

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

Rotatorenmanschettenrekonstruktion unter klinischen, funktionellen und bildgebenden Gesichtspunkten: Bio- versus Titananker

Heike Wolter

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. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

2. Priv.-Doz. Dr. S. Waldt

Die Dissertation wurde am 14.06.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 26.02.2014 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Ziel der Arbeit	6
1.2	Die Rotatorenmanschettenruptur	6
1.2.1	Anatomie.....	6
1.2.2	Historischer Kontext.....	8
1.2.3	Ätiologie	10
1.2.4	Klinik	10
1.2.5	Diagnostik	11
1.2.6	Therapie.....	13
1.3	Implantate und ihre Werkstoffe.....	18
1.3.1	Das ideale Implantat	18
1.3.2	Biokompatibilität.....	19
1.3.3	Biomaterialien	20
1.3.4	Metalle in der Medizin	27
1.4	Aktuelle Entwicklung.....	29
2	Material und Methoden	30
2.1	Patientenkollektiv.....	30
2.2	Einschlusskriterien.....	30
2.3	Operativ verwendete Implantate.....	31
2.3.1	Fadenanker aus PLDLA.....	31
2.3.2	Fadenanker aus Titan	32
2.3.3	Interferenzschraube aus PLLA.....	32
2.4	Patientengruppen	33
2.4.1	Bioankergruppe.....	33
2.4.2	Titanankergruppe.....	33

2.5	Methodik der Untersuchung	33
2.6	Durchgeführte Untersuchungen	34
2.6.1	Fragebögen.....	34
2.6.2	Beweglichkeit	37
2.6.3	Kraftmessung.....	37
2.6.4	Klinische Tests.....	37
2.6.5	Isokinetische Untersuchung am Cybex.....	41
2.6.6	Bildgebung.....	45
2.7	Statistische Datenanalyse	47
2.7.1	Verwendete Hilfsmittel	47
2.7.2	Beschreibende Statistik	47
2.7.3	Verwendete statistische Tests	47
3	Ergebnisse	49
3.1	Fragebögen	49
3.1.1	Constant-Murley shoulder score	49
3.1.2	Simple Shoulder Test.....	50
3.1.3	American Shoulder and Ellbow Surgeons Index (ASES)	52
3.1.4	The University of California Los Angeles Shoulder Score (UCLA).....	53
3.2	Beweglichkeit	54
3.3	Kraftmessung	57
3.4	Klinische Tests	60
3.5	Isokinetische Untersuchung am Cybex	61
3.5.1	Abduktion	61
3.5.2	Außenrotation	64
3.5.3	Innenrotation.....	67
3.6	Bildgebung	70
3.6.1	Röntgen	70

3.6.2	Magnetresonanztomografie	75
3.6.3	Osteolysen	80
3.6.4	Zusammenhang zwischen Rerupturen und Osteolysen-Patienten mit Osteolysen die eine Reruptur vorweisen.....	83
3.6.5	Degradation der Implantate	84
4	Diskussion.....	87
5	Zusammenfassung.....	109
6	Literaturverzeichnis	111
7	Tabellenverzeichnis	125
8	Abbilungsverzeichnis	127
9	Anhang.....	130
10	Danksagung.....	134
11	Veröffentlichungen	135

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

a.p.	anterior-posterior
ABD	Abduktion
AC	Akromioklavikular-
ACG	Akromioklavikulargelenk
ADD	Adduktion
AR	Außenrotation
ASAD	Arthroskopische subakromiale Dekompression
ASES	American Shoulder and Ellbow Surgeons Shoulder Index
BMRC	British Medical Research Council
EXT	Extension
Fa.	Firma
FLEX	Flexion
ID	Identifikation
IR	Innenrotation
ISP	Infraspinatus
J	Joule
LBS	Lange Bicepssehne
M.	Musculus
Mm.	Musculi
MRT	Magnetresonanztomografie
Nm	Newtonmeter
PCL	Poly-ε-Caprolacton
PDLLA	Poly-D,L-Laktid
PDS	Polydioxanon
PEEK	Polyetherketon
PGA-co-TMC	Polyglykolid-co-Trimethylencarbonat
PLA	Polylaktid
PLDLA	Poly-L-Laktid-co-D,L-Laktid
PLLA	Poly-L-Laktid
PLLA-co-PGA	Poly-L-Laktid-co-Polyglykolid
POE	Polyorthoester
SSC	Subscapularis
SSP	Supraspinatus

SST	Simple Shoulder Test
TCP	Tricalciumphosphat
TMC	Trimethylencarbonat
UCLA	The University of California Los Angeles Shoulder Score
UHMWPE	Ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen

1 Einleitung

1.1 Ziel der Arbeit

Die Rotatorenmanschettenruptur ist eine häufige Verletzung der Muskulatur des Schultergelenks [139]. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war herauszufinden, ob das Material der verwendeten Implantate das Ergebnis der Operation beeinflusst.

Es wurde untersucht, ob bei der Rekonstruktion der Rotatorenmanschette in Mini-Open-Technik als Reaktion auf die Implantate Osteolysen entstehen. Es wurden Cork-Screw-Fadenankern aus Titan (Titananker) oder Cork-Screw-Fadenanker aus PLDLA (Bioanker) (beide Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) verwendet. Außerdem sollten die Ergebnisse der beiden Gruppen unter klinischen, funktionellen und bildgebenden Aspekten miteinander verglichen werden. Dazu wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

- **Hypothese 1:** Die Rate von Osteolysen ist bei Bioankern höher, als bei Titanankern.
- **Hypothese 2:** Daher ist die Rerupturrate bei Patienten, die mit einem Bioanker versorgt wurden, höher.
- **Hypothese 3:** Die klinischen und funktionellen Ergebnisse sind in der Gruppe, die mit Bioankern versorgt wurden schlechter.

Als Kriterien dienen dafür die Ergebnisse der Nachuntersuchung, welche die Klinik, die Funktion und die Bildgebung berücksichtigen.

1.2 Die Rotatorenmanschettenruptur

1.2.1 Anatomie

Die Rotatorenmanschette besteht aus vier Muskeln. Dem Musculus supraspinatus, dem Musculus subscapularis, dem Musculus infraspinatus und dem Musculus teres minor. Sie bildet die innere Schicht der Skapulohumeralmuskulatur. Ihre Aufgabe besteht darin, das Schultergelenk zu stabilisieren und dessen Bewegungen zu koordinieren. Die Muskulatur umschließt den Oberarmkopf (Humeruskopf) manschettenartig und setzt mit ihren Sehnen von ventral, dorsal und kranial am Rande der Gelenkkapsel an. Sie liegt in einem relativ engen Raum zwischen dem Humeruskopf und dem das Schultergelenk schützenden knöchernen Dach, welches aus dem Ak-

romion (Schulterdach), dem Korakoid (Rabenschnabelfortsatz) und einem Band, dem Ligamentum coracoacromiale gebildet wird [34]. Einen gewissen Schutz vor mechanischer Belastung (Einklemmung) bilden Schleimbeutel (Bursae), die sich zwischen dem Schulterdach, der Rotatorenmanschette und dem Musculus deltoideus ausbreiten [124].

In enger Beziehung zum ventralen Bereich der Rotatorenmanschette verläuft die lange Bicepssehne. Sie wird durch das Pulleysystem, welches sich aus den Anteilen des Lig.coracohumerale, des Lig.glenohumerale superius, des Fasciculus obliquus und des M.supraspinatus zusammensetzt, am Eingang des Sulcus intertubercularis stabilisiert [139].

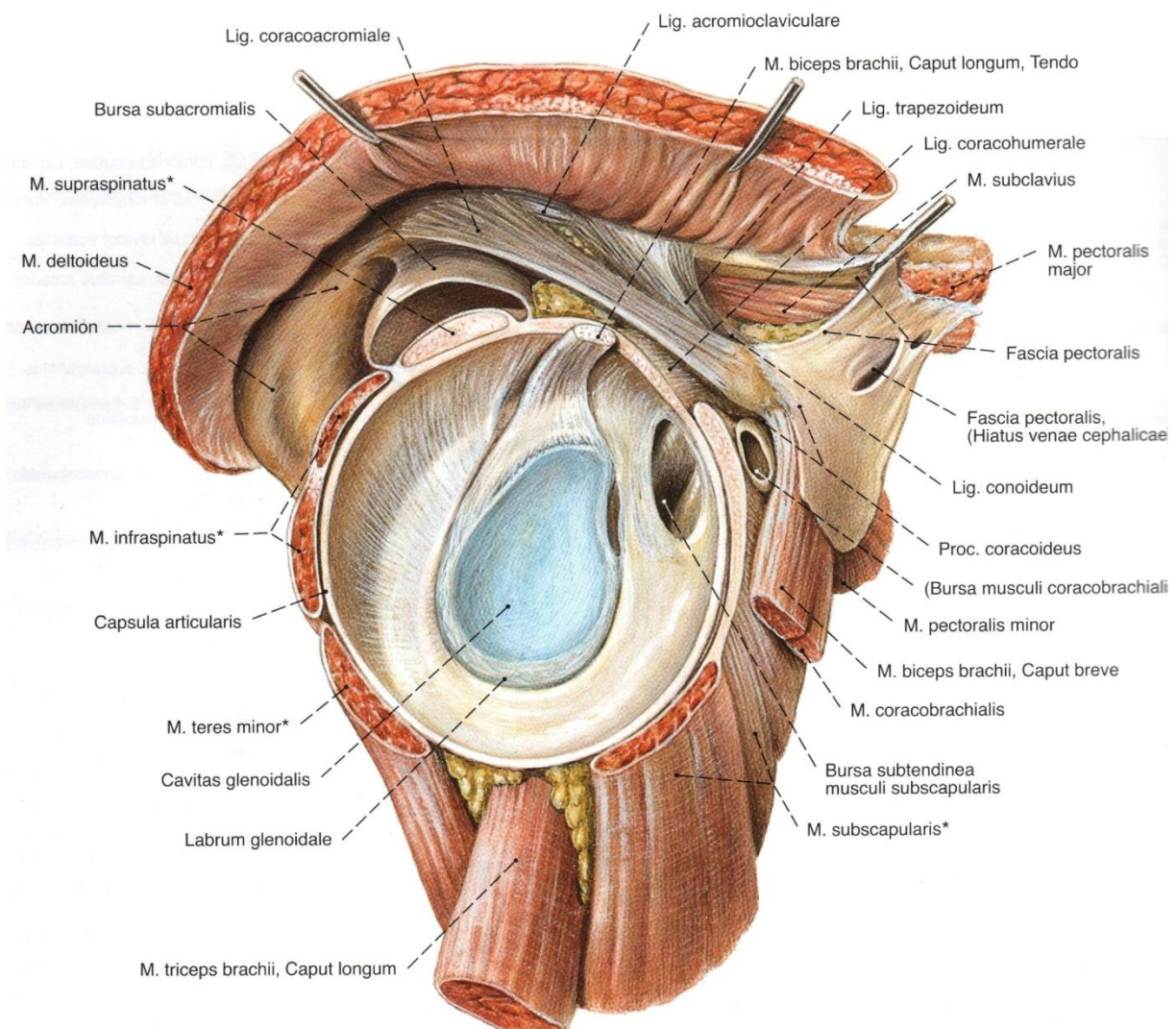


Abbildung 1: Schultergelenk, Articulatio humeri, Einblick nach Entfernung des Humeruskopfes ; von lateral (re, 90%) [103]

1.2.2 Historischer Kontext

Die Geschichte der Rotatorenmanschettenrekonstruktion fand ihre Anfänge im 19. Jahrhundert. Erstmals beschrieb der Anatom John Gregory Smith sieben Fälle von isolierten und kombinierten Rotatorenmanschettenrupturen, die ihm bei der Durchführung von Obduktionen aufgefallen waren. Seine Beobachtungen wurden 1834 in der London Medical Gazette veröffentlicht [112].

W. Müller [98] hielt auf dem XXVII Chirurgen Kongress 1889 in Berlin einen Vortrag über die erste Rotatorenmanschettenrekonstruktion. Er nähte die Supra- und Infraspinatussehne mit Catgut, einem resorbierbaren Nahtmaterial, welches aus dem Darm von Hochlandschafen hergestellt wurde.

1906 verwendete Georg Perthes, Ordinarius für Chirurgie in Leipzig bei der Rekonstruktion von Supraspinatusläsionen, die er im Zusammenhang mit Schulterluxationen beobachtet hatte, U-Nägel zur Refixation [98]. Seit diesem Zeitpunkt fand ein Wandel in der ursächlichen Betrachtung der Rotatorenmanschette statt. Perthes betrachtete erstmals die Luxation als Ursache für die Rotatorenmanschettenruptur.

Der in Boston lebende Chirurg Ernest Amory Codman beschäftigte sich während seiner medizinischen Laufbahn unter anderem intensiv mit dem Gebiet der Schulterchirurgie. Er war der erste, der die Rotatorenmanschettenruptur als ein eigenständiges Krankheitsbild betrachtete. Ursächlich für die Ruptur sah er ein vorangegangenes Trauma. Er entwickelte ebenfalls eine erste Systematik der Rekonstruktionsoperation. 1934 publizierte er als Ergebnis seiner Arbeit das Werk „The Shoulder, Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in or About the Subacromial Bursa“. Es war das erste Buch, welches ausschließlich der Schulter gewidmet war [29].

In der zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts wurde die Schulterchirurgie entscheidend von den Entwicklungen aus den USA geprägt, wo eine bislang noch nicht vorhandene Spezialisierung auf das Schultergelenk stattfand [141].

Dr. Charles S. Neer wandelte das Verständnis über die Pathologie der Supraspinatussehne. Er beschrieb 1972 das Impingement Syndrom und veröffentlichte gleichzeitig als entsprechende therapeutische Maßnahme die Technik der offene

Akromioplastik. Damit lieferte er einen großen Beitrag zur Entwicklung der heutigen Rekonstruktionsverfahren [88]. Da die offene Rekonstruktion, die seit Ernest Amory Codman praktiziert wurde, mit einer erheblichen Morbidität durch das Operations-trauma (z.B. durch das Ablösen des M.deltoides) verbunden ist, begann die Entwicklung einer schonenderen Rekonstruktionsmöglichkeit.

Diese wurde in der Schulterarthroskopie gefunden. Von der zunächst nur diagnostischen Anwendung, folgte die arthroskopische subakromiale Dekompression beim therapieresistenten Impingementsyndrom. Bei gleichzeitig vorliegender Rotatorenmanschettenruptur war es dann Mitte der 90er Jahre möglich die Sehnenruptur nach einer arthroskopisch durchgeführten subakromialen Dekompression über eine „Mininzision“ zu versorgen. Um eine weitere Senkung der Morbidität herbeizuführen wurde in der Folge eine rein arthroskopische Operationstechnik entwickelt [57].

Diese rasante Entwicklung in den letzten Jahrzehnten, die eine früher kaum vorstellbare Wiederherstellung der Anatomie und Funktion der Schulter ermöglichte, stellte nicht nur neue Herausforderungen an die Operateure durch die sich ständig wandelnden Operationszugänge und –Verfahren. Auch die erforderlichen Operationsinstrumente, Nahtmaterialien und Implantate mussten dementsprechend weiterentwickelt werden.

Die Menschheit setzte seit der Antike natürliche Materialien ein, um Körperteile zu ersetzen oder Verletzungen zu behandeln. In diesen Zeiten wurden vorwiegend natürliche Materialien, wie beispielsweise Holz eingesetzt. Zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurden diese zunehmend durch Metalllegierungen, Keramik oder synthetische Polymere ersetzt, die sich durch deutlich bessere therapeutische Ergebnisse, Funktionalität und Reproduzierbarkeit auszeichneten [62].

