

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff)

Biomechanische Untersuchung zur Refixationsstabilität verschiedener
Verankerungssysteme für die arthroskopische Stabilisierung vorderer
Labrumverletzungen

Michael Bernhard Müller

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff
2. Privatdozent Dr. W. Mittelmeier

Die Dissertation wurde am 30.05.2001 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 14.11.2001 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Entwicklung der arthroskopischen Schulterstabilisierung	1
1.2	Bisherige biomechanische Untersuchungen zu Nahtankern.....	2
1.3	Anatomie und Biomechanik der vorderen Schulterkapsel.....	4
1.3.1	Labrum glenoidale	4
1.3.2	Schultergelenkkapsel.....	5
1.3.3	Biomechanik der vorderen Schulterinstabilität.....	6
2	Problemstellung	9
3	Material und Methode	9
3.1	Verwendete Präparate	9
3.2	Getestete Verankerungssysteme.....	10
3.3	Versuchsablauf	13
3.4	Knochendichtemessung	16
3.5	Auswertung.....	17
4	Versuchsaufbau	20
5	Ergebnisse	23
5.1	Ergebnisse der Knochendichtemessung	23
5.2	Ergebnisse der Kontrollgruppe.....	26
5.3	Ergebnisse Fastak.....	29
5.3.1	2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2	29
5.3.2	2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3	32
5.3.3	2,8 mm Fastak mit Ethibond No. 2	35
5.4	Ergebnisse Mitek Panalok.....	37
5.4.1	Erste Versuchsreihe Mitek Panalok.....	37
5.4.2	Zweite Versuchsreihe Mitek Panalok	39
5.5	Ergebnisse Suretac	42

5.6	Zusammenfassung aller Versuchsgruppen.....	47
5.6.1	Lokalisation des ersten Versagens der Refixation der Kapsel.....	47
5.6.2	Versagensmodi der verschiedenen Refixationssysteme	48
5.6.3	Auf den Humerus wirkende Kraft beim ersten Versagen der Refixation.....	49
5.6.4	Kraftabfall nach Versagen einzelner Refixationssysteme.....	50
5.6.5	Steifigkeit und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes.....	51
6	Diskussion.....	54
6.1	Zu Material und Methode	54
6.1.1	Versuchsaufbau und Versuchsprinzip.....	54
6.1.2	Verteilung der Schulterpräparate	56
6.1.3	Schulterpräparation.....	56
6.1.4	Knochendichtemessung	57
6.2	Zu den Ergebnissen	57
6.2.1	Allgemein	57
6.2.2	Kontrollgruppe	59
6.2.3	Fastak.....	62
6.2.4	Mitek Panalok.....	66
6.2.5	Suretac	68
6.2.6	Einfluß der Knochendichte auf die Ausreißkraft	70
6.3	Schlußfolgerungen	72
7	Zusammenfassung	74
8	Literaturverzeichnis	75
9	Abbildungsverzeichnis	81
10	Tabellenverzeichnis.....	82
11	Dankvermerk.....	84

1 Einleitung

1.1 *Entwicklung der arthroskopischen Schulterstabilisierung*

Die erste arthroskopische Schulterstabilisierung wurde am 14. September 1982 von Johnson im Ingham Medical Center, Lansing, Michigan durchgeführt. Johnson bediente sich dabei speziell gefertigter Klammern, mit denen er den Kapsel-Labrum-Komplex am vorderen Glenoid refixierte. Erstmals wurden Klammern 1906 von Perthes zur Schulterstabilisierung verwendet, allerdings nicht arthroskopisch [11]. Diese Methode wurde durch Du Toit und Roux aus Johannesburg erst richtig bekannt, die 1956 eine zuerst von Fouché und Allen im Jahr 1931 durchgeführte Klammertechnik beschrieben, bei der aus Fahrradspeichen angefertigte Klammern verwendet wurden [19]. Wegen hoher Relaxationsraten und vieler Komplikationen wie Lockerung, Bruch und ungeeigneter Platzierung der Klammern oder der Durchtrennung der vorderen Kapselstrukturen verlor diese Methode der arthroskopischen Schulterstabilisierung wieder an Popularität [11, 14, 18, 32, 39, 52, 57]. In ähnlicher Weise wurden auch Schrauben und Nieten aus Metall verwendet [18, 59, 63].

Ebenfalls in den 80er Jahren wurden transglenoidale Nahttechniken für die arthroskopische Schulterstabilisierung von Caspari [15] und Morgan und Bodenstab [39] vorgestellt. Bei beiden Nahttechniken wird der Kapsel-Labrum-Komplex aufgefädelt und dadurch am vorderen Glenoidrand refixiert, daß die Fäden durch das Glenoid auf die dorsale Seite der Skapula gezogen und anschließend dorsal über dem M. infraspinatus verknotet werden. Caspari begann 1983 mit der Durchführung dieser Methode. Die transglenoidalen Nahttechniken bergen allerdings das Risiko einer Verletzung des N. suprascapularis [18, 32, 52]. Außerdem sehen manche Autoren das Verknoten der Fadenenden über Weichgewebe wie dem M. infraspinatus wegen der postoperativen Schwellung des Muskels und wegen Nekrosegefahr kritisch [18, 32, 60].

Ab 1987 verwendeten Warner und Warren ein kanüliertes, resorbierbares Implantat aus Polyglyconat, den Suretac (Acufex Microsurgical, Inc, Mansfield, MA, USA) [57]. Vom Prinzip her ähnelt diese Technik der von Johnson angewandten Klammertechnik mit dem Vorteil, daß der Suretac resorbierbar ist und man dadurch die Gefahr eines persistierenden intraartikulären Fremdkörpers, der zum Beispiel zu Knorpelschäden führen kann, umgeht [18, 52].

Seit dem Ende der 80er Jahre werden Nahtanker für die arthroskopische Schulterstabilisierung verwendet. Die ursprünglichen Nahtanker wurden von der Firma Mitek (Norwood, MA, USA) entwickelt [32]. Wolf veröffentlichte 1991 eine arthroskopische Technik zur Schulterstabilisierung mit dem Mitek G II Nahtanker [61]. Es handelt sich dabei um ein Implantat aus einem Titankörper mit zwei Nitinolbögen, die der Verankerung im Knochen dienen. Der Mitek G II Anker ist der Nachfolger des ursprünglichen Mitek Ankers mit dem vorher schon in offenen Operationen Schultern stabilisiert wurden [61, 60].

Mittlerweile besteht ein sehr unübersichtliches Angebot an Implantaten von unterschiedlichen Firmen, die zur arthroskopischen Schulterstabilisierung verwendet werden können. Die verschiedenen Nahtanker unterscheiden sich in ihrem Material, ihrem Verankerungsmechanismus und ihrer Größe zum Teil erheblich voneinander. Allein Barber hat in seinen Versuchsreihen an Schweinefemora über 60 verschiedene Modelle getestet [4, 5, 6, 7].

1.2 Bisherige biomechanische Untersuchungen zu Nahtankern

Aus der Literatur existieren einige biomechanische Untersuchungen zu Nahtankern, von denen die meisten die Biomechanik der Schulter leider nicht berücksichtigen.

Barber et al. haben in einer Reihe von Untersuchungen die Ausreißkraft verschiedener Nahtanker untersucht. Zum Teil handelte es sich dabei um Ausreißversuche, die in vitro an Femora von Schweinen durchgeführt wurden [4, 5, 6, 7]. Dabei wurde mit einem Draht in Achsrichtung der Nahtanker gezogen. Außerdem haben Barber et al. [3] ähnliche Ausreißversuche von Schraubenankern an humanen Leichenhumeri durchgeführt. Auch eine in vivo Studie von Barber et al. [2] an Hammelfemora mit ähnlichem Versuchsaufbau existiert.

Goble et al. [22] haben in einer in vivo Arbeit das Außenband an den Kniegelenken von Schafen von der Tibia abgetrennt und anschließend mit Nahtankern, Staples oder transossären Nähten refixiert. Die Refixation wurde zwölf Wochen nach der Operation auf ihre Stabilität überprüft.

Carpenter et al. [13] verwendeten für ihre Ausreißversuche menschliche Tibiae. Sie zogen mit einem geflochtenen Faden der Stärke 2 entweder parallel oder senkrecht zur Längsachse des Nahtankers.

Weitere Untersuchungen von Reed et al. [48], Craft et al. [17] und Burkhart et al. [12] untersuchten die Stabilität verschiedener Nahtanker für die Rekonstruktion der Rotatorenmanschette, letzterer mit einer dynamischen Belastung.

Weiterhin bestehen biomechanische Untersuchungen von Nahtankern für die Refixation der distalen Bizepssehne [8], der Kollateralbänder der proximalen Interphalangealgelenke in der Handchirurgie [40] und zum Gebrauch von Nahtankern bei der operativen Behandlung der Streßinkontinenz [33].

Wetzler et al. [58] führten einen dynamischen Versuch an humanen Glenoiden durch. Sie belasteten Mitek GII Nahtanker durch dynamischen Zug mit submaximaler Kraft an einem Draht. Roth et al. [50] testeten einen anderen Nahtanker im selben Versuchsaufbau und korrelierten ihre Meßergebnisse mit der Dicke der Kortikalis.

Gohlke et al. [24] verwendeten in einem statischen Versuch ebenfalls menschliche Schulterpräparate. Sie versuchten, verschiedene Nahtanker durch Zug an einem geflochtenen Polyesterfaden der Stärke 2 aus dem Glenoid auszureißen. In diesem Versuch war die Zugrichtung senkrecht zur Knochenoberfläche, außerdem wurde der Einfluß der Knochendichte auf die Ausreißfestigkeit untersucht.

In einer anderen biomechanischen Untersuchung haben Hecker et al. [25] verschiedene Refixationsmöglichkeiten von Weichgewebe an menschlichen Leichenschultern getestet. Zum einen wurden die Sehnen der Muskulatur der Rotatorenmanschette vom Humerus abgetrennt, refixiert und durch Zug an der Sehne die Stabilität der Refixation getestet. Zum anderen wurde die Gelenkkapsel vom Glenoid abgelöst, am vorderen Glenoid refixiert und anschließend durch Zug an der Kapsel belastet.

McEleny et al. [37] verwendeten Schultern von Hunden für ihren Versuch. Aus den kompletten Schultern wurden Präparate hergestellt, bei denen zwei Knochenblöcke, einer vom Humerus und einer vom Glenoid, durch die dazwischen liegende Kapsel verbunden blieben. Die Kapselbrücke wurde von ihrem glenoidalen Ansatz abgetrennt und dort wieder mit verschiedenen Nahtankern befestigt. Diese Refixation wurde auf ihre Widerstandsfähigkeit gegen Zug getestet.

An humanen Leichenschultern haben Shall und Cawley [51] mit verschiedenen Systemen die Sehne des Musculus subscapularis am vorderen Rand des Glenoids fixiert. Die am Glenoid fixierte Sehne wurde distal an ein Nylonband genäht. Im Versuchsaufbau wurde auf einer Seite dieses Nylonband befestigt, auf der anderen Seite wurde das Glenoid fixiert. Auf die dazwischen gespannte Sehne wurde mit einem

Zylinder Druck nach ventral ausgeübt. Durch diesen Zylinder sollte der Humeruskopf simuliert werden, der während der vorderen Luxation nach ventral wandert.

Balch et al [1] haben in einem in vivo Versuch resorbierbare Nahtanker (BioSpheres) in den Markraum von Tibiae von Hunden implantiert und in bestimmten Zeitabständen MRT-Untersuchungen, morphologische und histologische Untersuchungen und biomechanische Versuche durchgeführt. Dabei handelte es sich nicht um Ausreißversuche wie bei den anderen Arbeiten, sondern die verwendeten runden Implantate wurden vorsichtig aus dem Gewebe entfernt und außerhalb des Knochens mit Druck belastet.

Einen ähnlichen Versuchsaufbau wie wir wählten Mohammed et al [38]. Sie trennten an intakten Schultergelenken den Labrum-Kapsel-Komplex im vorderen unteren Quadranten vom Glenoid ab, fixierten ihn mit entweder drei Mitek GII Ankern, transossären Nähten oder Acufex T-Fix Systemen, lösten anschließend die restliche Gelenkkapsel von der Gelenkpfanne und luxierten dann den Humeruskopf in 80° Abduktion und 90° Außenrotation nach ventral. Dabei wurden die Kraft gemessen, die Steifigkeit und wie weit der Humeruskopf nach vorne verschoben wurde. Die in den Versuchsgruppen ermittelten Werte wurden untereinander und mit einer Kontrollgruppe verglichen, in der die Kapsel außer im vorderen unteren Quadranten überall vom Glenoid abgetrennt worden war.

1.3 Anatomie und Biomechanik der vorderen Schulterkapsel

1.3.1 Labrum glenoidale

Das Labrum glenoidale ist eine hauptsächlich aus kollagenem Bindegewebe, mit wenig elastischen Fasern, bestehende Verbreiterung und Vertiefung der Gelenkpfanne des Schultergelenks mit geringen faserknorpeligen Anteilen an der Übergangszone zum hyalinen Gelenkknorpel des Glenoids [16, 28, 41, 42]. Nach König et al. [34] ist diese Übergangszone anterior und inferior deutlich ausgebildet, posterior schwächer und superior nicht nachweisbar.

König et al. [34] bezeichnen das Labrum glenoidale als nur posterior und anterior inferior gut entwickelt und fest mit dem Glenoid verwachsen. Anterior und superior sei es wesentlich mobiler und enger mit der langen Bizepssehne und den glenohumeralen Bändern verknüpft. Bei vielen Schulterpräparaten sei das Labrum anterior inferior makroskopisch nicht vom vorderen Band des IGHL zu differenzieren. Nach Hulstyn

[28] ist es im Bereich des inferioren glenohumeralen Ligamentkomplexes (IGHLC) fest mit dem Glenoid verbunden und konstant vorhanden. Im anterior-superioren Bereich sei es hingegen nicht deutlich ausgeprägt und nur peripher mit dem Glenoid verwachsen. Zu diesem Ergebnis kamen auch Cooper et al. [16].

Huber [27] beschreibt das Labrum glenoidale als in den unteren Quadranten des Glenoids gut entwickelt. Im vorderen oberen Quadranten zwischen dem superioren glenohumeralen Ligament (SGHL) und dem vorderen Band des IGHLC spricht er dagegen nicht von einem Labrum, sondern von einem „connecting band“ [Huber 1997, S. 687], das das Labrum in diesem Bereich ersetzt.

1.3.2 Schultergelenkkapsel

Die Kapsel des Schultergelenkes setzt distal am Collum anatomicum des Humerus und proximal am Labrum glenoidale und am Skapulahals an. Sie wird durch drei für die passive Stabilität der Schulter wichtige Verdickungen verstärkt: das SGHL (superior glenohumeral ligament), das MGHL (middle glenohumeral ligament) und den IGHLC (inferior glenohumeral ligament complex) mit vorderem Band, hinterem Band und dazwischen dem axillären Pouch.

Das SHGL verläuft vom Tuberculum supraglenoidale des Glenoids zum Humeruskopf, wo es kranial des Tuberculum minus ansetzt und ist konstant angelegt [27, 28]. Zusammen mit dem SGHL setzt das coracohumerale Ligament (CHL) am Humerus an, es entspringt an der Unterseite des Processus coracoideus[20].

Das MGHL ist sehr variabel ausgeprägt. Wenn vorhanden, verläuft es vom Labrum glenoidale direkt kaudal des Ansatzes des SGHL oder vom Skapulahals zu seinem Ansatz medial des Tuberculum minus am Humeruskopf [41]. Nach verschiedenen anatomischen Studien [28, 42] fehlt es in 27 – 30 % aller Schultern. Nach einer Arbeit von Ferrari [20] ist es bei jüngeren Schultern (bis 55 Jahre) konstant vorhanden, bei älteren (über 60 Jahre) fehlt es.

Der IGHLC ist eine konstant vorhandene Verstärkung der Gelenkkapsel im vorderen und hinteren unteren Quadranten der Kapsel. Seinen vorderen oberen Abschluß bildet das vordere Band, das nach O'Brien et al. [43] im Bereich zwischen der 2'00- und der 4'00-Position, am häufigsten jedoch an der 3'00-Position am Glenoid entspringt. Das hintere Band des IGHLC entspringt zwischen der 7'00- und der 9'00-Position. Zwischen diesen beiden Bändern befindet sich der axillary pouch (Recessus axillaris). Der IGHLC entspringt mit inter- und intraindividuellem Variation vom Glenoid, vom

Labrum glenoidale oder vom Skapulahals und setzt am Humeruskopf unterhalb der Knorpel-Knochen-Grenze an [43].

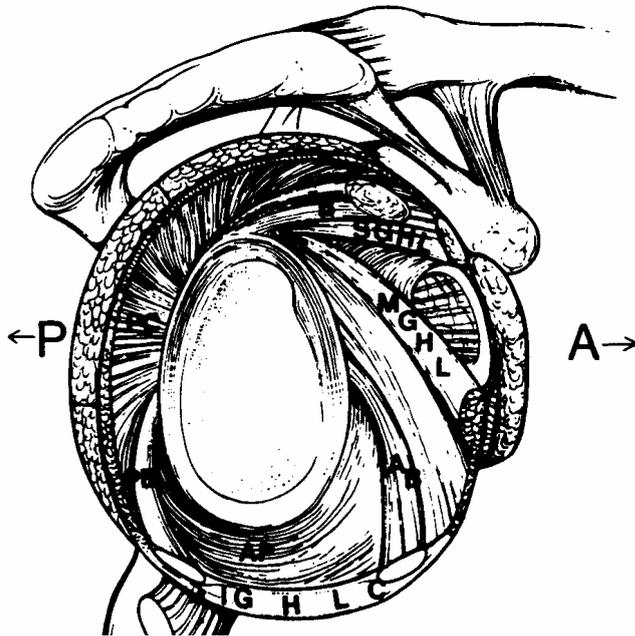


Abb. 1

Kapsel-Band-Apparat des Schultergelenks

SGHL = superior glenohumeral ligament; MGHL = middle glenohumeral ligament; IGHL = inferior glenohumeral ligament complex; AB = anterior band; PB = posterior band; AP = axillary pouch; A = anterior; P = posterior; B = biceps tendon

Aus: O'Brien S., Schwartz R. S., Warren R. F., Torzilli P. A.: Capsular Restraints to Anterior-Posterior motion of the abducted shoulder. *J. Shoulder Elbow Surg.* 4 (1995) 298-308

1.3.3 Biomechanik der vorderen Schulterinstabilität

Zur vorderen Schulterstabilität tragen sowohl aktive (muskuläre) als auch passive Komponenten bei. Zu den passiven Schulterstabilisatoren gehören vor allem die Gelenkkapsel mit ihren Verstärkungsbändern und das Labrum glenoidale, aber auch die knöchernen Verhältnisse des glenohumeralen Gelenks. Im folgenden wird nur auf die Funktion der kapsuloligamentären Strukturen eingegangen, da das Hauptaugenmerk dieser Arbeit der arthroskopischen Wiederherstellung dieser Strukturen gilt.

Das Labrum glenoidale vertieft die flache Gelenkpfanne des Schultergelenks und vergrößert die Kontaktfläche des Humerus mit der Skapula und trägt so zur Stabilität des Schultergelenks bei. Die Größe des Beitrags des Labrum glenoidale zur vorderen Schulterstabilität wird in der Literatur unterschiedlich bewertet, aber meist geringer als der Beitrag der glenohumeralen Bänder eingeschätzt [31, 62].

Es existieren eine Reihe biomechanischer Untersuchungen zur vorderen Schulterinstabilität. Da im vorliegenden Versuch eine Stellung des Schultergelenks in 90° Außenrotation und 60° glenohumeraler Abduktion gewählt wurde, wird im folgenden Abschnitt besonders auf die vordere Instabilität in dieser oder ähnlichen Stellungen eingegangen.

Turkel et al. [56] stellten fest, daß in mittelgradigen Abduktionsstellungen (glenohumeraler Winkel 45°) das MGHL und das vordere Band des IGHLC die wichtigsten Stabilisatoren des Schultergelenks sind, bei höhergradiger Abduktion der IGHLC.

Ovesen und Nielsen [46] kamen zu dem Ergebnis, daß bei niedrigerer Abduktion (bis 40°) hauptsächlich die proximale Kapsel das Schultergelenk stabilisiert, bei höherer Abduktion die distale Kapsel.

Malicky et al [36] ermittelten den Beitrag verschiedener Kapselanteile und Muskeln in 60° glenohumeraler Abduktion und in neutraler Rotationsstellung bzw. Außenrotation (10° unterhalb der maximalen Außenrotation) zur vorderen Schulterstabilität. Sie bestimmten die für eine ventrale Subluxation von bis zu 1 cm notwendige Kraft nach selektiver Durchtrennung verschiedener Muskeln oder Kapselanteile und kamen zu dem Ergebnis, daß in Außenrotation von den glenohumeralen Bändern das IGHL etwas mehr zur vorderen Schulterstabilität beiträgt als das MGHL und das SGHL zusammen. Nach dieser Studie ist der Effekt der hinteren Kapsel auf die vordere Stabilität gering und der des Ligamentum coracohumerale nur in geringgradiger Verschiebung des Humeruskopfes nach ventral von Bedeutung (unterhalb 1 cm).

Nach einer Veröffentlichung von O'Brien et al. [44] ist in 90° glenohumeraler Abduktion und 30° Flexion das hintere Band des IGHLC, in 90° Abduktion 30° Extension oder 0° Flexion und Extension das vordere Band des IGHLC der primäre ventrale Stabilisator des Schultergelenks.

Speer et al. [53] untersuchten den Effekt einer künstlich gesetzten Bankartläsion unter anderem auf die anterior-posteriore Verschieblichkeit des Humeruskopfes bei einer Belastung von 50 N in die jeweilige Richtung. Dazu trennten sie die Kapsel von 5 mm kranial des vorderen Bandes des IGHLC bis knapp dorsal des Tuberculum infraglenoidale vom vorderen Glenoid ab. Die Tests wurden in 0° , 45° und 90° glenohumeraler Abduktion mit jeweils 30° Innen- und Außenrotation und neutraler Rotationsstellung durchgeführt. Eine signifikante Zunahme der vorderen Translation konnte in folgenden Stellungen festgestellt werden: in 0° Abduktion in jeder Rotationsstellung, in 45° Abduktion und neutraler Rotationsstellung und in 90° Abduktion in Außenrotation. Bei diesen Versuchen wurde ein 12 mm hoher Rest des Labrum stehengelassen. Seine vollständige Resektion bewirkte in keiner Stellung eine veränderte Translation (bei 22 N Kompressionsdruck auf das Gelenk).

O'Connell et al. [45] konnten feststellen, daß bei 0° Abduktion hauptsächlich das SGHL und das MGHL bei Außenrotation der Schulter gespannt werden. Bei 45°

Abduktion seien das vordere Band des IGHL und das MGHL die hauptsächlichen Hemmer der Außenrotation, bei 90° Abduktion in erster Linie das vordere Band des IGHL und in geringerem Maße auch das MGHL.

Terry et al. [55] stellten an Schulterpräparaten bei Abduktion und Außenrotation Spannungsentwicklung vor allem im IGHL, aber auch im SGHL, vorderen CHL und MGHL in abnehmender Stärke fest.

In der deutschsprachigen Literatur existiert eine Veröffentlichung von Gohlke et al. [23], nach der eine Durchtrennung der vorderen Gelenkkapsel von kaudal des SGHL bis zum unteren Pol des Glenoids in einer vergrößerten ventralen Verschieblichkeit des Humeruskopfes resultiert. Dieser Effekt wurde durch einen T-Schnitt in der vorderen Gelenkkapsel senkrecht zum ersten Schnitt signifikant erhöht.

In einer Untersuchung über die stabilisierende Funktion der vorderen oberen Kapsel weist Ferrari [20] darauf hin, daß zwischen 0° und 60° Abduktion das CHL und das MGHL den meisten Widerstand gegen Außenrotation leisten, über 60° bis 90° jedoch das MGHL alleine. Von dieser Untersuchung war das IGHL ausgenommen.

Imhoff und Jacob [30] schreiben dem CHL in Adduktion stabilisierende Funktion gegen inferiore Translation und Außenrotation und dem SGHL die Hemmung einer inferioren und sekundären posterioren Translation zu. Die Hauptfunktion des MGHL ist nach Imhoff und Jacob [30] die vordere Stabilisierung in mittelgradiger Abduktion (45°) und der wichtigste Stabilisator des abduzierten Arms ist das IGHL. Nach ventral stabilisiert in maximaler Abduktion und Außenrotation vor allem das vordere Band des IGHL. Auch das hintere Band des IGHL trägt in dieser Position zur vorderen Stabilität bei, ab einer Abduktion von 65° ist jedoch das vordere Band der wichtigste Stabilisator [29].

Zusammenfassend läßt sich aus der Literatur schließen, daß die vordere Gelenkkapsel mit ihren Bändern der wichtigste passive ventrale Stabilisator ist. Bei geringer Abduktion sind das CHL, SGHL und MGHL von großer Bedeutung, verlieren aber mit zunehmender Abduktion zugunsten des IGHL an Wichtigkeit. Einige Autoren heben die Bedeutung des vorderen Bandes des IGHL besonders hervor. In der im Versuch gewählten Stellung von 60° glenohumeraler Abduktion und 90° Außenrotation ist davon auszugehen, daß der IGHL, insbesondere das anterior band als wichtigster ventraler Stabilisator fungiert, das MGHL geringere und der restliche Kapsel-Band-Apparat kaum noch Bedeutung haben.

2 Problemstellung

Ziel des Versuchs war die biomechanische Untersuchung der primären postoperativen Fixationsstabilität verschiedener in der arthroskopischen Schulterstabilisierung verwendeter Verankerungssysteme an humanen Leichenschultern. Dabei sollte, wie es in den meisten Veröffentlichungen biomechanischer Versuche zu Nahtankern nicht der Fall ist, eine spezielle Versuchsanordnung verwendet werden, die die Pathologie und Biomechanik der vorderen Schulterinstabilität berücksichtigt, die eine der Hauptindikationen für die Anwendung von Nahtankern ist.

Bei der habituellen vorderen Schulterinstabilität neigt der Humeruskopf zur ventralen Luxation, vor allem in Abduktion und Außenrotation, der Stellung, in der die vordere untere Gelenkkapsel der hauptsächliche ventrale Stabilisator ist (vgl. Kapitel 1.3.3). Im Versuchsaufbau wurde in dieser Stellung eine ventrale Luxation simuliert.

Außerdem wurde die Knochendichte der Präparate bestimmt, um einen eventuellen Einfluß der Knochendichte auf die Ausreißkraft der verschiedenen Nahtanker feststellen zu können.

3 Material und Methode

3.1 *Verwendete Präparate*

Für den Versuch standen insgesamt 32 menschliche Leichenschultern zur Verfügung, die kurz nach dem Tod entnommen und bis zum Vortag des jeweiligen Versuchs bei -20°C gelagert wurden. Zwei dieser Präparate konnten, nachdem bei Versuchen in der Kontrollgruppe eine für die Refixation und Untersuchung der Fixationsstabilität geeignete Bankartläsion entstanden war, in anderen Versuchsgruppen wiederverwendet werden. Insgesamt wurden 34 verwertbare Ergebnisse ermittelt.

Diese 32 Schulterpräparate hatten ein Sterbealter zwischen 19 und 67 Jahren, der Durchschnitt lag bei 38 Jahren. Insgesamt handelte es sich um 20 männliche und 12 weibliche, 17 rechte und 15 linke Schultern.

Diese Präparate wurden zufällig auf sieben Versuchsgruppen verteilt. In jeder Gruppe (mit Ausnahme der ersten Versuchsreihe mit Mitek Panalok) wurden fünf verwertbare Ergebnisse ermittelt, in der ersten Versuchsreihe mit Mitek Panalok waren es vier.

3.2 Getestete Verankerungssysteme

Die Schulterpräparate wurden in sieben Versuchsgruppen eingeteilt. In der Kontrollgruppe wurde die zur vorderen Luxation intakter Schultern nötige Kraft bestimmt, und in den sechs weiteren Gruppen die folgenden Verankerungssysteme getestet.

Getestet wurden der Suretac® II (Acufex® Microsurgical Inc., Mansfield, MA, USA), der Panalok® (Mitek® Products, Ethicon Inc., Westwood, MA, USA) mit Ethibond® No. 2 (Ethicon Inc., Westwood, MA, USA) in zwei Meßreihen mit unterschiedlicher Setztechnik und der 2,4 mm Fastak® (Arthrex, Karlsfeld bei München, Deutschland) in zwei Meßreihen mit verschiedenen Fäden (Ethibond® No.2 und 3) sowie sein Nachfolger, der 2,8 mm Fastak® (Arthrex Inc., Karlsfeld bei München, Deutschland) mit Ethibond der Stärke 2. Die lineare Reißkraft des Ethibond No. 2 beträgt 130 N und seine Knotenreißkraft 64 N, der Ethibond der Stärke 3 weist eine lineare Reißkraft von 165 N und eine Knotenreißkraft von 78 N auf (Angaben des Herstellers). Die Verankerungssysteme sind in Abb. 2 und Abb. 4 dargestellt.



Abb. 2

Getestete Nahtanker
Suretac II, 2,4 mm Fastak
und Panalok (von links)

Der Panalok Anker ist ein resorbierbarer Nahtanker aus Poly-L(-)-Laktid, der laut Hersteller in 2-4 Jahren resorbiert wird. Dieser Nahtanker wird neben verschiedenen resorbierbaren Fäden auch mit Ethibond Faden der Stärke 2 (Ethicon Inc, Westwood, MA, USA), einem grünen, geflochtenen, nicht resorbierbaren Polyesterfaden geliefert. Mit diesem Faden wurde er im vorliegenden Versuch getestet. Der Panalok ist keilförmig mit einem Querdurchmesser von 4 mm auf Höhe seines Stabilisierungskeils. Durch den dazugehörigen Bohrer wird ein Bohrloch von 18 mm Tiefe und 3,5 mm Durchmesser vorgegeben. Beim Setzen des Panaloks kippt dieser an der Kante des Bohrlochs um ca. 20°, wobei sich die Spitze des Setzinstruments biegt (Abb. 3, Bild 1

und 2). Beim Herausziehen des Setzinstruments verkeilt sich der Nahtanker im Bohrkanal (Abb. 3, Bild 3). Dieser Mechanismus wird nach Lösen des Setzinstruments durch Zug am Faden, der durch ein exzentrisch liegendes Öhr läuft, noch verstärkt (Abb. 3, Bild 4).

