

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik,
Universitätsklinik des Saarlandes, Homburg/Saar

(Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn)

Biomechanischer Vergleich verschiedener Verfahren zur arthroskopischen suprapectoralen Tenodese der langen Bizepssehne

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der medizinischen Fakultät

der Universität des Saarlandes

2016

Vorgelegt von: Christian Trennheuser

Geboren am 28.12.1987 in Saarlouis

Inhaltsangabe

Inhaltsangabe	2
1 Zusammenfassung.....	1
2 Einleitung.....	5
2.1 Anatomie und Funktion des Musculus biceps brachii	5
2.2 Pathologien der langen Bizepssehne	7
2.3 Klinische Tests der langen Bizepssehne	11
2.4 Behandlung von Pathologien der langen Bizepssehne	16
2.5 Fragestellung und Zielsetzung.....	17
3 Material und Methode.....	18
3.1 Präparate	18
3.2 Geräte	18
3.2.1 Materialprüfmaschine	18
3.2.2 Videoextensometer	19
3.3 Die drei gewählten Refixationstechniken	20
3.3.1 Nahtanker.....	20
3.3.2 Interferenzschrauben	22
3.4 Durchführung der Versuche.....	25
3.4.1 Versuchsaufbau	25
3.4.2 Versuchsablauf.....	26
3.4.3 Versagensmodus	27
3.4.4 Statistik.....	27
4 Ergebnisse	28
4.1 Die Maximale Versagenslast (=Fmax).....	28
4.2 Die Dislokation unter zyklischer Belastung.....	29
4.3 Versagensmodi	30
5 Diskussion.....	33

6	Konklusion.....	38
7	Literaturverzeichnis	39
8	Publikationen.....	45
9	Danksagung	47

1 Zusammenfassung

Fragestellung

Biomechanischer Vergleich drei verschiedener Fixationstechniken für die proximale Bizepsstenodese.

Methodik

Achtzehn humane Schulterpräparate wurden für die Tests verwendet. Eine Tenodese der proximalen Bizepssehne wurde mit einem doppelt armierten Schraubanker (5,5-mm Corkscrew, Arthrex), einem knotenfreien Schraubanker (5,5-mm SwiveLock, Arthrex) oder einem gegabelten knotenfreien Schraubanker (8-mm SwiveLock, Arthrex) durchgeführt. Die Rekonstruktionen wurden mittels Materialprüfmaschine zyklisch für je 50 Zyklen von 10-60 und 10-100 N belastet. Die zyklische Dislokation wurde mit Hilfe eines Videoextensometers bestimmt. Im Anschluss wurde die maximale Versagenslast und der Versagensmodus der rekonstruierten Sehnen ermittelt.

Ergebnisse

Bei 60 N zeigte sich eine Elongation unter zyklischer Belastung von durchschnittlich $3,3 \pm 1,1$ mm für den armierten Schraubanker, $5,4 \pm 1,4$ mm für den knotenfreien 5,5-mm Schraubanker und $2,9 \pm 1,6$ mm für den knotenfreien gegabelten 8-mm Schraubanker. Unter 100 N zyklischer Belastung wurden $5,1 \pm 2,2$ mm für den armierten Schraubanker, $8,7 \pm 2,5$ mm für den knotenfreien 5,5-mm Schraubanker und $4,8 \pm 3,3$ mm für den knotenfreien 8-mm Schraubanker gemessen.

Der armierte Schraubanker ($p = 0,020$) und der knotenfreie 8-mm Schraubanker ($p = 0,023$) zeigten eine signifikant geringere Dislokation unter zyklischer Belastung im Vergleich zum knotenfreien 5,5-mm Schraubanker bei 60 N.

Bezüglich der maximalen Versagenslast wurden 109 ± 27 N für den armierten Schraubanker gemessen, 125 ± 25 N wurden für den knotenfreien 5,5-mm-Schraubanker ermittelt. Der knotenfreie 8-mm Schraubanker zeigte eine durchschnittliche Versagenslast von 175 ± 42 N.

Der knotenfreie 8-mm Schraubanker zeigte hier eine signifikant höhere maximale Versagenslast im Vergleich zum knotenfreien 5,5-mm Schraubanker ($p = 0,044$) und dem armierten Schraubanker ($p = 0,009$). Keine signifikanten Unterschiede wurden

zwischen dem armierten Schraubanker und dem knotenlosen 5,5-mm Schraubanker gefunden.

Schlussfolgerung

Der neue knotenfreie gegabelte 8-mm Schraubanker führt zu einer signifikant höheren Konstruktstabilität im Vergleich zum knotenfreien 5,5-mm Schraubanker und dem doppelt armierten Schraubanker. Jedoch scheint eine restriktive postoperative Rehabilitation unabhängig vom eingesetzten Konstrukt von Bedeutung zu sein, um ein frühes Versagen der Rekonstruktion zu vermeiden.

Abstract

Purpose

Biomechanical comparison of three different fixation techniques for a proximal biceps tenodesis.

Methods

Eighteen human cadaver specimens were used for the testing. A tenodesis of the proximal biceps tendon was performed using a double-loaded suture anchor (5.5-mm Corkscrew, Arthrex), a knotless anchor (5.5-mm SwiveLock, Arthrex) or a forked knotless anchor (8-mm SwiveLock, Arthrex). Reconstructions were cyclically loaded for 50 cycles from 10-60 to 10-100 N. Cyclic displacement and ultimate failure loads were determined, and mode of failure was evaluated.

Results

Cyclic displacement at 60 N revealed a mean of 3.3 ± 1.1 mm for the Corkscrew, 5.4 ± 1.4 mm for the 5.5-mm SwiveLock and 2.9 ± 1.6 mm for the 8-mm forked SwiveLock. At 100 N, 5.1 ± 2.2 mm were seen for the Corkscrew anchor, 8.7 ± 2.5 mm for the 5.5-mm SwiveLock and 4.8 ± 3.3 mm for the 8-mm forked SwiveLock anchor. Significant lower cyclic displacement was seen for the Corkscrew anchor ($p = 0.020$) as well as the 8-mm SwiveLock anchor ($p = 0.023$) compared to the 5.5-mm SwiveLock anchor at 60 N.

An ultimate load to failure of 109 ± 27 N was found for the Corkscrew anchor, 125 ± 25 N were measured for the 5.5-mm SwiveLock anchor, and 175 ± 42 N were found for the 8-mm forked SwiveLock anchor.

Significant differences were seen between the 8-mm SwiveLock compared to the 5.5-mm SwiveLock ($p = 0.044$) as well as the Corkscrew anchor ($p = 0.009$). No significant differences were seen between the Corkscrew and the 5.5-mm SwiveLock anchor.

Conclusions

The new 8-mm forked SwiveLock anchor significantly enhances construct stability compared to a 5.5-mm double-loaded Corkscrew anchor as well as the 5.5-mm SwiveLock suture anchor. However, a restrictive postoperative rehabilitation seems to be important in all tested reconstructions in order to avoid early failure of the construct.

2 Einleitung

Verletzungen der langen Bizepssehne (LBS) sind ein häufiger Grund für Schmerzen und Funktionsstörungen der Schulter. Die Bizepstenomie- und tenodese haben bisher weit verbreitete Akzeptanz gewonnen als effektives Verfahren zur Behandlung isolierter LBS-Pathologien und kombinierten Verletzungen der Rotatorenmanschette (RM) mit gleichzeitiger Versorgung mittels RM-Naht und des Labrum-Bizepssehnen-Komplexes. [18]

Bei der Tenodese gibt es potentielle Vorteile gegenüber der Tenotomie. Das Risiko postoperativer Muskelkrämpfe und die kosmetisch störende Distalisierung und Deformität des Muskelbauchs des M. biceps brachii ist bei Tenodese geringer [9, 30, 68].

Bei der Bizepstenodese gibt es unterschiedliche Verfahren und Lokalisationen (subpectoral, suprapectoral) mit verschiedenen Versagenslasten. Um diese zu optimieren, versucht man, bestehende Techniken zu verbessern und neue Entwicklungen voranzutreiben.

2.1 Anatomie und Funktion des Musculus biceps brachii

Ursprung: Der Bizepsmuskel besitzt in seinem Ursprung zwei separate Köpfe. Den langen Kopf, das Caput longum, und den kurzen Kopf, das Caput breve. Das Caput breve entspringt gemeinsam mit dem M. coracobrachialis mit kurzer Sehne vom Processus coracoideus scapulae. In ungefähr gleicher Höhe mit dem langen Kopf geht die Sehne in den Muskel über. Der in Bezug auf seine Sehne längere Kopf, das Caput longum, entspringt teilweise vom Tuberculum supraglenoidale scapulae. Ein großer Teil der Ursprungssehne kommt meistens vom oberen hinteren Rand der Cavitas glenoidalis. Dort ersetzen die Ursprungsfasern das Labrum gleonidale. Die Sehne verläuft intraartikulär über den Oberarmkopf und verlässt das Glenohumeralgelenk im Sulcus bicipitalis, wo sie von der Vagina tendinis intertubercularis umgeben ist. Das Ligamentum transversum humeri und der mit Faserknorpel ausgekleidete Sulcus bilden einen osteofibrösen Kanal für die LBS. Außerdem verstärkt sie einen Bereich, in dem die Kapsel nicht von der Rotatorenmanschette geschützt ist, das Rotatorenintervall (Raum zwischen Vorderrand der Supraspinatussehne und Oberrand

der Subscapularissehne). [5]

Ansatz: Der M. biceps brachii setzt mit seiner Hauptsehne am hinteren Rand der Tuberositas radii an. Von dieser Sehne zweigt sich eine Nebensehne ab, die als Aponeurosis m. bicipitis brachii bezeichnet wird. Diese zieht ulnarwärts in die Unterarmfaszie. [5]

Funktion: Der Bizeps läuft über zwei Gelenke, das Schulter- und das Ellenbogengelenk. Im Schultergelenk führt eine Kontraktion beider Köpfe zu einer Anteversion des Arms. Bei Kontraktion des Caput longum kommt es additiv zu einer geringen Abduktion und das Caput breve kann leicht adduzieren. Des Weiteren trägt die LBS noch zu einer Stabilität des Schultergelenks bei. Während sie den Oberarmkopf als Hypermochlion benutzt, drückt sie den Kopf in die Pfanne. Im Ellenbogengelenk ist der ganze Muskel ein Flexor des Unterarms und Supinator des Radius. Die stärkste Beugekraft wird bei supiniertem Unterarm erzielt und die größte Supinationskraft bei rechtwinklig gebeugtem Ellenbogengelenk. [5]

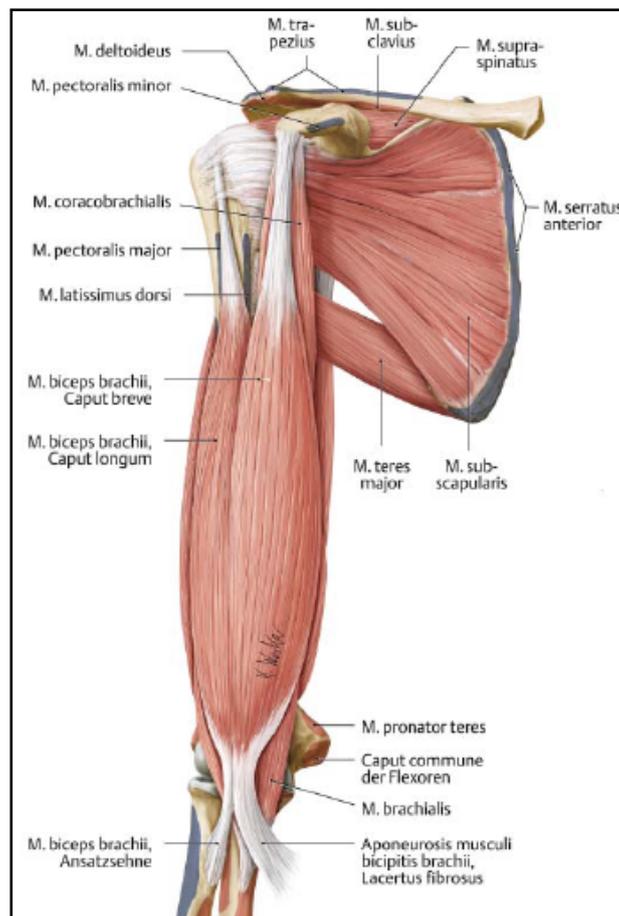


Abbildung 1: Proximaler Abschnitt einer rechten oberen Extremität [3]

