

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Muskuloskelettales Universitätszentrum München
Klinik der Universität München
Prof. Dr. Boris Holzapfel

**Primärstabilität von PEEK Fadenankern bei Bankart-Läsionen im
Primär- und Revisionsfall nach Überbohrung und Implantation
eines Fadenankers eines größeren Durchmessers:
eine biomechanische in-vitro Studie**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von Rebecca Hirsch

aus Bochum

2023

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Peter Müller

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Oliver J. Muensterer

Mitbetreuung durch
den promovierten Mitarbeiter: PD Dr. med. Mehmet Fatih Güleçyüz

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 16.02.2023

Vorwort

In dieser Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und andere Geschlechteridentitäten werden hierbei ausdrücklich miteingeschlossen, sofern das Geschlecht eines Individuums nicht ausdrücklich benannt wird.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	3
Inhaltsverzeichnis	5
1. Abkürzungsverzeichnis	7
2. Einleitung	1
2.1. <i>Das Schultergelenk</i>	2
2.2. <i>Schulterluxation und Schulterinstabilität</i>	5
2.3. <i>Bankart-Läsion</i>	8
2.4. <i>Operative Versorgung einer Bankart-Läsion</i>	10
2.5. <i>Ziele der Studie</i>	14
3. Material und Methoden	15
3.1. <i>Die Präparate</i>	15
3.2. <i>Knochendichte</i>	16
3.3. <i>Fadenanker</i>	16
3.4. <i>Ankereinsatz und biomechanische Testung</i>	17
4. Ergebnisse	22
4.1. <i>Die maximale Ausreißkraft (F_{max})</i>	22
4.2. <i>Irreversible Längung des Fadenankersystems</i>	22
4.3. <i>Die Kraft bei klinischem Versagen</i>	24
4.4. <i>Versagensmechanismen</i>	24
4.5. <i>Mikroskopische Untersuchung der Abriebpartikel</i>	26
5. Diskussion	28
6. Zusammenfassung	33
7. Abbildungsverzeichnis	35
8. Literaturverzeichnis	37
9. Danksagung	43
10. Eidesstaatliche Versicherung	44

1. Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Erläuterung
F_{\max}	Maximale Ausreißkraft
PEEK	Polyetheretherketon
MRT	Magnetresonanztomographie
°C	Grad in Celsius
BMD	Bone Mineral Density
qCT	Quantitative Computertomographie
mgCa ²⁺ -HA/ml	Kalzium-Hydroxylapatit/ml
SD	Standardabweichung (Englisch: standard deviation)
p	p-Wert (Signifikanzwert)
UHMWPE	Ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen (Englisch: Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene)
PMMA	Polymethylmethacrylat
N	Newton
mm	Millimeter
PLLA	Poly(L-Lactid) (Englisch: Poly-L-lactic acid)
β-TCP	β-Tricalciumphosphat

2. Einleitung

Die rezidivierende antero-inferiore Schulterluxation ist eine bei Sportlern häufig auftretende Verletzung. Zu den Risikofaktoren gehören ein junges Alter und das männliche Geschlecht [1].

Vor allem bei jungen Sportlern wird zu einer operativen Versorgung geraten, da es ohne diese häufig zu Reluxationen kommt [2-4].

Die Inzidenz der wiederkehrenden Schulterinstabilität und des Versagens der Bankart-Refixierung liegt bei bis zu 28%, abhängig von verschiedenen Faktoren wie Geschlecht, Alter und der Wiederaufnahme von sportlicher Betätigung [5-8]. Vor allem Kontaktsportarten und über-Kopf-Sportarten scheinen das Risiko für das erneute Auftreten von Instabilität und Luxationen zu erhöhen [9].

Versagt eine Bankart-Refixierung, kann eine Re-Operation problematisch werden. Gründe hierfür sind die beeinträchtigte Knochensubstanz des Glenoids nach bereits erfolgter Operation sowie die begrenzte Anzahl an Implantationsmöglichkeiten im Glenoidrand [10, 11].

Dieser Faktor ist zusätzlich abhängig von der Anzahl bereits durchgeführter Operationen. Wiederholt notwendig werdende Bankart-Refixierungen und die damit einhergehenden operativen Herausforderungen sind ein, im klinischen Alltag, häufig auftretendes Szenario.

Der Zusammenhang zwischen antero-inferiorer Instabilität und Verlust von Knochenmasse kann unter Umständen knochenaugmentierende Verfahren notwendig machen, wobei sowohl autologe als auch allogene Knochenmaterialien zum Einsatz kommen können [12, 13].

In der Vergangenheit wurden im Rahmen der arthroskopischen Versorgung von Bankart-Läsionen Metall-Anker verwendet. Mittlerweile werden zunehmend Anker aus Polymerstoffen oder bioresorbierbaren Stoffen verwendet wie zum Beispiel PEEK, PLLA oder sogar β -TCP/PLLA.

PEEK-Anker besitzen die gleichen mechanischen Eigenschaften wie Anker aus Metall, sind biologisch inaktiv und im Gegensatz zu Metallankern nicht störanfällig bei Durchführung einer Magnetresonanztomographie (MRT) [14, 15]. Die Entwicklung von stärkeren Fäden und Fadenankern ist vorteilhaft, dennoch lassen sich die anatomischen Gegebenheiten, wie vorhandenes Knochenmaterial und dessen Qualität, nicht beeinflussen.

Der Glenoidrand weist eine begrenzte Anzahl an Implantationsmöglichkeiten auf. Um Knochenmaterial im Falle von Revisions-Operationen zu sparen, besteht die Möglichkeit einen bereits vorhandenen PEEK-Anker zu überbohren, um einen neuen Anker in die gleiche Knochenmulde zu implantieren. Dieses Verfahren ist mit einem Metall-Anker ausgeschlossen.

2.1. Das Schultergelenk

Das Schultergelenk und seine Bewegungen ergeben sich aus dem Zusammenspiel verschiedener Gelenke.

Die *Articulatio glenohumeralis* (Glenohumeralgelenk), die *Articulatio sternoclavicularis*, die *Articulatio acromioclavicularis* und die Beweglichkeit zwischen Scapula und Thoraxwand bilden zusammen das Schultergelenk [16], (siehe **Abbildung 1**).

Das Glenohumeralgelenk, bei dem es sich um das „eigentliche Schultergelenk“ handelt, ist das Gelenk aus dessen Luxation die in dieser Studie behandelte Bankart-Läsion resultieren kann [16].

Das Glenohumeralgelenk, ein Kugelgelenk, besteht aus der *Cavitas glenoidalis*, bei der es sich um eine knöcherne Gelenkpfanne handelt, die zur Scapula gehört und dem Humeruskopf. Außerdem ist die *Cavitas glenoidalis* von einem hyalinen Knorpel überzogen, der vom Zentrum zum Rand an Dicke zunimmt und von einer „faserknorpeligen Gelenkklippe“ umgeben ist, dem *Labrum glenoidale* [17].

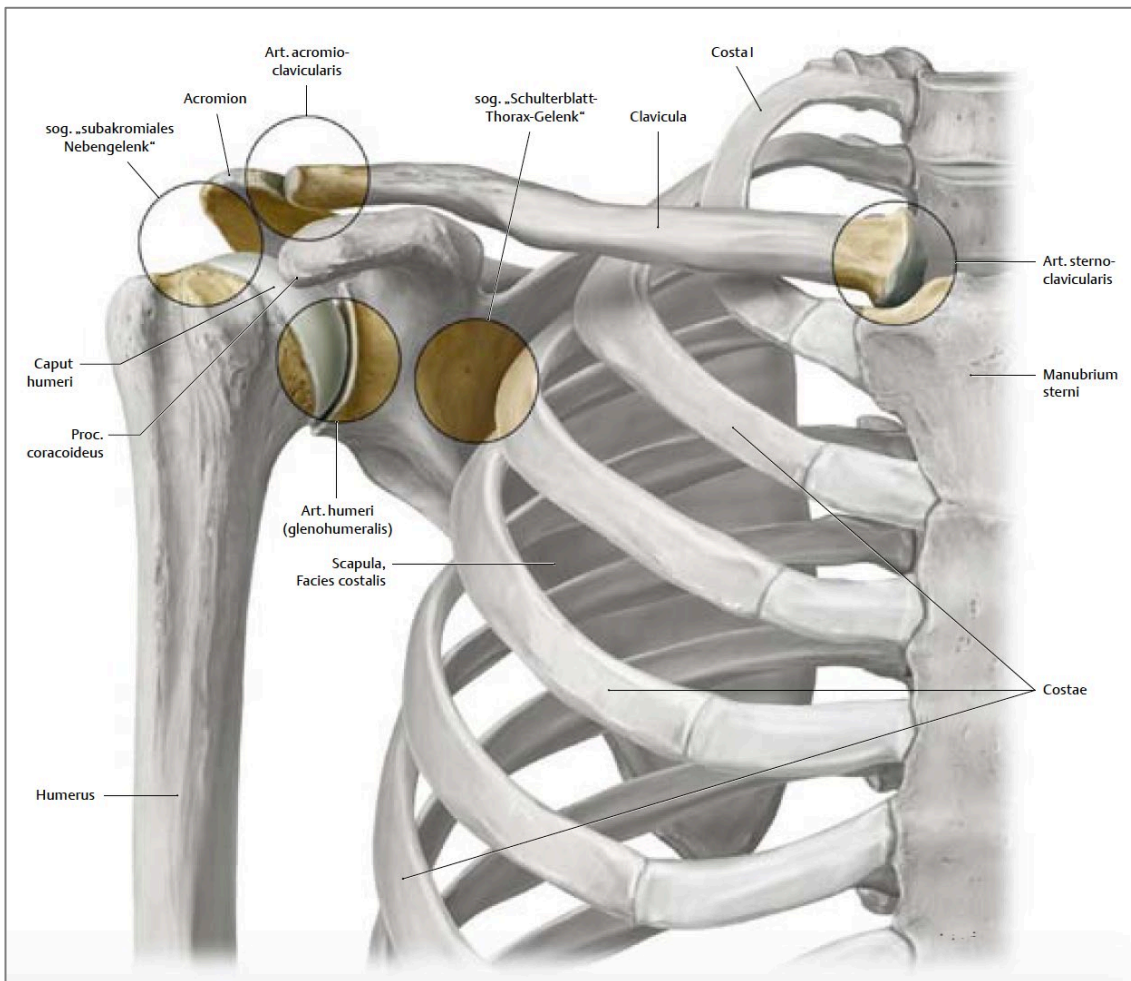


Abbildung 1: Schultergelenke und Schlüsselbeingelenke im Überblick [18]

Dieses Labrum glenoidale wird bei der sogenannten Bankart-Läsion verletzt. Hauptsächlich besteht es aus „Bündeln dicht gepackter kollagener Fasern“ [19]. Es dient dazu die Gelenkpfanne der birnenförmigen Cavitas glenoidalis zu vertiefen und vergrößert so die „Kontaktfläche zwischen Humeruskopf und Cavitas glenoidalis“ [16].

Der Rand des Labrum glenoidale ragt frei in die Gelenkhöhle und wird „nach kranial und dorsal [...] durch die Ursprungssehne des langen Bizepskopfes gesichert“ [20].

Neben seiner Funktion die Gelenkfläche zu vergrößern, dient das Labrum glenoidale ebenso als wichtiger Stabilisator bei ausgeprägten Scherkräften, welche durch hohen Druck auf das Gelenk auftreten können [19, zitiert nach Pauwels, 1965, S. 7].

Der Humeruskopf ist im Verhältnis zu groß für die Gelenkpfanne der Cavitas glenoidalis, er ist circa viermal so groß wie die Glenoidfläche [17, 21, zitiert nach Putz, 1996, S. 13].

Dieses Missverhältnis, unter anderem, führt zu einer enormen Beweglichkeit im Schultergelenk, da eine knöcherne Führung zwischen Humeruskopf und Cavitas glenoidalis fehlt [20].

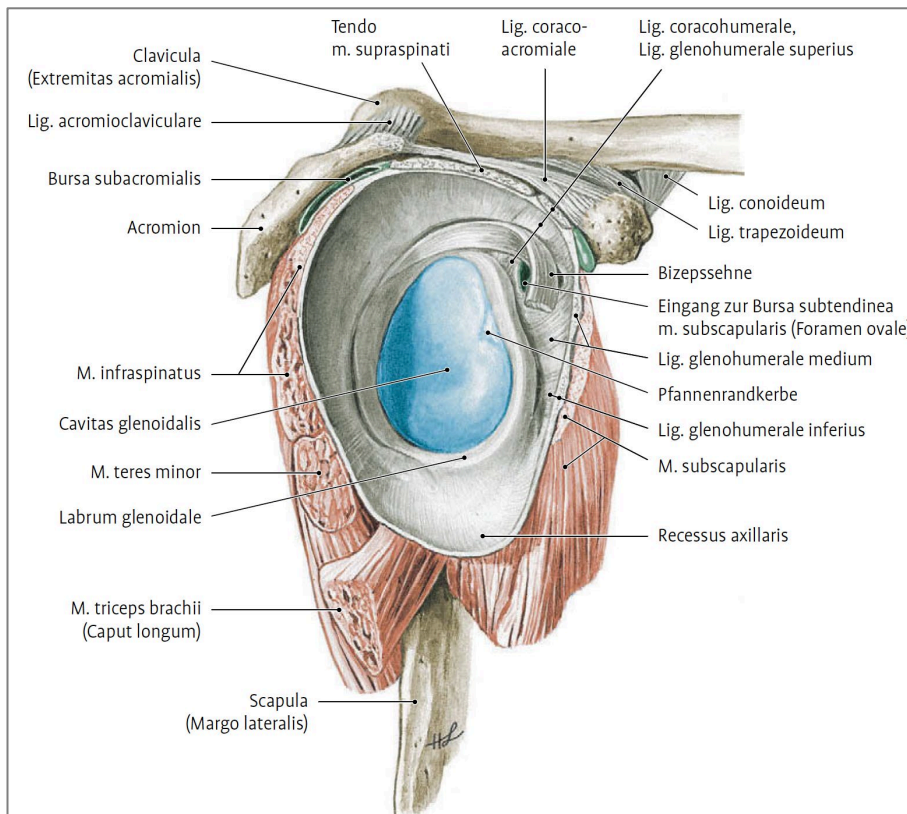


Abbildung 2: "Rechte Schultergelenkspfanne nach Entfernung des Humerus von lateral gesehen." [20] Dargestellt sind auch die stabilisierenden Bänder sowie angrenzende Knochen und Sehnen.

