

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie
der Technischen Universität München,
Klinikum rechts der Isar
Prof. Dr. Andreas B. Imhoff

**Einfluss der coracoidalen Bohrung auf die
Stabilität des Coracoids
bei Rekonstruktion des Acromioclaviculargelenks**

Maria Annabelle Weigert

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

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny
Prüfer: 1. Prof. Dr. Andreas B. Imhoff
2. Priv.-Doz. Dr. Sebastian Siebenlist

Die Dissertation wurde am 14.09.2017 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 30.05.2018
angenommen

Meinen Eltern
in Liebe und Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	6
2. Verletzung des AC-Gelenks und die biomechanischen Konsequenzen.....	7
2.1 Ätiologie der AC-Gelenksverletzung.....	7
2.2 Anatomie und Biomechanik des AC-Gelenks.....	8
2.2.1 Anatomie des AC-Gelenks	
2.2.1.1 Acromioclaviculäre (AC)-Bänder	
2.2.1.2 Coracoclaviculäre (CC)-Bänder	
2.2.2 Biomechanik des AC-Gelenks	
2.2.2.1 Statische und dynamische Stabilisatoren	
2.2.2.2 Horizontale und vertikale Stabilität	
2.2.2.3 Scapulothorakale Bewegungen	
2.3 Diagnostik und Einteilung der AC-Gelenksverletzung.....	13
2.3.1 Anamnese	
2.3.2 Körperliche Untersuchung	
2.3.2.1 Inspektion und Palpation	
2.3.2.2 Horizontale und vertikale Instabilität	
2.3.2.3 Klinische Tests	
2.3.3 Bildgebung und Klassifikation	
2.3.3.1 Röntgenaufnahmen	
2.3.3.2 Klassifikation nach Rockwood	
3. OP-Techniken und Komplikationen	17
3.1 OP-Indikation.....	17
3.2 Methoden zur Stabilisierung des ACG.....	17
3.3 Komplikationen der verschiedenen Techniken.....	19

4. Ziel der Studie	20
5. Material und Methode	20
5.1 Vorbereitungen.....	20
5.1.1 Probenkollektiv	
5.1.2 Präparation	
5.1.3 Coracoidale Dimensionen und Knochendichte	
5.1.4 Versuchsgruppeneinteilung und Bohrungen	
5.2 Biomechanischer Versuchsaufbau.....	23
5.2.1 Einbettung der Präparate	
5.2.2 Positionierung des Testpräparats	
5.2.3 Testprotokoll	
5.3 Statistische Analyse-Verfahren.....	25
5.3.1 Normalverteilung und Signifikanztests	
5.3.2 Statistische Analyse Alter, Knochendichte, Versagenslast	
5.3.3 Statistische Analyse Versagensart	
5.3.4 Power-Analyse	
6. Ergebnisse	26
6.1 Demographische Daten	26
6.2 Ergebnisse der statistischen Analyse der Versagenslasten	27
6.3 Ergebnisse der statistischen Analyse der Versagensarten	29
6.3.1 Coracoid-Fraktur	
6.3.2 Frakturrisiko der Testgruppen	
6.4 Micro-CT Analyse der frakturierten Coracoid-Proben	30
7. Diskussion	31
8. Zusammenfassung	35
9. Quellenverzeichnis	36
10. Danksagung	40
11. Eidesstattliche Erklärung	41

Anhang

Abkürzungsverzeichnis	42
Abbildungsverzeichnis	43
Tabellenverzeichnis	44

1. Einleitung

Die freie Beweglichkeit der oberen Extremität ist auf die Integrität des aus mehreren Komponenten bestehenden Schultergürtels angewiesen. Das Acromioclaviculare (AC)-Gelenk zusammen mit den coracoclaviculären (CC) Bändern übernimmt aus biomechanischer Sicht eine wesentliche Rolle bei der Stabilisierung des Schultergürtels.

Verletzungen dieser beiden Strukturen können zu Instabilitäten des Schultergürtels und schmerzbedingter Bewegungseinschränkung der Schulter führen.

AC-Gelenksverletzungen sind eine häufige, sportbedingte Verletzung in der Unfallchirurgie (Rockwood, 2010). Meist sind aufgrund des Pathomechanismus die lasttragenden coracoclaviculären (CC) Bänder mitbetroffen. Sie stabilisieren das AC-Gelenk in der Frontalebene, und gewährleisten die Synchronisation der Bewegungen im Arm und dem Schulterblatt (Collins, 2004) (Fukuda, 1986) (Oki, 2012).

Die AC-Gelenksverletzungen werden nach der radiologischen Klassifikation von Rockwood in sechs Verletzungstypen eingeteilt (Williams, 1989). Diese Klassifikation stellt ein bedeutendes Kriterium dar, ob ein konservatives oder chirurgisches Behandlungsvorgehen zur Wiederherstellung der Stabilität im Schultergürtel indiziert ist. Die höhergradigen Instabilitäten vom Typ IV-VI nach Rockwood bedürfen einer chirurgischen Stabilisierung (Beitzel, 2014) (Bontempo, 2010) (Epstein, 2012) (Mazzocca, 2007).

Für die chirurgische Stabilisierung akuter Acromioclaviculargelenkssprengungen Rockwood Typ IV-VI gibt es bis dato keinen Goldstandard. Moderne Operationstechniken werden arthroskopisch-unterstützt durchgeführt, mit dem Ziel der Reposition und Stabilisierung des AC-Gelenks in vertikaler und horizontaler Ebene. Das Prinzip des operativen Eingriffs ist die anatomische Rekonstruktion der CC-Bänder. Hierfür werden durch transclaviculär-transcoracoidal angelegte Bohrkanäle hochfeste, nicht-resorbierbare Fadenbänder eingebracht und mittels Titanplättchen fixiert (Braun, 2014) (Martetschlager, 2013) (Milewski, 2012) (Salzmann, 2008) (Venjakob, 2013) (Warth, 2013). Für die transcoracoidale und transclaviculäre Bohrung werden

unterschiedlich viele Bohrlöcher und verschiedene Bohrl Lochdurchmesser in der Literatur beschrieben. Am häufigsten wurden bislang Bohrer mit 4 mm Durchmesser zum Einbringen der Titanplättchen durch die transcoracoidalen-transclaviculären Bohrungen verwendet (Hosseini, 2009) (Martetschläger, 2013) (Salzmann, 2008) (Venjakob, 2013). Der Einfluss der Anzahl und des Durchmessers der Bohrkanäle auf die biomechanischen Eigenschaften und die Frakturgefahr des Proc. coracoideus sind bislang nicht hinreichend untersucht.

2. Verletzung des AC-Gelenks und die biomechanischen Konsequenzen

2.1 Ätiologie der AC-Gelenksverletzung

Die AC-Gelenkssprengung stellt mit einem Anteil von 17% aller Schultergürtel-Verletzungen die zweithäufigste, sportbedingte Verletzung der Schulter dar (Rockwood CA Jr, 1998). In Bezug auf den Unfallmechanismus unterscheidet man einen indirekten Verletzungsmechanismus und ein direktes Anpralltrauma.

Beim indirekten Verletzungsmechanismus wird durch einen Sturz auf die ausgestreckte Hand die Kraft über den im Ellenbogen extendierten Arm nach kranial weitergeleitet, mit folgendem superioren Shift des Humeruskopfes unter das Schulterdach (Patzner, 2013). Der typische und viel häufiger vorkommende Unfallmechanismus ist ein direktes Anpralltrauma mit einer Krafteinleitung auf die laterale Acromionkante (Abb. 1). In einem Viertel bis zur Hälfte der Fälle wird die AC-Gelenkssprengung während sportlicher Aktivität erlitten (Patzner, 2013) (Pauly, 2009) (Rockwood CA Jr., 1998).

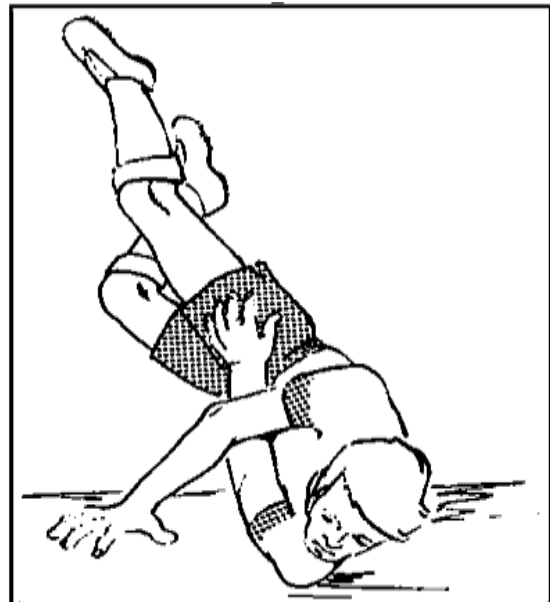


Abbildung 1 Unfallmechanismus

Quelle: Rockwood, Rockwood and Green's Fractures in adults, 2010, S. 1211

Insbesondere das Ausüben von Kontaktsportarten wie Rugby, Hockey oder Wrestling erhöht das Risiko der AC-Gelenksverletzung. Meist sind männliche Kontaktsportler, in einem Alter zwischen 20 und 30 Jahren, betroffen (Pallis, 2012). Aber auch Skifahren und Radfahren sind Sportarten, bei denen es häufig zu AC-Gelenksverletzungen durch einen Sturz auf die Schulter kommt (Braun, 2014).

2.2 Anatomie und Biomechanik des AC-Gelenks

2.2.1 Anatomie des AC-Gelenks

Im AC-Gelenk artikuliert das distale Ende der Clavicula mit der medialen Seite des Acromions (Abb. 2). Zwischen den planen, mit hyalinem Knorpel überzogenen Gelenkflächen, befindet sich eine Meniscus-ähnliche Knorpelplatte (Discus intraarticularis), deren Funktion jedoch unwesentlich ist (Petersson, 1983). Der Discus intraarticularis degeneriert bis zum 40. Lebensjahr (Petersson, 1983) (Salter, 1987).

In Bezug auf die Lage des Gelenkspaltes, beobachtete DePalma eine gewisse Variabilität. Frontal betrachtet, variiert die Lage des Gelenkspaltes von annähernd vertikal bis zu einer Reklination von 50° (von kraniallateral nach mediokaudal) (DePalma AF, 1949). Eine Gelenkspaltbreite zwischen 1 mm und 3 mm gilt als normwertig (Zanca, 1971). Umgeben wird das AC-Gelenk von einer schwach ausgeprägten, mit Synovia ausgekleideten Gelenkkapsel. Von supero-lateral inserieren Fasern der Mm. trapezius und deltoideus an der Clavicula und dem Acromion.

