}$. Dazu eignen sich am besten Halbleiter-Dehnungsmessstreifen.

3.3.1 Dehnungsmessstreifen

Es existiert eine Vielzahl von verschiedenen Dehnungsmessstreifen (DMS), welche überwiegend Anwendung in der Industrie finden. Die am meisten verbreiteten Varianten sind die Metallfolie- und Halbleiter-DMS. Hier sollte man sich vor der Anwendung über die Vor- und Nachteile dieser beiden zuletzt genannten Systeme im Klaren sein, da dies Auswirkung auf die Messergebnisse haben kann. Halbleiter-DMS haben den Vorteil, dass sie ein hohes Ausgangssignal haben. Dieses liegt bei einem k-Faktor von ca. 180 an der Wheatstone-Brücke. Bei dem k-Faktor handelt es sich um einen Proportionalitätsfaktor zwischen der gemessenen Dehnung und der relativen Änderung in der Brücke⁶⁸. Diese Wheatstone'sche Brücke dient der Erfassung der Widerstandsänderung, umgesetzt in eine einfach zu messende Spannungsänderung innerhalb der Brückenschaltung. Eine Messung der

Widerstandsänderung mit z.B. einem Ohm-Meter auf dem Dehnungsmessstreifen wäre viel zu ungenau. Der Einsatz von Halbleiter-DMS ist also dann sinnvoll, wenn von einer geringen Dehnung auszugehen ist⁶⁹. So auch hier in dieser Studie. Die Nachteile dieses Systems sind, dass sie komplizierter in der Handhabung sind, eine schlechte Linearität zeigen, temperaturanfällig sind und nur eine geringe Varianz haben.

Die Metallfolie-DMS überzeugen zwar dadurch, dass sie all diese Nachteile nicht aufweisen, haben jedoch mit einem k-Faktor von ca. 2 ein wesentlich geringeres Ausgangssignal und sind damit für den Einsatz in dieser Studie ungeeignet. Die genaue Bauform des angewendeten Halbleiter-Dehnungsmessstreifens ist eine sogenannte Vollbrücke. Diese Systeme finden dann Anwendung, wenn ein Bauteil oder wie hier der Fall, ein Band im Ellenbogen, nur von einer Seite zugänglich ist. So bekommt man trotz nur einseitiger Messung das größtmögliche Ausgangssignal.

Bei der Aufbringung der DMS ist zudem zu beachten, dass die Oberflächenbeschaffenheit, auf welcher der Messstreifen sich befinden wird, Einfluss auf die Messergebnisse haben kann⁶⁸. Hier spielt der histologische Aufbau der Bänder eine entscheidende Rolle. Ligamentäre Strukturen sind aus histologischer Sicht eine der vielen Formen des Bindegewebes. Die Besonderheit liegt hier im molekularen Aufbau, der dafür sorgt, dass das straffe kollagene Bindegewebe hohen Beanspruchungen standhält. Bei einer geflechtartigen Anordnung, wie sie z.B. in Muskelfaszien oder Gelenkkapseln vorkommt, sorgen die dicken Bündel für Stabilität bei Zug aus verschiedenen Richtungen. Bei einer parallelen Anordnung wie in Sehnen, Aponeurosen oder Bändern, dienen sie der Stabilität bei Zug aus nur einer Richtung²³. Diese Kollagenfasern haben einen Durchmesser von 2 - 20µm und verlängern sich bei Zugkräfteinwirkung nicht, sie sind also zugfest. Verläuft das Gewebe der Fasern jedoch eher wellig oder überkreuzen sich die Fasern, so weisen sie eine gewisse Dehnungsreserve auf⁷⁰. Verantwortlich für die Zugfestigkeit sind die Querbrücken der Kollagenfibrillen, welche als stabförmige Bindegewebszellen in der Extrazellulärmatrix (EZM) kovalente Bindungen eingehen.

3.3.2 Anwendung in der Orthopädie und Unfallchirurgie

Der Einsatz von Dehnungsmessstreifen im Bereich der biomechanischen Forschung hat besonders in der Orthopädie und Unfallchirurgie Studienergebnisse mit Auswirkung auf operative Versorgungstechniken geliefert.

So haben beispielsweise Stoffel et al. in einer in vivo Studie an 16 Schafen zeigen können, dass bei einer standardisierten Osteotomie der Tibia die direkte Knochenheilung bei angepasster Platte mit Zugschraube am besten war⁷¹. Es gab einen direkten Zusammenhang zwischen der Oberflächenspannung des Implantats und der Kallusbildung an der Fraktur. In dieser Studie kamen Dehnungsmessstreifen zum Einsatz, welche direkt auf dem Implantat angebracht wurden. Die Studie untersuchte vier verschiedene Osteosynthesetechniken unter Ausschluss des Zuggurtungsprinzips. Es kamen dem Knochen angepasste sowie überbogene Platten zum Einsatz, mit und ohne Verwendung einer Intrefragmentären Zugschraube. Die eingebrachten Zugschrauben konnten sowohl bei den überbogenen, als auch bei den angepassten Platten eine Reduktion der Oberflächenspannung herbeiführen. Nur die angepasste Plattenosteosynthese mit Zugschraube konnte in dieser Studie eine direkte Knochenheilung erzielen. Durch die Kombination einer überbogenen Plattenosteosynthese mit Zugschraubung konnte die Implantatbelastung durch Biegespannung zwar am stärksten reduziert werden, jedoch führte dies nur zu einer relativ instabilen Fixation der Fraktur⁷¹.

Anders als in den Studien von Stoffel et al. wurden die Dehnungsmessstreifen in einer Arbeit von Ott et al. nicht auf einem Implantat befestigt, sondern direkt auf dem Gewebe angebracht. Es konnte gezeigt werden, dass bei Einrissen des Ligamentum laterale collaterale durch die operative Versorgung mittels Augmentation des Ligaments eine höhere Widerstandsfähigkeit als bei der nativen oder der Verriegelungsnaht-Technik erzielt werden konnte⁷². Hierfür wurden die Dehnungsmessstreifen auf Ansatz und Ursprung des LCL von 8 Ellenbogen angebracht und in 3 verschiedene Szenarien die Stabilität gegen posterolateral-rotatorische Kraft getestet. Bei den 3 Szenarien handelte es sich um Testungen mit intaktem LCL, transossärer Verriegelungsnaht und einfacher LCL-Wiederherstellung mit zusätzlicher LUCL-Augmentation. Die Ergebnisse zeigten bei der Augmentationstechnik eine gegenüber den anderen Techniken erhöhte Stabilität⁷². Hier müssen weitere klinische Studien zeigen, ob dies möglicherweise zu einer erhöhten Rate an postoperativer Ellenbogensteife führt.

