

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke)

**Biomechanische Evaluation eines neuen
minimalinvasiven Verfahrens zur
Acromioclaviculargelenksrekonstruktion**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des doctor medicinae dentium
der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von
Zernial, Lotta
aus Bremen/Deutschland

2007

Gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. V. Arolt
1. Berichterstatter: Priv.- Doz. Dr. med. Wolf Petersen
2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Georg Gosheger
Tag der mündlichen Prüfung: 04.07.2007

**Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie**

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

Referent: Priv.- Doz. Dr. med. Wolf Petersen

Koreferent: Prof. Dr. med. Georg Gosheger

**Biomechanische Evaluation eines neuen minimalinvasiven Verfahrens zur
Acromioclaviculargelenksrekonstruktion**

Zernial, Lotta

Für die operative Versorgung von Acromioclavicular(AC)-gelenksverletzungen existiert aktuell kein Goldstandard. Vielmehr sind über 150 verschiedene OP-Techniken beschrieben. Hauptprobleme der operativen Versorgung sind Komplikationen durch Implantatlockerung, mangelnde Stabilität und eine z.T. hohe Invasivität der Verfahren. Die vorliegende Arbeit präsentiert ein neues minimalinvasives Verfahren unter Verwendung einer PDS-Cerclage mit subcoracoidaler Flipbutton-Fixation und evaluiert dieses gegen drei minimalinvasive Konkurrenzverfahren.

Zur Durchführung der biomechanischen Versuche wurde ein AC-Gelenksmodell unter Verwendung von Schweinemetatarsalia konstruiert und die folgenden Rekonstruktionstechniken getestet: (1) PDS/Flipbuttonfixation, (2) konventionelle PDS-Cerclage, (3) 3,5 mm Twinfix Fadenanker, (4) 5,0 mm Twinfix Fadenanker. In einem Materialtestsystem wurden Dehnung und Steifigkeit unter zyklischer superiorer Zugbelastung von 1000 Zyklen sowie die maximale Ausreißkraft bestimmt.

Die PDS/Flipbuttonfixation zeigt mit 646 N, ebenso wie die konventionelle PDS-Cerclage (2), eine signifikant ($p > 0,001$) höhere maximale Ausreißkraft als die Fadenankerfixationen: 296 N (3), 332 N (4), deren Versagensmodus jeweils in einem Ausreißen aus dem Knochen bestand. Die PDS/Flipbuttonfixation erreicht damit eine maximale Belastbarkeit auf dem Niveau des intakten coracoclaviculären Bandkomplexes (500-725 N). Demgegenüber zeigen die bis dato im Rahmen arthroskopisch gestützter Verfahren eingesetzten Fadenanker eine deutlich geringere Stabilität. Im Vergleich mit der biomechanisch gleichwertigen konventionellen PDS-Cerclage ist die PDS/Flipbuttonfixation aufgrund der geringeren Invasivität zu favorisieren.

Tag der mündlichen Prüfung: 04.07.2007

Diese Dissertation widme ich meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Material und Methoden	4
2.1	Material.....	4
2.2	Methoden.....	5
2.2.1	Operationstechniken.....	7
2.2.2	Biomechanische Testung.....	11
3	Ergebnisse.....	13
3.1	Generelle Feststellungen	13
3.2	Versagensmodus.....	15
4	Diskussion	17
5	Zusammenfassung	24
6	Literaturverzeichnis.....	25
7	Anhang	I
7.1	Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen.....	I
7.2	Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen.....	III
7.3	Lebenslauf	I
7.4	Danksagung	III

1 Einleitung

Die Inzidenz der kompletten Acromioclavicular(AC)-Gelenksdislokation beträgt 3-4/100.000. AC-Gelenksverletzungen treten in 25-52% der Fälle während sportlicher Aktivitäten auf und betreffen daher oft junge und körperlich aktive Menschen [1]. Der typische Unfallmechanismus für AC-Gelenksverletzungen ist der direkte Sturz auf die Schulter bei adduziertem Arm, wobei die Skapula relativ zur Clavicula nach kaudal, anterior gedrückt wird [34]. Eine Verschiebung der Skapula nach kaudal-medial wird durch die hohe Festigkeit der sternoklavikulären Bänder verhindert. Das direkte Anpralltrauma führt somit zu einer Verletzung der Bandstrukturen des Schulterreckgelenkes oder zu einer lateralen Klavikulafraktur. In Abhängigkeit von der Größe der einwirkenden Kräfte resultiert eine Dehnung oder Zerreißung des coracoclaviculären Bandapparates.

Seltene Verletzungsmechanismen sind indirekte Gewalteinwirkungen auf das Schulterreckgelenk, wie der plötzliche Zug am Arm oder der Sturz auf die Hand bei ausgestrecktem Arm [34].

Derzeit finden zur Einteilung der Schulterverletzungen die Klassifikationen nach Tossy und Rockwood Anwendung [1].

Das Behandlungsregime von AC-Gelenksdislokationen wird kontrovers diskutiert. Die Behandlungsalternativen reichen von der konservativen Rehabilitation, bis zur invasiven chirurgischen Versorgung z.B. mittels autologem Sehnentransplantat [9, 18, 29]. Sowohl mit den konservativen als auch mit den chirurgischen Methoden werden bei der Typ III Verletzungen [34] ähnlich gute Ergebnisse erzielt [3, 27]. Komplette AC-Dislokation (Rockwood Typ IV, V und VI) werden dagegen typischerweise operativ versorgt.

Hierfür sind in der Literatur über 150 verschiedenen Operationsmethoden beschrieben. Dazu zählen rigide Fixationen wie z.B. transartikuläre Pins, acromioclaviculäre Osteosyntheseplatten, coracoclaviculäre Schrauben, C-Hook Implantate [36], ebenso wie elastische Rekonstruktionen wie z.B. PDS-Cerclagen [5,17], Muskel-Transfers [14],

coracoacromiale Ligament-Transfers [38], Sehnentransplantate [9,18,29] und arthroskopische Verfahren mittels Fadenankerrekonstruktionen [8]. Hauptkomplikationen bei der Verwendung rigider Implantate im täglichen Verschleiß sind Implantatbrüche oder Migration und Dislokation der verwendeten Metallimplantate als Folge der komplexen, multidirektionalen Kräfte, denen das AC-Gelenk ausgesetzt ist. Bandrekonstruktionen unter Verwendung von Sehnentransplantaten bedingen immer einen ausgedehnten chirurgischen Eingriff mit entsprechender Entnahmemorbidität. Aus diesem Grund sollten diese Techniken eher bei chronischer AC-Gelenkinstabilität zum Einsatz kommen, als bei akuten Verletzungen. Von guten klinischen Ergebnissen konnte nach Rekonstruktion der gerissenen coracoclaviculären Bänder mittels konventioneller PDS-Cerclage berichtet werden [5, 30]. Nachteile dieser Methode sind jedoch ebenfalls eine hohe Invasivität bei der Präparation um den Proc. coracoideus und eine anteriore Subluxation der Clavicula im postoperativen Verlauf [2,25].

Zudem ist bekannt, dass sich das verwendete synthetische Material als Folge der rotierenden Bewegungen der Klavikula, durch den Proc. coracoideus sägen kann [26]. Diese experimentellen und klinischen Erfahrungswerte zeigen, dass noch kein gut definierter Operationsstandard gefunden werden konnte.

Aktuell wurden auch minimalinvasive und arthroskopische Techniken mit dem Ziel vorgestellt, die Morbidität während der Rehabilitationsphase zu verringern und somit das chirurgische Ergebnis zu verbessern. Ein Vorteil z.B. von minimalinvasiv implantierbaren Fadenankern ist, dass sie an der anatomisch korrekten Insertionsstelle der coracoclaviculären Bänder platziert werden können. Folglich kann mit dieser Methode die anatomische Verlaufsrichtung der coracoclaviculären Bänder genauer imitiert werden, als mit der konventionellen PDS-Cerclage.

Die meisten der Fadenanker auf dem Markt sind jedoch primär für die Rekonstruktion von Rotatorenmanschettenrupturen oder Kapsel-Labrumfixationen entwickelt worden und nicht für den arthroskopischen Einsatz bei Ruptur der coracoclaviculären Bänder. Im Gegensatz zu den Rekonstruktionen von Rotatorenmanschettenrupturen oder Kapsel-Labrumfixationen, bei denen man weiches Gewebe am Knochen fixiert, wird bei der coracoclaviculären Rekonstruktion Knochen mit Knochen verankert. Zudem

unterscheidet sich die Länge der Fadenschlinge, die Coracoid und Clavicula bei der coracoclaviculären Bandrekonstruktion miteinander verbindet, signifikant vom direkten Knochen-Sehnenkontakt bei Rotatorenmanschettenrupturen oder Kapsel-Labrumfixationen. Des Weiteren ist der coracoidale Fadenanker unter physiologischen Bedingungen Kräften von ca. 500 N ausgesetzt [10], denen er widerstehen muss. Im Vergleich zur Belastungssituation von Rotatorenmanschetten, bei denen die Fadenanker mit einem optimierten Insertionswinkel von 45° eingedreht werden, wird die Last bei der coracoclaviculären Rekonstruktion parallel zur Achse des Fadenankers eingeleitet. Die Belastungssituation entspricht nicht dem optimalen Zugwinkel („tension reduction angle“) welcher mit 45° von Burkhart [7] definiert wurde.