Außerdem trägt die schlaffe und weite Gelenkkapsel zu einer hohen Beweglichkeit im Schultergelenk bei [16].

Das Glenohumeralgelenk besitzt keine starken Bänder, die es sichern. Es wird vor allem durch die Muskeln des Schultergürtels gesichert und wird daher als muskelgesichertes Gelenk bezeichnet [17].

Die durch ihre Kompressionskraft wirkende Rotatorenmanschette stabilisiert das Glenohumeralgelenk [21].

Die Schultermuskulatur ist dementsprechend bei inferiorer Schulterinstabilität der Faktor, der zu einer Verbesserung der Stabilität führen kann [22].

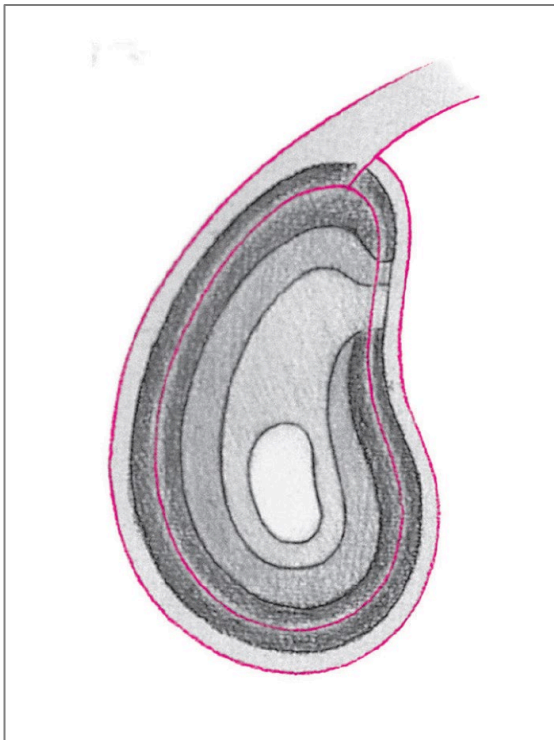


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Verteilung des hyalinen Knorpelgewebes der Cavitas glenoidalis. Von zentral nach außen nimmt die Dicke des Knorpels zu. [19]

2.2. Schulterluxation und Schulterinstabilität

Aufgrund der fehlenden knöchernen Führung und der relativ schwachen Bänder ist das Schultergelenk sehr luxationsanfällig. Mit „mehr als 50% aller Luxationen“ ist es das am häufigsten von Luxationen betroffene Gelenk [16].

Die Unfallmechanismen dieser Luxationen sind häufig Sportverletzungen, bei denen es zu einer Hebelwirkung auf den „ausgestreckten oder gehobenen Arm“ kommt, aber auch Stürze „auf den ausgestreckten Arm“ [23].

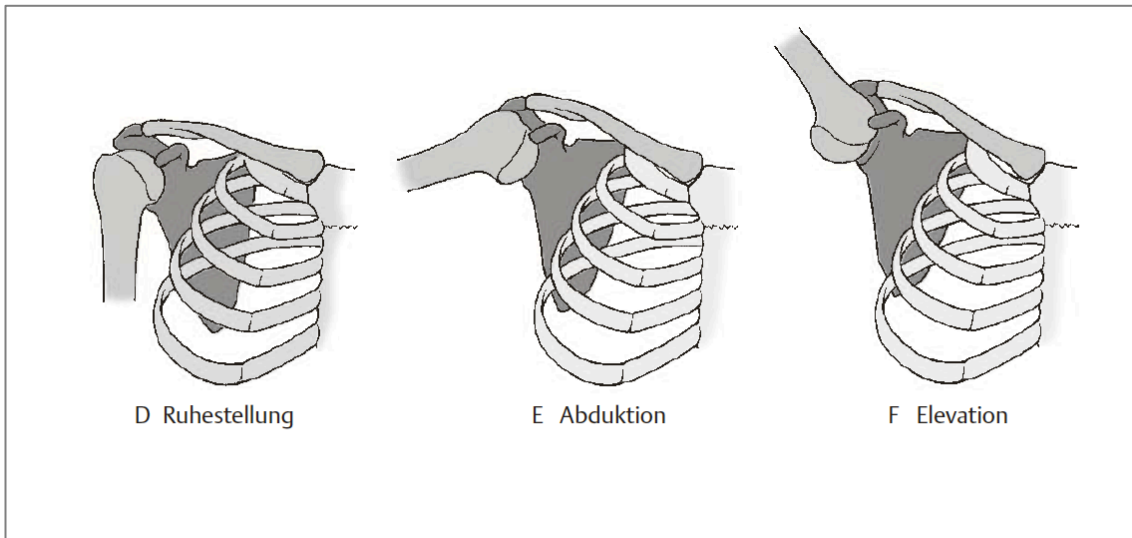


Abbildung 4: Darstellung des Schultergelenks in Ruhestellung, Abduktion und Elevation. Deutlich wird die Veränderung der Position von Humeruskopf zu Cavitas glenoidalis. [17]

Gefürchtete Komplikationen und Spätfolgen der traumatischen Schulterluxation sind unter anderem die chronische Schulterinstabilität, eine Schädigung des N. axillaris und die daraus resultierende Lähmung des M. deltoideus, Immobilisationsschäden und eine Arthrose des Schultergelenks [24].

Eine Verletzung des N. axillaris ist „besonders problematisch in Kombination mit einer Schädigung der Rotatorenmanschette (terrible triad).“ Der N. axillaris versorgt motorisch zusätzlich zum Musculus deltoideus den Musculus teres minor und sensorisch die Haut der lateralen Schulterregion [25].

Um eine stabile Führung des Glenohumeralgelenks zu erlangen, wird der Humeruskopf durch aktive und passive Kräfte in die konkave Fläche des Glenoids gedrückt. Die Kräfte, die diesen Mechanismus gewährleisten, entstehen aus dem Zusammenspiel und der Intaktheit des Glenoids, der muskulären Kompression und den stabilisierenden Bändern des Schultergelenks. Der Verlust einer dieser Strukturen führt zu einer erschwerten Zentralisierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis und somit zu einer Instabilität beziehungsweise Laxität des Gelenks [26].

Die Wahrscheinlichkeit einer weiteren Schulterluxation korreliert mit der Anzahl der Luxationen sowie dem Alter der Patienten zum Zeitpunkt der ersten Luxation [27].

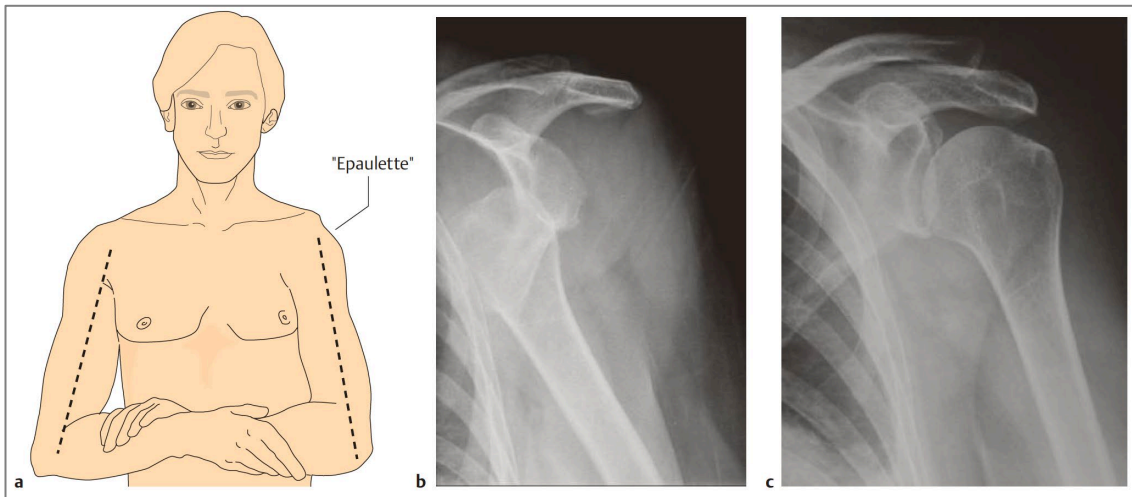


Abbildung 5: „Klinik und Röntgenbefund bei Schulterluxation a „Epaulettenphänomen“ bei Schulterluxation links. b Röntgenbild einer linken Schulter mit Luxation des Humerus in ventrokaudaler Richtung [...]. c Zustand nach Reposition.“ [24]

Die wiederholt auftretenden Schulterluxationen lassen sich in drei Varianten unterscheiden. Die „habituelle Luxation“, die meist auf einer „konstitutionellen Dysplasie des Schultergelenks“ beruht, die „willkürliche Luxation“, bei der der Humeruskopf selbstständig luxiert beziehungsweise subluxiert werden kann und zuletzt die „posttraumatische Instabilität mit rezidivierenden Luxationen“. Bei letztgenannter Instabilität geht meist eine Bankart-Läsion voraus, bei welcher das Labrum glenoidale abreißt. Es kann aber auch ein narbig verheiltes Kapsel-Labrum-Komplex vorliegen oder eine Hill-Sachs-Delle bestehen (Impressionsfraktur des Humeruskopfes) [24].

Es gibt verschiedene Klassifikationssysteme, um die unterschiedlichen Stadien der Schulterinstabilität zu differenzieren. Für den klinischen Gebrauch werden die Schulterinstabilitäten häufig anhand der Klassifikation nach Gerber (1997) unterteilt:

- „I: chronische Luxation
- II: unidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität
- III: unidirektionale Instabilität mit multidirektionaler Hyperlaxität
- IV: multidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität
- V: multidirektionale Instabilität mit multidirektionaler Hyperlaxität“

[28, zitiert nach Gerber, 1997, S. 25, 29].

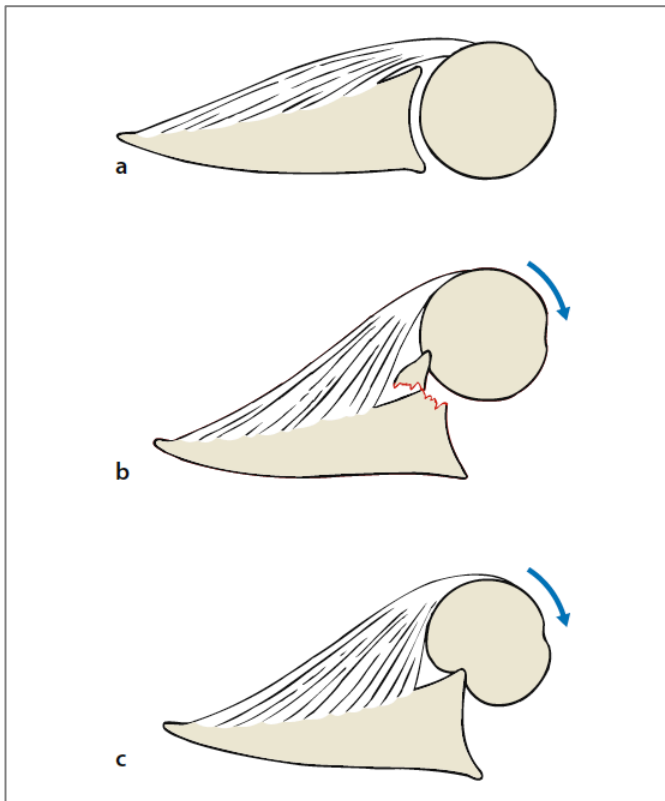


Abbildung 6: Schematische Darstellung unterschiedlicher Verletzungen im Rahmen der vorderen Schulterluxation. a keine sichtbaren Verletzungen. b Bankart-Läsion: durch die Luxation kommt es zu einer Fraktur des Pfannenrandes und einer Verletzung der Kapsel. c Hill-Sachs-Delle: durch die Luxation kommt es zu einer Delle im dorsalen Anteil des Humeruskopfes. [23]

2.3. Bankart-Läsion

Als Folge von traumatischen vorderen Schulterluxationen können Verletzungen des Labrum-Kapsel-Komplexes entstehen. Eine dieser Verletzungen ist die klassische Bankart-Läsion, bei der „der Labrum-Kapsel-Komplex vom unteren Pfannenrand“ abreißt [28].

Die Inzidenz von Bankart-Läsionen nach traumatischen Schulterluxationen wird mit bis zu 97% angegeben [30].

Durch den entstandenen Defekt des Labrum-Kapsel-Komplexes kommt es zu einem Verlust der Konkavität der Glenoidfläche, die hauptsächlich durch das

Labrum bedingt ist und als glenohumeraler Stabilisator dient. Somit resultiert der Labrumschaden in einer Instabilität des Glenohumeralgelenks [31].

Aufgrund von Luxationen kann es auch zu verschiedenen knöchernen Verletzungen im Bereich des Glenohumeralgelenks kommen. Dazu gehören die Hill-Sachs-Läsion, ein knöcherner Defekt des Humeruskopfes, und die Bankart-Fraktur [32].



Abbildung 7: Röntgenbildaufnahme bei Zustand nach vorderer Schultergelenksluxation: sichtbar ist eine Bankart-Läsion, siehe Pfannenrand, sowie eine Hill-Sachs-Delle am dorsalen Humeruskopf. [24]

Bei Bankart-Frakturen handelt es sich um Frakturen des vorderen Glenoidrandes, die bei bis zu 70% der Fälle nach Schulterluxationen beobachtet werden können [33, 34].