2.2.1.1 Acromioclaviculäre (AC)-Bänder

Die von außen einstrahlenden Acromioclaviculären (AC)-Bänder (Ligg. Acromioclaviculare superior, inferior, anterior, posterior) verstärken die schwach ausgeprägte Gelenkkapsel, wobei das Lig. Acromioclaviculare superior das am kräftigsten ausgeprägte Band ist (Salter, 1987). Zusammen limitieren der kapsuloligamentäre Komplex und die Fasern der Mm. trapezius und deltoideus die Bewegungen der artikulierenden Gelenkkörper, insbesondere in der Horizontalebene (anterior-posterior).

Abbildung 2 Relevante Anatomie des Acromioclaviculargelenks

Quelle: Iannotti, Disorder of the shoulder: Trauma, 2013, S. 208

2.2.1.2 Coracoclaviculäre (CC)-Bänder

Das Lig. Coracoclaviculare ist ein extrakapsulär gelegener Bandkomplex (Abb. 2), der eine wichtige Funktionen hinsichtlich der Biomechanik des AC-Gelenks einnimmt. Zum einen „schützt“ er die AC-Gelenkkörper vor Dislokation in superior-inferior Richtung (vertikale Stabilisierung), zum anderen gewährleistet er durch seinen anatomischen Verlauf die Verbindung zwischen Clavicula und Proc. Coracoideus (Scapula) und ermöglicht hiermit einen synchronisierten Ablauf scapulothorakaler Bewegungen bei Bewegungen des Armes im Glenohumeralgelenk.

Der CC-Bandkomplex besteht aus dem Lig. Trapezium und Lig. Conoideum. Ihre Faserbündel überspannen den Raum zwischen der Clavicula und dem Coracoid, dessen Abstand zwischen 1,1 cm und 1,3 cm beträgt (Bosworth, 1949) (Bearden, 1973). Dieser Abstand (CC-Abstand) ist von großer Bedeutung im klinischen Alltag bezogen auf die Diagnostizierung und Differenzierung der kompletten und inkompletten AC-Gelenkssprengung. Je größer sich der Abstand radiologisch zwischen Clavicula und Coracoid bemisst, desto wahrscheinlicher wird eine Verletzung des AC-Gelenks. Bearden et al. (Bearden, 1973) kamen in einer Studie zum Schluss, dass eine Vergrößerung des CC-Abstands von 25 % auf 50% im Vergleich zur gesunden Seite Hinweis auf eine komplette Ruptur der CC-Bänder ist.

Hinsichtlich der operativen Rekonstruktion der CC-Bänder zur Wiederherstellung der Schultergürtelstabilität, ist primär der Ansatz der CC-Bänder an der Clavicula und am Coracoid von erheblich praktischem Interesse. Rios et al (Rios, 2007) untersuchten die claviculären Insertionsstellen des Bandkomplexes in Relation zur Gesamtlänge der Clavicula, und beobachteten, dass bei männlichen Patienten der Ursprung des Lig. Trapezium einen Abstand von ca. 25 mm medial vom AC-Gelenkspalt aufweist, und der Ursprung des Lig. Conoideum einen Abstand von 45 mm. Diese abgemessenen Landmarken dienen der intraoperativen Planung der Bohrkanal-Setzung zur anatomischen Rekonstruktion der claviculären CC-Ursprungsstellen.

Salzmann et al. (Salzmann, 2008) untersuchten in einer weiteren anatomischen Studie die Lokalisation der Ansatzstellen der CC-Bänder am Coracoid. Sie beschrieben separate, sehr basisnahe Insertionen der CC-Bänder, bei einer durchschnittlichen Coracoid-Länge von 43 mm. Das Lig. Conoideum verläuft im Vergleich zum Lig. Trapezoideum posteromedial, und inseriert an der medialen Kante des Coracoids. Das Lig. Trapezoideum verläuft anterolateral, und setzt an der lateralen Kante des Coracoids an. Die Distanz zwischen den coracoidalen Bandansätzen beträgt 10 mm (Zentrum-zu-Zentrum-Distanz).

2.2.2 Biomechanik des AC-Gelenks

2.2.2.1 Statische und dynamische Stabilisatoren

Sowohl statische (kapsuloligamentär) als auch dynamische (Muskeln) Strukturen sichern die Gelenkpartner des AC-Gelenks vor Dislokation (Mazzocca, 2007).

Statisch stabilisierend wirkende Strukturen sind die AC-Bänder (Ligg. acromioclaviculare superior, inferior, anterior, posterior) und der CC-Bandkomplex (Lig. trapezoideum, Lig. conoideum). Je nach Ausmaß und Richtung der Krafteinwirkung werden die Bänder unterschiedlich beansprucht (Fukuda, 1986).

2.2.2.2 Horizontale und vertikale Stabilität

In der Horizontalebene werden Bewegungen der distalen Clavicula von anterior nach posterior vor allem von den AC-Bändern limitiert. Sie machen etwa 90% der Hemmung auf horizontale Bewegungen aus (Branch, 1996).

Eine wichtige Funktion nehmen dabei die Ligg. Acromioclavicularia superior und posterior ein, welche anteilig zu 56% und zu 25% eine nach posterior gerichtete Bewegung limitieren (Klimkiewicz, 1999). In der Vergangenheit konnte vielfach beobachtet werden, dass nach Resektion der lateralen Clavicula von bis zu 10 mm – ein operatives Therapieverfahren bei AC-Gelenkssprengungen zur Prävention von AC-Gelenksarthrose – eine Erhöhung um 32% (Corteen, 2005) der Translationsbeweglichkeit in der Horizontalebene resultiert, und sekundär zur symptomatischen Instabilität führt (Beitzel, 2012) (Klimkiewicz, 1999). Zusätzliche horizontale Stabilisierung erfährt das AC-Gelenk durch die deltotrapezoidale Faszie (Rockwood CA Jr., 1998), die eine Leitstruktur in der Klassifikation der AC-Gelenkssprengung nach Rockwood darstellt.

In vertikaler Richtung (Frontalebene) sichern vor allem die Ligg. coracoclavicularia – ein Komplex der das Lig. Trapezoideum und das Lig. Conoideum umfasst – das AC-Gelenk (Bontempo, 2010) (Epstein, 2012) (Mazzocca, 2007). Aus biomechanischer Sicht beschränkt das Lig. Conoideum insbesondere Bewegungen der Clavicula, die nach anterior und superior gerichtet sind (Fukuda, 1986). Das Lig. Trapezium verhindert vor allem axiale Kompression in Richtung des Acromions (Fukuda, 1986) (Salter, 1987).

Aufgrund ihres anatomischen Verlaufs fungieren die CC-Bänder – neben der Funktion als Stabilisatoren in vertikaler Richtung – als die wichtigsten „Aufhängebänder“ des gesamten Schultergürtels (Rockwood CA Jr., 1998). Sie verbinden die Clavicula mit dem Coracoid der Scapula. Durch diese Verbindung werden Bewegungen der Scapula gewährleistet, die für Bewegungen des Armes im Glenohumeralgelenk unverzichtbar sind.

2.2.2.3 Scapulothorakale Bewegungen

Die dreidimensionalen (3D)-Bewegungen des Armes im Glenohumeralgelenk sind auf die Intaktheit der coracoclaviculären Bänder angewiesen.

Bei Bewegungen des Arms im Glenohumeralgelenk führt die Scapula kombinierte Drehgleitbewegungen – relativ zur Clavicula – auf der Thoraxwand durch (Wellmann, 2012). Das AC-Gelenk dient dabei als Drehpunkt, und stellt eine dynamische Verbindung der Clavicula mit der multidirektional dreidimensional (3D)-rotierenden Scapula dar (Klonz, 2005). Insbesondere Elevationsbewegungen des Armes nach vorne und die maximale Schulterabduktion sind auf ein synchronisiertes Zusammenspiel der glenohumeralen und scapulothoracalen Bewegungen angewiesen.

Oki et al (Oki, 2012) untersuchten die scapulothorakale Dyskinesie als Konsequenz der sequenziellen Durchtrennung der AC- und CC- Bänder, eine AC-Gelenkssprengung simulierend. Sie observierten dabei die eingeschränkte dreidimensionale (3D)-Beweglichkeit des Oberarmes, des Schlüsselbeins und des Schulterblatts mit einem an die Kadaver angebrachten, elektromagnetischen Tracking-System.

Die Durchtrennung des Lig. Trapezium hatte zur Folge, dass die Außenrotation der Scapula während humeraler Elevation bzw. horizontaler Adduktion dezimiert war. Die Durchtrennung des Lig. Conoideum resultierte in einer eingeschränkten posterioren Kippung der Scapula (Tilting).

2.3 Diagnostik und Einteilung der AC-Gelenksverletzung

2.3.1 Anamnese

Wichtiger Teil der Diagnostik ist die Anamnese des Patienten über den Unfallhergang. Die Frage nach dem Verletzungsmechanismus (Sturz/ Aufprall mit der Schulter, direkte Krafteinwirkung) ist wegweisend zum Abschätzen des Verletzungsausmaßes (Epstein, 2012) (Mazzocca, 2007).

2.3.2 Körperliche Untersuchung

2.3.2.1 Inspektion, Palpation, Klaviertastenphänomen

In der körperlichen Untersuchung imponiert inspektorisch bei höhergradigen Verletzungen des AC-Gelenks eine vertikale Deformität („Klaviertastenphänomen“), welches ein luxiertes Claviculaende aus dem AC-Gelenk darstellt.

Pathognomisch für eine akute AC-Gelenksverletzung ist die Druckdolenz über dem AC-Gelenk. Schon die leichte Palpation des AC-Gelenks kann beim Patienten starke Schmerzen auslösen, daher sollte der claviculäre Pseudohochstand sowie die Möglichkeit der Reposition vom Untersucher durch anheben des „Klaviers“ (Oberarm) evaluiert werden (Imhoff, 2014).