Eigene klinische Erfahrungen zeigten bei der Verwendung von Mitek G II Fadenankern zur AC-Gelenksrekonstruktion eine Versagensrate von 100%. Daher sahen wir uns gezwungen, von der Fadenankerrekonstruktion Abstand zu nehmen und entwickelten ein minimalinvasives Verfahren zur coracoclaviculären Band-Rekonstruktion. Bei dieser Technik wird eine 1,3mm starke PDS-Cerclage mit einem Flipbutton (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland), der normalerweise zur extrakortikalen Fixierung von vorderen Kreuzband-Transplantaten dient, zur Befestigung am Coracoid verwendet.

Das Ziel dieser Studie war es, die verschiedenen minimalinvasiven Methoden hinsichtlich der Steifigkeit, der Dehnung, der Maximalkraft und des Versagensmodus zu untersuchen und zu vergleichen. Unsere Hypothese war, dass die PDS/Flipbutton-Methode ähnliche biomechanische Eigenschaften besitzt, wie die konventionelle PDS-Cerclage mit invasiver Präparation um den Proc. coracoideus. Wir erwarteten dagegen einen Vorteil der PDS/Flipbutton-Methode gegenüber den Fadenankerrekonstruktionen bezüglich der linearen Steifigkeit, der Maximalkraft und der Dehnung.

2 Material und Methoden

Um das biomechanische Verhalten von coracoclaviculären Rekonstruktionen unter vertikaler Belastung untersuchen zu können, wurde ein coracoclaviculäres Modell unter Verwendung von Schweineknöcheln erstellt. Wir testeten vier verschiedene chirurgische Verfahren:

1. PDS/Flipbuttonfixation
2. Konventionelle 1,3mm PDS-Cerclage
3. TWINFIX Titan 3,5 mm Fadenanker
4. TWINFIX Titan 5mm Fadenanker

2.1 Material

Für die Versuche wurden 64 Schweinemetatarsalia (Abb.1) exartikuliert und entsprechend der räumlichen Anordnung von Clavicula und Proc. Coracoideus in der menschlichen Schulter gegeneinander positioniert. Das Alter der weiblichen, skelettal voll ausgereiften Tiere betrug zum Zeitpunkt des Todes 6 ± 2 Monate. Das Knochenmaterial wurde bei -20°C gelagert. Zur Präparation wurden die Proben über Nacht bei



Abb.1: Entnahmesitus der Metatarsalia:

Haut und Subcutangewebe wurden unter Schonung des Periosts mit einem Skalpell abpräpariert. Die so dargestellten Metatarsalia wurden nach stumpfer Präparation resiziert. Die verwendeten Knochen wiesen im Durchschnitt eine Breite von 1,7 cm und eine Länge von 8,5 cm auf.

Zimmertemperatur aufgetaut. Vor und während der Testung wurden die Knochen mit steriler Kochsalzlösung befeuchtet, um eine Dehydrierung des Gewebes zu verhindern.

2.2 Methoden

Für jedes Versuchsmodell (n=32) wurden zwei Metatarsalia verwendet. Der superior fixierte Knochen (Simulation der Clavicula) wurde dazu in einer, in der Feinmechanikwerkstatt des Universitätsklinikums Münster, individuell gefertigten Gewebehalterung fixiert (Abb.2). Der inferiore Knochen wurde mittels eines zwei Komponenten Polyurethan- Strukturschaums (Technovit 4004, Heraeus Kulzer, GmbH, Werheim, Germany) in eine weitere Metallhalterung eingebracht, die aus einem eckigen Rohr und der dazu passenden Halterung bestand. Dieser Knochen wurde dabei standardisiert 3 cm tief in den Schaum eingelassen (Simulation des Proc. coracoideus).



Abb.2: Superiorer Metatarsalknochen in Gewebehalterung.

Beide Metatarsalia wurden entsprechend der physiologischen räumlichen Verhältnisse in der humanen Schulter zueinander angeordnet.

Die Gewebehalterung mit dem Claviculaknochen konnte nun in horizontaler Ausrichtung direkt mit der Kraftmesszelle der Materialtestmaschine verbunden werden. Der den Proc. coracoideus simulierende Knochen wurde rechtwinklig zur Clavicula auf dem Kreuztisch angebracht, welcher zudem um 10° nach inferior und 10° nach medial geneigt war. Der Abstand von der unteren Kompakta der Clavicula bis zur oberen Kompakta des Proc. coracoideus betrug standardisiert 10mm in der Vertikalen und 6mm in der Horizontalen. Daraus resultierte eine räumliche Distanz von 12mm (Abb.3). Die hier verwendeten physiologischen Abstände wurden bereits publizierten Studien entnommen [10, 21].

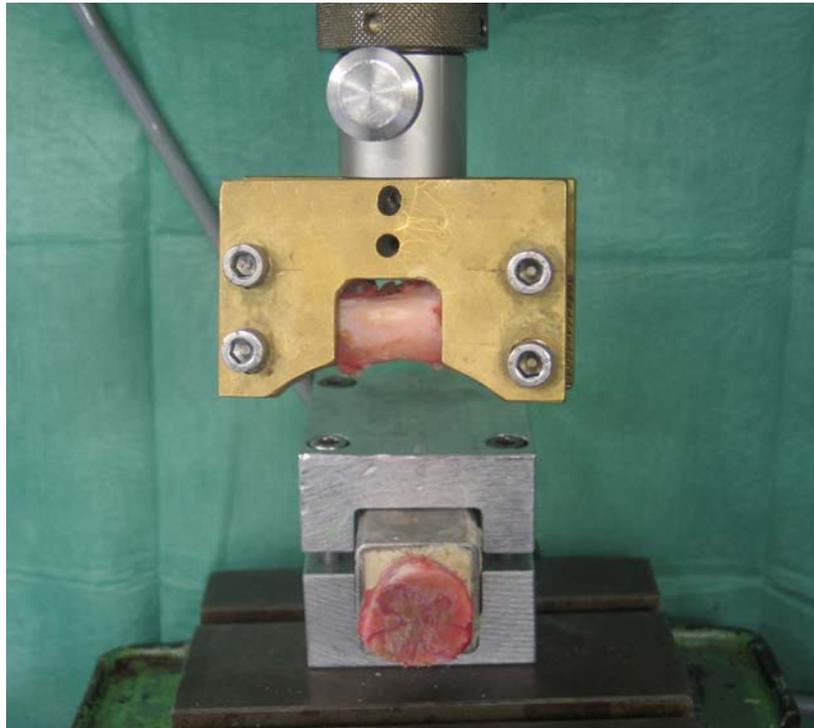


Abb 3: Simulation der physiologischen coracoclaviculären Knochenposition in der Materialprüfmaschine.

2.2.1 Operationstechniken

Folgende vier Operationstechniken wurden an jeweils acht Modellen durchgeführt:

1. PDS/Flipbuttonfixation: 1,3 mm PDS-Cerclage mit subcoracoidaler Flipbuttonfixation (Fliptack, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland)
2. Konventionelle 1,3mm PDS-Cerclage mit Umschlingung der Clavicula und des Proc. coracoideus in einer Achtertour.
3. TWINFIX Titan 3,5 mm Fadenanker mit zwei ULTRABRAID Nr. 2 Nähten (Smith & Nephew, Memphis, USA)
4. TWINFIX Titan 5mm Fadenanker mit zwei ULTRABRAID Nr. 2 Nähten (Smith & Nephew, Memphis, USA)

Flipbutton

In der ersten Gruppe wurde die Rekonstruktion mittels PDS/Flipbutton-Kombination getestet. In einem definierten Abstand von 1,5 cm von der Aussenkante des Metallquaders, in den das Coracoid standardisiert eingelassen worden war, wurde ein Führungsloch mit einem Bohrer (4,5 mm Durchmesser) gebohrt. Zuvor wurde die Kortikalis angekörnt. Eine 1,3 mm PDS-Cerclage wurde durch die mittleren Ösen eines Flipbuttons gefädelt. Danach konnte der Flipbutton mittels einer speziell angefertigten Platzierungshilfe durch das eigens hierfür gebohrte Loch geschoben und unter dem Proc. coracoideus positioniert werden (Abb.4B). Eine weitere Bohrung mit einem Durchmesser von 3,5 mm, wurde in der Mitte der Clavicula, in einer Linie mit dem Coracoid, leicht nach anterior verlagert, um eine Dislokation durch Zugspannung zu verhindern, vorgenommen.