Anhand einer „prospektiven, arthroskopischen Studie“ von Boileau et al. aus dem Jahr 2003, bei der 100 Patienten mit „chronischer posttraumatischer vorderer Schulterinstabilität“ untersucht wurden, konnten fünf Typen von Labrumläsionen identifiziert werden.

Die klassische Bankart-Läsion wurde bei 52% der untersuchten Patienten beobachtet, bei 26% eine Bankart-Läsion mit Abriss des superioren Labrums

(SLAP-Läsion), bei 8% eine Bankart-Läsion mit posteriorer Beteiligung, bei 6% der Patienten wurde ein zirkumferenter Labrumabriss beobachtet und bei 8% war keine Bankart-Läsion vorhanden [35, zitiert nach Boileau et al., 2003, S. 244]. Diese Untersuchungen verdeutlichen die Bedeutung der klassischen Bankart-Läsion für die chronische, vordere Schulterinstabilität.

Verletzungsmuster	Häufigkeit
„klassische“ Bankart-Läsion	80 %
Bankart-Fraktur	3 %
Perthes-Läsion	5 %
isolierter Kapselabriss	3 %
interligamentäre Kapselruptur	weniger häufig
HAGL-Läsion am humeralen Ansatz	weniger als 1 %

Abbildung 8: „Klassifikation der intraartikulären Verletzungsmuster bei traumatischer vorderer Schulterinstabilität nach Morgan et al. (1991)“ [28]

2.4. Operative Versorgung einer Bankart-Läsion

Im Rahmen einer Schulterstabilisierung durch Bankart-Refixierung wird durch Fadenanker das - traumatisch bedingt vom Glenoidrand abgelöste - Labrum glenoidale refixiert [36]. Hierbei können auch verletzungsbedingte Knochenfragmente fixiert werden und so entstandene Knochendefekte des Glenoids reduziert werden [37-40].

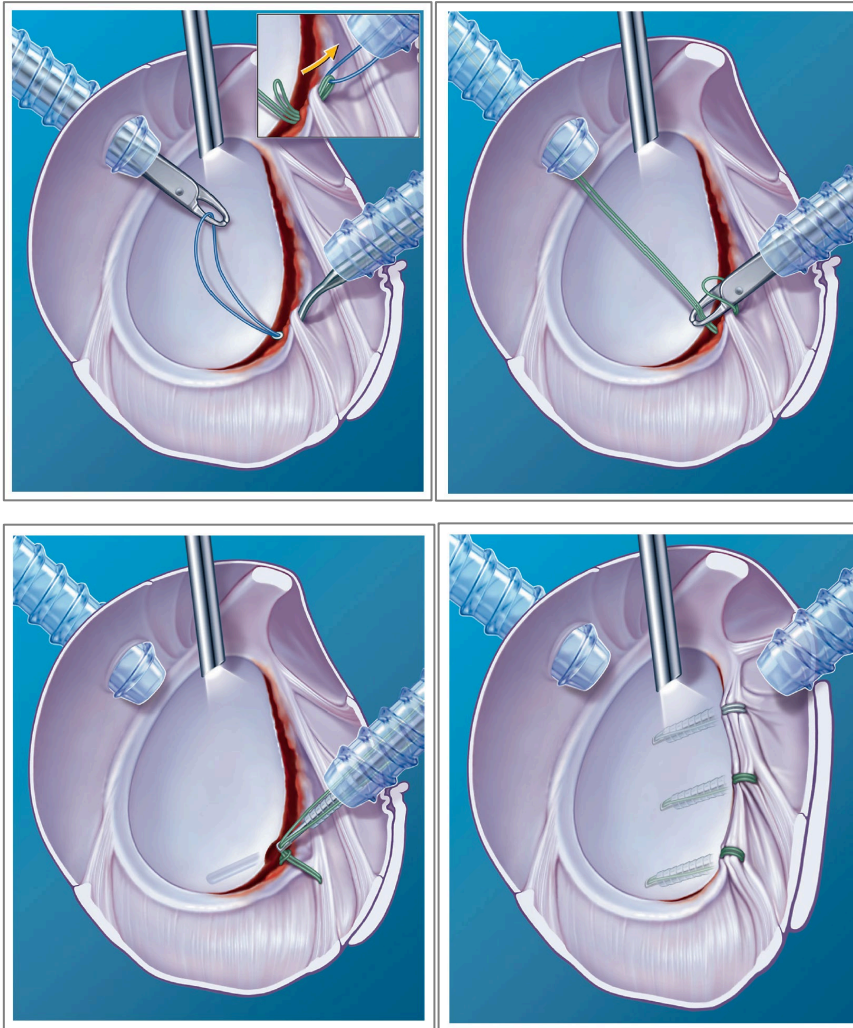


Abbildung 9: Schematische Darstellung Bankart-Repair: Bild oben links zeigt Perforation des Labrum glenoidale sowie die Insertion einer Fadenschleife mithilfe des blau dargestellten Lassofadens. Bild oben rechts zeigt Verblockung der Fadenschleife. Bild unten links zeigt Fixierung des Ankerapplikators. Bild unten rechts zeigt das Ergebnis nach Implantation von drei knotenlosen Ankern [41]

Grundsätzlich führt eine arthroskopische Bankart-Refixierung bei jungen Sportlern, die eine vordere Schulterluxation erlitten haben, zu deutlich weniger Luxationsrezidiven als bei einer konservativen Herangehensweise [3, 42].

Der Großteil der Sportler kann nach stattgefundenener arthroskopischer Bankart-Refixierung ihre sportlichen Aktivitäten wieder aufnehmen, allerdings fühlen sich ca. 90% durch die betroffene Schulter eingeschränkt [43-45].

Bei jungen, sportlichen Patienten im Alter von unter 24 Jahren kommt es, je nach Literatur, bei konservativer Therapie nach erstmaliger Schulterluxation in bis zu 90% zu Luxationsrezidiven [4].

Die arthroskopische Bankart-Refixierung stellt in diesem Rahmen ein Verfahren dar, bei dem eine ausreichende Stabilisierung der Schulter erfolgt [46].

Bei Patienten mit Zustand nach arthroskopischer Schulterstabilisierung kommt es, je nach Quelle, bei circa 18% bis einem Drittel der Patienten zu Luxationsrezidiven [2, 47].

Hierbei gibt es in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse bezüglich des Einflusses der Anzahl der Luxationen präoperativ auf die Luxationsrezidive postoperativ. Marquardt et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die Anzahl der Luxationen präoperativ keinen Einfluss auf die postoperative Situation hat [46], wohingegen Aboalata et al. höhere Raten an Luxationsrezidiven festgestellt haben, wenn die Patienten mehr als eine präoperative Luxation erlitten hatten [2].

Die ursprüngliche Belastbarkeit der Schulter, die vor der, beziehungsweise den Luxation/en bestand, wird durch die Refixierung nicht erreicht [48].

Die antero-inferiore Instabilität wird häufig bedingt oder aggraviert durch einen Knochenverlust des Glenoids [49-51].

Bei Knochendefekten des Glenoids von bis zu 15-20% kann eine Refixierung des Weichteilgewebes erfolgen. Bei Knochendefekten, die darüber hinausgehen, sollten knochenaugmentierende Verfahren erwogen werden, da nur so eine ausreichende Reduktion der antero-inferioren Instabilität erfolgen kann [12, 13, 52-57].

Allerdings ist die Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse in Form eines bikonkaven Glenoids nahezu unmöglich [58]. Eine kongenital flachere Glenoidfläche könnte ebenfalls einen Risikofaktor für eine anteriore Schulterinstabilität darstellen [59].

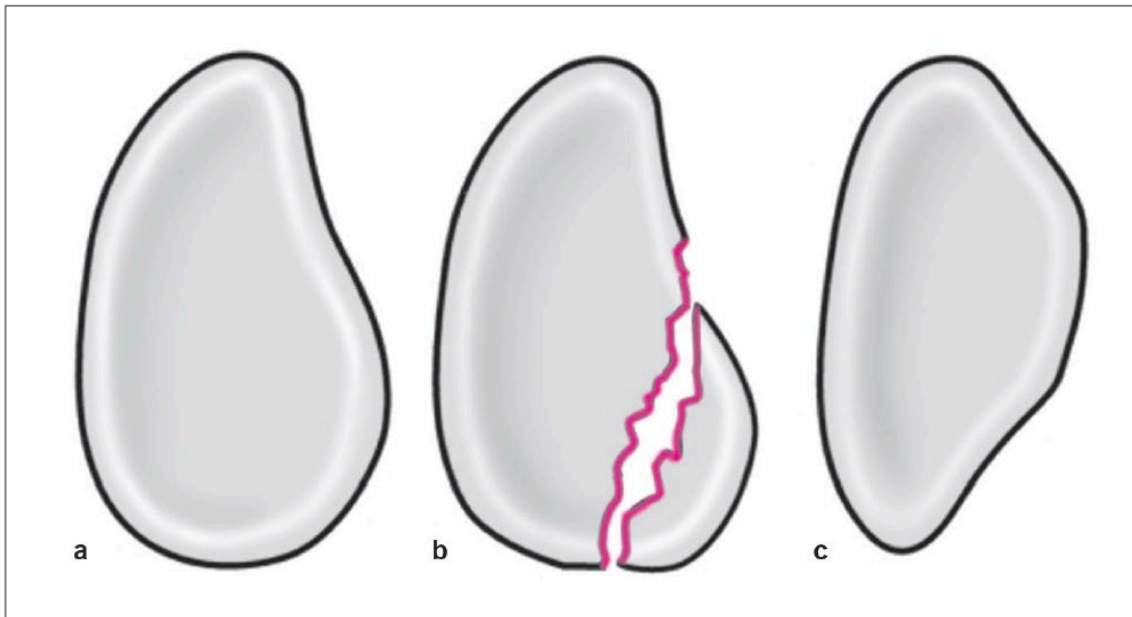


Abbildung 10: „Phänomen der umgekehrten Birne bei einem Knochendefekt der Pfanne nach Burkhart und DeBeer (2000) a) normale Pfanne b) Bankart-Fraktur c) umgekehrte Birnenform“ [28]

Die Stabilität der verwendeten Fadenanker hängt unter anderem von den Implantationsstellen im Glenoidrand ab, da ein Anker, der an der 3-Uhr-Position implantiert wird, eine höhere biomechanische Stabilität aufweist und bei einer höheren Kräfteinwirkung versagt als ein auf der 5-Uhr-Position implantierter Anker [60].

Die Dicke der Kortikalis des Glenoidrands nimmt von der 2-Uhr-Position zur 6-Uhr-Position ab, somit könnte die dickere Kortikalis der 3-Uhr-Position zu einer besseren Stabilität des Ankers an dieser Stelle führen [61]. Diese Unterschiede zwischen den einzelnen Implantationsstellen verdeutlichen die Relevanz und Schwierigkeit einer Ankerimplantation, bei nicht ausreichend vorhandenem stabilem Knochenmaterial.

Die Bankart-Refixierung scheint auszureichen, um die Stabilität der Schulter wiederherzustellen, ohne, dass eine zusätzliche Straffung der Kapsel notwendig ist [62].

Bei einer Bankart-Läsion, die in Verbindung mit einem knöchernen Defekt des Humeruskopfes auftritt, ist für beide Läsionen eine großzügigere Operationsindikation zu stellen als bei isoliertem Auftreten einer der beiden Verletzungen [63, 64].

Aufgrund des humeralen Knochenverlustes bei bestehender Hill-Sachs-Läsion sollte bei Patienten mit bestehender Bankart-Läsion und Hill-Sachs-Läsion zusätzlich zur Bankart-Refixierung eine Hill-Sachs-„Remplissage“ durchgeführt werden, da so das Risiko von Reluxationen vermindert werden kann [65]. Hierbei wird der Knochendefekt der Hill-Sachs-Läsion durch eine Kapsulotenodese des M. infraspinatus und der dorsalen Gelenkkapsel „aufgefüllt“.

Insgesamt sollte das chirurgische Vorgehen bei jedem Patienten individuell ausgewählt werden, hierbei können verschiedene operative Verfahren beziehungsweise Modifikationen zum Einsatz kommen [66-68].

Im Falle eines Versagens der stattgefundenen Stabilisierung sollte der Grund des Versagens evaluiert werden. Abhängig davon kann eine der vielen Strategien für eine Revisionsoperation gewählt werden [69]. Allerdings können sich hier, besonders bei mehrfach voroperierten Patienten, Schwierigkeiten ergeben, wie im Weiteren erläutert.

2.5. Ziele der Studie

Aufgrund der klinischen Relevanz und der zum Teil massiven Einschränkung der betroffenen Patienten, ergibt sich der Bedarf an geeigneten Operationsverfahren im Falle von wiederholt auftretenden Bankart-Läsionen, nach bereits stattgefundener Bankart-Refixierung und den damit verbundenen anatomischen Schwierigkeiten.

Da die Überbohrung primär implantierter PEEK-Anker mit gleichgroßen Ankern mit einem hohen Versagen assoziiert ist, ergibt sich hieraus die Hypothese unserer Studie, dass im Revisionsfall implantierte PEEK-Anker eines größeren Durchmessers mehr Stabilität aufweisen [70].

Diese Studie sollte Aufschluss darüber geben, welche biomechanische Primärstabilität eines PEEK-Fadenankers erreicht werden kann, der über einen primär implantierten Fadenanker eines kleineren Durchmessers gebohrt wurde.

Die Hypothese war, dass der Revisions-PEEK-Fadenanker mit einem größeren Durchmesser eine vergleichbare Primärstabilität erreichen würden und die Versagensmechanismen die Gleichen sein würden, wie die des primär implantierten Ankers.