Da sich durch Metallimplantate Nachteile wie Artefakte bei MRT-Aufnahmen, die Abgabe von Metallionen in das umliegende Gewebe und häufig eine Zweitoperation zur Metallentfernung ergeben [4, 35, 48], wurden in den 60er Jahren erste medizinische Anwendungen aus biodegradierbaren Materialien entwickelt [82]. Bereits in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurde für den industriellen Gebrauch intensiv mit Polymeren aus Glykolsäure und Hydroxysäure geforscht. Da sich herausstellte, dass

sie für diese Anwendungen zu instabil waren, wurden sie wieder aufgegeben. Allerdings wurde diese starke Instabilität für den medizinischen Gebrauch in den letzten vier Jahrzehnten außerordentlich wichtig und die Weiterentwicklung in diesem Bereich wieder aufgenommen [22]. Seit den 70er Jahren sind verschiedene Anwendungen, wie Nahtmaterialien, Stifte, Schrauben, Clips, Klammern und Platten aus biodegradierbaren Materialien auf den Markt gekommen. Das erste komplett synthetische biodegradierbare Material, war die Polyglykolsäure (PGA), welche in den frühen 70er Jahren eingeführt wurde, gefolgt von den Polylaktiden 1985. Eine erste klinische Anwendung der Implantate erfolgte in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie [117].

In der Schulterchirurgie wurde das erste biodegradierbare Implantat 1993 von Speer [114] eingeführt. Seitdem gibt es einen starken Anstieg bei der Verwendung der bioresorbierbaren Implantate zur Weichteilfixation.

1.2.3 Ätiologie

Eine Ruptur der Rotatorenmanschette erfolgt, wenn die mechanische Belastbarkeit des Sehngewebes überschritten wird. Dies geschieht meist durch eine indirekte, seltener durch eine direkte Gewalteinwirkung. Zumeist liegen eine verminderte mechanische Belastbarkeit durch rezidivierende Mikrotraumen, medikamentös toxische Nebenwirkungen im Rahmen einer Therapie, degenerative oder anlagebedingte Veränderungen vor. Bei über 50-Jährigen nimmt die Prävalenz einer partiellen oder kompletten Rotatorenmanschettenruptur deutlich zu. So sind bei 50% der über 70-Jährigen Patienten in der dominanten Schulter Rotatorenmanschettenläsionen zu finden. Bei den über 80-Jährigen liegt die Rate schon bei über 80%, wobei keine Korrelation zwischen den Läsionen und der klinischen Symptomatik besteht [84]. Das Vorkommen von asymptomatischen Rupturen, wird in einer Größenordnung von 5% -40% angegeben [31, 85, 123].

1.2.4 Klinik

Die Schmerzen werden typischerweise im vorderen Schulterbereich mit Ausstrahlung vom Tuberculum majus in die Deltaregion angegeben. Zudem geben die Patienten häufig einen nächtlichen Ruheschmerz an, der besonders beim Liegen auf der be-

troffenen Schulter auftritt. Typisch sind ebenfalls Schmerzen bei Überkopfarbeiten, sowie eine funktionelle Schwäche des Armes bei Belastung [139].

1.2.5 Diagnostik

Klinische Untersuchung

Es gehört zu einer der großen Herausforderungen in der Schulterchirurgie Rotatorenmanschettenrupturen zu einem frühen Zeitpunkt zu identifizieren und asymptotische Rupturen nicht unnötig zu behandeln. Eine verspätete Rekonstruktion kann zu irreversiblen Schäden mit reduzierter Sehnenheilung, einer Versteifung der Sehne und einer verminderten Knochendichte führen [3]. Bei der Untersuchung ist das Schultergelenk meist frei beweglich. Auffällig sind ein schmerzhafter Bogen zwischen 60° und 120° Abduktion oder eine deutlich schmerzhafteste Kraftminderung für die Abduktion und Außenrotation. Massive Einschränkungen der aktiven Beweglichkeit, bei freiem passivem Bewegungsumfang, weisen dabei auf eine Massenruptur hin (Pseudoparalyse). Bei älteren Patienten, die eine degenerative Läsion aufweisen, überwiegt in der Frühphase die Schmerzsymptomatik auf die erst im weiteren Verlauf eine Funktionseinschränkung folgt [106]. Die Rotatorenmanschetten- und Impingementtests können je nach betroffenem Muskel positiv ausfallen.

Röntgen

Bei einer durchgeführten radiologischen Bildgebung des Schultergelenks in drei Ebenen gelten folgende Punkte als Hinweise für eine Rotatorenmanschettenpathologie:

- Traktionsosteophyt am Akromion
- AC Gelenksosteophyt/ AC Gelenksarthrose
- Verminderter akromiohumeraler Abstand
- Os acromiale [80]

Magnetresonanztomografie (MRT)

Die MRT hat als bildgebendes Verfahren in der Schulterdiagnostik zunehmend an Bedeutung gewonnen. Sie ist einem ständigen Prozess der Weiterentwicklung unterworfen. Verschiedene Techniken, wie unterschiedliche Gewichtungen, diffusions-

oder perfusionssensitiven Sequenzen, kommen aktuell oder in Zukunft für die Schulter zum Einsatz [108].

Die MRT steht für Läsionen der Rotatorenmanschette als natives Verfahren und als MR-Arthrographie zur Verfügung. Letzterem Verfahren wird in der Literatur eine Überlegenheit bei Partialrupturen zugesprochen [56]. Die T1 Wichtung bildet die Grundlage der MR-Diagnostik des Stütz- und Bewegungsapparates. Dabei kommen Fett und paramagnetische Substanzen signalreich zur Darstellung. Muskeln, kortikaler Knochen, Verkalkungen und die meisten pathologischen Veränderungen sind signalarm [129].

Bei den meisten MR-Untersuchungen der Schulter wird kein Kontrastmittel benötigt was bei transmuralen Rissen der Rotatorenmanschette und bei kompletten Rupturen des M.biceps brachii der Fall ist [108].

Sind bei der Bildgebung Implantate aus Metall vorhanden stellen sie laut Augustiny [2] keine Kontraindikation dar. Die Bildqualität kann jedoch in Abhängigkeit von der Legierung, Form und Masse des Implantates deutlich eingeschränkt sein.

Sonografie

Sie ist für die Darstellung der Rotatorenmanschette ein kostengünstiges, flächendeckend gut verfügbares Verfahren, welches beliebig oft wiederholt werden kann. Sie sollte bei Verdacht auf eine Pathologie der Rotatorenmanschette nach der Anamnese und der klinischen Untersuchung zum Standard gehören. Sie ist jedoch stark von der Technik des Untersuchers abhängig [50]. Die Sensitivität der Untersuchung liegt bei Totalrupturen bei ungefähr 97% und bei Partialrupturen bei ungefähr 90% [54].

Einteilung der Rotatorenmanschettenruptur

Nach Snyder [113] werden die Partiailläsionen in A (artikulär), B (bursal) und komplette Rupturen, sogenannte C-Läsionen (complete) eingeteilt. Je nach Lokalisation wird dann die Größe eingeteilt.

1. Minimale oberflächliche Irritation in einem kleinen Areal < 1cm
2. Einrisse einzelner Fasern in einem Areal < 2cm
3. Stärkere Einrisse und Unterbrechungen der Sehnenfasern, die die gesamte Fläche einer Sehne umfassen (<3cm)
4. Schwere Einrisse mit nahezu kompletter Unterbrechung der Sehne, entsprechen einer PASTA (partial articular supraspinatus tendon avulsion)-Läsion.

Eine andere Einteilung existiert nach Bateman [7] . Seine Einteilung betrifft nur Komplettrupturen, deren Größe in vier verschiedenen Abstufungen eingeteilt ist

Einteilung nach Bateman [7]

- 1 Komplettläsion mit $\leq 1\text{cm}$ Gesamtdurchmesser
- 2 Komplettläsion mit einem Durchmesser von 1-3cm
- 3 Komplettläsion mit einem Durchmesser von 3-5cm
- 4 Komplettläsion mit einem Durchmesser von $> 5\text{cm}$

Tabelle 1:Einteilung nach Bateman

1.2.6 Therapie

Die Therapie der Rotatorenmanschettenruptur kann man in die konservative und die operative Therapie unterteilen. Die Überlegung welche Therapie für den jeweiligen Patienten in Frage kommt, sollte nach dem Vorliegen aller Befunde genau abgewägt werden.

Da häufig eine Pathologie der langen Bicepssehne mit einer Ruptur der Rotatorenmanschette assoziiert ist, folgen im Anschluss an die operative Therapie der Rotatorenmanschette die operativen Therapiemöglichkeiten der langen Bicepssehne.

Konservative Therapie

Für eine konservative Therapie sprechen ein langsamer Beginn der Beschwerden, eine degenerative Genese, ein inaktiver Patient und eine begleitende frozen shoulder [50]. Bei der konservativen Therapie sollte zu Beginn eine analgetische und antiphlogistische Therapie erfolgen, der eine intensive physiotherapeutische Behandlung folgt. Dabei stehen die Wiederherstellung der Beweglichkeit und Kraft, die Verbesserung der Skapulaanbindung und der Körperhaltung, durch passive und aktive Techniken im Vordergrund [50].

P. Habermeyer stellte durch Literaturrecherche fest, dass nur 50% der Patienten bei konservativer Therapie eine zufriedenstellende Schmerzbefreiung ohne Kraftzunahme im Langzeitverlauf zeigen.

Operative Therapie

Bei aktiven Patienten wird häufig eine frühzeitige operative Therapie befürwortet, um neben der Schmerzfreiheit die Funktion und Kraft der Schulter wiederherzustellen und eine Retraktion, sowie eine Atrophie und fettige Degeneration der Muskulatur zu vermeiden [65, 125, 126].

Die ersten offenen Rotatorenmanschettenrekonstruktionen wurden 1911 von Codman [29] durchgeführt, welche bspw. durch das Ablösen des M. deltoideus noch mit einem erheblichen Operationstrauma verbunden waren. Schonender wurde das Verfahren Anfang der 80er Jahre, durch den Beginn der arthroskopischen subakromialen Dekompression bei Vorliegen eines therapieresistenten Impingementsyndroms [38, 41]. Das „Mini-Open-Verfahren“, welches ab Mitte der 90er Jahre eingeführt wurde, ermöglichte nun eine gleichzeitig vorliegende Sehnenruptur, anschließend an die subakromiale Dekompression per Miniinzision zu versorgen [76, 78, 96]. Durch die Weiterentwicklung von Instrumenten und der operativen Technik wurde die komplette arthroskopische Versorgung der Rotatorenmanschette möglich.

Rekonstruktion im Mini-Open-Verfahren

Die „Mini Open“ Technik die erstmals 1990 von Levy et al [76] beschrieben wurde, ist eine Rekonstruktionsmöglichkeit, die zwischen der subakromialen arthroskopischen Dekompression und dem traditionellen offenen Verfahren angesiedelt ist.

Arthroskopisch erfolgen die Bursektomie, Synovektomie, subakromiale Dekompression mit arthroskopischer Akromioplastik und ggf. einer Klavikulateilresektion. Nach Abschluss des arthroskopischen Verfahrens wird eine Hautinzision von der anterolateralen Spitze des Akromions entlang des Faserverlaufs des M. deltoideus für 4-5cm nach distal durchgeführt. Das laterale Portal kann dabei in die Schnittführung mit eingeschlossen werden. Manuell kann nun die Akromioplastik überprüft und gegebenenfalls erneut mit einer arthroskopischen Fräse überarbeitet werden. Vorteil ist die deutlich geringere postoperative Schmerzsymptomatik die auf die fehlende Ablösung des M. deltoideus zurückzuführen ist [43]. Das geschlossene Verfahren zeigt signifikant bessere Ergebnisse wie eine prospektive Langzeit Kohortenstudie von Odenbring 2008 zeigte [94]. Durch den Beginn der arthroskopisch assistierten Rotatorenmanschettenrekonstruktion gelang es erfahrenen Schulterchirurgen ein komplettes arthroskopisches Verfahren nach den Grundprinzipien von Neer durchzuführen.

ren. Der M. deltoideus muss nicht abgelöst werden und die Muskel-Sehneneinheit kann entlastet werden [142]. Eine feste Verankerung im Bereich des Tuberculum majus kann erreicht werden [109]. Die intraartikuläre Inspektion ist sehr gut und ermöglicht es Läsionen des M.biceps brachii und von tiefer gelegenen Rotatorenmanschettenanteilen, hauptsächlich des M.subscapularis zu erkennen [121, 142].

Gegenüber dem arthroskopischen Verfahren konnten bis jetzt keine signifikanten Unterschiede gefunden werden [10, 77, 86, 97, 128, 144].

Arthroskopisches Verfahren

Bei der arthroskopischen Durchführung wird das Glenohumeralgelenk vom dorsalen Standardzugang aus arthroskopiert und die erforderlichen Eingriffe, wie zum Beispiel das Glätten der langen Bicepssehne bei partieller degenerativer Ruptur, durchgeführt. Nach Abschluss dieser diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen wird das Arthroskop in den Subakromialraum eingebracht und über eine Arbeitskanüle das Débridement der ausgefaserten Sehnenanteile sowie die Anfrischung, Anlagerung und Naht der Sehne an den Knochen vorgenommen [57].

Tenodese der langen Bicepssehne

- Weichteiltenodese

Arthroskopisch wird die Sehne mit einer Nadel perforiert und ein Faden durch die Sehne gezogen, der mehrfach durch die Sehne gebracht werden sollte. Die beiden Fadenenden verlaufen von der Bicepssehne durch die Supraspinatussehne und den Subakromialraum nach außen, wo sie verknotet werden. Hierbei handelt es sich um eine kostengünstige Technik, die jedoch zu einer Insuffizienz der Fixierung im Rotatorenintervall führen kann mit entsprechender Distalisierung des Muskelbauches [51].

- Ankertenodese

Die Sehne wird zunächst tenotomiert und nach extrakorporal gezogen. Nachdem der Sulkuseingang angefrischt wird, wird dort ein Nahtanker eingebracht. Die Fäden können dann extrakorporal durch die LBS eingezogen werden [51].

- Knotenfreie Ankertenodese

Die Schritte entsprechen der Ankertenodese, bis die Sehne extrakorporal liegt. Dort wird sie nun mit einer kräftigen Naht versehen. Nach Anfrischen des Knochens wird

sie mit einem knotenfreien Schraubenanker (bspw. Swivel Lock™, Fa. Arthrex, Karlsruhe) tief im Knochen platziert, so dass es zu einer stabilen epioossären Tenodese kommt.

- Tenodese mittels Tenodesenschraube

Hier wird ebenfalls die Sehne mit einer überwindlichen Naht versorgt. Im Bereich des Sulkuseingangs wird dann mit einem speziellen Instrumentarium ein Aufnahme Loch für die Sehne gebohrt, in dem sie mit einer Interferenzschraube fixiert wird, was zu einer hochstabilen Tenodese führt [51, 81].

Übersicht über die verschiedenen Nahttechniken und Nahtmaterialien

Für die Sehnenfixation am Knochen stehen sich zwei unterschiedliche Systeme gegenüber. Zum einen die transossäre Naht, zum anderen die Fixation am Knochen mit einem Nahtankersystem.