2.3.2.2 Horizontale und vertikale Instabilität

Hauptaugenmerk sollte bei der Untersuchung auf die horizontale und die vertikale Instabilität gelegt werden. Die höhergradigen Rockwood Verletzungen gehen mit vermehrten Weichteilschäden einher. Ruptur der kapsulären AC-Bänder resultiert vor allem in horizontaler Instabilität, die durch die passive Verschieblichkeit der distalen Clavicula gegenüber dem Acromion im AC-Gelenk geprüft werden kann. Erscheint das distale claviculäre Ende als nach dorsal verlagert und hypomobil, muss an eine Verletzung der deltotrapezoidalen Faszie (Rockwood IV) und die „Verhakung“ der Clavicula im M. Trapezius gedacht werden (Imhoff, 2014). Die o.g. vertikale Instabilität ist bei den höhergradigen AC-Gelenksverletzungen offensichtlich.

2.3.2.3 Klinische Tests

Klinische Tests, die Hinweis auf eine AC-Gelenkpathologie geben, provozieren durch horizontale Adduktion eine schmerzhafte Kompression der AC-Gelenkspartner. Hierzu gehören der Cross-Body (Adduktions-) Test, O'Brien-Test, und die Prüfung der oberen Painful-Arc (Schmerzen ab 120° Abduktion). Im akuten Fall sind diese Tests für den Patienten schmerzhaft und bisweilen nicht durchführbar. Dennoch sollte die betroffene Schulter ausführlich und im Seitenvergleich zur gesunden Schulter untersucht werden.

2.3.3 Bildgebung und Klassifikation

2.3.3.1 Röntgenaufnahmen

Zur Diagnostik und Differenzierung der AC-Gelenksverletzung bzw. Ausschluss von Begleitpathologien ist das Anfertigen von Röntgen-Bildern essentiell. Die Aufnahme, anhand derer die definierenden Parameter der Rockwood-Klassifikation bestimmt werden können (der coracoclaviculäre Abstand und der acromioclaviculäre Abstand), ist die Panorama-Aufnahme mit 10 kg Traglast an beiden Armen.



Abbildung 3 Panorama-Aufnahme beider AC-Gelenke mit 10 kg Traglast

Zur Beurteilung, ob das AC-Gelenk in der horizontalen Ebene instabil ist, werden heute zusätzlich Aufnahmen nach Alexander (Abb. 4) angefertigt.



A: mit horizontaler Instabilität



B: ohne horizontale Instabilität

Abbildung 4 Alexander Aufnahme: Mit (A) und ohne (B) horizontale Instabilität des AC-Gelenks

Quelle: Flechtenmacher, Praktische Röntgendiagnostik Orthopädie und Unfallchirurgie, 2014, S.158

2.3.3.2 Klassifikation nach Rockwood

Die heute meist verwendete Klassifikation der AC-Gelenksverletzungen ist die Einteilung nach Rockwood (Abb. 5). Basierend auf der radiologischen Einteilung von Tossy, erweiterte Rockwood die Klassifikation 1984 und fügte drei weitere Verletzungstypen hinzu. Die Rockwood Klassifikation definiert sechs Verletzungstypen:

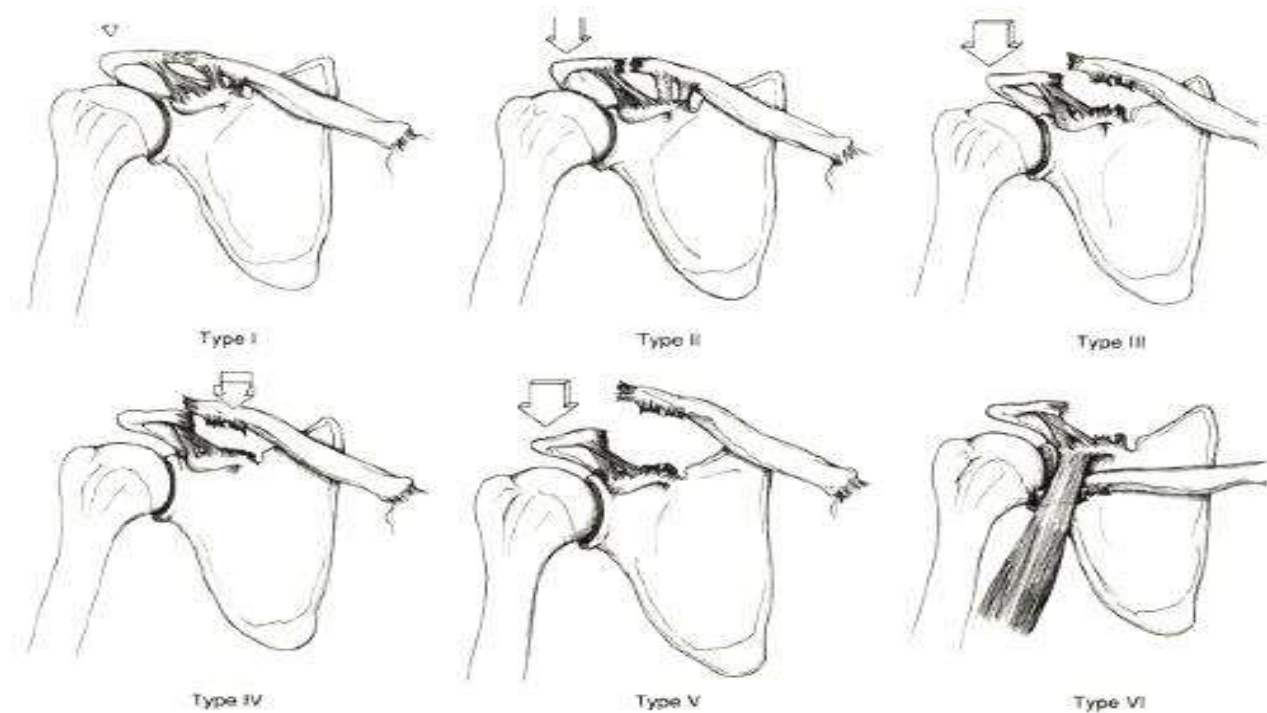


Abbildung 5 Klassifikation der AC-Gelenksverletzungen nach Rockwood

Quelle: Rockwood CA, Disorders of the acromioclavicular joint, The Shoulder, 1998, S. 483-553

- Rockwood I: Dehnung der AC-Kapsel, intakte CC-Bänder
- Rockwood II: Zerreißung der AC-Kapsel, Dehnung der CC-Bänder
CC-Abstand bis 25% vergrößert
- Rockwood III: Zerreißung der AC-Kapsel und der CC-Bänder,
CC-Abstand um 25-100% vergrößert
- Rockwood IV: wie Typ III, jedoch Clavicula nach dorsal in den Trapezius-Muskel
verlagert
- Rockwood V: wie Typ III, jedoch CC-Abstand um 100-300% vergrößert
- Rockwood VI: wie Typ III, jedoch Clavicula unter das Coracoid disloziert

3. OP-Techniken und Komplikationen

3.1 OP-Indikation

Operative Versorgung der AC-Gelenkssprengung ist den Rockwood-Verletzungen Typ IV, V, VI vorbehalten, und sollte bei akuten Verletzungen aufgrund der besseren Heilungstendenz möglichst innerhalb der ersten drei Wochen posttraumatisch durchgeführt werden. Im Falle von Rockwood-Verletzungen Typ III sollte die Therapie mit dem Patienten diskutiert werden und bei Überkopfarbeitern und -sportlern eine Operation in Erwägung gezogen werden. In jedem Fall muss bei zunächst konservativer Therapie über die Notwendigkeit der Sehnenentnahme bei erst sekundär durchgeführter Operation aufgeklärt werden. (Beitzel, 2014), (Bontempo, 2010), (Epstein, 2012), (Mazzocca, 2007).

3.2 Methoden zur Stabilisierung des AC-Gelenks

Ziel des operativen Eingriffs ist die AC-Gelenksrekonstruktion mit Reposition und Stabilisierung des AC-Gelenks in der vertikalen und horizontalen Ebene zur Wiederherstellung anatomischer Verhältnisse nach akuter Luxation. Hierfür werden durch arthroskopisch-gestützte Bohrungen zwei hochfeste und nicht-resorbierbare Fadenbänder transclaviculär-transcoracoidal eingezogen, die kaudal des Coracoidbogens und kranial der Clavicula mit einem Titanplättchen fixiert werden (Flaschenzugsystem-System) (Braun, 2014). Für die Technik mit einem Flaschenzugsystem wird ein Bohrtunnel durch die Clavicula und das Coracoid mit einem Durchmesser von 4 mm verwendet, bzw. zwei Bohrtunnel für die Technik mit zwei Flaschenzugsystemen.

Begonnen wird der operative Eingriff mit der Lagerung des Patienten in Beach-chair-Position, sowie steriles abwaschen und abdecken. Neben den anatomischen Landmarken (Fossa Supraspinata, Spina scapulae, Clavicula, Acromion, AC-Gelenk, Processus Coracoideus) werden die Ursprungsstellen der CC-Bänder (Lig. Trapezium

25 mm und Lig. Conoideum 45 mm medial vom AC-Gelenkspalt) auf der Haut nachgezeichnet und markiert (Rios, 2007). Sie dienen zur Planung der optimalen Tunnelplatzierung zur Rekonstruktion der CC-Bänder mittels Flaschenzugsystem. Nachdem eine standardisiert-diagnostische Arthroskopie des Acromioclavicular- und Glenohumeralgelenks durchgeführt wurde, wird das Coracoid freipräpariert, und alle Knochengrenzen (Spitze, Basis, lateraler Knochenrand, medialer Knochenrand) dargestellt. Zur Platzierung der transclaviculär-transcoracoidal Bohrkanäle wird ein Zielgerät unter arthroskopischer Kontrolle eingebracht, dessen Zielteller subcoracoidal positioniert wird. An der claviculären Oberfläche wird eine 1,5 cm lange Hautinzision zwischen den zuvor markierten Insertionsstellen der CC-Bänder gesetzt. Die Drahtführung des Zielgerätes wird an der claviculären Oberfläche ausgerichtet, entweder im Zentrum der zuvor abgemessenen CC-Abstände für die Technik mit einer Bohrung, oder jeweils auf beiden Markierungen für die Technik mit zwei Bohrungen. Zur Rekonstruktion der CC-Bänder und Implantatplatzierung werden nun mit Kirschner-Drähten die Bohrtunnel transclaviculär und transcoracoidal vorgebohrt. Hierbei sollte versucht werden, sowohl den anatomischen Ursprung als auch die anatomische Insertion der CC-Bänder zu erreichen.