Mit den Ergebnissen dieser Versuche käme es bei Bestätigung der Hypothese zu einer Erweiterung der chirurgischen Optionen im Falle von schwierig zu versorgenden, wiederholt auftretenden Bankart-Läsionen.

3. Material und Methoden

3.1. Die Präparate

Für die Versuche wurden vier makroskopisch intakte Glenoidpräparate mit gesunder Knochendichte verwendet, die 24 Stunden post mortem chirurgisch extrahiert und bei -21° Celsius (C) gefroren wurden. Alle Präparate wurden vom Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilian-Universität München zur Verfügung gestellt. Alle Präparate wurden serologisch auf HIV, Hepatitis B und C getestet. Ausgeschlossen wurden Präparate, die Osteoporose, Osteosynthesematerial, Prothesen oder Frakturen aufwiesen.

Die Präparate wurden 24 Stunden vor Durchführung der Versuche bei einer Raumtemperatur von 4°C aufgetaut.

Es handelte sich um Glenoide männlicher Leichen, im Alter von 28, 38, 38 und 50 Jahren zum Todeszeitpunkt (Mittelwert 38,5 Jahre; SA ± 9,0).

Jegliches Weichteilgewebe (unter anderem Muskeln, Bänder, Labrum, Fettgewebe) wurde von den Präparaten entfernt. Anschließend wurden die Versuche bei einer Raumtemperatur von 22°C durchgeführt. Während der Versuche wurden die Präparate durch das Besprühen mit Kochsalzlösung feucht gehalten.

3.2. Knochendichte

Um eine normale Knochendichte (Englisch: bone mineral density - BMD) zu gewährleisten, wurden die Präparate durch eine quantitative Computertomographie (qCT) analysiert. Diese wurde mit dem *SOMATOM Sensation 64*® CT-Scanner von Siemens (Siemens AG, München, Deutschland) durchgeführt. Drei Schichten der Präparate, mit einer Dicke von jeweils 3 mm, wurden bewertet und die Knochendichte, mit Hilfe der *syngo OSTEOPAC CT Software*, in mg Kalzium-Hydroxylapatit/ml (mg Ca²⁺-HA/ml), bestimmt.

Die Knochendichte betrug 343.4 mg Ca²⁺-HA/ml (SD ± 13,92) für die Primär-Refixierungs-Gruppe und 312.7 mg Ca²⁺-HA/ml (SD ± 49,97) für die Revisions-Refixierungs-Gruppe und wies somit Werte in einem gesunden Bereich für beide Gruppen auf. Zwischen den beiden Gruppen gab es keinen signifikanten Unterschied (p = 0,0521).

3.3. Fadenanker

Für die Durchführung der primären Bankart-Refixierung wurde der Fadenanker *2,9 mm PEEK PushLock*® *knotless instability repair system* (Arthrex Inc., Naples, FL, USA) verwendet. Der Körper dieses Ankers hat einen Durchmesser von 2,9 mm und eine Länge von 11 mm. Die Öse an der Spitze dieses PEEK-Ankers, in den der Faden eingefädelt wird, misst 2 mm im Durchmesser und 4,5 mm in der Länge. Der Körper des *3,5 mm PEEK PushLock*® Fadenankers, der für die Revisions-Bankart-Refixierung über den erstgenannten Anker implantiert wurde, hat einen Durchmesser von 3,5 mm und eine Länge von 14 mm. Der Durchmesser seiner Öse beträgt 2,5 mm und die Länge 5 mm.

Beide *PEEK PushLock*® Anker wurden jeweils, wie vom Hersteller empfohlen, mit einem USP 2 ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE) *FiberWire*® Faden (Arthrex Inc., Naples, FL, USA) beladen.

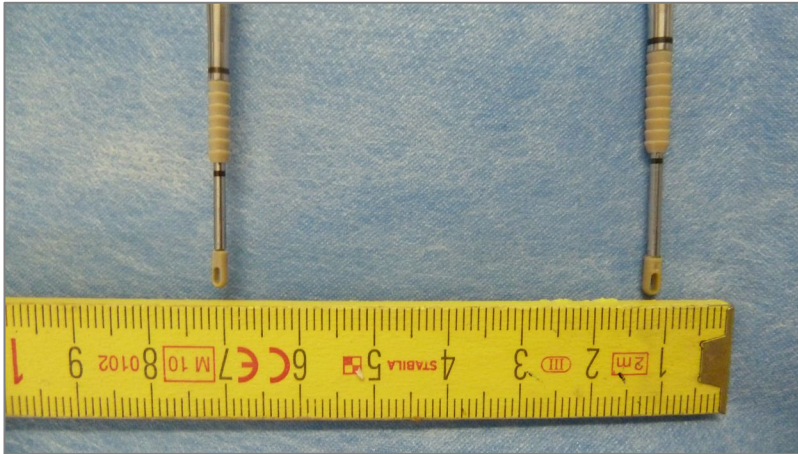


Abbildung 11: PEEK PushLock® knotless instability repair system
links: Durchmesser 2,9 mm, rechts: Durchmesser 3,5 mm

3.4. Ankereinsatz und biomechanische Testung

Die Präparate wurden mit einer Säge verkleinert und der Processus coracoideus entfernt. Anschließend wurde das jeweilige Präparat in einem Aluminiumzylinder platziert, der mit Knochenzement aus Polymethylmethacrylat (PMMA) befüllt wurde.

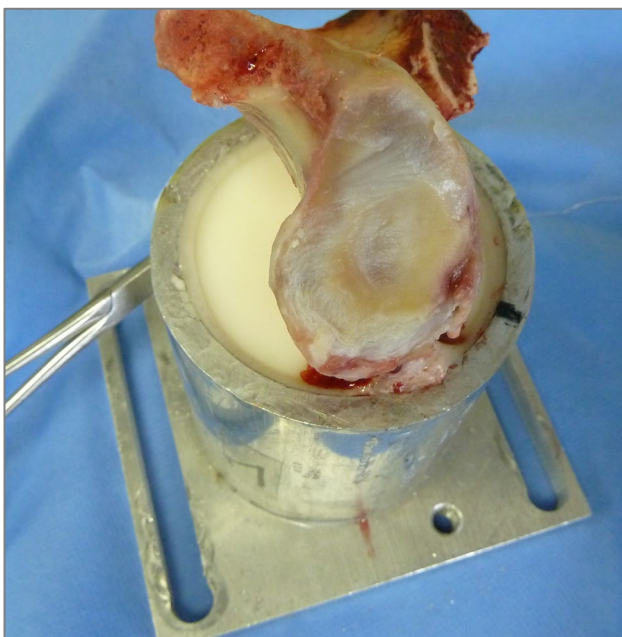


Abbildung 12: Verbleibender Anteil der Scapula mit Glenoid in mit PMMA befülltem Aluminiumzylinder

Um die primäre Bankart-Refixierung zu simulieren, wurden sechs Löcher in den Glenoidrand gebohrt. Diese befanden sich auf den 1, 3, 5, 7, 9 und 11 Uhr Positionen und in einem 45°-Winkel zur Glenoidoberfläche. Hierfür wurden die für die *PushLock*® Ankersysteme empfohlenen Führungshülsen und Bohrer verwendet.



Abbildung 13: Glenoid in Aluminiumzylinder mit Markierung der Ankerimplantationsstellen

Daraufhin wurden die *PushLock*® 2,9 mm Anker, auf die vom Hersteller empfohlene Weise, in die vorgebohrten Löcher implantiert.

Es wurden für die Simulation der primären Bankart-Refixierung zwei Glenoide verwendet. So wurden insgesamt $n = 12$ Anker implantiert und getestet. Die *FiberWire*® Fäden wurden durch die Öse der *PushLock*® Anker geführt und zu einer 3 cm langen Schlaufe geknotet. Diese Schlaufen wurden durch einen Haken am Kreuzkopf mit der Testmaschine verbunden.



Abbildung 14: Glenoid mit sechs primär implantierten Fadenankern

Für die Durchführung der Simulation der Revisionsoperationen wurden sechs *PushLock*® 2,9 mm Anker wie oben, im Fall der primären Bankart-Refixierung beschrieben, implantiert.

Nachdem die *FiberWire*® Fäden der zuvor implantierten Anker abgeschnitten wurden, wurden diese Anker nacheinander mit dem für das *PushLock*® 3,5 mm Ankersystem hergestellten Bohrer und der passenden Führungshülse überbohrt. Hierbei wurden die primär implantierten Anker mittig überbohrt, dieselbe bereits vorgebohrte Trajektorie nutzend.

Nun wurden jeweils die *PushLock*® 3,5 mm Anker in die überbohrten Löcher eingeschlagen und die *FiberWire*® Fäden auf die gleiche Weise, wie in der Simulation der primären Bankart-Refixierung, zu einer 3 cm langen Schlaufe geknotet und über einen Haken mit der Testmaschine verbunden.

Das gesamte Verfahren wurde für das zweite Glenoid wiederholt und auch so resultierten für die Simulation der Revisionsoperationen $n = 12$ Anker für die Testung.

Die Fremdkörper, die bei der Überbohrung der primären Anker ausfielen, wurden aufgehoben, um mikroskopisch die Partikelgrößen zu analysieren.

Die biomechanischen Tests wurden an der universellen Testmaschine *Zwick Z010/TN2A* (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Die Maschine besitzt eine Messspanne von 20 N bis 10 kN mit einer Messungengenauigkeit von 0,21%.

Die durch PMMA in Aluminiumzylindern befestigten Präparate wurden, durch eine für diese Versuche spezifisch konstruierte Vorrichtung, an der Basis der Testmaschine befestigt.

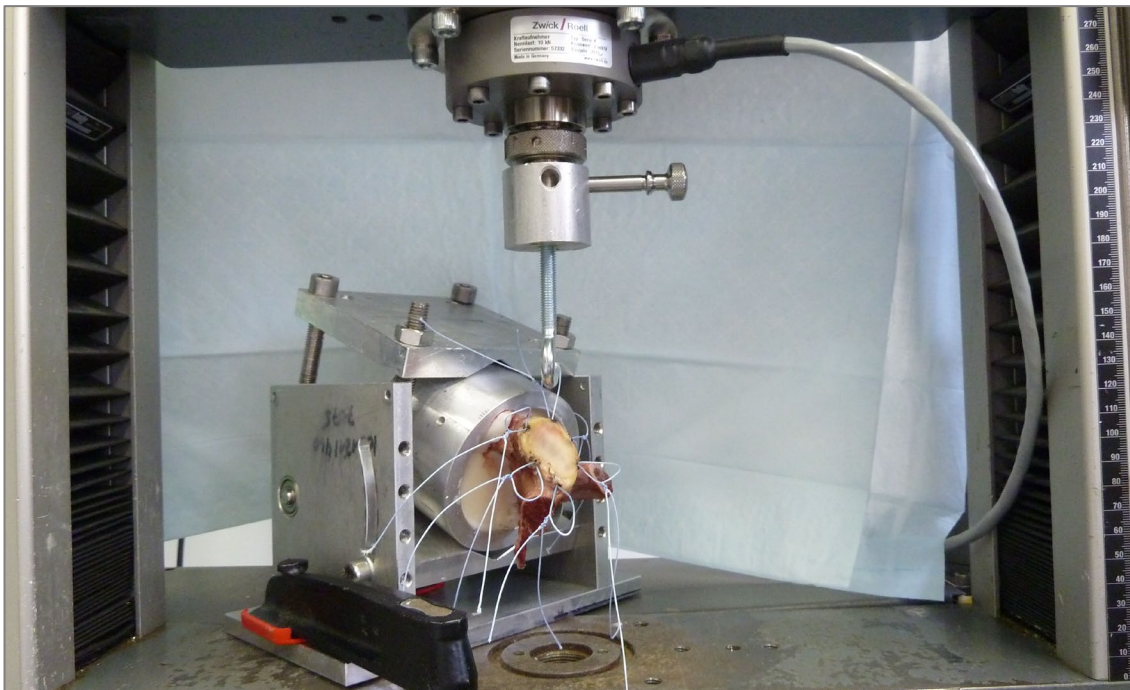


Abbildung 15: Vorrichtung mit in Aluminiumzylinder befestigtem Glenoid in Zwick Z010/TN2A Testmaschine

Jeder Anker wurde einzeln getestet. Das Präparat wurde für jede Testung so gedreht, dass der Fadenanker sich senkrecht (in einem 90°-Winkel) zu der Glenoidoberfläche befand. Dies gewährleistete, dass die volle Krafteinwirkung, die zu einer potenziellen Dislokation führen würde, auf den Fadenanker wirkte. Ein etabliertes Testprotokoll, wie es durch Sparks et al. beschrieben wurde, wurde für die Versuche verwendet [71]. Hierbei wurde eine Vorlast von 25 N eingestellt, dann wurden 25 Testzyklen bei 20 mm/min durchgeführt.

Dieser Vorgang wurde mit einer stufenweise um jeweils 25 N erhöhten Krafteinwirkung wiederholt, bis das System versagte.

Die maximale Kraft in Newton (N), die zwangsläufig zu einem Systemversagen beziehungsweise der maximalen Ausreißkraft (F_{\max}) führt, wurde dokumentiert. Außerdem wurden die Positionsänderung beziehungsweise die irreversible Längung des Fadenankersystems durch den Zug nach Außen in Millimeter (mm) nach dem ersten Zyklus bei 25 N und nach dem letzten Zyklus sowie die Gründe des Versagens festgehalten. Die beobachteten Versagensmechanismen waren der Fadenausrisss an der Schnittstelle zwischen dem Ankerkörper und dem Bohrkanal, der Ausriss des Ankerkörpers aus dem Knochen und der Riss der *FiberWire*® Fäden.