Die transossäre Naht kann bei der offenen und der Mini-Open-Rekonstruktion verwendet werden, wobei die Fäden für die Sehnenfixation direkt durch transossäre Bohrlöcher geführt werden. Hierbei unterscheidet man wiederum die einfache Naht, die doppelte U-Naht nach Walch, die Matratzennaht und die Mason Allen-Naht. Bei besonders weichem Knochen besteht die Möglichkeit die Naht über ein Titanaugmentationsplättchen zu kneten und so die Sicherheit der Naht zu erhöhen [51].

Die Nahtankersysteme sind der transossären Technik biomechanisch überlegen [75].

Beim arthroskopischen Verfahren sind folgende Verfahren gängig:

Beim Single row repair wird ein Nahtanker, der zwei Fäden besitzt, in das Tuberculum majus eingebracht. Je nach Größe des Risses, können auch mehrere Anker notwendig sein. Als grober Anhalt kann pro 1cm Riss ein Anker verwendet werden. Anschließend erfolgt die Naht [51].

Bei der Double-Row-Rekonstruktion wird eine doppelte Ankerreihe verwendet. Hier besteht der Vorteil, dass die Sehne einen flächigeren Kontakt am Tuberculum majus erhält. Nho untersuchte 2009 die Ergebnisse von Single-Row und Double-Row Techniken, indem er Studien von 1996-2008 miteinander verglich. Hierbei ergaben sich keine klinischen Unterschiede. Es wurde jedoch in einigen Studien berichtet, dass die Double Row Rekonstruktion den Heilungsprozess der Sehne verbessert [51, 90].

Wenn eine große Breitenausdehnung der rupturierten Sehne besteht, werden ein oder zwei weitere Anker verwendet, die möglichst weit lateral eingebracht werden [51].

Neuere Techniken, sind teilweise bis komplett knotenfreie Ankersysteme, wie beispielsweise die SutureBridge Technik oder die SpeedBridge Technik [51, 95].

Nahtmaterial

Um das ursprüngliche Nahtmaterial aus Polyester weiter zu optimieren und ein Versagen des Materials an der Öse zu verhindern gab es eine Wechsel von einfachen geflochtenen Polyesterfäden zu hochreißfesten Fäden, die ultrahochmolekulargewichtiges (UHMWPE) Polyethylen enthalten [89].

Die Wundheilung

Der Verlauf der Wundheilung hängt von vielen verschiedenen Faktoren ab, wie dem Gewebetyp, der Gewebedurchblutung, der Knochenqualität und der Gesundheit des Patienten, die wiederum vom Alter, nutritiven, hormonellen und hereditären Faktoren geprägt wird. Die Biologie der Wundheilung von Weichteilgewebe an den Knochen wurde von verschiedenen Autoren intensiv studiert [42, 104, 120, 145]. Im Tiermodell unterliegt die Gewebeheilung drei verschiedenen Phasen: Entzündung, Reparatur und Aufbau. Die Wiederherstellung des Sehnen-Knochen-Übergangs verläuft über etliche Wochen. Der Aufbau einer sicheren Fixation der Sehne an den Knochen nimmt normalerweise 12 Wochen in Anspruch [104]. Der Heilungsprozess ist das Kriterium welches bestimmt, wie schnell nach der Operation Bewegung und Belastung möglich sind.

Einen wichtigen Faktor spielt dabei auch die Wahl des Implantats. Es bestimmt die Heilungsrate des Weichteilgewebes an den Knochen, abhängig davon wie es mit den beiden Geweben interagiert.

1.3 Implantate und ihre Werkstoffe

1.3.1 Das ideale Implantat

Implantate, die in der Orthopädie für die Refixation von Weichteilgewebe an den Knochen verwendet werden, kann man entsprechend ihres Materials in zwei große Gruppen einteilen: Implantate, die traditionell aus Metall, in diesem Fall Titan hergestellt werden oder Implantate, die aus einem biodegradierbaren Material bestehen.

Ein Ziel in der Medizin ist es, den Körper möglichst wieder in seinen Ursprungszustand zu versetzen. Dies ist bei der Permanenz von metallenen Implantaten nicht möglich. Eine notwendige Revision kann durch das Vorhandensein von Metallimplantaten erschwert werden oder es muss im Falle einer Frakturfixation eine erneuter operativer Eingriff zur Metallentfernung unternommen werden. Diese Situation tritt ebenfalls auf, wenn eine Migration oder Dislokation eines Implantats vorliegt. Bei der Frakturfixation verhindert die relativ hohe Steifigkeit von Implantaten aus Metall, dass nach der Einsetzung der Knochenheilung remodelierende Umbauvorgänge stattfinden, was zu einer Inaktivitätsatrophie des Knochens führen kann [4, 35, 48, 140].

Ein weiterer Nachteil besteht bei der Durchführung einer Magnetresonanztomographie, da die Bildqualität durch Artefakte gemindert wird [4, 35, 111].

So bestand der Wunsch nach einem idealen Implantat, welches diese Nachteile nicht mit sich bringt. Dieses sollte im Bereich der biodegradierbaren Implantate gefunden werden. Speer formulierte unter anderem die Kriterien, die ein bioresorbierbarer Anker erfüllen sollte [114]:

1. Das biodegradierbare Implantat muss eine adäquate Fixationsstärke aufweisen, um eine optimale Knochen-Sehnen-Verbindung zu erreichen.
2. Während des Abbaus muss das Implantat für eine ausreichende Fixation sorgen, bis das Gewebe ausreichend regeneriert ist.
3. Das Implantat wird vom Körper metabolisiert ohne Spuren zu hinterlassen.
4. Das Implantat sollte nicht zu langsam abgebaut werden, weil es sonst, wie bei Metallimplantaten zu einem Bruch oder einer Dislokation führen kann.
5. Das Implantat sollte aus einem Material hergestellt werden, welches absolut sicher ist und keine Toxizität, Kanzerogenität oder Antigenität hervorruft.
6. Das Material kann leicht in die endgültige Produktform gebracht werden, hat eine akzeptable Haltbarkeit und ist leicht zu sterilisieren.

Die klinische Einführung von biodegradierbaren Platten und Schrauben aus Poly-L-Laktiden (PLLA), erfolgte 1971 in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie zur Rekonstruktion von Mandibulafrakturen. Da sich bei zwei durchgeführten Studien zeigte, dass weder Fremdkörperreaktionen noch Entzündungszeichen auftraten, begann damit die Einführung von bioresorbierbaren Implantaten in verschiedensten Bereiche der Medizin [33, 72].

1.3.2 Biokompatibilität

D.F. Williams prägte durch seinen 1987 veröffentlichten Satz: „The ability of a material to perform with an appropriate response in a specific application“ [137], die Definition der Biokompatibilität.

Um der immer größer werdenden Vielfalt von Biomaterialien und deren unterschiedlichen Anwendungsgebieten gerecht zu werden, überarbeitete Williams 2003 und 2008 seine ursprüngliche Definition. Er unterschied hierbei Implantate für den Langzeitgebrauch, Implantate für den Kurzzeitgebrauch und das Tissue Engineering für die er jeweils eine eigene Definition der Biokompatibilität verfasste. Für Implantate, die aus Titan oder Polylaktiden hergestellt werden ist die Definition für den Langzeitgebrauch am ehesten gültig:

“The biocompatibility of a long-term implantable medical device to perform its intended function, with the desired degree of incorporation in the host, without eliciting any undesirable local or systemic effects in that host“ [137, 138].

Seit den 60er Jahren wurden viele verschiedene Studien durchgeführt, um die Eignung von zahlreichen synthetischen biodegradierbaren Materialien zu untersuchen. Die Biokompatibilität wird immer noch kontrovers diskutiert [135]. Die anfängliche Euphorie wurde durch die ersten Berichte 1987 von Böstman getrübt. Er berichtete über Fremdkörperreaktionen bei der Verwendung von biodegradierbaren Stiften aus PGA, die für die Stabilisierung von Frakturen am Sprunggelenk verwendet wurden [16].

In der darauffolgenden Zeit häuften sich Berichte über Fremdkörperreaktionen im Zusammenhang mit PGA Implantaten [17, 18, 58, 102].

Aufgrund der negativen Berichte im Zusammenhang mit PGA Implantaten ging man in der Folgezeit dazu über vermehrt Polylaktide einzusetzen. Diese wiesen zwar eine

deutlich höhere Biokompatibilität auf, aber auch hier kam es zu Berichten über lokale Weichteilreaktionen und/ oder Osteolysen [8, 119].

1.3.3 Biomaterialien

Die Bereitstellung geeigneter Werkstoffe für den biomedizinischen Gebrauch stellt hohe Anforderungen an die Materialeigenschaften. Häufig sind Kompromisse erforderlich, da nicht alle Eigenschaften im optimalen Bereich liegen. Glücklicherweise bietet die moderne Werkstoffforschung viele Materialien, die teilweise auch miteinander kombiniert werden können.

Welche Biomaterialien gibt es?

Biodegradierbare Implantate bestehen aus verschiedenen polymeren Grundstoffen mit sehr unterschiedlichen Eigenschaften. Einige Stoffe wie Polyglykolsäure (PGA), Polylaktide (PLA) und Polydioxanon (PDS) wurden vor ihrer Einführung als Materialien für Implantate bereits seit vielen Jahren erfolgreich klinische als Nahtmaterial eingesetzt. Für die Verwendung als Implantatmaterialien sind veränderte Fertigungsprozesse notwendig, die sowohl die mechanischen Eigenschaften, als auch das Degradationsverhalten der Polymere beeinflussen [28].

Auf dem Markt sind zahlreiche biodegradierbare Anwendungen in Form von Nahtmaterial, Klammern, Stiften, Schrauben, Ankern und Interferenzschrauben erhältlich. Folgende Materialien wurden für die Verwendung in der Orthopädie entwickelt:

- Polyglykoxide (PGA) und Copolymere wie Polyglykolid-co-Trimethylen Carbonat (PGA-co-TMC), poly-(L-Laktid-co-Glykolid) (PLLA-co-PGA)
- Poly- (L-Laktide) (PLLA), poly-(D,L-Laktide) (PDLLA) und ihre Stereocopolymere mit variablen Anteilen von L und D,L.
- Polydioxanon (PDS)
- Trimethylen Carbonat (TMC)
- Polyorthoester (POE)
- Poly- ϵ -Caprolacton (PCL)

Zusätzlich zu diesen Stoffen wird viel Energie in die Erforschung von Polyanhydriden, Polyorthoestern und anderen Materialien investiert [82]. Von großem Interesse im Feld der Sportorthopädie sind die Polylaktide, einschließlich ihrer Copolymere und Stereocopolymere [135].

Übersicht über die chemischen und physikalischen Eigenschaften von Polylaktiden

Polylaktide (PLA): Es handelt sich um Kunststoffe, die durch die Zufuhr von Wärme verformbar sind. Laktid ist ein zyklischer Diester der 2-Hydroxypropansäure (Milchsäure). Durch Ringöffnungspolymerisation können Laktide chemisch miteinander verbunden werden.

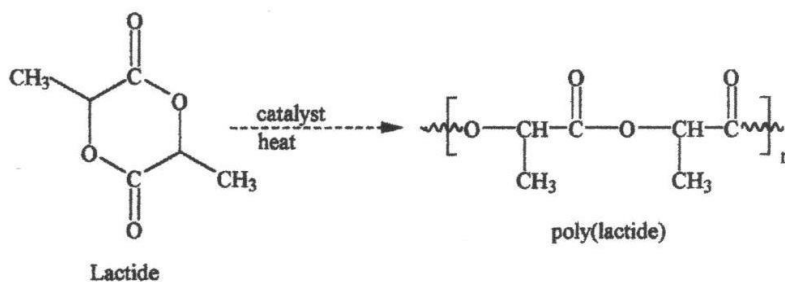


Abbildung 2: **Synthese von Polylaktiden (PLA)** [82]

Man spricht von einem Homopolymer, wenn das Polymer aus nur einer Monomerkomponente besteht und von einem Copolymer, wenn zwei oder mehr Polymerkomponenten beteiligt sind.

Die stoffliche Breite der in der Biomedizin vorkommenden Polylaktide ist bemerkenswert groß. Dies liegt an der chemischen Natur des Milchsäure-Monomers. Dabei handelt es sich um ein chirales Kohlenstoffatom (*) das vier verschiedene Substituenten aufweist: HO-C*H(CH₃)-COOH. Es gibt dabei zwei Möglichkeiten, die vier Substituenten um das Kohlenstoffatom herum anzuordnen. So entstehen die Isomere D-Milchsäure oder L-Milchsäure.

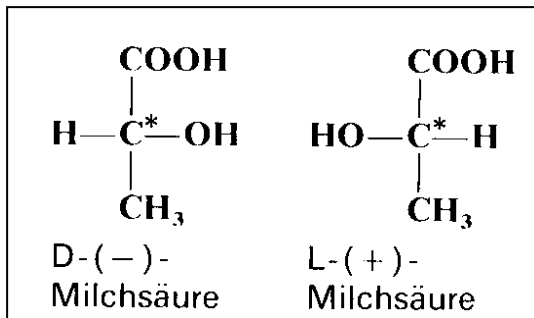


Abbildung 3: D-Milchsäure und L-Milchsäure [68]

Diese haben bis auf die Drehung des polarisierten Lichts identische chemische und physikalische Eigenschaften. Entsprechend dem Monomer gibt es zwei unterschiedliche Polyaktide, Poly-D-Laktid (PDLA) und Poly-L-Laktid (PLLA). Wenn man racemische Milchsäure, die aus gleichen Teilen aus D- und L-Milchsäure besteht, zu einem Polymer umsetzt, so kommt man zu Poly-DL-Laktid (PDLLA), wobei damit noch keine Aussage über die Abfolge der D- und L-Milchsäure-Einheiten im Polymer getroffen wurde. Die physikalischen, mechanischen, chemischen und biologischen Eigenschaften dieser Polyaktide unterscheiden sich trotz ihrer identischen chemischen Eigenschaften erheblich [40].

Polyaktide können entweder eine semikristalline oder eine amorphe Struktur aufweisen. Semikristalline Polyaktide besitzen sich regelmäßig wiederholende Einheiten, die eine Bildung von dichten Regionen, sogenannten Kristalliten, ermöglicht. Diese führen zu einer stärkeren Vernetzung, die dem semikristallinen Polyaktid mehr Zugfestigkeit und Steifigkeit verleihen, als seinem amorphen Analog. Kein Polyaktid kann sich vollständig kristallin organisieren, so dass immer amorphe Regionen verbleiben [82].

Poly-L-Laktid (PLLA): So ist das Homopolymer aus L-Laktid (PLLA) ein hochkristallines Polymer, welches sehr hart und hydrolysestabil ist. Die Degradation ist langsam. PLLA weist eine hohe Zugfestigkeit bei geringer Elongation auf und kommt deswegen besser als die amorphen Polymere für krafttragende Anwendungen, wie orthopädische Fixationen und als Nahtmaterial in Frage [82].

Poly-D,L-Laktid (PDLLA): gehört zu den amorphen Polymeren und besitzt eine wahllose Anordnung der beiden isomeren Formen von Laktid. Es ist nicht in der Lage eine kristalline Struktur anzunehmen. Das Material ist deswegen eher weich, weist

eine geringere Zugfestigkeit, eine höhere Elongationsfähigkeit und eine deutlich schnellere Degradationszeit auf [82].