Eine ebenfalls interessante Studie von Ott et al. „The role of the transversal ligament on the atlantoaxial complex - Bending forces at C1/2 flexion limits in the elderly“, aus 2021, konnte zeigen, dass die durchschnittlich benötigte Kraft, welche beim älteren Menschen aufgebracht werden muss, um das Ligamentum

transversum atlantis reißen zu lassen, bei 175 N liegt ⁷³. Auch hier erfolgte die Anbringung der Dehnungsmessstreifen direkt auf dem Gewebe, um die Dehnung des Ligamentum transversum atlantis, dem wichtigsten Stabilisator im atlantoaxialen Komplex zu messen. Die Studie konnte zeigen, dass bei den im Durchschnitt 72 Jahre alten Körperspendern, die benötigte Kraft zum Zerreißen des Lig. transversum atlantis geringer war als in vorherigen Studien.

Ein ebenso praktisches Beispiel zur Anwendung von Dehnungsmessstreifen findet man in der Arbeit von Ott et al. „Primary stability of fixation methods for periprosthetic fractures of the humerus: a biomechanical investigation“. Hier untersuchte die Arbeitsgruppe den Zusammenhang zwischen dem gehäuften Auftreten von periprothetischen Humerusfrakturen und der in den Jahren zuvor zunehmenden operativen Versorgung mittels reverse shoulder arthroplastie ⁷⁴. Die Studie verglich die primäre Stabilität nach operativer Versorgung der gängigsten Verfahren. Hierbei wurden die Dehnungsmessstreifen auf den Verriegelungsplatten befestigt, um so deren Dehnung bei simulierter Belastung zu messen. Die Studie konnte zeigen, dass weder zusätzliche K-Drähte noch eine zusätzliche Verriegelungsplatte die primäre Stabilität erhöhen konnten. Somit wurde belegt, dass die aktuelle operative Versorgung von periprothetischen Humerusfrakturen in diesem in vitro Setup suffizient ist.

4 Fragestellung

Die traumatische Ellenbogenluxation ist eine der häufigsten Verletzungen der oberen Extremität ⁷⁵. Das ligamentäre sowie knöcherner Verletzungsausmaß beeinflusst entscheidend die Stabilität des Ellenbogengelenkes ¹¹. Aufgrund der Vielschichtigkeit dieser Verletzungen gibt es eine enorme Anzahl möglicher Komplikationen ⁷⁶. Daher ist ein dezidiertes Wissen über die Zusammenhänge von Anatomie und Biomechanik eine Grundvoraussetzung, um ein optimales Therapiemanagement gewährleisten zu können.

Zusätzlich zur operativen Versorgung des knöchernen Defekts, ist die Mitbeurteilung der Kollateralbandkomplexe sowie der dynamischen Stabilisatoren entscheidend für den Therapieerfolg ⁷⁷. Das Ziel einer operativen Versorgung sollte die Wiederherstellung der Stabilität sein.

Daher verfolgt diese Arbeit zwei Ziele. Zum einen sollen die bereits bekannten biomechanischen Eigenschaften der aktiven sowie passiven Stabilisatoren verglichen werden, um gezielt den Einfluss des Musculus brachialis auf die Stabilität des Ellenbogengelenks zu untersuchen. Zum anderen ist Ziel dieser Arbeit, das Ausmaß der Verletzung des M. brachialis in den Behandlungspfad der Ellenbogenluxation zu integrieren.

5 Material und Methoden

5.1 Studiendesign

Bei dieser Studie handelt es sich um eine experimentelle, biomechanische Studie, in welcher zur Durchführung insgesamt 9 vollständige Ellenbogengelenke verwendet wurden. Bei den Spendern handelte es sich um fünf männliche und vier weibliche Menschen, welche im Mittel in einem Alter von 81 Jahren gestorben sind (Min. 54, Max. 95, SD 14.7 Jahre). Die Leichenspenden wurden uns sowohl von Science Care als auch vom anatomischen Institut der Universität zu Köln und der Universität Aachen zur Verfügung gestellt.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universität zu Köln geprüft und genehmigt (Nr. 20-1369).

5.1.1 Präparate

Die Präparate mussten für die Applikation der Dehnungsmessstreifen vorbereitet werden. Dazu wurde, nach dem Auftauen der Proben, der Humerus vom kompletten Weichteilgewebe befreit, sodass nur noch der Musculus brachialis und die ligamentären Strukturen verblieben. Der Kapselbandapparat blieb dabei vollkommen intakt.

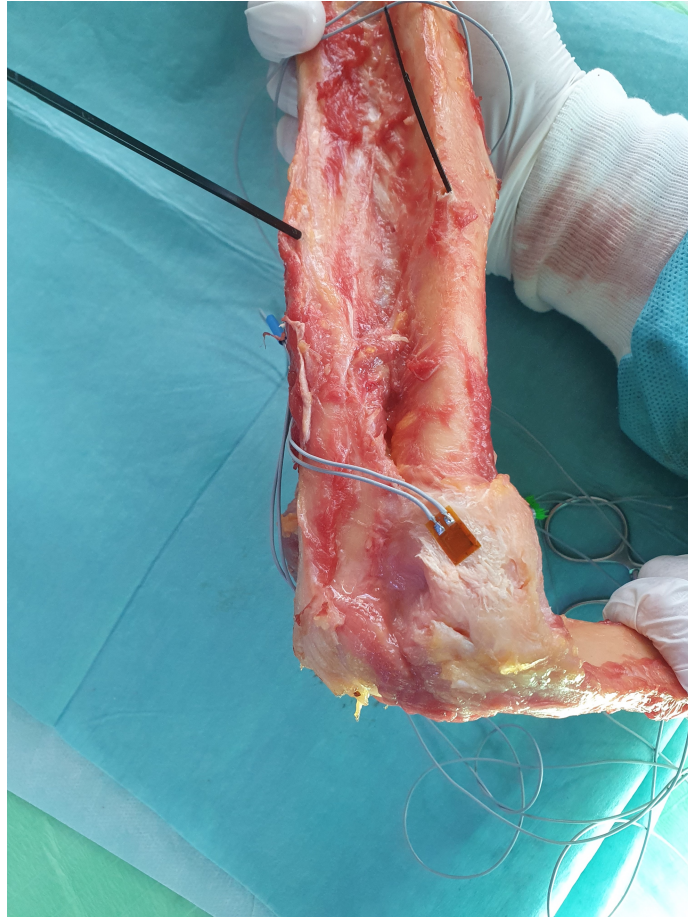


Abbildung 6: Frischpräparat eines Ellenbogengelenks nach Entfernung des Weichteilgewebes mit bereits aufgeklebten Dehnungsmessstreifen (Ott, 2021, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478>)

Die Frischpräparate wurden bei -20°C eingefroren und ca. 12 – 14 Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur erwärmt. Wie bereits die Studien von Cartner et al. gezeigt haben, war es wichtig, die Zeit zwischen dem Auftauen und der biomechanischen Testung konstant zu halten, um eine möglichst genaue Vergleichbarkeit zu erreichen ⁷⁸. Alle Testobjekte wurden vor den Versuchen mittels Röntgen- und klinischer Untersuchung auf bestehende Verletzungen, Arthrose oder bereits durchgeführte Operationen untersucht, um betreffende Exemplare ausschließen zu können.