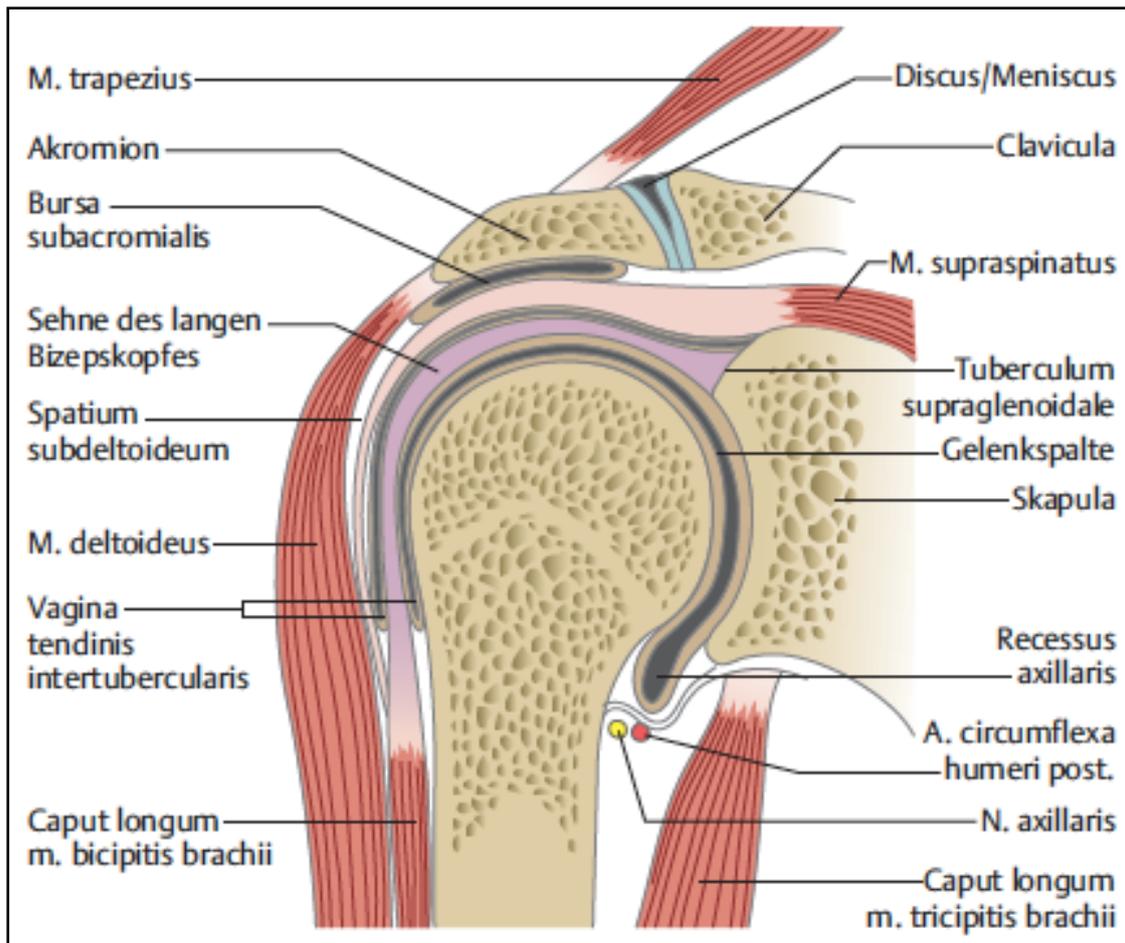


Abbildung 2: Schultergelenk, Ansicht von vorne, Schnitt in der Frontalebene [8]

2.2 Pathologien der langen Bizepssehne

Die LBS kann aus verschiedenen Gründen die Ursache von Schulterschmerzen und Funktionsstörungen sein. Pathologien der LBS schließen Tendinitiden, Rupturen, Luxation oder Instabilität, Pulley-Läsionen und SLAP-Läsionen mit ein [18].

Entzündungen und Rupturen der LBS:

Sehnenrupturen des M. biceps brachii treten in 96 % der Fälle an der LBS auf [11]. Die häufigste Bruchstelle ist am Sehnenursprung und am Ausgang des Sulcus bicipitalis nahe des muskulotendinösen Übergangs. Bei einem Riss der LBS kann es zu einer Verlagerung der Muskelmasse nach distal kommen, woraus das dafür charakteristische „Popeye-Zeichen“ resultiert [18].

Dies betrifft häufig ältere Patienten über 50 Jahre [18], bei denen eine Ruptur oft mit einer Entzündung der Bizepssehne assoziiert ist [70]. Primäre Tendinitiden sind sel-

ten und treten nur in nahezu 5 % aller Tendinopathien der Bizepssehne auf [55]. Aufgrund einer chronischen Entzündung kommt es zu einer Degeneration der LBS mit anschließender Ruptur nach kleinerem Trauma oder ohne Trauma [18]. Dies ist meist eine sekundäre Tendinitis der LBS, die mit Begleitpathologien einhergeht wie zum Beispiel einem Impingement-Syndrom oder einer Rotatorenmanschettenpathologie [46, 55]. Seltener tritt eine primäre Tendinitis der LBS auf, die aus einem vermehrten mechanischen Stress resultiert [1, 47]. Dies wird bei jungen Athleten beobachtet, die wiederholt Aktivitäten ausüben, bei denen der Arm in Elevationsstellung gebracht wird (z.B. Werfen, Schwimmen, Volleyball) [1, 12, 47, 50]. Isolierte traumatische Rupturen sind selten. Sie treten gewöhnlich gleichzeitig mit einer Rotatorenmanschettenruptur auf [37, 46, 67].

Instabilitäten und Pulley-Läsionen der LBS:

Instabilitäten der LBS resultieren häufig aus Pulley-Läsionen. Gründe für eine Läsion sind degenerative Veränderungen, akute Traumata, wiederholt einwirkende Mikrotraumata oder Verletzungen, die mit einer Rotatorenmanschettenruptur im Zusammenhang stehen. Die arthroskopisch verifizierte Inzidenz der LBS-Instabilität bei Patienten mit einer Rotatorenmanschettenruptur wird zwischen 16 und 45 % angegeben [32, 69]. Das Bizeps-Pulley, welches eine Art Schlinge zur Stabilisation der LBS darstellt, befindet sich im Rotatorenintervall (Abb. 3), ein triangulärer Raum, der vom Oberrand der Subscapularissehne und vom Unterrand der Supraspinatussehne gebildet wird. In diesem von der Rotatorenmanschette nicht geschützten Teil der Gelenkkapsel und der LBS befinden sich zwei Bänder, das Ligamentum coracohumerale (LCH) und das Ligamentum glenohumerale superius (SGHL), die den Sulcus bicipitalis überbrücken und zusammen mit den Fasern des M. subscapularis und des M. supraspinatus das Pulley bilden. [26, 45]

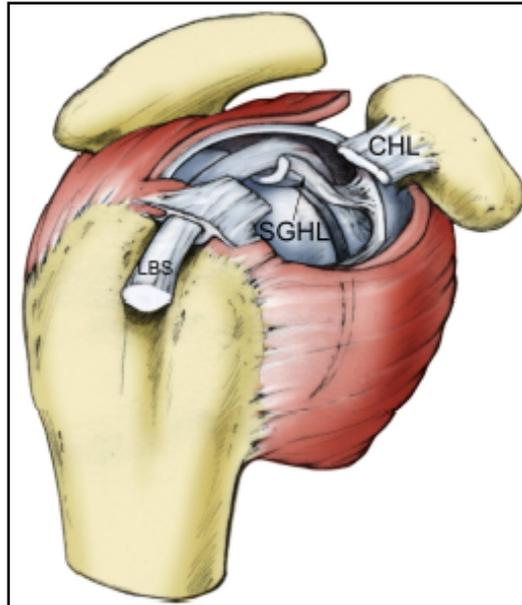


Abbildung 3: Anatomie des Rotatorenintervalls. LCH und SGHL bilden zusammen das Pulley-System, das die LBS wie eine Schlinge sichert. Die Kapsel mit LCH ist gefenstert worden. Das entstandene Fenster erlaubt die Betrachtung der LBS und SGHL (ebenfalls angeschnitten). [23]

SLAP-Läsionen („superior labrum anterior to posterior“):

Die Häufigkeit einer SLAP-Läsion bei diagnostischen Arthroskopien gibt Snyder et al. [63] mit 6 % aus 2375, Kim et al. [28] schon mit 26 % aus 544 Untersuchungen aufgrund von unspezifischen Schulterbeschwerden an. Die steigende Inzidenz erklärt sich aus der Zunahme von Überkopfsportarten gepaart mit sich verbessernden diagnostischen Möglichkeiten. Des Weiteren entstand sie durch eine vermehrte Aufmerksamkeit, die dieser Verletzung zunehmend gewidmet wurde. SLAP-Läsionen treten bei Stürzen auf den ausgestreckten Arm [4], also bei singulären Traumata, oder bei sich wiederholenden Überkopfbelastungen auf [4, 33]. Es handelt sich hierbei um Läsionen des Bizepssehnenanker-Labrum-Komplexes, zu denen Snyder et al. [64] 1990 eine Klassifikation einführten:

Typ I: Degenerative Veränderung des superioren Labrums

Typ II: Abriss des Bizepsankers vom superioren Glenoid

Typ III: Korbhenkelläsion des superioren Labrums bei intaktem Bizepsanker

Typ IV: Riss des superioren Labrums mit Beteiligung der Bizepssehne

Maffet et al. [41] ergänzten 1995 die Snyder-Klassifikation um die Typen V bis VII. Dabei handelt es sich um eine Kombinationsverletzung bei vorderer Instabilität mit einer klassischen SLAP-Läsion:

Typ V: Kombination aus SLAP-II-Läsion und Bankart-Läsion

Typ VI: SLAP-II-Läsion mit lappenförmigen Ausriss, Labrum-„Flap“

Typ VII: SLAP-II-Läsion mit Rissverlauf in das mittlere glenohumerale Kapselband

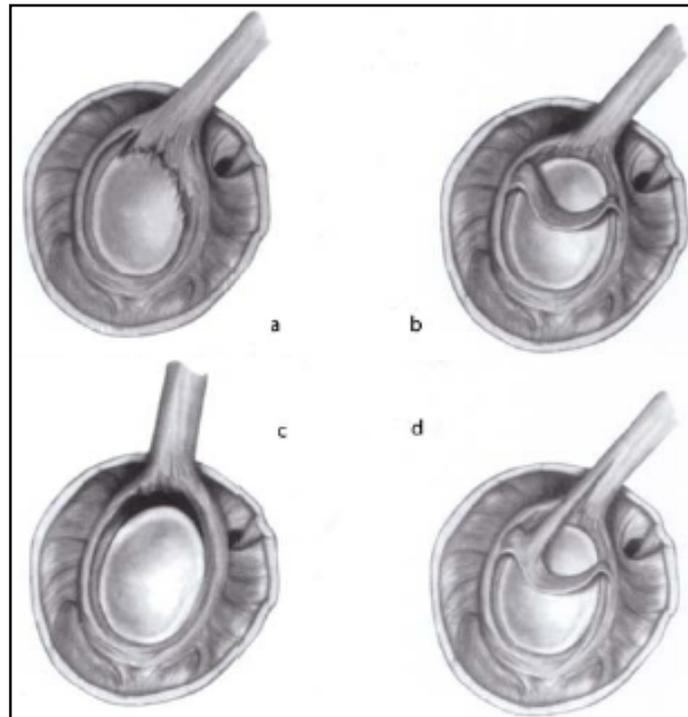


Abbildung 4: Schema der SLAP-Läsionen aus Snyder et al. [63]. Dabei ist jeweils a Typ I, c Typ II, b Typ III, d Typ IV