Die Abbauphase von PLLA ist deutlich langsamer, als die von PDLLA und liegt bei über 2 Jahren bis eine komplette Resorption stattgefunden hat. Copolymere aus L-Laktid mit Glykolid oder D,L-Laktid stellt man her, um die Kristallinität von L-Laktid zu unterbrechen und den Degradationsprozess zu beschleunigen [82].

So bietet das Material Polylaktid schon eine erhebliche Variationsbreite. Noch größer wird diese, wenn man die Zusammensetzung von Copolymeren, wie beispielsweise aus Polyglykolid und Polylaktid betrachtet. Poly (glykolid-co-laktid) PGLA [40].

Phasen der Degradation von Biomaterialien

Biodegradierbare Implantate sollten im Körper den mechanischen Anforderungen so lange wie erforderlich entsprechen und ohne Rückstände zu hinterlassen abgebaut und ausgeschieden werden.

Pistner [101] teilte 1997 den Degradationsvorgang in fünf verschiedene Phasen ein:

- 1. Heilungsphase:** Das Implantat ist unverändert, es entwickelt sich eine fibröse Kapsel mit einer hohen Anzahl von Fibroblasten.
- 2. Latenzphase:** Das Implantat ist unverändert, die fibröse Kapsel wird dünner mit einem geringeren Anteil von Zellen und mehr Fasern.
- 3. Langwierige resorptive Phase:** Es beginnt eine vorwiegend zentrale Degradierung des Implantats mit der Entwicklung von Rissen und einer leichten bis moderaten Zellreaktion durch die Einwanderung von Makrophagen und Fremdkörperriesenzellen.
- 4. Progressive Resorptionsphase:** Progressiver Abbau des Implantats mit einer starken Gewebeantwort (Makrophagen, Fremdkörperriesenzellen).
- 5. Heilungs- und Wiederherstellungsphase:** Es sind keine Polymerreste nachweisbar. Es bildet sich Narben- oder Knochengewebe im Bereich des abgebauten Implantates.

Der Abbau des Implantats geschieht durch hydrolytische Spaltung. Bei semikristallinen Polymeren geschieht dies in zwei Phasen. In der ersten Phase nimmt das Implantat Wasser auf. Die Hydrolyse findet in der amorphen Phase des Implantats statt und die langen Polymerketten werden in kürzere gespalten. Da dieser Vorgang zu Beginn ausschließlich in den amorphen Phasen des Implantats stattfindet, findet eine

Abnahme des Molekulargewichts statt, ohne dass die physikalischen Eigenschaften des Produkts beeinträchtigt werden, da die Grundsubstanz weiterhin durch die kristallinen Regionen zusammengehalten wird. Der Abnahme des Molekulargewichts folgt bald eine Verringerung der physikalischen Eigenschaften, wenn Wasser das Implantat mehr und mehr fragmentiert. Bei den Laktiden und Glykoliden die kommerziell zu erwerben sind, handelt es sich hierbei um den sogenannten Quellungsabbau („Bulk-Erosion“). Es findet eine schnelle Wasseraufnahme in die Matrix des Implantats statt. Das Polymer quillt und wird innerhalb der gesamten Matrix abgebaut.

Als Bioerosion bezeichnet man hingegen ein Implantat welches von der Oberfläche her abgebaut wird. Es verliert nach und nach an Größe, bleibt aber in der Zusammensetzung intakt. Es werden beispielsweise Polyanhydride und Polyorthoester auf diese Weise abgebaut. Die Polymere sind hydrophob, aber ihre chemischen Verbindungen reagieren sehr stark auf Hydrolyse [82]. Zu Beginn der Hydrolyse können große Abbauprodukte nicht durch lokale Makrophagen phagozytiert werden, was zu einer Ansäuerung des Gewebes führt und die Hydrolyse wiederum steigert. Sobald die strukturelle Integrität des Implantats beeinträchtigt ist, folgen Mikrorisse im Material, die wiederum die hydrolytische Zersetzung fördern, bis die Monomere von lokalen Makrophagen und polymorphen Leukozyten abgebaut werden können [89].

In der zweiten Phase erfolgt die enzymatische Spaltung. Sobald die fragmentierten Stücke metabolisiert werden, nimmt die Masse des Implantats rapide ab.

Polylaktide werden zu Laktat abgebaut, welches physiologisch als Endprodukt des Muskelstoffwechsels im Körper gebildet wird. Laktat wird weiter in den Citratzyklus eingeschleust und zu Kohlenstoffdioxid und Wasser abgebaut.

Es gibt viele Faktoren, die die Reaktion des Körpers auf biodegradierbare Materialien bestimmen [82].



Abbildung 4: Abbau von PLA [1]

Die Degradation verschiedener Materialien unterscheidet sich durch die hydrophilen und hydrophoben Eigenschaften der Polymere. Zusätzlich führen andere Faktoren, wie die Herstellung (bspw. Spritzgusstechnik), das Molekulargewicht, die Kristallini-

tät, die Größe, die Geometrie des Implantats, die Porosität, der Implantationsort und die Gewebeeigenschaften zu unterschiedlichen Abbaueigenschaften. Das macht es schwierig Implantate, die aus dem gleichen Material hergestellt sind, aber ein anderes Design besitzen miteinander zu vergleichen. Der anatomische Ort der Implantation spielt ebenfalls eine wichtige Rolle und wird wahrscheinlich durch die Anwesenheit und Menge von Wasser, Blut und Enzymen bestimmt [40].

Es ist wichtig zu wissen, dass Implantate, die Stress ausgesetzt sind schneller abgebaut werden [118]. Es ist möglich, dass sie unter dem Einfluss von zu starker Belastung kleine Risse entwickeln, welche die Oberfläche, die mit Wasser in Kontakt kommt, vergrößert und so den Abbau beschleunigt.

Man kann erkennen, dass der Ablauf der Degradation von vielen verschiedenen Faktoren abhängt. Zur groben Orientierung kann man die in vivo Degradationszeit von Polyglykolid und Polyglykolid-Polylaktid-Copolymeren von Wochen bis Monaten, für PDLLA von Monaten und für PLLA von Jahren angeben [39].

Komplikationen im Zusammenhang mit Biomaterialien

Von Hoffmann und Weiler wurde 1996 ein System entwickelt, um eine bessere Klassifikation der Fremdkörperreaktionen zu erreichen. Die Autoren unterscheiden eine ossäre Reaktion in Form von Osteolysen, eine extraartikuläre Weichteilreaktion und eine intraartikuläre Weichteilreaktion [60].

Osteolysen

Bei den Osteolysen reichen die radiologischen Veränderungen von leichten osteolytischen Veränderung bis zu starken Veränderungen, die die Fraktur- oder Weichteilheilung negativ beeinflussen [60, 134].

Middleton berichtet, dass die Ursache des Auftretens von toxischen oder entzündlichen Antworten, durch eine Anhäufung von sauren Abbauprodukten bedingt ist, die vom umliegenden Gewebe nicht schnell genug abgebaut werden können [82].

Osteolysen Radiologische Befunde	
O-0	Es sind keine osteolytischen Veränderungen sichtbar
O-1	Osteolytische Veränderungen im Bereich des Implantats (Osteolyse von 1mm oder größer als der Durchmesser des Implantats)
O-2	Zystenähnliche Osteolyse (Osteolyse von 3mm oder größer als das Implantat)
O-3	Verbindung von Osteolysen zu einer Resorptionshöhle (wenn mehr als ein Implantat benutzt wird)
O-4	Frakturdislokation oder Störung des Heilungsprozesses bei Weichteilen aufgrund der vorhandenen Osteolyse

Tabelle 2: Klassifikation der Osteolysen (O) nach Hoffmann und Weiler [11, 60, 134]

Extraartikuläre Reaktionen

Extraartikuläre Reaktionen können entstehen, wenn das Implantat bei der Degradation Abbauprodukte in das umgebende Weichteilgewebe abgibt. Dies kommt bei Implantaten vor, die extraartikulär in das Weichteilgewebe oder in die metaphysäre Spongiosa eingebracht werden, wie beispielsweise bei Frakturen im Bereich des Handgelenks oder des Sprunggelenks oder bei der Verwendung von Interferenzschrauben zur Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes. Es kann dabei von leichten bis zu massiven entzündlichen Reaktionen kommen [135].

Starke entzündliche Reaktionen wurden bei der Verwendung von PGA beobachtet [25, 44, 59] in milderer Form bei PDS und PLLA [20, 36, 70].

Extraartikuläre Weichteilreaktionen	Symptome, Befunde, Therapie
EA 0	Keine oder subklinische Reaktion
EA 1	Lokale, leichte Induration, keine Therapie erforderlich.
EA 2	Schwellung, Flüssigkeitsansammlung (Ultraschall), lokale Erwärmung, Rötung, Schmerzen, eine oder mehrere Punktionen sind notwendig.
EA 3	Spontaner Abfluss über eine Fistel, primär steril, sekundäre bakterielle Kontamination ist möglich, Debridement und offene Wundbehandlung
EA 4	Tiefe Weichteil/ Knocheninfektion folgen den Stadien EA-2 oder EA-3, extensives und wiederholtes Debridement.

Tabelle 3: Klassifikation und Behandlung der extraartikulären Weichteilreaktionen nach Hoffmann [60].

Intraartikuläre synoviale Reaktionen

Intraartikuläre synoviale Reaktionen	Symptome, Befunde, Therapie
IA-0	Keine oder subklinische Reaktion
IA-1	Leichter (steriler) Gelenkerguss, keine zusätzlichen lokalen oder systemische Entzündungszeichen, einmalige Punktion, Fremdkörperriesenzellen oder Implantat Reste im Punktat oder der Synovialmembran
IA-2	Signifikanter (steriler) Gelenkerguss, keine zusätzlichen lokalen oder systemischen Entzündungszeichen, mehrfache Punktionen notwendig, Fremdkörperriesenzellen oder Implantat Reste im Punktat oder der Synovialmembran; Gabe von nichtsteroidalen antiinflammatorischen Substanzen, Teilbelastung bis zum Verschwinden der Symptome
IA-3	Signifikanter (steriler) Gelenkerguss mit lokalen Entzündungszeichen (Erwärmung, Rötung, Schmerzen), mehrfache Punktion oder chirurgische Revision notwendig, Fremdkörperriesenzellen, Implantat Reste im Punktat oder der Synovialmembran
IA-4	IA-1 bis IA3 und eine positive mikrobiologische Untersuchung, arthroskopische oder offenes Debridement mit Lavage und Synovektomie

Tabelle 4: Klassifikation und Behandlung der intraartikulären synovialen Reaktion (IA) nach Hoffmann [60].

In besonderem Interesse für den Bereich der Sportorthopädie sind intraartikuläre Reaktionen, da hier häufig eine Implantation im Bereich des Gelenks stattfindet, wie beispielsweise bei der Refixation des Labrums oder des Meniscus. Im Gegensatz zu den Osteolysen und extraartikulären Weichteilreaktionen sind die Beschwerden hier in einem sehr frühen Stadium der Degradation anzutreffen und reichen von leichten Ergüssen bis zu schweren Synovitiden [135].

1.3.4 Metalle in der Medizin

Metalle werden schon seit langer Zeit in der Medizin als Implantat-Werkstoffe verwendet. Erste Anwendungen fanden im 18. Jahrhundert statt. Silberdrähte wurden ab der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts zu Fixierung verwendet. Darauf folgten nach dem ersten Weltkrieg V2A Stähle (Cr-Ni-Stahl; Krupp), die besonders für die Osteosynthese eingesetzt wurden. Seit den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts werden Titan und seine Legierungen bevorzugt.

Allgemein zeichnen sich Metalle durch eine hohe mechanische Stabilität aus. Im Vergleich zu Keramik sind sie elastischer und lassen sich leichter verarbeiten. Von Nachteil kann unter Umständen die fehlende Biodegradierbarkeit sein. Ein möglicher Abbau durch Korrosion, mechanischen Verschleiß und Ermüdung kann zur Freisetzung toxischer oder allergener Ionen führen oder Abwehrreaktionen auf mikroskopische Partikel hervorrufen.

Ein besonders wichtiger Punkt ist die Korrosionsbeständigkeit der Metalle, da sie über einen sehr langen Zeitraum einem recht aggressiven Medium ausgesetzt sind; dem Gewebe. Die Temperatur ist erhöht (37° Körpertemperatur), die chemische Zusammensetzung entspricht einer Salzlösung und es ist eine ständige biologische Aktivität in Form von beispielsweise Enzymen oder Makrophagen vorhanden.

Daher sind nur wenige Metalle und Legierungen für den klinischen Gebrauch einsetzbar [39].

Titan

Obwohl es sich bei Titan um ein relativ teures Material handelt, hat es sich in vielen Bereichen der Medizin etabliert. Grund dafür ist, dass sich Titan durch eine Oxidschicht (TiO₂) sehr schnell passiviert. Auch bei einer mechanischen Beschädigung der Oxidschicht tritt durch eine erneute Passivierung schnelle Selbstheilung ein. Titandioxid ist so gut wie nicht säure- oder basenlöslich, so dass auch extremere pH Werte, das Metall nicht angreifen können. Die Gewebeverträglichkeit von Titan ist positiv. Wenn es sich um poröses Material handelt, wächst das Gewebe in das Implantat ein, bei einem kompakten Material wird das Implantat von Gewebe umschlossen. Das Metall an sich ist ungiftig und nicht immunogen. Die Dichte von Titan ist mit 4,5 g/cm³ eher gering. Die Elastizität ist etwas höher als bei Stahllegierungen und kommt dadurch den Eigenschaften des Knochens näher. Dies ist wichtig für die Verwendung als Osteosynthesematerial. Würde dort ein zu hoher Elastizitätsmodul vorherrschen, nimmt das Material beim Einwirken einer Last, diese komplett auf sich, so dass der Knochen mechanisch nicht beansprucht wird und es zum biologischen Rückbau führen kann. Für Lasttragende Funktionen ist reines Titan oft zu weich, so dass man Legierungen einsetzt [39].

1.4 Aktuelle Entwicklung

Aktuell sind alternative Materialien auf den Markt gekommen, von denen man sich eine geringere Gewebereaktion verspricht.

Zu diesen Materialien gehören unter anderem Verbundmaterialien. Die Qualität von biodegradierbaren Implantaten sollte in Hinblick auf die Biokompatibilität und die Osteokonduktivität verbessert werden. Dies sollte durch den Zusatz von Keramik erreicht werden. Die Verbundmaterialien, die im orthopädischen Bereich eingesetzt werden, bestehen meist aus PLLA oder PDLLA und keramischen Materialien, wie Hydroxyapatit und Tricalciumphosphat (TCP). Problematisch ist eine verminderte mechanische Stabilität der verwendeten Polymere die durch die Zugabe von Hydroxyapatit oder Tricalciumphosphat zustande kommt. Die verbesserte Biokompatibilität, die auf einer Neutralisation von Abbauprodukten beruht, ist je nach Materialzusammensetzung durch eine schnellere Degradation der Keramikkomponente gefährdet. Zudem können entzündliche Reaktionen durch die Phagozytose von Keramikpartikeln entstehen. Die verbesserte Osteokonduktivität könnte durch den Knochen der das Implantat umgibt zu einem verminderten Abtransport von Abbauprodukten führen. Da momentan noch wenige klinische Studien vorliegen, besonders Langzeitstudien, bleibt abzuwarten wie sich die Implantate im klinischen Gebrauch bewähren [107].