5.2 Applikation der Dehnungsmessstreifen

Die Applikation der Dehnungsmessstreifen für den Kapselbandapparat konnte unmittelbar auf den Bändern selbst erfolgen. Bei der Anbringung der Teststreifen

an der Muskulatur musste jedoch eine weitere Vorbereitung des zu testenden Gebiets erfolgen, da eine direkte Fixierung auf muskulären Fasern aufgrund der hohen Elastizität des Muskels nicht möglich war. Die zu messenden Kräfte wären von den Dehnungsmessstreifen nicht erfasst worden. Deshalb wurde der Musculus brachialis am proximalen Ende vom Humerus gelöst und durch FiberWire-Fäden (Nahtmaterial mit geflochtener Hülle und mehrsträngigem, langkettigem Kern aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen) mit einem metallischen Sensor verbunden, welcher die Form eines Omega hat (siehe Abb. 7).

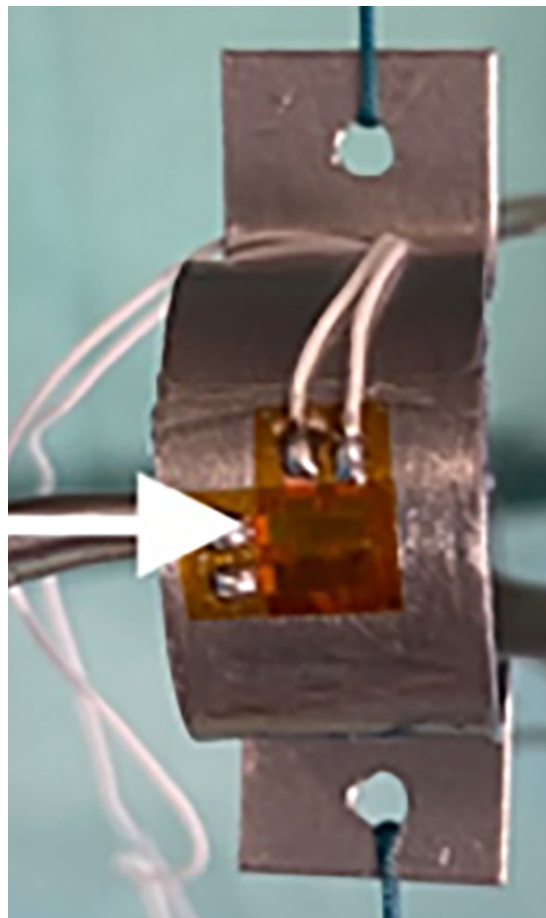


Abbildung 7: Dehnungsmessstreifen (4-wire 120 Ω , Vishay Inc., Malvern, PA, USA) mit MBond (Vishay Inc., Malvern, PA, USA) auf einem Omega aus Titan (Ott, 2021, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478>)

An diesem Omega wurde ein DMS so angebracht, dass die Übertragung der Dehnung des Muskels auf das Omega gemessen werden konnte. Dabei ist wichtig zu verstehen, dass es durch axialen Zug am unteren Teil des Omegas zu einer Stauchung an der Oberseite kam (siehe schematische Darstellung des Omegas in

Abb. 8). Daraus ergibt sich auch die Tatsache, dass die Dehnungsmessung des M. brachialis zu negativen Messergebnissen führte (negatives Vorzeichen).

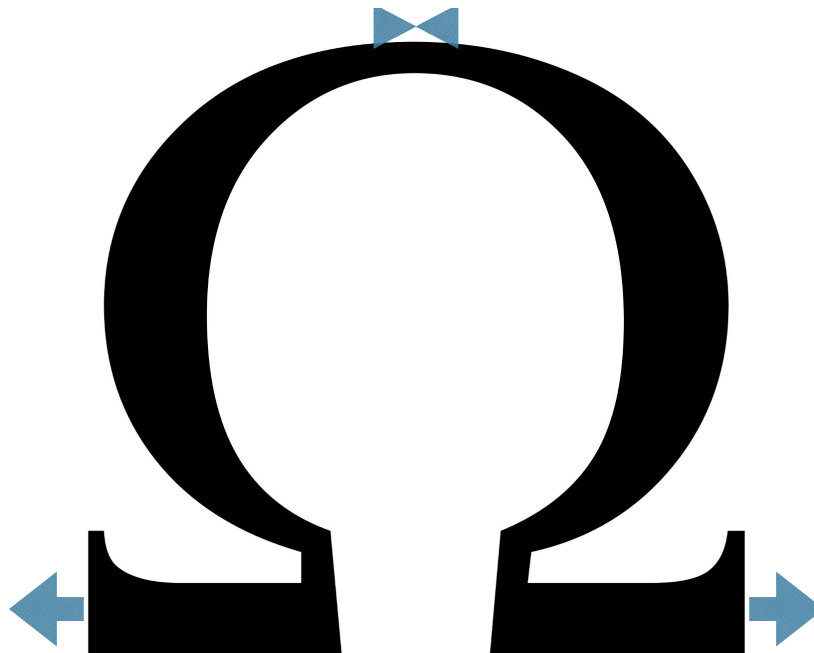


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Omega

Die Positionierung des Omega erfolgte am physiologischen Ursprung des Muskels im Humerus (Siehe Abbildung 9). Hierdurch konnte die axiale Deformierung des Muskels bei Anspannung auf die Dehnungsmessstreifen übertragen werden. Zur Reduktion von Messfehlern wurden 4-Leiter DMS (350 Ω) verwendet.



Abbildung 9: Humerusschaft eingespannt in Testvorrichtung; der Musculus brachialis (BrachM) wurde am proximalen Ende abgetrennt und mit dem Omega (weißer Stern) auf welchem sich der Dehnungsmessstreifen (StG) befindet, transossär am Ursprung des M. brachialis verbunden (Ott, 2021, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478>)

5.3 Geräte und Software

Der Schaft des Humerus wurde an einer dynamischen, servohydraulischen Prüfmaschine von Zwick und Roell (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit zwei Montageklammern fixiert. Der Schaft der Ulna wiederum wurde über eine Befestigungsschraube 10 cm distal der Bewegungsachse des Ellenbogengelenks lateralseitig fixiert. So war man in der Lage, das Gelenk in einer Flexionsstellung zwischen 30° und 90° frei einzustellen. Ein synthetischer Draht bildete die Verbindung zwischen dem Bolzen und dem mobilen Träger der Prüfvorrichtung. Damit auch eine Ablenkung des Drahts möglich war, wurden dort zusätzlich Rollen

installiert. Bewegt man den Träger nun nach oben, wurde somit eine Valgus- oder Varuskraft beziehungsweise posterolateral rotatorische Kraft, auf das Gelenk ausgeübt, je nachdem in welche Richtung der Draht über die Rollen abgelenkt wurde. Mit Hilfe von zwei 2 mm Kirschnerdrähten konnte das distale Radioulnargelenk je nach Untersuchung in Pronations- oder Supinationsstellung fixiert werden.