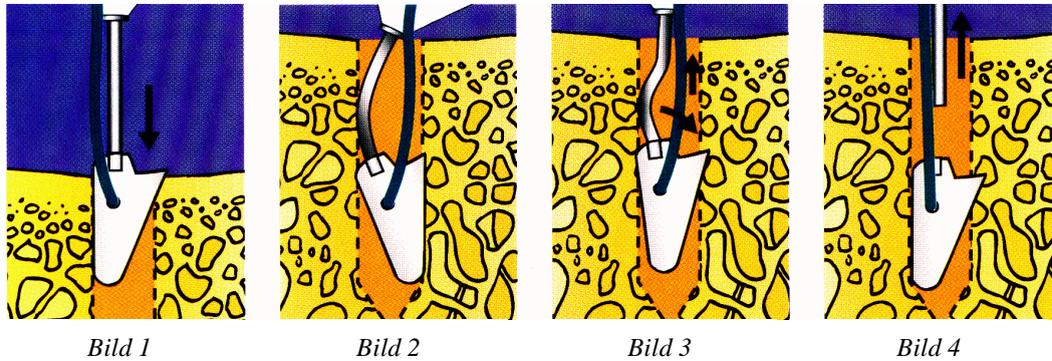


Abb. 3 Setztechnik Mitek Panalok

Aus: Der Mitek Panalok Anker. Der vollständig resorbierbare Fadenanker zur Refixation von Bändern und Sehnen am Knochen. Werbeprospekt von Mitek Division, Ethicon GmbH & Co. KG, Norderstedt von 11/97

Der Panalok wurde in zwei Untersuchungsreihen getestet. In der ersten wurden die Nahtanker nach der Gebrauchsanweisung gesetzt. Sie wurden auf das Setzinstrument geschraubt, in das Bohrloch gedrückt, anschließend wurde das Setzinstrument herausgezogen und der Nahtanker durch Zug am Faden weiter verkippt.

In der zweiten Versuchsreihe wurden die Nahtanker auf Hinweis von Mitarbeitern der Firma Mitek mit etwas abgewandelter Technik gesetzt. Vor dem Herausziehen des Setzinstruments (vor Bild 3 der Abb. 3) wurde am Faden gezogen, wodurch der Nahtanker vor dem Lösen des Setzinstruments schon verkippte. Im Anschluß wurde wie in der ersten Versuchsreihe das Setzinstrument herausgezogen und durch nochmaligen Zug am Faden der Nahtanker endgültig arretiert und sein Sitz überprüft.

Der zweite getestete Fadenanker ist der Fastak. Es handelt sich um einen Schraubenanker aus Titan mit einem selbstschneidenden Gewinde. Mit Hilfe des mitgelieferten kanülierten Setzinstruments, durch das der Faden läuft, kann er ohne vorzubohren in den Knochen geschraubt werden. Die geeignete Insertionstiefe wird durch eine Markierung am Setzinstrument angegeben. Getestet wurde der 2,4 mm Fastak und sein Nachfolgemodell, der 2,8 mm Fastak (Abb. 4). Der Unterschied zwischen diesen beiden Modellen liegt zum einem im größeren Querschnitt des Gewindes des neueren Fastaks, zum anderen wurde das Öhr des Nahtankers überarbeitet: Die beim 2,4 mm Fastak eckigen Innenkanten des Öhrs wurden bei seinem

Nachfolger abgerundet. Der 2,4 mm Fastak wurde mit Ethibondfaden (Ethicon Inc, Westwood, Ma, USA) der Stärken 2 und 3 getestet, der 2,8 mm Fastak mit Ethibond der Stärke 2.



Abb. 4

Beide Fastak Anker im Vergleich
oben der 2,4 mm Fastak, unten der
neuere 2,8 mm Fastak mit größerem
Durchmesser und modifiziertem Ohr

Das dritte getestete Verankerungssystem ist der Suretac II, ein resorbierbarer Nahtdübel aus einem verwandten Polymer der Polyglykolsäure und Trimethylen-Karbonat. Der Suretac II ist kein Fadenanker wie die beiden anderen getesteten Nahtanker, sondern er klemmt mit seinem an der Unterseite gezahnten Kopf (\Leftrightarrow 8 mm) das zu fixierende Weichgewebe am Knochen fest. Mit einer Länge von 16 mm ist er das größte der getesteten Implantate. Durch den zugehörigen kanülierten Bohrer wird ein Führungsdraht geschoben, bis dieser ca. 3 mm vorne herausragt, und verriegelt. Mit dem Führungsdraht und dem Bohrer wird das zu refixierende Gewebe durchstoßen, der Bohrer anschließend mit dem Führungsdraht auf die Refixationsstelle gesetzt und bis zum Bohrstopp in den Knochen gebohrt. Danach wird die Verriegelung des Führungsdrahtes gelöst, der Bohrer ohne den Führungsdraht zurückgezogen und der ebenfalls kanülierte Suretac über den Führungsdraht durch das Weichgewebe in das Bohrloch eingeschlagen. Der Suretac kann bei der arthroskopischen Labrumrefixation intra- oder extraartikulär angewendet werden, in diesem Versuch wurde er intraartikulär gesetzt (siehe Abb. 5).

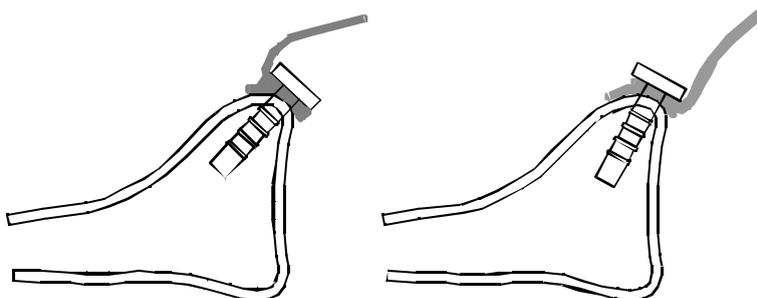


Abb. 5 Suretac intraartikulär (links) und extraartikulär (rechts)

3.3 Versuchsaufbau

Von den Schulterpräparaten wurde mit Ausnahme der Gelenkkapsel und des Ligamentum coracohumerale sämtliches Weichteilgewebe entfernt. Der Humerus wurde auf eine Restlänge von ca. 10 cm gekürzt und die Skapula so zurechtgesägt, daß sie in quaderförmige Metalltöpfe (Innenmaße HxBxT: 4x6x8 cm) eingegossen werden konnte. Der Pfannenrand des Glenoids ragte ca. 1,5 cm an der Vorderseite heraus. Die Spina scapulae wurde teilweise und das Acromion vollständig entfernt, der Processus coracoideus blieb bestehen.

Das Schulterblatt wurde in diesen Metallquader mit der Glenoidebene parallel zu dessen Vorderfläche in Ureol® (Ciba Specialty Chemicals Inc., Basel, Schweiz), einem schnell härtenden Epoxidharz, eingegossen. Der Humerus wurde so in ein 13,5 cm langes Vierkantrohr aus Stahl (Kantenlänge 40x40 mm, Wanddicke 1,5 mm) in Ureol eingegossen, daß im Versuchsaufbau eine Stellung des Humerus von 90° Außenrotation möglich war.

Da bei den Schulterpräparaten der Humerus in der Mitte durchtrennt worden war, war eine Definition des Rotationswinkels über die transepicondyläre Achse nicht möglich. Statt dessen wurden Angaben über den Retrotorsionswinkel des Humerus aus der Literatur herangezogen. Boileau und Walch [10] ermittelten einen durchschnittlichen Retrotorsionswinkel des Humerus von 17,9° anhand eines dreidimensionalen Computermodells auf Grundlage von 65 Leichenhumeri. Dieser Winkel ist der Winkel, um den die transepicondyläre Achse und die Humeruskopfachse gegeneinander verdreht sind (Abb. 6). Die Humeruskopfachse wurde dabei als Senkrechte auf die Ebene, in der das Collum anatomicum (Knorpel-Knochen-Grenze des Humeruskopfes) liegt, definiert. Im vorliegenden Versuch wurde der so ermittelte Retrotorsionswinkel von 17,9° als Grundlage für die Einstellung des Außenrotationswinkels verwendet. Im Versuchsaufbau wurde der Humerus mit 72° nach ventral rotierter Humeruskopfachse befestigt, was einer Außenrotation von 90° entspricht.

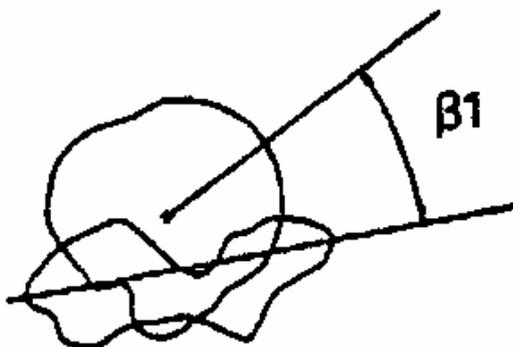


Abb. 6

Retrotorsionswinkel des Humerus nach Boileau und Walch

Aus Boileau P, Walch G: The Three-Dimensional Geometry of the Proximal Humerus. J. Bone Joint Surg. 79-B (1997) 857-865

Bei allen Präparaten mit Ausnahme der Kontrollgruppe wurde der Kapsel-Labrum-Komplex bei rechten Schultern im Bereich zwischen 1'00h und 6'00h, bei linken Schultern entsprechend zwischen 11'00h und 6'00h, vom vorderen Pfannenrand abgetrennt (siehe Abb. 7). Mit jeweils drei Nahtankern eines Typs wurde sie an den Positionen 1'30h, 3'30h und 5'00h für rechte bzw. 10'30, 8'30 und 7'00 für linke Schulterpräparate an ihrer ursprünglichen Insertionsstelle refixiert (Abb. 8-11). Dabei wurde im Fall der Fadenanker eine 0,5-1 cm breite Gewebebrücke des Kapsel-Labrum-Komplexes aufgefädelt und der Faden intraartikulär mit vier jeweils gegenläufigen einfachen Knoten durch einen kurzen Schnitt im dorsalen oberen Quadranten der Gelenkkapsel verknötet. Der Suretac wurde intraartikulär angewandt. Dies wurde radiologisch dokumentiert. Da keine Arthroskopieeinheit zur Verfügung stand, wurden die Nahtanker offen gesetzt.

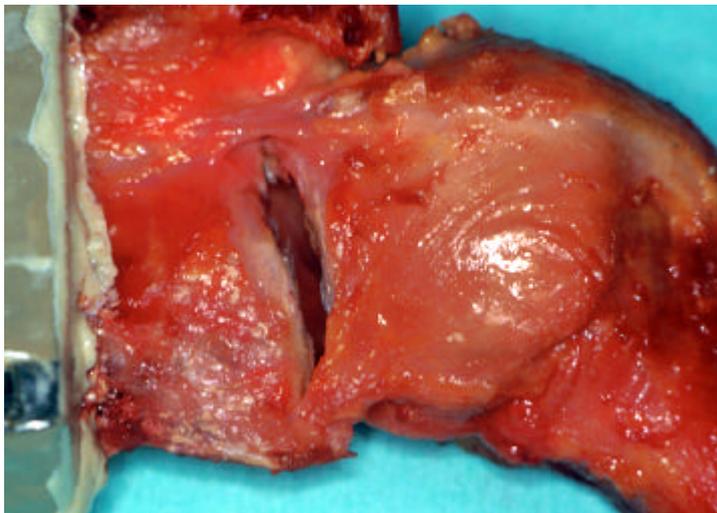


Abb. 7
Schulterpräparat mit künstlich gesetzter Bankartläsion



Abb. 8
Röntgenaufnahme einer rechten Schulter mit 3 Fastaks

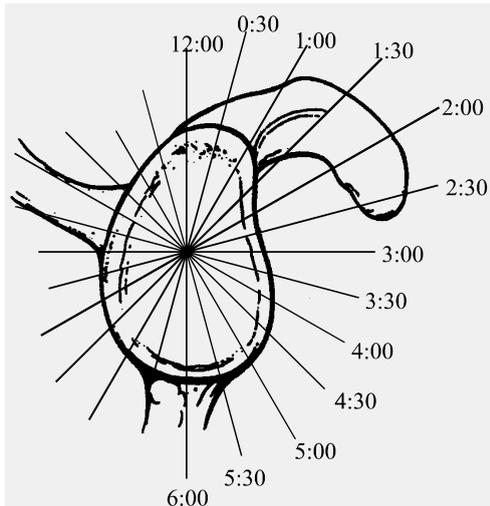


Abb. 9

Zifferblattmodell eines rechten Glenoids

abgewandelt aus: O'Brien S. J., Arnoczky S. P., Warren R. F., Rozbruch S. R.:
Developmental Anatomy of the Shoulder
and Anatomy of the Glenohumeral Joint.
in: „The Shoulder“, Rockwood C. A.,
Matsen F. A. (Hrsg.), W. B. Saunders
Company, 1990, Philadelphia, 1-33

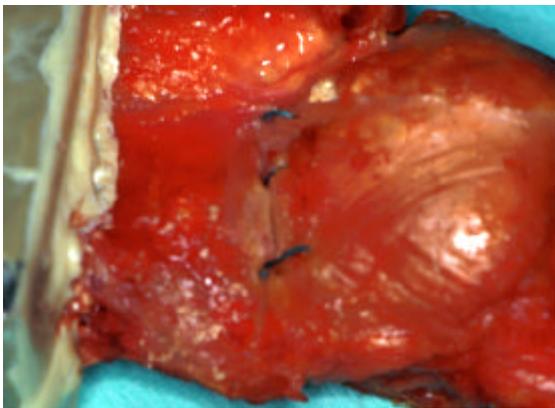


Abb. 10

Künstlich gesetzte und mit drei
Fadenankern refixierte
Bankartverletzung

Die beiden unteren Nahtanker (an der rechten Schulter bei 3'30 und 5'00) befanden sich im Bereich des IGHLC (inferior glenohumeral ligament complex), wobei der mittlere in der Nähe des vorderen Bandes des IGHLC lag. Die Position des oberen Nahtankers (bei 1'30) war zwischen den Ansatzstellen des IGHLC und des MGHL (middle glenohumeral ligament) am Glenoid (vgl. Kapitel 1.3.2).

Die Gelenkkapsel der Präparate aus der Kontrollgruppe wurde durch einen Schnitt in der dorsalen Kapsel ventiliert, um einen stabilisierenden Effekt des sonst bei der Luxation entstehenden Unterdruckes [35,62] zu verhindern, da in den anderen Versuchsgruppen die Gelenkkapsel ebenfalls ventiliert war.

Anschließend wurden die Schulterpräparate im Versuchsaufbau in 60° Abduktion und 90° Außenrotation eingespannt und mit der Universalprüfmaschine Wolpert TZZ 707 (Roell Amsler Prüfmaschinen GmbH & Co. KG, Gottmadingen, Deutschland) mit einer konstanten Zuggeschwindigkeit von 20 mm/min nach ventral luxiert. Die dabei auf den Humerus wirkende Kraft wurde in einer Kraft-Weg-Kurve aufgezeichnet

und auftretende Ereignisse (Riß des Fadens, Ausriß des Nahtankers, Kapselruptur) notiert. In der Ausgangsstellung war die Gelenkkapsel nicht gespannt.

Der Versuch wurde dann als beendet angesehen, wenn in der Kontrollgruppe die Kapsel gerissen, oder in den anderen Versuchsgruppen entweder die Kapsel gerissen oder der Kapsel-Labrum-Komplex nur noch durch maximal einen Nahtanker am Glenoid fixiert war.

Während des gesamten Versuchs wurden die Präparate durch Besprühen mit 0,9 %iger NaCl-Lösung feucht gehalten.

3.4 Knochendichtemessung

Um eine etwaige Auswirkung der Knochendichte auf die Ausreißkraft der Nahtanker feststellen zu können, wurde an den Schulterpräparaten mittels eines pq-CT's (Stratec XCT 2000, Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland) die Knochendichte im Bereich des Glenoids gemessen. Als Schnittebene wurde eine zur Glenoidebene parallele Ebene 1 cm medial des tiefsten Punktes der Cavitas glenoidalis gewählt (Abb. 11). Die Voxel-Size, die Größe der einzelnen räumlichen Einheiten, deren Dichte gemessen wird, wurde mit 0,25 mm Kantenlänge eher klein gewählt. Bestimmt wurden die Gesamtdichte, die trabekuläre Dichte, die kortikale Dichte, die Querschnittsfläche des Knochens in der Schnittebene, die Querschnittsfläche des kortikalen Knochens in der Schnittebene und der Anteil der kortikalen Fläche an der gesamten Querschnittsfläche. Dieser letzte genannte Wert ist nicht alleine von der Dicke der Kortikalis, sondern auch vom Umfang und somit von der Größe des jeweiligen Präparates abhängig.

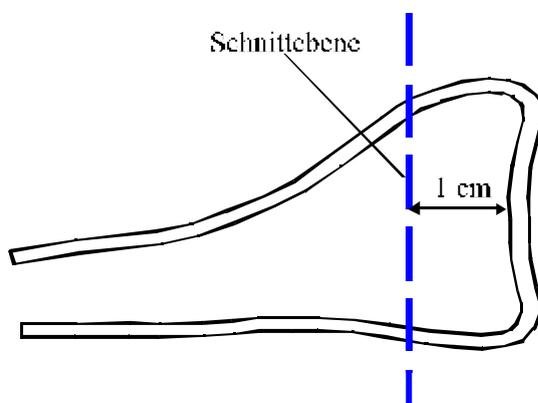


Abb. 11
Schnittebene für die Knochendichtemessung am Glenoid

3.5 Auswertung

Bei den Fadenankern gab es vier verschiedene Versagensmöglichkeiten: Der Faden oder die Gelenkkapsel konnten reißen oder der Nahtanker konnte brechen (z.B. am Öhr) oder aus dem Knochen ausgerissen werden. Beim Suretac fiel die erste Möglichkeit weg.

Die Kraft, bei der das erste Versagen der Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes auftrat, wurde zusammen mit dem eingetretenen Ereignis notiert, die durchschnittlichen Kraftwerte der verschiedenen Gruppen wurden berechnet, ebenso die Varianz und Standardabweichung. Zwischen den einzelnen Gruppen wurde mit dem T-Test die Irrtumswahrscheinlichkeit berechnet. Die vorkommenden Versagensmodi wurden in den einzelnen Versuchsgruppen sowohl für das erste Versagen als auch für alle weiteren während des Versuchs aufgetretenen Ereignisse notiert und summiert. Außerdem wurde versucht, die gemessenen Werte mit dem Sterbealter und mit der Knochendichte zu korrelieren, wo es sinnvoll erschien.

In Abb. 12 ist beispielhaft eine Meßkurve aus einem Versuch zu sehen. In dieser Meßkurve ist mit 1 der Punkt markiert, an dem das erste Versagen der Refixation auftrat, in diesem Fall war ein Faden gerissen. An der Ordinate ist die zugehörige Kraft abzulesen. Bei Punkt 2 ist ein weiterer Faden gerissen, und bei Punkt 3 begann die übrige Gelenkkapsel einzureißen.

Nach jedem eingetretenen Ereignis, wie zum Beispiel diesen Fadenrissen, fiel die aktuell gemessene Kraft in der Kraft-Weg-Kurve um einen Betrag ΔF ab, der in Abb. 12 ebenfalls markiert ist. Unter der Vorstellung, daß dieser Kraftbetrag auf den Faden, der gerissen ist, gewirkt hat und zu dessen Ruptur geführt hat, wurde in der Auswertung versucht, wo es möglich war, diesen Werte für das erste und zweite Versagen zu ermitteln. Sind zwei Fäden gleichzeitig gerissen, wurde der Betrag des Kraftabfalls halbiert und beiden zu gleichen Teilen zugeschrieben. Bei alleinigem oder kombiniertem Kapselriß wurde der Kraftabfall nicht in die Auswertung aufgenommen. Bei den Fadenankern konnte ΔF in den meisten Fällen bestimmt werden, beim Suretac war es schwierig durchzuführen. Genaueres ist bei den Ergebnissen der einzelnen Versuchsgruppen nachzulesen.

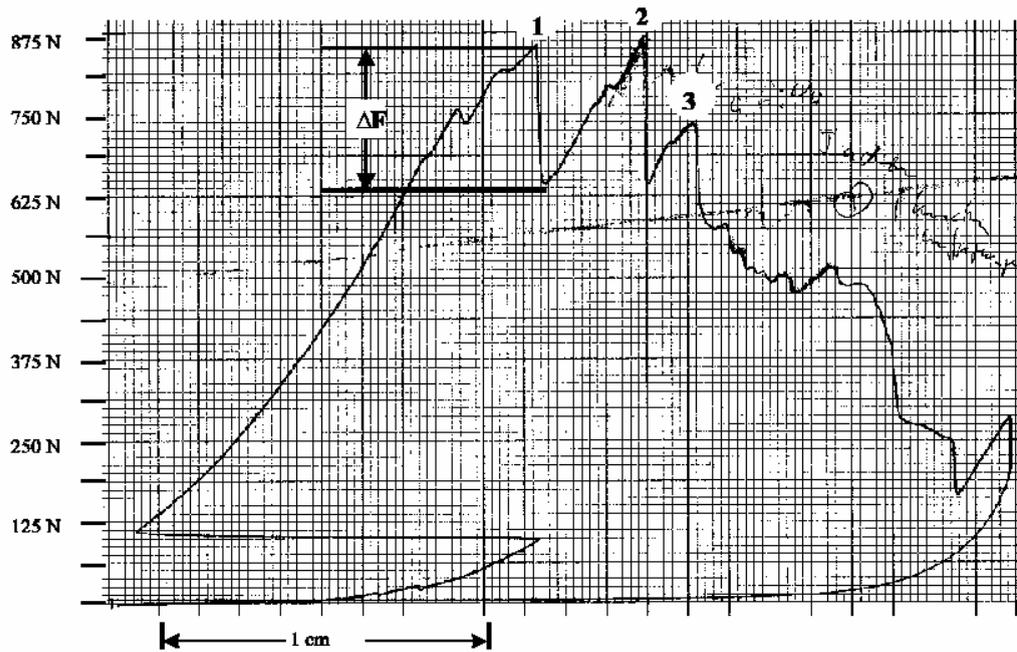


Abb. 12 Meßkurve aus einem Versuch

Die Strecke, um die sich der Humeruskopf bis zum ersten Ereignis nach ventral bewegte, wurde notiert. Begonnen wurde diese Messung bei einer Vorbelastung von 50 N, um Verfälschungen durch unterschiedliche Laxität der Präparate oder ungleiche Auslenkung in der Ausgangsstellung zu vermeiden. Außerdem wurde die Steigung der Kraftkurve, d. h. die Steifigkeit, vor dem Auftreten des ersten Versagens der Refixation berechnet. Dieser Wert sagt aus, um wieviel Newton die gemessene Kraft pro mm ventraler Translation des Humeruskopfes zugenommen hat ($\Delta F/\Delta s$ [N/mm]).

Die während des Versuchs gemessene Kraft (F_K) entspricht der am Kraftansatzpunkt (K) im Bereich des proximalen Humerusschaftes ansetzenden Kraft. Zur Vereinheitlichung und zur besseren Vorstellung wurde mit dem Hebelgesetz die auf das Zentrum des Humeruskopfes (H) wirkende Kraft (F_H) berechnet, wobei \overline{DH} die Entfernung des Drehpunktes des Scharniergelenks am distalen Ende des Humerus zum Humeruskopfzentrum und \overline{DK} den Abstand zwischen dem Drehpunkt und dem Kraftansatzpunkt darstellt (Abb. 13).

$$F_H \times \overline{DH} = F_K \times \overline{DK} \Rightarrow F_H = F_K \times \frac{\overline{DK}}{\overline{DH}}$$

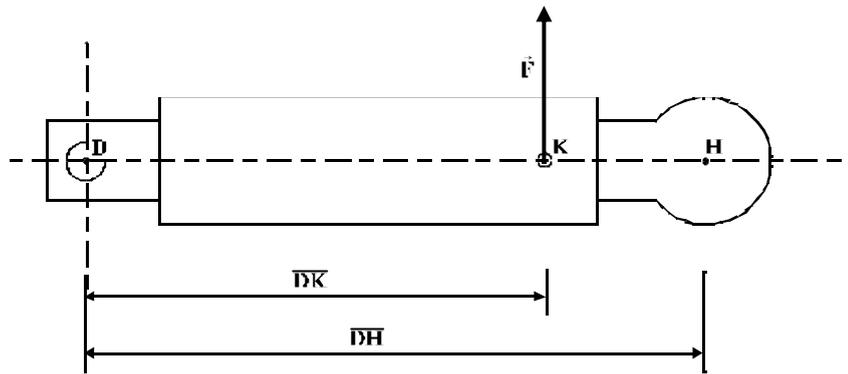


Abb. 13 Hebelverhältnisse beim Versuch

Der Abstand des Drehpunktes des Scharniergelenks zum Kraftansatzpunkt betrug durchschnittlich 14 cm, der Abstand des Drehpunktes des Scharniergelenks zur Mitte des Humeruskopfes 19,4 cm und das sich daraus ergebende Hebelverhältnis ergab einen durchschnittlichen Wert von 0,72.

Bei Versuchsbeginn lag der Humerus noch waagrecht und die gemessene Zugkraft wirkte im rechten Winkel auf ihn ein. Dann entsprach die gemessene Kraft der nach ventral auf den Humerus wirkenden. Mit zunehmender ventraler Auslenkung des Humerus veränderte sich der Angriffswinkel der Kraft. Dabei konnte die wirkende und auch gemessene Kraft F_m in zwei Komponenten aufgeteilt werden, nämlich in eine am Kraftansatzpunkt senkrecht auf den Humerus wirkende Komponente F_s und eine parallel zur Humeruslängsachse wirkende Komponente F_p (Abb. 14). Die interessierende Komponente F_s betrug dann den gemessenen Wert F_m multipliziert mit dem Sinus des Winkels zwischen Humeruslängsachse und wirkendem Kraftvektor \vec{F}_m ($90^\circ - \alpha$).

Die Auslenkung des Kraftansatzpunktes nach ventral betrug maximal 2,5 cm beim Auftreten des ersten Versagens der Refixation (z.B. Riß des ersten Fadens, Kapselriß, Ausreißen des ersten Nahtankers). In dieser Stellung war das Humeruskopfzentrum durchschnittlich 3,5 cm aus der Ausgangsstellung nach ventral verlagert und der Humerus bildete mit der Zugrichtung einen Winkel von etwa $79,7^\circ$. Die senkrecht auf den Humerus wirkende Kraft F_s betrug in diesem Fall die gemessene Kraft multipliziert mit $\sin 79,7^\circ$ ($=0,984$). Dabei wurde zur Vereinfachung angenommen, daß die Zugrichtung immer vertikal ist. Da keine größeren Auslenkungen des Humerus bei den interessierenden Ereignissen (erstes Versagen) vorkamen, wurde die Auswirkung der Veränderung des Winkels, in dem die Kraft auf den Humerus wirkte, als vernachlässigbar angesehen und in der Auswertung nicht berücksichtigt.

$$F_s = F_m \times \cos a = F_m \times \sin(90^\circ - a)$$

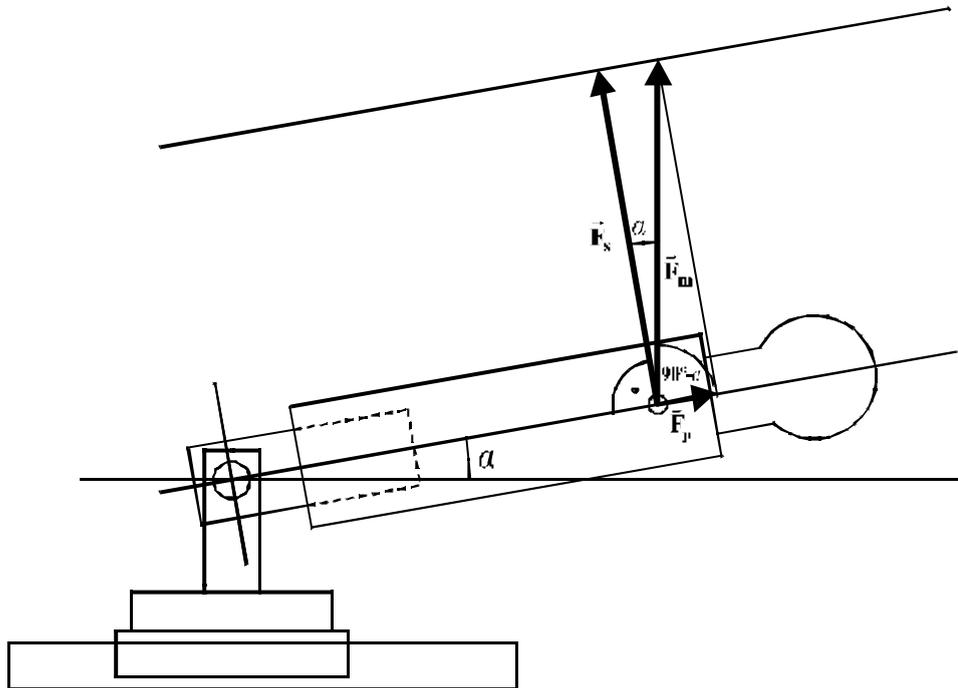


Abb. 14 Parallelogramm der während des Versuchs auf den Humerus wirkenden Kräfte

Die gemessenen Kraftwerte wurden, wo es sinnvoll war, mit den in der Knochendichtemessung gewonnenen Daten korreliert. Nicht sinnvoll war eine solche Korrelation bei den Fadenankern, da dort hauptsächlich die Fäden versagten und somit in diesen Versuchsgruppen die gemessene Kraft unabhängig von den Eigenschaften des Präparates waren. Eine Korrelation mit der Gesamtfläche des Knochens in der Schnittebene wäre ebenfalls nicht sinnvoll, da diese nur von der Größe des Knochens abhängt und nichts über die Qualität des Präparates aussagt.