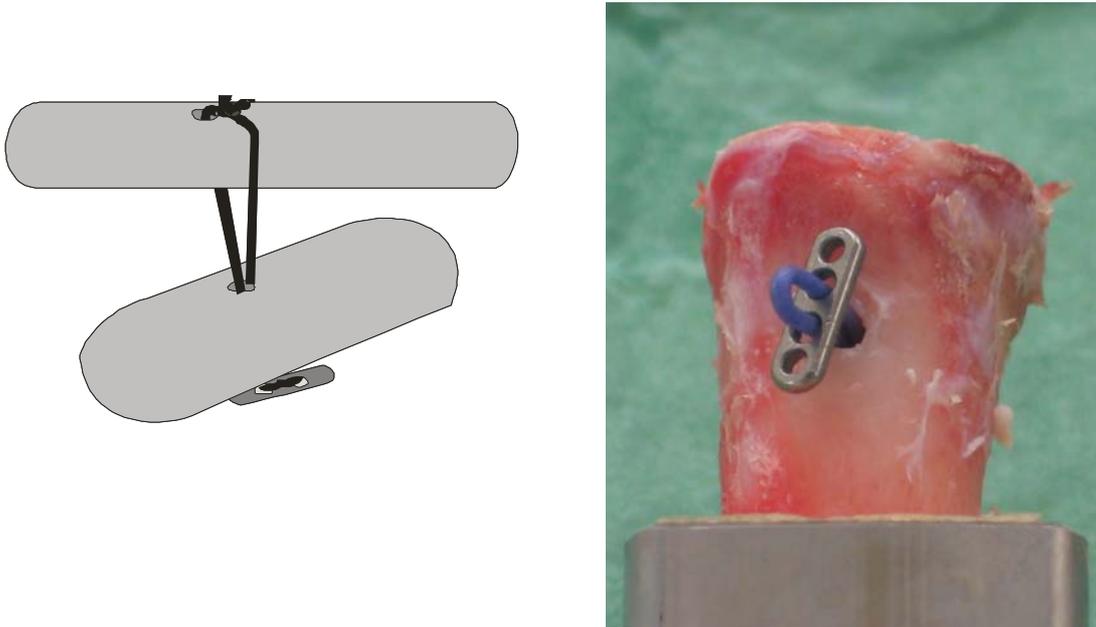


Abb 4: **A)** Schema-Zeichnung der PDS/Flipbutton-Augmentation. **B)** Darstellung der subcoracoidalen Flipbutton-Fixierung.

Ein Ende der PDS Cerclage wurde hindurch gezogen und mit dem zweiten Ende vier Mal gegenläufig, chirurgisch verknotet (Abb.5). Vor dem Einbringen der Cerclage wurden die Kortikaliskanten der Bohrung mit Hilfe einer Kürette gebrochen, um scharfe Stellen im Bereich des Fadens zu vermeiden.

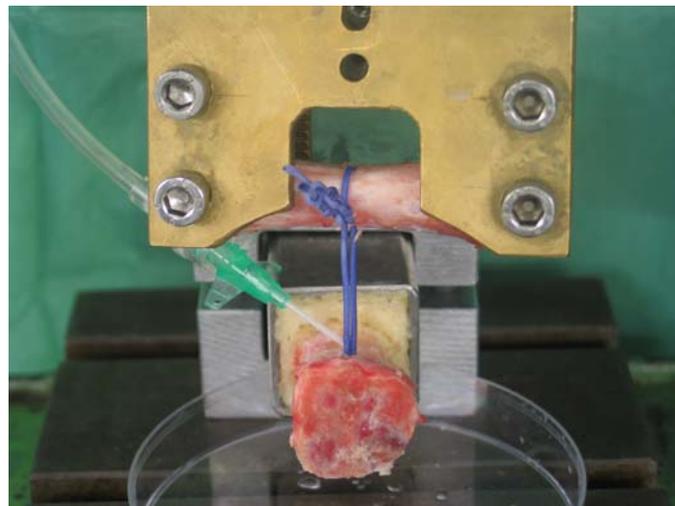


Abb. 5: Versuchsanordnung der Flipbutton-Rekonstruktion in Materialprüfmaschine

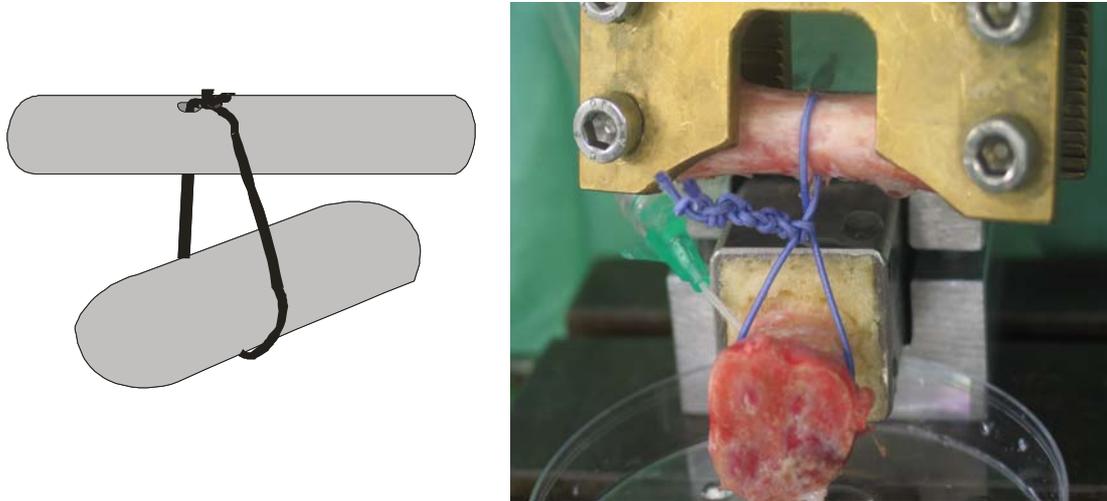
Konventionelle PDS-Cerclage

Abb. 6: A) Schematische Darstellung der konventionellen PDS-Cerclage.
B) Darstellung der coracoclaviculären Schlinge bei zyklischer Testung in der Materialprüfmaschine.

Bei dieser Fixationsmethode wurde wieder in einem definierten Abstand von 1,5 cm von der Außenkante des Metallquaders, die PDS-Cerclage als Schlinge um den simulierten Proc. coracoideus herumgeführt, wie bereits bei Goldberg et al. beschrieben [16]. Dabei kreuzten sich die Enden der PDS-Cerclage oberhalb des Proc. coracoideus. Wie bereits in der vorangegangenen Gruppe vorgenommen, wurde nun ein 3,5mm Bohrloch in die Clavicula gesetzt, ein Ende der Cerclage hindurch geführt und mit dem anderen vier Mal gegenläufig chirurgisch verknotet (Abb.6).

TWINFIX Titan 3,5mm/ 5mm Fadenanker mit doppelter ULTRABRAID Naht

Die getesteten TWINFIX Fadenanker unterscheiden sich nur in ihrem Gewindedurchmesser, nicht aber im OP-Verfahren. Sie werden hier daher zusammen vorgestellt.

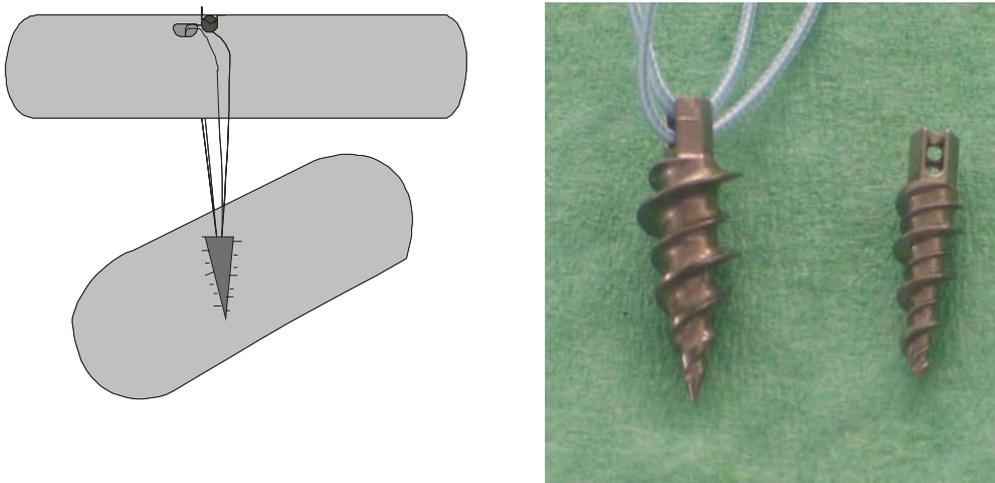


Abb. 7: A) Schematische Darstellung der Fadenankerrekonstruktion.
B) Darstellung der unterschiedlichen Gewindedurchmesser der Twinfix-Anker (3,5 mm vs. 5,0 mm). Jeder Fadenanker ist mit zwei Ultrabraid-Nr.2 Nähten bestückt.

Zu Beginn des Versuchsaufbaus wurden zwei ULTRABRAID Fäden Nr.2 in die hierfür vorgesehenen Ösen des Ankers eingefädelt (Abb.7B)

Zum sicheren Einbringen des Fadenankers in das Coracoid wurde die obere Kortikalis zunächst angekörnt und dann der Fadenanker eingedreht, bis der Fadenführer sich auf gleicher Ebene mit der Kortikalis befand. Das Einbringen des Ankers erfolgte wieder in einem Abstand von 1.5cm von der Behälterkante.

Anschließend wurde ein 3,5mm Bohrloch, wie bereits in den ersten Gruppen beschrieben, in die Clavicula gesetzt, ein Fadenende hindurch gezogen und mit dem anderen verknotet (Abb.8). Es wurde ebenfalls vier Mal gegenläufig chirurgisch geknotet und die Kortikalis mittels Kürette bearbeitet.