Für die anatomische Platzierung der Bohrtunnel am Coracoidbogen für die double-TightRope-Technik, wird nach den Empfehlungen von Harris (Harris, 2001) vorgegangen, nämlich den Austrittspunkt des conoidalen Tunnels am Coracoid möglichst nah an der Coracoidbasis und 5 mm lateral der medialen Knochengrenze zu setzen, und den Tunnelaustrittspunkt zur Trapezium-Rekonstruktion 10 mm anterior des conoidalen Tunnels und 5 mm medial der lateralen Coracoid-Knochengrenze. Das Lig. Conoideum verläuft posteromedial zum Lig. Trapezium. Zwischen den beiden Tunneln befindet sich eine Knochenbrücke von 10 mm Länge.

Abschließend werden die Kirschner-Drähte mit einem kanülierten Bohrkopf (Durchmesser 4 mm) überbohrt, und die nötigen Bohrtunnel gesetzt.

3.3 Komplikationen der verschiedenen Techniken

Die arthroskopisch-gestützte Technik der CC-Rekonstruktion ist mitunter – je nach anatomischen Gegebenheiten und Routine des Operateurs – technisch sehr anspruchsvoll und schwierig (Braun, 2014). In einigen Fällen ist eine adäquate Bohrkanaalpositionierung anatomisch bedingt sogar unmöglich (Coale, 2013). Verschiedene Faktoren, die intraoperativ eine Rolle spielen, können die Komplikationsrate und das klinische Outcome beeinflussen. So hat die Fehlpositionierung des Bohrkanaals beachtliche biomechanische Folgen auf die Stabilität der Clavicula und des Coracoids.

Das Abrutschen des Zielgeräts an der Clavicula kann einen zu flachen und exzentrischen Eintrittspunkt des Bohrkanaals verursachen, mit dem Effekt, dass Lage und Ausrichtung des Bohrkanaals fehlpositioniert sind. Mögliche Folgen der Fehlpositionierung des Bohrkanaals sind Frakturen der Clavicula und des Coracoids (Martetschläger, 2013) (Milewski, 2012) (Salzmann, 2010)

4. Ziel der Studie

Ziel dieser Studie ist es herauszufinden, welchen Stellenwert die Anzahl und der Durchmesser der coracoidalen Bohrung im Hinblick auf die biomechanische Stabilität des Coracoids haben. Es soll gezeigt werden, dass sowohl der Durchmesser als auch die Anzahl der Bohrungen einen signifikanten Einfluss auf die Stabilität und somit auf das Frakturrisiko des Coracoids haben. Nach der aufgestellten Hypothese verringern geringere Durchmesser der Bohrlöcher und die Reduktion auf ein zentrales Bohrloch das coracoidale Frakturrisiko.

5. Material und Methode

5.1 Vorbereitungen

Diese Studie wurde unter standardisierten und kontrollierten Bedingungen in einem biomechanischen Labor durchgeführt

5.1.1 Probenkollektiv

Für diese biomechanische Laborstudie wurden 18 humane Kadaver-Schultergelenke verwendet. Davon stammten acht Schultergelenke von weiblichen Spendern, zehn Schultergelenke von männlichen. Das durchschnittliche Alter der Spender lag zum Zeitpunkt des Todes bei 58,4 Jahren.

5.1.2 Präparation

In tiefgefrorenem Zustand („fresh-frozen“) wurden die Präparate 24 Stunden vor Testung bei Raumtemperatur aufgetaut und anschließend präpariert. Für die Präparation wurden der Humerus und die Clavicula entfernt, sowie die gesamte scapuläre Muskulatur und das Weichteilgewebe (Abb. 6, Abb. 7). Lediglich der Processus Coracoideus und die dort ansetzenden Conjoined-Tendon (Ansätze der Muskelsehnen

von den Mm. Coracobrachialis und Biceps brevis) wurden belassen und blieben intakt (Pinzettenspitze Abb. 6 und Abb. 7). Es wurden alle Scapulae und Conjoined-Tendons auf vorbestehende Verletzungen untersucht. Im Falle einer vorbestehenden Läsion wurde diese Probe von der Studie ausgeschlossen.



Abbildung 6 Präparation der Scapulae

5.1.3 Coracoidale Dimensionen und Knochendichte

Zur Bestimmung der Morphologie und der Dimensionen der Coracoid-Proben wurde eine digitale Messlehre (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japan) verwendet. In die Studie wurden nur Coracoid-Proben mit Standarddimensionen (laut Rios et al.: Länge 45 mm \pm 2 mm, Breite 25 mm \pm 1 mm, Höhe 12 mm \pm 1 mm) eingeschlossen (Rios, 2007) (Salzmann, 2008).

Um Selektionsfehler hinsichtlich der Knochendichte und -qualität zu vermeiden, wurde die Knochendichte von allen Coracoid-Proben mittels Micro-CT bestimmt (dual-energy X-ray absorptiometry). Bei verminderter Knochendichte wurde die Probe von der Studie ausgeschlossen.

5.1.4 Versuchsgruppeneinteilung und Bohrungen

Die Einteilung der Präparate bezüglich des coracoidalen Bohrungsdurchmessers erfolgte randomisiert. Insgesamt 18 Präparate wurden in drei Gruppen mit jeweils sechs Proben pro Gruppe eingeteilt:

Gruppe (1) 2x 4 mm, Gruppe (2) 1x 4 mm und Gruppe (3) 1x 2.4 mm (Tab. 1)

Die Bohrdrähte zur Setzung der Bohrlochtunnel wurden lotrecht ausgerichtet. Die transcoracoidalen Bohrungen in Gruppe (1) mit 2x 4 mm Bohrungen wurden standardisiert durchgeführt, so dass – beschrieben von Salzman et al. – der Eingangspunkt des Bohrkopfes für die zwei Bohrlochtunnel jeweils die Ansatzpunkte der CC-Bänder waren, und der Austrittspunkt der Bohrungen der zentrale Teil des Processus Coracoideus. Für die Bohrungen in Gruppe (2) mit 1x 4 mm und Gruppe (3) mit 1x 2.4 mm wurde im Zentrum des Ansatzes der CC-Bänder ein Tunnel gebohrt.

	<i>Gruppe 1</i>	<i>Gruppe 2</i>	<i>Gruppe 3</i>
<i>Tunnelanzahl x Durchmesser</i>	<i>2 x 4 mm</i>	<i>1 x 4 mm</i>	<i>1 x 2.4 mm</i>
<i>Probenanzahl</i>	<i>n = 6</i>	<i>n = 6</i>	<i>n = 6</i>

Tabelle 1 Randomisierte Testgruppeneinteilung

5.2 Biomechanischer Versuchsaufbau

Sämtliche Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt. Des Weiteren wurde der Ansatz der Conjoined-Tendon während der gesamten Durchführung mit einer NaCl-Lösung befeuchtet.

5.2.1 Einbettung der Präparate

Für die biomechanische Testung wurden die Scapulae in einer maßgefertigten Gussvorrichtung (RENCAST FC53, Huntsman Advanced Materials GmbH, Bergkamen, Germany) positioniert und mit Polymethylmethacrylat (PMMA, Fricke Dental International, Inc., Streamwood, IL, USA) eingegossen und fixiert. Herfür mussten die Fossa infraspinata der Scapula partiell reseziert werden. Die richtige Positionierung der Scapula entsprach der anatomischen Position der Glenoidbene, die anhand der Wand der Gussvorrichtung ausgerichtet wurde (Abb. 7). Bei der Fixierung mit Epoxidharz blieben das Coracoid (Pinzettenspitze Abb. 7) und das superiore 1/3 des Glenoids ausgespart.

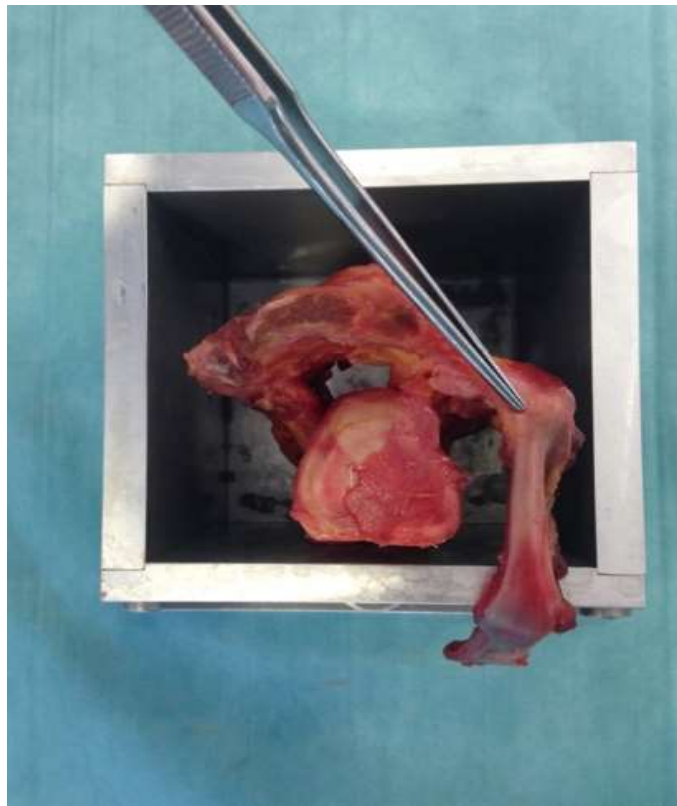


Abbildung 7 Ausrichtung des Präparats in Gussvorrichtung

5.2.2 Positionierung des Testpräparats

Der eingegossene Versuchsträger (Gussblock) wurde auf dem Maschinentisch platziert, so dass das Coracoid und Acromion tischnah zu liegen kamen (Abb. 8). Die Conjoined-Tendons wurden in einer mechanischen Weichteilklemme exakt 20 mm vom Sehnenansatz am Coracoid torsionsfrei fixiert, wodurch die Verbindung zur Kraftmessdose und Prüfmaschine (Instron Electroplus E10000, Instron Corp., Norwood, MA, USA) hergestellt wurde. Die Distanz zwischen coracoidalem Sehnenansatz und Klemmenbefestigung wurde mit einer digitalen Messlehre gemessen, um konstante Bedingungen bei jedem Testpräparat zu gewährleisten.