4 Versuchsaufbau

Die eingegossene Skapula wurde mit der ventralen Seite nach oben auf einem um eine Achse kippbaren Schraubstock befestigt und so eingestellt, daß die Glenoidebene senkrecht stand und die Verbindungsgerade der Tubercula supra- und infraglenoidale horizontal verlief.

Das distale Ende des Vierkantrohres, in das der Humerus eingegossen war, wurde an einem Metallblock befestigt, der zusammen mit einem Gabelgewinde ein Scharniergelenk bildete. Dieses Scharniergelenk erlaubte ein Schwenken des Humerus nach oben und unten. Es wurde auf dem Führungswagen einer Parallelschienenführung

(LLBHS15TA, SKF Linearsysteme GmbH, Dreieich-Sprendlingen, Deutschland) aufgeschraubt. Dadurch wurde freie Beweglichkeit des Humerus in Richtung seiner Längsachse gewährleistet, das Auftreten von Zwangskräften, zum Beispiel durch Hängenbleiben des Humeruskopfes am vorderen Pfannenrand, eingeschränkt und der Humeruskopf konnte bei der Luxation, durch den Zug der gespannten Gelenkkapsel gegen das Glenoid gedrückt, entlang der Gelenkpfanne nach ventral wandern. Die Schiene der Linearführung war auf einer höhenverstellbaren Metallplatte befestigt.

Das Schulterpräparat wurde so auf der Prüfmaschine befestigt und eingestellt, daß sich der Humerus in 90° Außenrotation und 60° Abduktion zur Glenoidebene befand. Der angegebene Abduktionswinkel ist der glenohumerale Winkel. Bei der Abduktion dreht sich die Skapula in einem gewissen Maße mit, ungefähr bei 90° Abduktion wird ein glenohumeraler Winkel von 60° erreicht [21, 47, 54]. Bei Beginn des Versuchs lag die Längsachse des Humerus horizontal, das Zentrum des Humeruskopfes befand sich bei Kontakt der beiden Gelenkpartner auf einer Senkrechten zur Glenoidebene durch das Zentrum der Gelenkpfanne.

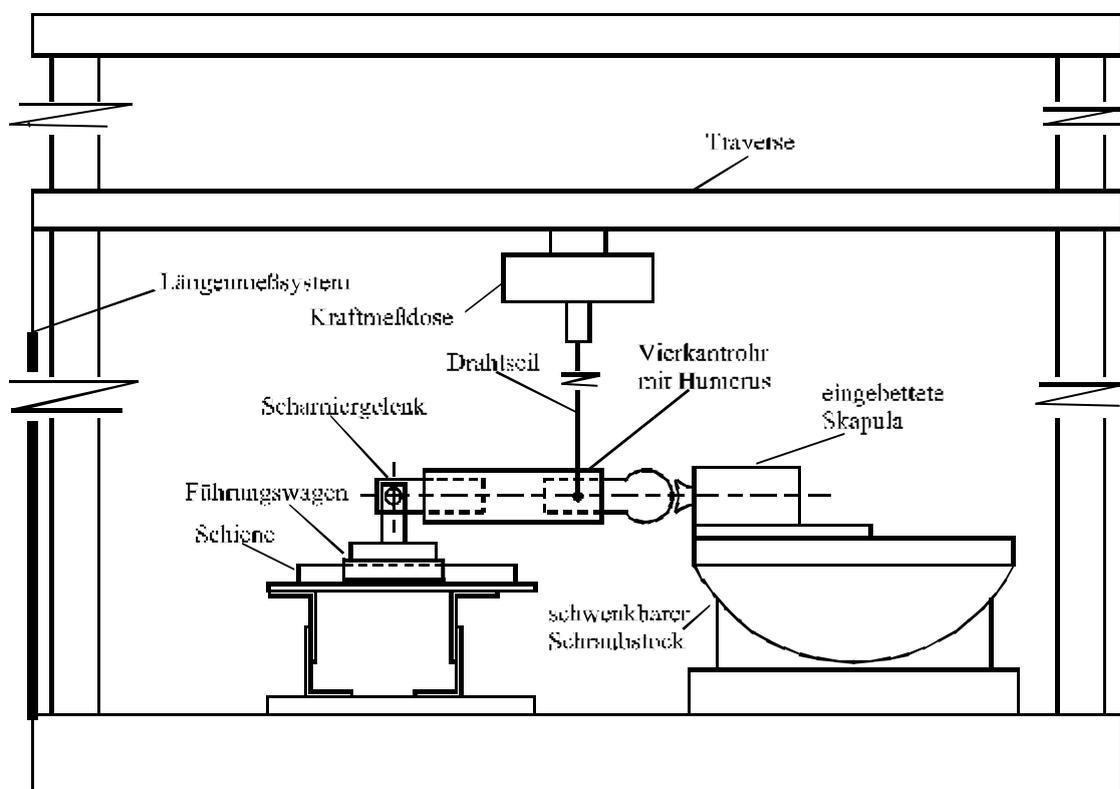


Abb. 15 Versuchsaufbau von der Seite

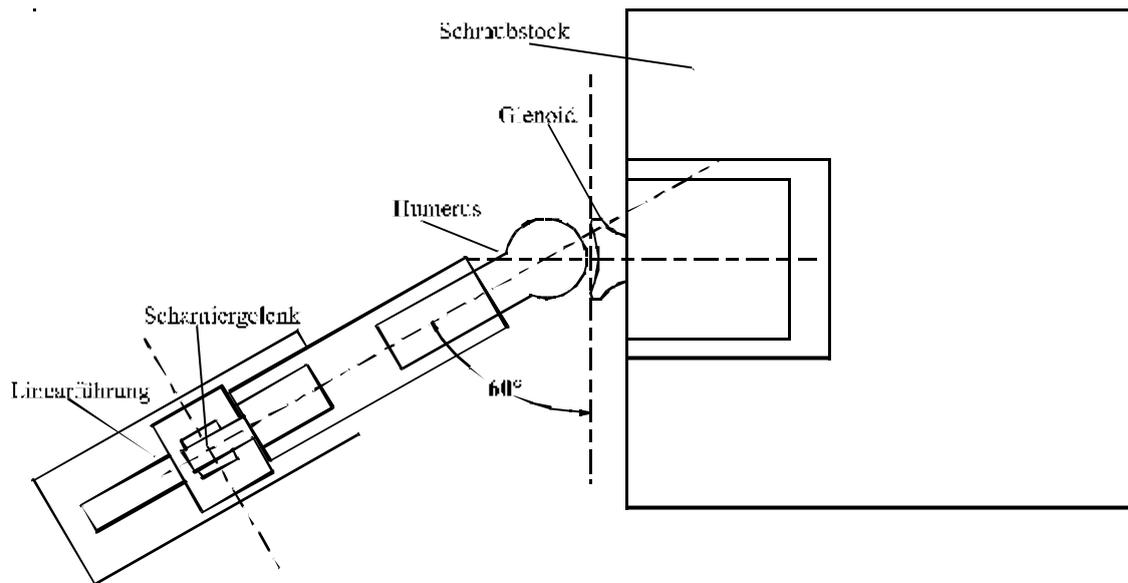


Abb. 16 Versuchsaufbau von oben

Die Luxation nach ventral erfolgte bei genanntem Aufbau durch Zug mit einem Drahtseil senkrecht nach oben an einem Metallstab, der horizontal, ca. 14 cm proximal des Scharniergelenkes, senkrecht zur Humeruslängsachse durch den Humerus und das umgebende Vierkantrohr verlief. Dieses Drahtseil war über eine Kraftmeßdose an der Traverse der Prüfmaschine befestigt, die sich konstant mit einer Geschwindigkeit von 20 mm/s nach oben bewegte. Während des Versuchs wurde die über das Drahtseil auf den Kraftansatzpunkt am Humerusschaft wirkende Kraft gemessen und mit einem Schreiber auf Millimeterpapier gegen den zurückgelegten Traversenweg aufgezeichnet.

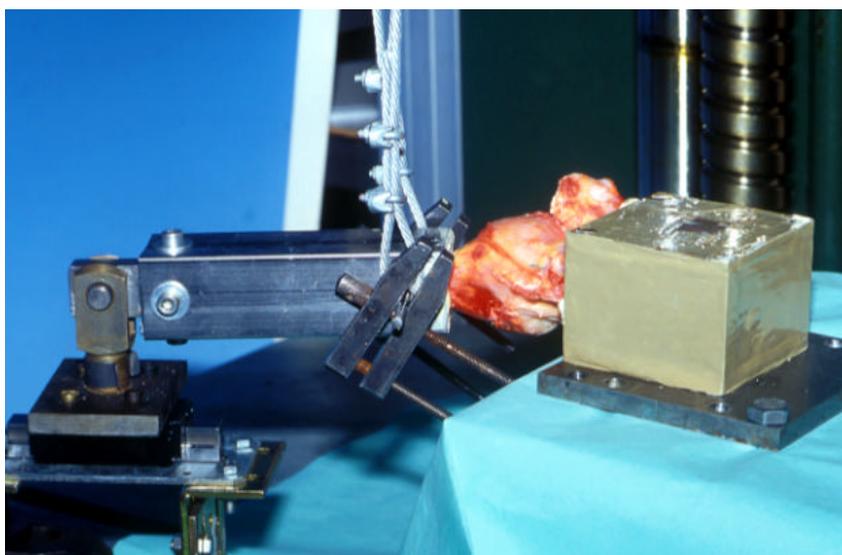


Abb. 17
Versuchsaufbau

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Knochendichtemessung

In diesem Abschnitt sind die Ergebnisse der Knochendichtemessung der Schulterpräparate zusammengefaßt, die in die Auswertung gekommenen sind. Folgende Werte wurden ermittelt: Die Querschnittsfläche des Glenoids in der Schnittebene (Ebene parallel zur Glenoidebene 1 cm medial des tiefsten Punktes der Cavitas glenoidalis), die Querschnittsfläche des kortikalen Knochens in der Schnittebene, daraus der Anteil des kortikalen Knochens an der Gesamtquerschnittsfläche (relative kortikale Fläche), die Gesamtdichte, die trabekuläre und die kortikale Dichte.

Die mittlere Querschnittsfläche des Glenoids in der Schnittebene betrug 847 mm^2 , die mittlere kortikale Fläche $154,5 \text{ mm}^2$, der durchschnittliche Anteil der kortikalen Fläche an der Gesamtfläche 19%, die durchschnittliche Gesamtknochendichte $422,8 \text{ mg/ccm}$, die trabekuläre Dichte im Durchschnitt $249,6 \text{ mg/ccm}$ und die mittlere kortikale Dichte $960,6 \text{ mg/ccm}$. Dabei ist die Knochendichte gleich dem Mineralgehalt des Knochens in mg Hydroxylapatit pro Kubikzentimeter.

Die Gesamtknochendichte und die trabekuläre Knochendichte korrelierten mit Korrelationskoeffizienten von $-0,54$ bzw. $-0,57$ besser negativ mit dem Alter als die kortikale Fläche und die relative kortikale Fläche mit $-0,3$ bzw. $-0,36$. Die relative kortikale Fläche hängt als Anteil der kortikalen Fläche von der Gesamtfläche nicht nur von der Dicke der Kortikalis, sondern auch vom Gesamtquerschnitt ab, und ist somit kein reines Maß für die Dicke der Kortikalis. Schultern mit einer großen Gesamtfläche haben zum Beispiel eine dickere Kortikalis als Schultern mit einer kleinen Gesamtfläche und der selben relativen kortikalen Fläche. Zwischen der Knochenfläche bzw. der kortikalen Dichte und dem Alter bestand mit Korrelationskoeffizienten von $0,13$ bzw. $0,01$ bei den vorliegenden Präparaten kein Zusammenhang. Einzelheiten zu den Ergebnissen der Knochendichtemessung sind Tab. 1 zu entnehmen.

Betrachtet man die Schulterpräparate nach Geschlechtern getrennt, ergibt sich folgendes Bild: Bei den 20 männlichen Schultern lagen die durchschnittliche Gesamtfläche mit $929,5 \text{ mm}^2$ und die durchschnittliche kortikale Fläche mit 159 mm^2 über dem Gesamtdurchschnitt. Dagegen waren die Mittelwerte der anderen Werte in dieser Gruppe niedriger als der Gesamtdurchschnitt: Gesamtdichte $405,4 \text{ mg/ccm}$, trabekuläre Dichte 241 mg/ccm , kortikale Dichte 957 mg/ccm , relative kortikale Fläche 17,2% (was

an der durchschnittlich größeren Gesamtquerschnittsfläche liegen kann). In dieser Gruppe korrelierte die Gesamtdichte mit $-0,81$ stark negativ mit dem Alter, die trabekuläre Dichte ($-0,65$), die relative ($-0,6$) und die absolute kortikale Fläche ($-0,5$) etwas schwächer und die kortikale Dichte ($-0,11$) und die Knochenfläche ($0,11$) nicht. Festzustellen ist, daß in dieser Gruppe eine stärker negative Korrelation in den vier erst genannten Beziehungen vorhanden ist als bei allen Schultern zusammen.

	Alter	Geschlecht	Seite	Knochen- fläche [mm ²]	Gesamt- dichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kortikale Fläche [mm ²]	Relative kortikale Fläche	Kortikale Dichte [mg/ccm]
	19	weiblich	rechts	589,6	546,1	318,3	177,2	30,1%	949,0
	19	weiblich	links	697,3	533,5	316,6	193,0	27,7%	997,3
	19	männlich	rechts	736,9	437,3	267,0	126,9	17,2%	932,3
	19	männlich	links	736,7	458,7	285,0	136,9	18,6%	932,4
	20	männlich	rechts	1272,0	470,7	321,1	241,7	19,0%	898,8
	20	weiblich	rechts	688,81	414,64	280,04	101,75	14,8%	927,13
	20	weiblich	links	669,5	423,7	273,49	111,94	16,7%	944,15
	22	männlich	links	691,94	408,62	246,57	123,5	17,8%	962,2
	24	weiblich	rechts	683,8	441,8	244,6	130,9	19,1%	965,5
	24	weiblich	links	760,5	420,5	236,3	137,1	18,0%	949,0
	28	männlich	rechts	836,4	497,5	240,8	232,6	27,8%	1009,1
	28	männlich	links	961,5	486,7	260,4	234,1	24,4%	1058,0
	29	männlich	links	908,94	427,84	239,04	177,96	19,6%	986,02
	30	männlich	rechts	1021,3	418,9	262,2	167,9	16,4%	957,8
	30	männlich	links	1073,3	424,4	249,4	180,4	16,8%	956,9
	32	männlich	rechts	911,8	503,2	367,1	221,3	24,3%	959,5
	33	männlich	links	928,3	401,7	239,1	145,4	15,7%	958,7
	34	weiblich	rechts	784,1	353,3	231,3	118,7	15,1%	964,5
	35	weiblich	rechts	854,8	436,0	251,5	174,9	20,5%	962,8
	36	männlich	rechts	916,38	388,1	242,92	121,06	13,2%	913,6
	40	männlich	rechts	1125,2	377,2	207,0	164,5	14,6%	922,8
	51	männlich	rechts	990,6	390,8	286,8	172,6	17,4%	1027,1
	51	männlich	links	962,9	377,1	159,5	179,5	18,6%	1011,5
	52	männlich	links	680,6	389,1	310,1	101,2	14,9%	923,3
	53	weiblich	links	633,6	495,0	243,5	165,3	26,1%	1031,9
	55	weiblich	rechts	818,0	510,3	279,7	212,2	25,9%	1020,1
	64	weiblich	rechts	648,1	446,8	260,8	132,4	20,4%	974,0
	64	weiblich	links	684,7	399,6	233,4	109,8	16,0%	915,5
	65	männlich	links	1033,9	265,3	130,9	95,5	9,2%	925,3
	65	männlich	rechts	1031,1	276,6	134,3	100,3	9,7%	923,6
	67	männlich	rechts	861,4	368,1	191,1	133,4	15,5%	964,3
	67	männlich	links	908,6	339,9	178,5	122,9	13,5%	916,3
Mittelwert	38			847	422,8	249,6	154,5	18,6%	960,63
Varianz	293,8			27443,8	4228,3	2726,6	1806,1	0,0026	1562,64
Stabw	17,1			165,7	653	52,2	42,5	0,0508	39,53
Minimum	19			589,6	265,3	130,9	95,5	0,0924	898,80
Maximum	67			1272	546,1	367,1	241,7	0,3005	1058,00
Median	32,5			845,6	422,1	248	141,2	0,1764	958,24
Korrelation Alter und				0,13	-0,54	-0,57	-0,30	-0,36	0,01

Tab. 1 Ergebnisse der Knochendichtemessung

Bei den zwölf weiblichen Schulterpräparaten ergab der Vergleich der Mittelwerte mit den Durchschnittswerten aller Schultern ein anderes Bild: Mit 709,4 mm² und 147,1 mm² lagen die Gesamtfläche und die kortikale Fläche unter dem Gesamtdurchschnitt. Die durchschnittliche Gesamtdichte (451,8 mg/ccm), trabekuläre Dichte (264,1 mg/ccm), kortikale Dichte (966,7 mg/ccm) und die relative kortikale Fläche (20,9%) waren über den entsprechenden Werten aller Präparate zusammen. Eine schwache Korrelation zeigten in dieser Gruppe die verschiedenen Meßparameter mit dem Alter der Präparate. Der Korrelationskoeffizient von Alter und trabekulärer Dichte betrug -0,43, die übrigen hatten noch niedrigere Beträge zwischen null und 0,27.

Ge- schlecht	Knochen- fläche [mm ²]	Gesamtdichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Flä- che [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
männlich	929,5	405,4	241	159	17,2%	957
weiblich	709,4	451,8	264,1	147,1	20,9%	966,7

Tab. 2 Mittelwerte aus der Knochendichtemessung nach Geschlecht getrennt

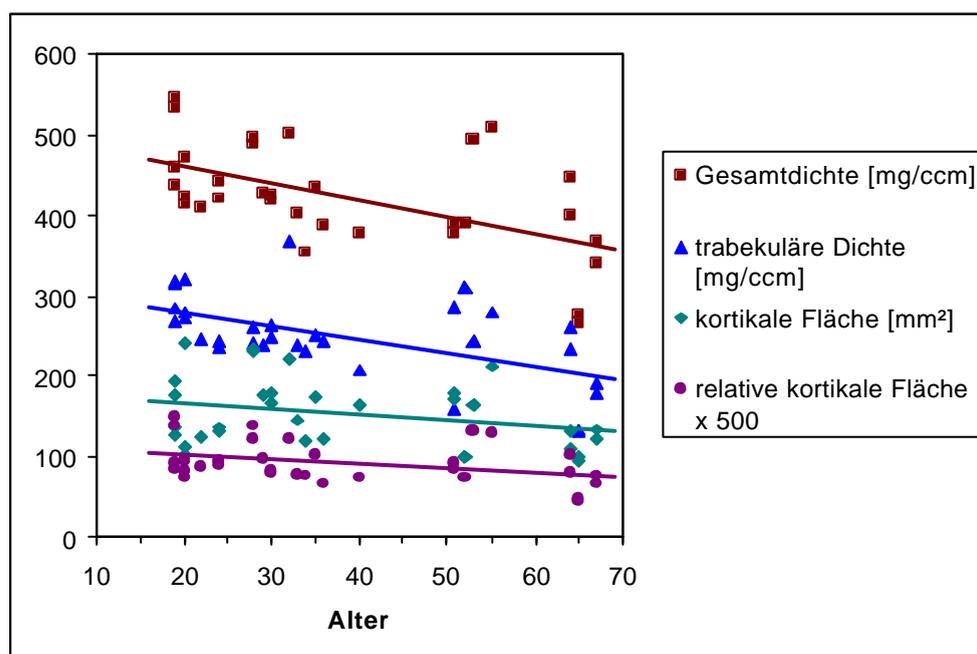


Diagramm 1 Korrelation von Alter und Knocheneigenschaften

Bei kortikaler Dichte und Gesamtquerschnittsfläche besteht keine Korrelation mit dem Alter.

Seite	Knochen- fläche [mm ²]	Gesamtdichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Flä- che [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
rechts	868,9	428,1	258	160,6	18,9%	957,2
links	822,1	416,8	240,1	147,6	18,2%	964,6

Tab. 3 Mittelwerte aus der Knochendichtemessung nach Seite getrennt

Bei einem Vergleich der rechten und linken Schulterpräparate fallen Unterschiede mit höheren Werten rechts in allem außer der kortikalen Dichte auf (Tab. 3).

Insgesamt hatten bei den gemessenen Schulterpräparaten die Gesamtdichte, die trabekuläre Dichte, die kortikale Fläche und deren Anteil an der Gesamtquerschnittsfläche den Trend, mit dem Alter abzunehmen (Diagramm 1). Die Gesamtquerschnittsfläche und die kortikale Dichte hingegen schienen unabhängig vom Alter zu sein.

5.2 Ergebnisse der Kontrollgruppe

In der Kontrollgruppe wurden fünf Schulterpräparate auf ihre vordere Stabilität getestet. Es handelte sich um ein weibliches und vier männliche Präparate mit einem Durchschnittsalter von 51,2 Jahren, das Sterbealter lag zwischen 19 und 67 Jahren. Die durchschnittliche Gesamtknochendichte in der gemessenen Ebene betrug 406,8 mg/ccm, die durchschnittliche trabekuläre Knochendichte 257 mg/ccm.

Bei drei Präparaten riß der Kapsel-Labrum-Komplex vom vorderen Pfannenrand ab (Abb. 18). Die Gelenkkapsel gab bei den beiden anderen Präparaten am Ansatz am Humerus nach (HAGL: humeral avulsion of glenohumeral ligaments) (Abb. 19). Die dazu notwendige Kraft betrug im Durchschnitt 958,2 N (auf die Mitte des Humeruskopfes wirkende Kraft) und bewegte sich zwischen 708 N und 1471 N. Auffällig ist, daß die mit Abstand höchste Kraft bei dem mit Abstand jüngsten Präparat auftrat. Dieses Präparat hatte die kleinste Gesamtfläche und die bei weitem größte Gesamtdichte und relative kortikale Fläche. Letzteres ist wohl nicht alleine auf eine dickere Kortikalis, sondern auch auf einen geringeren Umfang zurückzuführen, und mit einem größeren kortikalen Anteil an der Querschnittsfläche steigt auch die gemessene Gesamtdichte. Weitere Einzelheiten sowie die Ausdehnung der entstandenen Bankartläsionen sind in Tab. 4 zu finden.

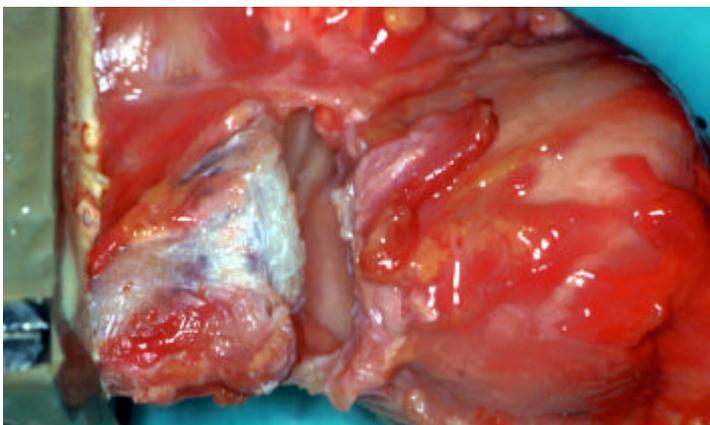


Abb. 18

Im Versuch entstandene Bankartverletzung

Der Kapsel-Labrum-Komplex ist am glenoidalen Ansatz abgerissen.

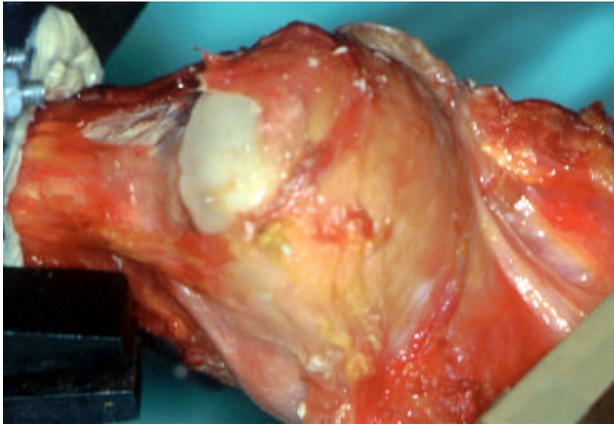


Abb. 19

Im Versuch entstandene HAGL-Läsion

Die Gelenkkapsel ist an ihrem humeralen Ansatz abgerissen.

Präparat Nr.	Alter	Geschlecht	Seite	Kraft [N] bei der Kapselverletzung	Verletzungsart
1	19	weiblich	rechts	1471	Bankart 2'00-7'00
2	51	männlich	rechts	781	HAGL
3	52	männlich	links	1059	Bankart 6'30-9'30
4	67	männlich	rechts	772	HAGL
5	67	männlich	links	708	Bankart 6'00-10'00
Mittelwert	51,2			958,2	
Varianz	384,2			100448,7	
Standardabw.	19,6			316,9	
Korrelation Alter u. Kraft				-0,94	

Tab. 4 Ergebnisse der Kontrollgruppe

Präparat Nr.	Knochenfläche [mm ²]	Gesamtdichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Fläche [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	589,6	546,1	318,3	177,2	30,1%	949,0
2	990,6	390,8	286,8	172,6	17,4%	1027,1
3	680,6	389,1	310,1	101,2	14,9%	923,3
4	861,4	368,1	191,1	133,4	15,5%	964,3
5	908,6	339,9	178,5	122,9	13,5%	916,3
Mittelwert	806,2	406,8	257,0	141,4	18,3%	956,0
Varianz	27550,6	6488,4	4492,0	1070,9	0,0045	1953,3
Stabw	166,0	80,6	67,0	32,7	0,0673	44,2
Korrelation Kraft und	-0,91	0,94	0,75	0,36	0,88	-0,20

Tab. 5 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Kontrollgruppe

In der Kontrollgruppe korrelierte die gemessene Kraft mit einem Korrelationskoeffizienten von $-0,94$ annähernd linear negativ mit dem Alter des Präparates. Außerdem konnte eine starke positive Korrelation der gemessenen Kraft mit der Gesamtdichte (0,94), der trabekulären Dichte (0,75) und der relativen kortikalen Fläche (0,88) festgestellt werden. Die negative Korrelation der Kraft mit der Querschnittsfläche ist wahrscheinlich dem Zufall zuzuschreiben, eine Korrelation der Kraft mit der kortikalen Dichte bestand kaum (Tab. 5).

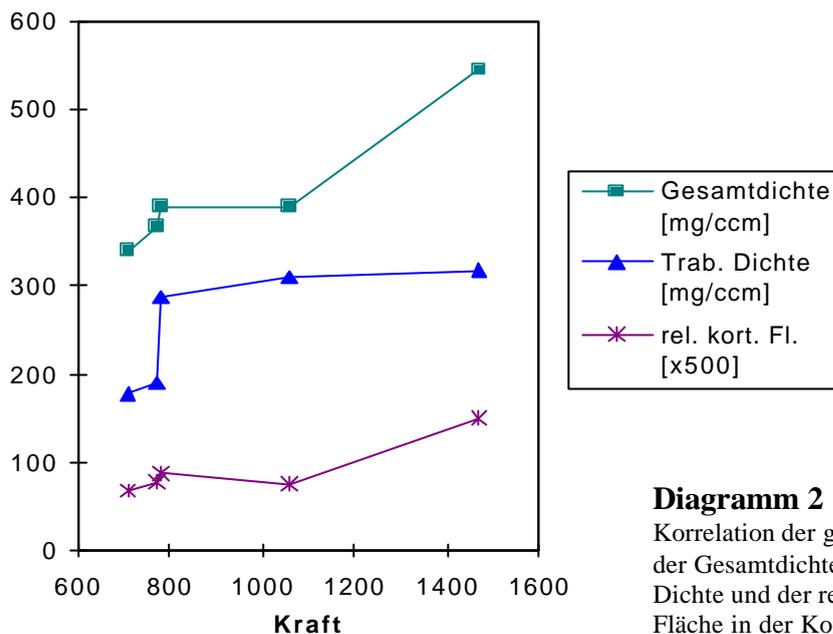


Diagramm 2

Korrelation der gemessenen Kraft mit der Gesamtdichte, der trabekulären Dichte und der relativen kortikalen Fläche in der Kontrollgruppe

Die Steigung der Kraft-Weg-Kurve betrug vor dem Auftreten der Kapselverletzungen in der Kontrollgruppe im Durchschnitt 51,7 N/mm. Dieser Wert korrelierte positiv mit der dazu nötigen Kraft (0,76). Bei Präparat Nr. 1, das den höchsten Kraftwert erzielte, war dieser Wert mit 61 N/mm am höchsten. Die Meßkurve von Präparat Nr. 5 war mit einer Steigung von 36,5 N/mm am flachsten (Tab. 6).

Die ventrale Auslenkung des Humeruskopfes von dem Punkt, an dem die einwirkende Kraft 50 N betrug, bis zum Auftreten der Kapselverletzung, war im Durchschnitt 23 mm und korrelierte stark positiv (0,95) mit der Kraft, die zum Kapselschaden führte.