2.3 Klinische Tests der langen Bizepssehne

Sulkustest nach DePalma

Durch Palpation der Bizepssehne im Sulkus und im intraartikulären Verlauf gilt eine Druckschmerzhaftigkeit als sehr signifikant und charakteristisch für eine Pathologie der langen Bizepssehne. Bei einer linken Schulter wird mit dem Zeige- und Mittelfinger der rechten Hand Druck auf den Sulcus bicipitalis ausgeübt. Wenn der Patient Schmerzen angibt, ist der Test positiv. Durch Rotation nach innen und außen kann ein zusätzlicher Schmerz provoziert werden. [10, 17]



Abbildung 5: Sulkustest nach DePalma [17]

Speed's Test

Der Patient hält seine Schulter 90° flektiert, der Ellenbogen ist gestreckt und der Unterarm befindet sich in voller Supination. Jetzt wird er aufgefordert, bei von kranial nach kaudal gerichtetem Druck der Untersucherhand am distalen Unterarm, die Position gegen diesen Widerstand zu halten. Dieser Test, auch bekannt als Palm-up-Test, ist bei Schmerzangabe im Sulcus bicipitalis positiv. Weiter ist auf eine seitendifferente Abduktionskraft zu achten. Beides spricht für eine Erkrankung der langen Bizepssehne (Tenosynovitis, Subluxationsphänomen). [10, 17]



Abbildung 6: Speed's Test [17]

Active-Compression-Test nach O'Brien

Bei diesem Test bringt der Patient seinen im Ellenbogen gestreckten Arm in 90° Flexion und 10° Horizontaladduktion. Zusätzlich zeigt der Daumen bei maximaler Innenrotation auf den Boden. Danach übt der Untersucher im Bereich des distalen Unterarms Druck nach kaudal aus, gegen den der Patient Widerstand leisten muss. Darauf folgend wird das gleiche bei maximaler Außenrotation (Supination), bei der die Handinnenfläche nach oben zeigt, durchgeführt. Wenn der erste Teil des Tests Schmerzen verursacht, der zweite jedoch nicht, ist der Test positiv. Wichtig ist bei diesem Test die Schmerzlokalisierung genau zu hinterfragen. Bei Schmerzangabe in der Schulter spricht dies für eine SLAP-Pathologie, wobei ein Schmerz auf der Schulter oder über dem AC-Gelenk eher auf eine AC-Gelenkarthrose schließen lässt. Des Weiteren ist der Test auch häufig bei Verletzungen des Bizepssehnen-Pulleys positiv. [10, 17]



Abbildung 7: O'Brien-Test [17]

Crank-Test

Der Test kann im Sitzen oder im Liegen durchgeführt werden. Die eine Hand des Untersuchers sucht durch die Weichteile den Schulterkopf auf, die andere führt den Arm des Patienten. Nachdem die Schulter passiv abduziert wird und der Ellenbogen 90° gebeugt ist, wird der Arm in dieser Position maximal außenrotiert. Jetzt kann der Arm unterschiedlich weit abduziert werden, je nachdem welche anatomische Struktur genauer untersucht werden soll. In diesem Fall ist die SLAP-Pathologie von Interesse. Bei maximaler Elevation kann zusätzlich axialer Druck nach kaudal auf den Humerus ausgeübt werden (Test im Sitzen). Dadurch erzielt man zwei Dinge: Zum einen durch die maximale Elevation (Flexion) den „Peel-back-Mechanismus“ und durch den axialen Druck einen vermehrten Zug der LBS und des SLAP-Komplexes, welche durch Außenrotation verstärkt werden. Der Test ist positiv, wenn Schmerzen oder ein Schnappen im Glenohumeralgelenk auftreten. [10, 17]



Abbildung 8: Crank-Test im Sitzen [17]



Abbildung 9: Crank-Test im Liegen. a Innen-, b Außenrotation [17]

Supine-Flexion-Resistance-Test

Bei diesem Test liegt der Patient auf dem Rücken und legt den Arm in maximaler Elevation (Flexion) auf der Untersuchungsfläche ab, wobei die Handinnenfläche nach oben zeigen. Nun soll der Patient versuchen, gegen den Widerstand der Untersucherhand, die sich am distalen Ellenbogen befindet, den Arm von der Liege abzuheben. Auch hier kommt es durch die maximale Elevation zu dem „Peel-back-Mechanismus“ und durch das Anspannen zusätzlich zu einer Zugbelastung der LBS und des SLAP-Komplexes. Der Test wird positiv bewertet, wenn bei der Anspannung oder Wurfbewegung Schmerzen tief im Schultergelenk oder im Bereich des dorsalen Gelenkspalts des Glenohumeralgelenks angegeben werden. In diesem Fall muss von einer SLAP-Läsion ausgegangen werden. [10,17]



Abbildung 10: Supine-Flexion-Resistance-Test, Ausgangsposition [17]



Abbildung 11: Supine-Flexion-Resistance-Test. Ausführung einer Wurfbewegung gegen den Widerstand des Untersuchers [17]

2.4 Behandlung von Pathologien der langen Bizepssehne

Die pathologisch veränderte LBS kann konservativ oder operativ versorgt werden. Indikationen für eine Operation sind z.B. dauerhafter Schmerz aufgrund einer chronischen therapieresistenten Tendinitis, die sich intraoperativ mit Entzündungszeichen und Hypertrophie zeigt [6, 44], eine Instabilität der LBS [9, 34] oder eine Partialruptur, die sich arthroskopisch darstellen lässt [34, 59]. Bei den chirurgischen Verfahren wird kontrovers diskutiert welches das Optimale ist [20]. Darunter sind die Tenodese und die Tenotomie als geeignete operative Behandlungsoptionen beschrieben, die zu guten klinischen Ergebnissen führen [13, 15, 19, 22, 27, 39, 68]. Bei der technisch einfacher durchführbaren Tenotomie wird der LBS-Ansatz basisnah glattrandig durchtrennt, sodass diese anschließend aus dem Gelenk gleitet und im Sulcus bicipitalis zu liegen kommt. Bei der Tenodese hingegen wird der intraartikuläre Anteil der Sehne resiziert und das proximale übrig gebliebene Ende der Sehne im Sulcus bicipitalis am Humeruskopf verankert [16]. Im Vergleich zur einfachen Tenotomie verringert man das Risiko postoperativer Muskelkrämpfe und die kosmetisch störende Distalisierung und Deformität des Muskelbauchs des M. biceps brachii [9, 30]. Um die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer „Popeye-Deformität“ zu reduzieren, wird vor allem bei jungen Patienten die Tenodese bevorzugt [24, 62, 72], wobei das klinische Outcome der beiden Verfahren miteinander vergleichbar ist [20, 49, 62]. Auch SLAP-Läsionen größerer Typ I werden zunehmend mit einer Tenotomie oder Tenodese behandelt, da reparative Maßnahmen vermehrt zu unzufriedenen Ergebnissen geführt haben [25]. Es wurden bisher viele verschiedene Techniken für die proximale Bizepsstenodese beschrieben.

Die Tenodese kann offen oder arthroskopisch in einer subpectoralen oder suprapectoralen Position durchgeführt werden [2, 7, 9, 14, 21, 24, 29, 34, 39, 44, 48, 56, 58, 66].

2.5 Fragestellung und Zielsetzung

Aufgrund der vielen unterschiedlichen operativen Verfahren zur Tenodese der LBS sind vergleichende Studien notwendig, um dem Patienten hinsichtlich Fixationskraft und Dislokation die optimale Operationstechnik anbieten zu können. Zur Tenodese können bei der Verwendung von Ankersystemen zwei unterschiedliche Verfahren herangezogen werden. Zum einen ein Nahtanker, zum anderen eine knotenlose Interferenzschraube. Bei der kürzlich beschriebenen proximal suprapectoralen, rein arthroskopischen Tenodese unter Verwendung eines knotenfreien Schraubankers [51, 71] kann vor allem das Fehlen eines prominenten Knotens mit der möglichen Folge eines Knoten-Impingements von Vorteil sein. Zudem kann durch das Versenken der Sehne im Knochenkanal ein guter Sehnen-Knochen-Kontakt erzielt werden.

Jedoch haben bisherige biomechanische Test für arthroskopisch durchführbare Techniken der suprapectoralen Bizepsstenodese mit dem 5,5-mm „Bio-SwiveLock“-Anker (Arthrex, Naples, USA) keine guten Ergebnisse mit einer niedrigen maximalen Versagenslast gezeigt [52, 53]. Daher wurde dieser knotenfreie Schraubanker modifiziert, um die biomechanischen Eigenschaften zu verbessern. Das neue gegabelte Design an der Spitze des Ankers könnte zu einer sichereren Verankerung der Sehne im Knochentunnel führen und somit die Konstruktstabilität durch die doppelte Fixierung erhöhen.

Ziel dieser Studie ist die Untersuchung und der Vergleich der biomechanischen Eigenschaften des neuen gegabelten knotenfreien 8-mm „PEEK-SwiveLock“-Ankers (Arthrex, Naples, USA) verglichen mit einem geläufigen knotenfreien 5,5-mm „Bio-SwiveLock“-Anker (Arthrex, Naples, USA) und einem doppelt armierten 5,5-mm „PEEK-Corkscrew“-Anker (Arthrex, Naples, USA). Dazu wird durch einen standardisierten Versuchsaufbau neben der maximalen Versagenslast eines Tenodesesystems auch der Versagensmodus ermittelt und gleichzeitig die Dislokation unter zyklischer Belastung gemessen.

Die Hypothese dieser Studie ist, dass der neue gegabelte knotenfreie Anker zu besseren biomechanischen Eigenschaften im Vergleich zu einem konventionellen knotenfreien Schraubanker und einem armierten Schraubanker führt.

3 Material und Methode

3.1 Präparate

Zur Durchführung der Tenodese wurden achtzehn humane Schulterpräparate verwendet. Alle Präparate, die zuvor bei -32 Grad konserviert waren, wurden am Tag der Testung bei Raumtemperatur aufgetaut. Nach Resektion der Weichteile erhielt man als endgültiges Präparat den Humerus mit der dazugehörigen langen Bizepssehne. Während der Präparation wurde stets darauf geachtet, dass die Präparate in regelmäßigen Abständen mit 0,9 % NaCl-Lösung befeuchtet wurden. Es wurde die Knochendichte der einzelnen Präparate gemessen, um Missverhältnisse unter den Gruppen auszuschließen. Die Präparate wurden randomisiert in drei Gruppen aufgeteilt.

Wie schon von Patzer et al. [52] beschrieben, wurden die Bizepsstenodesen 10 mm distal des Eingangs des Sulcus bicipitalis durchgeführt, um den Ort einer arthroskopischen suprapectoralen Bizepsstenodese zu imitieren.