Zum anderen wird das Polyetheretherketon (PEEK) nun auch für auch für die Herstellung von Fadenankern verwendet. Dabei handelt es sich um ein kräftiges, inertes, röntgendurchlässiges Material handelt, welches bei einer Revision herausgeschraubt werden kann.

Es wird daran geforscht Verbundmaterialien mit PEEK zu entwickeln [89].

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

in der Sportortorthopädie des Klinikums rechts der Isar der technischen Universität München, wurden von Oktober 2000 bis Mai 2004 116 Patienten an einer nichttraumatischen Rotatorenmanschettenruptur operiert, die den Einschlusskriterien der durchgeführten Studie entsprachen.

Bei 59 Patienten wurden bei der Operation Anker aus PLDLA verwendet (Bioankergruppe), bei 57 Patienten Anker, die aus Titan hergestellt wurden (Titanankergruppe). Die Patienten wurden angeschrieben und anschließend telefonisch zur Terminvereinbarung kontaktiert.

Da einige Patienten in der Zwischenzeit unbekannt verzogen waren, erneut an der Schulter operiert wurden, schwer erkrankt waren oder aus persönlichen Gründen nicht an der Studie teilnehmen wollten oder konnten, ergab sich insgesamt eine Zahl von 57 Studienteilnehmern.

2.2 Einschlusskriterien

Wir suchten Patienten unter folgenden Kriterien aus:

- nichttraumatische Rotatorenmanschettenruptur
- kombinierte und isolierte Rupturen des M. supraspinatus
- Retraktion bis Grad 2 nach Patte
- Verfettung bis Grad 2 nach Goutallier
- follow up von mindestens 24 Monaten
- Rekonstruktion mit einem Bio-Corkscrew Fadenanker (PLDLA) oder einem Corkscrew Fadenanker (Titan) (Firma Arthrex, Karlsfeld, Deutschland)
- keine Reruptur mit Revision

2.3 Operativ verwendete Implantate

2.3.1 Fadenanker aus PLDLA

Hierbei handelt es sich um einen Bio-Corkscrew Fadenanker (Fa.Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) dessen Material aus PLDLA Poly-(L-Laktid-co-D,L-Laktid) besteht. Dieser Anker wurde zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette benutzt. Er zeichnet sich durch biokompatibles amorphes Material aus, welches mit der Zeit durch Knochen ersetzt werden soll.

Polylaktide gehören zu den Hydroxysäuren und werden auch als Polymilchsäuren bezeichnet. Ihre Abkürzung „PLA“ stammt aus dem Englischen von „polylactic acid“. Sie kommen in zwei verschiedenen Formen vor, dem optisch aktiven Poly-L-Laktid und Poly-D- Laktid, sowie dem optisch nicht aktiven Racemat DL. Gebildet werden die Polymere durch eine chemische Ringöffnungspolymerisation, bei der eine oder mehrere Monomerkomponenten aneinandergelagert werden. In diesem Fall handelt es sich um eine Verbindung aus L-Laktid und DL-Laktid [82].

Beim Einbringen des Ankers muss das Loch mit einem Gewindeschneider vorgebohrt werden.

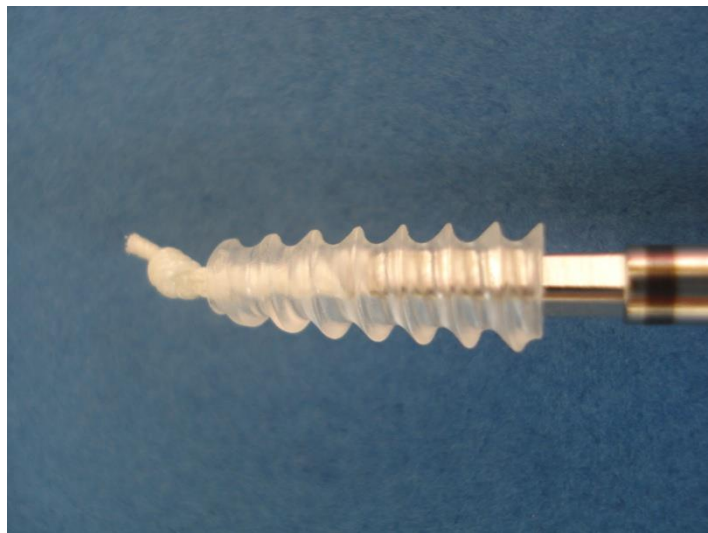


Abbildung 5: Bio-Corkscrew Fadenanker aus PLDLA (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland)

2.3.2 Fadenanker aus Titan

Im Gegensatz zum Bio-Corkscrew Fadenanker (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland), besteht der Corkscrew Fadenanker (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) aus Titan.

Titan und Titanlegierungen finden als Materialien in der Medizin breite Anwendung. Dabei zeigen diese Stoffe eine gute Bioverträglichkeit, die durch eine Oxidschicht hervorgerufen wird, mit der die Materialien passiviert werden [143].



Abbildung 6: Corkscrew Fadenanker aus Titan (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland)

2.3.3 Interferenzschraube aus PLLA

Die Interferenzschraube (Bio-Tenodesis™ Screw System der Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) wurde hier zur Bicepssehnenentodese verwendet. Das Material aus dem die Interferenzschraube hergestellt ist, ist Poly-L-Laktid (PLLA), ein Homopolymer aus L-Laktid, welches hochkristallin ist.

2.4 Patientengruppen

2.4.1 Bioankergruppe

Insgesamt 37 Patienten erfüllten die Einschlusskriterien und konnten an der Studie teilnehmen. Die Patienten, die zwischen Oktober 2000 und Mai 2004 mit einem bio-resorbierbaren Anker (Bio-Corkscrew, Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) operiert worden waren, wurden zwischen August 2005 und Juni 2006 in der Sportorthopädie der technischen Universität München nachuntersucht.

2.4.2 Titanankergruppe

Diese Gruppe, welche aus 20 Patienten bestand, wurde zwischen November 2001 und Mai 2004 in der Sportorthopädie der TU München operiert. Dabei wurde zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette ein Fadenanker aus Titan (Corkscrew, Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) verwendet.

2.5 Methodik der Untersuchung

Alle Patienten wurden frühestens nach einem Zeitraum von 24 Monaten nachuntersucht. Die Nachuntersuchung wurde, um Abweichungen zu vermeiden, immer von derselben Person durchgeführt. Sie beinhaltete vier Schulterfragebögen: den Constant- Murley Shoulder Score, den Simple Shoulder Test, den American Shoulder und Ellbow Surgeons Test (ASES) und den University of California Los Angeles Shoulder Score (UCLA). Untersucht wurde jeder Patient in Bezug auf Beweglichkeit, Kraft und spezielle Schultertests. Eine isokinetische Messung wurde am Cybex durchgeführt. Bei der Bildgebung wurde eine Röntgenaufnahme in drei Ebenen angefertigt (true ap mit Einsicht in das Humeroglenoidalgelenk, y-view und axiale Aufnahme), sowie eine Magnetresonanztomographie (MRT) der betroffenen Schulter.

2.6 Durchgeführte Untersuchungen

2.6.1 Fragebögen

Constant Murley Shoulder Score

Der Constant Murley Shoulder Score ist ein häufig verwendeter klinischer Score zur Überprüfung der Schulterfunktion [26, 37, 55], der zu 35% subjektive und zu 65% objektive Fragen beinhaltet. Von den insgesamt 100 Punkten können im subjektiven Fragenteil 15 Punkte für Schmerz und 20 Punkte für die Aktivitäten des täglichen Lebens erlangt werden. Im objektiven Teil wird das Bewegungsausmaß bestehend aus Elevation, Abduktion, Innen- und Außenrotation mit jeweils maximal 10 Punkten bewertet. Die Kraft, die mit Hilfe einer Federwaage aus 90° Abduktion gemessen wird, hat eine Höchstpunktzahl von 25.

Das folgende Schaubild zeigt die prozentuale Gewichtung der einzelnen Bereiche. Eine komplette Darstellung des Constant Murley Shoulder Scores befindet sich im Anhang.

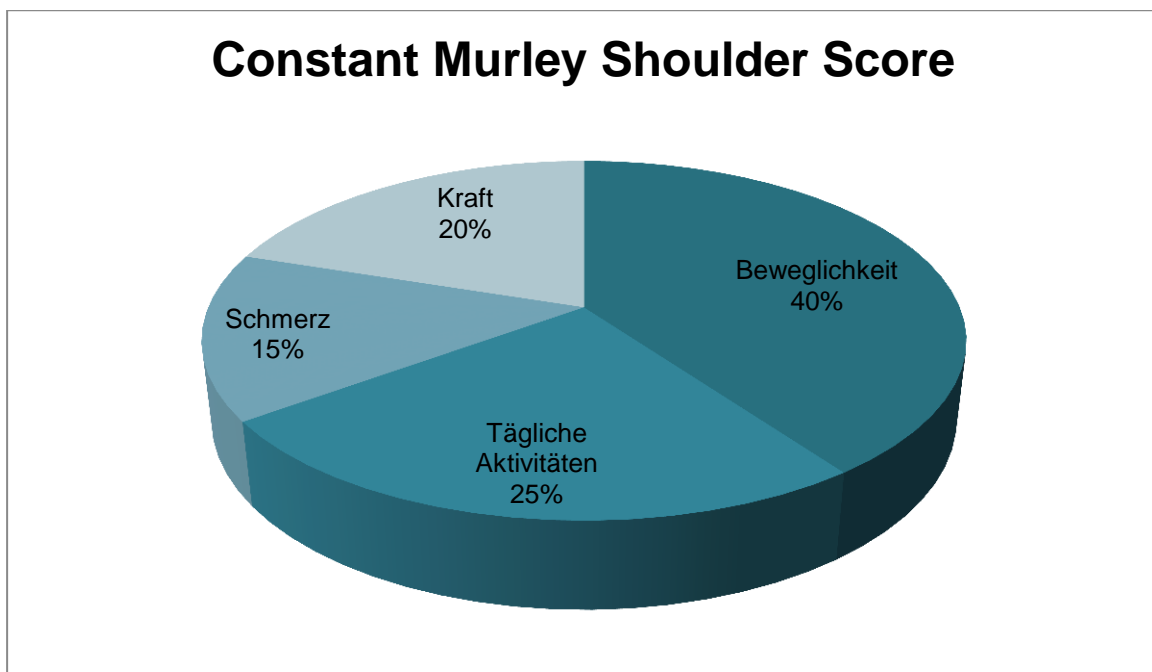


Abbildung 7: Übersicht über die prozentuale Gewichtung des Constant Scores

Der Simple Shoulder Test

Der Simple Shoulder Test (SST) wurde von der Universität in Washington entwickelt und fragt 12 Funktionen der Schulter ab, die vom Patienten mit „ja“ oder „nein“ zu beantworten sind.

Zwei Fragen stehen in Zusammenhang mit Schmerz, drei mit der Beweglichkeit und sieben mit der Schulterfunktion.

Im Anhang befindet sich ein Exemplar des in der Studie verwendeten Simple Shoulder Tests.

Der American Shoulder and Ellbow Surgeons Shoulder Index (ASES)

Der ASES Standardized Shoulder Assessment Form besteht zum einen aus einer Schmerzskala von 1-10, die die aktuelle Schmerzsituation beurteilt, zum anderen aus 10 Fragen zu Aktivitäten des täglichen Lebens, die auf einer Skala von 0-3 beantwortet werden müssen:

0= kann nicht ausgeführt werden

1= kann mit großen Schwierigkeiten ausgeführt werden

2= kann mit leichten Schwierigkeiten ausgeführt werden

4= kann ohne Schwierigkeiten ausgeführt werden.

Der Fragebogen erfasst die Beweglichkeit bezüglich Elevation, Außenrotation, Abduktion in 90°, Innenrotation und horizontaler Adduktion.

Nicht enthalten ist die Zufriedenheit des Patienten in Bezug auf seine Schulter, ebenso ist die Beurteilung des Schmerzes nicht auf die Aktivität oder die Tageszeit spezifiziert. Insgesamt können bei dem Test 100 Punkte erlangt werden, die über folgende Formel berechnet werden:

$(10\text{-Wert der visuellen Schmerzskala}) \times 5 + 5/3 \times \text{Summer der ADL-Werte}$

Dabei fallen 50 Punkte auf die Schmerzskala und weitere 50 Punkte auf die Aktivitäten des täglichen Lebens. Eine Bewertung der erzielten Punkte wird jedoch nicht getroffen. Der Fragebogen ist vollständig im Anhang aufgeführt.

The University of California Los Angeles Shoulder Score-UCLA

Dieser Schultertest bewertet Schmerz, Funktion, Beweglichkeit (Flexion) und Kraft (Flexion), sowie die Zufriedenheit des Patienten. Es können maximal 35 Punkte erreicht werden. Ein Ergebnis von 34 bis 35 Punkten wird als sehr gut bewertet, von 29 bis 33 als gut und eine Punktzahl von unter 28 als schlecht [13].

Die Höhe der zu erreichenden Punkte ist im folgenden Diagramm beschrieben. Bei der Beurteilung von Schmerz und Funktion gibt es je sechs Abstufungen, bei der Bewertung von Kraft und Beweglichkeit je fünf. Lediglich für die Zufriedenheit des Patienten existiert nur die subjektive Beurteilung von "zufrieden und besser", sowie "unzufrieden und schlechter.

Der Fragebogen ist wiederum komplett im Anhang aufgeführt.

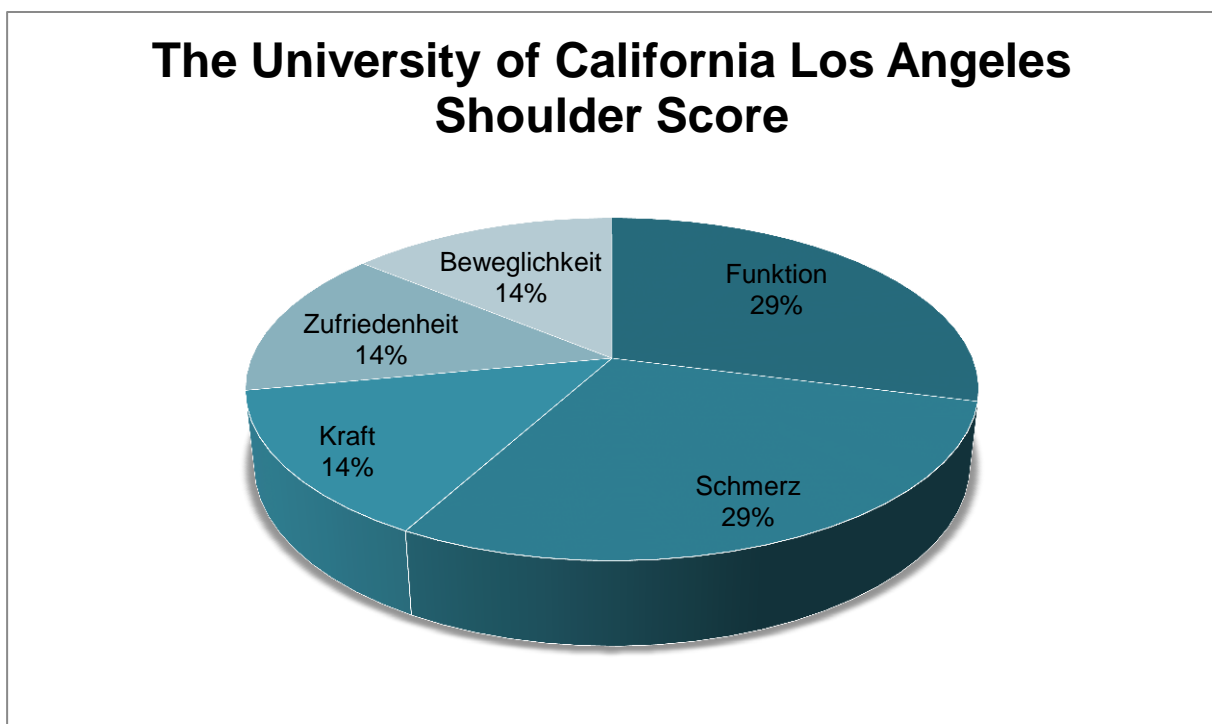


Abbildung 8: prozentuale Gewichtung der Bereiche des UCLA

2.6.2 Beweglichkeit

Die Beweglichkeit wurde nach der Neutral-Null-Methode bei allen Patienten im Seitenvergleich für die Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Innenrotation und Außenrotation gemessen.