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] bei der die Kapselverletzung entstand	Steigung [N/mm] vor der Kapselverletzung	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	19	1471	61	28,8
2	51	781	54,3	19,7
3	52	1059	60,3	26,5
4	67	772	46,5	20,1
5	67	708	36,5	19,9
Mittelwert	51,2	958,2	51,7	23
Varianz	384,2	100448,7	106,3	18,7
Stabw	19,6	316,9	10,3	4,3

Tab. 6 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor der Kapselverletzung in der Kontrollgruppe

(1) zwischen einer Vorlast von 50 N und dem Auftreten der Kapselverletzung

5.3 Ergebnisse Fastak

5.3.1 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2

In dieser Gruppe wurde der 2,4 mm Fastak mit dem mitgelieferten Faden (Ethibond No. 2) an fünf Leichenschultern getestet. Die Schultern hatten ein durchschnittliches Sterbealter von 50,6 Jahren, es lag zwischen 19 und 67 Jahren. Es handelte sich um zwei weibliche und drei männliche, vier linke und eine rechte Schulter. Die Werte der Knochendichtemessung sind in Tabelle 8 zusammengefaßt.

Das erste Versagen der Refixation bei diesen Präparaten trat bei einer durchschnittlichen Kraft von 342 N auf. Es handelte sich dabei in vier Fällen um den Riß eines Fadens, davon dreimal im Bereich des Öhrs des Nahtankers und einmal am Knoten. In einem Fall riß ein Nahtanker aus, der in der Nähe einer Knochenzyste im Glenoid lag. Zwischen Werten von 223 N und 570 N bewegte sich die dabei gemessene Kraft. Zweimal trat dieses erste Versagen am unteren Nahtanker bei 5'00 auf, unter anderem auch der Ausriß, dreimal am mittleren Nahtanker bei 3'30 (Tab. 7).

Der Versuch wurde wie in allen Gruppen als beendet erklärt, wenn die Kapsel nur noch durch maximal einen Nahtanker (meistens der obere bei 1'30) am Glenoid befestigt war, denn meistens riß die Kapsel am unteren Pol des Glenoids ein und die hintere Kapsel wurde gespannt, bevor sich etwas am oberen Nahtanker ereignete.

Da in dieser Gruppe jeweils nur ein Nahtanker bzw. Faden beim ersten Ereignis versagte, konnte ein zweites Ereignis bei allen Präparaten vor Versuchsende beobachtet werden. Insgesamt viermal ist dabei der Faden gerissen, zweimal am Ohr des Fastak und zweimal am Knoten. Lokalisiert waren diese Ereignisse zweimal am unteren, und je einmal am mittleren und oberen Nahtanker (Tab. 7).

Bei der verbleibenden Schulter haben die Fadenschlingen des mittleren und oberen Nahtankers die Kapsel in diesem Bereich vom Labrum abgetrennt. Danach riß das Labrum von seiner kranialen Befestigung am Glenoid ab. Bei dieser Schulter war vorher der untere Nahtanker ausgerissen (Präparat Nr. 4, Abb. 20). Es war ein ziemlich kleines Schulterpräparat einer 64jährigen Frau mit der dritt kleinsten Querschnittsfläche und einer unterdurchschnittlichen absoluten kortikalen Fläche, die restlichen in der Knochendichtemessung ermittelten Werte dieses Präparats lagen über dem Durchschnitt (Tab. 8). Der untere Fastak war in der Nähe einer Knochenzyste verankert.

Präparat Nr.	Alter	Ge- schlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N]
1	19	weiblich	links	570	u FK	m FK	169 / 121
2	51	männlich	links	249	m FÖ	u FK	111 / 91
3	52	männlich	links	304	m FÖ	u FÖ	183 / 151
4	64	weiblich	rechts	364	u NA	m + o K, L	206
5	67	männlich	links	223	m FÖ	o FÖ	62 / 131
Mittelwert	50,6			342			136,1
Varianz	362,3			19180,5			2099,9
Stabw	19,0			138,5			45,8

Tab. 7 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2

Erklärung der Abkürzungen:

u = unterer Nahtanker; m = mittlerer Nahtanker; o = oberer Nahtanker

FK = Faden reißt am Knoten; FÖ = Faden reißt am Öhr; NA = Nahtankerausriß;

K = Kapselriß, Labrum von kranialer Befestigung abgerissen

Kraftabfall: erster Wert bei 1. Ereignis; 2. Wert bei 2. Ereignis

Präparat Nr.	Knochenflä- che [mm ²]	Gesamtdich- te [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Fläche [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	697,31	533,5	316,59	193	27,68%	997,25
2	962,94	377,07	159,5	179,5	18,64%	1011,5
3	680,63	389,13	310,12	101,15	14,86%	923,34
4	648,13	446,84	260,83	132,36	20,42%	974
5	908,63	339,91	178,52	122,88	13,52%	916,3
Mittelwert	779,5	417,3	245,1	145,8	19,0%	964,5
Varianz	21028,3	5694,1	5336,5	1515,8	0,0031	1847,3
Stabw	145,0	75,5	73,1	38,9	0,0558	43,0

Tab. 8 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2

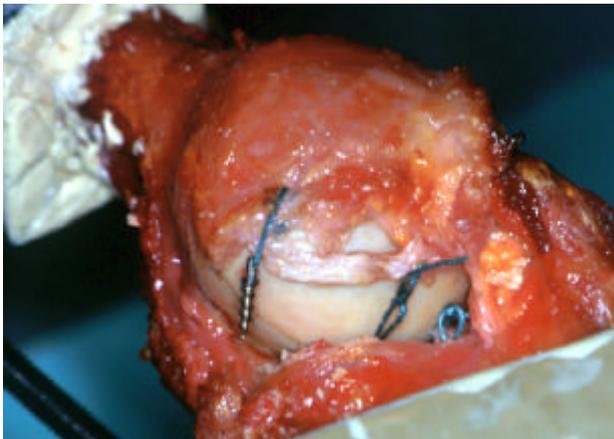


Abb. 20

Präparat Nr. 4 der Versuchsreihe
2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2

Der untere Fastak ist ausgerissen,
weiter kranial wurde das Labrum
von der Kapsel abgetrennt und ist
schließlich vom Glenoid abgerissen.

Nach dem Versagen einzelner Refixationssysteme fiel die momentan gemessene Kraft im Durchschnitt um 136,1 N ab. Dieser Wert reichte von 62 N (Präparat Nr. 5) bis 206 N beim Nahtankerausriß bei Präparat Nr. 4 (Tab. 7). Präparat Nr. 5 wies auch die geringste Kraft beim ersten Versagen der Refixation auf. Die Kraft beim ersten Versagen und der Kraftabfall korrelierten in dieser Gruppe positiv (0,57) miteinander.

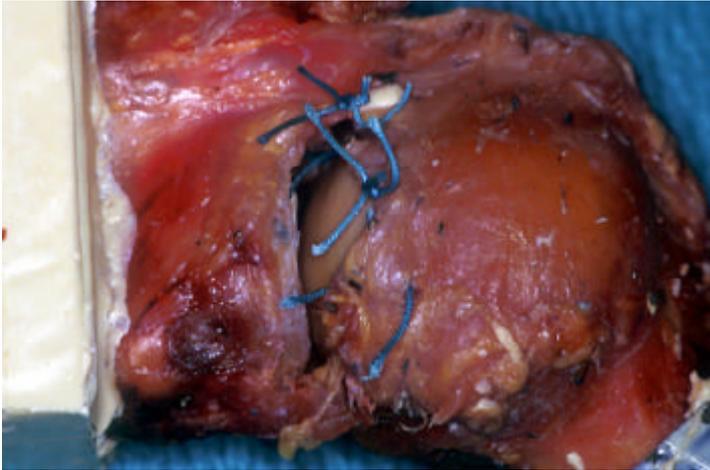


Abb. 21

Typisches Bild beim 2,4 mm Fastak:

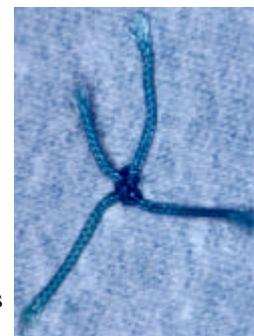
Alle drei Fäden sind gerissen, hier im Bereich des Öhrs.



Abb. 22

Gerissene Fäden bei Fastaks

Die Fäden sind bei Fastak-Ankern entweder am Knoten (links) oder im Bereich des Öhrs (rechts) gerissen.



Zusammenfassend kann man in dieser Versuchsreihe sagen, daß mit Ausnahme von Präparat 4 immer der Faden der Schwachpunkt des Verankerungssystems war, der auch eine Sollbruchstelle ist. Die einzelnen dabei auftretenden Kräfte variierten sehr stark mit Werten zwischen 223 N und 570 N, fast um den Faktor 2,5. An acht Nahtankern riß der Faden, davon dreimal am Knoten und fünfmal im Bereich des Öhrs des Nahtankers (Abb. 21, Abb. 22). Bei Präparat 4 wurde der untere Nahtanker bei 364 N, dem zweithöchsten Wert ausgerissen, danach gab die Kapsel nach.

Die auf den Humerus wirkende Kraft nahm in dieser Versuchsgruppe vor dem ersten Versagen im Mittel um 22,5 N pro mm ventraler Translation des Humeruskopfes zu. Dabei wies Präparat Nr. 1 mit 32,7 N/mm den in dieser Gruppe deutlich höchsten Wert auf. Die Refixation der Kapsel versagte bei diesem Präparat bei dem mit Abstand höchsten Wert in dieser Gruppe. Die Kraft beim ersten Versagen der Refixation und die Steigung der Kraft-Weg-Kurve davor korrelierten positiv miteinander (0,8). In dieser Versuchsgruppe war die Korrelation zwischen der gemessenen Kraft und dem Ausmaß der Translation des Humeruskopfes nach ventral geringer (0,62) (Tab. 9).

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	19	570	32,7	19,9
2	51	249	16,7	16
3	52	304	26	12
4	64	364	17,8	22,7
5	67	223	19,5	12,5
Mittelwert	50,6	342	22,5	16,6
Varianz	362,3	19180,5	45,3	21,6
Stabw	19,0	138,5	6,7	4,6

Tab. 9 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No.2

(1) zwischen 50 N Belastung und erstem Versagen der Refixation

5.3.2 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3

Nach der ersten Versuchsreihe mit dem 2,4 mm Fastak wurde der selbe Nahtanker mit einem stärkeren Faden getestet. Normalerweise wird er mit Ethibond der Stärke 2 verwendet, in dieser Reihe mit Ethibond der Stärke 3. Die lineare Reißfestigkeit dieses geflochtenen Polyesterfadens beträgt 130 N für die Stärke 2 und 165 N für die Stärke 3, die mindeste Knotenreißkraft 64 N für den schwächeren Faden und 78 N für den stabileren Faden (Angaben des Herstellers).

Das Alter der in dieser Gruppe verwendeten Präparate bewegte sich zwischen 28 und 55 Jahren und betrug im Durchschnitt 35,8 Jahre. Drei dieser Schultern waren von männlichen Gebern, zwei von weiblichen. Das erste Versagen der Refixation trat im Durchschnitt bei 692,2 N auf, der niedrigste gemessene Wert betrug 611 N, der höchste 834 N. Bei drei Versuchen riß zuerst der Faden, zweimal am Knoten und einmal am Öhr des Nahtankers, bei den beiden anderen, den weiblichen, versagte zuerst die Kapsel (Tab. 10).

Da bei zwei Präparaten die Gelenkkapsel zuerst eingerissen war, wurden zweite Ereignisse nur bei drei Präparaten dokumentiert. Es handelt sich dabei um den Ausriß eines unteren Nahtankers und um zwei Fadenrisse am Öhr des Fastaks (Tab. 10). Der untere Nahtanker ist bei der Schulter eines 28jährigen Mannes ausgerissen. Alle in der Knochendichtemessung ermittelten Werte dieses Präparates lagen über dem Gesamtdurchschnitt und mit Ausnahme der trabekulären Dichte über dem Gruppendurchschnitt (Tab. 11). Die trabekuläre Dichte dieses Präparates lag mit 260,4 mg/ccm nur gering über dem Gesamtdurchschnitt.

Präparat Nr.	Alter	Geschlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N]
1	28	männlich	links	687	m FK	u NA	225 /86
2	30	männlich	rechts	611	u FÖ	m FÖ	151 /161
3	32	männlich	rechts	834	m FK	u FÖ	18 / 499
4	34	weiblich	rechts	713	K	-	
5	55	weiblich	rechts	616	u KF, K, m KF	-	
Mittelwert	35,8			692,2			190
Varianz	120,2			8241,7			27893,6
Stabw	10,9			90,7			167

Tab. 10 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3

Erklärung der Abkürzungen:

u = unterer Nahtanker; m = mittlerer Nahtanker; o = oberer Nahtanker

FK = Faden reißt am Knoten; FÖ = Faden reißt am Öhr; NA = Nahtankerausriß;

K = Kapselriß (nicht am Faden); KF = Kapsel reißt am Faden ein

Präparat Nr.	Knochenfläche [mm ²]	Gesamtdichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Fläche [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	961,50	486,70	260,38	234,13	24,4%	1058,00
2	1021,31	418,94	262,17	167,87	16,4%	957,77
3	911,81	503,18	367,09	221,31	24,3%	959,50
4	784,06	353,30	231,34	118,69	15,1%	964,47
5	818,00	510,27	279,67	212,19	25,9%	1020,10
Mittelwert	899,34	454,48	280,13	190,84	21,2%	991,97
Varianz	9700,43	4505,71	2663,84	2247,88	0,0025	2032,86
Stabw	98,49	67,12	51,61	47,41	0,0503	45,09

Tab. 11 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3

Bei Präparat Nr. 4, das von einer 34jährigen Frau stammte, ist die Gelenkkapsel über dem Humeruskopf aufgeplatzt. Dies geschah an einer Stelle, die in Neutralstellung etwa 6'00 entspricht und im Versuchsaufbau in 90° Außenrotation ventral über der höchsten Stelle des Humeruskopfes lag. Die Gelenkkapsel ist nicht an einem Faden eingerissen. Alle in der Knochendichtemessung ermittelten Werte dieses Präparates waren die niedrigsten in dieser Gruppe und lagen mit Ausnahme der kortikalen Dichte unter dem Gesamtdurchschnitt aller gemessenen Schultern. Besonders niedrig fielen die Gesamtdichte und die absolute kortikale Fläche aus, die in einem Vergleich aller Schultern den dritt- bzw. fünftniedrigsten Rang belegen.

Die Kapsel von Präparat Nr. 5 riß im Bereich des unteren und mittleren Fadens ein. Dadurch wurde die restliche Gelenkkapsel vom Labrum glenoidale abgetrennt, das durch die Fäden am Glenoid befestigt blieb (Abb. 23). Gleichzeitig ist die Kapsel am unteren Glenoidpol nach lateral eingerissen. Diese Schulter stammte von einer 55jährigen Frau und wies in der Knochendichtemessung mit Ausnahme des Gesamtquerschnittes nur überdurchschnittliche Werte auf.

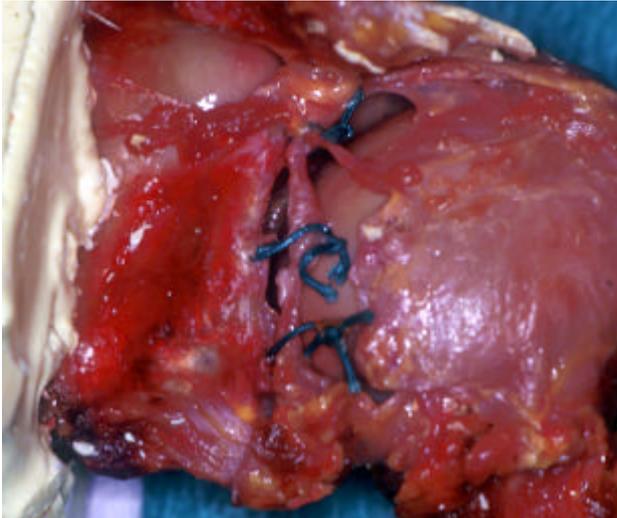


Abb. 23

Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe
2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3

Bei diesem Schulterpräparat wurde das Labrum durch die Fäden von der restlichen Kapsel getrennt und blieb durch die Fäden am Glenoid befestigt.

Der durchschnittliche Kraftabfall nach dem Versagen einzelner Refixationssysteme betrug bei den Präparaten Nr. 1 bis Nr. 3 190 N. Beim ersten und zweiten Versagen der Refixation bei Präparat Nr.3 fiel die Kraft mit 18 N bzw. 499 N um den kleinsten bzw. größten Wert in dieser Gruppe ab. Die beiden Ereignisse traten zeitlich relativ kurz (ca. 6 Sekunden) aufeinander auf, meistens lagen mindestens 15 Sekunden zwischen zwei aufeinanderfolgenden Ereignissen. Der zweite Faden konnte wahrscheinlich, nachdem er durch den Riß des ersten Fadens sehr viel Kraft aufnehmen mußte, diese nur kurz halten. Bei den Präparaten Nr. 4 und 5 wurde kein Kraftabfall bestimmt, da bei diesen die Kapsel gerissen ist.

Insgesamt ist in dieser Gruppe fünfmal der Faden gerissen, davon zweimal am Knoten und einmal am Öhr. Die Kapsel ist bei zwei Präparaten gerissen, in einem Fall an einem Faden, im anderen nicht, und ein Nahtanker ist ausgerissen.

Im Durchschnitt betrug die Steigung der Kraft-Weg-Kurve vor dem ersten Versagen in dieser Versuchsgruppe 42,4 N/mm. Dieser Wert korrelierte positiv mit der Kraft, bei der das erste Versagen beobachtet wurde. Der Korrelationskoeffizient betrug 0,86. Die Translation des Humeruskopfes nach ventral korrelierte bei Fastak mit Ethibond No. 3 nicht mit der Kraft, die zum Versagen des Verankerungssystems führt (-0,15). Allerdings liegen in dieser Gruppe die Kraftwerte eng beieinander, was ein Grund dafür sein kann.

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	28	687	42,7	24,3
2	30	611	40,8	18,9
3	32	834	47,5	21,7
4	34	713	45,6	22,6
5	55	616	35,6	26,8
Mittelwert	35,8	692,2	42,44	22,86
Varianz	120,2	8241,7	21,283	8,673
Stabw	11,0	90,8	4,6	2,9

Tab. 12 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3

(1) zwischen 50 N Belastung und erstem Versagen der Refixation

5.3.3 2,8 mm Fastak mit Ethibond No. 2

Der 2,8 mm Fastak ist der Nachfolger des 2,4 mm Fastak. Er unterscheidet sich außer durch den um 4 mm größeren Durchmesser durch ein modifiziertes Öhr. Die relativ scharfen Innenkanten des Öhrs seines Vorgängers wurden abgerundet.

Das Alter der Präparate dieser Versuchsgruppe lag bei durchschnittlich 25,4 und zwischen 20 und 36 Jahren, drei stammten von männlichen und zwei von weiblichen Leichen. Die Refixation der Kapsel versagte im Durchschnitt bei 722,8 N, der niedrigste Wert betrug 470 N, der höchste 995 N (Tab. 13). Bei allen Präparaten riß zuerst der Faden, einmal im Bereich des Öhrs, sonst immer am Knoten, davon einmal kombiniert mit einem Kapselriß an der Stelle, wo der obere Faden durch die dort sehr dünne Kapsel lief.

Ausgerissen wurde ein Nahtanker bei dem Schulterpräparat einer 20jährigen Frau (Präparat Nr. 1). Dies geschah nicht beim ersten Versagen der Refixation. Es handelte sich dabei um den unteren Nahtanker. Die kortikale Dichte, die absolute Querschnittsfläche der Kortikalis in der Schnittebene der Knochendichtemessung, sowie deren Anteil an der gesamten Querschnittsfläche des Präparates lagen unter dem Durchschnitt in dieser Versuchsgruppe und unter dem Gesamtdurchschnitt aller verwendeten Präparate. Dies spricht für eine relativ dünne Kortikalis. Die trabekuläre Dichte war überdurchschnittlich, die Gesamtdichte lag etwa um den Mittelwert.

Durchschnittlich fiel die aktuell anliegende Kraft, nachdem ein Teil der Refixation versagt hatte, um 197,4 N ab. Präparat Nr. 2 wurde in dieser Kategorie nicht in die Auswertung aufgenommen, da der Fadenriß zeitgleich mit einem Kapselschaden auftrat.

Präparat Nr.	Alter	Ge- schlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N]
1	20	weiblich	rechts	749	m FK	u NA	95/376
2	20	weiblich	links	709	m FK, o KF		
3	22	männlich	links	691	u FK, m FK		149/149
4	29	männlich	links	470	m FK	u FK	96/133
5	36	männlich	rechts	995	u FÖ	m FK, o FÖ	329/225/225
Mittelwert	25,4			722,8			197,4
Varianz	48,8			34972,2			10042,5
Stabw	7,0			187,0			100,2

Tab. 13 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak

Erklärung der Abkürzungen:

u = unterer Nahtanker; m = mittlerer Nahtanker; o = oberer Nahtanker

FK = Faden ist am Knoten gerissen; FÖ = Faden ist am Ohr des Nahtankers gerissen; KF = Kapsel ist am Faden eingerissen; NA = Nahtanker ist ausgerissen

Präparat Nr.	Knochenflä- che [mm ²]	Gesamtdich- te [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Flä- che [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	688,81	414,64	280,04	101,75	14,77%	927,13
2	669,5	423,7	273,49	111,94	16,72%	944,15
3	691,94	408,62	246,57	123,5	17,85%	962,2
4	908,94	427,84	239,04	177,96	19,58%	986,02
5	916,38	388,1	242,92	121,06	13,21%	913,6
Mittelwert	775,1	412,6	256,4	127,2	0,1643	946,6
Varianz	15846,5	243,9	357,7	877,1	0,0006	817,8
Stabw	125,9	15,6	18,9	29,6	0,0251	28,6

Tab. 14 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak

In dieser Versuchsgruppe wurde insgesamt das Versagen elf einzelner Refixations-systeme dokumentiert. Dabei handelte es sich um einen Nahtankerausriß, einen Kapsel-riß im Bereich der Durchtrittsstelle des Fadens und um neun Fadenrisse. Der Faden riß zweimal am Ohr des Nahtankers und siebenmal am Knoten.

Die Kraft-Weg-Kurve wies vor dem Versagen des ersten Fadens oder Nahtankers eine Steigung von durchschnittlich 44,1 N/mm auf. Im Gegensatz zu den anderen Versuchsgruppen korreliert dieser Wert hier leicht negativ (-0,26) mit der gemessenen Kraft, was an einem Ausreißer liegen kann: Bei Präparat Nr. 4 verlief die Kraft-Weg-Kurve trotz der niedrigen gemessenen Kraft sehr steil. Durchschnittlich hatte sich der Humeruskopf beim Versagen der Refixation um 20,4 mm nach ventral verschoben. Dieser Wert korrelierte positiv mit der gemessenen Kraft (0,64) (Tab. 15).

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	20	749	53,25	19
2	20	709	37,21	19,7
3	22	691	29,1	26,6
4	29	470	56,4	13,2
5	36	995	44,4	23,4
Mittelwert	25,4	722,8	44,1	20,4
Varianz	48,8	34972,2	126,9	25,4
Stabw	7,0	187,0	11,3	5,0

Tab. 15 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak

(1) zwischen 50 N Belastung nach ventral und erstem Versagen der Refixation der Kapsel

5.4 Ergebnisse Mitek Panalok

5.4.1 Erste Versuchsreihe Mitek Panalok

In der ersten Versuchsreihe mit Mitek Panalok wurden die Nahtanker nach Anleitung in der Beilage gesetzt (siehe Kapitel 3.2).

Nur vier Schultern sind in dieser Gruppe in der Auswertung. Drei davon stammten von Männern, eine von einer Frau. Das Durchschnittsalter lag bei 46 Jahren. Mit Ausnahme der Gesamtquerschnittsfläche lagen alle in der Knochendichtemessung ermittelten Durchschnittswerte dieser Gruppe unter dem Gesamtdurchschnitt (Tab. 17).

Das erste Versagen der Refixation trat in dieser Versuchsgruppe bei einer Kraft zwischen 328 N und 468 N auf, der Durchschnitt lag bei 424 N. In drei Fällen wurde ein Nahtanker ausgerissen, einmal ist der Faden am Knoten gerissen. An allen Präparaten konnte ein zweiter Versagensmodus beobachtet werden. Dabei handelte es sich dreimal um den Ausriß eines Nahtankers und einmal um den Riß eines Fadens am Knoten, kombiniert mit einer Kapselruptur im Bereich des unteren Pols des Glenoids (Tab. 16).

Der Kraftabfall nach dem Versagen eines Nahtankers oder Fadens betrug durchschnittlich 95,1 N. Bei Präparat Nr. 1 wurde ΔF für das zweite Versagen nicht bestimmt, da zeitgleich mit dem Faden auch die Kapsel gerissen ist. Das Versagen des ersten und zweiten Nahtankers bei Präparat Nr. 4 trat zeitlich sehr kurz aufeinander auf. Auf der aufgezeichneten Kraftkurve war nur ein sehr geringer Kraftabfall von 27 N nach dem ersten, dafür aber ein sehr großes ΔF von 344 N nach dem zweiten Nahtankerausriß zu sehen. Allerdings ist der gesamte Kraftabfall nicht allein dem Ausriß der beiden Nahtanker in diesem Versuch zuzuschreiben, denn während des

großen Kraftabfalles nach dem zweiten Nahtanker Ausriß ist die Gelenkkapsel am Glenoid bei 6'00 eingerissen. Da nicht zu bestimmen ist, welcher Anteil von ΔF auf welches Ereignis zurückzuführen ist, wurde der Kraftabfall bei diesem Präparat nicht in die Auswertung aufgenommen.

Präparat Nr.	Alter	Geschlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N]
1	19	männlich	links	488	u NA	m FK + K	109,6
2	35	weiblich	rechts	412	m FK	u NA	51 / 258,9
3	65	männlich	links	328	m NA	u NA	27,9 / 27,9
4	65	männlich	rechts	468	m NA	u NA	-
Mittelwert	46,0			424			95,1
Varianz	524,0			5130,7			9504,3
Stabw	22,9			71,6			97,5

Tab. 16 Ergebnisse in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok

Erklärung der Abkürzungen:

u = unterer Nahtanker; m = mittlerer Nahtanker

FK = Faden reißt am Knoten; NA = Nahtanker Ausriß; K = Kapselriß

Präparat Nr.	Knochenfläche [mm ²]	Gesamtdichte [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Fläche [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	736,7	458,7	285,0	136,9	18,6%	932,4
2	854,8	436,0	251,5	174,9	20,5%	962,8
3	1033,9	265,3	130,9	95,5	9,2%	925,3
4	1031,1	276,6	134,3	100,3	9,7%	923,6
Mittelwert	914,1	359,1	200,4	126,9	14,5%	936,0
Varianz	21005,5	10479,2	6325,4	1366,4	0,0034	333,1
Stabw	144,9	102,4	79,5	37,0	0,0585	18,3

Tab. 17 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok

In dieser Gruppe wurde von acht beobachteten Ereignissen sechsmal der Nahtanker ausgerissen, bei zwei Schulterpräparaten sind jeweils zwei Nahtanker ausgerissen, bei zwei Schulterpräparaten ist ein Nahtanker ausgerissen und ein Faden gerissen, einmal in Kombination mit einem Kapselriß (Tab. 16). Die beiden Präparate, bei denen beide Nahtanker ausgerissen sind, hatten die mit Abstand niedrigste Gesamtdichte, trabekuläre Dichte und relative kortikale Fläche und die geringste absolute kortikale Fläche von allen gemessenen Präparaten, nicht nur in dieser Gruppe (Tab. 17). Diese beiden Schultern stammten von mit 65 Jahren deutlich älteren Spendern als die beiden anderen Präparate in dieser Gruppe. Letztere lagen mit ihren Werten aus der Knochendichtemessung nahe oder über dem Gesamtdurchschnitt. In dieser Versuchsreihe sind alle unteren und zwei der mittleren Nahtanker ausgerissen.

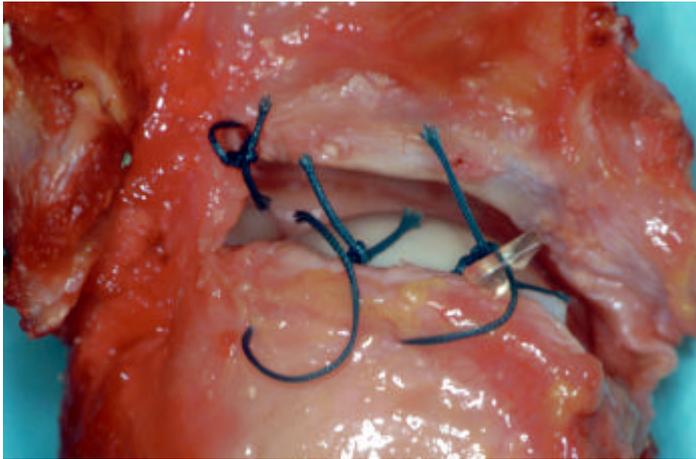


Abb. 24

Präparat Nr. 2 der ersten
Versuchsreihe Mitek Panalok

Bei diesem Präparat ist der untere (rechte) Panalok ausgerissen, der mittlere Faden ist am Knoten gerissen und im weiteren Verlauf ist dann die Kapsel an der oberen Fadenschlinge gerissen, welche noch intakt ist.

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	19	488	29,8	18,8
2	35	412	29,2	15,1
3	65	328	33,8	14
4	65	468	25,3	22,4
Mittelwert	46,0	424	29,5	17,6
Varianz	524,0	5130,7	12,1	14,6
Stabw	22,9	71,6	3,5	3,8

Tab. 18 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok

(1) zwischen 50 N Belastung und erstem Versagen der Refixation

Die Steigung vor dem ersten Versagen der Refixation lag in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok bei durchschnittlich 29,5 N/mm. Die Werte lagen in dieser Versuchsgruppe eng beieinander, auch die gemessenen Kraftwerte differierten nicht stark voneinander. Die Korrelation zwischen diesen beiden Werten ist negativ (-0,77). Positiv korreliert dagegen die Auslenkung des Humerus nach ventral mit der gemessenen Kraft (0,81).