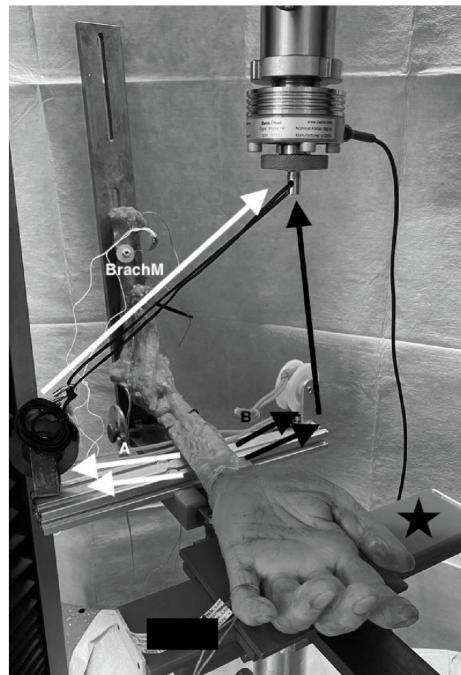


Abbildung 10: Versuchsaufbau. Ein synthetischer Draht verbindet die Verschiebevorrichtung (schwarzer Stern) der Testvorrichtung mit der in der Ulna angebrachten Befestigungsschraube. Aufwärtsbewegung der Verschiebevorrichtung führten zu Valgus- (A; weiße Pfeile) oder posterolateral-rotatorischem / Varus-Stress (B; schwarze Pfeile), abhängig von der Drahtumlenkung. Eine temporäre Arthrodese konnte über zwei (im Bild nicht erkennbare) Kirschnerdrähte am distalen Radioulnargelenk bewirkt werden ^{49,50}. (Ott, 2021, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478>)

5.4 Versuchsaufbau

Um den Einfluss des Musculus brachialis auf die Ellenbogenstabilität zu testen, entwickelten wir drei verschiedene Szenarien.

In Szenario A waren das Ligamentum collaterale laterale und das Ligamentum collaterale ulnare, inklusive des anterioren- und posterioren Bündels, intakt. Dies war die native Ausgangsmessung für die Stellungen in 30°, 60° und 90° Flexion, sowohl in Pro- als auch in Supination. In allen Durchläufen wurde sowohl Varus- als auch Valgusstress auf das Gelenk ausgeübt.

In Szenario B wurden die gleichen Messungen mit rupturiertem Ligamentum collaterale laterale, jedoch erhaltenem Ligamentum collaterale ulnare durchgeführt.

In Szenario C führten wir die Testung mit beiden rupturierten Bändern durch.

So war es uns möglich, mit drei verschiedenen Szenarien den Einfluss des Musculus brachialis auf die Stabilität des Gelenks, mit und ohne Unterstützung der Kollateralbänder zu vergleichen.

Die gewonnenen Datensätze wurden anschließend mit Hilfe des Analyse- und Statistikprogramms SPSS ausgewertet.

5.5 Statistische Analyse

Die von uns gesammelten Daten wurden nach einer initialen Sortierung in von uns erstellten Excel Tabellen zusammengefasst und mittels des Statistik Programms, SPSS Statistics (IBM, New York, USA) ausgewertet und analysiert.

Hier verwendeten wir zur Testung der Normalverteilung den Kolmogorov-Smirnov-Test, in welchem die von uns erhobenen Ergebnisse mit einer festgelegten, theoretischen Verteilung verglichen wurden. So konnten wir das Kolmogorov-Smirnov-Z, als Test für die Güte der Anpassung, aus der größten Differenz zwischen beobachteter und theoretischer kumulativer Verteilungsfunktion berechnen. Zur Feststellung von statistisch signifikanten Unterschieden kamen ein doppelter *t*-Test und ein ANOVA-Test zum Einsatz.

Die gewonnenen Datensätze ordneten wir zur übersichtlicheren Darstellung in Form der deskriptiven Statistik tabellarisch an (siehe unten).

Wir erreichten eine Signifikanz in Form des p-Wertes von <0.05 .

Ausgehend davon, dass die gemessene Differenz der einzelnen Untergruppen bei den Testungen 100 $\mu\text{m}/\text{mm}$ betragen würde, konnten wir bei neun Proben eine Teststärke von 0.96 erreichen.

6 Ergebnisse

Nach Abschluss der biomechanischen Testungen an den Ellenbogengelenken konnten folgende Ergebnisse festgehalten werden.

In allen drei Szenarien konnten wir eine signifikante Spannung des Musculus brachialis nur unter Varusstress bzw. posterolateral rotatorischer Kraft beobachten. Während der Durchläufe unter Valgusstress konnten wir keine Dehnung des Muskels feststellen.

Die maximal gemessene Dehnung erreichten wir bei proniertem Unterarm, in einem Winkel von 30° Flexion.

Bei einer Flexion von 90° konnten wir hingegen keine Dehnung des Muskels messen.

In Szenario C, also mit künstlich herbeigeführter Ruptur des Ligamentum collaterale laterale und ulnare, war die Dehnung signifikant höher als in den beiden Szenarien A und B ($p = .034$).

	30° Flexion		60° Flexion		90° Flexion	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
Supination						
Ligamentum collaterale laterale	378	442	442.7	585.6	689.2	518.7
anteriores Bündel	156.6	183.5	207.4	126.1	1084.5	1440.7
posteriores Bündel	113.8	110.8	123.6	120.1	62.7	76.5
Musculus brachialis	- 23.5	77.2				
Pronation						
Ligamentum collaterale laterale	102.8	90	271.30	360.3	107.7	121.5
anteriores Bündel	213.3	263.2	158.3	106.2	1167.6	1269.6
posteriores Bündel	89.3	81.3	36.2	23.9	64.1	113
Musculus brachialis	- 106.9	100.2	- 70.4	110.4	- 2.5	6.7

Tabelle 1: Untersuchungsergebnisse, Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen in $\mu\text{m}/\text{m}$

Die Tabelle zeigt eine Übersicht der errechneten Mittelwerte der neun Proben mit der jeweiligen Standardabweichung (SD) in $\mu\text{m}/\text{m}$. Veranschaulicht werden dabei die Ergebnisse der Testungen an den Unterarmen in Pronations- und in Supinationsstellung bei einer Flexion des Ellenbogengelenks von 30°, 60° und 90°. Im Überblick lässt sich zunächst feststellen, dass in allen drei Szenarien eine

Deformation des Omegas nur unter posterolateral rotatorischer Kraft, beziehungsweise Varusstress, stattgefunden hat. Unter Valgusstress hingegen zeigte sich keinerlei Deformation. Außerdem erzielten in allen Untersuchungen die Ellenbogengelenke in Flexionsstellung von 30° und proniertem Unterarm die jeweilige maximale Deformation. Dabei ist hervorzuheben, dass die Deformation in Szenario C, also mit rupturiertem Ligamentum collaterale laterale und ulnare, in der beschriebenen Flexions- und Pronationsstellung signifikant höher war als in Szenario A und B.