Die zusammengetragenen Daten wurden mit Hilfe der *GraphPad 5.02 Statistiksoftware* (GraphPad Software, San Diego, CA, USA) analysiert. Der nicht-parametrische ungepaarte t-test wurde verwendet, um Signifikanzen auf einem 5%-Niveau zwischen zwei Gruppen zu testen ($p < 0,05$). Die Ergebnisse wurden durch Box-Plots bildlich dargestellt.

4. Ergebnisse

4.1. Die maximale Ausreißkraft (F_{\max})

Die durchschnittliche F_{\max} der primären Refixierungsgruppe betrug 225,0 N (SD \pm 62,16) und die der Revisions-Refixierungsgruppe 256,3 N (SD \pm 109,8). Es gab zwischen den beiden Gruppen keinen signifikanten Unterschied mit $p = 0,4002$.

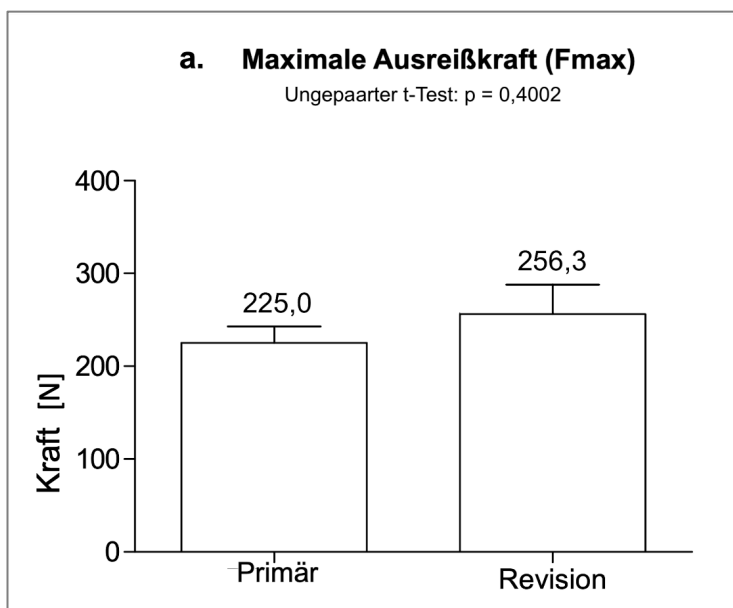


Abbildung 16: Die maximale Ausreißkraft (F_{\max}), kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen $p = 0,4002$.

4.2. Irreversible Längung des Fadenankersystems

Die durchschnittliche irreversible Längung der primären Refixierungsgruppe betrug 0,41 mm (SD \pm 0,31). Die irreversible Längung der Revisions-Refixierungsgruppe betrug 0,41 mm (SD \pm 0,02). Mit $p = 0,09941$ gab es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der irreversiblen Längung, die sich nach dem ersten Zug der Maschine bei 25 N zeigte.

Die maximale Längung des Fadenankersystems, nach dem letzten Testzyklus und kurz vor dem Systemversagen, betrug 13,08 mm (SA \pm 6,40) für die primäre Refixierungsgruppe und 15,07 mm (SA \pm 9,76) für die Revisions-

Refixierungsgruppe. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,5604$).

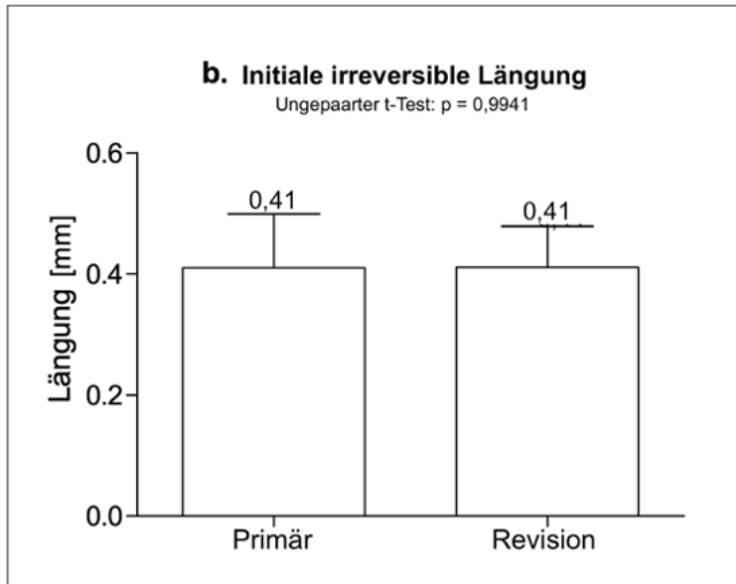


Abbildung 17: Die initiale irreversible Längung des Fadenankers nach dem ersten Testzyklus mit 25 N in der primären und Revisions-Refixierungsgruppe. Kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen $p = 0,9941$.

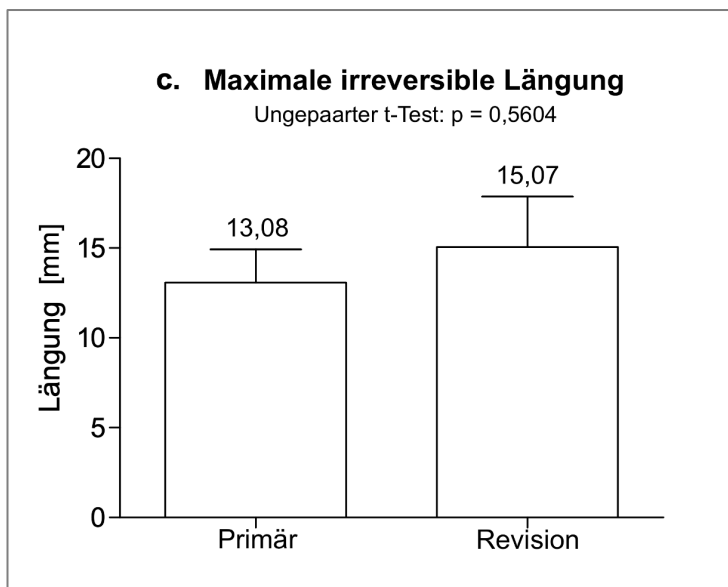


Abbildung 18: Die maximale irreversible Längung des Fadenankersystems nach dem letzten Testzyklus in der primären und Revisions-Refixierungsgruppe. Kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen $p = 0,5604$.

4.3. Die Kraft bei klinischem Versagen

Diese Messgröße beschreibt die Kraft in Newton (N), die maximal auf das System einwirken konnte, bis eine Positionsänderung von 3 mm erreicht wurde. Eine solche Positionsänderung könnte zu einer Lückenbildung führen und somit in einem klinischen Versagen resultieren [72, 73].

Bei den Versuchen zur primären Refixierung wurde durchschnittlich eine Kraft von 104,2 N (SA \pm 17,94) benötigt, um diese 3 mm Schwelle zu erreichen. Die Gruppe der Revisions-Refixierung erreichte die Positionsänderung bei einer durchschnittlichen Kraft von 110,4 N (SA \pm 22,51). Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen bei $p = 0,4599$.

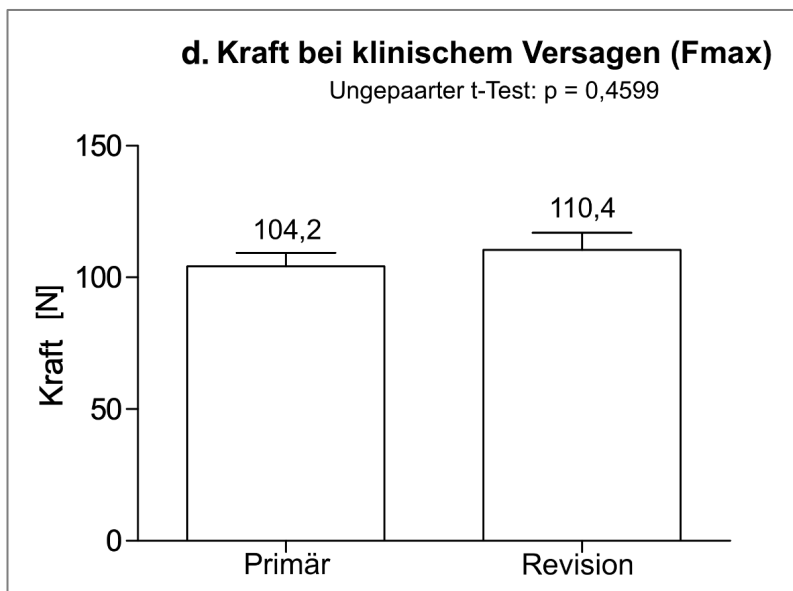


Abbildung 19: Die Kraft bei klinischem Versagen (Positionsänderung von 3 mm) in der primären und Revisions-Refixierungsgruppe. Kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen $p = 0,4599$.

4.4. Versagensmechanismen

Die Mechanismen, die zu der Mehrzahl des Systemversagens geführt haben, waren in der primären Gruppe der Fadensriss aus dem Anker (in 10 Fällen) und der Ankersriss aus dem Knochen (in 2 Fällen).

Bei den Versuchen zur Revisions-Refixierung wurde der Fadenausriss aus dem Anker in 7 Fällen beobachtet, der Anker aus dem Knochen in 3 Fällen und der Riss der Fäden in 2 Fällen. Diese Fäden rissen bei 325 N.



Abbildung 20: Versagen durch Ausriss des Ankers aus dem Glenoid



Abbildung 21: Versagen durch Ausriss des Fadens aus dem Ankerkörper

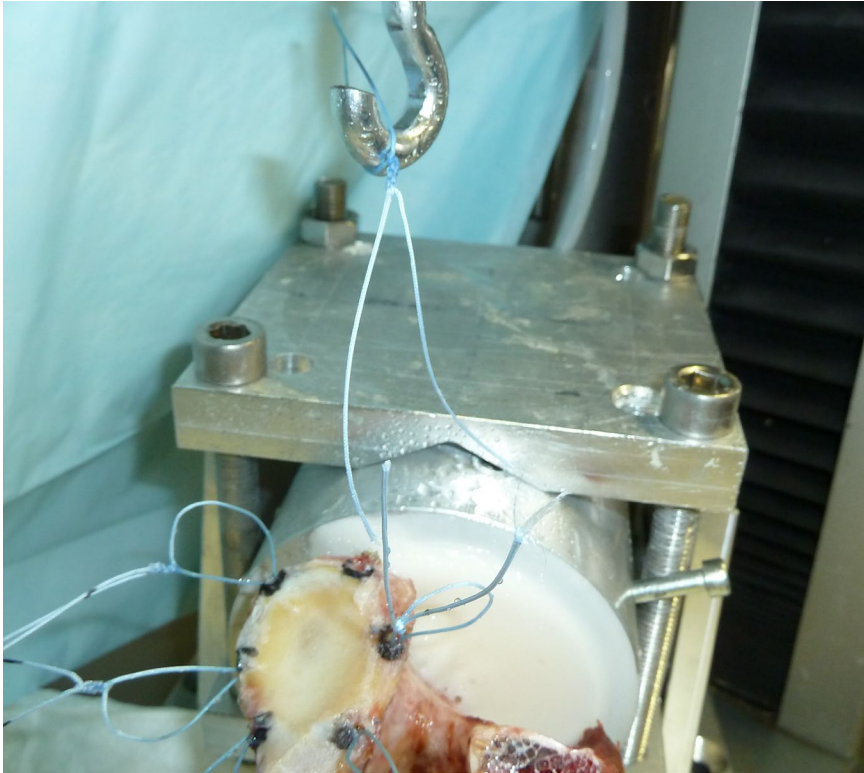


Abbildung 22: Versagen durch Riss des Fadens

4.5. Mikroskopische Untersuchung der Abriebpartikel

Die bei der Überbohrung der Primäranker entstandenen Abriebpartikel wurden aufgefangen und mikroskopisch untersucht.

Hierbei fiel auf, dass sowohl Fragmente des Ankers als auch des Fadens bei der Überbohrung entstanden. Diese Partikel waren teilweise bis zu 9000 µm lang.

Somit lässt sich annehmen, dass ein Verbleiben dieser Partikel im Gelenk zu Irritationen, Entzündungen und arthrotischen Veränderungen führen kann. Allerdings ist davon auszugehen, dass sie durch das Spülen mit Kochsalzlösung während der arthroskopischen Operation ausgeschwemmt werden.



Abbildung 23: mikroskopisches Bild von Abriebpartikeln mit Größenmaßstab

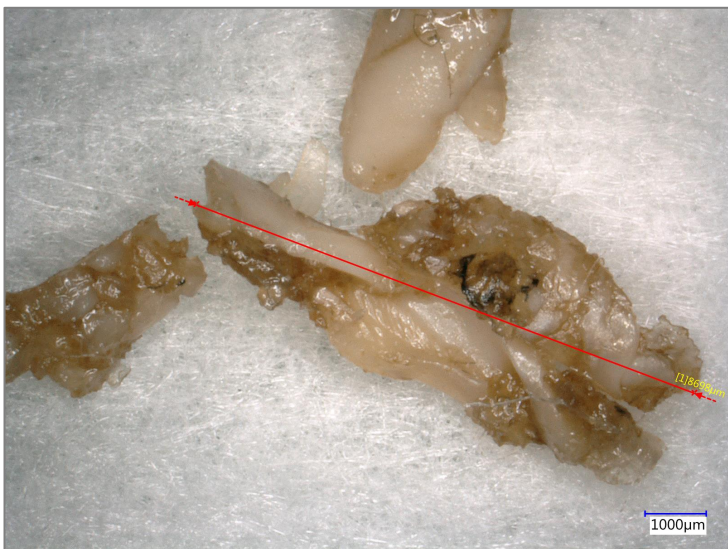


Abbildung 24: mikroskopisches Bild von Abriebpartikeln mit Größenangabe (1)



Abbildung 25: mikroskopisches Bild von Abriebpartikeln mit Größenangabe (2)

5. Diskussion

Bei ca. 5-6% der Patienten wird aufgrund einer erneuten Luxation nach stattgefundener Bankart-Refixierung eine Revisions-Bankart-Refixierung durchgeführt [74, 75].