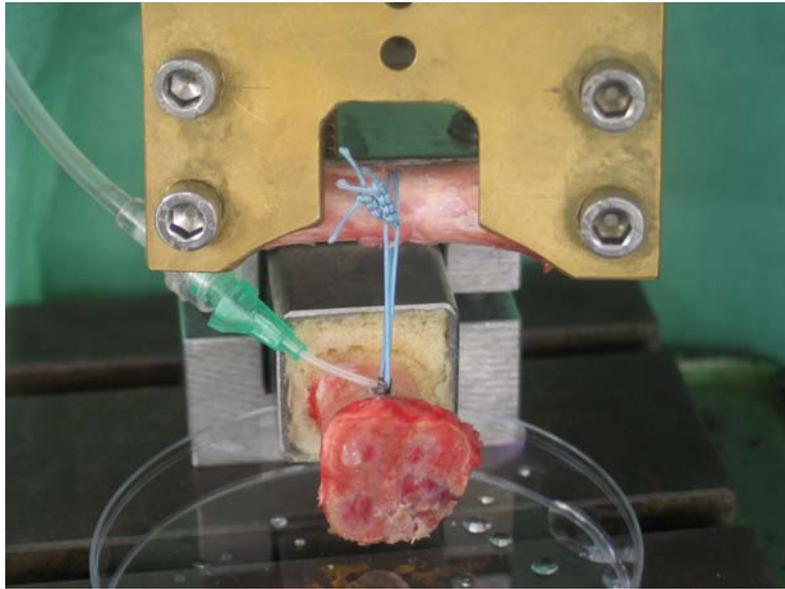


Abb. 8: Versuchsanordnung mit Fadenanker-Rekonstruktion in Materialprüfmaschine.

2.2.2 Biomechanische Testung

Die Testung erfolgte bei Raumtemperatur. Die Gewebeanteile wurden während der Vorbereitungen und der Testung ständig mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten.

Die uniaxialen, vertikalen Zugversuche wurden mit Hilfe der Materialprüfmaschine ZWICK/ROELL Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) durchgeführt, die mit einer 5000 N Kraftzelle ausgestattet ist.

Alle Proben wurden für 10 Zyklen bei 20 N in superior-inferiorer Richtung präkonditioniert, um ein Kriechdehnungsphänomen zu vermeiden (Abb.9, Phase A). Danach wurden die verschiedenen Refixationskomplexe zwischen 20 N - 70 N 1000mal zyklisch belastet. Die Last wurde dabei direkt auf die Gewebeklemme mit dem enthaltenen Claviculaknochen angelegt (Abb.9, Phase B).

Bei jedem Versuch wurde die Längendifferenz nach dem ersten und dem tausendsten Zyklus gemessen, definiert als zyklische Dehnung. Direkt nach dem letzten Zyklus wurde das Konstrukt bis zum Versagen belastet mit einer Geschwindigkeit von 50mm/min und einer initialen Vorlast von 5 N (Abb.9, Phase C).

Die Kraft-Dehnungskurven der Rekonstruktionen wurden aufgezeichnet. Mit Hilfe des Versagenstests wurden folgende Parameter für jedes einzelne Rekonstrukt bestimmt: lineare Steifigkeit, maximale Ausreißkraft, Dehnung bei Versagen. Die Steifigkeit wurde anhand der linearen Steigung der Kraft-Dehnungskurve (Abb.9) als Steigung der bestangepassten Gerade als Quotient aus Kraft und Dehnung berechnet.

Die maximale Ausreißkraft wurde als die maximale ermittelte Kraft definiert und zeigte sich als höchster Punkt in der Kraft-Dehnungskurve (Abb.9)

Der anschließende Abfall der Kraft markierte das Versagen. Zunächst wurde eine Testung auf Varianzgleichheit durchgeführt. Statistische Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mittels ANOVA/ Bonferroni post hoc Testung bestimmt (SPSS). Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

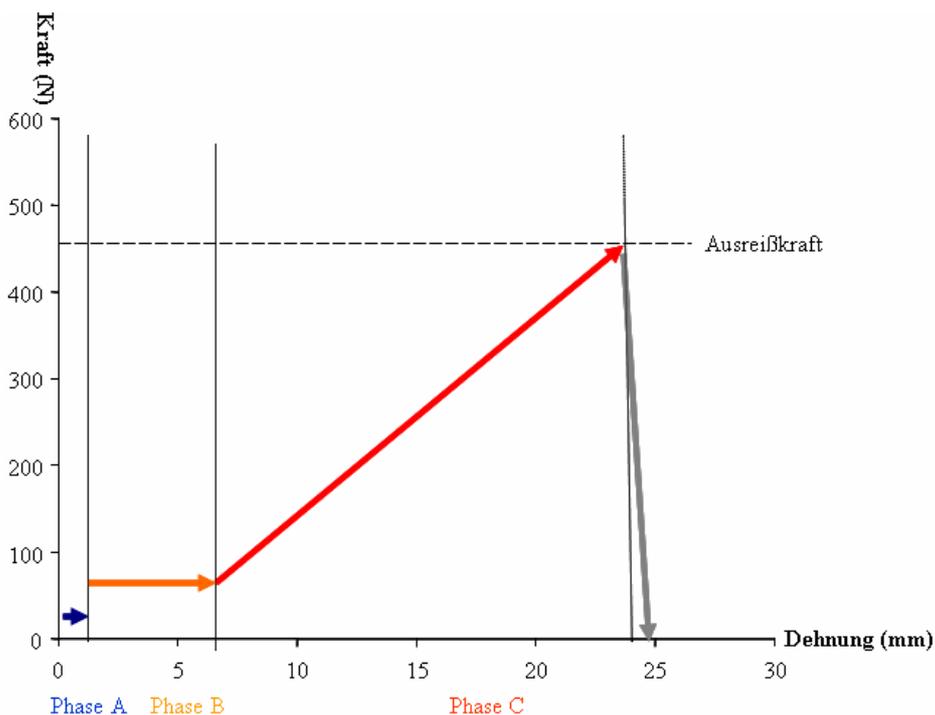


Abb 9: Schematische Darstellung der Kraft-Dehnungskurve

3 Ergebnisse

3.1 Generelle Feststellungen

Alle Refixationsmethoden konnten der zyklischen Belastungsphase standhalten. Erst nach dem 1000. Zyklus kam es beim Ermitteln der maximalen Ausreißkraft zu einem Versagen der Konstrukte.

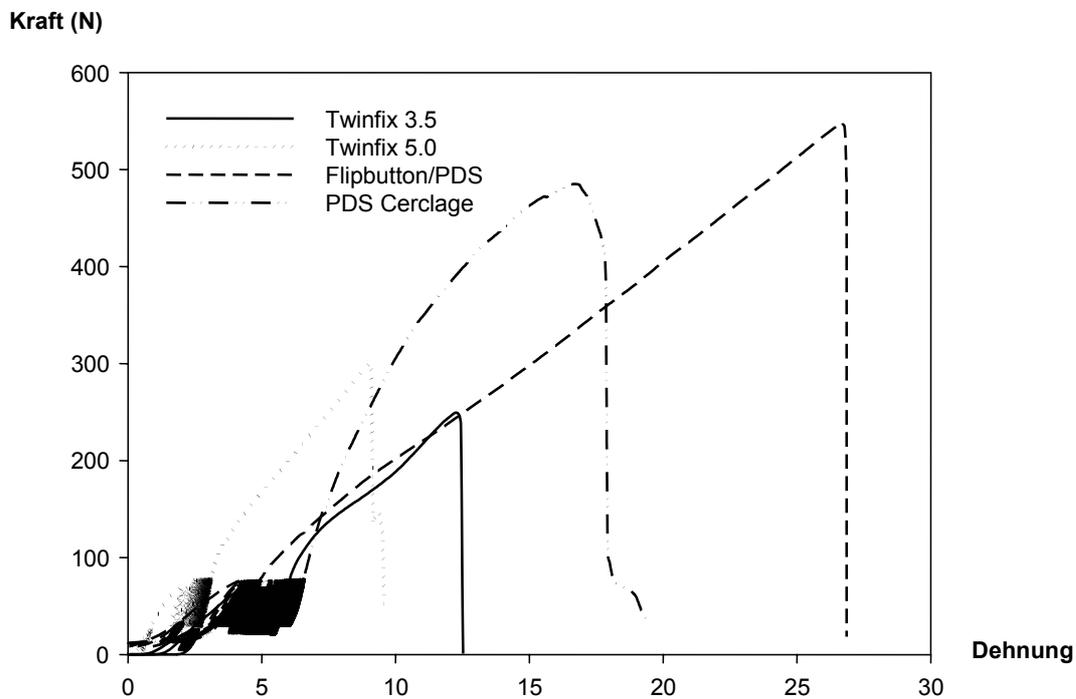


Abb. 10: Charakteristische Kraft-Dehnungskurven der einzelnen Rekonstruktionstechniken während zyklischer Dehnung (1000 Zyklen: 20-70 N) und der anschließenden Testung der maximalen Ausreißkraft.

Die maximale Ausreißkraft des uniaxialen, vertikalen Zugversuchs betrug für das Flipbuttonverfahren 664 ± 64 N, für die konventionelle PDS-Cerclage 663 ± 77 N, für den 3,5 mm TWINFIX Fadenanker 295 ± 83 N, für den 5 mm TWINFIX Fadenanker 331 ± 61 N.

Verglichen mit den beiden Fadenanker Methoden zeigten die beiden PDS basierten Verfahren (Flipbuttontechnik und die konventionelle Technik mittels PDS-Cerclage) eine signifikant höhere superior-inferiore Stabilität im Bezug auf die Ausreißkraft ($p < 0,001$).