Im Folgenden werden die Szenarien im Einzelnen betrachtet.

In Szenario A, also mit einem intakten Ligamentum collaterale laterale und ulnare, erwies der Wechsel zwischen Supination und Pronation des Unterarms in 30° Flexionsstellung des Ellenbogengelenks keinen nennenswerten Unterschied in der Deformation des Omegas. Allerdings konnte unter Varusstress in Supination eine Dehnung der am Omega befestigten Dehnungsmessstreifen von im Mittel - 23.5 $\mu\text{m}/\text{m}$ gemessen werden (Minimum 76.71 $\mu\text{m}/\text{m}$, Maximum - 188.2 $\mu\text{m}/\text{m}$, SD 77.2 $\mu\text{m}/\text{m}$), wohingegen in Pronation des Unterarms der Mittelwert bei 106.9 $\mu\text{m}/\text{m}$ lag (Minimum - 32.51 $\mu\text{m}/\text{m}$, Maximum - 287 $\mu\text{m}/\text{m}$, SD 100.2 $\mu\text{m}/\text{m}$). Im Vergleich dazu zeigten die Messungen unter Varusstress in Pronationsstellung des Unterarms und bei einer Flexionsstellung von 60° im Ellenbogengelenk eine Dehnung von - 70.4 $\mu\text{m}/\text{m}$ (Minimum 17.5 $\mu\text{m}/\text{m}$, Maximum - 301 $\mu\text{m}/\text{m}$, SD 110.4 $\mu\text{m}/\text{m}$). In Supinationsstellung hingegen ließ sich in der 60° Flexion des Gelenks keine Deformation messen. Auch bei Betrachtung des Gelenks in einer 90° Flexionsstellung waren weder in Pronation noch in Supination des Unterarms Dehnungen des Omegas festzustellen.



Bei allen angegebenen Werten handelt es sich immer um den Mittelwert

Abbildung 11: Szenario A

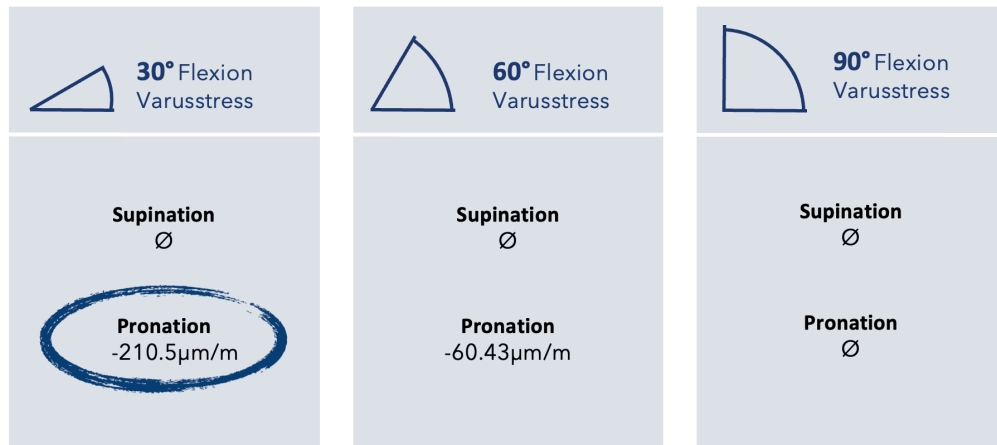
In Szenario B, welches den Fall mit einem isoliert rupturiertem Ligamentum collaterale laterale untersucht, wurde lediglich eine Deformation des Omegas in Pronationsstellung des Unterarms und bei einer Flexion des Ellenbogengelenks von 30° und 60° beobachtet. Bei einer Flexion von 30° zeigte die Messung einen Mittelwert von - 109.5 µm/m (Minimum - 96.7 µm/m, Maximum - 130.4 µm/m, SD 18.2 µm/m) und bei einer Flexion von 60° einen Mittelwert von - 9.03 µm/m (Minimum - 2.9 µm/m, Maximum - 13.8 µm/m, SD 5.5 µm/m).



Bei allen angegebenen Werten handelt es sich immer um den Mittelwert

Abbildung 12: Szenario B

Im dritten Szenario (rupturiertes Ligamentum collaterale laterale und ulnare) konnte über die Dehnungsmessstreifen ebenfalls nur unter Pronation des Unterarms und in 30° sowie 60° Flexionsstellung des Ellenbogengelenks eine Deformation an das Omega weitergeleitet werden. Der Mittelwert lag unter 30° Flexion bei - 210.5 µm/m (Minimum 97.8 µm/m, Maximum - 310 µm/m, SD 107.8 µm/m) und bei - 60.43 µm/m während der 60° Flexionsstellung (Minimum - 6.7 µm/m, Maximum - 109.8 µm/m, SD 57.9 µm/m). Wie bereits zu Beginn erwähnt, ist damit bei der 30° Flexion eine bedeutend höhere Dehnung festzustellen als in Szenario A und Szenario B.



Bei allen angegebenen Werten handelt es sich immer um den Mittelwert

Abbildung 13: Szenario C

7 Diskussion

Die Ergebnisse konnten zeigen, dass der Musculus brachialis während einer Pronationshaltung des Unterarms und einer 30° Flexion des Ellenbogengelenks, bei posterolateral rotatorischer Kraft beziehungsweise Varusstress, die maximale Belastung erfährt. Die deutlich erhöhte muskuläre Belastung bei diesem Bewegungsmechanismus könnte die Hypothese der stabilisierenden Rolle des Musculus brachialis vom Ellenbogengelenk bei Dislokation bekräftigen. Es kann vermutet werden, dass ein Einfluss auf die Stabilisation besteht.

Die Messungen an den neun untersuchten Proben haben ergeben, dass die Dehnung beziehungsweise Belastung des Musculus brachialis davon abhing, ob sich der Unterarm in Pronations- oder Supinationsstellung befand und ob sich das Ellenbogengelenk in 30°, 60° oder 90° Flexionsstellung befand.

Hierbei sollte man nicht auslassen, welche Auswirkung das Einfrieren der Testobjekte auf die Ergebnisse der Untersuchung gehabt haben könnte. Mit diesem Thema beschäftigten sich bereits Cartner et al. in ihrer Arbeit „Can we trust ex vivo mechanical testing of fresh-frozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays.“ im J Orthop Trauma von 2011 ⁷⁸. Hierbei kamen sie zu dem Ergebnis, dass es wichtig sei, den Zeitpunkt der Testung für alle zu testenden Objekte gleich zu halten und dabei eine Zeit von 50 Stunden nach dem Auftauen bis zur Testung nicht zu überschreiten. Dies wurde bei den durchgeführten Tests dieser Studie beachtet.