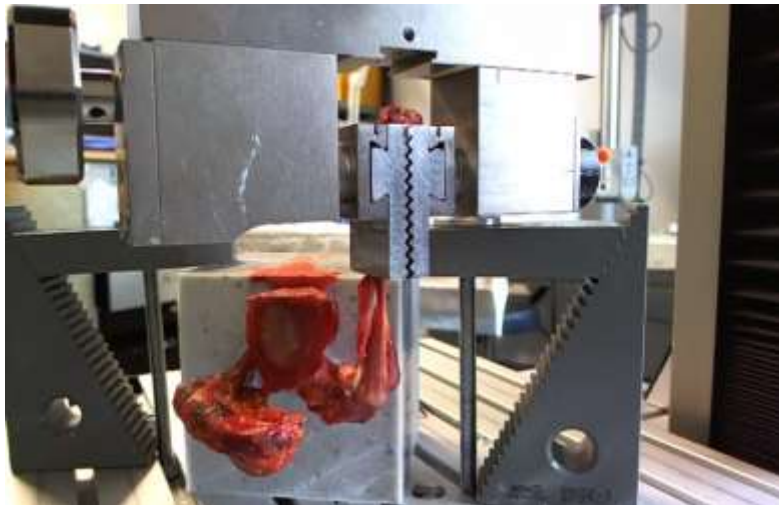


Abbildung 8 Positionierung des Testpräparats auf Maschinentisch

5.2.3 Testprotokoll

Mit einer Geschwindigkeit von 120 mm / min wurde in Bezug auf das Coracoid eine im Sehnenverlauf der Conjoined-Tendons nach kaudal gerichtete Zugkraft ausgeübt. Durch diese Ausrichtung der Zugkraft wurde die Kraftausübung des Biceps und des M. Coracobrachialis im physiologischen Zustand imitiert. Die nach kaudal gerichtete Zugkraft wurde solange appliziert, bis eine der folgenden Versagensarten eintrat: Fraktur des Coracoids, Ruptur der Conjoined-Tendon, Insuffizienz des Befestigungspunkt am Übergang von Klemme zu Sehne.

5.3 Statistische Analyse-Verfahren

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS 22,0 (IBM SPSS STATISTICS, New York, USA) ausgearbeitet. Die Power-Analyse dieser Studie wurde mit dem Programm G*Power, 3.1.9.2 (Franz Paul, Kiel, Germany) durchgeführt.

5.3.1 Normalverteilung und Signifikanztests

Mithilfe eines Signifikanztests wurde das eventuelle Vorliegen eines statistisch signifikanten Unterschieds zwischen den Testgruppen hinsichtlich Alter, Knochendichte und Versagenslast überprüft. Die Daten wurden vorher auf ihre Normalverteilung geprüft.

5.3.2 Statistische Analyse Alter, Knochendichte und Versagenslast

Die Normalverteilung der Stichprobendaten bezüglich Alter, Knochendichte und Versagenslasten wurden mittels Kolmogorov-Smirnov-Test untersucht. Die ein-Weg-ANOVA – ein parametrischer Signifikanztest – analysierte und verglich die Mittelwerte der Versuchsgruppen. Zudem wurde ein post-hoc Tukey-Test durchgeführt, der Auskunft darüber gab, welche Mittelwerte sich statistisch signifikant voneinander unterschieden.

5.3.3 Statistische Analyse Versagensart

Die statistische Auswertung der Versagensarten wurde mit dem Fisher' schen Exakt Test durchgeführt. Dieser Signifikanztest wird bei kleinen Stichproben verwendet, deren Daten nominalskaliert sind.

5.3.4 Power-Analyse

Basierend auf den Resultaten des Fisher' schen Exakt Test, konnte eine Effektgröße von 0.85 errechnet werden. Bei einer Effektgröße von 0.85, einem α von 0.05 und einer Stichprobengröße von 18 Proben, ergab die post-hoc Power-Analyse eine Power von 0.81.

6. Ergebnisse

Nachdem die Proben randomisiert in Testgruppen eingeteilt worden waren, erfolgte die statistische Analyse. Quantitative Parameter aus der statistischen Analyse der Testgruppen werden als Mittelwert, Standardabweichung und das dazugehörige 95 % Konfidenzintervall angegeben (95% KI). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf $p < .05$ festgelegt. Zur Bestimmung der Power dieser Studie wurde eine post-hoc Power Analyse mit dem Programm G*Power, 3.1.9.2 (Franz Paul, Kiel, Germany) durchgeführt.

6.1 Demographische Daten

Das mittlere Alter der drei Testgruppen lag zum Zeitpunkt des Todes bei 58.4 ± 9.1 Jahre. In den einzelnen Testgruppen ergaben sich die Mittelwerte in Bezug auf das Alter von 54.8 ± 9.7 Jahre in Gruppe (1) und Gruppe (2), und 65.7 ± 1.9 Jahre in Gruppe (3). Die mittlere Knochendichte in Gruppe (1) betrug $.65 \pm .03 \text{ g/cm}^2$ (95% KI: .62 - .67), in Gruppe (2) $.64 \pm .03 \text{ g/cm}^2$ (95% KI: .61 - .67) und in Gruppe (3) $.65 \pm .02 \text{ g/cm}^2$ (95% KI: .63 - .67). Der Gesamt-Mittelwert der Knochendichte aus den drei Testgruppen betrug $.65 \pm 24.45 \text{ g/cm}^2$, mit einem 95% KI von .63 - .66.

<i>Bohrungen</i>	<i>2x 4mm</i>	<i>1x 4mm</i>	<i>1x 2.4mm</i>	<i>Mean Value overall</i>
<i>Total (N=18)</i>	<i>n= 6</i>	<i>n= 6</i>	<i>n= 6</i>	<i>-</i>
<i>Mittlere Knochendichte g/cm² ± SD (range)</i>	<i>.65 ± .03 (.61 - .67)</i>	<i>.64 ± .03 (.59 - .67)</i>	<i>.65 ± .02 (.63 - .67)</i>	<i>.65 ± 24.45 (.58 - .67)</i>
<i>95% Konfidenzintervall (95% KI) Knochendichte</i>	<i>.62 - .67</i>	<i>.61 - .67</i>	<i>.63 - .67</i>	<i>.63 - .66</i>
<i>Mittleres Alter (Jahre) ± SD (range)</i>	<i>54.8 ± 9.7 (45-66)</i>	<i>54.8 ± 9.7 (45-66)</i>	<i>65.7 ± 1.9 (64-68)</i>	<i>58.4 ± 9.1 (45-68)</i>

Tabelle 2 Knochendichte, Alter: Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall

Zur Ermittlung eines statistisch signifikanten Unterschieds des Alters, verglich die ein-Weg-ANOVA die drei Mittelwerte der Testgruppen miteinander und ergab jeweils $P = 0.78$ (Tab. 2). Es lag somit kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich des Alters zwischen den Gruppen vor.

Auch die drei Stichproben-Mittelwerte der Knochendichte erwiesen sich als statistisch nicht signifikant unterschiedlich. Die ein-Weg-ANOVA zur Überprüfung der Signifikanzunterschiede hinsichtlich der BMD ergab in allen drei Testvergleichen $P > 0.05$ (Tab. 3).

	2x 4mm vs. 1x 4mm	1x 4mm vs. 1x 2.4mm	2x 4mm vs. 1x 2.4mm
P Wert mittlere Knochendichte	.87	.73	.96
P Wert Alter	.78	.78	.78

Tabelle 3 Knochendichte, Alter: Ein-Weg ANOVA (mit post-hoc Tukey-Test) zum Vergleich der Testgruppen

6.2 Ergebnisse der statistischen Analyse der Versagenslasten

Nachdem die Präparate eingebettet und mit einer mechanischen Klemme an der Maschine fixiert worden waren, wurde Zuglast mit einer Geschwindigkeit von 120 mm/min appliziert. Keine der Proben zeigte eine Insuffizienz der Klemmenbefestigung.

In Tabelle 4 werden die Daten der Testgruppen in Bezug auf ihre Versagenslast dargestellt. Die Daten in Gruppe (1) ergaben eine mittlere Versagenslast von 392 ± 98.2 N. In der Gruppe (2) mit 1 x 4 mm Bohrung war die mittlere Versagenslast 459 ± 143.8 N, und in Gruppe (3) 506 ± 73.3 N.

Die Werte für das entsprechende 95% Konfidenzintervall entsprachen 288.7-494.9 (Gruppe 1), 308.2-610.1 (Gruppe 2) und 429.4-583.2 (Gruppe 3).

Bohrungen	2x4 mm	1x 4mm	1x 2.4mm
N (=18)	n= 6	n= 6	n= 6
Mittlere Versagenslast [N] ± SD (range)	392 ± 98.2 (249 – 517)	459 ± 143.8 (241 – 605)	506 ± 73.3 (396 – 613)
95% Konfidenzintervall (95% KI) Versagenslast	288.7 – 494.9	308.2 – 610.1	429.4 – 583.2

Tabelle 4 Versagenslast: Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall

Graphisch dargestellt, konnte eine Zunahme der mittleren Versagenslasten festgestellt werden. Sie nahm in der Reihenfolge von 2x 4 mm (Gruppe 1) – 1x 4 mm (Gruppe 2) – 1x 2.4 mm (Gruppe 3) zu (Abb. 9).