5.4.2 Zweite Versuchsreihe Mitek Panalok

In dieser Versuchsreihe wurden die Nahtanker mit modifizierter Technik gesetzt. Vor Lösen des Setztinstrumentes wurde Zug am Faden ausgeübt, wodurch der Panalok wahrscheinlich im Bohrkanaal stärker verkippte (siehe Kapitel 3.2).

Fünf Schulterpräparate mit einem durchschnittlichen Alter von 29,4 Jahren (19-40 Jahre) wurden in dieser Versuchsgruppe verwendet, darunter vier männliche und ein weibliches. Die durchschnittliche relative kortikale Fläche und kortikale Dichte in dieser Gruppe lagen unter dem Gesamtdurchschnitt, die gesamte Querschnittsfläche und die absolute kortikale Querschnittsfläche darüber. Die durchschnittliche Gesamtdichte

und trabekuläre Dichte dieser fünf Präparate waren im Bereich des Durchschnitts aller gemessenen Schultern.

Bei einer durchschnittlichen Kraft von 983,6 N versagte die Refixation der Kapsel. In zwei Fällen riß der mittlere und der untere Faden gleichzeitig, bei zwei weiteren Schultern riß der Faden des mittleren Nahtankers, und in einem Fall riß der untere Nahtanker aus. Die dabei gemessene Kraft bewegte sich zwischen 759 N und 1410 N (Tab. 19). Da bei zwei Präparaten zwei Fäden auf einmal gerissen waren, wurde ein zweiter Versagensmodus nur bei den drei übrigen festgehalten. Der Riß eines Fadens, der Ausriß eines Nahtankers (bei 5'00) und in einem Fall die Ruptur der Kapsel am unteren Pol des Glenoids (bei 6'00) wurden beobachtet. Sämtliche Fäden, die versagten, sind am Knoten gerissen.

Präparat Nr.	Alter	Ge- schlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N] (1)
1	20	männlich	rechts	1410	uFK+mFK	-	405/405
2	24	weiblich	links	1006	u NA	m FK	134/256
3	30	männlich	links	759	uFK+mFK	-	179/179
4	33	männlich	links	830	mFK	u NA	88/106
5	40	männlich	rechts	914	mFK	K	170
Mittelwert	29,4			983,8			213,4
Varianz	60,8			65300,2			14098,6
Stabw	7,8			255,5			118,7

Tab. 19 Ergebnisse der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok

Erklärung der Abkürzungen:

u = unterer Nahtanker; m = mittlerer Nahtanker

FK = Faden reißt am Knoten; NA = Nahtanker Ausriß; K = Kapselriß

(1): Der bei Präparat 1 und 3 aufgetretene Kraftabfall beim 1. Versagen wurde halbiert und beiden gerissenen Fäden zu gleichen Teilen zugeschrieben.

Präparat Nr.	Knochenflä- che [mm²]	Gesamtdich- te [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Flä- che [mm²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	1272,0	470,7	321,1	241,7	19,0%	898,8
2	760,5	420,5	236,3	137,1	18,0%	949,0
3	1073,3	424,4	249,4	180,4	16,8%	956,9
4	928,3	401,7	239,1	145,4	15,7%	958,7
5	1125,2	377,2	207,0	164,5	14,6%	922,8
Mittelwert	1031,9	418,9	250,6	173,8	16,8%	937,2
Varianz	38113,7	1187,1	1803,7	1724,0	0,0003	667,9
Stabw	195,2	34,5	42,5	41,5	0,0176	25,8

Tab. 20 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok

Bei den Präparaten Nr. 1 und Nr. 3 sind beim ersten Versagen der Refixation gleichzeitig zwei Fäden gerissen. Der Kraftabfall nach diesen Ereignissen wurde halbiert und beiden Fäden zu gleichen Teilen zugeschrieben. ΔF betrug in dieser Versuchsgruppe im Durchschnitt 213,4 N und lag zwischen 88 N und 405 N. Unter dem Durchschnitt lag dieser Wert bei den beiden Nahtankerausrisen. Als bei Präparat Nr. 1 zwei Fäden auf einmal gerissen sind, fiel die aktuell gemessene Kraft um 909 N auf einmal ab. Dies war, selbst wenn man ihn wegen der Beteiligung von zwei Fäden halbiert, mit Abstand der größte Wert aller Versuchsgruppen.

Die kortikale und trabekuläre Dichte sowie die Gesamtknochendichte und die absolute und relative kortikale Fläche der Schulterpräparate, bei denen Nahtanker ausgerissen wurden, lagen unter dem Gesamtdurchschnitt, allerdings nicht auffällig weit (innerhalb der Standardabweichung). Auch ein Vergleich innerhalb dieser Gruppe ergibt, was die Ergebnisse der Knochendichtemessung dieser Präparate angeht, keine besonderen Auffälligkeiten, außer, daß die gemessene kortikale Fläche dieser Präparate geringer als die der anderen ist. Präparat Nr. 1, bei dem trotz der hohen einwirkenden Kraft und des hohen Kraftabfalls nach dem ersten Versagen der Refixation die Nahtanker nicht ausgerissen wurden, hat nicht nur im gruppeninternen Vergleich eine sehr hohe Gesamtdichte und vor allem trabekuläre Dichte, die mehr als eine Standardabweichung über dem Gesamtdurchschnitt liegt. Daß die gemessene kortikale Fläche dieser Schulter weit überdurchschnittlich war, dürfte hauptsächlich an der Größe des Präparates liegen, dessen Gesamtquerschnittsfläche in der Schnittebene der größte aller Präparate war. Die relative kortikale Fläche war durchschnittlich. Dies spricht dennoch für eine überdurchschnittlich dicke Kortikalis. Die Dichte der Kortikalis dieses Präparates wies hingegen den niedrigsten Wert aller Schultern auf. (Tab. 20)

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	20	1410	63	31,1
2	24	1006	56	28,7
3	30	759	35,5	29,5
4	33	830	35,2	22,9
5	40	914	52,2	22,5
Mittelwert	29,4	983,8	48,4	26,94
Varianz	60,8	65300,2	156,5	15,7
Stabw	7,8	255,5	12,5	4,0

Tab. 21 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok

(1) zwischen 50 N Belastung und dem ersten Versagen der Refixation

In der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok wurde eine durchschnittliche Steigung der Kraft-Weg-Kurve von 48,4 N/mm vor dem ersten Versagen der Refixation berechnet. Der mit 63 N/mm höchste Wert wurde bei Präparat Nr. 1 bestimmt, bei dem die größte Kraft gemessen wurde. Die Steigung korrelierte in dieser Versuchsgruppe positiv mit der Kraft, die zum ersten Versagen führte (0,86). Die Korrelation der Kraft mit der Verschiebung des Humeruskopfes nach ventral war schwächer(0,53).

5.5 Ergebnisse Suretac

Der Suretac unterscheidet sich von den anderen Nahtankern dadurch, daß bei seiner Verwendung das zu fixierende Weichgewebe nicht durch einen Faden am Knochen befestigt wird, sondern vom an der Unterseite mit Dornen versehenen Kopf des Suretacs gegen den Knochen gedrückt wird. Somit ist er kein Nahtanker im engeren Sinn.

Zwischen 19 und 64 Jahren lag das Alter der Schultern, an denen der Suretac getestet wurde, der Durchschnitt betrug 37,6 Jahre. Die Querschnittsfläche der Präparate in der Schnittebene bei der Knochendichtemessung lag bei allen Schultern in dieser Gruppe unter dem Gesamtdurchschnitt, die Gesamtdichte und die relative kortikale Fläche waren im Durchschnitt höher als der Gesamtdurchschnitt, die anderen Werte bewegten sich im durchschnittlichen Bereich.

Das erste beobachtete Versagen der Refixation der Kapsel trat bei Werten zwischen 227 N und 737 N auf. 468,4 N betrug die dabei im Durchschnitt gemessene Kraft. Bei diesem Wert lag eine sehr große Varianz vor. Dreimal wurde dabei ein Kapselschaden beobachtet, einmal der Ausriß eines Suretacs, und bei einer weiteren Schulter ist zeitgleich der Bruch und teilweise Ausriß zweier Suretacs mit einem Kapselschaden aufgetreten. Ein zweites Ereignis wurde bei vier Schultern dokumentiert (Tab. 22).

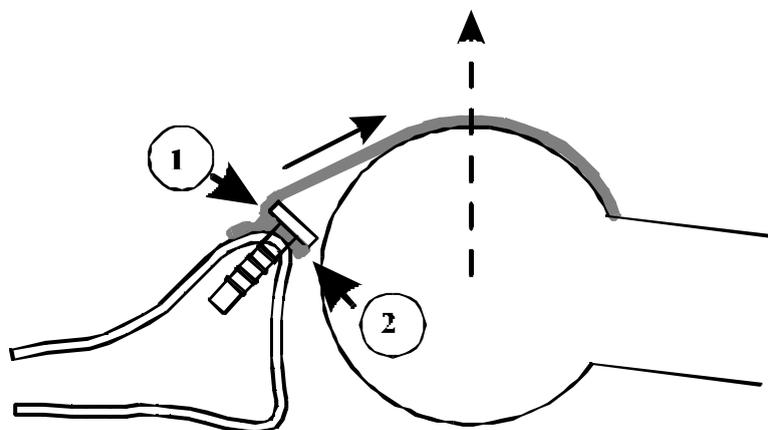


Abb. 25

Häufig beobachtete Kapselschäden bei Suretac

Die Gelenkkapsel ist entweder an der vorderen Unterkante des Kopfes (1) eingerissen, oder das Labrum ist an der dem Gelenk zugewandten Seite ausgerissen (2).
gestrichelter Pfeil: Luxationsrichtung
durchgezogener Pfeil: Zug auf der Kapsel

Präparat Nr.	Alter	Ge- schlecht	Seite	Kraft [N] beim ersten Versagen	1. Ereignis	2. Ereignis	Kraftabfall DF [N]
1	19	männlich	rechts	737	oSB, mSB, uLS, K	-	-
2	24	weiblich	rechts	379	m KS	u KS	-
3	28	männlich	rechts	560	m KS	K	40
4	53	weiblich	links	227	u LS	m LS	51 / 23
5	64	weiblich	links	439	m SA	u LS	97 / 158
Mittelwert	37,6			468,4			73,8
Varianz	389,3			36916,8			2967,7
Stabw	19,7			192,1			54,5

Tab. 22 Ergebnisse in der Versuchsreihe Suretac

Erklärung der Abkürzungen:

o = oberer Suretac; m = mittlerer Suretac; u = unterer Suretac

SB = Suretac ist gebrochen; KS = Kapsel ist am Suretac unter dem Kopf gerissen; LS = um den Suretac befindliches Labrum ist an der dem Gelenkinneren zugewandten Seite gerissen (Abb. 25);

K = Kapsel ist gerissen, aber nicht am Suretac ; SA = Suretac ist ausgerissen

Präparat Nr.	Knochenflä- che [mm ²]	Gesamtdich- te [mg/ccm]	Trab. Dichte [mg/ccm]	Kort. Flä- che [mm ²]	rel. kort. Fläche	Kort. Dichte [mg/ccm]
1	736,94	437,33	267	126,94	17,2%	932,3
2	683,75	441,76	244,56	130,88	19,1%	965,5
3	836,44	497,52	240,78	232,61	27,8%	1009,1
4	633,63	495,04	243,53	165,31	26,1%	1031,9
5	684,69	399,6	233,35	109,81	16,0%	915,5
Mittelwert	715,1	454,3	245,8	153,1	21,2%	970,9
Varianz	5936,3	1741,3	159,1	2380,8	0,0029	2442,1
Stabw	77,0	41,7	12,6	48,8	0,0534	49,4

Tab. 23 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe Suretac

Die Gelenkkapsel ist in dieser Versuchsgruppe meistens unmittelbar an einem Suretac gerissen. In den Fällen, in denen sie am Suretac gerissen ist, gab es zwei verschiedene Möglichkeiten: Die Kapsel wurde entweder von der scharfen Unterkante des Kopfes des Suretacs durchtrennt, oder das Labrum riß dort, wo es vom Suretac durchbohrt worden war, an der dem Schultergelenk zugewandten Seite (Abb. 25).

Bei Präparat Nr. 1 sind gleichzeitig der obere und der mittlere Suretac etwa einen halben bis einen Zentimeter unterhalb des Kopfes abgebrochen und wurden bis auf den Rest aus dem Bohrloch ausgerissen, beim unteren Suretac ist der Kapsel-Labrum-Komplex an der der Gelenkinnenseite zugewandten Seite eingerissen und die Gelenkkapsel ist am unteren Pol des Glenoids von ihrem Ansatz dort nach lateral eingerissen (Abb. 26). Nach diesem Ereignis trat ein Kraftabfall ΔF von 384 N auf. Dieser wurde allerdings nicht mit in die Statistik aufgenommen, weil er auch den Einriß der Kapsel am unteren Pol beinhaltete und nicht alleine auf das Versagen der Suretacs und der sie

direkt umgebenden Kapsel zurückzuführen war. Dieses Präparat wies den höchsten Kraftwert in dieser Gruppe auf.

Ein deutlicher Kraftabfall auf der Kraftkurve nach dem ersten Versagen war bei Präparat Nr. 2 nicht sichtbar. Dort ist die Kapsel unter der ventralen Kante des Kopfes des mittleren Suretacs langsam eingerissen (vgl. Abb. 25) und wurde langsam über den Kopf des Suretacs gezogen. Ähnlich verlief auch das zweite Ereignis, mit dem Unterschied, daß es dort zu einem starken Kraftabfall kam, in dessen Verlauf auch andere Kapselanteile eingerissen sind. Aus diesen Gründen war der Kraftabfall nach diesen Ereignissen nicht verwertbar.

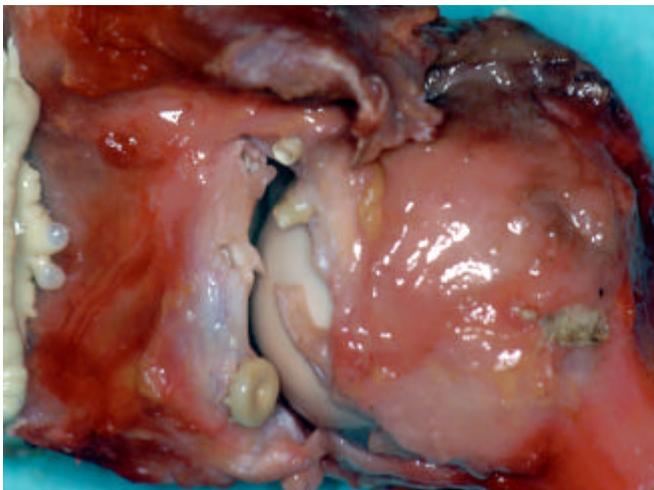


Abb. 26

Präparat Nr. 1 der Versuchreihe Suretac

Die beiden oberen Suretacs sind gebrochen, beim unteren ist die Kapsel gerissen, außerdem ist noch bei 6'00 die Kapsel eingerissen.

Bei Präparat Nr. 3 wurde die Kapsel zuerst im Bereich des mittleren Suretacs von der Unterkante des Kopfes vom Labrum abgetrennt. Dabei fiel die aktuell gemessene Kraft um 40 N. Im weiteren Verlauf riß die Kapsel im gesamten refixierten Bereich vom Labrum ab und zugleich am Glenoid bei 6'00 ein. Das Labrum blieb dabei ganz am Glenoid fixiert.

Erst am mittleren und dann am unteren Suretac ist das Labrum bei Präparat Nr. 4 jeweils an der in Richtung Gelenkspalt zeigenden Seite des Suretacs eingerissen (vgl. Abb. 25).

Als bei Präparat Nr. 5 der erste Suretac ausgerissen wurde, fiel die aktuell gemessene Kraft um 97,2 N ab. Dies war der einzige isolierte Ausriß eines Suretacs und zugleich das einzige beobachtete Versagen der Refixation ohne Kapselschaden. Danach ist das Labrum am unteren Suretac eingerissen (Abb. 27, Abb. 28).

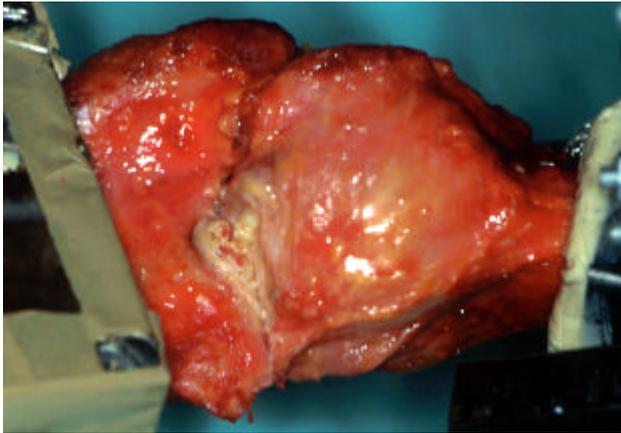


Abb. 27

Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe Suretac (1)

Der mittlere Suretac ist zum Teil aus dem Glenoid herausgezogen.

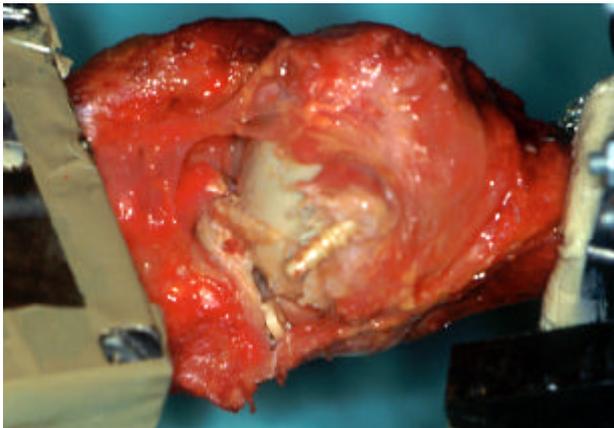


Abb. 28

Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe Suretac (2)

Der mittlere Suretac ist ausgerissen, am unteren Suretac ist das Labrum eingerissen und im weiteren Verlauf ist die Kapsel bei 6'00 und am oberen Suretac gerissen.

Bei der Auswertung des Kraftabfalls ΔF in dieser Gruppe ist zu beachten, daß das mit Abstand häufigste dokumentierte Ereignis die Verletzung der Kapsel war und dieser Wert zu einem großen Teil von der Qualität des Präparates abhängt. Daher ist diese Auswertung in dieser Gruppe schlecht mit den entsprechenden Werten der anderen Versuchsgruppen zu vergleichen, wo das Versagen der Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes, zum Beispiel durch Fadenriß, auf technisches Materialversagen zurückzuführen war.

Präparat Nr. 1, bei dem die größte Kraft nötig war, um ein Versagen der Refixation herbeizuführen, war das jüngste in dieser Gruppe und hatte die höchste trabekuläre Knochendichte. Die Gesamtdichte, kortikale Fläche, relative kortikale Fläche und die kortikale Dichte lagen dagegen unter dem Gruppendurchschnitt, die nur den kortikalen Knochen betreffenden Werte auch unter dem Gesamtdurchschnitt. Die Gesamtdichte lag unter dem Gruppendurchschnitt und über dem Gesamtdurchschnitt (Tab. 23).

Präparat Nr. 2, an dem die niedrigste Kraft während des Versagens der Refixation wirkte, hatte in der Gesamtdichte, der kortikalen Fläche der relativen kortikalen Fläche

und der kortikalen Dichte überdurchschnittliche Werte, die trabekuläre Dichte lag nahe dem Durchschnitt sowohl dieser Gruppe als auch aller gemessenen Schultern (Tab. 23).

Präparat Nr. 4 war das einzige, bei dem ein Suretac aus dem Knochen ausgerissen wurde. Die Werte aus der Knochendichtemessung waren mit Ausnahme der Querschnittsfläche in der Meßebeene die niedrigsten in dieser Gruppe. Alle Werte lagen unter dem Gesamtdurchschnitt.

Da die angegebenen Kraftwerte hauptsächlich bei Kapselverletzungen gemessen wurden und somit auch von der Qualität des jeweiligen Präparates abhängen, wurde versucht, diese Werte mit dem Alter und den Knocheneigenschaften zu korrelieren. Es ergab sich eine positive Korrelation der Kraft beim ersten Versagen mit der Gesamtquerschnittsfläche (Korrelationskoeffizient 0,68) und der trabekulären Dichte (0,65) und eine negative Korrelation des Alters mit der Kraft, bei der die Refixation der Kapsel versagte (-0,60). Die Korrelationskoeffizienten der Kraft mit den übrigen Werten, die in der Knochendichtemessung ermittelt wurden, waren annähernd null oder negativ.

Im Durchschnitt betrug die Steigung der Kraft-Weg-Kurve vor dem ersten Versagen der Refixation 26 N/mm. Die Meßkurven wiesen bei den Präparaten, bei denen zuerst eine Schädigung der Kapsel eintrat (Nr. 2,3 und 4), schon vor dem endgültigen Kapselriß Unebenheiten auf, die vermutlich auf kleinere Schäden im Kapselgewebe zurückzuführen sind (Abb. 29). Der Korrelationskoeffizient zwischen der Steigung vor und der anliegenden Kraft bei Versagen der Refixation betrug 0,85 (Tab. 24).

In der Translation des Humeruskopfes nach ventral zwischen 50 N Belastung und dem Versagen der Refixation bestanden in der Suretac-Versuchsgruppe deutliche Unterschiede. Die ermittelten Werte reichten von 11,7 mm bis 31,4 mm und korrelierten positiv mit der Kraft, die zum Versagen führte (0,84).

Präparat Nr.	Alter	Kraft [N] beim ersten Versagen	Steigung [N/mm] vor 1. Versagen	ventrale Translation des Humeruskopfes [mm] (1)
1	19	737	31,4	28,6
2	24	379	19,1	19,2
3	28	560	32,3	31,4
4	53	227	18,3	11,7
5	64	439	28,8	14,4
Mittelwert	37,6	468,4	25,98	21,06
Varianz	389,3	36916,8	45,897	74,798
Stabw	19,7	192,1	6,8	8,6

Tab. 24 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe Suretac

(1) zwischen 50 N Belastung und dem Auftreten des Versagens der Refixation der Kapsel

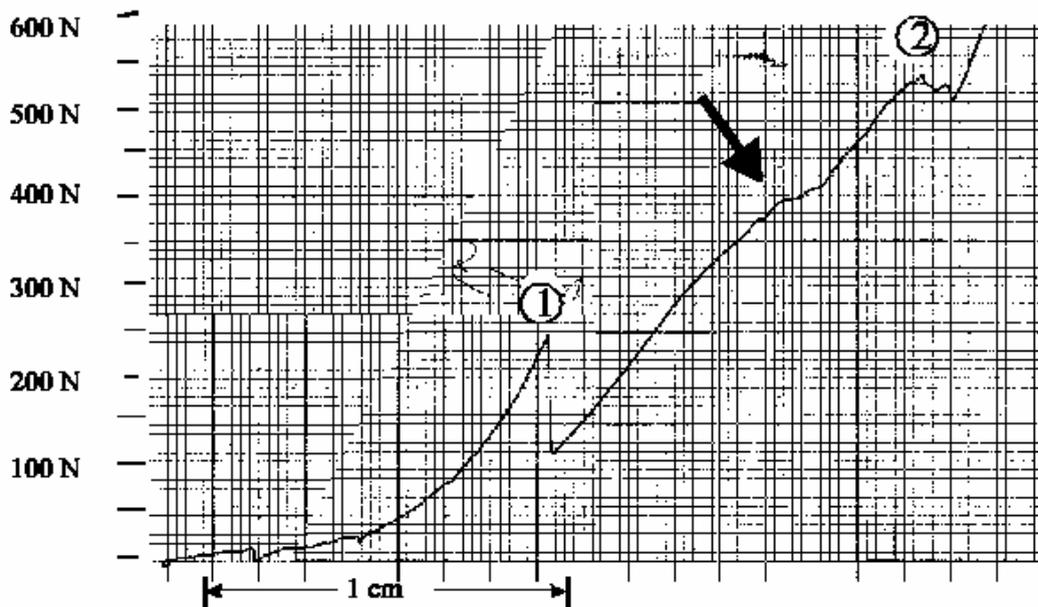


Abb. 29 Meßkurve von Präparat Nr. 2 (Suretac)

- 1: Umstellung des Meßbereichs
- 2: erstes Versagen der Refixation: Einreißen der Kapsel unter dem ventralen Rand des Kopfes des Suretacs
- Pfeil: Unebenheiten in der Meßkurve mit vorübergehender Abflachung sprechen für eine Kapselschädigung vor der endgültigen Kapselruptur

5.6 Zusammenfassung aller Versuchsgruppen

5.6.1 Lokalisation des ersten Versagens der Refixation der Kapsel

In den Versuchsgruppen versagte die Refixation in 15 Fällen (53,6 %) zuerst am mittleren Nahtanker, siebenmal war der untere Nahtanker zuerst betroffen, viermal versagten zuerst der mittlere und untere Nahtanker gleichzeitig und in einem Fall alle drei Nahtanker auf einmal. Bei einem Präparat konnte dem ersten Versagen der Refixation keine Lokalisation zugeordnet werden, weil die Gelenkkapsel unabhängig von den Nahtankern gerissen ist.

	in der Mitte	unten	in der Mitte und unten	in der Mitte und oben	oben, in der Mitte und unten
2,4 mm Fastak mit Eb. No. 2	3	2	-	-	-
2,4 mm Fastak mit Eb. No. 3	2	1	1	-	-
2,8 mm Fastak	2	1	1	1	-
Mitek Panalok I	3	1	-	-	-
Mitek Panalok II	2	1	2	-	-
Suretac	3	1	-	-	1
Summe	15	7	4	1	1

Tab. 25 Lokalisation des ersten Versagens der Refixation der Kapsel

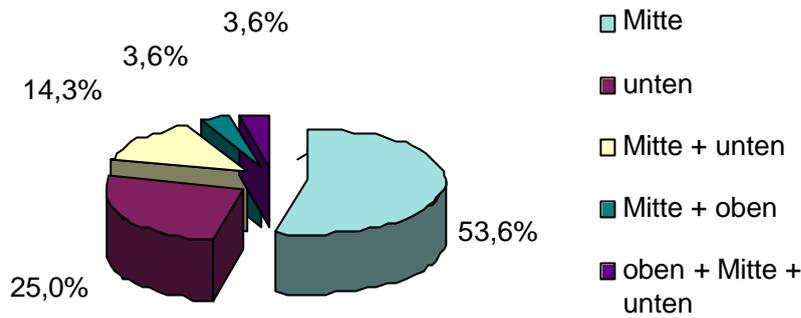


Diagramm 3 Lokalisation des ersten Versagens der Refixation

5.6.2 Versagensmodi der verschiedenen Refixationssysteme

Mit Ausnahme der ersten Versuchsgruppe Mitek Panalok war bei den Fadenankern überwiegend der Faden der Schwachpunkt. Die genauen Angaben über die Häufigkeit der verschiedenen Versagensarten in den einzelnen Versuchsreihen sind den Ergebnissen der einzelnen Gruppen zu entnehmen. Auffällig ist, daß bei Mitek Panalok die Fäden immer am Knoten gerissen sind. Beim 2,4 mm Fastak kam es deutlich häufiger zu Fadenrissen am Öhr des Nahtankers als am Knoten, während beim 2,8 mm Fastak der Fadenriß am Knoten überwog. In der ersten Versuchsgruppe mit Mitek Panalok dominierte der Ausriß der Nahtanker als häufigstes Ereignis.

Im Gegensatz dazu traten bei Suretac die Luxationen zum größten Teil nach der Ruptur der Kapsel, meist unmittelbar am Suretac, auf.

	Fadenriß insgesamt	Fadenriß am Knoten	Fadenriß am Öhr des NA	Nahtanker-ausriß	Kapselriß
2,4 mm Fastak mit Eb. No. 2	8	3	5	1	1
2,4 mm Fastak mit Eb. No. 3	5	2	3	1	2
2,8 mm Fastak	9	7	2	1	1
Mitek Panalok I	2	2	0	6	0
Mitek Panalok II	7	7	0	2	1

	Ausriß	Bruch	Kapsel insgesamt	Kapsel unter Kopf	Labrum am Suretac
Suretac	1	2	8	3	4

Tab. 26 Beobachtete Ereignisse bei den Fadenankern (oben) und Suretac (unten)

5.6.3 Auf den Humerus wirkende Kraft beim ersten Versagen der Refixation

	Kontroll- gruppe	2,4 mm Fastak mit Eb. No. 2	2,4 mm Fastak mit Eb. No. 3	2,8 mm Fastak	Mitek Panalok I	Mitek Panalok II	Suretac
Wert 1 [N]	708	223	611	470	328	759	227
Wert 2 [N]	772	249	616	691	412	830	379
Wert 3 [N]	781	304	687	709	468	914	439
Wert 4 [N]	1059	364	713	749	488	1006	560
Wert 5 [N]	1471	570	834	995		1410	737
Mittelwert [N]	958,2	342,0	692,2	722,8	424	983,8	468,4
Varianz [N²]	100448,7	19180,5	8241,7	34972	5130,7	65300,2	36916,8
Standardab- weichung [N]	316,9	138,5	90,8	187,0	71,6	255,5	192,1
T-Test der KG mit		0,009	0,135	0,199	0,018	0,892	0,023
T-Test 2,4 mm Fa./EB2 mit			0,002	0,007	0,294	0,002	0,270
T-Test 2,4 mm Fa./EB3 mit				0,754	0,002	0,061	0,059
T-Test 2,8 mm Fa. mit					0,020	0,106	0,067
T-Test Mitek Panalok I mit						0,006	0,652
T-Test Mitek Panalok II mit							0,008

Tab. 27 Zum ersten Versagen der Refixation der Kapsel führende Kraft

Im unteren Abschnitt der Tabelle ist die Irrtumswahrscheinlichkeit dafür angegeben, daß die Versuchsgruppe mit dem höheren Mittelwert stabiler ist. Berechnet wurde sie mit dem zweiseitigen T-Test für unabhängige Stichproben mit unterschiedlichen Varianzen (Test von Welch).