Der unterschiedliche Einfluss des Muskels, je nach Stellung des Unterarms und des Ellenbogengelenks, könnte an der besonderen Anatomie des Muskels liegen. In der bereits erwähnten Studie von Leonello et al. von 2007 wurde nicht nur auf die Länge des Muskels hingedeutet, sondern auch herausgearbeitet, dass der *Musculus brachialis* zwei Muskelköpfe besitzt, einen oberflächlichen und einen tiefen Kopf⁴⁴.

Der tiefer gelegene Muskelkopf bildet eine Art Schlinge um das Ellenbogengelenk. Annehmbar ist demnach ein schützender beziehungsweise stabilisierender Effekt bei Bewegungen des Gelenks durch die anatomische Lage des tiefen *Brachialiskopfes*. In verschiedenen Studien wurde eine Ruptur des *Musculus brachialis* in Zusammenhang mit geschlossenen Dislokationen des Ellenbogengelenks gesetzt^{34,36}. Es ist zu erwähnen, dass sich die dort beschriebenen Fälle, anders als in dieser Studie, auf Unfallmechanismen unter sportlicher Aktivität beziehen. Die Verletzungen erfolgten durch einen direkten Schlag von posterior auf das Ellenbogengelenk. Die Gelenke waren dabei in maximaler Extensionsstellung und die Hände der Betroffenen auf den Boden gestützt. In diesen Fällen konnte jedoch keine besondere Gefahr durch Varusstress beschrieben werden. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass durch die posteriore Krafteinwirkung am Ellenbogengelenk eine anteriore Dislokation des distalen Humerus die Ursache der Verletzung des *Musculus brachialis* sei³⁴. Ungeachtet dessen ist aufgrund der anatomischen Relation des Muskels zu der anterioren Kapsel des Ellenbogengelenks, eine Verletzung des *Musculus brachialis* ebenfalls bei Dislokationsmechanismen mit geringerer Krafteinwirkung zu erwarten³⁵. Die Untersuchungsergebnisse in der durchgeführten Studie (Tabelle 1) weisen darauf hin, dass nicht nur die anteriore Dislokation des distalen Humerus eine Verletzungsquelle für den Muskel darstellt, sondern Varusstress beziehungsweise posterolateral rotatorische Kräfte ebenfalls eine negative Auswirkung bedeuten könnten.

Studien, welche sich mit den Stabilisatoren des Ellenbogengelenks beschäftigt haben, stellten ebenfalls eine Messwerterhöhung bei Pronationsstellung des Unterarms heraus^{30,79}. Bisher allerdings nicht betrachtet wurde die gesonderte Beanspruchung des *Musculus brachialis*. Die Fallkonstellation eines rupturierten *Ligamentum collaterale laterale* und *ulnare* aus Szenario C dieser Studie stellte diese Beanspruchung dar und erzeugte im Nachhinein unter Varusstress und in Pronationsstellung die signifikanteste Deformation des *Omegas* aller Untersuchungsergebnisse. Schlussfolgerungen aus einer Studie von Pomianowski et al. schilderten bezüglich der Stellung des Unterarms

vergleichbare Ergebnisse⁴³. Pomianowski et al. konkludierten die Pronation als instabilste Stellung des Unterarms. Eine erhebliche Zunahme der Belastung des Musculus brachialis wurde auch in dieser Studie erfasst. Ferner zog auch eine gesonderte Ruptur des Ligamentum collaterale laterale in Szenario B eine höhere Belastung des Musculus brachialis nach sich. Ableitend kann davon ausgegangen werden, dass, sobald der Bandapparat des Ellenbogengelenks seine Funktion als primärer Stabilisator des Gelenks durch eine Verletzung nicht mehr erfüllen kann, die Arbeit des Muskels als sekundärer Stabilisator an Relevanz zunimmt. Vor allem unter Varusstress beziehungsweise posterolateral rotatorischen Kräften wurde dies deutlich präsentiert.

Trotzdem darf die Begrenztheit der Studienergebnisse nicht außer Acht gelassen werden. Zum einen erlauben die durchgeführten Messungen über das am Musculus brachialis befestigte Omega lediglich einen limitierten Rückschluss auf die Belastung des Muskels selbst, da über den gewählten Versuchsaufbau nur die passive Muskeldehnung ermittelt werden konnte. Es ist von einem höheren Einfluss des Musculus brachialis bei aktiver Anspannung und voller Kraftentwicklung auszugehen.

Zum anderen muss angemerkt werden, dass es sich bei der durchgeführten Studie um eine Testung mit einer geringen Probenanzahl handelte, sowie gefrorenes Leichenmaterial von Donatoren mit einem Durchschnittsalter von 81 Jahren verwendet wurde.

Nichtsdestotrotz scheint es wahrscheinlich zu sein, dass die Position des Unterarms zum Oberarm und die Flexionsstellung des Ellenbogengelenks von 30°, 60° oder 90° einen Einfluss auf die Stabilität im Gelenk hat und somit die Gefahr einer Verletzung erhöht. Diese Annahme spiegelt sich in den Messdaten dieser Studie wieder.

Die leichte Flexionsstellung bei proniertem Unterarm und ein zusätzlicher Varusstress auf das Gelenk erzeugten maximale Ergebnisse.

8 Anhang

8.1 Quellenangaben

1. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.23 Bewegungen im Ellenbogen- und Radioulnargelenk. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2018.
2. Schmidt W. Bewegungsmöglichkeiten in Gelenken. In: Aumüller G, Aust G, Engele J, et al., eds. Duale Reihe Anatomie. 3., aktualisierte Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2014.
3. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. A Allgemeine Anatomie. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2018.
4. Ring D, Jupiter JB. Fracture-dislocation of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 1998; **80**(4): 566-80.
5. de Haan J, Schep NW, Eygendaal D, Kleinrensink GJ, Tuinebreijer WE, den Hartog D. Stability of the elbow joint: relevant anatomy and clinical implications of in vitro biomechanical studies. *Open Orthop J* 2011; **5**: 168-76.
6. O'Driscoll SW, Morrey BF, Korinek S, An KN. Elbow subluxation and dislocation. A spectrum of instability. *Clin Orthop Relat Res* 1992; (280): 186-97.
7. Schneeberger AG, Sadowski MM, Jacob HA. Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 2004; **86**(5): 975-82.
8. Cohen MS, Hastings H, 2nd. Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *J Bone Joint Surg Am* 1997; **79**(2): 225-33.
9. Dunning CE, Zarzour ZD, Patterson SD, Johnson JA, King GJ. Ligamentous stabilizers against posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 2001; **83**(12): 1823-8.
10. O'Driscoll SW. Elbow instability. *Acta Orthop Belg* 1999; **65**(4): 404-15.
11. Ball CM, Galatz LM, Yamaguchi K. Elbow instability: treatment strategies and emerging concepts. *Instr Course Lect* 2002; **51**: 53-61.
12. Wurzingler LJ. Gelenkkapsel und Bandapparat. In: Aumüller G, Aust G, Engele J, et al., eds. Duale Reihe Anatomie. 3., aktualisierte Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2014.
13. Schmidt W. Synovialflüssigkeit. In: Aumüller G, Aust G, Engele J, et al., eds. Duale Reihe Anatomie. 3., aktualisierte Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2014.
14. Morrey BF, An KN. Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med* 1983; **11**(5): 315-9.
15. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Ligamentum anulare. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
16. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Mediales Kollateralband. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
17. Miyake J, Moritomo H, Masatomi T, et al. In vivo and 3-dimensional functional anatomy of the anterior bundle of the medial collateral ligament of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; **21**(8): 1006-12.