Im klinischen Rahmen würde man in einem Revisionsfall am ehesten eine andere Art von Anker implantieren oder den neuen Anker in eine andere Lokalisation implantieren, falls der Glenoidrand noch intakt ist und er genügend freie Fläche für neue Ankerpositionen aufweist.

Bei einer Revisions-Bankart-Refixierung mit intaktem Knochenmaterial ist es unüblich, dass der Chirurg sich dazu entscheidet, den bereits bestehenden Anker mit einem Anker eines größeren Durchmessers zu überbohren. Einerseits wäre es schwierig den primär implantierten Anker und seine vorgebohrte Trajektorie zu lokalisieren und exakt zu treffen, da es nach stattgefundenen Bankart-Refixierungen zu einem Remodeling und somit einem Überwachsen des Bohrlochs mit Knochen kommt, außerdem wäre man als Operateur besorgt über die Stabilität des Revisionsankers.

Das Verfahren, das wir angewendet haben, um die Ankerimplantation im Revisionsfall durchzuführen, könnte man als die Methode beschreiben, die bei den ungünstigsten Ausgangsbedingungen zu tragen käme.

Zum Beispiel in dem Fall, dass der Chirurg sehr limitierte oder keine Möglichkeiten hat, den Fadenanker in eine intakte Knochenstelle des Glenoidrands zu implantieren und somit gezwungen ist, den bereits existierenden Fadenanker zu überbohren.

Es stellt sich schwierig dar, die klinische Situation einer Ankerrevision in vitro nachzuahmen. Unser Versuchsaufbau ist vereinfacht und auf die Schnittstelle zwischen Anker und Knochen reduziert. Bei unseren Versuchen wurden bestimmte, potenziell bestehende anatomische Umstände, wie beeinträchtigt Knochenmaterial und Weichteilgewebe durch stattgefundene traumatische Luxationen oder bereits stattgefundene Operationen, nicht dargestellt.

Somit ist es unklar, ob diese Umstände einen Einfluss auf das Ergebnis der Überbohrung der primär implantierten Anker hätten.

In dieser, die vielleicht ungünstigsten Voraussetzungen einer Ankerrevision darstellenden Situation, ist es uns gelungen zu bestätigen, dass es möglich ist im Revisionsfall einer Bankart-Refixierung mit PEEK Fadenankern den bereits vorhandenen Fadenanker mit einem Fadenanker eines größeren Durchmessers nach Überbohren zu ersetzen.

Die Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen der Simulation der primären Refixierung und der der Revisions-Refixierung bezüglich der durchschnittlichen F_{\max} , der Positionsänderung und dem klinischen Versagen. Nach Aufbohren auf 3,5 mm ist die Refixierung bei einer Rezidiv-Bankartläsion experimentell – biomechanisch vergleichbar stabil wie die primäre Operation. Unsere Hypothese wurde damit bestätigt.

In der primären Versuchsreihe war die Lösung des Fadens aus dem Anker der am häufigsten auftretende Versagensmechanismus. Außer diesem traten nur zwei Lösungen des Ankers aus dem Knochen auf, bei 150 N und 175 N.

In der Revisions-Versuchsreihe traten drei Fälle von Ankerlösung aus dem Knochen auf. Einer der Anker löste sich bei einer sehr hohen Kraffteinwirkung von 275 N und die beiden anderen Anker lösten sich relativ früh, bei einer Kraffteinwirkung von $F_{\max} = 75$ N. Diese frühe Lösung des Ankers aus dem Knochen könnte die Revisions-Bankart-Refixierung in vivo gefährden. Fadenlösung und Fadenrisse könnten im Gegensatz zu der Lösung des Ankers als vorteilhaftere Versagensmechanismen betrachtet werden, da es bei der Ankerlösung zu ausgeprägten Verletzungen des Knorpels des Glenohumeralgelenks kommen könnte.

Durch das Überbohren der PEEK-Anker kam es zu einer Bildung von Abriebpartikeln verschiedener Größen.

Man kann davon ausgehen, dass diese Abriebpartikel während der Arthroskopie durch Arthroskopielösung aus dem Gelenkspalt gespült werden. Allerdings besteht durch im Gelenkspalt verbleibende Partikel das Risiko einer potenziellen Entzündung und Knorpelschädigung. Neviaser et al. stellten fest, dass es bei 9 von 22 untersuchten Patienten nach offener Revisions-Stabilisierung und vorherigen, teilweise multiplen offenen oder arthroskopischen Refixierungen, zu

arthritischen Veränderungen kam [76]. Bei drei dieser Patienten traten diese entzündlichen Veränderungen erst nach der Revisions-Refixierung auf. Den Autoren ist unklar, ob dieser Zustand durch das ursprüngliche Trauma, die initiale Operation, beziehungsweise Operationen, oder die Revisions-Operation hervorgerufen wurde. Es macht jedoch deutlich, dass eine höhere Anzahl an operativen Verfahren und die damit einhergehende Manipulation sowie potenziell verbleibende Fremdkörper, zu entzündlichen Veränderungen des Schultergelenks führen können.

Bankart-Refixierungen oder Revisions-Bankart-Refixierungen werden vorwiegend bei jungen, athletischen Patienten, die zwischen 20-30 Jahre alt sind, durchgeführt. Diese Patienten weisen in den allermeisten Fällen eine hervorragende Knochendichte auf.

Das Alter der Personen, von denen unsere Präparate stammen, könnte man daher mit 28 bis 50 Jahren zum Todeszeitpunkt als Einschränkung sehen. Allerdings wiesen all unsere Präparate in beiden Gruppen eine hohe Knochendichte auf und sind somit in diesem Aspekt vergleichbar mit der vorwiegend betroffenen Bevölkerungsgruppe.

Die Versuche konzentrierten sich lediglich auf die Schnittstelle zwischen Knochen und Anker, unmittelbar nach Implantation der Anker. Außerdem wurde der postoperative Heilungsprozess durch unsere Versuche nicht untersucht. Bei einer Revisions-Bankart-Refixierung in vivo stößt der Chirurg normalerweise auf neu gebildeten Knochen im Umfeld des primär implantierten Ankers, welcher häufig die Ränder der Knochenmulde verdeckt.

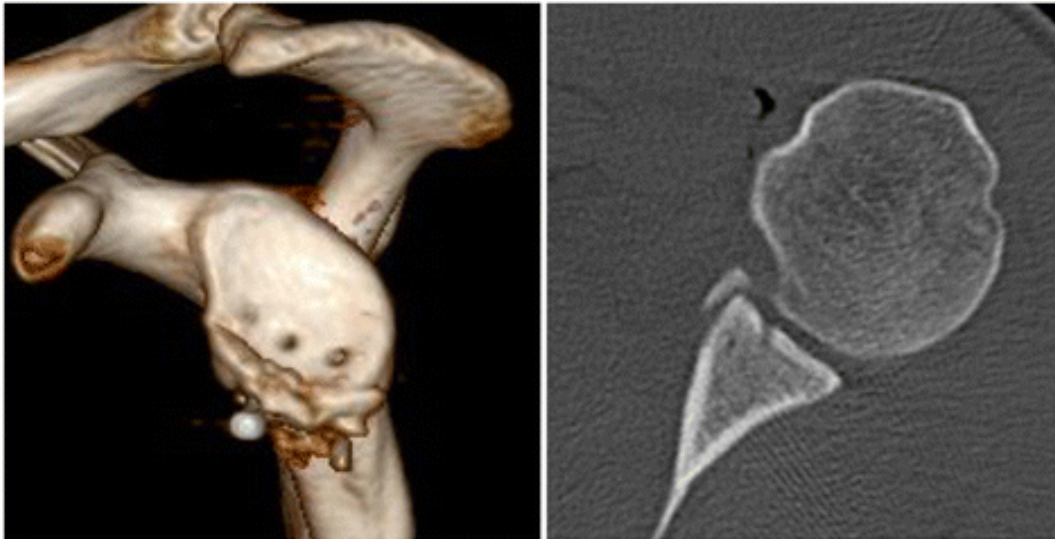


Abbildung 26: CT-Aufnahme der Cavitas glenoidalis 1 Tag postoperativ bei Zustand nach knöcherner Bankart-Läsion [77]

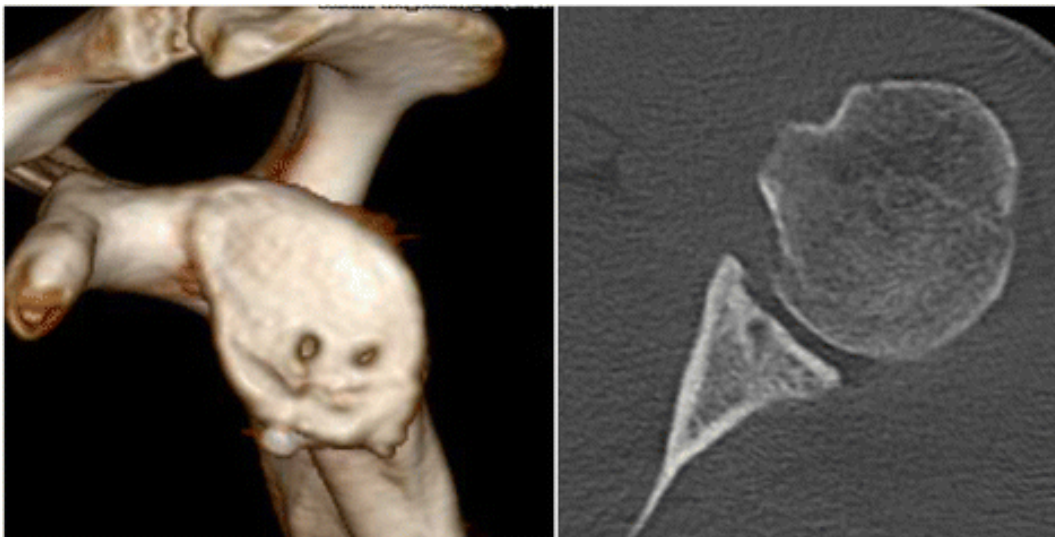


Abbildung 27: CT-Aufnahme der Cavitas glenoidalis desselben Patienten 1 Jahr postoperativ, sichtbar ist das "remodeling" vor allem im Bereich des refixierten Glenoidfragments [77]

Es ist demnach unklar, ob eine Implantation des neuen Ankers in die vorherige Implantationsstelle problemlos gelingt.

Durch die Implantation einer größeren Anzahl von Ankern kann es zu einem Bruch des Glenoidrands kommen [78].

Im Gegensatz zu der klinischen Situation einer Arthroskopie, hatten wir in unseren Versuchen freie Sicht auf den gesamten Glenoidrand.

Dadurch kam es weder zu Fehlimplantationen der Anker, noch wurden Glenoidrandfrakturen beobachtet.

Die Fehlimplantation des Ankers, ist eine der möglichen Komplikationen einer arthroskopischen Revisions-Bankart-Refixierung, die zu dessen Versagen führen kann. Dies ist einer der Gründe, weshalb wiederholt diskutiert wird, ob es sich bei offenen Verfahren um die bessere Option im Falle einer Revisions-Refixierung handelt [79-81].

Eine aktuelle Studie von O'Neill et al. aus dem Jahr 2020, in der die arthroskopische und die offene Revisions-Refixierung miteinander verglichen werden, beschreibt die Ergebnisse beider Verfahren als erfolgreich [82].

Grundsätzlich ist ein Vorteil der Arthroskopie die bessere Übersicht und somit das Erkennen weiterer Verletzungen des Weichteilgewebes [75].

Dies stellt im Rahmen einer arthroskopischen Revisions-Bankart-Refixierung einen Zugewinn dar, da Knorpel- und Knochenverletzungen bei betroffenen Patienten häufiger zu sein scheinen als bei Patienten, die eine primäre Stabilisierung erfahren [83].

Dieser Versuchsaufbau ist reproduzierbar und konzentriert sich auf die Untersuchung unserer Hypothese an der Schnittstelle zwischen Knochen und Anker.

Wir haben weder eine Schulterarthroskopie wie im klinischen Fall durchgeführt, noch haben wir die Interaktion zwischen Humerus und Glenoid oder den Einfluss von umgebendem Weichteilgewebe untersucht.

Weitere Studien zu diesem Thema, die diese Aspekte miteinbeziehen, wären notwendig, um dessen Gesamtheit zu verstehen.

Limitationen

Der Versuchsaufbau in dieser Arbeit ist vereinfacht und fokussiert sich auf die Primärstabilität der Schnittstelle zwischen Fadenanker und Knochen zum Zeitpunkt Null, ohne die Einflüsse der Weichteile und des Knochenumbaus in der postoperativen Heilungsphase zu berücksichtigen. Inwiefern sich die dynamische Aktivität der Muskulatur und die biologische Heilung auf die Rekonstruktion auswirken, müsste in weiteren Studien ausgearbeitet werden.

Trotz der hervorragenden Knochendichte kann die Altersspanne der verwendeten männlichen Glenoidpräparate, die vom Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilian-Universität München zur Verfügung gestellt worden sind, als potenzieller Bias dieser Arbeit angesehen werden. Eine Selektion von Glenoidpräparaten mit einem Alter von 20-30 Jahren sollte in Folgestudien berücksichtigt werden.

Die Fallzahl von $n = 12$ Ankerimplantationen kann ebenfalls als Limitation betrachtet werden. Hinsichtlich der erzielten mittleren maximalen Ausreißkraft, irreversiblen Längung und Kraft bei klinischem Versagen wurde post-hoc eine Power ($1 - \beta$ Fehler) von 0,79, 0,05 bzw. 0,698 berechnet. Diese Studie weist somit eine geringe Teststärke auf. In Folgestudien mit einem ähnlichen Versuchsaufbau sollte auf eine höhere Stichprobenzahl geachtet werden.