Sie wurde aus anatomischer Nullstellung, d.h. aus dem aufrechten Stand mit hängendem Arm und nach vorne zeigendem Daumen überprüft. Ausnahmen waren dabei die Messung der Innenrotation und der Außenrotation, die aus 90° Ellenbogenflexion vorgenommen wurden.

2.6.3 Kraftmessung

Die Kraft wurde nach dem Schema des British Medical Research Council von 1978 untersucht:

British Medical Research Council

0/5	keine Aktivität
1/5	sichtbare Muskelreaktion ohne Funktion
2/5	Bewegung unter Ausschluss der Schwerkraft
3/5	Bewegung gegen die Schwerkraft
4/5	Bewegung gegen Widerstand
5/5	normale Kraft

Tabelle 5: Kraftgrade

Es wurden bei allen Patienten die Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Außenrotation sowie die Innenrotation gemessen.

2.6.4 Klinische Tests

Neben der apparativen Diagnostik ermöglichen meist die sorgfältige Anamnese und Befunderhebung die Diagnostik einer Rotatorenmanschettenruptur. Bei älteren Patienten, die eine degenerative Läsion aufweisen, überwiegt in der Frühphase die Schmerzsymptomatik auf die erst im weiteren Verlauf eine Funktionseinschränkung folgt [106].

Funktionsüberprüfung des M. Supraspinatus

0° Abduktionstest (Starterfunktion)

Bei der Starterfunktion bzw. dem 0° Abduktionstest hat der Patient den Arm am Körper anliegen und wird aufgefordert den Arm gegen den Widerstand des Untersuchers zu abduzieren. In dieser Position wird das Auslösen eines Impingements vermieden [21]. Falls Schmerzen oder eine verminderte Kraftentwicklung auftreten, ist dies ein Hinweis auf einen Ausfall des M. supraspinatus, der die primäre Kraftentwicklung der Abduktion übernimmt.

90° Supraspinatustest nach Jobe

Der Patient muß beim Jobe-Test den Arm, der sich in 90° Abduktion, 30° Ventralflexion (Scapulaebene) und Innenrotation (Daumen zeigen zum Boden) befindet, gegen den Widerstand des Untersuchers nach kranial drücken. Falls bei dieser Untersuchung Schmerzen auftreten, gilt der Test als positiv. Bei Kraftminderung kann nicht genau zwischen einer Läsion des M. supraspinatus und des M. deltoideus unterschieden werden. Falls der Arm nicht gegen die Schwerkraft in Abduktion gehalten werden kann, spricht man von einem positiven Droparm-sign [21].

Funktionsüberprüfung des M. Subscapularis

Lift-off-Test

Der Lift off Test nach Gerber ist eine Möglichkeit zur Überprüfungen einer Läsion des M. subscapularis. Der Patient wird aufgefordert den Arm im Schürzengriff auf den Rücken zu legen und dann die Hand aktiv nach dorsal, gegen den Widerstand des Untersuchers vom Rücken abzuheben.

Um Ausweichbewegungen zu vermeiden, in diesem Fall eine Dorsalextension des Oberarms, kann der Arm auch durch den Untersucher vom Rücken des Patienten abgehoben werden und der Patient aufgefordert werden, den Arm in dieser Position zu halten.

Der Test ist positiv, wenn der Patient nicht in der Lage ist die Hand vom Rücken abzuheben. Dies gilt als Zeichen für eine Insuffizienz des M. subscapularis [21].

Gerber-Test

Durch den Innenrotationstest nach Gerber werden neben dem M. subscapularis, auch der M. pectoralis major, der M. latissimus dorsi und der M. teres minor geprüft die ebenfalls an der Innenrotation beteiligt sind.

Hierbei wird der Arm, der sich in 90° Ellenbogenflexion und 0° Schulterabduktion befindet, gegen den Widerstand des Untersuchers, der mit gestreckten Armen hinter dem Patienten steht, gedrückt [21].

Napoleonsign

Beim Napoleonsign wird der Patient aufgefordert seine Hand mit der palmaren Seite auf den Bauch zu drücken und dabei seinen Ellenbogen nach vorne zu bewegen. Kommt es dabei nicht zu einer Ventralisierung des Ellenbogens spricht dies für eine Läsion des M. subscapularis. Wird das Handgelenk gebeugt oder die Schulter angehoben, gilt dies als positives Napoleon Zeichen [21].

Impingement-Tests

Painful-Arc

Der Patient führt mit dem Arm eine aktive Abduktion von 0°-180° aus. Wenn hierbei Schmerzen im Bereich zwischen 60° und 120° auftreten, die bei passiver Abduktion nicht vorhanden sind, spricht dies für ein Impingementsyndrom [21].

Hawkins-Kennedy-Test

Der Test nach Hawkins-Kennedy überprüft das Vorhandensein eines subkorakoidalen Impingements [21]. Der Untersucher bringt den zu untersuchenden Arm in eine mittlere Flexionsstellung des Ellenbogens und versucht durch eine gleichzeitig forcierte Innenrotation ein subakromiales Impingement auszulösen.

Untersuchung des Acromioclavicular-Gelenks

Crossbody-Test

Der Crossbody-Test, auch Horizontaladduktionstest genannt, kann eine Pathologie des Acromioklavikulargelenks aufzeigen. Der Arm wird dazu vom Untersucher in der Horizontalebene vor dem Körper des Patienten zur Gegenschulter adduziert, wodurch eine Kompression im Gelenk hervorgerufen wird. Wenn Schmerzen auftreten gilt der Test als positiv [21].

Druckschmerz über dem ACG

Der Untersucher steht hinter dem Patienten und versucht durch Druck auf das Acromioclaviculargelenk einen Schmerz zu provozieren [21].

Untersuchung der langen Bicepssehne

Im Bereich der langen Bicepssehne sind insbesondere drei Stellen für Schädigungen typisch. Hierbei handelt es sich um den Bicepssehnenanker am Tuberculum supraglenoidale, den Eintritt in den Sulcus intertubercularis und den Verlauf im mittleren Sulcus intertubercularis. Die Untersuchung der Sehne ist wichtig, da degenerative Rupturen der Supraspinatussehne häufig von Partial- oder vollständigen Rupturen der LBS begleitet werden [21].

Palm-up-Test

Der Patient wird aufgefordert beide Arme in 90° Abduktion, 30° Horizontalflexion (Scapularebene) sowie Außenrotation (Händflächen zeigen zur Decke), zu bringen.

Er soll dann gegen den Widerstand des Untersuchers beide Arme nach kranial drücken.

Treten hierbei Schmerzen auf, so kann dies für eine Schädigung im Verlauf der langen Bicepssehne oder des Bicepssehnenankers sprechen [21].

Yergason-Test

Einen positiven Yergason-Test, der wie der Palm-up-Test Läsionen an der Bicepssehne bzw. am Bicepssehnenanker überprüft, liegt vor, wenn bei 90° flektiertem Ellenbogen und 10° Adduktion im Schultergelenk eine schmerzhaft Supination gegen Widerstand auftritt [21].

2.6.5 Isokinetische Untersuchung am Cybex

Isokinetische Test- und Trainingsgeräte ermöglichen die Messung dynamischer Parameter wie dem Drehmoment, der Kraft und der Leistung einer selektiven Muskelgruppe, welche quantitativ reproduzierbar ist [61].

Das Wort Isokinetik stammt aus dem Griechischen von Iso (=gleich) und Kinesis (=Bewegung) und beinhaltet eine Bewegung bei gleich bleibender Winkelgeschwindigkeit.

Das für die Kraftmessung verwendete Cybex-Norm-Isokinetik-Dynamometer (Cybex, Division of Lunex, Inc., Ronkonkoma, NY, USA) ist ein computergestütztes System, das in den Bereichen Forschung, Rehabilitation und klinische Tests eingesetzt wird.

Das Gerät besteht aus einem verstellbaren Sitz und einem verstellbaren Dynamometer, welches mit einem Computersystem verbunden ist. Wegen der großen Variabilität bei der Einstellung des Stuhls des Dynamometers und der Messarme, die in unterschiedlicher Länge am Dynamometer befestigt werden können, ist die Untersuchung vieler Gelenke und Muskelgruppen in unterschiedlichen Ausgangspositionen möglich.

Über die Software kann unter anderem das Bewegungsausmaß limitiert und die gewünschte Winkelgeschwindigkeit eingestellt werden. Die Messungen liefern über das System verschiedene Werte, die sowohl graphisch als auch in Zahlenform abrufbar sind.

Für die hier durchgeführte Studie wurde das Schultergelenk, sowohl der operierten als auch der nicht operierten Seite untersucht.

Da die Körperhaltung im Gegensatz zum Geschlecht oder der Dominanz des gemessenen Armes das Ergebnis signifikant beeinflusst [63], wurde ein standardisierter Messvorgang vorgenommen.

Die Einstellungen am Stuhl und am Dynamometer wurden bis auf zwei Ausnahmen identisch durchgeführt. Individuell wurde jeweils die Länge des Hebelarms an die Armlänge des Probanden angepasst, sowie der Drehpunkt des Hebelarms an den Schulterdrehpunkt des Probanden.

Um Ausweichbewegungen zu vermeiden wurde beim gesamten Messvorgang darauf geachtet, dass die Probanden aufrecht auf dem Stuhl saßen und zu jedem Zeitpunkt Kontakt mit dem Rücken und Becken zur Rückenlehne hatten.

Da davon auszugehen war, dass nicht alle Patienten das gleiche Bewegungsausmaß erreichen würden, wurden von Anfang an Stopps eingebaut, um die Bewegungen zu limitieren und somit möglichst gleiche Bedingungen zu schaffen.

Um sich mit dem Gerät vertraut zu machen, führte jeder Patient fünf Probewegungen durch. Anschließend wurde jeder Patient nach einer einminütigen Pause aufgefordert, die zu messenden Bewegungen mit maximaler Kraft und Geschwindigkeit fünf Mal durchzuführen. Die Wiederholungen wurden vom Untersucher laut mitgezählt. Alle Probanden wurden von der gleichen Person untersucht.

Die von uns gewählten Messeinstellungen am Cybex, die im folgenden Abschnitt aufgeführt sind, werden auch von anderen Autoren verwendet [61, 64].

Gemessen wurden dabei die:

Abduktion:

Sie wurde, von der Neutralnullmethode ausgehend, in einem Winkelbereich von 10°-90° gemessen. Die Beugung des Ellenbogens durfte dabei zwischen Nullstellung und 5° Beugung liegen. Die Adduktion wurde zwar bei der Untersuchung gemessen, aber nicht verwertet, da sie keine Aussage über die Kraft der Rotatorenmanschette liefert.

Außenrotation/ Innenrotation bei 30° Abduktion:

Der Winkelbereich in dem hier gemessen wurde lag zwischen -15° und 60°. Der Ellenbogen befand sich in 90° Flexion, die Hand umfasste den Griff des Hebelarms und der Ellenbogen war zusätzlich mit einem Gurt fixiert, um ein Herausrutschen des Arms während der Übung zu vermeiden.

Unter der Winkelgeschwindigkeit versteht man bei einer Kreisbewegung den überstrichenen Winkel pro Zeit. Sie gibt also an wie schnell sich etwas dreht (rad/s).

Bei isokinetischen Messungen findet man in der Literatur Angaben von 60°/Sek., 180°/Sek und 300°/Sek. [23, 79, 136]

60° und 180° werden als geeignete Testgeschwindigkeit für die postoperative Untersuchung der Schulterkraft beschrieben. Der untere Geschwindigkeitsbereich wird dabei als sensitiver angesehen [136]. Bei der Durchführung dieser Studie wurde daher bei den Messungen eine Winkelgeschwindigkeit von 60°/Sek verwendet.

Die Software liefert einen Überblick über folgende Absolutwerte:

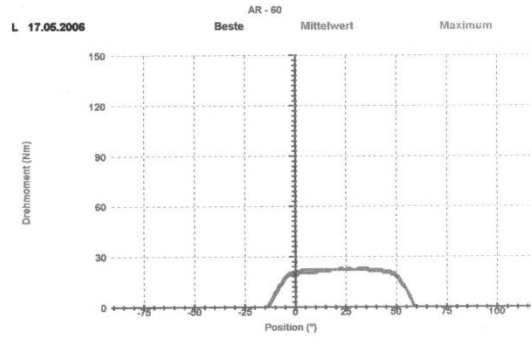
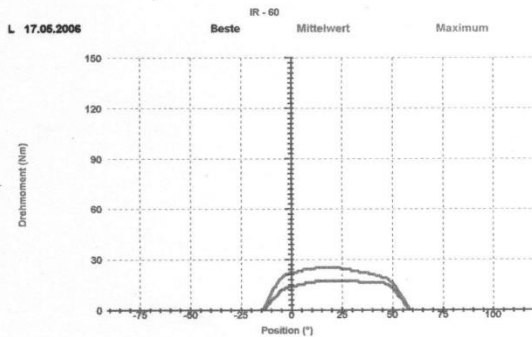
- Drehmomentmaximum in Nm (Newtonmeter)
- Drehmomentmaximum pro Kilogramm Körpergewicht
- Der Winkel bei dem das Drehmomentmaximum erzielt wird
- Arbeit in Joule
- Arbeit pro Kilogramm Körpergewicht des Probanden in Prozent
- Durchschnittliche Leistung in Watt
- Durchschnittliche Leistung pro Kilogramm Körpergewicht des Probanden in Prozent
- Gesamtarbeit in Joule

Des Weiteren kann man eine graphische Darstellung der Kurve des Drehmoments (Y-Achse in Newtonmeter) und des Winkels (X- Achse in Grad) erhalten.

Bei den hier durchgeführten Messungen, wurden das Drehmomentmaximum, der Winkel bei dem das Drehmomentmaximum erzielt wurde und die Gesamtarbeit für die statistischen Auswertungen verwendet.