3.2 Geräte

3.2.1 Materialprüfmaschine

Die Versuche wurden mit einer Universalmaterialprüfmaschine der Firma „Zwick“ durchgeführt (Modell: BTC-FR020TH.A50, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland). Mit dieser ist es möglich, Präparate zwischen den zwei Haltevorrichtungen mit einer definierten Kraft zyklisch oder auch maximal zu belasten. Die dabei möglichen Druck-, Zug- und Torsionsversuche werden in Newton gemessen. Die Prüfmaschine hat sich bereits in vorangegangenen Arbeiten zur biomechanischen Testung bewährt [31, 35, 36, 38]. Als Bediensoftware für die Materialprüfmaschine wurde das „TestXpert“ Programm Version 8.1 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) verwendet, mit dessen Hilfe verschiedene Prüfprotokolle programmiert und zur Untersuchung des Testmaterials abgespielt werden können.



Abbildung 12: Universalmaterialprüfmaschine (Modell: BTC-FR020TH.A50, Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland)

3.2.2 Videoextensometer

Zur Ermittlung der Dislokation unter zyklischer Belastung wurde das „Vollbild-Videoextensometer ME 46“ der Firma „Messphysik“ (Messphysik Laborgeräte Ges.m.b.H., Fürstenfeld, Österreich) verwendet. Dies ist eine monochrome Videokamera (Mintron MTV-1362CA) mit Objektiv (Tamron 20 HA 25 mm), die den Abstand zweier Messmarken mit der dazu passenden Videoextensometer-Software messen kann. Um diese für die Versuche optimal positionieren zu können, wurde sie auf einem Kameraschlitten befestigt. Der Vorteil der Messung des Videoextensometers gegenüber der Messung mittels der Gesamtauslenkung der Materialprüfmaschine besteht in der fixationsnahen Anbringung zweier Messmarken. Somit werden die Messwerte durch Dehnung der Sehne außerhalb des Fixationsbereiches nicht beeinflusst und man erzielt eine bessere Vergleichbarkeit der einzelnen Versuche. Dies hat sich in Vorarbeiten zur akkuraten Messung der Dislokation unter zyklischer Belastung bewährt [31, 35, 36, 38]. Die Messmarken wurden proximal der Fixierung am Tuberculum majus und distal an der Sehne angebracht. Die Dislokation wurde aus dem relativen Abstand dieser Marken zueinander bestimmt.



Abbildung 13: „Vollbild-Videotextensometer ME 46“ (Messphysik Laborgeräte Ges.m.b.H., Fürstentfeld, Österreich)

3.3 Die drei gewählten Refixationstechniken

3.3.1 Nahtanker

In dieser Arbeit wurde ein nicht resorbierbarer Nahtanker (Corkscrew FT 15 x 5,5 mm, Arthrex, Naples, USA) aus Polyetheretherketon (PEEK) verwendet (Abb. 14). Dieser Anker ist mit No. 2 Fiberwire-Fäden (Arthrex, Naples, USA) zweifach armiert. Zur Vorbereitung der Implantation des Ankers wurde 10 mm distal des Eingangs des Sulcus bicipitalis mit Hilfe des dazugehörigen 5,5-mm Punchs ein Loch vorgestanzt. Anschließend wurde der 5,5-mm Peek-Corkscrew-Anker im vorbereiteten Loch eingeschraubt. Die Fäden wurden jeweils einmal im Sinne einer U-Naht durch die Sehne geführt und darauf mit fünf einfachen, gegenläufigen Halbschlägen verknötet (Abb. 15).



Abbildung 14: Doppelt armierter 5,5-mm Peek-Corkscrew-Anker (Arthrex, Naples, USA)

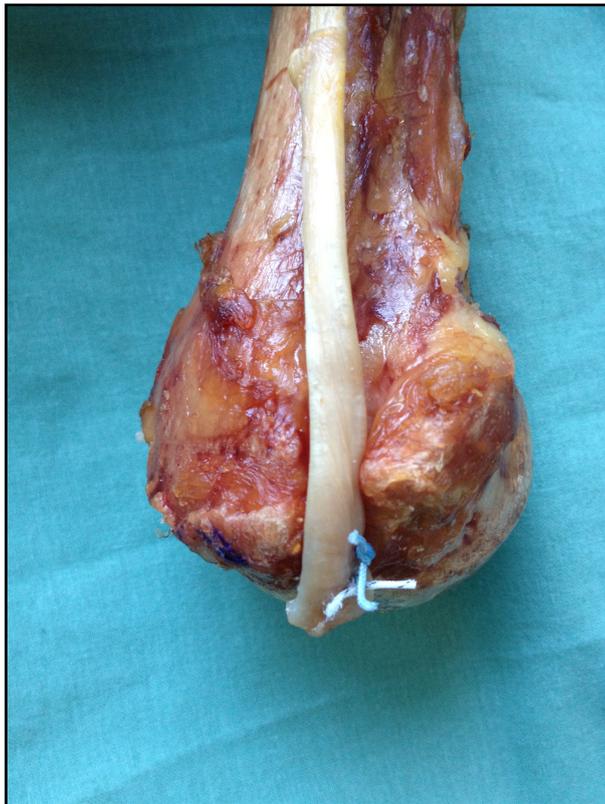


Abbildung 15: 5,5-mm Peek-Corkscrew-Anker, doppelt armiert mit No. 2 Fiberwire-Fäden (Arthrex, Naples, USA), hier nach abgeschlossener Durchführung der Bizepsstenodese

3.3.2 Interferenzschrauben

In dieser Arbeit wurde ein resorbierbarer knotenfreier Schraubanker (5,5-mm Bio-SwiveLock, Arthrex, Deutschland) verwendet (Abb. 16). Zuerst wurde das proximale Ende der Sehne mit einem No. 2 Fiberwire-Faden über mindestens 20 mm in „Whipstitch“-Technik (Abb. 17) armiert. Dann wurde auch hier zur Vorbereitung der Implantation des Ankers 10 mm distal des Eingangs des Sulcus bicipitalis mit Hilfe eines 5,5-mm Punchs ein Loch vorgestanzt. Anschließend wurden die freien Fadenenden der Armierungsnaht in die Öse des SwiveLock-Ankers eingefädelt und die Schraube unter dosierter Spannung der Sehne eingedreht, um die Sehne zwischen Schraube und Knochen fest zu verankern (Abb. 18).



Abbildung 16: 5,5-mm Bio-SwiveLock-Anker (Arthrex, Naples, USA), an der Spitze erkennt man die graue Öse zur Einfädung für die freien Enden der Armierungsnaht



Abbildung 17: Armierte Sehne mit einem No. 2 Fiberwire-Faden (Arthrex, Naples, USA) in „Whipstitch“- Technik



Abbildung 18: knotenfreier 5,5-mm Bio-SwiveLock-Anker, hier nach abgeschlossener Durchführung der Bizepstenodese

In der dritten Gruppe wurde der neu eingeführte nicht resorbierbare gegabelte knotenfreie Schraubanker (8-mm PEEK-SwiveLock, Arthrex, Naples, USA) eingesetzt. Dieser besitzt als Weiterentwicklung des zuvor beschriebenen Ankers ein neues gegabeltes Design an der Spitze, was zu einer besseren Fixierung der Sehne im Knochentunnel führen soll. Auch hier erfolgte die Armierung der Sehne mittels No. 2 Fiberwire-Faden in „Whipstitch“-Technik. Im Unterschied zu den zuvor beschriebenen Techniken wurde 10 mm distal des proximalen Endes des Sulcus bicipitalis der Knochentunnel mit einem Bohrer (Piloted Headed Reamer 8 mm, Arthrex, Naples, USA) angebracht und nicht gestanzt.



Abbildung 19: „Piloted Headed Reamer“ 8 mm (Arthrex, Naples, USA). Bohrer zur Anfertigung des Bohrkanals für die Bizepstenodese



Abbildung 20: Gegabelter 8-mm SwiveLock-Anker (Arthrex, Naples, USA)

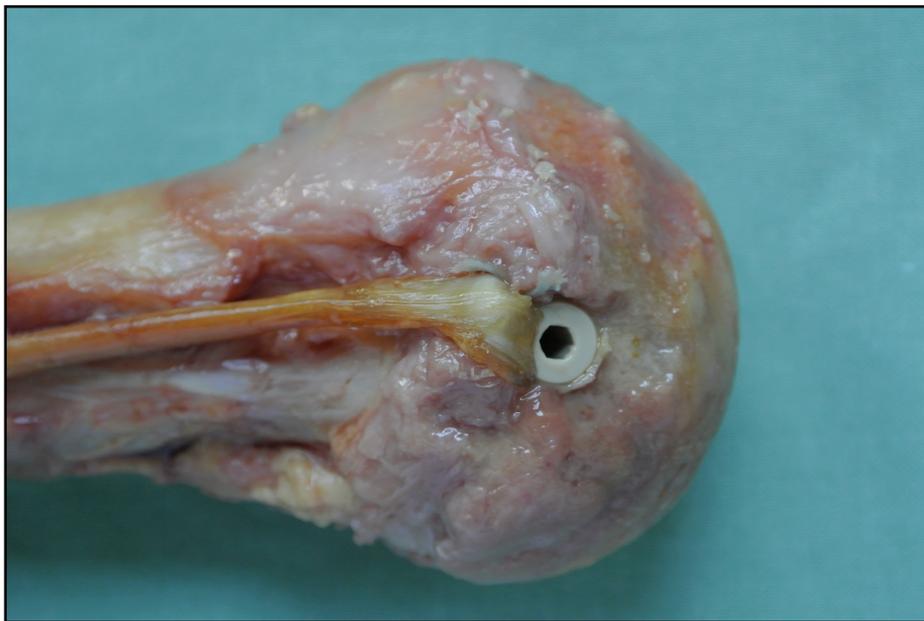


Abbildung 21: Gegabelter knotenfreier 8-mm Peek-SwiveLock-Anker (Arthrex, Naples, USA), hier nach abgeschlossener Durchführung der Bizepstenodese

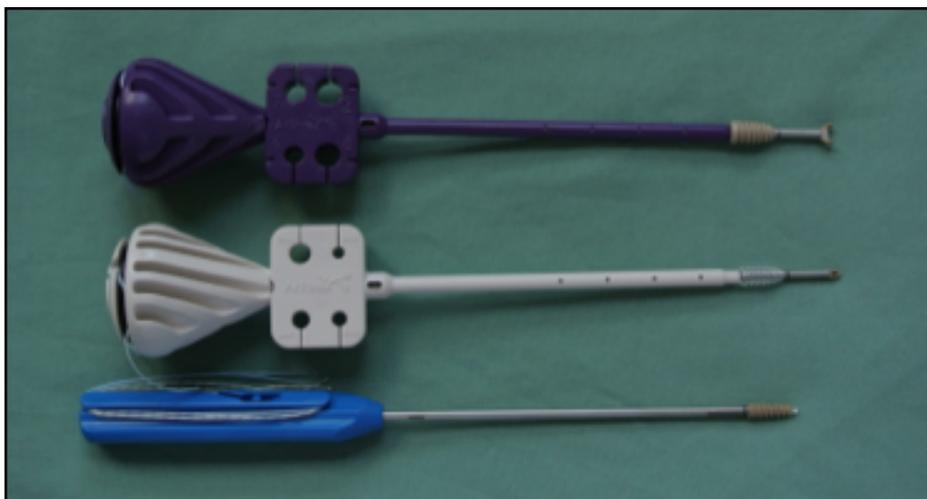


Abbildung 22: Übersicht der verwendeten Refixationstechniken: von oben nach unten: der gegabelte 8-mm SwiveLock-Anker, dann der 5,5-mm SwiveLock-Anker und der 5,5-mm Corkscrew-Anker

3.4 Durchführung der Versuche

3.4.1 Versuchsaufbau

Vor der Versuchsdurchführung an den Präparaten mussten diese kranial und kaudal in die Materialprüfmaschine eingespannt werden (Abb. 23). Für die sichere kraniale Fixierung wurde die Bizepssehne mit Hilfe einer Krackow-Naht an ein Stück hochvernetztes Kunststoffband (Breite 20 mm, Länge ca. 15 cm) angenäht. Als Faden kam ein No. 2 Fiberwire zum Einsatz. Dies ermöglichte im späteren Versuch die Kraftübertragung auf die Bizepssehne. Diese Konfiguration hat sich bereits in älteren Studien bewährt [36]. Kaudal wurde der Humeruskopf in einer Schraubklemme stabil befestigt. Der Einspannwinkel wurde so gewählt, dass die Zugrichtung parallel zur Humerusachse verlief. Aufgrund der Messung der Dislokation mittels Videoextensometer wurden zwei Messmarken, eine proximal der Refixation am Tuberculum majus und eine distal an der Sehne, positioniert. Das Videoextensometer wurde mit Hilfe eines Stativs in 100 cm Entfernung aufgestellt.