Bezüglich der zyklischen Dehnung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen allen getesteten Methoden ermittelt werden. Die Ergebnisse der zyklischen Dehnung reichten von $1,69 \pm 0,74$ mm für den 5,0 mm Twinfix Fadenanker bis $2,24 \pm 0,83$ mm für die konventionelle PDS-Cerclage (Abb. 10B) (Tab.1). Während hier kein signifikanter Unterschied zwischen den vier Rekonstruktionsverfahren zu erkennen war, betrug die Dehnung bei Versagen bei den PDS basierten Verfahren (Flipbutton/ PDS-Cerclage) ca. 200% im Vergleich zu den Fadenankergruppen (3,5 mm Twinfix/ 5 mm Twinfix) ($p < 0,0001$).

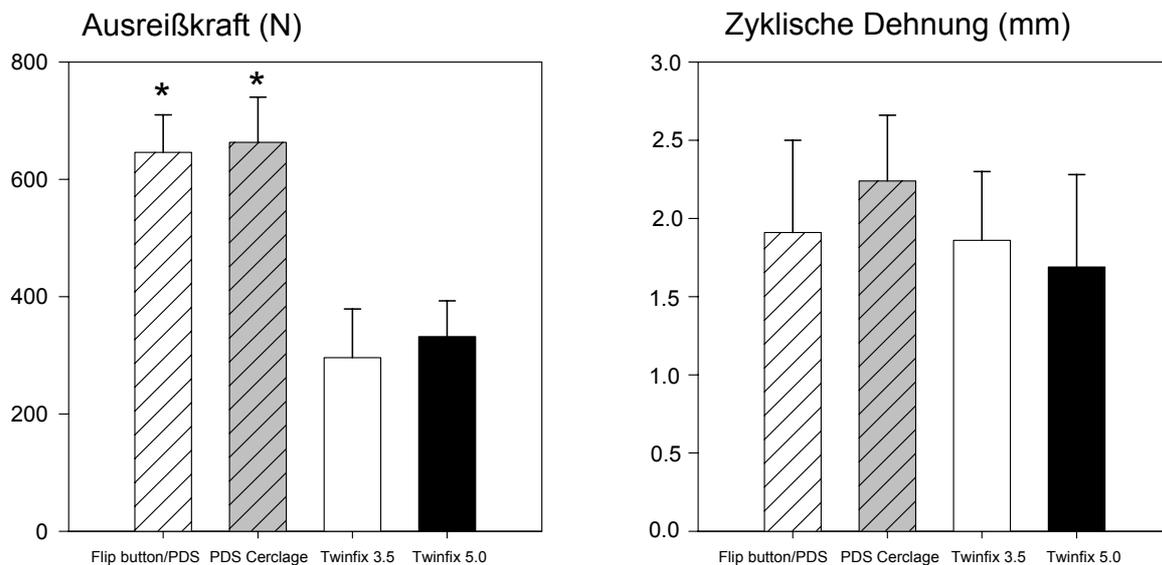


Abb. 11: Ergebnisse der maximalen superioren Ausreißkraft und der zyklischen Dehnung.

Eine signifikant höhere Steifigkeit im Vergleich mit den PDS basierten Verfahren (Flipbutton/PDS-Cerclage) konnte für die Twinfix-Ultrabraid-Gruppen (3,5 mm Fadenanker / 5 mm Fadenanker) ermittelt werden. Dagegen zeigte sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der Steifigkeit zwischen den beiden Fadenankergruppen (Tab.1).

Die Ergebnisse der Steifigkeitstestung reichten von 25 ± 3 N/mm (Flipbutton/PDS-Cerclage) bis 34 ± 8 N/mm (Fadenanker 5,0 mm).

Tab. 1: Quantitative Ergebnisse mit Berücksichtigung des entsprechenden Versagensmodus.

	Flipbutton/ PDS	PDS-Cerclage	Twinfix 3.5 mm	Twinfix 5.0 mm
Maximale Ausreißkraft (N)	646 ± 64 *	663 ± 77 *	296 ± 83	332 ± 61
Steifigkeit (N/ mm)	25 ± 3	25 ± 3	32 ± 4 *	34 ± 8 *
Zyklische Dehnung (mm)	1,91 ± 0,59	2,24 ± 0,42	1,86 ± 0,44	1,69 ± 0,59
Dehnung bei Versagen (mm)	28,38 ± 3,33	28,51 ± 4,76	12,26 ± 4,17 *	11,30 ± 2,23 *
Versagensmodus	Versagen der Cerclage (7) Ausreißen des Flipbuttons (1)	Versagen der Cerclage (8)	Ausreißen des Ankers (8)	Ausreißen des Ankers (8)

3.2 Versagensmodus

Beide Fadenankerrekonstruktionen versagten in allen Fällen (16 von 16) durch ein Ausreißen der Anker aus dem Knochen. Bei der Flipbuttonmethode dagegen kam das Versagen in 7 von 8 Fällen durch eine Ruptur der verwendeten PDS-Cerclagen zustande. Nur in einem Fall konnte ein Durchbrechen des Flipbuttons an einer kleinen Knochenbrücke durch das Coracoid beobachtet werden (Abb.12). Eine Fraktur der Buttons konnte nicht beobachtet werden. In keiner der Gruppen kam es zu einem Versagen der chirurgischen Knoten.

Wir fanden bei beiden Fadenankergruppen leichte knöcherne Abreibungen, in Form von kleinen Einlagerungen in dem die Clavicula simulierenden Knochen, vor. Auch in der Gruppe der konventionellen PDS-Cerclagen konnten Abrasionen des Knochens im Bereich der Kontaktstelle zwischen Claviculaknochen und Nahtmaterial beobachtet werden. Im Vergleich mit den anderen Methoden war der qualitätsverschlechternde Abrieb des Knochens bei der Flipbuttongruppe in geringerem Maße vorhanden. In keiner der Gruppen kam es zu einer kompletten Durchschneidung des Knochens durch das Suturematerial.

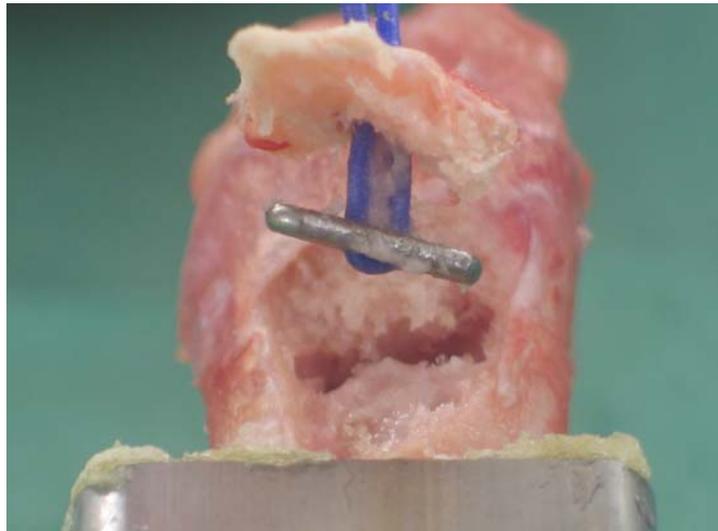


Abb. 12: Versagensmodus: Knöchern ausgerissener Flipbutton mit Knochenbrücke (1/8).

4 Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigten unsere Hypothese zum Teil und zeigen, dass die biomechanischen Eigenschaften der Flipbuttonmethode zur Acromioclaviculargelenksrekonstruktion denen von Fadenankerrekonstruktionen, wie sie in arthroskopischen Verfahren eingesetzt werden, deutlich überlegen sind. Der biomechanische Vergleich mit der konventionellen PDS-Cerclage ergab keine signifikanten Unterschiede. Hier bestehen die Vorteile des Verfahrens eher in operationstechnischen Aspekten. Dieses wurde aber in der vorliegenden Arbeit nicht anhand von klinischen Daten untersucht.

Es zeigten sich bezüglich der Ausreißkraft keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden PDS basierten Verfahren. Die von uns ermittelte maximale Ausreißkraft der Flipbuttonmethode von 646 ± 64 N erreicht das Stabilitätsniveau des nativen, intakten coracoclaviculären Bandkomplexes, dessen maximale Belastbarkeit in der Literatur mit 560-725 N angegeben ist [22, 31]. Auch die konventionelle PDS-Cerclage erreichte mit 663 ± 77 N ein ähnliches Stabilitätsniveau. Verglichen mit der Fadenankermethode lieferten beide PDS-Techniken eine signifikant höhere maximale Ausreißkraft.

Die Fadenankerrekonstruktionen hingegen wiesen signifikant höhere Steifigkeiten im Vergleich mit den PDS basierten Verfahren auf und konsekutiv, aufgrund der geringeren Elastizität, eine signifikant geringere Dehnung bei Versagen. Die Differenzen der Steifigkeitswerte spiegeln in erster Linie die Charakteristika der unterschiedlichen Nahtmaterialien in den verschiedenen Versuchsgruppen wieder.