Mit im Durchschnitt 983,8 N Zug auf den Humerus beim ersten Versagen der Refixation wurde in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok der höchste Wert gemessen, gefolgt von 958,2 N in der Kontrollgruppe, 722,8 N bei 2,8 mm Fastak, 692,2 N bei 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3, 468,4 N bei Suretac, 424 N in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok und 342 N bei 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2.

Die in der Kontrollgruppe gemessenen Werte waren signifikant ($p < 0,05$) höher als in den Versuchsgruppen 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2, Suretac und Mitek Panalok I. Nicht signifikant unterschieden sich die Werte der Kontrollgruppe von denen der übrigen Versuchsreihen. In der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok war der Mittelwert sogar höher als in der Kontrollgruppe, jedoch nicht signifikant.

Signifikant stabiler war die Refixation der Kapsel in der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok als in der ersten, und in den Gruppen mit Suretac und mit 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2. Der Unterschied zwischen 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3 auf der einen und 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 und der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok auf der anderen Seite war ebenfalls signifikant. Mit dem 2,8 mm Fastak wurde die Kapsel signifikant stabiler refixiert als mit dem 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2

und mit dem Mitek Panalok in der ersten Versuchsreihe. Im paarweisen Vergleich der übrigen Versuchsgruppen untereinander ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$).

5.6.4 Kraftabfall nach Versagen einzelner Refixationssysteme

	2,4 mm Fastak mit EB 2	2,4 mm Fastak mit EB 3	2,8 mm Fastak	Mitek Panalok I	Mitek Panalok II	Suretac
	169	225	95	110	405	40
	121	86	376	51	405	51
	111	151	149	259	134	23
	91	161	149	28	256	97
	183	18	96	28	179	158
	151	499	133		179	
	206		329		88	
	62		225		106	
	131		225		170	
Mittelwert	136,1	190,0	197,4	95,2	213,4	73,8
Varianz	2099,9	27893,6	10042,5	9508,7	14098,6	2967,7
Stabw	45,8	167,0	100,2	97,5	118,7	54,5

Tab. 28 Kraftabfall [N] nach dem Auftreten des Versagens einzelner Refixationssysteme

Wie in der Beschreibung der Ergebnisse der einzelnen Versuchsgruppen erläutert, war bei den Fadenankern entweder der Faden der Schwachpunkt, oder, wie in der Versuchsgruppe Mitek Panalok I, der Ausriß von Nahtankern das häufigste Ereignis. In diesen Gruppen wurden keine Ereignisse in diese Auswertung aufgenommen, in die eine Ruptur der Gelenkkapsel verwickelt war. Der Grund hierfür liegt darin, daß bei kombinierten Kapsel- und Fadenrissen eine Differenzierung, welcher Anteil des Kraftabfalles dem Riß des Fadens bzw. der Kapsel zuzuschreiben ist, nicht möglich war.

Dagegen war beim Suretac die Kapselruptur das häufigste Ereignis, oft direkt an einem Anker. Der diesen Ereignissen folgende Kraftabfall wurde in diese Auswertung einbezogen, da diese Art von auftretendem Fehler mit der Form bzw. der Setztechnik des Suretac zusammenhängt.

Aus diesem Grund sind die Fadenanker und der Suretac hinsichtlich dieser Auswertung schwer vergleichbar. Vergleicht man sie doch miteinander, ergeben sich bei Suretac die niedrigsten Werte, und der einzige statistisch signifikante Unterschied ($p < 0,05$) bei paarweisem Vergleich der verschiedenen Versuchsgruppen ergibt sich zwischen Suretac und der zweiten Versuchsgruppe Mitek Panalok mit Vorteilen für den Fadenanker.

Dieser Wert soll den Anteil der bei Versagen eines Refixationssystems gemessenen Kraft quantifizieren, den derjenige Nahtanker bzw. Faden, der ausriß bzw. riß, zum Widerstand gegen die im Versuch herbeigeführte ventral Luxation leistete.

Ein Vergleich der Fadenanker untereinander ergibt den höchsten Wert mit durchschnittlich 213,4 N für die zweite Versuchsreihe Mitek Panalok. Der zweithöchste Mittelwert wurde für den 2,8 mm Fastak berechnet (197,4 N), gefolgt vom 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3 (190 N) und 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 mit 136,1 N im Durchschnitt. In diesen Versuchsgruppen war die Fadenruptur das häufigste Ereignis. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen waren nicht signifikant ($p > 0,05$). Es ist in dieser Auswertung ohnehin nicht korrekt, von signifikanten Unterschieden zu sprechen, da durch das Teilen der Werte, um die die Kraft nach dem gleichzeitigen Riß zweier Fäden abgefallen ist, die Varianz und somit auch das Ergebnis des T-Tests verfälscht wird. Zwischen Fastak mit Ethibond No. 2 und der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok mit dem selben Faden war aber dennoch ein bemerkenswerter Unterschied festzustellen. Der Vergleich der beiden 2,4 mm Fastak Versuchsgruppen in dieser Auswertung spiegelt den von der Firma Ethicon angegebenen Unterschied in der linearen Reißfestigkeit und der Knotenreißkraft der beiden verwendeten Fäden besser wider als der Vergleich der Kraft beim ersten Versagen der Refixation. Die lineare Reißfestigkeit beträgt 165 N für die Stärke 3 und 130 N für die Stärke 2, die Knotenreißkraft mindestens 78 N bzw. 64 N.

Unter den Fadenankern wies die erste Versuchsreihe Mitek Panalok, in der meistens Nahtanker ausrissen, den geringsten Wert in dieser Kategorie auf. Insgesamt fiel der Unterschied zwischen den einzelnen Versuchsgruppen in dieser Auswertung deutlich geringer aus als in der Auswertung der beim ersten Versagen der Refixation der Kapsel wirkenden Kraft.

5.6.5 Steifigkeit und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes

Die Steigung der Kraft-Weg-Kurve in der Kontrollgruppe vor dem Kapselschaden war mit 51,7 N/mm die größte von allen Versuchsgruppen, was wegen der Fixation der Gelenkkapsel im gesamten Bereich des vorderen Glenoids nicht verwunderlich ist. Bei den anderen Versuchsgruppen war die vordere Kapsel nur an drei Punkten befestigt. Dicht gefolgt war die Kontrollgruppe in dieser Auswertung von der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok, bei der die größte durchschnittliche Translation des

Humeruskopfes nach ventral bis zum Versagen der Refixation stattfand (26,4 mm). In beiden Kategorien wies der 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 den niedrigsten Wert auf. Die Mittelwerte der einzelnen Versuchsgruppen sowie die Signifikanzen der Unterschiede in den Mittelwerten sind Tab. 29 und Tab. 30 zu entnehmen.

	Kontroll- gruppe	2,4 mm Fastak Eb. No. 2	2,4 mm Fastak Eb. No. 3	2,8 mm Fastak	Mitek Panalok I	Mitek Panalok II	Suretac
Steigung vor 1. Versagen [N/mm] (1)	51,7	22,5	42,4	44,1	29,5	48,4	26
ventrale Translation [mm] (2)	23	16,6	22,9	20,4	17,6	26,9	21,1

Tab. 29 Mittlere Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in den verschiedenen Versuchsreihen

- (1) Zunahme der am Humerus anliegenden Kraft pro mm Auslenkung des Humeruskopfes nach ventral vor dem Auftreten des ersten Versagens (Steifigkeit)
 (2) Translation des Humeruskopfes nach ventral zwischen einer Vorbelastung von 50 N und dem Auftreten des ersten Versagens

	Kontroll- gruppe	2,4 mm Fastak EB No.2	2,4 mm Fastak EB No.3	2,8 mm Fastak	Mitek Panalok I	Mitek Panalok II	Suretac
Kontrollgruppe		p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05
2,4 mm Fa/EB2	p<0,01		p<0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,01	p>0,05
2,4 mm Fa/EB3	p>0,05	p<0,01		p>0,05	p<0,05	p>0,05	p>0,05
2,8 mm Fa	p>0,05	p<0,01	p>0,05		p>0,05	p>0,05	p>0,05
M. Panalok I	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,05		p<0,01	p>0,05
M. Panalok II	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p>0,05	p<0,05		p>0,05
Suretac	p<0,01	p>0,05	p<0,01	p<0,05	p>0,05	p<0,05	

Tab. 30 Signifikanzen für die Unterschiede in den Mittelwerten der Versuchsgruppen untereinander in der Steigung vor dem ersten Versagen der Refixation (links unten) und der ventralen Translation des Humeruskopfes (rechts oben)

p: Irrtumswahrscheinlichkeit, mit T-Test berechnet

Korreliert man die Mittelwerte der Steigung vor dem ersten Versagen der Refixation der Kapsel und der ventralen Translation des Humeruskopfes bei den Fadenankern mit der durchschnittlich zum ersten Versagen führenden Kraft und mit dem durchschnittlichen Kraftabfall nach dem Versagen einzelner Refixationssysteme und untereinander, ergeben sich deutlich positive Werte (Tab. 31).

Korreliert man die einzelnen Kraftwerte, nicht die Mittelwerte, der Fadenanker beim ersten Versagen der Refixation mit den zugehörigen Steigungen und ventralen Translationen des Humeruskopfes, ergeben sich ebenfalls deutlich positive Werte von

0,79 bzw. 0,74. Hier zeigte sich ein ähnlicher, wenn auch nicht so starker Zusammenhang wie bei der Korrelation der Mittelwerte.

	2,4 mm Fastak mit EB 2	Mitek Panalok I	2,4 mm Fastak mit EB 3	2,8 mm Fastak	Mitek Panalok II
durchschnittliche Kraft beim ersten Versagen [N]	342	424	692,2	722,8	983,8
durchschnittliche Steigung vor dem ersten Versagen [N/mm]	22,5	29,5	42,4	44,1	48,4
mittlere ventrale Translation des Humeruskopfes zw. 50N und erstem Versagen [mm]	16,6	17,6	22,9	20,4	26,9
durchschnittlicher Kraftabfall nach Versagen einzelner Refixationssysteme [N]	136,1	95,2	190,0	197,4	213,6
Korrelation Kraft und Steigung	0,961				
Korrelation Kraft und ventrale Translation	0,962				
Korrelation Kraft und Kraftabfall	0,878				
Korrelation Steigung und ventrale Translation	0,893				
Korrelation Steigung und Kraftabfall	0,864				
Korrelation ventrale Translation und Kraftabfall	0,826				

Tab. 31 Durchschnittliche Werte und Korrelationen der Mittelwerte bei den Fadenankern

Ein höherer durchschnittlicher Kraftabfall nach Fadenrissen oder Nahtanker-
ausrissen, der ein Maß für die Stabilität der einzelnen versagenden Refixationssysteme
ist, stand im Zusammenhang mit einer weiteren ventralen Translation des Humerus-
kopfes. Je stabiler der einzelne verwendete Nahtanker mit seinem Faden war, desto
später versagte er im Versuch und ermöglichte eine weitere Auslenkung des Humerus-
kopfes nach vorne. Mit einer weiteren Auslenkung des Humeruskopfes nach ventral
beteiligten sich immer mehr Kapselanteile, die zu Versuchsbeginn noch nicht gespannt
waren, am Widerstand gegen die Luxation nach vorne. Dadurch stieg die gemessene
Kraft immer schneller an, die Steigung der Kraft-Weg-Kurve (Steifigkeit) nahm zu. Die
gemessene Kraft wuchs nicht nur, weil die Belastung auf den Faden oder Nahtanker, der
als erster nachgab, zunahm, sondern auch, weil die Spannung der Restkapsel und die
Kraft auf die anderen Nahtanker und ihre Fäden zunahm.

Zusammengefaßt heißt dies, daß ein stabileres Verankerungssystem später versagt,
so eine weitere ventrale Auslenkung des Humeruskopfes vor dem ersten Versagen
erlaubt und dadurch ermöglicht, daß andere Kapselanteile zu einer noch höheren Kraft
beim ersten Versagen beitragen.

6 Diskussion

6.1 Zu Material und Methode

6.1.1 Versuchsaufbau und Versuchsprinzip

Eine Stellung des Schultergelenks in 90° Außenrotation und 60° glenohumeraler Abduktion wurde gewählt, weil bei der vorderen Schulterinstabilität eine Verletzung der in dieser Stellung hauptsächlich stabilisierenden Kapselstrukturen vorliegen kann. Dies ist das IGHL, vor allem das vordere Band des IGHL (siehe Kapitel 1.3.3). Die Orte, an denen das erste Refixationssystem jeweils versagte, bestätigen die in dieser Stellung wichtige Funktion des vorderen Bandes des IGHL. In 53,6% trat das erste Versagen am mittleren Nahtanker alleine auf, der im Bereich des anterior band des IGHL gesetzt wurde, in 21,4% am mittleren Nahtanker kombiniert mit entweder einem oder beiden anderen Nahtankern. Nur in 25% der Versuche war der mittlere Nahtanker nicht beim ersten Versagen der Refixation mitbetroffen.

Um die eintretenden Ereignisse beobachten und notieren zu können, wurde die Zuggeschwindigkeit mit 20 mm/min relativ langsam gewählt. Diese Geschwindigkeit entspricht nicht der Geschwindigkeit, mit der Schulterluxationen, die ein traumatisches Ereignis sind, in Wirklichkeit entstehen, sondern ist langsamer. Durch die Zuggeschwindigkeit kann, wie Craft et al. [17] feststellten, die Reißfestigkeit von Fäden beeinflusst werden. Er maß bei höheren Zuggeschwindigkeiten eine niedrigere Festigkeit von geflochtenen Polyesterfäden als bei niedrigeren Geschwindigkeiten.

Da dieser Versuch in vitro durchgeführt wurde, handelt es sich um eine unmittelbar postoperative Momentaufnahme, die Stabilität kann sich postoperativ verändern. In vivo testeten Barber et al. [2] drei nicht resorbierbare Nahtanker (Mitek G2, Zimmer Statak, Acufex TAG wedge) und einen resorbierbaren Nahtanker aus Poly-L-Lactid Säure (Arthrex ESP) an Femora von Hammeln. Aus diesem Material wird auch der Mitek Panalok gefertigt. Die Nahtanker wurden mit nicht resorbierbarem Faden der Stärke 2 implantiert und initial sowie zwei, vier und sechs Wochen und zwei und drei Monate später auf ihre Ausreißkraft geprüft. Der Mitek und der Statak Anker zeigten über den gesamten Zeitraum konstante Stabilität, ausnahmslos bei Fadenrissen. Der TAG wedge hatte anfangs eine geringere Stabilität aufzuweisen und versagte initial bei fünf Versuchen viermal durch Nahtankerausriß. Nach vier Wochen hatte er das Stabilitäts-

niveau des Mitek G2 und Zimmer Statak erreicht, versagte nur noch durch Fadenriß und blieb im weiteren Verlauf konstant. Der resorbierbare ESP von Arthrex erreichte die Stabilität der anderen Nahtanker nach sechs Wochen. Bis zur vierten Woche kamen Nahtankerausrisse vor, ab der sechsten nur noch Fadenrisse und Ausrisse des Fadens aus dem Nahtanker. Die Stabilität der Nahtanker war insgesamt entweder von Anfang an konstant oder nahm innerhalb der ersten vier oder sechs Wochen zu, um dann konstant zu bleiben, selbst bei dem resorbierbaren Implantat.

Bei der Verwendung von nicht resorbierbarem Nahtmaterial nimmt demnach die Stabilität der Refixation von Weichgewebe mittels Nahtankern im Verlauf der Rehabilitation eher zu als ab, die Verankerung der Implantate wird fester und die Festigkeit des Fadens bleibt etwa konstant. Fraglich ist, wie sich dies bei der Verwendung resorbierbarer Fäden oder des Suretac verhält.

Balch et al. [1] kamen in einem in vivo Versuch zu einem anderen Ergebnis bezüglich des Verlaufes der Stabilität eines resorbierbaren Nahtankers. Sie testeten kugelförmige Implantate (BioSpheres aus einem Copolymer aus 85/15 D,L Lactid/Glycolid), nachdem sie diese sorgfältig nach definierten Zeiträumen aus Tibiae von Hunden explantiert hatten, auf ihre Stabilität gegen Kompression. Diese war nach drei Wochen deutlich geringer als bei fabrikneuen Nahtankern, nach sechs Wochen waren vier von sechs Implantaten bei Explantation bereits zerbrochen und bei den übrigen die Stabilität wegen ihres veränderten Kompressionsverhaltens nicht mehr verlässlich bestimmbar. Nach neun und zwölf Wochen waren alle explantierten Biospheres zerbrochen.

In der postoperativen Phase ist eine einmalige hohe Belastung auf das Schultergelenk, wie in diesem Versuch, außer bei einem Unfall, eher unwahrscheinlich. Dagegen wirken wiederholt kleinere Kräfte auf die Gelenkkapsel ein. Deshalb würde ein zyklischer Versuch bessere Aussagen hinsichtlich der Stabilität der frisch operierten Schulter während der Rehabilitation zulassen. Allerdings können auch dann in einem in vitro Versuch nicht die während der Rehabilitationsphase auftretenden Umbauvorgänge im Knochen simuliert werden.

In einem zyklischen Versuch von Burkhart et al. [12] zur Reparatur der Rotatorenmanschette mit Nahtankern wurde fast nur das Versagen der Sehne beobachtet. Vorherige Experimente, bei denen die Rotatorenmanschette durch transossäre Nahttechniken repariert wurde, ergaben, daß bei statischen Experimenten der Faden das schwächste Glied ist, bei zyklischen Versuchen aber die Sehne oder der Knochen.

Allerdings unterscheidet sich die Gelenkkapsel der Schulter von den Sehnen der Rotatorenmanschette. Zirkulär um das Glenoid verlaufende bindegewebige Fasern [27] und das Labrum glenoidale mit seinen „vorwiegend zirkulär verlaufenden Kollagenfasern“ [Hertz 1984, S.14] bilden bei der Schulterkapsel einen gewissen Abschluß, der das Auffasern der Gelenkkapsel, wie es wahrscheinlich bei den Sehnen geschehen ist, verhindern kann.

Wetzler et al. [58] führten einen zyklischen Versuch mit Nahtankern an menschlichen Glenoiden durch. Sie konnten feststellen, daß Mitek G2 Anker bei einer zyklischen Belastung, bei der der obere Grenzwert 40-50 % der maximalen Ausreißkraft des Nahtankers betrug, für ungefähr 1000-2000 Zyklen im Knochen verankert blieben. Diese Zahl entspräche in etwa der Anzahl von Belastungen, die auf eine operierte Schulter während einer sechswöchigen Rehabilitation einwirkten [Wetzler 1996, S.691]. Auf unseren Versuch läßt sich dieses Ergebnis allerdings nicht ohne weiteres übertragen, weil Wetzler in seinem Versuch parallel zur Längsachse des Nahtankers mit einem Draht am Mitek G2 zog und somit der Faden und die Gelenkkapsel als mögliche Schwachstellen wegfielen.

6.1.2 Verteilung der Schulterpräparate

Durch die zufällige Verteilung der Schulterpräparate entstanden zum Teil erhebliche Unterschiede in der Altersstruktur der einzelnen Versuchsgruppen. Vor allem in der Kontrollgruppe wären bei durchschnittlich jüngeren Präparaten höhere Belastungen zu erwarten gewesen.

6.1.3 Schulterpräparation

Der Kapsel-Labrum-Komplex der Schulterpräparate wurde im Bereich 1'00 bis 5'00 vom Glenoid abgetrennt, das heißt von ca. der Mitte des vorderen oberen Quadranten bis zum unteren Pol, dem Tuberculum infraglenoidale mit dem Ursprung des langen Trizepskopfes. Nachdem die beiden unteren Nahtanker ausgerissen oder deren Fäden gerissen waren, ist in diesem Bereich meistens die Gelenkkapsel eingerissen. Dies deutet darauf hin, daß dieser Anteil der Kapsel bei weiter Bewegung des Humeruskopfes nach ventral einen großen Beitrag zur vorderen Stabilität des Schultergelenkes leistet. Wie groß dieser Beitrag in dem Bereich ist, in dem die Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes zum ersten mal versagt, ist nicht festzustellen und auch nicht, in wie weit dadurch die Kraft beeinflusst wurde, die notwendig war, um in den

Testgruppen ein Versagen der Refixation herbeizuführen. Dieser Störeffekt hätte durch das komplette Ablösen der Kapsel und deren Refixation in einem definierten Bereich verhindert werden können, wie von Mohammed et al. [38] in ihrem Versuch praktiziert. Allerdings würde man damit wiederum eine Bedingung schaffen, die nicht der Klinik entspricht.

Außerdem konnte die Tatsache, daß die Gelenkkapsel bei der rezidivierenden Schulterluxation, die eine Hauptindikation für die arthroskopische Schulterstabilisierung ist, erweitert ist, im Versuch nicht berücksichtigt werden.

6.1.4 Knochendichtemessung

Die Knochendichte wurde nicht genau an der Stelle bestimmt, wo die Nahtanker gesetzt wurden, sondern am Skapulahals. Die Dicke der Kortikalis konnte nicht exakt bestimmt werden, weil die Kortikalis nicht genau senkrecht getroffen wurde. Die kortikale Fläche in der Schnittebene kann dadurch verfälscht worden sein. An der Skapula ist es kaum möglich, eine Schnittebene zu definieren, in der die Kortikalis senkrecht getroffen wird. Die Kortikalis ist an der Skapula ziemlich dünn. Dadurch ist eine stärkere Verfälschung der kortikalen Dichte durch den partiellen Volumeneffekt nach unten möglich.

6.2 Zu den Ergebnissen

6.2.1 Allgemein

Problematisch bei der Auswertung der nach ventral auf den Humerus wirkenden Kraft, die zum Versagen der Refixation führte, ist, daß man nicht weiß, welche Strukturen welchen Anteil dieser Kraft aufgenommen haben. Das heißt, es läßt sich nicht nachvollziehen, wie die Kraft auf die drei Nahtanker und die übrige, nicht vom Glenoid gelöste Kapsel verteilt war. Mögliche Faktoren, die zu unterschiedlicher Kräfteverteilung führen können, können in Unterschieden zwischen den einzelnen Präparaten oder in einer nicht exakt gleichen Abtrennung der Kapsel vom Glenoid und Refixation der Gelenkkapsel liegen.

Zu den Unterschieden zwischen den verschiedenen Schultern zählt die variable Ausbildung des MGHL [20, 28, 30, 42], der variable Ansatz des anterior band am Glenoid [43], sowie die Varianz im Beitrag der verschiedenen Kapselanteile zur vorderen Stabilität bei verschiedenen Schultern, die aus vielen biomechanischen

Untersuchungen zu entnehmen ist [36, 44, 45, 56]. Auch eventuelle Differenzen in der Elastizität des Gewebes könnten zu einer unterschiedlichen Verteilung der Kraft auf die verschiedenen Nahtanker und die Restkapsel beitragen. Die zweite mögliche Quelle für die unterschiedliche Kräfteverteilung ist die Refixation der Kapsel am Glenoid. Denkbare Unterschiede sind eine nicht genau gleiche Lokalisation und Setztiefe der Nahtanker, daß die Gelenkkapsel nicht exakt an der gleichen Stelle auf den Faden bzw. den Suretac aufgefädelt wurde oder daß der Faden beim Verknoten unterschiedlich fest angezogen wurde. Auch eine nicht exakt gleiche Positionierung der Präparate im Versuchsaufbau ist möglich. Diese Faktoren können das Ergebnis gerade bei einer so kleinen Stichprobe wie in diesem Versuch beeinflussen. Ein Hinweis hierfür ist die große Varianz innerhalb der Versuchsgruppen.

Ein weiterer mit Sicherheit wichtiger Faktor, der großen Einfluß auf die für das Versagen der Refixation nötige Kraft hat, ist der Zeitpunkt, zu dem dieses auftritt. Wie in Kapitel 5.6.5 beschrieben, korreliert bei den Fadenankern die Kraft beim ersten Versagen der Refixation stark mit der Translation des Humerus nach ventral und der Steigung der Kraft-Weg-Kurve zu diesem Zeitpunkt, sowie mit dem durchschnittlichen Kraftabfall nach Fadenrissen oder Nahtankerausrissen. Aus letzterem kann geschlossen werden, welcher Anteil der Kraft, die zum Zeitpunkt des ersten Versagens der Refixation auf den Humerus gewirkt hat, auf dem dort gerissenen Faden oder ausgerissenen Nahtanker gelastet hat und so die Stabilität des einzelnen Refixationssystems geschätzt werden. Die Ergebnisse zeigen, daß durch eine relativ geringe Steigerung der Stabilität des einzelnen Refixationssystems (Faden und Nahtanker), z.B. durch Verwendung eines stärkeren Fadens bei 2,4 mm Fastak, in diesem Versuch eine deutliche Steigerung der Stabilität der behandelten Schulter erzielt werden konnte. Dies kam vermutlich dadurch zustande, daß durch den wegen des stärkeren Fadens später eintretenden Fadenriß dieses Ereignis in einer Stellung auftrat, in der der Humeruskopf weiter nach ventral ausgelenkt war. In solch einer Stellung tragen mehr Kapselanteile zur vorderen Stabilität bei als bei geringergradiger ventraler Auslenkung des Humeruskopfes. Dadurch wird zum einen die Steigung der Kraft-Weg-Kurve größer, und zum anderen verkleinert sich der relative Anteil der Kraft, die auf den Faden bzw. Nahtanker fällt, der zuerst reißt bzw. ausreißt, an der insgesamt auf den Humerus wirkenden Kraft.

Ein Wert, der von der unterschiedlichen Verteilung der Belastung in den einzelnen Präparaten und der nicht exakten Refixation unabhängig erscheint, ist der Kraftabfall

nach Auftreten des Versagens eines isolierten Refixationssystems. Dieser Wert ist die Kraft, bei der eine Faden- oder Kapselruptur auftritt oder ein Nahtanker ausgerissen wird abzüglich des unmittelbar nach diesem Ereignis gemessenen Wertes. Bei den Fadenankern wurden die so ermittelten Werte, bei denen gleichzeitig ein Kapselschaden aufgetreten ist, ausgegrenzt, da dieser Wert nicht von den Eigenschaften der Verankerungssysteme alleine, sondern auch von denen des verwendeten Präparates abhängt. Außerdem ist nicht nachzuvollziehen, welcher Anteil des Kraftabfalls auf die Kapselruptur und welcher auf das Versagen des Verankerungssystems zurückzuführen ist. Für den Fall, daß zwei Ereignisse (z.B. zwei Fadenrisse) auf einmal eingetreten sind, wurde der gemessene Kraftabfall beiden Komponenten zu gleichen Teilen zugeschrieben. Durch dieses Verfahren wird der Mittelwert des Kraftabfalles in den verschiedenen Versuchsgruppen nicht beeinflusst, wohl aber die Varianz und somit auch der statistische Vergleich der Versuchsgruppen untereinander.

Beim Suretac traten überwiegend Kapselverletzungen auf, hauptsächlich in Bereichen mit direktem Kontakt der Gelenkkapsel zum Suretac. Der Kraftabfall wurde wie bei den Fadenankern ausgewertet, mit dem Unterschied daß hier auch Ereignisse berücksichtigt wurden, die einen Kapselschaden direkt an einem Suretac beinhalteten. Diese Werte sind sicher nicht alleine vom Verankerungssystem, sondern auch vom jeweiligen Präparat abhängig und aus diesem Grund und wegen des völlig anderen Systems nicht mit den anderen Versuchsgruppen vergleichbar (siehe Kapitel 6.2.5).

6.2.2 Kontrollgruppe

In der Literatur sind einige den Versuchen in der Kontrollgruppe ähnliche Experimente zu finden. Reeves [49] hat in einer experimentellen Arbeit über die vorderen kapsulären Strukturen unter anderem die Bedeutung der anterior-inferioren Gelenkkapsel und des Labrum glenoidale in mechanischen Belastungsversuchen anhand von Leichenschultern unterschiedlichen Sterbealters untersucht. Er kam zu dem Ergebnis, daß die Stärke der Befestigung des Labrums in den beiden ersten Lebensdekaden zunimmt und im weiteren Verlauf des Lebens ungefähr konstant bleibt. Dagegen schien die Gelenkkapsel mit zunehmendem Alter schwächer zu werden. Bei den Belastungsversuchen der Kapsel hat er bei jüngeren Präparaten bis zur vierten Dekade hauptsächlich den Abriß des Labrums beobachtet, während bei den älteren Schultern die Kapsel und Bänder oder, wenn auch seltener, deren Ansatz am Humerus der Schwachpunkt waren.

Stefko et al. [54] haben an intakten, aber relativ alten (im Durchschnitt 71,4 Jahre) Schultern Belastungsversuche der Kapsel durchgeführt. Dabei wurden die Präparate in 60° glenohumeraler Abduktion und 90° Außenrotation fixiert und am Humerus Zug von der Skapula weg mit der Zugrichtung parallel zum anterior band ausgeübt. Die Zuggeschwindigkeit wurde so gewählt, daß die Gelenkkapsel 100 % pro Sekunde gedehnt wurde, was erheblich schneller als in der vorliegenden Untersuchung ist. In zwölf Fällen ist die Kapsel an ihrem Ansatz am Glenoid, in einem an ihrem humeralen Ansatz abgerissen. Die dabei gemessene Kraft betrug im Mittel 712,9 N (363,6 – 1136,9 N). Eine Korrelation mit dem Alter bestand nicht.