Abbildung 23: Montage des Präparats in der Materialprüfmaschine. Der Humeruskopf ist in der Schraubklemme, das hochvernetzte Kunststoffband im Bereich der beweglichen Traverse fixiert.

3.4.2 Versuchsablauf

3.4.2.1 Zyklische Belastung und maximale Versagenslast

Nach dem Einbau der Präparate und Kalibrierung des Videoextensometers wurde die Materialprüfmaschine durch die TestXpert-Software (Version 8.1, Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland) gesteuert. Dabei wurden die Präparate einem vordefinierten Prüfprotokoll ausgesetzt:

Die Refixationen wurden zu Beginn der Versuche mit einer Vorlast von 10 Newton belastet. Aus dieser Vorlast heraus wurden dann zyklisch höhere Kraftstufen generiert, wobei die Zyklen pro Stufe fünfzig Mal wiederholt wurden. Als Kraftsstufen wurden 60 und 100 Newton vordefiniert. Die Sollkraft wurde jeweils für 0,1 Sekunde aufrecht gehalten und die Taversengeschwindigkeit auf 33 mm/s eingestellt. Kam es bis zum letzten Zyklus zu keinem Versagen der Refixation, schloss sich der Versagensmodus an, bei dem die Präparate progressiv bis auf 1000 Newton belastet wurden. Auf diesem Weg konnte die maximale Versagenslast (=F_{max}) ermittelt werden. Die maximale Versagenslast wurde als die größte Kraftaufwendung während des gesamten Versuchs definiert. Außerdem wurde ein Versagen und damit das Ende der Prüfung als Unterschreiten der Kraftabschaltswelle definiert. Die Kraftabschaltswelle war erreicht, wenn 50 % der maximal während des Versuchs aufgewendeten Kraft unterschritten wurde.

Über das Videoextensometer erfolgte eine optische Messung der Dislokation der Bizepssehnenrefixation unter zyklischer Belastung. Somit konnten die Dislokationen innerhalb der einzelnen Kraftstufen sowie bei Versagen der Refixation gemessen werden.

Tabelle 1: Einstellparameter an der Materialprüfmaschine für alle Versuche

Traversengeschwindigkeit	33mm/ min
Obere Haltezeit	0,1 s
Untere Haltezeit	0,1 s
Vorlast	10 N
Zyklenzahl pro Kraftstufe	100
Zugrichtung	Parallel zur Humerusachse

3.4.3 Versagensmodus

Neben der Elongation unter zyklischer Belastung und der maximalen Versagenslast wurde der Versagensmodus analysiert.

3.4.4 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mit „SPSS“ (=„Statistical Product and Service Solutions“) 11.5 für Windows (SPSS, Science Inc, Chicago, IL, USA). Als statistische Auswerteverfahren wurden der „ANOVA-Test“ (ANOVA = „Analysis of Variance“) und der „Scheffé-Test“ verwendet, um die stetigen Variablen der verschiedenen Gruppen miteinander zu vergleichen. Für alle Daten erfolgte die Bestimmung von Mittelwerten und Standardabweichungen. Die statistische Signifikanz wurde für $p \leq 0,05$ festgelegt.

Eine „A-Priori-Poweranalyse“ mit einer kalkulierten Effektgröße von 0,9 und eine „Post-Hoc-Poweranalyse“, bezogen auf die maximale Versagenslast und die Standardabweichungen, ergaben eine „power“ $> 0,9$ mit $\alpha = 0,05$ bei sechs Präparaten pro Gruppe.

4 Ergebnisse

In dieser Studie wurden drei Bizepsensodesen der Reihenfolge nach auf die maximale Versagenslast, auf die Elongation unter zyklischer Belastung und auf den Versagensmodus untersucht. Anhand dieser drei Aspekte wurden die Techniken verglichen.

4.1 Die Maximale Versagenslast (=Fmax)

Der armierte Schraubanker zeigte eine Fmax von 109 ± 27 N, der knotenfreie 5,5-mm Schraubanker hatte eine Fmax von 125 ± 25 N und für den 8-mm gegabelten knotenfreien Schraubanker wurde eine Fmax von 175 ± 42 N gemessen (Abb. 24).

Zwischen dem 8-mm gegabelten knotenfreien Schraubanker und dem 5,5-mm knotenfreien Schraubanker ($p = 0,044$) als auch gegenüber dem armierten Schraubanker ($p = 0,009$) ergab sich ein signifikanter Unterschied. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen dem armierten Schraubanker und dem 5,5-mm knotenfreien Schraubanker ($p > 0,05$).

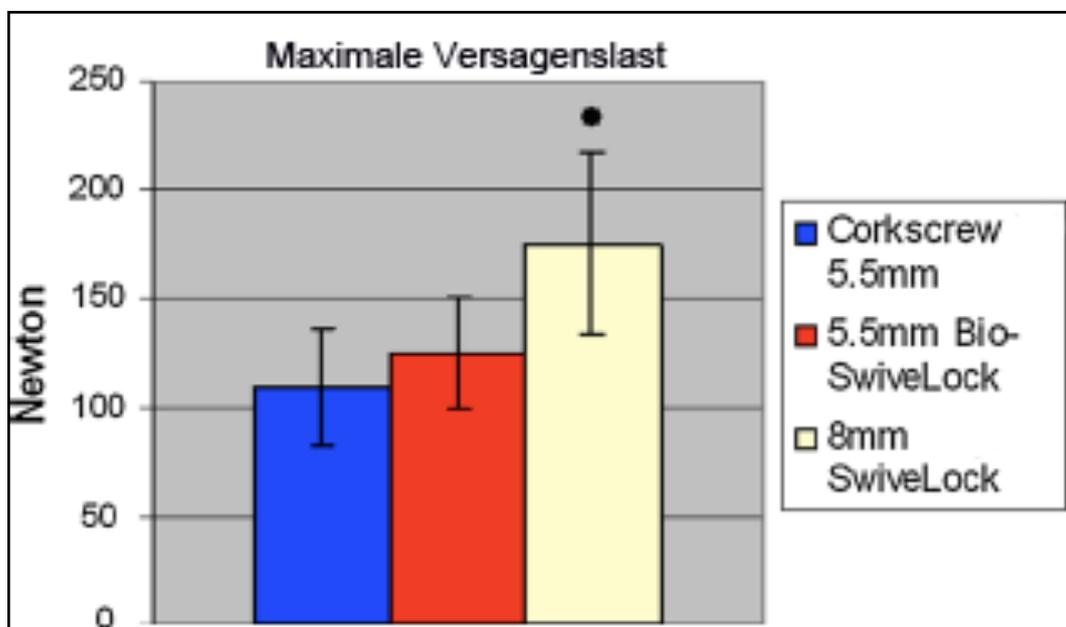


Abbildung 24: Fmax (Mittelwert) in Newton (N) mit Standardabweichung der drei Refixationstechniken

Tabelle 2: Maximale Versagenslast in Newton (N) des gegabelten 8-mm SwiveLock-Ankers im Vergleich zu den beiden anderen Refixationstechniken

Anker für Bi-zepstenodese	Mittelwert (N)	Standardabweichung (N)	Signifikanz (p)
5,5-mm Corkscrew	109	27	= 0,009
5,5-mm SwiveLock	125	25	= 0,044
8-mm SwiveLock	175	42	

4.2 Die Dislokation unter zyklischer Belastung

Die zyklische Dislokation wurde während des gesamten Versuchsablaufs gemessen. Als optimalen Vergleichswert stellte sich die die Dislokation in der Kraftstufe bis 60 N heraus, da bis zu dieser Stufe noch alle Refixationen intakt waren.

Der armierte Schraubanker erreichte bei 60 N einen Mittelwert von $3,3 \pm 1,1$ mm, der 5,5-mm knotenfreie Schraubanker einen Mittelwert von $5,4 \pm 1,4$ mm und der 8-mm gegabelte knotenfreie Schraubanker erzielte einen Mittelwert von $2,9 \pm 1,6$ mm (Abb. 25).

Bei 100 N zeigte der armierte Schraubanker einen Mittelwert von $5,1 \pm 2,2$ mm, der 5-mm knotenfreie Schraubanker einen Mittelwert von $8,7 \pm 2,5$ mm und der 8-mm gegabelte knotenfreie Schraubanker erzielte einen Mittelwert von $4,8 \pm 3,3$ mm.

Im Vergleich zu dem 5,5-mm knotenfreien Schraubanker ergab sich bei 60 N eine signifikant geringere Dislokation sowohl für den armierten Schraubanker ($p = 0,020$) als auch für den 8-mm knotenfreien gegabelten Schraubanker ($p = 0,023$).

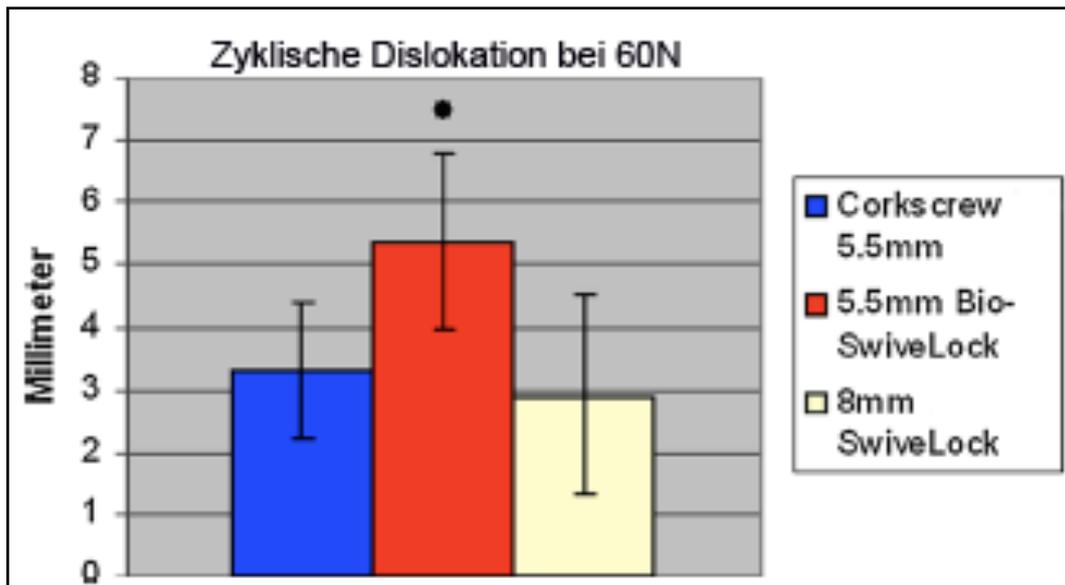


Abbildung 25: Dislokation unter zyklischer Belastung in Millimeter (mm) mit Standardabweichung nach 50 Zyklen bei einer Belastung von 60 Newton (N)

4.3 Versagensmodi

Es wurden insgesamt zwei unterschiedliche Versagensmodi beobachtet. Bei dem armierten Schraubanker stellte bei allen Präparaten die Kontaktfläche zwischen Naht und Sehne, das sog. „tendon-suture-interface“, die schwächste Stelle der Rekonstruktion dar. Der Faden glitt längsverlaufend durch die Sehne heraus (Abb. 26/27). Bei den beiden knotenfreien Refixationen war ein Gleiten der Sehne aus dem Knochentunnel verantwortlich für das Versagen des Konstrukts, während die Sehnen-Faden-Verbindung intakt blieb (Abb. 28/29).