Eine komplette Acromioclavicular(AC)-Gelenksdislokation (Rockwood III) beinhaltet die Ruptur der coracoclaviculären und der acromioclaviculären Bandstrukturen und kann zusätzlich in einer Avulsion und Zerstörung der Fascia deltoidea resultieren (Rockwood IV, V, VI). Biomechanische Untersuchungen konnten zeigen, dass die primäre Stabilität des AC-Gelenks von den coracoclaviculären Bändern ausgeht [10, 15, 28].

Obwohl beide Bandanteile (Conoid und Trapezoid) ähnliche strukturelle und biomechanische Eigenschaften aufweisen, hat doch jedes Band auf Grund seiner anatomischen Ausrichtung zwischen Proc. coracoideus und Clavicula eine unterschiedliche Funktion in Bezug auf die

Gelenkstabilität [11]. In unserer Studie betrachteten wir isoliert Techniken zur Rekonstruktion bzw. Augmentation der coracoclaviculären Bänder.

Ein einfaches Verfahren zur Rekonstruktion der coracoclaviculären Bänder mittels PDS-Cerclage, bei der eine Schlinge um den Proc. coracoideus herum geführt wird, bot die Basis für die Entwicklung der hier vorgestellten Flipbuttontechnik. Die Anwendung dieser konventionellen PDS-Cerclage zeigt jedoch in der klinischen Anwendung einige substantielle Nachteile.

Einordnung in den wissenschaftlichen Kontext

In einer experimentellen Kadaverstudie [25] und in klinischen Versuchen [5, 19] führte die Anwendung der einfachen Cerclage um den Proc. coracoideus regelmäßig zu einer signifikanten Subluxation der Clavicula nach anterior. Dieses Problem kann durch die exakte und sichere Platzierung der PDS-Cerclage im Bereich der Insertionsstelle der coracoclaviculären Bänder, die sich streng basisnah am Proc. coracoideus befindet, behoben werden. Da die hierfür notwendige exzessive Präparation der Coracoidbasis komplikationsbehaftet ist (Gefäß-Nervenläsionen) und die exakte Platzierung ohne Sicht technisch äußerst schwierig ist, scheint der Versuch einer exakten Positionierung in der Praxis jedoch häufig zu scheitern. In der klinischen Routine resultiert so häufig eine zu weit anteriore Positionierung der Cerclage. Zusätzlich beinhaltet das Verfahren eine hohe Invasivität. Die Tendenz der subcoracoidalen Fixationsschlinge zur Dislokation nach anterior wird zudem durch die geschwungene Unterfläche des Proc. coracoideus mit kaudaler Neigung zur Spitze hin begünstigt [25]. Weiterhin zeigte sich, dass Cerclagen, die um die Clavicula herum gesichert sind, zu einem knöchernen Abrieb führen können. In Abhängigkeit von der Steifigkeit des verwendeten Nahtmaterials kann es nicht nur zu einer knöchernen Abrasionen, sondern letztlich sogar zum Durchsägen des Nahtmaterials durch die Clavicula, unter deren Rotationsbewegungen, kommen [26]. Kippe et al. konnten unter Verwendung von PDS-Material, bei 15.000 Zyklen mit 40 Grad Clavicula-Rotation kein Versagen im Sinne eines knöchernen „cutting through“ ermitteln, während andere Nahtmaterialien zu erheblichen Abrasionen des Knochens führten. In der Gruppe mit dem verwendeten PDS-Material wurde lediglich eine leichte Abnutzung des Periosts beobachtet, es kam jedoch nicht zu einer eindeutigen Verletzung der Kompakta [26]. Dies geht konform mit

unseren Beobachtungen. Bei Verwendung der PDS-Cerclage konnten an der Kontaktfläche zwischen Knochen und Cerclage, besonders im Bereich des Coracoids, leichte Abnutzungen ermittelt werden. Die stärksten Abrasionen an der Clavicula zeigten sich in der Gruppe der Fadenanker durch das Ultrabraid-Fadenmaterial. Hier kam es zu einer leichten knöchernen Avulsion durch die Nähte. Die qualitativ und quantitativ geringsten knöchernen Abrasionen wurden in der Gruppe der Flipbuttons gefunden. Dies kann zum einen durch den Fixationsmechanismus mittels Flippbutton erklärt werden, da dieser das Gleiten der PDS-Naht reduziert. Zum anderen befindet sich die Bohrung zur Verankerung des Flipbuttons im Bereich der natürlichen Insertionsstelle der coracoclaviculären Bänder, so dass durch die Zugrichtung die Entstehung von knöchernen Abrasionen minimiert wird.

Zwei der Hauptnachteile der konventionellen PDS-Cercalge, die Gefahr einer Dislokation der Clavicula bzw. der Cerclage und knöcherne Abrasionen, können also durch eine Modifikation mittels Flippbutton-Fixation verhindert werden.

Im klinischen Gebrauch ist es möglich, sowohl die Bohrung des transcoracoidalen Bohrlochs, als auch die Platzierung des Flipbuttons mit einem minimalinvasiven bzw. arthroskopischen Eingriff vorzunehmen. Die klinische Praktikabilität einer transcoracoidalen Bohrung ohne wesentliche Komplikationen konnte bereits im Rahmen vorangegangener Studien belegt werden [23, 39]. Der claviculäre Bohrkanal wurde von uns mit einer leichten Neigung nach anterior platziert. In einer Studie am humanen Präparat zeigte sich die Gefahr einer anterioren Claviculaverlagerung bei diesem Vorgehen als reduziert [2].

Ein Problem bei der Verwendung künstlicher Materialien für die coracoclaviculären Rekonstruktionstechniken ist ihre Steifigkeit, welche sich signifikant von den biomechanischen Charakteristika der natürlichen Bänder unterscheidet [10, 13]. Die Steifigkeitsparameter des künstlichen Nahtmaterials können zu hohen maximalen Dehnungswerten führen, vor allem bei den PDS basierten Verfahren. Hinsichtlich dieser Eigenschaft könnte das minimalinvasive Flippbuttonverfahren durch die Verwendung eines steiferen Nahtmaterials verbessert werden [31]. Ein effektives Rekonstruktionsmaterial sollte daher Steifigkeitseigenschaften aufweisen, die physiologischen Zugkräften standhalten können und die Rekonstruktion vor einem Versagen schützen.

Während Costic et al. eine lineare Steifigkeit von 83 N/mm für das Ligamentum trapezoideum und 70 N/mm für das Ligamentum conoideum ermittelten, betrug die lineare Steifigkeit für die

PDS-Cerclage in unserem Flipbuttonversuch nur 25 N/mm, was nur etwa einem Drittel des Durchschnittswertes für das natürliche Band entspricht. Für das Ultrabraid-Fadenankerverfahren bestimmten wir eine Steifigkeit von 32-34 N/mm. Die aktuelle Literatur bestätigt inkonstante Steifigkeitswerte bei der Verwendung synthetischer Materialien zur coracoclaviculären Rekonstruktion, was den starken Einfluss des Nahtmaterials veranschaulicht. Aktuelle Studien zeigen ein breites Spektrum an Steifigkeitswerten von 28 N/mm bei Verwendung von Polydioxan Materialien bis 99,8 N/mm bei geflochtenen Polyethylen Materialien für die Rekonstruktionen [22, 31].

In unserer Studie versagten alle Fadenankerrekonstruktionen durch ein Ausreißen der Anker aus dem Proc. coracoideus. Dies könnte durch das vergleichsweise steife Fadenmaterial erklärt werden, welches während der zyklischen Zugbelastung aufgrund seiner geringen Elastizität, die Kräfte direkt auf das Metall-Knochen Interface überleitet und damit eine Lockerung des Ankers begünstigt.

Die maximale Ausreißkraft der 3.5 mm und 5 mm Fadenankergruppen (295 ± 83 N, 331 ± 61 N) war daher signifikant geringer als die maximale Kraft, die von uns für die Flipbuttonmethode (646 ± 64 N) ermittelt werden konnte.

Im Gegensatz zu unserer Arbeit ergaben Untersuchungen von Chernchujit et al. folgenden Wert für die maximale Zugkraft: 767 ± 109 N [8]. Hierbei wurde als Material für die coracoclaviculäre Rekonstruktion eine 5 mm Schraube (Corkscrew) mit einem Fiberwirefaden (Nr. 5) verwendet. Die abweichenden Fadenankerergebnisse könnten sich durch die Tatsache erklären lassen, dass Chernchujit et al. der maximalen Versagenslast keine zyklischen Belastungen voran stellten. Andernfalls wäre die Verwendung der Corkscrew/Fiberwire Kombination die angemessenere Methode zur Rekonstruktion der coracoclaviculären Bänder, verglichen mit den in unserer Arbeit verwendeten Twinfix-Fadenankersystemen. Die hohe Maximalkraft der Corkscrew/Fiberwire Kombination sollte also unter dem Aspekt betrachtet werden, dass keine zyklische Belastung dem Versagen voran ging und es sich somit um eine Testung zum Zeitpunkt Null nach der Rekonstruktion handelte. Die zyklische Belastung vor dem Versagenstest, die die postoperative Rehabilitationsphase simulieren soll, induzierte in unserer Arbeit bereits eine Lockerung des Fadenankers in seiner knöchernen Verankerung und führte konsekutiv zu einer geringeren maximalen Ausreißkraft. Weiterhin einschränkend zu erwähnen bleibt, dass sich unser Modell auch bezüglich des verwendeten Gewebematerials von Chernchujits Versuchsreihe unterschied.