Hertz [26] führte im Rahmen einer Arbeit über die Schulter mechanische Belastungsversuche an 56 Schulterpräparaten durch. Dabei wurde bei fixierter Skapula der Humerus durch progressive Gewichtsbelastung an einem Seilzug in 90° Außenrotation, 120° Abduktion und 30° Extension gebracht und zunehmend belastet, bis das Gelenk luxierte. Er stellte fest, daß Präparate von jüngeren Menschen (bis 49 Jahre) erheblich höhere Gewichtsbelastungen tolerierten als die von älteren Menschen stammenden Schultern, zum Teil das 5- bis 6fache. Er beschrieb zwei verschiedene Luxationsmechanismen: Bei den jüngeren Präparaten wurde ausnahmslos eine radiäre Verletzung des Kapsel-Labrum-Komplexes festgestellt. Der Limbus glenoidalis wurde entweder vom Knochen abgehoben oder ist parallel zur Glenoidebene aufgefasert. Im weiteren Verlauf ist die Gelenkkapsel radiär eingerissen. In dieser Phase wurde durch das abgelöste Labrum, das durch den Druck des Humeruskopfes nach ventral angespannt wurde, ein Rutschen des Humeruskopfes aus der Gelenkpfanne verhindert. Bei weiterer Gewichtszugabe ist der Humeruskopf über das Labrum gesprungen, die Kapsel weiter eingerissen und die Schulter vollständig luxiert. Bei den älteren Schulterpräparaten ist die Kapsel dagegen nicht radiär eingerissen, sondern V-förmig im ventro-kaudalen Bereich, nachdem der Humeruskopf über das Labrum glenoidale gerutscht ist, ohne dieses zu verletzen.

Bigliani et al. [9] unterteilten das IHGL in drei Regionen, das obere (vordere) Band und den vorderen und hinteren Recessus axillaris. Präparate dieser drei Regionen mit anliegendem Knochen wurden durch Zug mit konstanter Geschwindigkeit belastet, bis der jeweilige Kapselstreifen gerissen ist. In 40% geschah dies am Ansatz am Glenoid, in 25% am Humerus und in 35% dazwischen. Dabei stellten die Autoren eine signifikant erhöhte Dehnbarkeit des vorderen Anteils des Recessus axillaris verglichen mit den

anderen Regionen fest. Das Alter der verwendeten Präparate reichte von 56 bis 87 Jahre.

Im vorliegenden Versuch entstand durch die zufällige Verteilung der Schulterpräparate ein ungünstiges Altersprofil in dieser Gruppe. Das durchschnittliche Alter war mit 51,6 Jahren das höchste aller Versuchsgruppen. Eine Schulter einer 19jährigen und vier Schultern von 51-67jährigen Männern waren in dieser Gruppe. Das mit Abstand jüngste Präparat tolerierte die bei weitem höchste nach ventral auf den Humerus wirkende Kraft und eine deutliche negative Korrelation (-0,94) bestand zwischen Alter und gemessener Kraft. Dies ist ein Ergebnis, das bei Kenntnis ähnlicher Untersuchungen aus der Literatur durchaus zu erwarten war [26, 49]. Allerdings wäre bei einer ähnlichen Altersstruktur in dieser Gruppe wie zum Beispiel in der zweiten Versuchsgruppe für Mitek Panalok, in der die Präparate jünger waren und sogar höhere Werte als in der Kontrollgruppe erzielt wurden, eine höhere durchschnittliche Kraft bei Auftreten der Kapselruptur zu erwarten gewesen.

Die Gesamtknochendichte (0,94) und die trabekuläre Dichte korrelierten (0,75) wie die relative kortikale Fläche (0,88) gut mit der für einen Kapselschaden nötigen Kraftwirkung. Da in dieser Versuchsgruppe das Alter sehr stark negativ mit diesen Parametern korrelierte, wesentlich stärker als in der Gesamtheit der gemessenen Schultern, ist bei dieser kleinen Stichprobe schwer zu sagen, ob der Unterschied in der Belastbarkeit mehr vom Alter oder den Knocheneigenschaften abhängt. Da auch die in diesem Absatz erwähnten Knocheneigenschaften vom Alter der Schulterpräparate abhängen (siehe Kapitel 5.1), ist beides wohl nicht voneinander zu trennen. Hauptgrund für derart stark ausgeprägte Korrelationen in dieser Gruppe war wohl, daß mit Präparat Nr. 1 das mit Abstand jüngste Schulterpräparat die bei weitem höchste relative kortikale Fläche und Gesamtdichte hatte und bei diesem Präparat eine wesentlich höhere Kraft als bei den vier anderen gemessen wurde. Die hohe Gesamtdichte steht bei diesem Präparat in engem Zusammenhang mit dem hohen Anteil der Kortikalis an der Gesamtfläche und diese wiederum ist nicht alleine auf die Dicke der Kortikalis, sondern auch auf den geringen Gesamtquerschnitt des Präparates zurückzuführen. Letzterer war der kleinste von allen gemessenen Präparaten.

Die beobachteten Verletzungsarten, die Ruptur der Kapsel an ihrem humeralen oder glenoidalen Ansatz, wurden in einigen anderen Versuchen in der Literatur bereits beschrieben (siehe oben), genauso wie die Ruptur der Gelenkkapsel zwischen den Ansatzstellen. Diese Möglichkeit wurde in der Kontrollgruppe nicht registriert, trat aber

einmal in der Versuchsgruppe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3 auf. Daß die Gelenkkapsel bei dem Schulterpräparat der 19jährigen an ihrem glenoidalen Ansatz gerissen ist, war bei Kenntnis der Arbeiten von Reeves [49] und Hertz [26] nicht verwunderlich. Bei den älteren Präparaten (51-67 Jahre) hielten sich die Ruptur der Kapsel an ihren Ansätzen am Humerus und am Glenoid die Waage. Anders verhielt sich das bei Stefko [54], dessen verwendete Präparate ebenfalls etwa in diesem Altersbereich lagen. Er stellte eine Dominanz der Ruptur der Kapsel am glenoidalen Ansatz fest, was sowohl am unterschiedlichen Versuchsaufbau als auch an der wesentlich höheren Zuggeschwindigkeit liegen kann, oder einfach Zufall sein kann.

Die vorliegende Untersuchung ist wegen des unterschiedlichen Versuchsaufbaus schwer mit den anderen erwähnten Studien zu vergleichen. Im Unterschied zu den Versuchen von Stefko [54] und Bigliani [9], wo die Kapsel hauptsächlich oder nur durch Zug belastet wurde, war in unserem Versuch der Zug an der Kapsel mit einer Entwicklung von Spannung innerhalb der Kapsel über dem konvex geformten Humeruskopf verbunden. Auch der Versuchsaufbau von Hertz [26] unterscheidet sich deutlich durch die dort überwiegend axial auf den Humerus wirkende Kraft. Der genaue Versuchsaufbau von Reeves [49] ist nicht bekannt.

6.2.3 Fastak

Der 2,4 mm Fastak wurde in zwei verschiedenen Versuchsgruppen getestet. In der ersten Versuchsreihe wurde er mit Ethibond der Stärke 2 getestet. Mit diesem Faden wird er von der Firma Arthrex geliefert. Der Punkt, an dem die Refixation in dieser Gruppe hauptsächlich versagte, war der Faden mit acht Fadenrissen von zehn möglichen Ereignissen, davon fünf im Bereich des Öhrs. Nur ein Nahtanker ist ausgerissen, der in der Nähe einer Knochenzyste lag. Bei diesem Präparat ist darauffolgend die Kapsel gerissen. Das Auftreten dieser Versagensmodi kann auf die schlechte Qualität dieses Präparates zurückzuführen sein. In den anderen Fällen kann man sagen, daß das Refixationssystem an seiner Sollbruchstelle, dem Faden, versagt hat. Dies ist wünschenswert, denn ein weiterer Schaden der Gelenkkapsel oder ein Ausreißen des metallischen Nahtankers mit seinem scharfen Gewinde, der sich frei innerhalb der Schulterkapsel bewegen könnte, wären die schlechteren Alternativen bei Versagen der Refixation.

Die Verwendung des stärkeren Fadens bei diesem Nahtanker erbrachte eine Verschiebung des „Relaxationsmechanismus“ in Richtung Kapselruptur, was nicht

wünschenswert ist. Dabei ist bei einer Schulter die Kapsel abseits der Einstichstellen der Fäden in der Mittelsubstanz gerissen, und zwar bei einem weit niedrigeren Wert als dem in der Kontrollgruppe als Durchschnitt ermittelten, obwohl das Alter dieses Präparates mit 34 Jahren weit unter dem Altersdurchschnitt der Kontrollgruppe lag. Durch die im Gegensatz zu intakten Schultergelenken nur punktuelle Fixation der vorderen Kapsel war vermutlich die Verteilung der Kraft auf die verschiedenen Kapselanteile ungleichmäßiger, wodurch es zu großen mechanischen Belastungen einzelner Areale kam. Bei einem weiteren Schulterpräparat ist die Kapsel bei einem geringeren Kraftwert im Bereich der Einstichlöcher der Fäden gerissen, was ebenfalls auf die veränderte Spannungsverteilung innerhalb der Kapsel und die Traumatisierung der Kapsel durch den Einstich zurückzuführen sein kann. Allerdings waren in der zweiten Versuchsreihe von Mitek Panalok alle und beim 2,8 mm Fastak einige gemessene Kraftwerte beim Versagen der Refixation höher als bei diesen beiden Präparaten, ohne daß dabei Kapselrupturen auftraten. Diese beiden Ereignisse wären bei Verwendung anderer Präparate eventuell nicht aufgetreten, so daß der Mittelwert der Kraft, bei der die Refixation versagte, höher gewesen wäre. Bei den übrigen Versuchen in dieser Gruppe ist überwiegend der Faden gerissen, fünfmal insgesamt, dreimal davon am Öhr und zweimal am Knoten.

In beiden Gruppen zusammen ist der Faden dreizehn mal gerissen, davon acht mal am Öhr (61,5%). Dies wurde bei Mitek Panalok nicht und beim 2,8 mm Fastak deutlich seltener beobachtet (22,2%) und liegt wahrscheinlich an den relativ scharfen Innenkanten des Öhrs des 2,4 mm Fastaks. Ohne dieses Problem wäre die Refixation der Gelenkkapsel mit dem 2,4 mm Fastak stabiler.

Mit dem 2,8 mm Fastak gelang der Firma Arthrex eine deutliche Verbesserung. Die Refixationsstabilität stieg signifikant an, weil der Schwachpunkt des 2,4 mm Fastak, die scharfe Innenkante des Öhrs, beseitigt wurde. Beim 2,8 mm Fastak riß fast immer der Faden, ähnlich wie beim Panalok meist am Knoten. In der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok wurde trotz Verwendung des selben Fadens (Ethibond No. 2) und in etwa des selben Versagensmusters eine deutlich, wenn auch nicht signifikant höhere Refixationsstabilität gemessen. Dies muß dem Zufall zugeschrieben werden. Diese beiden Refixationssysteme sind etwa gleichwertig. Der 2,8 mm Fastak weist im Vergleich zum 2,4 mm Fastak mit Ethibond der Stärke 3 eine höhere mittlere Stabilität auf, obwohl ein schwächerer Faden verwendet wurde.

Daß der Faden bei Fastak, wenn er nicht am Öhr des Nahtankers gerissen ist, am Knoten gerissen ist und daß der Faden bei Mitek Panalok immer am Knoten gerissen ist, bestätigt die Ergebnisse von Shall und Cawley [51], in deren Versuch bei Mitek Super Anchor der Faden ausnahmslos am Knoten gerissen ist. Die lineare Reißfestigkeit von Ethibond der Stärke 2 wird vom Hersteller mit 130 N deutlich höher angegeben als die mindeste Knotenreißkraft mit 64 N. Für Ethibond der Stärke 3 werden diese Werte mit 165 N bzw. 78 N angegeben.

Durch die Verwendung des stärkeren Fadens ließ sich die Refixationsstabilität beim 2,4 mm Fastak signifikant ($p < 0,05$) von durchschnittlich 342 N auf durchschnittlich 692,2 N steigern. Dies ist eine Steigerung, die sich nicht alleine durch die mit 165 N um 35 N höhere lineare Reißfestigkeit des Ethibond No. 3 gegenüber dem Ethibond No. 2 oder durch die mit 78 N um 14 N höhere Knotenreißkraft des stärkeren Fadens erklären läßt (Angaben des Herstellers). Mögliche Unterschiede in den verwendeten Präparaten oder der Refixation sowie die weitere Translation des Humeruskopfes nach ventral wie in Kapitel 5.6.5 erläutert, können hier eine Rolle spielen. Auch könnte der Unterschied im Durchschnittsalter in den beiden Gruppen, das in der Versuchsgruppe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 wesentlich höher als in der anderen Gruppe ist, dazu beigetragen haben. Eventuell verliert das Gewebe mit dem Alter an Elastizität und ermöglicht so eine schlechtere Verteilung der einwirkenden Kraft auf die Gelenkkapsel und die drei Nahtanker.

Die Auswertung des Kraftabfalls nach den jeweiligen Ereignissen (Fadenrisse, Nahtankerausrisse) spiegelt den Unterschied in der Reißfestigkeit des verwendeten Nahtmaterials in den beiden 2,4 mm Fastak Versuchsgruppen besser wider als die Kraft, die zum Versagen der Refixation führte. Der Wert liegt bei 136,1 N für Ethibond No. 2 und bei 190 N für Ethibond No. 3. für alle Ereignisse in der Auswertung. Betrachtet man nur die Fadenrisse, erhält man 127,4 N für den schwächeren bzw. 210,8 N für den stärkeren Faden beim 2,4 m Fastak. Vergleicht man den Kraftabfall bei Ethibond No. 2 nach der Ruptur des Fadens am Öhr mit dem nach der Ruptur des Fadens am Knoten ergibt sich ein sehr geringer Unterschied, der mit 127,6 N zu 127 N am Öhr höher ist als am Knoten. Dies würde gegen die These sprechen, daß die niedrigen gemessenen Kraftwerte auf die scharfen Kanten des Öhrs zurückzuführen sind. Dafür würde aber wiederum sprechen, daß bei Mitek Panalok in der zweiten Versuchsgruppe und beim 2,8 mm Fastak, wo der Fadenriß am Knoten Hauptgrund für das Versagen des Verankerungsystems war, mit 213,4 N bzw. 197,4 N wesentlich höhere Werte in dieser

Auswertung gemessen wurden. Dies bedeutet, daß der Ethibond der Stärke 2 beim 2,4 mm Fastak deutlich weniger stabil war als bei den anderen Nahtankern, die mit diesem Faden getestet wurden. Zurückzuführen ist dies auf das scharfkantige Öhr des 2,4 mm Fastak.

Insgesamt ließ sich durch die Verwendung des stärkeren Fadens beim 2,4 mm Fastak eine höhere Stabilität erreichen, was beide Auswertungen belegen. Dies mußte aber in diesen beiden Versuchsgruppen zugunsten einer Verschiebung in der Art, wie die Refixaton versagte, erkauft werden, die nicht wünschenswert ist, nämlich eine weitere Kapselverletzung. Da aber die arthroskopische Schulterstabilisierung eher junge, aktive Patienten mit relativ festem Kapselgewebe betrifft, kommt dieser Nachteil in der Klinik wahrscheinlich selten zum tragen. Darauf läßt auch die Tatsache schließen, daß in der zweiten Versuchsgruppe Mitek Panalok und in der Versuchsgruppe 2,8 mm Fastak, in denen das Durchschnittsalter niedriger war, trotz größerer einwirkender Kraft nur wenige Kapselschäden beobachtet wurden.

Zwei biomechanische Untersuchungen von Barber [5, 6] existieren, in denen Fastaks getestet wurden. Allerdings wurde dort nicht derselbe Fastak wie im vorliegenden Versuch verwendet. Es handelte sich in einem Fall um den Fastak A2 [5] und im anderen Fall um die amerikanische Version des Fastak [6], beide mit einem äußeren Durchmesser von 2,4 mm wie der in der vorliegenden Untersuchung verwendete in Deutschland erhältliche 2,4 mm Fastak. In beiden Versuchen von Barber wurden die Nahtanker in Femora von Schweinen implantiert und axialer Zug auf die Nahtanker mit einem Draht ausgeübt. Bei Fastak A2 und den anderen mit getesteten Schraubenankern ist meistens das Öhr ausgerissen oder auch der verwendete Draht gerissen, die mittlere Zugkraft betrug für Fastak A2 74 amerikanische Pfund (329 N) in der diaphysären Kortikalis, 91 Pfund (405 N) im metaphysären Kortex und 72 Pfund (320 N) in spongiösem Knochen. Bei der amerikanischen Version des Fastak ist im selben Versuchsaufbau einmal im trabekulären Knochen ein Nahtanker ausgerissen, sonst ist immer das Öhr des Fastak gebrochen. Die mittlere Zugkraft betrug in der diaphysären Kortikalis 38 Pfund (169 N), in der metaphysären Kortikalis 43 Pfund (191 N) und im trabekulären Knochen 43 Pfund (191 N). In beiden Fällen liegt die mittlere Kraft über der Reißfestigkeit einer Schlinge aus geflochtenem Polyesterfäden der Stärke zwei (wie Ethibond No. 2) von ungefähr 30 Pfund (133 N) [5]. Bei Verwendung von Nahtmaterial anstelle des Drahtes zur Durchführung der Ausreißversuche wären überwiegend Faden-

risse zu erwarten gewesen. Dieses Ergebnis kann durch die vorliegende Untersuchung bestätigt werden.

6.2.4 Mitek Panalok

Der Mitek Panalok wurde in zwei verschiedenen Gruppen getestet. In der ersten Versuchsreihe wurden die Nahtanker nach Gebrauchsanweisung gesetzt. Der Schwachpunkt in dieser Versuchsreihe war die ungenügende Verankerung des Panalok im Knochen. Von acht beobachteten Ereignissen waren sechs Nahtankerausrisse und zwei Fadenrisse, einmal in Kombination mit einer Kapselruptur. Bei zwei Präparaten sind die beiden unteren Nahtanker ausgerissen. Diese beiden Schultern hatten die niedrigsten Werte in der Knochendichtemessung von allen Präparaten. Diese Tatsache kann dazu beigetragen haben, daß in dieser Versuchsgruppe gehäuft Nahtanker ausgerissen wurden.

In der zweiten Versuchsreihe mit dem selben Nahtanker wurde dieser mit modifizierter Technik gesetzt. Die gemessene Kraft, bei der die Refixation das erste mal versagte, war mit 983,8 N im Durchschnitt signifikant höher als in der ersten Versuchsreihe (424 N). Von den zehn dokumentierten Ereignissen waren zwei Nahtankerausrisse. Dieses Ereignis trat deutlich seltener als in der erste Versuchsreihe auf und ist der Hauptgrund für die signifikant höhere Stabilität in dieser Versuchsreihe. Dies belegt auch der deutlich größere Kraftabfall nach den jeweiligen Ereignissen. Durchschnittlich 213,6 N in der zweiten Versuchsreihe stehen 95,2 N in der ersten Versuchsreihe gegenüber.

Zu der deutlich höheren Ausreißkraft der Panaloks in der zweiten Versuchsreihe können verschiedene Ursachen beigetragen haben. Zum einen wurden die Panaloks in der zweiten Versuchsreihe durch den Zug am Faden, bevor das Setzinstrument gelöst wurde, vermutlich weiter verkippt als in der ersten Versuchsreihe, wodurch sie sich besser in dem Bohrkanal verkeilt haben könnten. Ein weiterer Faktor, der das Ergebnis beeinflußt haben könnte, ist die unterschiedliche Knochendichte der Präparate in den beiden Versuchsgruppen. Der Altersunterschied und die Differenz in den unterschiedlichen Werten der Knochendichtemessung sind zwar statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$), aber doch vorhanden. Die Gesamtdichte war in der zweiten Versuchsreihe mit 418,9 mg/ccm höher als in der ersten mit 359,1 mg/ccm und auch in der trabekulären Dichte konnte ein deutlicher Unterschied mit 250,6 mg/ccm in der zweiten gegenüber 200,4 mg/ccm in der ersten Versuchsreihe festgestellt werden.

Außerdem wiesen zwei der vier Präparate aus der ersten Panalok-Versuchsgruppe die mit Abstand niedrigste Gesamtdichte und trabekuläre Dichte aller Schulterpräparate auf. Bei diesen beiden Schultern sind jeweils der untere und der mittlere Nahtanker ausgerissen, bei den anderen nur der untere.

In der zweiten Versuchsreihe traten dank der stabileren Verankerung der Panaloks im Knochen meistens Fadenrisse auf, die ausnahmslos am Knoten lokalisiert waren. In diesem Versuch wurde die Kapsel mit vier jeweils gegenläufigen einfachen Knoten befestigt. Eventuell ließe sich die Stabilität durch andere Knotentechnik noch erhöhen. Daß der Faden immer am Knoten gerissen ist, ist nicht ungewöhnlich. Die lineare Reißfestigkeit des Ethibond No. 2 ist mit 130 N deutlich höher als seine Knotenreißkraft (64 N) (Angaben des Herstellers). Im Gegensatz zum Fastak ist kein Faden am Öhr des Nahtankers gerissen. Auch Shall und Cawley [51] stellten bei Mitek Super Ankern nur Fadenrisse am Knoten fest.

Im Vergleich mit der Kontrollgruppe wurde in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok sogar ein höherer durchschnittlicher Kraftwert erzielt. Der Grund hierfür kann die Altersverteilung sein. In der Kontrollgruppe wurden Präparate verwendet, deren durchschnittliches Alter über 20 Jahre über dem in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok lag. In der Kontrollgruppe wären bei der Verwendung jüngerer Präparate wahrscheinlich höhere, und umgekehrt bei der Verwendung älterer Präparate bei Mitek Panalok II niedrigere Werte gemessen worden und wegen der geringeren Festigkeit der Kapsel [26, 49] vermehrt Kapselschäden aufgetreten. Daß in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok höhere Werte als beim 2,8 mm Fastak gemessen wurden, ist angesichts des ähnlichen Versagensmusters und der Verwendung des selben Fadens Zufall.

Mit zwei Nahtankerausrisen trat diese Möglichkeit in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok leicht häufiger als in den drei Fastak-Versuchsgruppen auf. Dies kann darin begründet sein, daß die Fäden beim Panalok später reißen, worauf zumindest der Vergleich mit dem 2,4 mm Fastak hinweist, könnte aber auch an einer geringeren Ausreißkraft liegen oder Zufall sein. Der Ausriß eines Mitek Panalok hat für das betroffene Schultergelenk wahrscheinlich weniger schlimme Folgen als der eines Fastaks, da es sich um ein resorbierbares Implantat handelt und dieser nicht das scharfe Gewinde des Fastak hat.

Barber und Herbert [4] haben den Panalok biomechanisch an Femora von Schweinen getestet. Die Nahtanker wurden in die diaphysäre und die metaphysäre Kortikalis und in den spongiösen Knochen implantiert und mit axialem Zug über einen Draht belastet. In

der Diaphyse betrug seine Ausreißkraft 47 amerikanische Pfund (209 N), in der Metaphyse 41 amerikanische Pfund (182 N) und in spongiösem Knochen 31 amerikanische Pfund (138 N). Diese Werte liegen über der Reißfestigkeit einer Schlinge aus geflochtenem Polyesterfaden der Stärke 2 (wie Ethibond No. 2) von ungefähr 30 Pfund (133 N). Insbesondere interessiert für die vorliegende Untersuchung die Ausreißkraft im metaphysären Knochen, wo nach Barber und Herbert [4] die knöchernen Verhältnisse ähnlich denen am vorderen Glenoid sind. Dort liegt die Ausreißkraft deutlich über der Reißfestigkeit des in unserem Versuch verwendeten Fadens, was die Versagensmodi in der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok, hauptsächlich Fadenrisse, bestätigen.

6.2.5 Suretac

Der Suretac ist das einzige getestete Fixationssystem ohne Faden, das arthroskopisch schwierige Knoten entfällt daher ebenso wie die Fadenruptur als möglicher Versagensmodus. Die Kraft, bei der die Kapselrefixation mit Suretac erstmals versagte, war im Durchschnitt 468,4 N. Sie reichte von 227 N bis zu 737 N, was ein Unterschied um mehr als den Faktor drei ist. Überwiegend traten Kapselläsionen auf, so daß die Stabilität in großem Maße auch von den verwendeten Präparaten abhing. Dies wird durch die leichte negative Korrelation der Kraft beim Versagen der Refixation mit dem Alter von -0,6 bestätigt. Auch die positive Korrelation der Kraft mit der trabekulären Knochendichte (0,65) spricht dafür.

Die Art der aufgetretenen Kapselverletzungen läßt auf mögliche Probleme, die durch die Setztechnik des Suretac oder seine Form entstehen können, schließen. Eine häufig beobachtete Kapselverletzung war das Einreißen der Gelenkkapsel unter dem Rand des Kopfes des Suretacs (siehe Kapitel 5.5). Die Gelenkkapsel wurde durch diesen scharfen Rand eingeschnitten, als sie unter Spannung geriet. Eine Verbesserung wäre vielleicht durch eine Abrundung dieser Kante zu erreichen. Die andere häufiger gesehene Kapselverletzung war das Ausreißen des Labrum-Kapsel-Komplexes am Hals des Suretacs, wo dieser den Labrum-Kapsel-Komplex durchbohrt (siehe Kapitel 5.5). Ein möglicher Faktor, der dazu beitragen kann, ist eine Traumatisierung des Gewebes, wenn es durchbohrt wird. Die Kraft, bei der das Gewebe schließlich nachgibt, ist sicher auch davon abhängig, an welcher Stelle man es genau durchbohrt und wieviel Gewebe auf der gelenkinneren Seite des Suretacs steht. Genauso ist natürlich die Kraft, bei der die

Kapsel unter dem Kopf des Suretacs einreißt, von dessen genauer Lokalisation und Stellung abhängig.

Der Suretac refixiert den Labrum-Kapsel-Komplex verglichen mit den Fadenankern starrer. Dadurch kann das Labrum während der Luxation nicht auf der Vorderkante des Glenoids verrutschen. Im Gegensatz dazu ist es bei der flexibleren Fixation mit den Fadenankern möglich, daß sich die Gelenkkapsel bei Beginn der Belastung so einstellt, daß sich die Belastung besser auf die gesamte Kapsel verteilt. Dieser Puffereffekt fällt beim Suretac weg. Dadurch kann die mechanische Stabilität der operierten Schulter (Kraft, bei der die Refixation versagt) verringert werden.

Teilweise kann durch diese starre Refixation der Kapsel auch der geringere Kraftabfall nach einzelnen Ereignissen erklärt werden. Während sich der Humeruskopf nach ventral bewegt, steigt die Kraft, die nach ventral auf den Humerus wirkt. Dieser Kraft wirkt die Spannung der Gelenkkapsel entgegen, die versucht, den Humeruskopf in seiner Position zu halten. Dabei wird die Kraft unterschiedlich auf verschiedene Anteile der Kapsel verteilt. Reißt ein Faden oder reißt ein Nahtanker aus, fällt ein wichtiger nach ventral stabilisierender Faktor in dieser Schulter weg, es stellt sich eine neue Spannungsverteilung in der Kapsel ein und die verbliebene gemessene Kraft ist auf die Anteile der Gelenkkapsel verteilt, die noch am Glenoid fixiert sind. Dabei können die Fäden in geringem Maße neu in Spannungsrichtung orientieren, die Gelenkkapsel kann etwas auf dem vorderen Glenoidrand verrutschen. Die Gelenkkapsel wird sich so einstellen, daß die Spannung in der Kapsel und damit auch die aktuell gemessene Kraft möglichst klein ist. Diese Anpassung an die neuen Verhältnisse nach dem Versagen eines Refixationssystems ist beim Suretac durch die unflexiblere Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes am Glenoid schlechter möglich. Dadurch ist die aktuell auf den Humerus wirkende Kraft nach dem Versagen eines Suretacs höher und somit der Kraftabfall geringer.

In Untersuchungen von Shall und Cawley [51] und von McEleney et al. [37] wurde unter anderem der Suretac in einem mechanischen Belastungsversuch getestet. McEleney et al. [37] verwendeten für ihren Versuch Schultern von Mischlingshunden. Die Gelenkkapsel wurde in vier einen Zentimeter breite Streifen geschnitten, jeder Kapselstreifen war mit einem Teil des Humeruskopfes auf der einen Seite und mit einem Teil des Glenoids auf der anderen Seite verbunden. Diese Kapselstreifen wurden von ihrem glenoidalen Ansatz abgetrennt, mit einem Suretac refixiert und durch Zug mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/s belastet. Die Zugrichtung war um 75° zur

Glenoidebene geneigt. Bei allen Versuchen mit Suretac ist der Kapselstreifen in seiner Mittelsubstanz gerissen, die mittlere Kraft dabei betrug 82,2 N. Zum Vergleich: Bei Mitek G2 Nahtankern mit einem resorbierbaren PDS-Faden No.1 betrug die mittlere Kraft 96,4 N, dabei ist sechsmal die Kapsel und viermal der Faden gerissen. Bei den Tests von Acufex TAG mit dem selben Faden ist sechsmal die Kapsel und dreimal der Faden bei einer mittleren Kraft von 79,8 N gerissen. Dieser Vergleich von Suretac mit Nahtankern, die mit PDS-Faden der Stärke 1 verwendet wurden, zeigt keine deutlichen Unterschiede zwischen den Refixationssystemen. In unserem Versuch wurde stabileres Nahtmaterial verwendet.