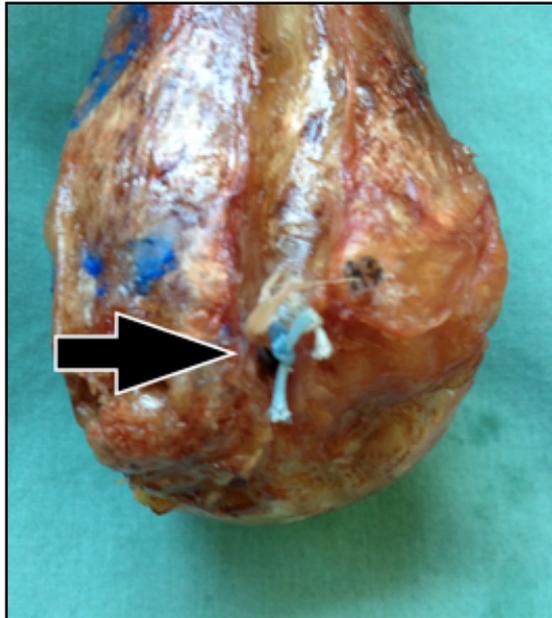


Abbildung 26: Versagen der Sehnen-Faden-Verbindung beim 5,5-mm Peek-Corkscrew-Anker. Der Schraubanker mit den verknoteten Fäden (Pfeil) ist noch im Knochen.



Abbildung 27: Versagen der Sehnen-Faden-Verbindung beim armierten 5,5-mm Peek-Corkscrew-Anker. Der Faden hat sich längs durch die Sehne geschnitten.



Abbildung 28: Herausgleiten der Sehne aus dem Knochentunnel beim 5,5-mm Bio-SwiveLock-Anker



Abbildung 29: Herausgleiten der Sehne aus dem Knochentunnel beim 8-mm Peek-SwiveLock-Anker

5 Diskussion

Die wichtigste neue Erkenntnis, die man aus der vorliegenden Studie ziehen kann, ist, dass der gegabelte knotenfreie SwiveLock-Anker die Konstruktstabilität sowohl gegenüber dem doppelt armierten 5,5-mm Corkscrew-Anker als auch dem knotenfreien 5,5-mm SwiveLock-Anker erhöht. Der 5,5-mm SwiveLock-Anker mit einem Mittelwert von 125 N erzielte ähnliche biomechanische Ergebnisse verglichen mit der Studie von Patzer et al. [52]. In ihrer biomechanischen Studie zeigte der 5,5-mm SwiveLock-Anker mit einem Mittelwert von 112 N die niedrigste mittlere Versagenslast unter allen getesteten Implantaten. Die Autoren schlussfolgerten, dass der 5,5-mm SwiveLock-Anker daher nur bedingt zur Bizepsstenodese eingesetzt werden sollte. [40]

Bezogen auf die Dislokation hatte der SwiveLock-Anker in der vorliegenden Studie eine mittlere Dislokation von 5,5 mm bei 60 N. Dies war signifikant höher, sowohl gegenüber der zyklischen Dislokation des gegabelten SwiveLock-Ankers mit 2,9 mm als auch gegenüber der Dislokation des Corkscrew-Ankers mit 3,3 mm. Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie zeigten jedoch die Studien von Patzer et al. [52, 53] keine mittlere zyklische Dislokation von über 3 mm während einer zyklischen Belastung von 50 N für 100 Zyklen.

Der gegabelte SwiveLock-Anker war in der Lage die mechanischen Eigenschaften verglichen mit dem konventionellen SwiveLock-Anker signifikant zu verbessern. Dies könnte zum einen am verwendeten Design des Ankers liegen. Dieser besitzt als Weiterentwicklung ein neues gegabeltes Design an der Spitze, was zu einer besseren Fixierung der Sehne im Knochentunnel führen soll. Als vergleichbare Implantate mit ähnlichen Versagenslasten können die schon zuvor beschriebenen Resultate des 8-mm „Biceptor“ (Smith and Nephew, Andover, USA) [52, 61] oder einer 8-mm „Biotenodesis screw“ (Arthrex, Naples, USA) [52] herangezogen werden.

Einen weiteren möglichen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften könnte auch der Schraubendurchmesser haben. Der 8-mm Anker zeigte eine signifikant höhere Versagenslast gegenüber den beiden 5,5-mm Ankern. Jedoch ergab die Studie von Slabaugh et al. [61], in der die biomechanischen Resultate verschiedener Schraubendurchmesser (7 und 8 mm) und Schraubenlängen (15 und 25 mm) miteinander verglichen wurden, dass hierbei kein signifikanter Unterschied gefunden wer-

den konnte und zwar in Bezug auf die maximale Versagenslast und auf die zyklische Dislokation der getesteten Implantate. In einer anderen biomechanischen Studie von Sethi et al. [60] wurden unterschiedliche subpectorale Bizepsstenodesen miteinander verglichen. Dort konnte man ebenfalls beobachten, dass ein geringerer Durchmesser einer Interferenzschraube mit passendem Knochentunnel keinen Einfluss auf die biomechanische Stabilität hat. Zusammenfassend bedeutet das, dass ein größerer Schraubendurchmesser nicht zwangsläufig auch zu besseren biomechanischen Eigenschaften führen muss.

Eine weitere wichtige Erkenntnis der Arbeit ist das Herauskristallisieren zweier unterschiedlicher Versagensmodi in Abhängigkeit vom verwendeten Implantat. Bei der proximalen suprapectoralen Bizepsstenodese mit dem Nahtanker aus der vorliegenden Studie, stellte die Kontaktfläche zwischen Sehne und Naht, das sog. „tendon-suture-interface“, die schwächste Stelle der Rekonstruktion dar. Der Faden glitt längsverlaufend durch die Sehne heraus. In anderen Arbeiten wurde schon anhand verschiedener modifizierter Faden-Konfigurationen gezeigt, wie man die biomechanischen Eigenschaften im Vergleich zu einfachen Einzelknopfnähten verbessern kann [36]. Die biomechanischen Eigenschaften der Nahtanker-Tenodese können unter anderem mit einer modifizierten „Mason-Allen“- Naht [42], einer „Doppel-Matratzen“- Naht [36] oder einer modifizierten „Lasso-loop“- Naht [51] verbessert werden.

Bei den beiden knotenfreien Refixationen war ein Gleiten der Sehne aus dem Knochentunnel verantwortlich für das Versagen des Konstrukts, während die Sehnen-Faden-Verbindung intakt blieb. Ein Ansatz könnte demnach sein, die biomechanischen Eigenschaften von Bizepsstenodesen mit knotenfreien Ankern durch Implantate zu verbessern, bei denen eine zusätzliche Fixierung der Fäden um die Schraube herum durchgeführt werden kann. Davon sollten im Allgemeinen die Tenodeseschrauben profitieren, bei denen diese zusätzliche Fixierung möglich ist.

Dies zeigte zum Beispiel eine Studie von Mazzocca et al. [42]. Sie verglichen die biomechanische Leistung von vier Fixationstechniken für die proximale Bizepsstenodese. Eine Bizepsstenodese-Technik, die Knochenkanäle für die Fäden mit einer intrakortikalen Fixierung der Bizepssehne miteinander kombiniert (wie schon zuvor beschrieben in Mazzocca et al. [43]), wurde mit einer suprapectoralen Fixierung mittels Bio-Tenodesen-Schraube, einer subpectoralen Fixierung ebenfalls mittels Bio-

Tenodesen-Schraube und einer Fixierung mittels zweier Fadenanker verglichen. In der Gruppe der suprapectoralen Bizepsstenodese wurde ein 8-mm Schraubanker verwendet. Die Sehne wurde in „Whipstitch“-Technik über 15 mm mit einem No. 2 Fiberwire-Faden armiert und daraufhin in einem 8-mm breitem Knochentunnel versenkt. Jedoch wurde hier das eine Fadenende durch die Kanülierung innerhalb der Interferenzschraube hindurchgezogen und das andere Fadenende außerhalb der Schraube belassen. Aufgrund der zwei unterschiedlich geführten Fadenenden war es möglich diese beiden über der Interferenzschraube miteinander zu verknoten und somit die Sehne zusätzlich im Knochenlager zu stabilisieren (Abb. 30). Somit erreicht man eine Kombination aus Interferenzschrauben- und Nahtanker-Tenodese. In dieser Studie zeigte diese arthroskopische Technik mit einer Bio-Tenodesen-Schraube eine mittlere Versagenlast von 237 N. Dies entspricht einer fast doppelt so hohen mittleren Versagenlast im Vergleich zur gegenwärtigen Studie, die mit einem 5,5-mm SwiveLock-Anker eine mittlere Versagenlast von 125 N erzielte. Der Vergleich versucht deutlich zu machen, dass eine zusätzliche Fixierung der Fäden um die Schraube zu besseren biomechanischen Eigenschaften führt.

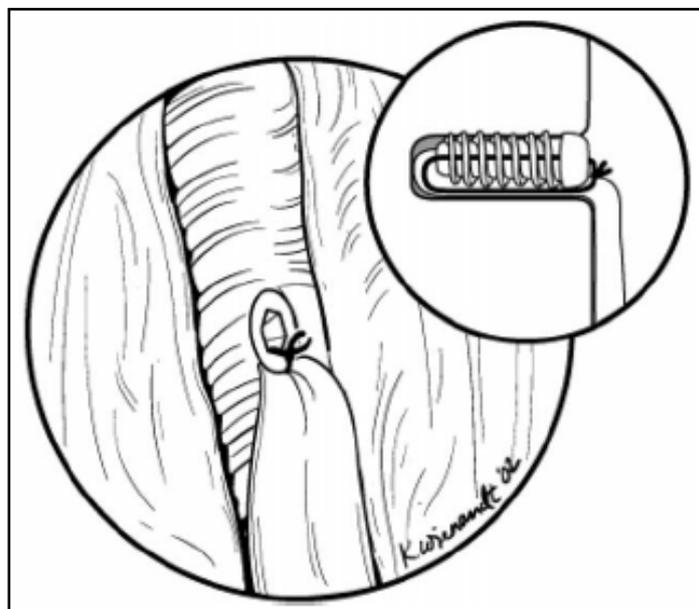


Abbildung 30: Die Bio-Tenodesen-Schraube mit der angrenzenden Bizepssehne. Nebenbild: Ein aus mehreren Halbschlägen bestehender Knoten wird über der Interferenzschraube angebracht. Dies entspricht einer Kombination aus einer Interferenzschrauben- und Nahtanker-Tenodese. [43]

In der Studie von Su et al. [65] wurden die biomechanischen Eigenschaften von fünf verschiedenen Techniken der Bizepsstenodese miteinander verglichen. Dort zeigte

die Bio-Tenodesen-Schraube mit der zusätzlichen Fadenfixierung der Sehne um die Schraube herum, wie schon bei Mazzocca et al. [42] beschrieben, die größte mittlere Versagenslast aller getesteten Refixationstechniken. Wolf et al. [72] verglichen die biomechanischen Eigenschaften derselben Bio-Tenodesen-Schraube mit der zusätzlichen Fadenfixierung um die Schraube mit der Ausreißkraft nach einer Bizepstenotomie. Sie fanden heraus, dass es bei 40 % der Bizepstenotomien schon während der zyklischen Belastungsstufe mit einer Maximalkraft von 50 N zu einem Versagen kam. Die Kraft von 50 N wurde ausgewählt, da es ungefähr jene Kraft ist, die bei physiologischer aktiver Bewegung ohne Widerstand generiert wird [54]. Die verbliebenen sechs Präparate hatten eine mittlere Versagenslast von 111 N. Nach Tenodese mit der oben erwähnten Technik wurde eine mittlere Versagenslast von 311 N ermittelt. Die Autoren schlussfolgerten, dass eine Tenotomie der Bizepssehne ohne gleichzeitige Durchführung einer Tenodese mit einem höheren Risiko für eine Distalisierung der Bizepssehne und einer niedrigeren Versagenslast, verglichen mit den getesteten Tenodesen, einhergeht. Die Ergebnisse unterstützen ergänzend die Theorie dieser Studie, dass zusätzliche Implantate oder Fixierungen der Refixationstechniken (hier mit der Fadenfixierung) zu einer höheren Versagenslast führen. In der zuvor beschriebenen Studie war die mittlere Versagenslast mehr als zwei Mal so hoch als die mittlere Versagenslast des in der vorliegenden Studie verwendeten 5,5-mm SwiveLock-Ankers und 135 N höher als die des gegabelten SwiveLock-Ankers.