6. Zusammenfassung

Die Revisions-Bankart-Refixierung und eine optimale Ankerpositionierung unter schlechten chirurgischen Bedingungen stellen eine klinische Herausforderung dar, besonders in der arthroskopischen Chirurgie.

Dies liegt zum einen an den limitierten Implantationsstellen des Glenoids nach bereits stattgefundenen Operationen und zum anderen an traumatisch bedingt mangelndem Knochenmaterial.

Außerdem fehlen alternative Operationsstrategien bei, aufgrund von Schulterinstabilität beziehungsweise rezidivierenden Schulterluxationen, mehrfach notwendig werdenden Eingriffen.

Bei diesen rezidivierenden Instabilitäten und Luxationen handelt es sich um häufige Umstände nach primären Bankart-Refixierungen, wodurch die Relevanz alternativer Methoden im Revisionsfall verdeutlicht wird.

Es ist möglich eine Revisions-Bankart-Refixierung durchzuführen, indem man den primär implantierten Anker mit einem Anker eines größeren Durchmessers überbohrt.

Dieses Verfahren bietet den Ergebnissen der Primärimplantation nahezu gleichwertige biomechanische Ergebnisse und deutlich bessere Ergebnisse als die Überbohrung des Fadenankers mit einem Fadenanker desselben Durchmessers.

Zu beachten gilt allerdings das Risiko verbleibender Partikel im Gelenk, die durch die Überbohrung entstehen und so zu Irritationen, Entzündungen und deren Folgen, wie arthrotischen Veränderungen, führen können.

Obwohl ein geringes Risiko für ein frühes Versagen besteht, ist diese Methode in einem Fall mit schlechten operativen und anatomischen Bedingungen eine durchführbare und zielführende Alternative. Klinische Studien zu diesem Thema wären notwendig, um weitere Risiken und die langfristige Stabilität in vivo zu überprüfen.

7. Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: SCHULTERGELENKE UND SCHLÜSSELBEINGELENKE IM ÜBERBLICK [18]	3
ABBILDUNG 2: "RECHTE SCHULTERGELENKSPFANNE NACH ENTFERNUNG DES HUMERUS VON LATERAL GEGESEN." [20] DARGESTELLT SIND AUCH DIE STABILISIERENDEN BÄNDER SOWIE ANGRENZENDE KNOCHEN UND SEHNEN.	4
ABBILDUNG 3: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER VERTEILUNG DES HYALINEN KNORPELGEWEBES DER CAVITAS GLENOIDALIS. VON ZENTRAL NACH AUßEN NIMMT DIE DICKE DES KNORPELS ZU. [19]	5
ABBILDUNG 4: DARSTELLUNG DES SCHULTERGELENKS IN RUHESTELLUNG, ABDUKTION UND ELEVATION. DEUTLICH WIRD DIE VERÄNDERUNG DER POSITION VON HUMERUSKOPF ZU CAVITAS GLENOIDALIS. [17]	6
ABBILDUNG 5: „KLINIK UND RÖNTGENBEFUND BEI SCHULTERLUXATION A „EPAULETTENPHÄNOMEN“ BEI SCHULTERLUXATION LINKS. B RÖNTGENBILD EINER LINKEN SCHULTER MIT LUXATION DES HUMERUS IN VENTROKAUDALER RICHTUNG [...]. C ZUSTAND NACH REPOSITION.“ [24]	7
ABBILDUNG 6: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG UNTERSCHIEDLICHER VERLETZUNGEN IM RAHMEN DER VORDEREN SCHULTERLUXATION. A KEINE SICHTBAREN VERLETZUNGEN. B BANKART-LÄSION: DURCH DIE LUXATION KOMMT ES ZU EINER FRAKTUR DES PFANNENRANDES UND EINER VERLETZUNG DER KAPSEL. C HILL-SACHS-DELLE: DURCH DIE LUXATION KOMMT ES ZU EINER DELLE IM DORSALEN ANTEIL DES HUMERUSKOPFES. [23]	8
ABBILDUNG 7: RÖNTGENBILDAUFNAHME BEI ZUSTAND NACH VORDERER SCHULTERGELENKSLUXATION: SICHTBAR IST EINE BANKART-LÄSION, SIEHE PFANNENRAND, SOWIE EINE HILL-SACHS-DELLE AM DORSALEN HUMERUSKOPF. [24]	9
ABBILDUNG 8: „KLASSIFIKATION DER INTRAARTIKULÄREN VERLETZUNGSMUSTER BEI TRAUMATISCHER VORDERER SCHULTERINSTABILITÄT NACH MORGAN ET AL. (1991)“ [28]	10
ABBILDUNG 9: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG BANKART-REPAIR: BILD OBEN LINKS ZEIGT PERFORATION DES LABRUM GLENOIDALE SOWIE DIE INSERTION EINER FADENSCHLAUFE MITHILFE DES BLAU DARGESTELLTEN LASSOFADENS. BILD OBEN RECHTS ZEIGT VERBLOCKUNG DER FADENSCHLAUFE. BILD UNTEN LINKS ZEIGT FIXIERUNG DES ANKERAPPLIKATORS. BILD UNTEN RECHTS ZEIGT DAS ERGEBNIS NACH IMPLANTATION VON DREI KNOTENLOSEN ANKERN [41]	11
ABBILDUNG 10: „PHÄNOMEN DER UMGEKEHRTEN BIRNE BEI EINEM KNOCHENDEFEKT DER PFANNE NACH BURKHART UND DEBEER (2000) A) NORMALE PFANNE B) BANKART-FRAKTUR C) UMGEKEHRTE BIRNENFORM“ [28]	13
ABBILDUNG 11: PEEK PUSHLOCK® KNOTLESS INSTABILITY REPAIR SYSTEM LINKS: DURCHMESSER 2,9MM, RECHTS: DURCHMESSER 3,5MM	17
ABBILDUNG 12: VERBLEIBENDER ANTEIL DER SCAPULA MIT GLENOID IN MIT PMMA BEFÜLLTEM ALUMINIUMZYLINDER	17
ABBILDUNG 13: GLENOID IN ALUMINIUMZYLINDER MIT MARKIERUNG DER ANKERIMPLANTATIONSSTELLEN	18
ABBILDUNG 14: GLENOID MIT SECHS PRIMÄR IMPLANTIERTEN FADENANKERN	19

ABBILDUNG 15: VORRICHTUNG MIT IN ALUMINIUMZYLINDER BEFESTIGTEM GLENOID IN ZWICK Z010/TN2A TESTMASCHINE	20
ABBILDUNG 16: DIE MAXIMALE AUSREIßKRAFT (F _{MAX}), KEIN SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN DEN BEIDEN GRUPPEN P = 0,4002.	22
ABBILDUNG 17: DIE INITIALE IRREVERSIBLE LÄNGUNG DES FADENANKERS NACH DEM ERSTEN TESTZYKLUS MIT 25 N IN DER PRIMÄREN UND REVISIONS-REFIXIERUNGSGRUPPE. KEIN SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN DEN BEIDEN GRUPPEN P = 0,9941.	23
ABBILDUNG 18: DIE MAXIMALE IRREVERSIBLE LÄNGUNG DES FADENANKERSYSTEMS NACH DEM LETZTEN TESTZYKLUS IN DER PRIMÄREN UND REVISIONS-REFIXIERUNGSGRUPPE. KEIN SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN DEN BEIDEN GRUPPEN P = 0,5604.	23
ABBILDUNG 19: DIE KRAFT BEI KLINISCHEM VERSAGEN (POSITIONSÄNDERUNG VON 3 MM) IN DER PRIMÄREN UND REVISIONS-REFIXIERUNGSGRUPPE. KEIN SIGNIFIKANTER UNTERSCHIED ZWISCHEN DEN BEIDEN GRUPPEN P = 0,4599.	24
ABBILDUNG 20: VERSAGEN DURCH AUSSRISS DES ANKERS AUS DEM GLENOID	25
ABBILDUNG 21: VERSAGEN DURCH AUSSRISS DES FADENS AUS DEM ANKERKÖRPER	25
ABBILDUNG 22: VERSAGEN DURCH RISS DES FADENS	26
ABBILDUNG 23: MIKROSKOPISCHES BILD VON ABRIEBPARTIKELN MIT GRÖßENMAßSTAB	27
ABBILDUNG 24: MIKROSKOPISCHES BILD VON ABRIEBPARTIKELN MIT GRÖßENANGABE (1)	27
ABBILDUNG 25: MIKROSKOPISCHES BILD VON ABRIEBPARTIKELN MIT GRÖßENANGABE (2)	27
ABBILDUNG 26: CT-AUFNAHME DER CAVITAS GLENOIDALIS 1 TAG POSTOPERATIV BEI ZUSTAND NACH KNÖCHERNER BANKART-LÄSION [77]	31
ABBILDUNG 27: CT-AUFNAHME DER CAVITAS GLENOIDALIS DESSELBEN PATIENTEN 1 JAHR POSTOPERATIV, SICHTBAR IST DAS "REMODELING" VOR ALLEM IM BEREICH DES REFIXIERTEN GLENOIDFRAGMENTS [77]	31

8. Literaturverzeichnis

1. Zacchilli, M.A. and B.D. Owens, *Epidemiology of shoulder dislocations presenting to emergency departments in the United States*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(3): p. 542-9.
2. Aboalata, M., et al., *Results of Arthroscopic Bankart Repair for Anterior-Inferior Shoulder Instability at 13-Year Follow-up*. Am J Sports Med, 2017. **45**(4): p. 782-787.
3. R., B.C., et al., *A prospective, randomized evaluation of arthroscopic stabilization versus nonoperative treatment in patients with acute, traumatic, first-time shoulder dislocations*. The american journal of sports medicine, 2002. **30**(4).
4. Taylor, D.C. and R.A. Arciero, *Pathologic changes associated with shoulder dislocations. Arthroscopic and physical examination findings in first-time, traumatic anterior dislocations*. Am J Sports Med, 1997. **25**(3): p. 306-11.
5. Abouali, J.A., et al., *Revision arthroscopic Bankart repair*. Arthroscopy, 2013. **29**(9): p. 1572-8.
6. Harris, J.D., et al., *Long-Term Outcomes After Bankart Shoulder Stabilization*. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 2013. **29**(5): p. 920-933.
7. Flinkkila, T., et al., *Arthroscopic Bankart repair: results and risk factors of recurrence of instability*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(12): p. 1752-8.
8. Robinson, C.M., et al., *Functional outcome and risk of recurrent instability after primary traumatic anterior shoulder dislocation in young patients*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(11): p. 2326-36.
9. Castagna, A., et al., *Arthroscopic bankart suture-anchor repair: radiological and clinical outcome at minimum 10 years of follow-up*. Am J Sports Med, 2010. **38**(10): p. 2012-6.
10. Steinbeck, J., K.A. Witt, and B. Marquardt, *[Arthroscopic versus open anterior shoulder stabilization. A systematic validation]*. Orthopade, 2009. **38**(1): p. 36-40.
11. Nakagawa, S., *Editorial Commentary: Is Arthroscopic Bankart Repair Using Suture Anchors on the Glenoid Appropriate Treatment for Traumatic Anterior Shoulder Instability?* Arthroscopy, 2019. **35**(8): p. 2509-2511.
12. Shin, S.J., et al., *What Is the Critical Value of Glenoid Bone Loss at Which Soft Tissue Bankart Repair Does Not Restore Glenohumeral Translation, Restricts Range of Motion, and Leads to Abnormal Humeral Head Position?* Am J Sports Med, 2016. **44**(11): p. 2784-2791.

13. Edwards, T.B., A. Boulahia, and G. Walch, *Radiographic analysis of bone defects in chronic anterior shoulder instability*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2003. **19**(7): p. 732-739.
14. Kurtz, S.M. and J.N. Devine, *PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants*. *Biomaterials*, 2007. **28**(32): p. 4845-69.
15. Gulecyuz, M.F., et al., *Influence of Temperature on the Biomechanical Stability of Titanium, PEEK, Poly-L-Lactic Acid, and beta-Tricalcium Phosphate Poly-L-Lactic Acid Suture Anchors Tested on Human Humeri In Vitro in a Wet Environment*. *Arthroscopy*, 2015. **31**(6): p. 1134-41.
16. Aumüller, G., et al., *Obere Extremität*, in *Duale Reihe Anatomie*. 2017, Thieme-Verlag: Stuttgart. p. 437-515.
17. Platzer, W. and T. Shiozawa, *Knochen, Bänder und Gelenke*, in *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. 2018, Thieme-Verlag: Stuttgart. p. 122-148.
18. Schünke, M., et al., *Obere Extremität*, in *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 2018, Thieme Verlag. p. 240-297.
19. Putz, R. and M. Müller-Gerbl, *Topografie und funktionelle Anatomie des Schultergürtels und des Schultergelenks*, in *Schulterchirurgie*. 2017. p. 1-18.
20. Streicher, J. and M.L. Pretterklieber, *Bewegungsapparat*, in *Waldeyer - Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas in einem Band.*, F. Anderhuber, F. Pera, and J. Streicher, Editors. 2012, De Gruyter: Berlin, Boston. p. 95-295.
21. Scheiderer, W.D. and P. Magosch, *Biomechanik und Pathomechanik der Schulter*, in *Konservative Therapie und Rehabilitation von Schultererkrankungen*. 2012. p. 13-18.
22. Warner, J.J., et al., *Effect of joint compression on inferior stability of the glenohumeral joint*. *J Shoulder Elbow Surg*, 1999. **8**(1): p. 31-6.
23. Grifka, J. and J. Krämer, *Schulter*, in *Orthopädie Unfallchirurgie*. 2013, Springer-Verlag: Berlin, Heidelberg. p. 223-252.
24. Niethard, F.U., J. Pfeil, and P. Biberthaler, *Schulter*, in *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2017, Thieme-Verlag: Stuttgart. p. 445-467.
25. Hülser, P.-J., *Neurologie der Schultererkrankungen*, in *Konservative Therapie und Rehabilitation von Schultererkrankungen*. 2012. p. 19-31.
26. Matsen, F.A., C. Chebli, and S. Lippitt, *Principles for the evaluation and management of shoulder instability*. *THE JOURNAL OF BONE & JOINT SURGERY*, 2006. **88-A**(3): p. 647-659.
27. Milano, G., et al., *Analysis of risk factors for glenoid bone defect in anterior shoulder instability*. *Am J Sports Med*, 2011. **39**(9): p. 1870-6.