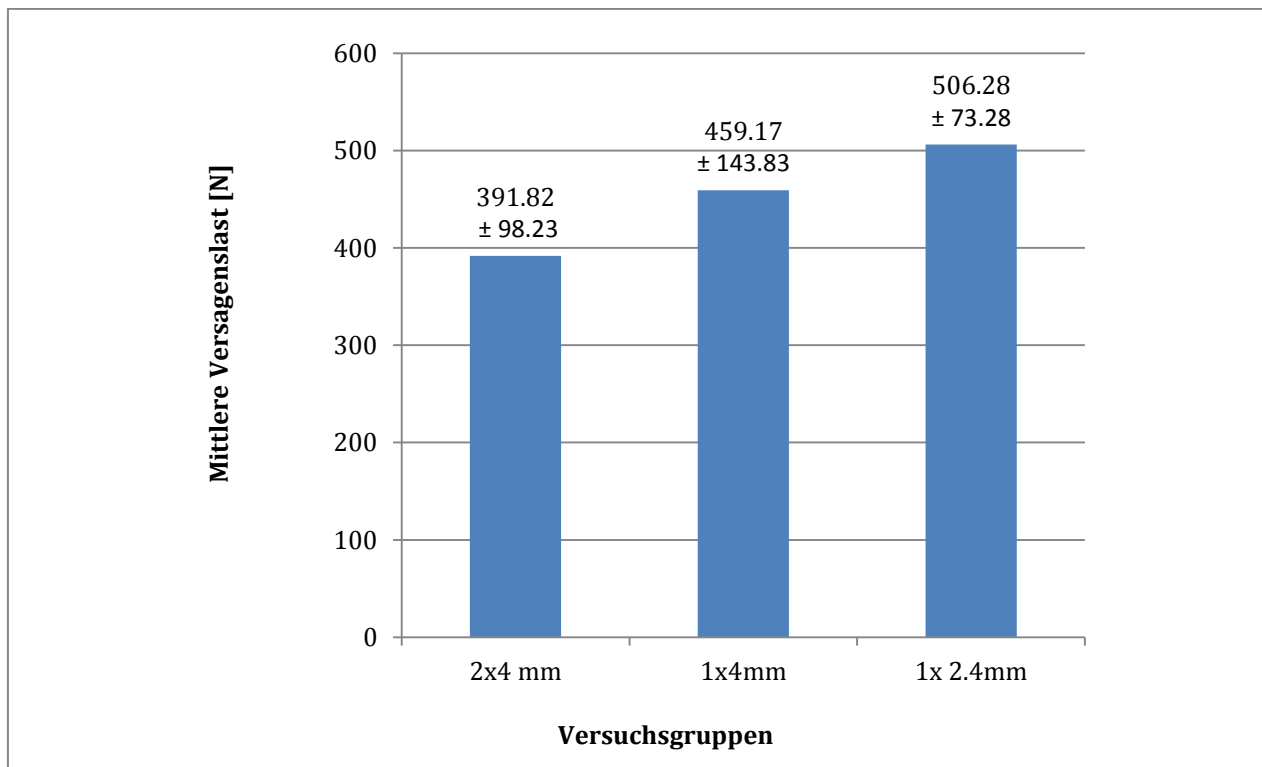


Abbildung 9 Graphische Darstellung der Zunahme der Mittelwerte für Versagenslast

Obwohl ein Anstieg der Mittelwerte der Versagenslasten zwischen den Gruppen festgestellt wurde, konnte die ein-Weg-ANOVA mit post-hoc Tukey Test keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen hinsichtlich der Versagenslast-Mittelwerte feststellen (Tab. 5).

	2x 4mm vs. 1x 4mm	1x 4mm vs. 1x 2.4mm	2x 4mm vs. 1x 2.4mm
P [N]	.55	.74	.20

Tabelle 5 Versagenslast: Ein-Weg- ANOVA (mit post- hoc Tukey Test) zum Vergleich der Testgruppen

6.3 Ergebnisse der statistischen Analyse der Versagensarten

Beim Vergleich der Versagensarten der drei Testgruppen konnte ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich des Frakturrisikos festgestellt werden. Hauptversagensart in zwei der drei Testgruppen war die Fraktur des Coracoids.

6.3.1 Coracoid-Fraktur

In der Testgruppe mit zwei Tunnels à 4 mm war die Hauptversagensart die Fraktur des Processus Coracoideus: sechs von sechs Proben wiesen CT-morphologisch eine Frakturlinie auf. Gleiches galt für die Gruppe mit einem Tunnel à 4 mm (6 von 6 Proben). In der Gruppe mit 1x 2.4 mm Bohrung war hingegen die Ruptur der Conjoined-Tendon die Hauptversagensart, nur eins von sechs Coracoiden frakturierte.

6.3.2 Frakturrisiko der Testgruppen

Im Vergleich der Gruppen 1 (2x 4 mm) und 2 (1x 4 mm) stellte der Fisher' sche Exakt Test keinen statistisch signifikanten Unterschied im Frakturrisiko fest ($p= 1.0$) (Tab. 6). Demgegenüber, in der Gruppe mit 1x 2.4 mm Bohrung und nur einer Fraktur der getesteten Coracoid-Proben, ergab die statistischen Analyse in den Vergleichen zwischen 1 x 2.4 mm und 2 x 4 mm, sowie 1 x 2.4 mm und 1 x 4 mm jeweils einen

statistisch signifikanten Unterschied hinsichtlich des Frakturrisikos, P berechnete sich jeweils auf $P < 0.05$ (0.015, 0.015).

	2x 4mm vs. 1x 4mm	1x 4 mm vs. 1x 2.4 mm	2x 4 mm vs. 1x 2.4 mm
Coracoid-Fraktur (n/n)	6/6	6/1	6/1
P Frakturrisiko	1.0	.015	.015

Tabelle 6 Fisher'sche Exakt Test zur Analyse des Frakturrisikos der Testgruppen

6.4 Micro-CT Analyse der frakturierten Coracoid-Proben

Hauptaugenmerk dieser Studie lag auf der Instabilität des Coracoids nach transcoracoidaler Bohrung für anatomische Rekonstruktion der CC-Bänder. In zwei der Testgruppen mit jeweils sechs Testpräparaten, versagten die Coracoide während Zugbelastung durch Fraktur. Die Frakturlinie dieser insgesamt zwölf frakturierten Coracoide, die aus den Testgruppen mit 2x 4 mm und 1x 4 mm Bohrungsdurchmesser stammten, wurde mittels Micro-CT untersucht. In allen dieser Testpräparate konnte nachgewiesen werden, dass die Frakturlinie durch ein Bohrloch zog (Abb. 10).

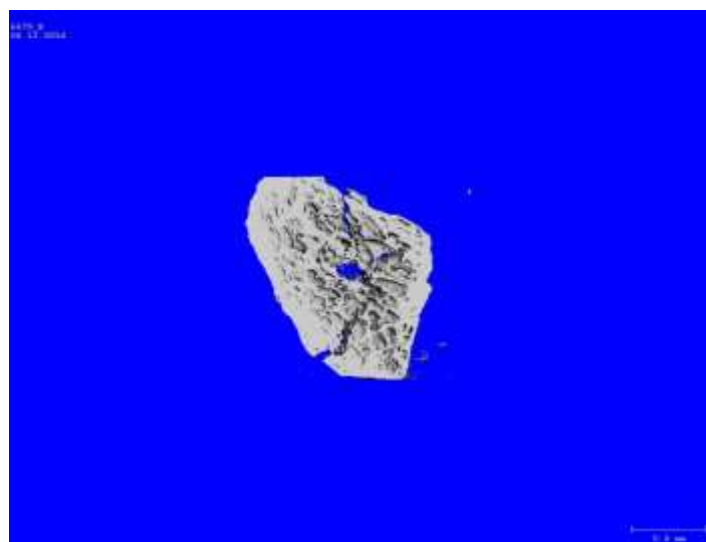


Abbildung 10 Micro-CT: Verlauf der Frakturlinie durch Bohrkanal

7. Diskussion

Welchen Einfluss die Anzahl und der Durchmesser der Bohrkanäle bei arthroskopisch-assistierter AC-Gelenksrekonstruktion auf die biomechanischen Eigenschaften und die Frakturgefahr des Proc. Coracoideus haben, ist bislang nicht hinreichend untersucht. Die Zielsetzung dieser Studie war, die biomechanische Stabilität des Proc. Coracoideus und den Einfluss der coracoidalen Bohrungen in Hinsicht auf das Frakturrisiko zu untersuchen. Dabei wurden drei verschiedene, coracoidale Bohrtunnelkonfigurationen analysiert, die im klinischen Alltag häufig zur AC-Gelenksrekonstruktion durchgeführt werden. Nach der aufgestellten Hypothese kann das Frakturrisiko durch kleinere Durchmesser der Bohrtunnel, sowie die Einschränkung auf ein zentrales Bohrloch, verringert werden.

Diese Annahme konnte durch die Studienresultate eindeutig verifiziert werden. Die einwirkende Zugkraft, die zum Versagen des Proc. Coracoideus führte, zeigte zwar keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen, jedoch belegten die Resultate der Versagensart – die Proben mit 2x 4mm und 1x 4mm Bohrungen frakturierten – dass bei zwei Bohrungen und/oder einem größeren Bohrlochdurchmesser, die biomechanische Stabilität des Knochens nachlässt, und das Coracoid somit einem größeren Frakturrisiko ausgesetzt ist, als bei einer einzelnen, zentralen Bohrung mit 2.4 mm Durchmesser.

Durch die modernen arthroskopisch-unterstützten Rekonstruktionstechniken des instabilen AC-Gelenks können gute klinische Resultate erzielt werden (Martetschläger, 2013) (Salzmann, 2010) (Scheibel, 2011) (Venjakob, 2013). Dennoch, wird in der Literatur das Auftreten von Komplikationen dokumentiert, die bisher nach transclaviculärer-transcoracoidaler Bohrung nicht beschrieben worden sind. Mehrere Autoren protokollieren das gehäufte Auftreten der lateralen Clavicula-Fraktur oder Fraktur des Proc. Coracoideus, nach arthroskopisch-assistierter Rekonstruktion des AC-Gelenks (Gerhardt, 2011) (Martetschläger, 2013) (Milewski, 2012) (Salzmann, 2010).

Die Frakturfestigkeit der Clavicula nach transclaviculärer-transcoracoidaler Bohrung wurde von Spiegel et al untersucht. Sie verglichen zwei CC-Rekonstruktionstechniken, bei denen jeweils zwei Tunnel gebohrt werden: Bei der einen Technik haben die Tunnel 6 mm Durchmesser, bei der anderen Technik 2.4 mm. Die Resultate zeigten, dass die Knochenfestigkeit der Clavicula deutlich gemindert wird, wenn ein größerer Durchmesser – in diesem Fall 6 mm – für die transclaviculäre-transcoracoidale Bohrung verwendet wird (Spiegl, 2014).

Die Frakturgefahr des Proc. Coracoideus nach Anlage von Bohrtunneln zur AC Stabilisierung wurde hingegen bisher nicht untersucht.

Ferreira et al (Ferreira, 2012) veranschaulichten, dass die Ein- und Austrittspunkte der coracoidalen Bohrungen – folglich, die Ausrichtung der Bohrtunnel – in Hinsicht auf die Versagenslast und Versagensart eine wichtige Rolle spielen.