Institut:
 Name:
 Berichtart: Isokinetik Kurzbericht Status
 Aktivität: KON/KON
 Muskelgruppe: 0110 Schulter Innenrotation/Außenrotation, modifiziert KON/KON

CYBEX-Auswertung
 Patienten ID: 0045
 Datum: 17 May, 2006
 Körpergewicht(kg): 75,00



Körpergewicht(kg)/Max SK (Nm) Links 75,00 / 0,00
 Wiederholungen 4

17/5/06
 /

KONZENTRIK AUßENROTATOREN

Geschwindigkeit (°/Sek)	60
Drehmomentmaximum (Nm)	23
Drehmomentmaximum/kg in %	30.7%
Drehmomentmaximum bei Winkel	31°
Arbeit (WBA) (Joule)	23
Arbeit/kg in % (WBA)	31.7%
Durchschn. Leistung (WBA) (Watt)	13.5
Durchschn. Leistung/kg in % (WBA)	18.1%
Gesamtarbeit pro Satz (Joule)	92

KONZENTRIK INNENROTATOREN

Geschwindigkeit (°/Sek)	60
Drehmomentmaximum (Nm)	25
Drehmomentmaximum/kg in %	33.3%
Drehmomentmaximum bei Winkel	24°
Arbeit (WBA) (Joule)	24
Arbeit/kg in % (WBA)	32.8%
Durchschn. Leistung (WBA) (Watt)	14.5
Durchschn. Leistung/kg in % (WBA)	19.3%
Gesamtarbeit pro Satz (Joule)	70

KONZENTRIK AUßENROTATOREN / KONZENTRIK INNENROTATOREN

Drehmomentmaximum	92.0%
Gesamtarbeit (WBA)	96.7%
Durchschn. Leistung (WBA)	93.7%
Gesamtarbeit pro Satz	132.3%
Durchschn. BAM (74)	73°

Abbildung 9: Cybex -Auswertung für die Außenrotation und Innenrotation eines Studienteilnehmers



Abbildung 10: Cybex Dynamometer in der Sportorthopädie München, Messung der Abduktion

2.6.6 Bildgebung

Röntgen

Bei den Teilnehmern der Studie wurden am Tag der Untersuchung Röntgenaufnahmen der operierten Schulter angefertigt. Zum Vergleich wurden die präoperativen archivierten Bilder herangezogen.

Es wurden folgende Aufnahmen gemacht:

- a.p. Aufnahme
- Scapula-Y-Aufnahme
- Outlet-view nach Morrison und Bigliani

Anhand eines von uns erstellten Untersuchungsbogens erfolgte die Auswertung der Bilder nach folgenden Gesichtspunkten:

- Veränderungen des Tuberculum majus (Zysten, Sklerosierung, Abflachung)
- Osteophyten an der Clavicula oder dem Acromioclaviculargelenk
- Erosionen an der Acromionunterfläche
- Breite des Acromiohumeralen Spalts
- Humeruskopfstand
- Sehnenverkalkungen
- Akromiontyp

Magnetresonanztomografie

Die MRT-Untersuchung fand für alle Patienten an einem identischen Gerät statt und erfolgte zumeist am Tag der Untersuchung, in wenigen Fällen in einem zeitlichen Abstand von maximal einer Woche. Die MRT Bilder wurden auf eine Ruptur der Rotatorenmanschette untersucht, wobei nur Komplett rupturen berücksichtigt wurden. Diese wurden anhand ihrer Rupturgröße nach Bateman [7] beurteilt.

Die MRT Aufnahmen wurden in den folgenden Wichtungen, Sequenzen und Ebenen angefertigt:

- PD (Protonendichte), Fast Spin Echo, transversal
- PD (Protonendichte), Fast Spin Echo, Fettsättigung, coronar
- T1, Spin Echo, coronar
- T2, Fast Spin Echo, sagittal

In Folge einer Sehnenruptur kommt es zur Retraktion der musklotendinösen Einheit mit Muskelverfettung und Atrophie.

Die Verfettung der Muskulatur ist einer der wichtigen Faktoren, der die Heilung und die Operationsindikation bestimmt [26]. Den Grad der Verfettung beurteilten wir nach der Einteilung von Goutallier [47].

Einteilung nach Goutallier ,1994 [47]

Grad 1 einzelne Fetteinlagerungen

Grad 2 deutliche Fetteinlagerungen

Grad 3 Fett und Muskel im gleichen Verhältnis

Grad 4 Mehr Fett als Muskel

Tabelle 6: Einteilung nach Goutallier

Bei der Auswertung der MRT Bilder auf potentielle Osteolysen im Humeruskopf bestand die Problematik von Artefakten bei den Patienten, die operativ mit einem Titananker versorgt worden waren.

Um hier, trotz der Artefakte ein standardisiertes Verfahren zur Beurteilung potentiell vorhandener Osteolysen zu schaffen, wurden von einem isolierten Titananker MRT Bilder angefertigt. Dafür wurde dieser in eine fettige Emulsion eingebracht, die das Knochenmark des Humeruskopfes simulieren sollte. In der Literatur wird die T1-Gewichtung empfohlen, um das Auftreten von Artefakten möglichst zu minimieren [129]. So verwendeten wir ausschließlich T1 gewichtete Bilder für die Beurteilung des isolierten Titanankers und des Humeruskopfs auf Osteolysen.

Der aufgrund der Artefakte hervorgerufene Saum um den isolierten Titananker in der Fettemulsion betrug 2mm. Von diesem Ergebnis ausgehend, wurde, der den Titananker umgebende Knochen erst in einem Abstand von 2mm beurteilt.

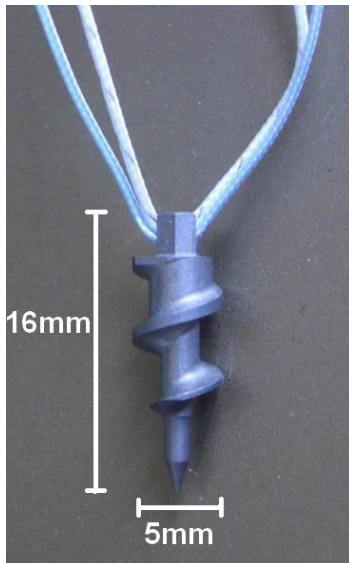


Abbildung 11: Fadenanker aus Titan

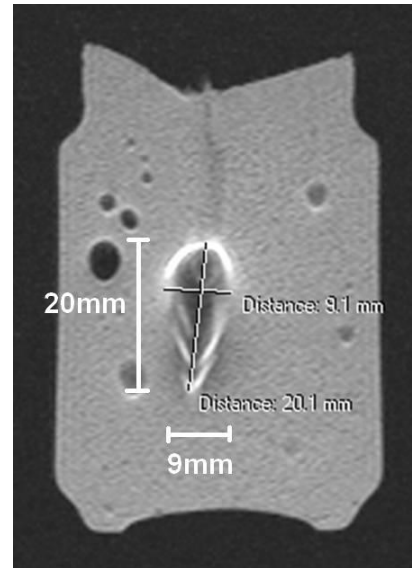


Abbildung 12: MRT des Titanankers in einer Fettemulsion

Wenn bei der Auswertung der Bilder eine Osteolyse festgestellt wurde, erfolgte die Messung an der Stelle des größten Durchmessers.

2.7 Statistische Datenanalyse

2.7.1 Verwendete Hilfsmittel

Die Erfassung und Analyse der Daten, sowie die Berechnung der statistischen Signifikanztests, wurde computergestützt mit dem Programm SPSS 16.0 durchgeführt.

2.7.2 Beschreibende Statistik

Die üblichen deskriptiv-statistischen Kennwerte wie arithmetisches Mittel, Median, Standardabweichung, Minimal- und Maximalwerte wurden berechnet.

2.7.3 Verwendete statistische Tests

Da man bei einem Teil der erhobenen Daten nicht von einer Normalverteilung ausgehen konnte, wurde hier zur Prüfung der statistischen Signifikanz auf den Mann-Whitney-U-Test als nichtparametrisches Testverfahren zurückgegriffen. Bei den normalverteilten Daten wurden parametrische Testverfahren wie der Chi-Quadrat-Test und der exakte Test nach Fisher verwendet. Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0,05$ angenommen.

Daten	Statistische Tests
Schulterfragebögen	
Constant score	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
American shoulder and Ellbow surgeons Index	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
Simple shoulder test	Chi-Quadrat-Test und deskriptive Statistik
University of pensylvania shoulder score	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
Beweglichkeit	
Flexion, Abduktion, Innenrotation, Außenrotation	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
Klinische Kraftmessung	
Flexion, Abduktion, Außenrotation, Innenrotation	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
Klinische Tests	Chi-Quadrat-Test und deskriptive Statistik
Messung am Cybex	Mann-Withney-Test und deskriptive Statistik
Röntgen	deskriptive Statistik
MRT	Chi-Quadrat-Test und deskriptive Statistik

Tabelle 7: Übersicht über die verwendeten statistischen Tests

3 Ergebnisse

3.1 Fragebögen

3.1.1 Constant-Murley shoulder score

Beim durchgeführten Constant-Murley shoulder score zeigen sich in beiden Gruppen nahezu identische Mittelwerte (Bioankergruppe 86,7, Titanankergruppe 86,1). Insgesamt konnte eine vergleichbare Werteverteilung zwischen den Gruppen festgestellt werden, die Streubreite der Werte war in der Titangruppe etwas höher, was sich entsprechend in der höheren Standardabweichung widerspiegelt. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich der Constant-Murley-shoulder score Werte konnte nicht festgestellt werden (p-Wert=0,244).

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	37	86,7	12,7	47	100	90	0,244
Titananker	20	86,1	19,3	31	100	93,5	

Tabelle 8: Constant-Murley shoulder score Mittelwerte, Standardabweichung, Minimum und Maximum beider Gruppen

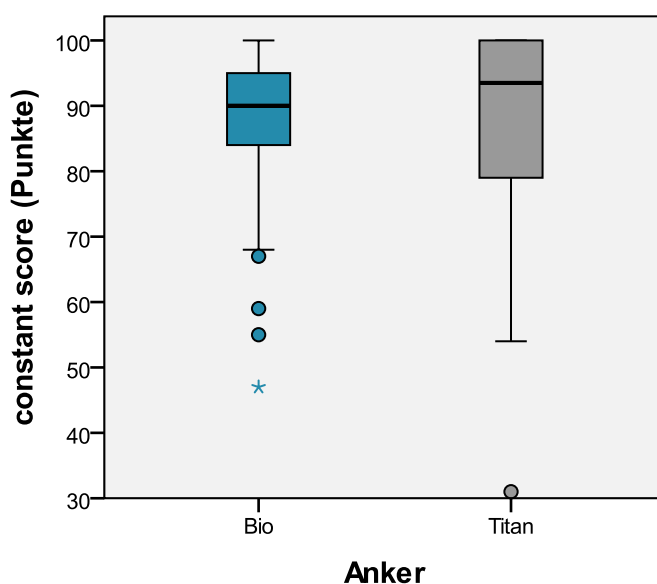


Abbildung 13: Höhe des Constant Scores in der Bio- und Titanankergruppe

3.1.2 Simple Shoulder Test

Die folgende Tabelle zeigt die Prozentzahl und Anzahl der Patienten aus beiden Gruppen, die die 12 Fragen des Simple Shoulder Tests mit „Ja“ beantworteten. Bei 8 der gestellten Fragen schneidet die Bioankergruppe besser ab, wobei größere Differenzen ($> 5\%$) bei insgesamt 4 Fragen auftreten (Differenzen in Klammern): Bei den Fragen nach problemlosem Schlafen auf dem betroffenen Arm (21%), nach dem Wohlbefinden, wenn der Arm sich am Körper befindet (7%), nach dem Ablegen einer Münze mit gestrecktem Ellenbogen auf Höhe der Schulter in einem Regal (5%) und dem Heben eines Gewichtes von einem Pfund auf Höhe des Kopfes (7%). Die Fragen, bei der die Titanankergruppe besser abschneidet, zeigen nur in einem Fall eine höhere Differenz als 5%. Die Frage ob es den Teilnehmern möglich sei ein Gewicht von 10kg seitlich am Körper zu tragen, wurde von 10% mehr bejaht. Statistisch konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Antwortverhaltens für die Fragen des Simple-Shoulder Tests zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden ($p=0,297$).

	Bio (n=37) Fragen die mit „JA“ beantwortet wurden	Titan (n=20) Fragen die mit „JA“ beantwortet wurden
Fühlt sich Ihre Schulter angenehm an, wenn sich der Arm seitlich am Körper befindet?	97% (36)	90% (18)
Können Sie problemlos auf der betroffenen Schulter schlafen?	81% (30)	60% (12)
Können Sie hinter den Rücken fassen um ein Hemd in die Hose zu stecken?	92% (34)	95% (19)
Können Sie Ihre Hand an den Hinterkopf legen und Ihren Ellenbogen gerade zur Seite ausstrecken?	95% (35)	95% (19)
Können Sie eine Münze mit gestrecktem Ellenbogen in ein Regal auf Höhe Ihrer Schulter legen?	100% (37)	95% (19)
Können Sie ein Gewicht von 1 Pfund auf Höhe Ihrer Schulter heben ohne ihren Ellenbogen zu beugen?	97,3% (36)	95% (19)
Können Sie ein Gewicht von 4 kg auf Höhe Ihrer Schulter, heben ohne Ihren Ellenbogen zu beugen?	92% (34)	85% (17)
Können Sie mit Ihrem betroffenen Arm ein Gewicht von 10 kg seitlich an Ihrem Körper tragen?	87% (32)	95% (19)
Können Sie mit dem betroffenen Arm einen Tennisball von unten 10m weit werfen?	97% (36)	95% (19)
Können Sie mit dem betroffenen Arm einen Tennisball 10m weit über den Kopf werfen?	89% (33)	90% (18)
Können Sie mit dem betroffenen Arm die Rückseite Ihrer gegenüberliegenden Schulter waschen?	89% (33)	85% (17)
Können Sie mit Ihrer betroffenen Schulter einer regelmäßigen Vollzeitbeschäftigung nachgehen?	87% (32)	85% (17)
Durchschnittliche Gesamtpunktzahl	11,0 Punkte	10,7 Punkte

Tabelle 9: Patienten in %, in Klammern die jeweilige Anzahl, die die jeweils gestellten Fragen des Simple Shoulder Tests bejahten

3.1.3 American Shoulder and Ellbow Surgeons Index (ASES)

Bei der Durchführung des Scores der American Shoulder and Ellbow Surgeons (ASES) wurden 37 Patienten der Bioanker Gruppe und 20 Patienten der Titananker Gruppe befragt. Es ergab sich eine Abweichung des Mittelwerts von 1,84 Punkten (Bio>Titan) zwischen beiden Gruppen. Wie aus der Abbildung ersichtlich wurden häufiger geringere Werte in der Titan-Gruppe erreicht. Ein statistisch signifikanter Unterschied ist nicht erkennbar ($p=0,64$).

	Anzahl	Mittelwert	Standard- Abweichung	Min.	Max.	Median	p- Wert
Bioanker	37	92,8	12,7	53,3	100	98,3	0,64
Titananker	20	91,0	15,3	36,7	100	97,5	

Tabelle 10: Anzahl, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert beider Gruppen des ASES

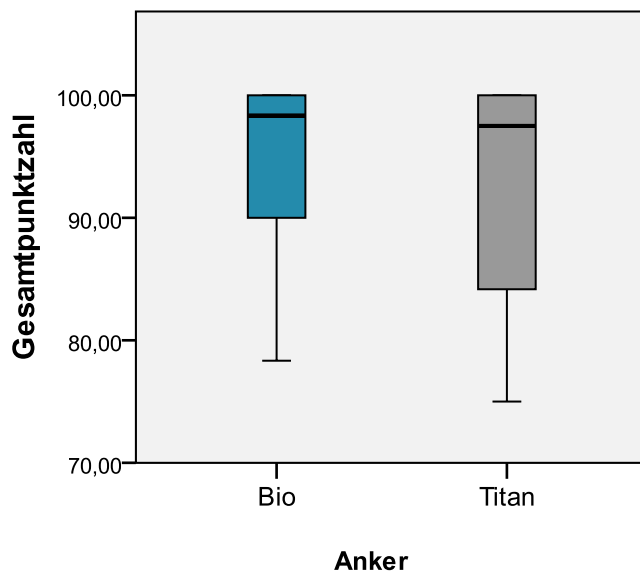


Abbildung 14: Boxplot des ASES, Titan- und Bioankergruppe im Vergleich

3.1.4 The University of California Los Angeles Shoulder Score (UCLA)

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	37	31,7	4,41	20	35	30	0,798
Titananker	20	30,8	6,04	14	35	35	

Tabelle 11: UCLA, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Median beider Gruppen

Auch bezüglich dieses Scores wurden tendenziell geringere Punktzahlen bei der Titanankergruppe erreicht. Im Median ergaben sich Unterschiede von 5 Punkten zugunsten der Titangruppe (der Mittelwert war hier als Lagemaß ungeeignet da eine schiefe Verteilung der Werte vorliegt). Ein statistisch signifikanter Unterschied ergab sich jedoch bei einem p-Wert von 0,798 nicht.