Die Studie von Wolf et al. [72] kann auch gut zur Bewertung der biomechanischen Eigenschaften zweier Refixationstechniken der gegenwärtigen Studie herangezogen werden. Hier zeigten nämlich die nach der zyklischen Belastung verbliebenen sechs Präparate nach einer einfachen Tenotomie vergleichbare Versagenslasten wie nach einer Tenodese mit dem 5,5-mm SwiveLock-Anker und dem 5,5-mm Corkscrew-Anker mit zwei Einzelknopfnähten. Hier muss also der Einsatz einer Tenodese mit diesen zwei Refixationstechniken kritisch hinterfragt werden.

Die hier kritisch zu bewertenden biomechanischen Eigenschaften der Nahtanker-Tenodese und der 5,5-mm SwiveLock-Tenodese kommen auch in den Studien von Patzer et al. [52, 53] zum Ausdruck. In diesen Studien wurden sowohl verschiedene suprapectorale als auch subpectorale Bizepstenodesen-Techniken miteinander verglichen. Die Nahtanker-Tenodesen erzielten insgesamt niedrigere mittlere Versagenslasten als die Interferenzschrauben-Tenodesen. Der 5,5-mm SwiveLock-

Anker mit armierter Bizepssehne in „Krackow-Naht“- Technik zeigte eine mittlere Versagenslast von 112 N. Dies entsprach nur etwa 50 % der Versagenslast der Bio-Tenodesen-Schraube mit der zusätzlichen Fadenfixierung der Sehne um die Schraube herum.

Aufgrund der zuvor beschriebenen biomechanischen Eigenschaften erscheint ein restriktives postoperatives Nachbehandlungsschema unabhängig vom eingesetzten Konstrukt nach proximaler Tenodese der langen Bizepssehne sinnvoll, um ein frühes Versagen der Rekonstruktion zu vermeiden. Besonders bei dem getesteten 5,5-mm SwiveLock-Anker und bei der Nahtanker-Tenodese der vorliegenden Studie. Denn wenn ein Gewicht von 1 Kg bei 90° gebeugtem Ellenbogen in der Hand gehalten wird, führt dies bereits zu einer Belastung von 112 N auf den langen Kopf der Bizepssehne [57].

Diese Studie unterliegt den Einschränkungen einer biomechanischen Studie im Labor, bei der die Versuche an humanen Leichenpräparaten durchgeführt wurden. Daher können die Ergebnisse nicht komplett auf die Situation am lebenden Patienten übertragen werden. Alle Tenodesen wurden in offener Technik durchgeführt. Auch wenn man in gleicher Art und Weise vorgegangen ist wie in einer klinischen Situation, könnte es im Vergleich zu einer arthroskopischen Tenodese einen möglichen Einfluss auf die biomechanischen Ergebnisse haben. Bei dieser Studie handelt es sich außerdem um eine Nullzeit-Studie an Leichenpräparaten, bei der die möglichen Auswirkungen der biologischen Einflussfaktoren, wie zum Beispiel das Einwachsen der Sehne, nicht berücksichtigt werden können.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die gegenwärtige Studie die schlechteren biomechanischen Eigenschaften des 5,5-mm SwiveLock-Ankers gegenüber dem gegabelten SwiveLock-Anker und der Nahtanker-Tenodese hervorheben konnte. Außerdem konnte herausgearbeitet werden, dass durch mögliche technische Modifizierungen sowohl für Nahtanker als auch für knotenfreie Anker die biomechanischen Eigenschaften der getesteten Bizepsstenodesen möglicherweise verbessert werden könnten.

Des Weiteren unterstreichen die Ergebnisse wie wichtig ein restriktives postoperatives Nachbehandlungsschema ist, um ein frühes Versagen der Bizepsstenodese mit Ausbildung einer „Popeye-Deformität“ zu vermeiden.

6 Konklusion

Der neu eingeführte 8-mm gegabelte knotenfreie SwiveLock-Anker führt zu einer signifikant höheren Konstruktstabilität im Vergleich zum doppelt armierten 5,5-mm Corkscrew-Anker und dem 5,5-mm knotenfreien SwiveLock-Anker. Jedoch scheint bei allen Rekonstruktionen ein retriktives Nachbehandlungsschema sinnvoll, um ein frühes Versagen der Bizepsstenodese zu vermeiden.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Ahrens PM, Boileau P (2007) *The long head of biceps and associated tendinopathy*. J Bone Joint Surg Br 89:1001–9
- [2] Amaravathi RS, Pankappilly B, Kany J (2011) *Arthroscopic keyhole proximal biceps tenodesis: a technical note*. J. Orthop. Surg. (Hong Kong) 19:379–83
- [3] Aumüller G, Aust G (2010) *Duale Reihe Anatomie*.412
- [4] Bauer G, Löbig C (2011) *Arthroscopic treatment strategies for the long head of the biceps tendon*. Orthopade 40:6–8, 10–2
- [5] Benninghoff, Drenckhahn (2008) *Anatomie; Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*.307–309
- [6] Boileau P, Ahrens PM, Hatzidakis AM (2004) *Entrapment of the long head of the biceps tendon: the hourglass biceps-a cause of pain and locking of the shoulder*. J Shoulder Elbow Surg 13:249–57
- [7] Boileau P, Krishnan SG, Coste J-S, Walch G (2002) *Arthroscopic biceps tenodesis: a new technique using bioabsorbable interference screw fixation*. Arthroscopy 18:1002–12
- [8] Bommas-Ebert U, Teubner P, Voß R (2011) *Anatomie und Embryologie*.165
- [9] Braun S, Minzlaff P, Imhoff AB (2012) *Subpectoral tenodesis of the long head of the biceps tendon for pathologies of the long head of the biceps tendon and the biceps pulley*. Oper Orthop Traumatol 24:479–85
- [10] Buckup K, Buckup J (2012) *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*.130–145
- [11] Carter AN, Erickson SM (1999) *Proximal biceps tendon rupture: primarily an injury of middle age*. Phys Sportsmed 27:95–101
- [12] Chalmers PN, Verma NN (2016) *Proximal Biceps in Overhead Athletes*. Clin Sports Med 35:163–79
- [13] Checchia SL, Doneux PS, Miyazaki AN, Silva LA, Fregoneze M, Ossada A, Tsutida CY, Masiolo C (2005) *Biceps tenodesis associated with arthroscopic repair of rotator cuff tears*. J Shoulder Elbow Surg 14:138–44
- [14] David TS, Schildhorn JC (2012) *Arthroscopic suprapectoral tenodesis of the long head biceps: reproducing an anatomic length-tension relationship*. Arthrosc. Tech. 1:e127–32

- [15] Drakos MC, Verma NN, Gulotta L V, Potucek F, Taylor S, Fealy S, Selby RM, O'Brien SJ (2008) *Arthroscopic transfer of the long head of the biceps tendon: functional outcome and clinical results*. *Arthroscopy* 24:217–23
- [16] Eakin CL, Faber KJ, Hawkins RJ, Hovis WD (1999) *Biceps tendon disorders in athletes*. *J Am Acad Orthop Surg* 7:300–10
- [17] Von Eisenhart-Rothe R et al. (2012) *Untersuchungstechniken des Schultergelenks*. *Obere Extremität* 7:1–67
- [18] Elser F, Braun S, Dewing CB, Giphart JE, Millett PJ (2011) *Anatomy, function, injuries, and treatment of the long head of the biceps brachii tendon*. *Arthroscopy* 27:581–92
- [19] Friedman JL, FitzPatrick JL, Rylander LS, Bennett C, Vidal AF, McCarty EC (2015) *Biceps Tenotomy Versus Tenodesis in Active Patients Younger Than 55 Years: Is There a Difference in Strength and Outcomes?* *Orthop. J. Sport. Med.* 3:2325967115570848
- [20] Frost A, Zafar MS, Maffulli N (2009) *Tenotomy versus tenodesis in the management of pathologic lesions of the tendon of the long head of the biceps brachii*. *Am J Sports Med* 37:828–33
- [21] Gartsman GM, Hammerman SM (2000) *Arthroscopic biceps tenodesis: operative technique*. *Arthroscopy* 16:550–2
- [22] Gill TJ, McIlrvin E, Mair SD, Hawkins RJ (2001) *Results of biceps tenotomy for treatment of pathology of the long head of the biceps brachii*. *J Shoulder Elbow Surg* 10:247–9
- [23] Habermeyer P, Magosch P, Pritsch M, Scheibel MT, Lichtenberg S (2004) *Anterosuperior impingement of the shoulder as a result of pulley lesions: a prospective arthroscopic study*. *J Shoulder Elbow Surg* 13:5–12
- [24] Hsu AR, Ghodadra NS, Provencher MT, Lewis PB, Bach BR (2011) *Biceps tenotomy versus tenodesis: a review of clinical outcomes and biomechanical results*. *J Shoulder Elbow Surg* 20:326–32
- [25] Huri G, Hyun YS, Garbis NG, McFarland EG (2014) *Treatment of superior labrum anterior posterior lesions: a literature review*. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 48:290–7
- [26] Jost B, Koch PP, Gerber C (2000) *Anatomy and functional aspects of the rotator interval*. *J Shoulder Elbow Surg* 9:336–41
- [27] Kelly AM, Drakos MC, Fealy S, Taylor SA, O'Brien SJ (2005) *Arthroscopic release of the long head of the biceps tendon: functional outcome and clinical results*. *Am J Sports Med* 33:208–13