28. Wiedemann, E., *Pathologie und Pathomechanik der Schulterinstabilität*, in *Schulterchirurgie*. 2017. p. 19-34.
29. Gerber, C. and R.W. Nyffeler, *Classification of glenohumeral joint instability*. Clin Orthop Relat Res, 2002(400): p. 65-76.
30. Burkart, A.C. and R.E. Debski, *Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2002(400): p. 32-39.
31. Lazarus, M.D., et al., *Effect of a chondral-labral defect on glenoid concavity and glenohumeral stability. A cadaveric model*. J Bone Joint Surg Am, 1996. **78**(1): p. 94-102.
32. Lacheta, L., A. Imhoff, and B. Scheiderer, *Biomechanik der instabilen Schulter – therapeutische Relevanz*. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date, 2016. **11**(05): p. 331-345.
33. Giles, J.W., et al., *Suture anchor fixation of bony Bankart fractures: comparison of single-point with double-point "suture bridge" technique*. Am J Sports Med, 2013. **41**(11): p. 2624-31.
34. Saito, H., et al., *Location of the glenoid defect in shoulders with recurrent anterior dislocation*. Am J Sports Med, 2005. **33**(6): p. 889-93.
35. Lichtenberg, S. and F. Martetschläger, *Grundlagen der Arthroskopie, Normalbefunde und pathologische Anatomie*, in *Schulterchirurgie*. 2017. p. 227-248.
36. McFarland, E.G., et al., *Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1: biology and biomechanics*. Am J Sports Med, 2005. **33**(12): p. 1918-23.
37. Bigliani, L.U., et al., *Glenoid rim lesions associated with recurrent anterior dislocation of the shoulder*. Am J Sports Med, 1998. **26**(1): p. 41-5.
38. Plath, J.E., et al., *Arthroscopic Suture Anchor Fixation of Bony Bankart Lesions: Clinical Outcome, Magnetic Resonance Imaging Results, and Return to Sports*. Arthroscopy, 2015. **31**(8): p. 1472-81.
39. Cole, B.J. and A.A. Romeo, *Arthroscopic shoulder stabilization with suture anchors: technique, technology, and pitfalls*. Clin Orthop Relat Res, 2001(390): p. 17-30.
40. Hantes, M. and A. Tsarouhas, *Arthroscopic Treatment of Recurrent Anterior Glenohumeral Instability*, in *Modern Arthroscopy*. 2011, InTech. p. 29-48.
41. Lichtenberg, S., P. Habermeyer, and P. Magosch, *Arthroskopische Stabilisierung*, in *Atlas Schulterarthroskopie*. 2016. p. 31-57.
42. Adam, M., et al., *Arthroscopic Bankart repair for the acute anterior shoulder dislocation: systematic review and meta-analysis*. Int Orthop, 2018. **42**(10): p. 2413-2422.

43. Buckup, J., et al., *Back to Sports After Arthroscopic Revision Bankart Repair*. Orthop J Sports Med, 2018. **6**(2).
44. Buckwalter, V.J., et al., *Early return to baseline range of motion and strength after anterior shoulder instability surgery: a Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) shoulder group cohort study*. J Shoulder Elbow Surg, 2018. **27**(7): p. 1235-1242.
45. Kasik, C.S., et al., *High rate of return to sport in adolescent athletes following anterior shoulder stabilisation: a systematic review*. J ISAKOS, 2019. **4**(1): p. 33-40.
46. Marquardt, B., et al., *Quantitative assessment of glenohumeral translation after anterior shoulder dislocation and subsequent arthroscopic bankart repair*. Am J Sports Med, 2006. **34**(11): p. 1756-62.
47. van der Linde, J.A., et al., *Long-term results after arthroscopic shoulder stabilization using suture anchors: an 8- to 10-year follow-up*. Am J Sports Med, 2011. **39**(11): p. 2396-403.
48. Martetschläger, F., et al., *Biomechanical evaluation of knotless anterior and posterior Bankart repairs*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014.
49. Sugaya, H., et al., *Glenoid rim morphology in recurrent anterior glenohumeral instability*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85**(5): p. 878-84.
50. Yamamoto, N., et al., *Effect of an anterior glenoid defect on anterior shoulder stability: a cadaveric study*. Am J Sports Med, 2009. **37**(5): p. 949-54.
51. Moroder, P., et al., *Anterior Shoulder Instability Is Associated With an Underlying Deficiency of the Bony Glenoid Concavity*. Arthroscopy, 2015. **31**(7): p. 1223-31.
52. Burkhart, S.S., et al., *Quantifying glenoid bone loss arthroscopically in shoulder instability*. Arthroscopy, 2002. **18**(5): p. 488-91.
53. Chuang, T.Y., C.R. Adams, and S.S. Burkhart, *Use of preoperative three-dimensional computed tomography to quantify glenoid bone loss in shoulder instability*. Arthroscopy, 2008. **24**(4): p. 376-82.
54. d'Elia, G., et al., *Traumatic anterior glenohumeral instability: quantification of glenoid bone loss by spiral CT*. Radiol Med, 2008. **113**(4): p. 496-503.
55. Itoi, E., et al., *The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after Bankart repair: a cadaveric study*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(1): p. 35-46.
56. Millett, P.J., M.P. Horan, and F. Martetschläger, *The "bony Bankart bridge" technique for restoration of anterior shoulder stability*. Am J Sports Med, 2013. **41**(3): p. 608-14.

57. Nakagawa, S., et al., *Absorption of the bone fragment in shoulders with bony Bankart lesions caused by recurrent anterior dislocations or subluxations: when does it occur?* Am J Sports Med, 2013. **41**(6): p. 1380-6.
58. Hohmann, E., *Editorial Commentary: Whatever You Do: Anatomic Restoration of the Biconcave Glenoid Morphometry for Bone Defects in Patients With Anterior Shoulder Instability Is Nearly Impossible.* Arthroscopy, 2017. **33**(9): p. 1670-1671.
59. Peltz, C.D., et al., *Differences in glenohumeral joint morphology between patients with anterior shoulder instability and healthy, uninjured volunteers.* J Shoulder Elbow Surg, 2015. **24**(7): p. 1014-20.
60. Frank, R.M., et al., *Inferior suture anchor placement during arthroscopic Bankart repair: influence of portal placement and curved drill guide.* Am J Sports Med, 2014. **42**(5): p. 1182-9.
61. Roth, C.A., et al., *Failure properties of suture anchors in the glenoid and the effects of cortical thickness.* Arthroscopy, 1998. **14**(2): p. 186-91.
62. Bohnsack, M., et al., *Biomechanical stability of an arthroscopic anterior capsular shift and suture anchor repair in anterior shoulder instability: a human cadaveric shoulder model.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(12): p. 1493-9.
63. Grimberg, J., et al., *Bankart repair versus Bankart repair plus remplissage: an in vitro biomechanical comparative study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016. **24**(2): p. 374-80.
64. Gottschalk, L.J.t., et al., *Stability of the Glenohumeral Joint With Combined Humeral Head and Glenoid Defects: A Cadaveric Study.* Am J Sports Med, 2016. **44**(4): p. 933-40.
65. Ko, S.H., et al., *The Influence of Arthroscopic Remplissage for Engaging Hill-Sachs Lesions Combined with Bankart Repair on Redislocation and Shoulder Function Compared with Bankart Repair Alone.* Clin Orthop Surg, 2016. **8**(4): p. 428-436.
66. Abrams, J.S., *Editorial Commentary: We Need to Customize Surgical Treatment When Treating Patients With Recurrent Anterior Shoulder Instability.* Arthroscopy, 2018. **34**(1): p. 21-23.
67. Boe, B., M.T. Provencher, and B.G. Moatshe, *Editorial Commentary: Can Orthopaedic Surgeons Agree on Choice of Procedure for Anterior Shoulder Instability Based on Risk Factors? Personal and Training Biases Confound Our Surgical Decision Making.* Arthroscopy, 2019. **35**(7): p. 2026-2028.
68. Provencher, M.T., *Editorial Commentary: Is It Time to Take a Stand? When Arthroscopic Bankart Repair Is No Longer a Viable Option for Anterior Shoulder Instability.* Arthroscopy, 2018. **34**(9): p. 2537-2540.
69. Kropf, E.J., F.P. Tjoumakaris, and J.K. Sekiya, *Arthroscopic shoulder stabilization: is there ever a need to open?* Arthroscopy, 2007. **23**(7): p. 779-84.

70. Gulecyuz, M.F., et al., *Revisability of polyetheretherketone suture anchors utilised in primary and revision Bankart repair*. J Orthop Sci, 2020. **25**(5): p. 830-835.
71. Sparks, B.S., et al., *Cyclic loading comparison of Bio-SutureTak-#2 FiberWire and Bio Mini-Revo-#2 Hi-Fi suture anchor-sutures in cadaveric scapulae*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 317-25.
72. Strauss, E., et al., *The effect of the angle of suture anchor insertion on fixation failure at the tendon-suture interface after rotator cuff repair: deadman's angle revisited*. Arthroscopy, 2009. **25**(6): p. 597-602.
73. Lo, I.K., et al., *Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security*. Arthroscopy, 2004. **20**(5): p. 489-502.
74. Bonazza, N.A., et al., *Trends in Surgical Management of Shoulder Instability*. Orthop J Sports Med, 2017. **5**(6): p. 2325967117712476.
75. Cordasco, F.A., et al., *Arthroscopic shoulder stabilization in the young athlete: return to sport and revision stabilization rates*. J Shoulder Elbow Surg, 2020. **29**(5): p. 946-953.
76. Neviasser, A.S., M.T. Benke, and R.J. Neviasser, *Open Bankart repair for revision of failed prior stabilization: outcome analysis at a mean of more than 10 years*. J Shoulder Elbow Surg, 2015. **24**(6): p. 897-901.
77. Moroder, P., et al., *Effect of glenoid concavity loss on shoulder stability- a case report in a professional wrestler*. BMC Musculoskelet Disord, 2016. **17**(1): p. 357.
78. Park, J.Y., et al., *Glenoid rim fracture through anchor points after arthroscopic Bankart repair for shoulder instability*. Int Orthop, 2015. **39**(2): p. 241-8.
79. Cho, N.S., et al., *Revision open Bankart surgery after arthroscopic repair for traumatic anterior shoulder instability*. Am J Sports Med, 2009. **37**(11): p. 2158-64.
80. Sisto, D.J., *Revision of failed arthroscopic bankart repairs*. Am J Sports Med, 2007. **35**(4): p. 537-41.
81. Elamo, S., et al., *Bankart versus Latarjet operation as a revision procedure after a failed arthroscopic Bankart repair*. JSES Int, 2020. **4**(2): p. 292-296.
82. O'Neill, D.C., et al., *Revision anterior glenohumeral instability: is arthroscopic treatment an option?* JSES Int, 2020. **4**(2): p. 287-291.
83. Duchman, K.R., et al., *The Incidence of Glenohumeral Bone and Cartilage Lesions at the Time of Anterior Shoulder Stabilization Surgery: A Comparison of Patients Undergoing Primary and Revision Surgery*. Am J Sports Med, 2018. **46**(10): p. 2449-2456.

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

In erster Linie möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Peter Müller für die Möglichkeit der Mitarbeit an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation bedanken. Auch bedanke ich mich sehr für das in mich gesetzte Vertrauen zur Durchführung dieser Forschungsarbeit.

Mein ausdrücklicher Dank gilt Herrn Dr. med. Mehmet Fatih Güleçyüz für die herausragende Betreuung im Rahmen dieser Arbeit und der durchgeführten Versuche. Nicht nur seine fachliche Kompetenz und präzise Anleitung haben mir sehr geholfen und mich stets unterstützend durch den Prozess begleitet, sondern auch auf persönlicher Ebene schätze ich mich sehr glücklich, durch ihn betreut worden zu sein.

Außerdem danken möchte ich Herrn Dr. Dipl.-Ing. Matthias Woiczinski, Frau Inês Santos, Frau Ute Brooks und Herrn Dipl.-Ing. Michael Kraxenberger, aus dem Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie der orthopädischen Klinik der Ludwig-Maximilian-Universität, für die Hilfe und kompetente Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.

Zutiefst dankbar bin ich meinen Eltern Frau Petra Hirsch und Herrn Prof. Dr. Alfred Hirsch, die mich mit unerschöpflicher Unterstützung und liebevoller Anleitung durch mein Studium begleitet haben, mir stets Mut gemacht und an mich geglaubt haben.

Auch danken möchte ich meinen Geschwistern Deborah Hirsch und Aaron Hirsch, auf deren Rückhalt, offenes Ohr und positive Worte ich mich immer verlassen kann.

10. Eidesstaatliche Versicherung

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel „Primärstabilität von PEEK Fadenankern bei Bankart-Läsionen im Primär- und Revisionsfall nach Überbohrung und Implantation eines Fadenankers eines größeren Durchmessers: eine biomechanische in-vitro Studie“ selbständig verfasst und keine anderen Hilfsmittel als die angegebenen verwendet habe.

Die Stellen der Arbeit, die anderen Werken im Wortlaut oder ihrem Sinn nach entnommen wurden, sind durch die Angabe der Quellen erkenntlich gemacht.

Diese Arbeit habe ich in gleicher und ähnlicher Form bei keiner anderen Prüfungsbehörde eingereicht.

Dortmund, den 19.03.2022

Rebecca Hirsch