18. Callaway GH, Field LD, Deng XH, et al. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 1997; **79**(8): 1223-31.
19. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Anteriores Bündel. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
20. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Posteriores Bündel. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
21. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Transverses Bündel. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
22. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Lateraler Kollateralbandkomplex. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
23. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Kapsel-Band-Apparat. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
24. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Chorda obliqua. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
25. Manocha RH, King GJW, Johnson JA. In Vitro Kinematic Assessment of a Hinged Elbow Orthosis Following Lateral Collateral Ligament Injury. *Journal of Hand Surgery* 2018; **43**(2): 123-32.
26. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2.1 Funktionelle Muskelgruppen. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2018.
27. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Muskulatur. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.
28. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2.8 Oberarmmuskulatur: Mm. biceps brachii und brachialis. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2018.
29. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 2.9 Oberarmmuskulatur: Mm. triceps brachii und anconeus. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2018.
30. Safran MR, Baillargeon D. Soft-tissue stabilizers of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; **14**(1 Suppl S): 179s-85s.
31. de Sèze MP, Rezzouk J, de Sèze M, et al. Does the motor branch of the long head of the triceps brachii arise from the radial nerve? An anatomic and electromyographic study. *Surg Radiol Anat* 2004; **26**(6): 459-61.
32. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. 1.21 Ellenbogengelenk (Articulatio cubiti): Kapsel-Band-Apparat. In: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH, eds. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2018.
33. Wegmann K, Burkhart K, Müller LP. Musculus triceps brachii. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. Expertise Ellenbogen. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2016.

34. Krych AJ, Kohen RB, Rodeo SA, Barnes RP, Warren RF, Hotchkiss RN. Acute brachialis muscle rupture caused by closed elbow dislocation in a professional American football player. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; **21**(7): e1-5.
35. Lin F, Kohli N, Perlmutter S, Lim D, Nuber GW, Makhsous M. Muscle contribution to elbow joint valgus stability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2007; **16**(6): 795-802.
36. Wasserstein D, White L, Theodoropoulos J. Traumatic brachialis muscle injury by elbow hyperextension in a professional hockey player. *Clin J Sport Med* 2010; **20**(3): 211-2.
37. Morrey BF, An KN. Functional anatomy of the ligaments of the elbow. *Clin Orthop Relat Res* 1985; (201): 84-90.
38. Josefsson PO, Gentz CF, Johnell O, Wendeberg B. Surgical versus non-surgical treatment of ligamentous injuries following dislocation of the elbow joint. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 1987; **69**(4): 605-8.
39. Morrey BF, Tanaka S, An KN. Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin Orthop Relat Res* 1991; (265): 187-95.
40. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res* 1991; (271): 170-9.
41. O'Driscoll SW. Classification and evaluation of recurrent instability of the elbow. *Clin Orthop Relat Res* 2000; (370): 34-43.
42. Kulig K, Powers CM, Shellock FG, Terk M. The effects of eccentric velocity on activation of elbow flexors: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc* 2001; **33**(2): 196-200.
43. Pomianowski S, O'Driscoll SW, Neale PG, Park MJ, Morrey BF, An KN. The effect of forearm rotation on laxity and stability of the elbow. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; **16**(5): 401-7.
44. Leonello DT, Galley IJ, Bain GI, Carter CD. Brachialis muscle anatomy. A study in cadavers. *J Bone Joint Surg Am* 2007; **89**(6): 1293-7.
45. Seiber K, Gupta R, McGarry MH, Safran MR, Lee TQ. The role of the elbow musculature, forearm rotation, and elbow flexion in elbow stability: an in vitro study. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; **18**(2): 260-8.
46. Schönberger TJA, Ernst MF. A brachialis muscle rupture diagnosed by ultrasound; case report. *International Journal of Emergency Medicine* 2011; **4**(1): 46.
47. Ott N, Harland A, Knevels M, et al. The role of the brachialis muscle in elbow stability with collateral ligament injury: A biomechanical investigation. *Clinical Biomechanics* 2021; **89**: 105478.
48. Hackl M, Beyer F, Wegmann K, Leschinger T, Burkhart KJ, Müller LP. The Treatment of Simple Elbow Dislocation in Adults. *Dtsch Arztebl International* 2015; **112**(18): 311-9.
49. Hackl M, Heinze N, Wegmann K, et al. The circumferential graft technique for treatment of multidirectional elbow instability: a comparative biomechanical evaluation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2016; **25**(1): 127-35.
50. Hackl M, Wegmann K, Ries C, Lappen S, Scaal M, Müller LP. Annular ligament reconstruction with the superficial head of the brachialis: surgical technique and biomechanical evaluation. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2017; **39**(6): 585-91.
51. Nauth A, McKee MD, Ristevski B, Hall J, Schemitsch EH. Distal humeral fractures in adults. *J Bone Joint Surg Am* 2011; **93**(7): 686-700.
52. Robinson CM, Hill RM, Jacobs N, Dall G, Court-Brown CM. Adult distal humeral metaphyseal fractures: epidemiology and results of treatment. *J Orthop Trauma* 2003; **17**(1): 38-47.
53. Ellwein A, Voigt C, Lill H. Therapeutisches Vorgehen. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. *Expertise Ellenbogen*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2016.