Sie untersuchten die biomechanischen Auswirkungen eines transcoracoidalen Bohrkanals mit 6 mm Durchmesser, dessen Ein- und Austrittspunkt an der coracoidalen Ober- und Unterfläche variierte. Die anschließende Zugbelastung zeigte, dass durch die Lokalisation des Eintrittspunkts im zentralen bzw. medialen Sektor und des Austrittspunkts im zentralen Sektor der Coracoid-Unterfläche, der Proc. Coracoideus einer höheren Zugbelastung widerstehen kann.

In dieser Studie wurden zur Wiederherstellung anatomischer Verhältnisse, die Eintrittspunkte der Bohrungen an den anatomischen Insertionsstellen der CC-Ligamente für die zwei-Bohrtunnel-Technik bzw. im Zentrum dieser Stellen für die single-Bohrtunnel Technik platziert. Die Austrittspunkte waren im zentralen Sektor des Proc. Coracoideus. Somit untersucht diese Laborstudie ein Best-case-Szenario – intraoperativ können die Ein- und Austrittspunkte der Bohrungen sowie der Richtungsverlauf der Tunnel bei arthroskopisch-assistierter AC-Gelenksrekonstruktion von subcoracoidal nicht direkt eingesehen werden.

Ob durch die transcoracoidalen Bohrungen anatomische Verhältnisse der CC-Ligamente wieder hergestellt werden konnten, wurde von Coale et al (Coale, 2013) mithilfe 3D-CT Modellen untersucht. Sie kamen zum Schluss, dass eine einzelne Bohrung mit 6 mm Durchmesser die anatomischen Verhältnisse des footprints der

CC-Ligamente nicht wiederherstellen konnte, ohne dass ein signifikantes Frakturrisiko dabei besteht.

In einer ähnlichen Studie von Xue et al (Xue, 2013) konnte eine Unterbrechung der Kortikalis der Clavicula und/ oder des Proc. Coracoideus in 91% der Fälle (95 von 105) an virtuellen Modellen bei der Simulation einer „echten anatomischen CC-Ligamentrekonstruktion“ mit zwei 4 mm Bohrungen nachgewiesen werden.

In der vorliegenden biomechanischen Studie, werden anhand eines vereinfachten Testaufbaus die Knochenstabilität und das Frakturrisiko des Proc. Coracoideus im Labor unter standardisierten Bedingungen untersucht. Die transcoracoidalen Bohrungen wurden an allen Testproben standardisiert durchgeführt. Während der coracoidalen Bohrungen trat keine Unterbrechung der medialen oder lateralen Knochenkortikalis auf. Anhand der Resultate der Versagensart wurde jedoch – trotz des einfach konzipierten Testaufbaus – ein erhöhtes Frakturrisiko in den Gruppen mit einer bzw. zwei Bohrungen und 4 mm Durchmesser, im Vergleich zu einer Bohrung mit 2.4 mm Durchmesser, nachgewiesen. Die tatsächlichen in vivo Versagensarten kann diese Laborstudie nicht widerspiegeln.

In der Literatur wurde bisher noch kein adäquates Setup zur Testung der Coracoid-Stabilität nach transcoracoidaler Bohrung beschrieben. Den echten Begebenheiten einer Acromioclavicular-Gelenksverletzung entspricht dieser Versuchsaufbau nicht, jedoch stellt er ein einfaches und zuverlässiges Modell dar, das zur Überprüfung der aufgestellten Hypothese dieser Laborstudie dient und jederzeit reproduzierbar ist. In diesem biomechanischen Versuchsaufbau wurde bewusst auf die Verwendung von Implantaten verzichtet, um den Fokus ausschließlich auf das knöcherne Frakturrisiko zu richten, und einen möglichen Hebeleffekt – hervorgerufen durch ein kortikales Titanplättchen – zu vermeiden.

Trotz der o.g. Vorteile, verfügt diese Laborstudie über einige Einschränkungen in Bezug auf die Aussagekraft:

Wie in allen biomechanischen Studien, untersucht diese Studie gezwungenermaßen nur die Knochenstabilität zum Nullzeitpunkt. Wie sich die Stabilität des Knochens nach

transcoracoidaler Bohrung im Verlauf verhält, wird mit dieser Studie nicht erfasst. Von der Annahme, dass eine schnelle, knöcherne Konsolidierung im Bereich der Bohrtunnel die Knochenstabilität wieder verbessert, muss abgesehen werden – durch mehrere Studien konnte gezeigt werden, dass statt einer knöchernen Konsolidierung der coracoidalen Bohrtunnel bei einliegendem Fremdmaterial, vielmehr der Durchmesser der Bohrungen sich erweitert, und die bereits erniedrigte Knochenstabilität abnimmt (Epstein, 2012) (Yoo, 2006). Aufgrund dieser Tatsache ist ein erhöhtes Frakturrisiko des Proc. Coracoideus im Verlauf der Zeit anzunehmen.

Erwähnenswert ist zudem, dass die knöchernen Kadaver-Proben nicht die gleichen biologischen Eigenschaften haben konnten wie es bei einem jungen, erwachsenen Athleten der Fall ist, der sich eine Rockwood Verletzung zuzieht. Zur Entschärfung dieser Limitation wurden nur Präparate von Patienten verwendet, deren Alter zum Zeitpunkt des Todes unter 70 Jahre lag, und deren Knochendichte nicht statistisch signifikant unterschiedlich war.

Des Weiteren entsprachen die Bedingungen im Labor während der coracoidalen Bohrung nicht der Lebenswirklichkeit, im Vergleich zu intraoperativen Sichtverhältnissen: Im Laborversuch konnte die Ausrichtung der Bohrkanäle standardisiert vorgenommen werden, einem best-Case-Szenario entsprechend.

Auch die Variabilität der Größen- und Anatomieverhältnisse der Coracoid-Proben mit den dort ansetzenden Conjoined-Tendons, könnte diese Studie für einen Selektionsfehler anfällig machen. Deshalb wurden für diese Studie nur Coracoid-Proben verwendet, deren Dimensionen der Norm entsprachen, und die Conjoined-Tendons intakt und ohne Läsion waren.

8. Zusammenfassung

Die aufgestellte Hypothese – dass nämlich das coracoidale Frakturrisiko durch Verwendung eines kleineren Bohrlochdurchmesser und Reduktion der Bohrlochanzahl verringert werden kann – konnte durch die Resultate der vorliegenden Studie eindeutig verifiziert werden.

Bereits ein Bohrlochdurchmesser von 4 mm kann sowohl für die Single-TightRope- als auch für die Double-TightRope-Technik eine destabilisierende Wirkung auf das Coracoid haben. Durch Verwendung eines Bohrkopfs mit kleinerem Durchmesser kann das Frakturrisiko des Coracoids signifikant gemindert werden. Ein Bohrtunnel destabilisiert das Coracoid weniger als zwei transcoracoidale Bohrungen.

9. Quellenverzeichnis

Bearden, J. M., J. C. Hughston and G. S. Whatley (1973). "Acromioclavicular dislocation: Method of treatment." The American Journal of Sports Medicine **1**(4): 5-17.

Beitzel, K., A. D. Mazzocca, K. Bak, E. Itoi, W. B. Kibler, R. Mirzayan, A. B. Imhoff, E. Calvo, G. Arce, K. Shea and I. Upper Extremity Committee of (2014). "ISAKOS upper extremity committee consensus statement on the need for diversification of the Rockwood classification for acromioclavicular joint injuries." Arthroscopy **30**(2): 271-278.

Beitzel, K., N. Sablan, D. M. Chowaniec, E. Obopilwe, M. P. Cote, R. A. Arciero and A. D. Mazzocca (2012). "Sequential Resection of the Distal Clavicle and Its Effects on Horizontal Acromioclavicular Joint Translation." The American Journal of Sports Medicine **40**(3): 681-685.

Bontempo, N. A. and A. D. Mazzocca (2010). "Biomechanics and treatment of acromioclavicular and sternoclavicular joint injuries." Br J Sports Med **44**(5): 361-369.

Bosworth, B. M. (1949). "Complete Acromioclavicular Dislocation." New England Journal of Medicine **241**(6): 221-225.

Branch, T. P., H. L. Burdette, A. S. Shahriari, F. M. Carter and W. C. Hutton (1996). "The Role of the Acromioclavicular Ligaments and the Effect of Distal Clavicle Resection." The American Journal of Sports Medicine **24**(3): 293-297.

Braun, S., F. Martetschlager and A. B. Imhoff (2014). "[Arthroscopically assisted reconstruction of acute and chronic AC joint separations]." Oper Orthop Traumatol **26**(3): 228-236.

Coale, R. M., S. J. Hollister, J. S. Dines, A. A. Allen and A. Bedi (2013). "Anatomic considerations of transclavicular-transcoracoid drilling for coracoclavicular ligament reconstruction." J Shoulder Elbow Surg **22**(1): 137-144.

Collins, D. N. (2004). Disorders of the Acromioclavicular Joint. . The Shoulder. . M. F. Rockwood CA, Wirth MA, Lippitt SB (eds): . Philadelphia, Saunders/Elsevier.

Corteen, D. P. and R. A. Teitge (2005). "Stabilization of the Clavicle After Distal Resection: A Biomechanical Study." The American Journal of Sports Medicine **33**(1): 61-67.

DePalma AF, C. G., Bennett GA (1949). Variational anatomy and degenerative lesions of the shoulder joint. AAOS Instructional Course Lectures. St. Louis, CV Mosby: 255.

Epstein, D., M. Day and A. Rokito (2012). "Current concepts in the surgical management of acromioclavicular joint injuries." Bull NYU Hosp Jt Dis **70**(1): 11-24.

Ferreira, J. V., D. Chowaniec, E. Obopilwe, M. D. Nowak, R. A. Arciero and A. D. Mazzocca (2012). "Biomechanical evaluation of effect of coracoid tunnel placement on load to failure of fixation during repair of acromioclavicular joint dislocations." Arthroscopy **28**(9): 1230-1236.

Flechtenmacher, J., D. Sabo, N. Abolmaali, M. Asmussen and M. Buchner (2014). Praktische Röntgendiagnostik Orthopädie und Unfallchirurgie: Indikation, Einstelltechnik, Strahlenschutz, Thieme.

Fukuda, K., E. V. Craig, K. N. An, R. H. Cofield and E. Y. Chao (1986). "Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint." J Bone Joint Surg Am **68**(3): 434-440.