Shall und Cawley [51] verwendeten in ihrem Experiment humane Leichenschultern. Sie fixierten die Subscapularissehne unter anderem mit zwei 8 mm Suretacs am vorderen Glenoidrand. Die am Glenoid fixierte Sehne wurde mit einem Nylonband zusammengenäht. Im Versuchsaufbau wurde auf einer Seite dieses Nylonband befestigt, auf der anderen Seite wurde das Glenoid fixiert. Auf die dazwischen gespannte Sehne wurde mit einem Zylinder Druck nach ventral ausgeübt. Durch diesen Zylinder sollte der Humeruskopf simuliert werden, der während der vorderen Luxation nach ventral wandert. Die gewählte Geschwindigkeit betrug 31,75 mm/s. 93,75 % der Suretacs wurden bei einer mittleren Kraft von 120,11 N ausgerissen, keiner ist gebrochen und in den übrigen 6,25 % traten Weichteilschäden an der Stelle der Fixation auf. In unserem Versuch sind dagegen überwiegend Kapselschäden aufgetreten. Dies kann am unterschiedlichen Versuchsaufbau oder der unterschiedlichen Zuggeschwindigkeit liegen, oder daran, daß Shall und Cawley nicht die Gelenkkapsel, sondern die Subscapularissehne verwendet haben. Ein Vergleich mit dem in diesem Versuch ebenfalls getesteten Mitek Super Anchor mit No. 0 geflochtenem Polyethylenfaden zeigt bei dem Fadenanker ein Überwiegen der Fadenruptur bei mit durchschnittlich 224,73 N deutlich höherer Kraft. Sämtliche Fäden sind am Knoten gerissen.

6.2.6 Einfluß der Knochendichte auf die Ausreißkraft

Da in den meisten Versuchsgruppen der Nahtankerausriß ein eher seltenes Ereignis war, läßt sich keine definitive Aussage zu diesem Thema aus den Versuchsergebnissen ableiten. Festzuhalten ist, daß in den Fastak-Testgruppen jeweils ein Nahtanker ausgerissen ist. Keines dieser Präparate hatte auffallend niedrige Werte in der Knochendichtemessung. Beim 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 lag der ausgerissene Nahtanker im Bereich einer Knochenzyste, was höchstwahrscheinlich eine Rolle spielte.

In der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok wurden zwei Nahtankerausrisse bei Präparaten mit durchschnittlicher Knochendichte beobachtet. Ein Suretac ist in diesem Versuch ausgerissen. Dieses Ereignis trat bei einem Präparat mit nur leicht unterdurchschnittlicher Knochendichte auf. Kurz zusammengefaßt traten in diesen Versuchsgruppen sporadisch Nahtankerausrisse auf, und zwar bei Präparaten, deren Knochendichte nicht auffällig erniedrigt war.

In der ersten Versuchsreihe mit Mitek Panalok war dagegen der Ausriß von Nahtankern das häufigste beobachtete Ereignis. Auffällig in dieser Gruppe ist, daß bei zwei Präparaten, eines hat eine durchschnittliche Knochendichte und das andere überdurchschnittliche Werte in der Knochendichtemessung, nur der untere Panalok ausgerissen ist. Währenddessen sind bei den beiden anderen Präparaten die beiden unteren Nahtanker ausgerissen. Diese beiden Präparate haben in der Knochendichtemessung die niedrigste Werte von allen gemessenen Präparaten erzielt. Dies ist ein Hinweis darauf, daß die Knochendichte die Ausreißkraft von Nahtankern beeinflussen kann.

Ein weiterer Hinweis darauf ist die Tatsache, daß in allen Versuchsgruppen bei den Präparaten, bei denen nur ein Fadenanker ausgerissen wurde, dies immer der untere war. Gohlke et al. [24] stellten am Glenoid eine Abnahme der Knochendichte, vor allem im spongiösen Knochen, von oben nach unten fest und fanden Hinweise auf einen Einfluß der Knochendichte auf die Ausreißkraft von Nahtankern. „Obwohl sich für die einzelnen Systeme kein statistisch gesicherter Zusammenhang zwischen der Knochendichte und der mittleren Festigkeit nachweisen ließ, ergab die Aufschlüsselung nach der Lokalisation am Glenoid einen signifikanten Unterschied.“ [Gohlke 1993, S. 547]. Roth et al. [50] konnten eine Abnahme der Dicke der Kortikalis am vorderen Glenoid von oben nach unten feststellen. Mit der Dicke der Kortikalis nahmen in diesem Versuch die Ausreißkraft und die Widerstandsfähigkeit der getesteten Nahtanker (Mitek G2 und Statak 3,5) gegen zyklisch ausgeübten Zug signifikant ab. Barber et al. [3] konnten dagegen am proximalen Humerus keinen Zusammenhang zwischen Knochendichte und Ausreißkraft bei einem Schraubenanker feststellen.

In einem zyklischen Versuch stellten Wetzler et al. [58] eine deutlich stabilere Verankerung von Mitek G2 Ankern im oberen vorderen Quadranten des Glenoids fest als im unteren vorderen Quadranten. Die Knochendichte wurde in diesem Versuch zwar nicht bestimmt, aber aus den oben genannten Veröffentlichungen geht hervor, daß die

Knochendichte und die Dicke der Kortikalis im unteren Bereich des Glenoids niedriger sind als oben, was wahrscheinlich der Grund für dieses Ergebnis ist.

6.3 *Schlußfolgerungen*

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß zwischen den einzelnen getesteten Refixationssystemen in diesem Versuch teilweise deutliche Unterschiede in der Stabilität bestehen. Allerdings dürften alle Verankerungssysteme postoperativ eine ausreichende Stabilität für das Schultergelenk gewährleisten. In der im Durchschnitt am wenigsten stabilen Versuchsgruppe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 war eine mittlere Kraft von 342 N nötig, um die Refixation zum Versagen zu bringen. Dies entspricht immerhin einem Gewicht von annähernd 35 kg, das von hinten auf dem Humeruskopf lastet. Dieser Wert wird in der postoperativen Phase, ausgenommen von einem Unfall, sicher bei weitem nicht erreicht. Die stabileren Verankerungssysteme, die zweite Versuchsreihe Mitek Panalok, 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3 und 2,8 mm Fastak, bieten allerdings höhere Sicherheit im Falle eines unvorhergesehenen Unfalls.

Bei den Fadenankern war außer in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok der Faden die Stelle, an der die Refixation üblicherweise versagte. Dies ist die Sollbruchstelle, da bei Versagen der Refixation bei einem Fadenriß der geringste Schaden an der Schulter entsteht. Der Mitek Panalok neigte vor allem in der ersten Versuchsreihe eher als der Fastak zum Ausreißen. Sollte einer der beiden Nahtanker nach einem Ausriß frei im Gelenk zu liegen kommen, würde dem betroffenen Schultergelenk beim Panalok vermutlich weniger Schaden zufügen, da dieser resorbierbar ist und nicht die scharfen Kanten und das selbstschneidende Gewinde des Fastak hat.

Fraglich ist auch, wie stabil der Faden sein sollte, bei welcher Kraft er reißen sollte. Je später er reißt, desto wahrscheinlicher werden bei einer Überlastung des Verankerungssystems der Nahtankerausriß und ein weiterer Kapselschaden, wie in der Versuchsgruppe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3 zu sehen war. Um dies zu vermeiden, sollte der Faden ab einer gewissen Belastung nachgeben. Eventuell ließe sich das Risiko eines weiteren Kapselschadens durch eine Modifizierung der Nahttechnik reduzieren.

Beim Suretac wurden überwiegend Kapselschäden als Grund für das Versagen der Refixation der Gelenkkapsel beobachtet. Das Auftreten dieser Kapselschäden ist zum einen sicherlich von der Technik des Operateurs und der genauen Platzierung des Suretac abhängig. Zum anderen spielt aber auch die Form und das Refixationsprinzip

des Suretac eine Rolle. Vermutlich ließen sich durch eine weniger scharfe Unterkante des Kopfes manche Kapselschäden vermeiden oder zumindest zu höheren Lasten verschieben.

Zur besseren Beurteilung verschiedener Refixationssysteme, die in der arthroskopischen Schulterstabilisierung Verwendung finden, könnten zyklische Versuche an kompletten Schultergelenken sicher einen großen Beitrag leisten. Um das Verhalten dieser Verankerungssysteme während der Rehabilitation noch besser vorhersagen zu können, wären in vivo durchgeführte Tierversuche geeignet, bei denen nach definierten Zeiträumen die eingebrachten Refixationssysteme statisch und dynamisch getestet würden.

7 Zusammenfassung

Ziel dieses Versuchs war die biomechanische Untersuchung verschiedener Refixationssysteme, die für die arthroskopische Schulterstabilisierung verwendet werden, in einem klinisch relevanten Versuchsaufbau. An 29 Leichenschultern wurde der Kapsel-Labrum-Komplex ventral im Bereich von 1'00h bis 6'00h vom Glenoid abgetrennt und mit drei Nahtankern eines Typs refixiert. Getestet wurden der 2,4 mm Fastak mit Ethibond der Stärken 2 und 3, der 2,8 mm Fastak mit Ethibond No. 2, der 8 mm Suretac II und der Mitek Panalok mit Ethibond No. 2 in zwei Versuchsreihen. In der ersten Versuchsreihe wurden die Panaloks nach Gebrauchsanweisung gesetzt, für die zweite Versuchsreihe wurde eine leicht modifizierte Technik verwendet. Die Schultern wurden entsprechend der klinisch relevanten Luxationsstellung in 60° Abduktion und 90° Außenrotation durch Zug am Humerus nach ventral luxiert, die dafür notwendige Kraft wurde gemessen und die aufgetretenen Ereignisse dokumentiert. Die Ergebnisse der Versuchsgruppen wurden untereinander und mit einer Kontrollgruppe, in der fünf intakte Schulterpräparate luxiert wurden, verglichen. Die Knochendichte der Glenoide wurde mittels eines pq-CT bestimmt.

In der Kontrollgruppe riß die Gelenkkapsel bei einer mittleren Kraft von 958,2 N entweder von ihrem glenoidalen oder humeralen Ansatz ab. Beim 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2 versagte die Refixation der Kapsel bei durchschnittlich 342 N. Durch Verwendung des stärkeren Ethibond No. 3 ließ sich die mittlere Stabilität beim 2,4 mm Fastak auf 692,2 N steigern. Das am häufigsten beobachtete Ereignis beim 2,4 mm Fastak war der Riß eines Fadens am Öhr des Nahtankers. Bei der modifizierten Variante, dem 2,8 mm Fastak, versagte die Refixation bei durchschnittlich 722,8 N, meistens riß ein Faden am Knoten. In der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok traten bei einer durchschnittlichen Kraft von 424 N beim ersten Versagen der Refixation meist Nahtankerausrisse auf. In der zweiten Versuchsreihe wurden im Durchschnitt 983,8 N erreicht. Das häufigste dokumentierte Ereignis war der Riß eines Fadens am Knoten. Die Refixation des Kapsel-Labrum-Komplexes mit dem Suretac versagte bei durchschnittlich 468,4 N, meist wegen eines Kapselschadens. Ein sicherer Nachweis eines Einflusses der Knochendichte auf die Ausreißkraft der Nahtanker gelang nicht. Teilweise bestanden signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Nahtankern.

8 Literaturverzeichnis

1. Balch O. K., Collier M. A., De Bault L. E., Johnson L. L.
Bioabsorbable Suture Anchor (Co-polymer 85/15 D,L lactide/glycolide)
Implanted in Bone: Correlation of Physical/Mechanical Properties, Magnetic
Resonance Imaging, and Histological Response.
Arthroscopy 15 (1999) 691-708
2. Barber F. A., Cawley P., Prudich J. F.
Suture Anchor Failure Strength - An In Vivo Study.
Arthroscopy 9 (1993) 647-652
3. Barber F. A., Feder S. M., Burkhart S. S., Ahrens J.
The Relationship of Suture Anchor Failure and Bone Density to Proximal
Humerus Location: A Cadaveric Study.
Arthroscopy 13 (1997) 340-344
4. Barber F. A., Herbert M. A.
Suture Anchors-Update 1999.
Arthroscopy 15 (1999) 719-725
5. Barber F. A., Herbert M. A., Click J. N.
Internal Fixation Strength of Suture Anchors - Update 1997.
Arthroscopy 13 (1997) 355-362
6. Barber F. A., Herbert M. A., Click J. N.
Suture Anchor Strength Revisited.
Arthroscopy 12 (1996) 32-38
7. Barber F. A., Herbert M. A., Click J. N.
The Ultimate Strength of Suture Anchors.
Arthroscopy 11 (1995) 21-28
8. Berlet G. C., Johnson J. A., Milne A. D., Patterson S. D., King G. J. W.
Distal Biceps Brachii Tendon Repair. An In Vitro Biomechanical Study of
Tendon Reattachment.
Am. J. Sports Med. 26 (1998) 428-432
9. Bigliani L. U., Pollock R. G., Soslowky L. J., Flatow E. L., Pawluk R. J., Mow
V. C.
Tensile Properties of the Inferior Glenohumeral Ligament.
J. Orthop. Res. 10 (1992) 187-197
10. Boileau P., Walch G.
The Three-Dimensional Geometry of the Proximal Humerus. Implications for
Surgical Technique and Prosthetic Design.
J. Bone Joint Surg. Br. 79 (1997) 857-865
11. Bunker T. D., Wallace W. A.
Arthroskopisches Vorgehen bei der traumatischen Schulterluxation.
In: "Schulterarthroskopie", Bunker T. D., Wallace W. A. (Hrsg.), Georg Thieme
Verlag, Stuttgart, 1992, 141-156

12. Burkhart S. S., Diaz Pagàn J. L., Wirth M. A., Athanasiou K. A.
Cyclic Loading of Anchor-Based Rotator Cuff Repairs: Confirmation of the Tension Overload Phenomenon and Comparison of Suture Anchor Fixation with Transosseous Fixation.
Arthroscopy 13 (1997) 720-724
13. Carpenter J. E., Fish D. N., Huston L. J., Goldstein S. A.
Pull-Out Strength of Five Suture Anchors.
Arthroscopy 9 (1993) 109-113
14. Cash J. D.
Arthroscopic Stabilization of Anterior Shoulder Instability.
Orthopedics 16 (1993) 225-229
15. Caspari R. B.
Arthroscopic Reconstruction for Anterior Shoulder Instability.
Techniques Orthop. 3 (1988) 59-66
16. Cooper D. E., Arnoczky S. P., O'Brien S. J., Warren R. F., Di Carlo E., Allen A. A.
Anatomy, Histology and Vascularity of the Glenoid Labrum. An Anatomical Study.
J. Bone Joint Surg. Am. 74 (1992) 46-52
17. Craft D. V., Moseley J. B., Cawley P. W., Noble P. C.
Fixation Strength of Rotator Cuff Repairs with Suture Anchors and the Transosseous suture Technique.
J. Shoulder Elbow Surg. 5 (1996) 32-40
18. Diduch D. R., Tadge J. P., Ferguson R. E. H., Edlich R. F.
Modern Concepts in Arthroscopic Bankart Repair.
J. Long Term Eff. Med. Implants 9 (1999) 377-393
19. Du Toit G. T., Roux D.
Recurrent Dislocation of the Shoulder. A Twenty-Four Year Study of the Johannesburg Stapling Operation.
J. Bone Joint Surg. Am. 38 (1956) 1-12
20. Ferrari D. A.
Capsular Ligaments of the Shoulder. Anatomical and Functional Study of the Anterior Superior Capsule.
Am. J. Sports Med. 18(1990) 20-24
21. Freedman L., Munro R. R.
Abduction of the Arm in the Scapular Plane: Scapular and Glenohumeral Movements. A Roentgenographic Study.
J. Bone Joint Surg. Am. 48 (1966) 1503-1510
22. Goble E. M., Somers W. K., Clark R., Olsen R. E.
The Development of Suture Anchors for Use in Soft Tissue Fixation to Bone.
Am. J. Sports Med. 22 (1994) 236-239
23. Gohlke F., Daum P., Bushe C.
Über die Stabilisierende Funktion der Kapsel des Glenohumeralgelenkes. Neue Aspekte zur Biomechanik der Instabilität.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 132 (1994) 112-119

24. Gohlke F., Schneider P., Siegel K., Balzer C.
Über die Festigkeit unterschiedlicher Verankerungssysteme zur operativen Korrektur der Instabilität des Schultergelenks.
Unfallchirurg 96 (1993) 546-550
25. Hecker A. T., Shea M., Hayhurst J. O., Myers E. R., Meeks L. W., Hayes W. C.
Pull-Out Strength of Suture Anchors for Rotator Cuff and Bankart Lesion Repair.
Am J. Sports Med. 21 (1993) 874-879
26. Hertz H.
Die Bedeutung des Limbus glenoidalis für die Stabilität des Schultergelenks.
Wien. Klin. Wochenschr. Suppl. 152 (1984) 1-23
27. Huber W. P., Putz R. V.
Periarticular Fiber System of the Shoulder Joint.
Arthroscopy 13 (1997) 680-691
28. Hulstyn M. J., Fadale P. D.
Arthroscopic Anatomy of the Shoulder.
Orthop. Clin. North Am. 26 (1995) 597-612
29. Imhoff A. B.
The Role of the Capsuloligamentous Structure in the Unstable Shoulder. A biomechanical and Arthroscopic Approach for Stabilisation Procedures. (Suture Anchor-Fastak, Laser Assisted Capsular Shift-LACS)
24th Annual Meeting of Japan Shoulder Society October 31 - November 1, 1997, Kyoto, Japan, 30-31
30. Imhoff A. B., Jacob H. A. C.
Biomechanik der Schulter
In: "Fortbildung Orthopädie - Die ASG-Kurse der DGOT. Band 1: Schulter, Ellbogen, Hüfte, Stoßwelle", Imhoff A. B. (Hrsg.), Steinkopff Verlag, Darmstadt, 1999, 26-35
31. Imhoff A. B., Roscher E., König U.
Arthroskopische Schulterstabilisierung. Differenzierte Behandlungsstrategie mit Suretac, Fastak, Holmium: YAG-Laser und Elektrochirurgie.
Orthopäde 27 (1998) 518-531
32. Jahnke A. H., Greis P. E., Hawkins R. J.
Arthroscopic Evaluation and Treatment of Shoulder Instability.
Orthop. Clin. North Am. 26 (1995) 613-630
33. Klutke J. J., Bullock A., Klutke C. G.
Comparison of Anchors Used in Anti-Incontinence Surgery.
Urology 52 (1998) 978-981
34. König U., Barthel T., Imhoff A. B.
Anatomie des Labrum-Kapsel-Komplexes der Schulter
In: "Schulterinstabilität - Rotatorenmanschette", Imhoff A. B., König U. (Hrsg.), Steinkopff Verlag, Darmstadt, 1999, 30-40
35. Kumar V. P., Balasubramaniam P.
The Role of Atmospheric Pressure in Stabilising the Shoulder. An Experimental Study.
J. Bone Joint Surg. Br. 67 (1985) 719-721

36. Malicky D. M., Soslowsky L. J., Blasier R. B., Shyr Y.
Anterior Glenohumeral Stabilization Factors: Progressive Effects in a Biomechanical Model.
J. Orthop. Res. 14 (1996) 282-288
37. McEleney E. T., Donovan M. J., Shea K. P., Nowak M. D.
Initial Failure Strength of Open and Arthroscopic Bankart Repairs.
Arthroscopy 11 (1995) 426-431
38. Mohammed K. D., Sonnabend D. H., Goldberg J. A., Hutabarat S., Walker P., Walsh W. R.
Biomechanical Performance of Bankart Repairs in a Human Cadaveric Shoulder Model.
Am. J. Sports Med. 26 (1998) 831-835
39. Morgan C. D., Bodenstab A. B.
Arthroscopic Bankart Suture Repair: Technique and Early Results.
Arthroscopy 3 (1987) 111-122
40. Morris S. F., Yang D., Milne A. D., Smyth B. A.
Reconstruction of the Proximal Interphalangeal Joint Collateral Ligaments Using the Mitek Micro Arc Anchor: An In Vitro Biomechanical Assessment.
Ann. Plast. Surg. 42 (1999) 124-128
41. Mosely H. F., Övergaard B.
The Anterior Capsular Mechanism in Recurrent Anterior Dislocation of the Shoulder. Morphological and Clinical Studies with Special Reference to the Glenoid Labrum and the Glenohumeral Ligaments.
J. Bone Joint Surg. Br. 44 (1962) 913-927
42. O'Brien S. J., Arnoczky S. P., Warren R. F., Rozbruch S. R.
Developmental Anatomy of the Shoulder and Anatomy of the Glenohumeral Joint.
In: „The Shoulder“, Rockwood C. A., Matsen F. A. (Hrsg.), W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1990, 1-33
43. O'Brien S. J., Neves M. C., Arnoczky S. P., Rozbruch S. R., Dicarlo E. F., Warren R. F., Schwartz R., Wickiewicz T. L.
The Anatomy and Histology of the Inferior Glenohumeral Ligament Complex of the Shoulder .
Am. J. Sports Med. 18 (1990) 449-456
44. O'Brien S. J., Schwartz R. S., Warren R. F., Torzilli P. A.
Capsular Restraints to Anterior-Posterior Motion of the Abducted Shoulder: A Biomechanical Study.
J. Shoulder Elbow Surg. 4 (1995) 298-308
45. O'Connell P. W., Nuber G. W., Mileski R. A., Lautenschlager E.
The Contribution of the Glenohumeral Ligaments to Anterior Stability of the Shoulder.
Am. J. Sports Med. 18 (1990) 579-584
46. Ovesen J., Nielsen S.
Stability of the Shoulder Joint. Cadaver Study of Stabilizing Structures.
Acta Orthop. Scand. 56(1985) 149-151

47. Poppen N. K., Walker P. S.
Normal and Abnormal Motion of the Shoulder.
J. Bone Joint Surg. Am. 58 (1976) 195-201
48. Reed S. C., Glossop N. Ogilvie-Harris D. J.
Full-Thickness Rotator Cuff Tears. A Biomechanical Comparison of Suture
Versus Bone Anchor Techniques.
Am. J. Sports Med. 24 (1996) 46-48
49. Reeves B.
Experiments on the Tensile Strength of the Anterior Capsular Structures of the
Shoulder in Man.
J. Bone Joint Surg. Br. 50 (1968) 858-865
50. Roth C. A., Bartolozzi A. R., Ciccotti M. G., Wetzler M. J., Gillespie M. J.,
Snyder-Mackler L, Santare M. H.
Failure Properties of Suture Anchors in the Glenoid and Effects of cortical
Thickness.
Arthroscopy 14 (1998) 186-191
51. Shall L. M., Cawley P. W.
Soft Tissue Reconstruction in the Shoulder. Comparison of Suture Anchors,
Absorbable Staples, and Absorbable Tacks.
Am. J. Sports Med. 22 (1994) 715-718
52. Shea K. P.
Arthroscopic Bankart Repair.
Clin. Sports Med. 15 (1996) 737-751
53. Speer K. P., Deng X., Borrero S., Torzilli P. A., Altchek D. A., Warren R. F.
Biomechanical Evaluation of a Simulated Bankart Lesion.
J. Bone Joint Surg. Am. 76 (1994) 1819-1825
54. Stefko J. M., Tibone J. E., Cawley P. W., ElAttrache N. E., McMahon P. J.
Strain of the Anterior Band of the Inferior Glenohumeral Ligament during
Capsule Failure.
J. Shoulder Elbow Surg. 6 (1997) 473-479
55. Terry G. C., Hammon D., France P., Norwood L. A.
The Stabilizing Function of Passive Shoulder Restraints.
Am. J. Sports Med. 19 (1991) 26-34
56. Turkel S. J., Panio M. W., Marshall J. L., Girgis F. G.
Stabilizing Mechanism Preventing Anterior Dislocation of the Glenohumeral
Joint.
J. Bone Joint Surg. Am. 63 (1981) 1208-1217
57. Warner J. J. P., Warren R. F.
Arthroscopic Bankart Repair Using a cannulated, Absorbable Fixation Device.
Operative Techniques in Orthopaedics 1 (1991) 192-198.
58. Wetzler M. J., Bartolozzi A. R., Gillespie M. J., Roth C. A., Snyder-Mackler L.,
Santare M. H.
Fatigue Properties of Suture Anchors in Anterior Shoulder Reconstructions: Mitek
GII.
Arthroscopy 12 (1996) 687-693

59. Wiley A. M.
Arthroscopy for Shoulder Instability and a Technique for Arthroscopic Repair.
Arthroscopy 4 (1988) 25-30
60. Wolf E. M.
Arthroscopic Capsulolabral Repair Using Suture Anchors.
Orthop. Clin. North Am. 24 (1993) 59-69
61. Wolf E. M., Wilk R. M., Richmond J. C.
Arthroscopic Bankart Repair Using Suture Anchors.
Operative Techniques in Orthopaedics 1 (1991) 184-191
62. Wülker N., Sperveslage C., Brewe F.
Passive Stabilisatoren des Glenohumeralgelenks.
Unfallchirurg 96 (1993) 129-133
63. Yahiro M. A., Matthews L. S.
Arthroscopic Stabilization Procedures for Recurrent Anterior Shoulder Instability.
Orthop. Rev. 18 (1989) 1161-1168

9 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Kapsel-Band-Apparat des Schultergelenks.....	6
Abb. 2 Getestete Nahtanker	10
Abb. 3 Setztechnik Mitek Panalok.....	11
Abb. 4 Beide Fastak Anker im Vergleich.....	12
Abb. 5 Suretac intraartikulär und extraartikulär	12
Abb. 6 Retrotorsionswinkel des Humerus nach Boileau und Walch.....	13
Abb. 7 Schulterpräparat mit künstlich gesetzter Bankartläsion.....	14
Abb. 8 Röntgenaufnahme einer rechten Schulter mit 3 Fastaks	14
Abb. 9 Zifferblattmodell eines rechten Glenoids.....	15
Abb. 10 Künstlich gesetzte und mit drei Fadenankern refixierte Bankartverletzung.....	15
Abb. 11 Schnittebene für die Knochendichtemessung am Glenoid	16
Abb. 12 Meßkurve aus einem Versuch.....	18
Abb. 13 Hebelverhältnisse beim Versuch.....	19
Abb. 14 Parallelogramm der während des Versuchs auf den Humerus wirkenden Kräfte	20
Abb. 15 Versuchsaufbau von der Seite	21
Abb. 16 Versuchsaufbau von oben.....	22
Abb. 17 Versuchsaufbau.....	22
Abb. 18 Im Versuch entstandene Bankartverletzung.....	26
Abb. 19 Im Versuch entstandene HAGL-Läsion.....	27
Abb. 20 Präparat Nr. 4 der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2.....	30
Abb. 21 Typisches Bild beim 2,4 mm Fastak	31
Abb. 22 Gerissene Fäden bei Fastaks	31
Abb. 23 Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3.....	34
Abb. 24 Präparat Nr. 2 der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok	39
Abb. 25 Häufig beobachtete Kapselschäden bei Suretac	42
Abb. 26 Präparat Nr. 1 der Versuchreihe Suretac.....	44
Abb. 27 Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe Suretac (1).....	45
Abb. 28 Präparat Nr. 5 der Versuchsreihe Suretac (2).....	45
Abb. 29 Meßkurve von Präparat Nr. 2 (Suretac)	47

Diagramm 1 Korrelation von Alter und Knocheneigenschaften	25
Diagramm 2 Korrelation der gemessenen Kraft mit der Gesamtdichte, der trabekulären Dichte und der relativen kortikalen Fläche in der Kontrollgruppe	28
Diagramm 3 Lokalisation des ersten Versagens der Refixation.....	48

10 Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Ergebnisse der Knochendichtemessung	24
Tab. 2 Mittelwerte aus der Knochendichtemessung nach Geschlecht getrennt	25
Tab. 3 Mittelwerte aus der Knochendichtemessung nach Seite getrennt	25
Tab. 4 Ergebnisse der Kontrollgruppe	27
Tab. 5 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Kontrollgruppe.....	27
Tab. 6 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor der Kapselverletzung in der Kontrollgruppe	28
Tab. 7 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2	30
Tab. 8 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 2	30
Tab. 9 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No.2.....	32
Tab. 10 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3	33
Tab. 11 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3	33
Tab. 12 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,4 mm Fastak mit Ethibond No. 3	35
Tab. 13 Ergebnisse in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak	36
Tab. 14 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak..	36
Tab. 15 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe 2,8 mm Fastak	37
Tab. 16 Ergebnisse in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok.....	38
Tab. 17 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok.....	38
Tab. 18 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der ersten Versuchsreihe Mitek Panalok.....	39
Tab. 19 Ergebnisse der zweiten Versuchsreihe mit Mitek Panalok.....	40

Tab. 20 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok.....	40
Tab. 21 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der zweiten Versuchsreihe Mitek Panalok	41
Tab. 22 Ergebnisse in der Versuchsreihe Suretac.....	43
Tab. 23 Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Versuchsreihe Suretac	43
Tab. 24 Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in der Versuchsreihe Suretac.....	46
Tab. 25 Lokalisation des ersten Versagens der Refixation der Kapsel.....	47
Tab. 26 Beobachtete Ereignisse bei den Fadenankern (oben) und Suretac (unten)	48
Tab. 27 Zum ersten Versagen der Refixation der Kapsel führende Kraft	49
Tab. 28 Kraftabfall [N] nach dem Auftreten des Versagens einzelner Refixationssysteme	50
Tab. 29 Mittlere Steigung der Kraft-Weg-Kurve und Translation des Humeruskopfes nach ventral vor dem ersten Versagen der Refixation in den verschiedenen Versuchsreihen.....	52
Tab. 30 Signifikanzen für die Unterschiede in den Mittelwerten der Versuchsgruppen untereinander in der Steigung vor dem ersten Versagen der Refixation (links unten) und der ventralen Translation des Humeruskopfes (rechts oben).....	52
Tab. 31 Durchschnittliche Werte und Korrelationen der Mittelwerte bei den Fadenankern.....	53

11 Dankvermerk

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Professor Imhoff und Herrn Dr. Fredrich von der Abteilung für Sportorthopädie der Technischen Universität München für die Ermöglichung dieser Arbeit und die Unterstützung bei deren Durchführung.

Mein besonderer Dank gilt auch den Herren Steinhauser, Schreiber, Schieferstein und Lehner von der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie der Technischen Universität München für die freundliche Beratung und Hilfe bei der Planung des Versuchsaufbaus und der Durchführung des Versuchs.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Professor Jeschke und Herrn Dr. Hartard vom Institut für präventive und rehabilitative Sportmedizin für die Erteilung der Erlaubnis zur Knochendichtemessung in ihrer Abteilung und besonders bei Herrn Arians für deren unkomplizierte Durchführung bedanken.