Chernchujit untersuchte sechs humane Schulterpräparate einschließlich der relevanten Gelenkkräfte.

Harris et al. ermittelten bei der Testung einer Rekonstruktion mittels zweier Fadenanker eine maximale Ausreißkraft (366 ± 96 N), die mit den Ergebnissen unserer Studie vergleichbar ist. Es wurde bei dem Modell von Harris ebenfalls ein isolierter uniaxialer, vertikaler Zugversuch durchgeführt [22]. Hierbei kam es in drei Fällen durch das Reißen des Fadenmaterials und in zwei Fällen durch das Ausreißen der Fadenanker zu einem Versagen. Auch Breslow et al. evaluierten ähnliche Maximalkräfte beim Vergleich von coracoclaviculären Cerclagen vs. Fadenankerrekonstruktionen [6].

Limitationen des Biomechanischen Modells

Wir entwickelten ein coracoclaviculäres Modell, bei dem als Ersatz für Clavicula und Coracoid Metatarsalia vom Schwein verwendet wurden. Dieses Modell vernachlässigte sowohl die Kinematik des Acromioclaviculargelenks, den Einfluß der Gelenkkapsel [12] als auch den stabilisierenden Effekt der acromioclaviculären Bänder [11] und konzentrierte sich isoliert auf die Rekonstruktion der coracoclaviculären Bänder. Das Modell wurde gewählt, um einen möglichst vergleichenden Charakter der Stabilität mit größtmöglicher Minimierung der „Störfaktoren“ zu erreichen. Modelle unter Verwendung von Schweineknöcheln sind bereits in anderen Themenbereichen der musculoskeletalen Forschung, in denen z.B. die biomechanischen Charakteristika bei der Rekonstruktion der Rotatorenmanschette [4, 35] und der vorderen Kreuzbänder [37] untersucht werden, etabliert. In der entsprechenden Literatur zeigte sich, dass die Knochendichte und die maximale Versagenslast des porkinen Knochens ähnlich der des menschlichen Knochens sind [37]. Dennoch sind die Ergebnisse aus Experimenten mit Material vom Schwein nicht unmittelbar mit denen aus humanen Modellen vergleichbar. Unter experimentellen Gesichtspunkten ist die Verwendung von Tiermaterial jedoch sinnvoll, da humane Präparate häufig von Körperspendern inhomogenen Lebensalters stammen. Üblicherweise finden sich die hier thematisierten AC-Gelenksverletzungen jedoch bei jüngeren, aktiven Menschen. Anfällig für diese Verletzungen sind besonders Sportler mit einer meist guten körperlichen Konstitution [1]. In höherem Lebensalter besteht eine hohe Inzidenz degenerativer und osteoporotischer Veränderungen, die die Ergebnisse biomechanischer Experimente

beeinflussen können. So kann speziell die Knochendichte interindividuell und altersabhängig sehr starken Schwankungen unterliegen [32]. Unter dem Aspekt der Vergleichbarkeit ist also das homogene Alter der Schweine zum Zeitpunkt der Materialgewinnung von Vorteil. Ein weiterer Grund für die Verwendung von porkinen Metatarsalia in unserer Studie war, dass sie bezüglich ihrer Dimension annähernd der humanen, distalen Clavicula und Coracoid entsprechen.

Als eine weitere Limitation verwendeten wir ein „Trockenmodell“ und vernachlässigten dabei den Degradationsprozess, dem das PDS Material in vivo unterliegt. Dieser Degradationsprozess reduziert die maximale Reißkraft des PDS-Materials innerhalb von 6 Wochen auf 58%[33]. Unser Augenmerk galt jedoch der Stabilität der Rekonstruktionen zum direkten postoperativen Zeitpunkt.

Eine Einschränkung, besonders im Bezug auf die Interpretation unserer Steifigkeitsergebnisse, ist die Verwendung verschiedener Nahtmaterialien in den vier Versuchsgruppen. Eine Angleichung des Nahtmaterials von den Ultrabraid-Fäden zu PDS-Material hätte jedoch, entsprechend der Ergebnisse des Versagensmodus, keine Veränderung der resultierenden Maximalkräfte bewirkt, da sich als Schwachstelle die Kontaktfläche zwischen Knochen und Fadenanker herausstellte. Es kam in allen Fällen zu einem Ausreißen der Anker aus dem Knochen.

Eine weitere Limitation der Studie könnte die begrenzte Berücksichtigung der mechanischen Parameter, wie dem Versagen unter anteriorer und posteriorer Last oder bei Drehbewegungen sein. Die von uns untersuchten Parameter wurden ausgewählt, weil die Stabilität in superior-inferiorer Richtung in der klinischen Routine die höchste Relevanz besitzt. Es müssen weitere Studien folgen, in denen die multidirektionalen Bewegungsabläufe des Gelenks an humanen Schulterpräparaten Berücksichtigung finden, um so die Evaluation der verschiedenen Rekonstruktionsmethoden zu komplettieren. Besonders für die konventionelle PDS-Cerclagenrekonstruktion sollte das Verhalten bei kombinierten Gelenkbewegungen untersucht werden, da Jari et al. für diese Rekonstruktionstechnik kritische Ergebnisse ermittelten [24].

Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Zusammenfassend konnten wir zeigen, dass die hier vorgestellte coracoclaviculäre Rekonstruktionsmethode mittels Flipbutton bezüglich der Ausreißkraft, der Steifigkeitsparameter und des Dehnungsverhaltens, mit der konventionellen coracoclaviculären PDS-Cerclage

vergleichbar ist. Wir favorisieren die Flipbuttonfixation auf Grund des minimalinvasiven Operationszuganges und der sicheren subcoracoidalen Fixierung mit einem minimierten Risiko von neurovaskulären Läsionen. Auch die Gefahr einer Dislokation der PDS-Cerclage und konsekutiv der Clavicula nach anterior wird so reduziert. Die Technik ist leicht durchzuführen und benötigt, nach unseren eigenen klinischen Erfahrungen und verglichen mit der konventionellen PDS-Cerclage oder arthroskopischen Verfahren, eine geringere Operationszeit. Gleichwohl kann das Flipbuttonverfahren auch arthroskopisch durchgeführt werden. Im klinischen Alltag sind eine verkürzte Operationszeit, eine geringere Gewebetraumatisierung und eine sicherere Fixierung wichtige Aspekte, da sie für den Patienten ein besseres postoperatives Ergebnis und einen beschleunigten Rehabilitationsprozess bedeuten können.

Von unserem Standpunkt aus ist die Anwendung des Verfahrens bei primären kompletten acromioclaviculären Dislokationen Grad III bis V [34] indiziert, während in Revisionsfällen eine Rekonstruktion mittels autologem Sehnentransplantat diskutiert werden sollte [29].

5 Zusammenfassung

Für die operative Versorgung von Acromioclavicular(AC)-gelenksverletzungen existiert aktuell kein Goldstandard. Vielmehr sind über 150 verschiedene OP-Techniken beschrieben. Hauptprobleme der operativen Versorgung sind Komplikationen durch Implantatlockerung, mangelnde Stabilität und eine z.T. hohe Invasivität der Verfahren. Die vorliegende Arbeit präsentiert ein neues minimalinvasives Verfahren unter Verwendung einer PDS-Cerclage mit subcoracoidaler Flipbutton-Fixation und evaluiert dieses gegen drei minimalinvasive Konkurrenzverfahren.

Zur Durchführung der biomechanischen Versuche wurde ein AC-Gelenksmodell unter Verwendung Schweinemetatarsalia konstruiert und die folgenden Rekonstruktionstechniken getestet: (1) PDS/Flipbuttonfixation, (2) konventionelle PDS-Cerclage, (3) 3,5 mm Twinfix Fadenanker, (4) 5,0 mm Twinfix Fadenanker. In einem Materialtestsystem wurden Dehnung und Steifigkeit unter zyklischer superiorer Zugbelastung von 1000 Zyklen, sowie die maximale Ausreißkraft bestimmt.

Die PDS/Flipbuttonfixation zeigt mit 646 N, ebenso wie die konventionelle PDS-Cerclage (2), eine signifikant ($p > 0,001$) höhere maximale Ausreißkraft als die Fadenankerfixationen: 296 N (3), 332 N (4), deren Versagensmodus jeweils in einem Ausreißen aus dem Knochen bestand. Die PDS/Flipbuttonfixation erreicht damit eine maximale Belastbarkeit auf dem Niveau des intakten coracoclaviculären Bandkomplexes (500-725 N). Demgegenüber zeigen die bis dato im Rahmen arthroskopisch gestützter Verfahren eingesetzten Fadenanker eine deutlich geringere Stabilität. Im Vergleich mit der biomechanisch gleichwertigen konventionellen PDS-Cerclage ist die PDS/Flipbuttonfixation aufgrund der geringeren Invasivität zu favorisieren.