Gerhardt, D. C., J. D. VanDerWerf, L. S. Rylander and E. C. McCarty (2011). "Postoperative coracoid fracture after transcoracoid acromioclavicular joint reconstruction." J Shoulder Elbow Surg **20**(5): e6-10.

Harris, R. I., D. H. Vu, D. H. Sonnabend, J. A. Goldberg and W. R. Walsh (2001). "Anatomic variance of the coracoclavicular ligaments." J Shoulder Elbow Surg **10**(6): 585-588.

Hosseini, H., S. Friedmann, M. Troger, P. Lobenhoffer and J. D. Agneskirchner (2009). "Arthroscopic reconstruction of chronic AC joint dislocations by transposition of the coracoacromial ligament augmented by the Tight Rope device: a technical note." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **17**(1): 92-97.

Iannotti, J. P., G. R. Williams, J. D. Zuckerman and A. Miniaci (2013). Disorders of the Shoulder: Trauma, Wolters Kluwer Health.

Imhoff, A., R. Linke and R. Baumgartner (2014). Checkliste Orthopädie, Thieme.

Klimkiewicz, J. J., G. R. Williams, J. S. Sher, A. Karduna, J. Des Jardins and J. P. Iannotti (1999). "The acromioclavicular capsule as a restraint to posterior translation of the clavicle: a biomechanical analysis." J Shoulder Elbow Surg **8**(2): 119-124.

Klonz, A. and D. Loitz (2005). "[The acromioclavicular joint]." Unfallchirurg **108**(12): 1049-1058, quiz 1059.

Martetschlager, F., M. P. Horan, R. J. Warth and P. J. Millett (2013). "Complications after anatomic fixation and reconstruction of the coracoclavicular ligaments." Am J Sports Med **41**(12): 2896-2903.

Mazzocca, A. D., R. A. Arciero and J. Bicos (2007). "Evaluation and treatment of acromioclavicular joint injuries." Am J Sports Med **35**(2): 316-329.

Milewski, M. D., M. Tompkins, J. M. Giugale, E. W. Carson, M. D. Miller and D. R. Diduch (2012). "Complications related to anatomic reconstruction of the coracoclavicular ligaments." Am J Sports Med **40**(7): 1628-1634.

Oki, S., N. Matsumura, W. Iwamoto, H. Ikegami, Y. Kiriya, T. Nakamura, Y. Toyama and T. Nagura (2012). "The function of the acromioclavicular and coracoclavicular ligaments in shoulder motion: a whole-cadaver study." Am J Sports Med **40**(11): 2617-2626.

Pallis, M., K. L. Cameron, S. J. Svoboda and B. D. Owens (2012). "Epidemiology of Acromioclavicular Joint Injury in Young Athletes." The American Journal of Sports Medicine **40**(9): 2072-2077.

Patzer, T., C. Clauss, C. A. Kuhne, E. Ziring, T. Efe, S. Ruchholtz and D. Mann (2013). "[Arthroscopically assisted reduction of acute acromioclavicular joint separations: comparison of clinical and radiological results of single versus double TightRope technique]." Unfallchirurg **116**(5): 442-450.

Pauly, S., C. Gerhardt, N. P. Haas and M. Scheibel (2009). "Prevalence of concomitant intraarticular lesions in patients treated operatively for high-grade acromioclavicular joint separations." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **17**(5): 513-517.

Petersson, C. J. (1983). "Degeneration of the acromioclavicular joint. A morphological study." Acta Orthop Scand **54**(3): 434-438.

Rios, C. G., R. A. Arciero and A. D. Mazzocca (2007). "Anatomy of the Clavicle and Coracoid Process for Reconstruction of the Coracoclavicular Ligaments." The American Journal of Sports Medicine **35**(5): 811-817.

Rockwood, C. A., R. W. Bucholz, D. P. Green, C. M. Court-Brown, J. D. Heckman and P. Tornetta (2010). Rockwood and Green's Fractures in Adults, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Rockwood CA Jr, W. G., Young D (1998). Disorders of the acromioclavicular joint. The Shoulder. M. F. I. Rockwood CA Jr. Philadelphia, Pennsylvania, USA, Saunders: 483-553.

Salter, E. G., R. J. Nasca and B. S. Shelley (1987). "Anatomical observations on the acromioclavicular joint and supporting ligaments." The American Journal of Sports Medicine **15**(3): 199-206.

Salzmann, G. M., J. Paul, G. H. Sandmann, A. B. Imhoff and P. B. Schöttle (2008). "The Coracoidal Insertion of the Coracoclavicular Ligaments: An Anatomic Study." The American Journal of Sports Medicine **36**(12): 2392-2397.

Salzmann, G. M., L. Walz, S. Buchmann, P. Glabgly, A. Venjakob and A. B. Imhoff (2010). "Arthroscopically assisted 2-bundle anatomical reduction of acute acromioclavicular joint separations." Am J Sports Med **38**(6): 1179-1187.

Salzmann, G. M., L. Walz, P. B. Schoettle and A. B. Imhoff (2008). "Arthroscopic anatomical reconstruction of the acromioclavicular joint." Acta Orthop Belg **74**(3): 397-400.

Scheibel, M., S. Droschel, C. Gerhardt and N. Kraus (2011). "Arthroscopically assisted stabilization of acute high-grade acromioclavicular joint separations." Am J Sports Med **39**(7): 1507-1516.

Spiegel, U. J., S. D. Smith, S. A. Euler, G. J. Dornan, P. J. Millett and C. A. Wijdicks (2014). "Biomechanical Consequences of Coracoclavicular Reconstruction Techniques on Clavicle Strength." Am J Sports Med **42**(7): 1724-1730.

Venjakob, A. J., G. M. Salzmann, F. Gabel, S. Buchmann, L. Walz, J. T. Spang, S. Vogt and A. B. Imhoff (2013). "Arthroscopically assisted 2-bundle anatomic reduction of acute acromioclavicular joint separations: 58-month findings." Am J Sports Med **41**(3): 615-621.

Warth, R. J., F. Martetschlager, T. R. Gaskill and P. J. Millett (2013). "Acromioclavicular joint separations." Curr Rev Musculoskelet Med **6**(1): 71-78.

Wellmann, M. and T. Smith (2012). "Epidemiologie, Anatomie, Biomechanik und Bildgebung von Akromioklavikulargelenkverletzungen." Der Unfallchirurg **115**(10): 867-871.

Yoo, J. C., N. H. Choi, S. Y. Kim and T. K. Lim (2006). "Distal clavicle tunnel widening after coracoclavicular ligament reconstruction with semitendinous tendon: a case report." J Shoulder Elbow Surg **15**(2): 256-259.

Zanca, P. (1971). "Shoulder pain: involvement of the acromioclavicular joint. (Analysis of 1,000 cases)." Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med **112**(3): 493-506.

10. Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. med. Andreas B. Imhoff möchte ich für die Ermöglichung dieser Arbeit, sowie für die engagierte Lehrbereitschaft und Betreuung im Verlauf herzlich danken.

Herrn Privatdozent Dr. med. Sepp Braun gilt mein außerordentlicher Dank für die Überlassung des hochinteressanten Dissertationsthemas und die immer wieder wertvolle Förderung.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. med. Frank Martetschläger und Herrn Dr. med. Tim Saier für die ausgezeichnete, insbesondere freundschaftliche Betreuung, sowie die fachliche Beratung bei der Umsetzung dieser Dissertation.

Ich danke Herrn Professor Dr. Augat und seinen Mitarbeitern des Instituts für Biomechanik für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Materialien sowie die tatkräftige Unterstützung.

Am Ende gebührt meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, großer Dank von ganzem Herzen.

11. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die bei der promotionsführenden Einrichtung bzw. Fakultät für Medizin der TUM zur Promotionsprüfung vorgelegte Arbeit mit dem Titel „**Einfluss der coracoidalen Bohrung auf die Stabilität des Coracoids bei Rekonstruktion des Acromioclaviculargelenks**“ in der Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar unter der Anleitung und Betreuung durch Herrn PD Dr. med. S. Braun und Herrn PD Dr. med. F. Martetschläger ohne sonstige Hilfe erstellt und bei der Abfassung nur die gemäß § 6 Abs. 6 und 7 Satz 2 angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Anhang

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AC-Bänder	Acromioclavicular-Bänder
AC-Dislokation	Acromioclavicular Dislokation
AC-Gelenk	Acromioclavicular-Gelenk
AC-Gelenkssprengung	Acromioclavicular-Gelenkssprengung
AC-Gelenksverletzung	Acromioclavicular-Gelenksverletzung
a.p.	Anterior-posterior
bzw.	beziehungsweise
Ca.	circa
CC-Abstand	Coracoclaviculärer Abstand
CC-Bänder	Coracoclavicular Bänder
Cm	Centimeter
d.h.	das heißt
Lig.	Ligament
Ligg.	Ligamente
M.	Musculus
Mm.	Musculi
Mm	Milimeter
o.g.	oben genannt
OP	Operation
Proc.	Processus
Tab.	Tabelle
S.	Seite

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Unfallmechanismus (Rockwood, 2010)
Abbildung 2	Relevante Anatomie des Acromioclaviculargelenks (Iannotti, 2013)
Abbildung 3	Panorama-Aufnahme beider AC-Gelenke mit 10 kg Traglast
Abbildung 4	Alexander Aufnahme zur Beurteilung der horizontalen Instabilität (Flechtenmacher, 2014)
Abbildung 5	Klassifikation der AC-Gelenksverletzungen nach Rockwood (Rockwood CA Jr, 1998)
Abbildung 6	Präparation der Scapulae
Abbildung 7	Ausrichtung des Präparats in Gussvorrichtung
Abbildung 8	Positionierung des Testpräparats auf Maschinentisch
Abbildung 9	Graphische Darstellung der Zunahme der Mittelwerte für Versagenslast
Abbildung 10	Micro-CT: Verlauf der Frakturlinie durch Bohrkanal

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Randomisierte Testgruppeneinteilung
Tabelle 2	Knochendichte, Alter: Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall
Tabelle 3	Knochendichte, Alter: Ein-Weg-ANOVA (mit post-hoc Tukey Test) zum Vergleich der Testgruppen
Tabelle 4	Versagenslast: Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall
Tabelle 5	Versagenslast: Ein-Weg-ANOVA (mit post-hoc Tukey Test) zum Vergleich der Testgruppen
Tabelle 6	Fisher' sche Exakt Test zur Analyse des Frakturrisikos der Testgruppen