54. Schmidt-Horlohé K, Siebenlist S, Stöckle U, Hoffmann R. Frakturen des distalen Humerus. *zs-orthounfall* 2011; **149**(01): 95-110.
55. Burkhart K, Wegmann K, Hackl M, Müller LP. Radiuskopffraktur. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. *Expertise Ellenbogen*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2016.
56. Burkhart KJ, Gruszka D, Frohn S, et al. Winkelstabile Plattenosteosynthese des Radiuskopfes. *Der Unfallchirurg* 2015; **118**(11): 949-56.
57. Josefsson PO, Johnell O, Wendeborg B. Ligamentous injuries in dislocations of the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res* 1987; (221): 221-5.
58. Josefsson PO, Johnell O, Gentz CF. Long-term sequelae of simple dislocation of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 1984; **66**(6): 927-30.
59. Geyer M. Ligamentäre Ellbogeninstabilitäten. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2009; **4**(06): 395-418.
60. Hollinger B, Lenich A. Ellenbogenluxation. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. *Expertise Ellenbogen*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2016.
61. Schreiber JJ, Warren RF, Hotchkiss RN, Daluiski A. An online video investigation into the mechanism of elbow dislocation. *J Hand Surg Am* 2013; **38**(3): 488-94.
62. Hollinger B FS. Behandlungsalgorithmus der Ellenbogenluxation. 2014: 292–9.
63. Borris LC, Lassen MR, Christensen CS. Elbow dislocation in children and adults. A long-term follow-up of conservatively treated patients. *Acta Orthop Scand* 1987; **58**(6): 649-51.
64. Burkhart K, Wegmann K, Hackl M, Müller LP. Begleitverletzungen. In: Müller LP, Hollinger B, Burkhart K, eds. *Expertise Ellenbogen*. 1. Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2016.
65. Kaas L, Turkenburg JL, van Riet RP, Vroemen JP, Eygendaal D. Magnetic resonance imaging findings in 46 elbows with a radial head fracture. *Acta Orthop* 2010; **81**(3): 373-6.
66. (Hg.) FHBM. Grundlagen der Dehnungsmessstreifen. 2019-10-29 2019. <https://www.hbm.com/de/7074/grundlagen-der-dehnungsmessstreifen/> (accessed 23.05.2022).
67. (Hg.) FHBM. Experimentelle Spannungsanalyse (ESA). 2020-04-28 2020. <https://www.hbm.com/de/7226/experimentelle-spannungsanalyse-esa/> (accessed 23.05.2022).
68. Stiny L. Durch Dehnung veränderbarer Widerstand. In: Stiny L, ed. *Passive elektronische Bauelemente: Aufbau, Funktion, Eigenschaften, Dimensionierung und Anwendung*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2019: 143-62.
69. BRETSCHE J. Halbleiter-Dehnungsmessstreifen — Eine Übersicht Teil I. *tm - Technisches Messen* 1974; **456-467**(JG): 117-20.
70. Lüllmann-Rauch R. 8.1 Bindegewebe im eigentlichen Sinn. In: Lüllmann-Rauch R, ed. *Histologie Verstehen - Lernen - Nachschlagen*. 1 ed: Georg Thieme Verlag; 2003: 96 - 112.
71. Stoffel K, Klaue K, Perren SM. Functional load of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing. *Injury* 2000; **31**: 85-6.
72. Ott N, Harland A, Lanzerath F, et al. Locking suture repair versus ligament augmentation-a biomechanical study regarding the treatment of acute lateral collateral ligament injuries of the elbow. *Arch Orthop Trauma Surg* 2022.
73. Ott N, Harland A, Scaal M, et al. The role of the transversal ligament on the atlantoaxial complex - Bending forces at C1/2 flexion limits in the elderly. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2021; **84**: 105329.

74. Ott N, Harland A, Hackl M, et al. Primary stability of fixation methods for periprosthetic fractures of the humerus: a biomechanical investigation. *J Shoulder Elbow Surg* 2021; **30**(9): 2184-90.
75. Gradl G, Harness N, Ring D, Bücking B. Einfache Ellenbogenluxation. In: Stannard JP, Schmidt AH, Wentzensen A, et al., eds. *Spezielle Unfallchirurgie*. 2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2020.
76. Gradl G, Harness N, Ring D, Bücking B. Verletzungen des Ellenbogens. In: Stannard JP, Schmidt AH, Wentzensen A, et al., eds. *Spezielle Unfallchirurgie*. 2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Georg Thieme Verlag KG; 2020.
77. Ott N, Hackl M, Wegmann K, Mueller L, Leschinger T. Laterale Epikondylopathie/Lateral epicondylitis: Instabilität oder pathologische Überbelastung? Instability or pathological overuse? *Obere Extremität* 2020; **15**: 284-8.
78. Cartner JL, Hartsell ZM, Ricci WM, Tornetta PJ. Can We Trust Ex Vivo Mechanical Testing of Fresh–Frozen Cadaveric Specimens? The Effect of Postfreezing Delays. *Journal of Orthopaedic Trauma* 2011; **25**(8): 459-61.
79. King GJ, Morrey BF, An KN. Stabilizers of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg* 1993; **2**(3): 165-74.

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Physiologische Valgusstellung im Ellenbogengelenk.....	11
Abbildung 2: Bewegungsausmaß im Humeroradial- und Humeroulnargelenk des Ellenbogengelenks	12
Abbildung 3: Tuberculum subliminus, Ansicht von medial	15
Abbildung 4: Kapsel-Band-Apparat eines rechten Ellenbogengelenkes in 90°- Flexionsstellung von medial	16
Abbildung 5: Kapsel-Band-Apparat eines rechten Ellenbogengelenkes in 90°- Flexionsstellung von lateral	17
Abbildung 6: Frischpräparat eines Ellenbogengelenks nach Entfernung des Weichteilgewebes mit bereits aufgeklebten Dehnungsmessstreifen (Ott, 2021, https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478).....	33
Abbildung 7: Dehnungsmessstreifen (4-wire 120 Ω , Vishay Inc., Malvern, PA, USA) mit MBond (Vishay Inc., Malvern, PA, USA) auf einem Omega aus Titan (Ott, 2021, https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478).....	34
Abbildung 8: Schematische Darstellung des Omega	35
Abbildung 9: Humerusschaft eingespannt in Testvorrichtung; der Musculus brachialis (BrachM) wurde am proximalen Ende abgetrennt und mit dem Omega (weißer Stern) auf welchem sich der Dehnungsmessstreifen (StG) befindet, transossär am Ursprung des M. brachialis verbunden (Ott, 2021, https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478).....	36
Abbildung 10: Versuchsaufbau. Ein synthetischer Draht verbindet die Verschiebevorrichtung (schwarzer Stern) der Testvorrichtung mit der in der Ulna angebrachten Befestigungsschraube. Aufwärtsbewegung der Verschiebevorrichtung führten zu Valgus- (A; weiße Pfeile) oder posterolateral-rotatorischem / Varus-Stress (B; schwarze Pfeile), abhängig von der Drahtumlenkung. Eine temporäre Arthrodesese konnte über zwei (im Bild nicht erkennbare) Kirschnerdrähte am distalen Radioulnargelenk bewirkt werden ^{49,50} . (Ott, 2021, https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105478).....	37
Abbildung 11: Szenario A.....	41
Abbildung 12: Szenario B.....	42
Abbildung 13: Szenario C.....	43

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Untersuchungsergebnisse, Übersicht der Mittelwerte und Standardabweichungen in $\mu\text{m}/\text{m}$	40
--	----

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