- [28] Kim TK, Queale WS, Cosgarea AJ, McFarland EG (2003) *Clinical features of the different types of SLAP lesions: an analysis of one hundred and thirty-nine cases*. J Bone Joint Surg Am 85-A:66–71
- [29] Klepps S, Hazrati Y, Flatow E (2002) *Arthroscopic biceps tenodesis*. Arthroscopy 18:1040–5
- [30] Koh KH, Ahn JH, Kim SM, Yoo JC (2010) *Treatment of biceps tendon lesions in the setting of rotator cuff tears: prospective cohort study of tenotomy versus tenodesis*. Am J Sports Med 38:1584–90
- [31] Kusma M, Dienst M, Eckert J, Steimer O, Kohn D (2008) *Tenodesis of the long head of biceps brachii: cyclic testing of five methods of fixation in a porcine model*. J Shoulder Elbow Surg 17:967–73
- [32] Lafosse L, Reiland Y, Baier GP, Toussaint B, Jost B (2007) *Anterior and posterior instability of the long head of the biceps tendon in rotator cuff tears: a new classification based on arthroscopic observations*. Arthroscopy 23:73–80
- [33] Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P (2003) *Superior labrum-biceps anchor complex*. Orthopäde 32:616–26
- [34] Lo IKY, Burkhart SS (2004) *Arthroscopic biceps tenodesis using a bioabsorbable interference screw*. Arthroscopy 20:85–95
- [35] Lorbach O, Anagnostakos K, Veas J, Kohn D, Pape D (2010) *Three-dimensional evaluation of the cyclic loading behavior of different rotator cuff reconstructions*. Arthroscopy 26:S95–105
- [36] Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D (2008) *Cyclic loading of rotator cuff reconstructions: single-row repair with modified suture configurations versus double-row repair*. Am J Sports Med 36:1504–10
- [37] Lorbach O, Kieb M, Grim C, Engelhardt M (2010) *Proximal and distal rupture of the m. biceps brachii*. Orthopäde 39:1117–22
- [38] Lorbach O, Kieb M, Raber F, Busch LC, Kohn D, Pape D (2012) *Comparable biomechanical results for a modified single-row rotator cuff reconstruction using triple-loaded suture anchors versus a suture-bridging double-row repair*. Arthroscopy 28:178–87
- [39] Lorbach O, Trennheuser C, Anagnostakos K (2014) *Diagnostik und Therapie der isolierten proximalen Bizepsläsion*. Obere Extremität 9:10–16
- [40] Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K (2014) *The biomechanical performance of a new forked knotless biceps tenodesis compared to a knotless and suture anchor tenodesis*. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.
- [41] Maffet MW, Gartsman GM, Moseley B (1995) *Superior labrum-biceps tendon complex lesions of the shoulder*. Am J Sports Med 23:93–8

- [42] Mazzocca AD, Bicos J, Santangelo S, Romeo AA, Arciero RA (2005) *The biomechanical evaluation of four fixation techniques for proximal biceps tenodesis*. Arthroscopy 21:1296–306
- [43] Mazzocca AD, Noerdlinger MA, Romeo AA (2003) *Mini open and subpectoral biceps tenodesis*. Op Tech Sports Med 11:24–31
- [44] Mazzocca AD, Rios CG, Romeo AA, Arciero RA (2005) *Subpectoral biceps tenodesis with interference screw fixation*. Arthroscopy 21:896
- [45] Nakata W, Katou S, Fujita A, Nakata M, Lefor AT, Sugimoto H (2011) *Biceps pulley: normal anatomy and associated lesions at MR arthrography*. Radiographics 31:791–810
- [46] Neer CS (2005) *Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. 1972*. J Bone Joint Surg Am 87:1399
- [47] Nho SJ, Strauss EJ, Lenart BA, Provencher MT, Mazzocca AD, Verma NN, Romeo AA (2010) *Long head of the biceps tendinopathy: diagnosis and management*. J Am Acad Orthop Surg 18:645–56
- [48] Nord KD, Smith GB, Mauck BM (2005) *Arthroscopic biceps tenodesis using suture anchors through the subclavian portal*. Arthroscopy 21:248–52
- [49] Osbahr DC, Diamond AB, Speer KP (2002) *The cosmetic appearance of the biceps muscle after long-head tenotomy versus tenodesis*. Arthroscopy 18:483–7
- [50] Patton WC, McCluskey GM (2001) *Biceps tendinitis and subluxation*. Clin Sports Med 20:505–29
- [51] Patzer T, Kircher J, Krauspe R (2012) *All-arthroscopic suprapectoral long head of biceps tendon tenodesis with interference screw-like tendon fixation after modified lasso-loop stitch tendon securing*. Arthrosc. Tech. 1:e53–6
- [52] Patzer T, Rundic JM, Bobrowitsch E, Olender GD, Hurschler C, Schofer MD (2011) *Biomechanical comparison of arthroscopically performable techniques for suprapectoral biceps tenodesis*. Arthroscopy 27:1036–47
- [53] Patzer T, Santo G, Olender GD, Wellmann M, Hurschler C, Schofer MD (2012) *Suprapectoral or subpectoral position for biceps tenodesis: biomechanical comparison of four different techniques in both positions*. J Shoulder Elbow Surg 21:116–25
- [54] Pereira DS, Kvitne RS, Liang M, Giacobetti FB, Ebramzadeh E (2002) *Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques*. Am J Sports Med 30:432–6
- [55] Post M, Benca P (1989) *Primary tendinitis of the long head of the biceps*. Clin Orthop Relat Res :117–25

- [56] Richards DP, Burkhart SS (2004) *Arthroscopic-assisted biceps tenodesis for ruptures of the long head of biceps brachii: The cobra procedure*. *Arthroscopy* 20 Suppl 2:201–7
- [57] Romeo AA, Mazzocca AD, Tauro JC (2004) *Arthroscopic biceps tenodesis*. *Arthroscopy* 20:206–13
- [58] Sekiya JK, Elkousy HA, Rodosky MW (2003) *Arthroscopic biceps tenodesis using the percutaneous intra-articular transtendon technique*. *Arthroscopy* 19:1137–41
- [59] Sethi N, Wright R, Yamaguchi K (1999) *Disorders of the long head of the biceps tendon*. *J Shoulder Elbow Surg* 8:644–54
- [60] Sethi PM, Rajaram A, Beitzel K, Hackett TR, Chowaniec DM, Mazzocca AD (2013) *Biomechanical performance of subpectoral biceps tenodesis: a comparison of interference screw fixation, cortical button fixation, and interference screw diameter*. *J Shoulder Elbow Surg* 22:451–7
- [61] Slabaugh MA, Frank RM, Van Thiel GS, Bell RM, Wang VM, Trenhaile S, Provencher MT, Romeo AA, Verma NN (2011) *Biceps tenodesis with interference screw fixation: a biomechanical comparison of screw length and diameter*. *Arthroscopy* 27:161–6
- [62] Slenker NR, Lawson K, Ciccotti MG, Dodson CC, Cohen SB (2012) *Biceps tenotomy versus tenodesis: clinical outcomes*. *Arthroscopy* 28:576–82
- [63] Snyder SJ, Banas MP, Karzel RP (1995) *An analysis of 140 injuries to the superior glenoid labrum*. *J Shoulder Elbow Surg* 4:243–8
- [64] Snyder SJ, Karzel RP, Del Pizzo W, Ferkel RD, Friedman MJ (1990) *SLAP lesions of the shoulder*. *Arthroscopy* 6:274–9
- [65] Su W-R, Budoff JE, Chiang C-H, Lee C-J, Lin C-L (2013) *Biomechanical study comparing biceps wedge tenodesis with other proximal long head of the biceps tenodesis techniques*. *Arthroscopy* 29:1498–505
- [66] Verma NN, Drakos M, O'Brien SJ (2005) *Arthroscopic transfer of the long head biceps to the conjoint tendon*. *Arthroscopy* 21:764
- [67] Virk MS, Cole BJ (2016) *Proximal Biceps Tendon and Rotator Cuff Tears*. *Clin Sports Med* 35:153–61
- [68] Virk MS, Nicholson GP (2016) *Complications of Proximal Biceps Tenotomy and Tenodesis*. *Clin Sports Med* 35:181–8
- [69] Walch G, Nové-Josserand L, Boileau P, Levigne C (1998) *Subluxations and dislocations of the tendon of the long head of the biceps*. *J Shoulder Elbow Surg* 7:100–8

- [70] Warren RF (1985) *Lesions of the long head of the biceps tendon*. Instr Course Lect 34:204–9
- [71] Wellmann M, Habermeyer P, Lichtenberg S (2010) *Arthroscopic biceps tenodesis with isometric tendon refixation*. Unfallchirurg 113:491–4
- [72] Wolf RS, Zheng N, Weichel D (2005) *Long head biceps tenotomy versus tenodesis: a cadaveric biomechanical analysis*. Arthroscopy 21:182–5

8 Publikationen

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
The Biomechanical Performance Of A New Forked Knotless Biceps Tenodesis Compared To A Knotless And Suture Anchor Tenodesis
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 epub ahead of print (Klasse I Journal)

Lorbach O, Trennheuser C, Anagnostakos K
Diagnostik und Therapie der isolierten proximalen Bizeps-Läsion
Obere Extremität 2014 – Offizielles Publikationsorgan der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie

Lorbach O, Trennheuser C, Kieb M, Kohn D, Efe T, Anagnostakos K
Reconstruction of 25% and 50% Subscapularis Tears: A Single Anchor with a Double-mattress Suture is Sufficient for the Reconstruction
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015 accepted (Klasse I Journal)

Podium-Präsentationen

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
The Biomechanical Performance of a New Forked Knotless Biceps Tenodesis Compared to a Standard Knotless and Suture Anchor Tenodesis
ISAKOS Meeting, 12th-16th May 2013, Toronto, Canada

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
Biomechanischer Vergleich verschiedener Ankersysteme zur Tenodese der langen Bizepssehne
Jahreskongress der Gesellschaft für Orthopädische traumatologische Sportmedizin (GOTS)
14th-15th Juni 2013, Mannheim, Deutschland

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
Biomechanischer Vergleich verschiedener Ankersysteme zur Tenodese der langen Bizepssehne
Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU)
22nd-25th Oktober 2013, Berlin, Deutschland

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
Biomechanischer Vergleich verschiedener Ankersysteme zur Tenodese der langen Bizepssehne
Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter und Ellenbogenchirurgie (DVSE)
20th-22nd Juni 2013, Würzburg, Deutschland

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
„Biomechanische Evaluation von 25% - und 50% - Rupturen des M. Subscapularis:
Ist ein doppelt armierter Fadenanker ausreichend für die Refixation?“
Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter und Ellenbogenchirurgie
(DVSE)
20th-22nd Juni 2013, Würzburg, Deutschland

Poster Präsentationen

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
Reconstruction of 25% and 50% Subscapularis Tears :
Is a Single Anchor Sufficient for the Reconstruction?
ISAKOS Meeting, 12th-16th May 2013,
Toronto, Canada

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
The Biomechanical Performance of a New Forked Knotless Biceps Tenodesis
Compared to a Standard Knotless and Suture Anchor Tenodesis
32nd AANA Annual Meeting, 25-27th April, 2013
San Antonio, USA

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
Biomechanischer Vergleich verschiedener Ankersysteme zur Tenodese der langen
Bizepssehne
30. Kongress der deutschen Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie
(AGA)
19th -21st September 2013,
Wiesbaden, Deutschland

Lorbach O, Trennheuser C, Kohn D, Anagnostakos K
„Biomechanische Evaluation von 25% - und 50% - Rupturen des M. Subscapularis:
Ist ein doppelt armierter Fadenanker ausreichend für die Refixation?“
30. Kongress der deutschen Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie
(AGA)
19th -21st September 2013,
Wiesbaden, Deutschland

Lorbach O, Kohn D, Trennheuser C, Anagnostakos K
Biomechanical Investigation of 25% and 50% Subscapularis Tears: Is A Single An-
chor Sufficient for the Reconstruction?
16th ESSKA Congress (European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery
and Arthroscopy)
14.05. - 17.05.2014, Amsterdam, Nederlands

9 Danksagung

Ganz besonders möchte ich mich bei meinem Doktorvater und Betreuer PD Dr. med. Olaf Lorbach bedanken, der mir diese Arbeit erst ermöglicht hat. Durch seine ständige Präsenz und guten Ratschläge habe ich mich durchgehend sehr gut betreut gefühlt.

Ein großer Dank gilt jedoch auch meinen Eltern und der gesamten Familie, die mir in vielen Belangen während des Studiums und der Vollendung der Doktorarbeit zur Seite standen.