6 Literaturverzeichnis

1. Allman FL Jr. (1967) Fractures and ligamentous injuries of the clavicle and its articulation. *J Bone Joint Surg Am* 49: 774-784
2. Baker JE, Nicandri GT, Young DC, Owen JR, Wayne JS (2003) A cadaveric study examining acromioclavicular joint congruity after different methods of coracoclavicular loop repair. *J Shoulder Elbow Surg* 12: 595-598
3. Bannister GC, Wallace WA, Stableforth PG, Hutson MA (1989) The management of acute acromioclavicular dislocation. A randomized prospective controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 71: 848-850.
4. Barber FA, Herbert MA, Richards DP (2003) Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy* 19: 985-990
5. Blatter G, Meier G (1990) Augmentation of the coraco-clavicular ligament suture. Comparison between wire cerclage, vicryl tape and PDS cord. *Unfallchirurg* 93: 578-583
6. Breslow MJ, Jazrawi LM, Bernstein AD, Kummer FJ, Rokito AS (2002) Treatment of acromioclavicular joint separation: suture or suture anchors? *J Shoulder Elbow Surg* 11: 225-229
7. Burkhart SS (1995) The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy* 11: 119-123
8. Chernchujit B, Tischer T, Imhoff AB (2006) Arthroscopic reconstruction of the acromioclavicular joint disruption: surgical technique and preliminary results. *Arch Orthop Trauma Surg* 126 (9): 575-81

9. Costic RS, Labriola JE, Rodosky MW, Debski RE (2004) Biomechanical rationale for development of anatomical reconstructions of coracoclavicular ligaments after complete acromioclavicular joint dislocations. *Am J Sports Med* 32:1929-1936
10. Costic RS, Vangura A, Jr. Fenwick JA, Rodosky MW, Debski RE (2003) Viscoelastic behavior and structural properties of the coracoclavicular ligaments. *Scand J Med Sci Sports* 13: 305-310
11. Debski RE, Parsons IM, Fenwick J, Vangura A (2000) Ligament mechanics during three degree-of-freedom motion at the acromioclavicular joint. *Ann Biomed Eng* 28: 612-618
12. Debski RE, Parsons IM, Woo SL, Fu FH (2001) Effect of capsular injury on acromioclavicular joint mechanics. *J Bone Joint Surg Am* 83-A: 1344-1351
13. Dust WN, Lenczner EM (1989) Stress factor of the clavicle leading to non-union secondary to coracoclavicular reconstruction with Dacron. *Am J Sports Med* 17:128-129
14. Ferris BD, Bhamra M, Paton DF (1989) Coracoid process transfer for acromioclavicular dislocations. A report of 20 cases. *Clin Orthop Relat Res* 242: 184-194
15. Fukuda K, Craig EV (1986) Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. *J Bone Joint Surg Am* 68: 434-440
16. Goldberg JA, Viglione W, Cumming WJ, Waddell FS, Ruz PA (1987) Review of coracoclavicular ligament reconstruction using Dacron graft material. *Aust N Z J Surg* 57: 441-445
17. Gollwitzer M (1993) Surgical management of complete acromioclavicular joint dislocation (Tossy III) with PDS cord cerclage. *Aktuelle Traumatol* 23: 366-370

18. Grutter PW, Petersen SA (2005) Anatomical acromioclavicular ligament reconstruction: a biomechanical comparison of reconstructive techniques of the acromioclavicular joint. *Am J Sports Med* 33: 1723-1728
19. Guttman D, Paksima NE, Zuckerman JD (2000) Complications of treatment of complete acromioclavicular joint dislocations. *Instr Course Lect* 49: 407-413
20. Guy DK, Wirth MA, Griffin JL, Rockwood CA (1998) Reconstruction of chronic and complete dislocations of the acromioclavicular joint. *Clin Orthop Relat Res* 347: 138-149
21. Harris RI, Vu DH, Sonnabend DH, Goldberg JA, Walsh WR (2001) Anatomic variance of the coracoclavicular ligaments. *J Shoulder Elbow Surg* 10: 585-588
22. Harris RI, Wallace AI, Harper GD, Goldberg JA, Sonnabend DH, Walsh WR (2000) Structural properties of the intact and the reconstructed coracoclavicular ligament complex. *Am J Sports Med* 28: 103-108
23. Hubble MJ, Bannister GC (1995) A new drill guide to simplify coracoclavicular screw fixation. *Injury* 26: 572-573
24. Jari R, Costic RS, Rodosky MW, Debski RE (2004) Biomechanical function of surgical procedures for acromioclavicular joint dislocations. *Arthroscopy* 20: 237-245
25. Jerosch J, Filler T, Peuker E, Greig M, Siewering U (1999) Which stabilization technique corrects anatomy best in patients with AC-separation? An experimental study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 365-372
26. Kippe MA, Demetropoulos CK, Jurist KA, Guettler JH (2006) Modes of failure in acromioclavicular joint reconstruction: Abiomechanical analysis of clavicular motion and its role in construct failure. Annual Meeting of the ORS

27. Larsen E, Bjerg-Nielsen A, Christensen P (1986) Conservative or surgical treatment of acromioclavicular dislocation. A prospective controlled randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 68: 552-555
28. Lee KW, Debski RE (1997) Functional evaluation of the ligaments at the acromioclavicular joint during anteroposterior and superoinferior translation. *Am J Sports Med* 25: 858-862
29. Mazzocca AD, Santangelo SA (2006) A Biomechanical Evaluation of an Anatomical Coracoclavicular Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 34: 236-246
30. Morrison DS, Lemos MJ (1995) Acromioclavicular separation. Reconstruction using synthetic loop augmentation. *Am J Sports Med* 23: 105-110
31. Motamedi AR, Blevins FT, Willis MC, McNally TP, Shahinpoor M (2002) Biomechanics of the coracoclavicular ligament complex and augmentations used in its repair and reconstruction. *Am J Sports Med* 28: 380-384
32. Pi YZ, Wu XP, Liu SP, Luo XH (2006) Age-related changes in bone biochemical markers and their relationship with bone mineral density in normal Chinese women. *J Bone Miner Metab* 24(5): 380-385
33. Rehm KE, Schultheis KH (1985) Ligament replacement with polydioxanone (PDS). *Unfallchirurgie* 11: 264-273
34. Rockwood CA (1984) Subluxation and dislocations about the shoulder. Green DP (eds) *Fracture in adults*. Lippincott-Philadelphia: 722-985
35. Rupp S, Georg T, Gauss C, Kohn D, Seil R (2002) Fatigue testing of suture anchors. *Am J Sports Med* 30: 239-247

36. Ryhanen J, Leminen A, Jamsa T, Tuukkanen J, Pramila A, Raatikainen T (2006) A novel treatment of grade III acromioclavicular joint dislocations with a C-hook implant. Arch Orthop Trauma Surg 126: 22-27
37. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM (1998) Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. Am J Sports Med 26: 815-819
38. Weaver JK, Dunn HK (1972) Treatment of acromioclavicular injuries, especially complete acromioclavicular separation. J Bone Joint Surg Am 54: 1187-1194
39. Zaricznyj B (1972) Reconsruction for chronic scapuloclavicular instability. Am J Sports Med 11: 17-25

7 Anhang

7.1 Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen

Abbildung 1:

Entnahmesitus der Metatarsalia

Abbildung 2:

Superiorer Metatarsalknochen in Gewebepreparation

Abbildung 3:

Simulation der physiologischen coracoclaviculären Knochenposition in der Materialprüfmaschine

Abbildung 4:

A) Schema-Zeichnung der PDS/Flipbutton-Augmentation.

B) Darstellung der subcoracoidalen Flipbutton-Fixierung

Abbildung 5:

Versuchsanordnung der Flipbutton-Rekonstruktion in Materialprüfmaschine

Abbildung 6:

A) Schematische Darstellung der konventionellen PDS-Cerclage.

B) Darstellung der coracoclaviculären Schlinge bei zyklischer Testung in der Materialprüfmaschine

Abbildung 7:

A) Schematische Darstellung der Fadenankerrekonstruktion.

B) Darstellung der unterschiedlichen Gewindedurchmesser der Twinfix Anker (3,5 mm vs. 5,0 mm). Jeder Fadenanker ist mit zwei Ultrabraid-No.2 Nähten bestückt

Abbildung 8:

Versuchsanordnung mit Fadenanker-Rekonstruktion in Materialprüfmaschine

Abbildung 9:

Schematische Darstellung der Kraft-Dehnungskurve

Abbildung 10:

Charakteristische Kraft-Dehnungskurven der einzelnen Rekonstruktions-techniken während zyklischer Dehnung (1000 Zyklen: 20-70 N) und der anschließenden Testung der maximalen Ausreißkraft

Abbildung 11:

Ergebnisse der maximalen superioren Ausreißkraft und der zyklischen Dehnung

Abbildung 12:

Versagensmodus: Knöchern ausgerissener Flipbutton mit Knochenbrücke (1/8)

7.2 Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen

Tabelle 1:

Quantitative Ergebnisse mit Berücksichtigung des entsprechenden Versagensmodus

7.3 Lebenslauf

7.4 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.- Doz. Dr. med. Wolf Petersen und Dr. med. Mathias Wellmann für die freundliche Überlassung des Themas und die stets großzügige, zeitintensive und wertvolle Hilfe.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke möchte ich freundlich für die Möglichkeit danken, meine Promotionsarbeit im Forschungslabor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsklinik Münster durchführen zu können.

Herzlichst möchte ich auch Herrn Dipl.-Ing. Steffen Schanz und Herrn Dr. med. Mirco Herbort für ihre hilfreiche Unterstützung in allen technischen Fragen danken.

Der größte Dank gilt natürlich meinen Eltern für ihre stetige liebe- und verständnisvolle Unterstützung während meines gesamten universitären Werdegangs und die Anteilnahme an den Höhen und Tiefen des Studiums.