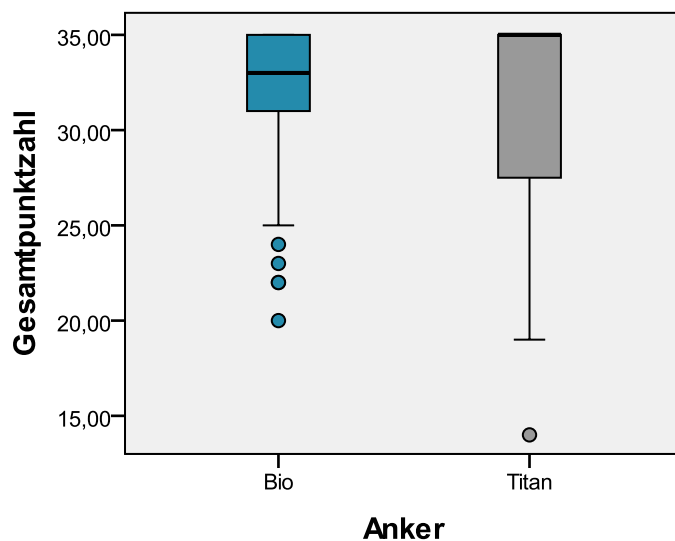


Abbildung 15: Boxplot, Gesamtpunktzahl des „University of California Los Angeles Shoulder Scores“ der beiden Ankergruppen

3.2 Beweglichkeit

	Anker	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Flexion	Bio	37	156	17	90	180	170	0,698
	Titan	20	158	17	100	175	170	
Abduktion	Bio	37	152	23	90	170	170	0,425
	Titan	20	147	29	60	170	168	
AR	Bio	37	63	15	30	95	75	0,156
	Titan	20	69	12	40	90	78	
IR	Bio	37	105	4	95	110	110	0,286
	Titan	20	104	5	95	110	110	

Tabelle 12: Beweglichkeit Flexion, Abduktion, Innenrotation und Außenrotation der Bio- und Titanankergruppe in Grad

Bei der Beweglichkeit zeigt die Titanankergruppe bei der aktiven Flexion und der Außenrotation höhere mittlere Werte (Flexion 158 Grad zu 156 Grad und Außenrotation 68 Grad zu 63 Grad), bei der aktiven Abduktion und der Innenrotation hingegen die Bioankergruppe (Abduktion 152 zu 147 Grad und Innenrotation 105 zu 105 Grad).

Die etwas größere Differenz der Mittelwerte von knapp 6 Grad bei der aktiven Abduktion ist u.a. auf die Minimalwerte zurückzuführen, die bei der Titanankergruppe bei 60° liegen, bei der Bioankergruppe jedoch deutlich höher bei 90°. Die Maximalwerte sind bei beiden Gruppen mit 170° wieder identisch.

Entsprechend spiegeln sich die Werte in einer höheren Standardabweichung bei der Titanankergruppe (28,94 zu 23,05) und einem kleineren Median (167,5 zu 170) wieder.

Zusammenfassend liegt bei keiner der aktiv gemessenen Bewegungsausmaße ein statistisch signifikanter Unterschied vor.

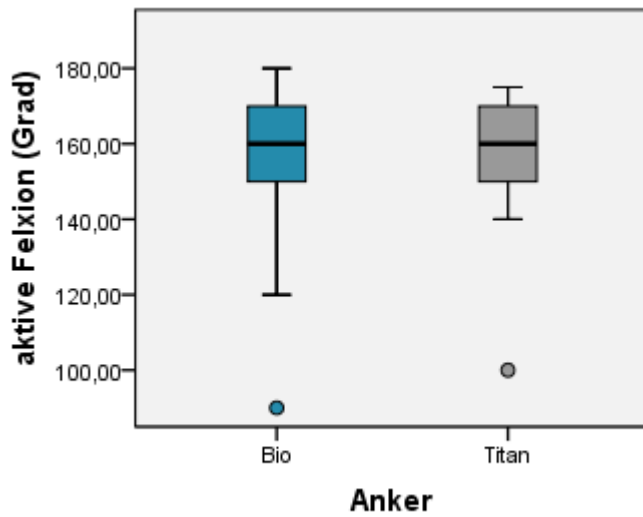


Abbildung 16: Boxplot, Darstellung der aktiven Flexion in Grad, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

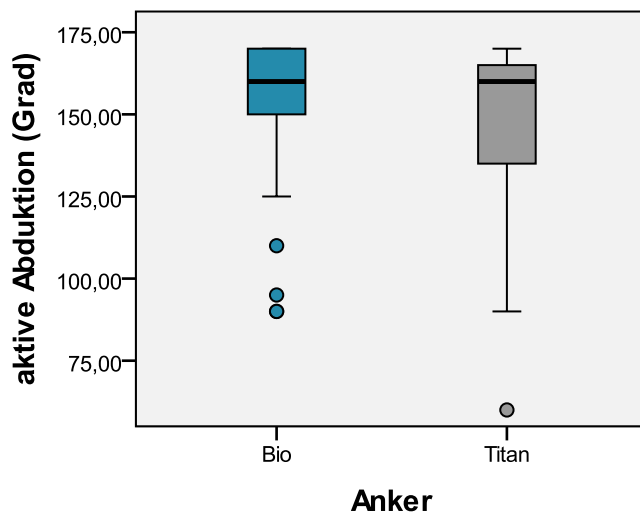


Abbildung 17: Boxplot, Darstellung der aktiven Abduktion in Grad, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

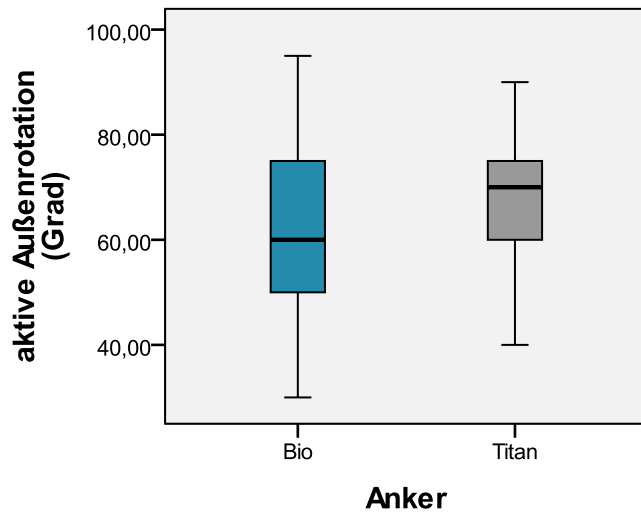


Abbildung 18: Boxplot, Darstellung der aktiven Außenrotation in Grad, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

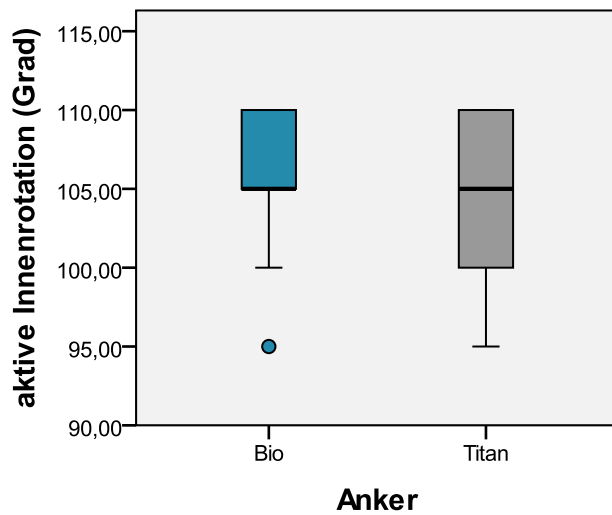


Abbildung 19: Boxplot, Darstellung der aktiven Innenrotation in Grad, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

3.3 Kraftmessung

Die motorische Funktionsprüfung wurde nach dem „British Medical Research Council“ (BMRC) von 1978, für die aktive Flexion (FLEX), Abduktion (ABD), Außenrotation (AR) und die Innenrotation (IR) durchgeführt. Es werden insgesamt fünf Kraftgrade voneinander unterschieden.

Die Ergebnisse der Untersuchungen unterschieden sich nur geringfügig voneinander. Die niedrigsten Werte lagen bei einem Kraftgrad von 3, was bedeutet, dass der Arm nur gegen die Schwerkraft angehoben werden konnte. Dies betraf 2 Patienten aus der Titanankergruppe. Beide erreichten sowohl für die Flexion als auch für die Abduktion einen BMRC von 3. Die Werte kamen bei beiden Patienten schmerzbedingt zustande. Ursächlich war in einem der beiden Fälle eine beginnende Omarthrose, im anderen Fall eine Reruptur des M.supraspinatus. Die beiden Fälle bedingen die im Vergleich höheren Standardabweichungen von 0,68 für die Flexion und 0,69 für die Abduktion. Ein signifikanter Unterschied besteht bei keiner der durchgeführten Kraftmessungen zwischen der Bio- und Titanankergruppe.

	Anker	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
FLEX	Bio	37	4,6	0,5	4	5	5	0,569
	Titan	20	4,6	0,68	3	5	5	
ABD	Bio	37	4,57	0,5	4	5	5	0,778
	Titan	20	4,55	0,69	3	5	5	
AR	Bio	37	4,68	0,48	4	5	5	0,763
	Titan	20	4,75	0,44	4	5	5	
IR	Bio	37	4,81	0,4	4	5	5	>0,99
	Titan	20	4,8	0,41	4	5	5	

Tabelle 13: Ergebnisse des BMRC

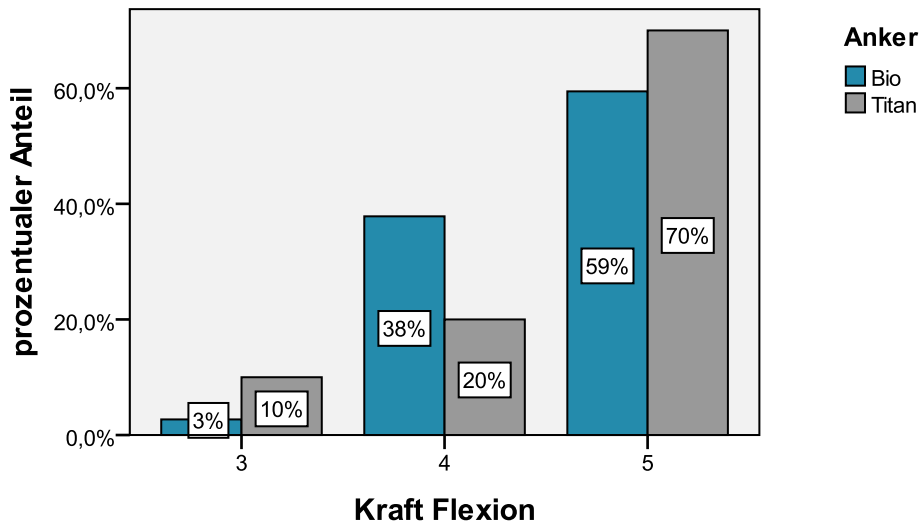


Abbildung 20: Balkendiagramm, Flexion, Kraftgrade nach BMRC, Bio -und Titanankergruppe im Vergleich

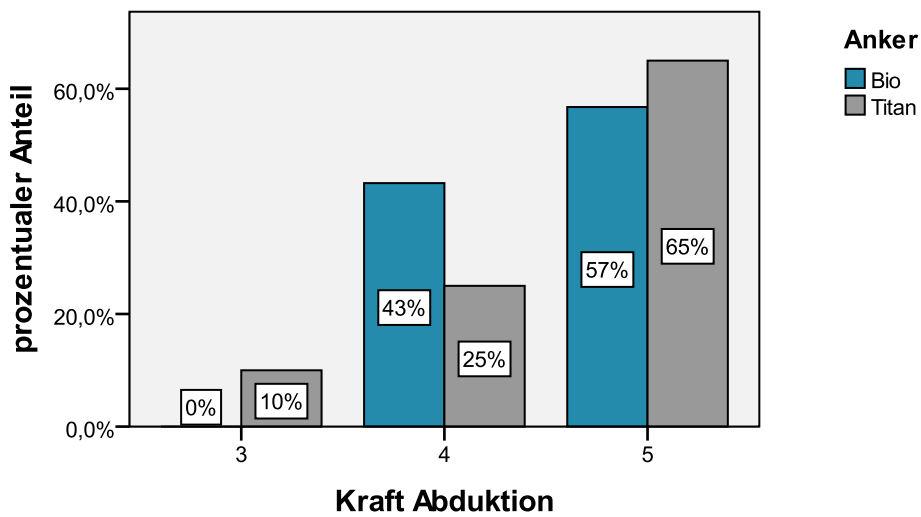


Abbildung 21: Balkendiagramm, Abduktion, Kraftgrade nach BMRC, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

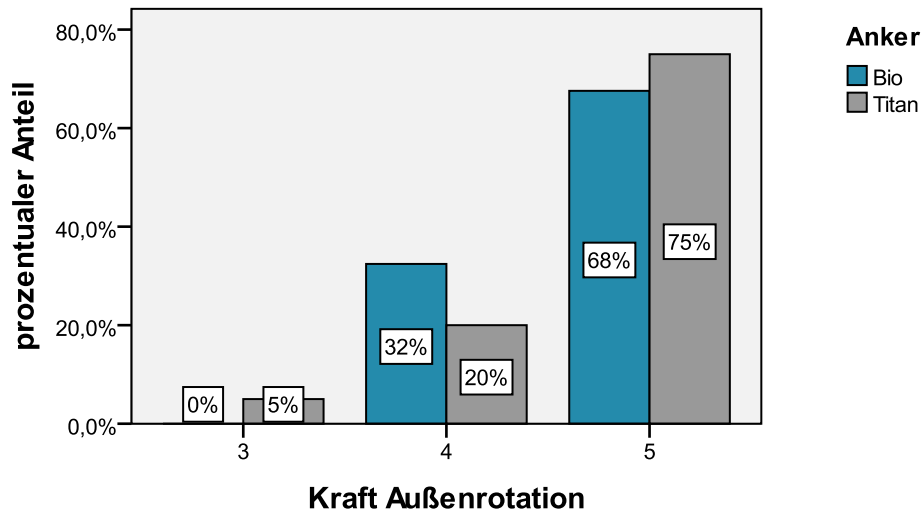


Abbildung 22: Balkendiagramm, Außenrotation, Kraftgrade nach BMRC, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

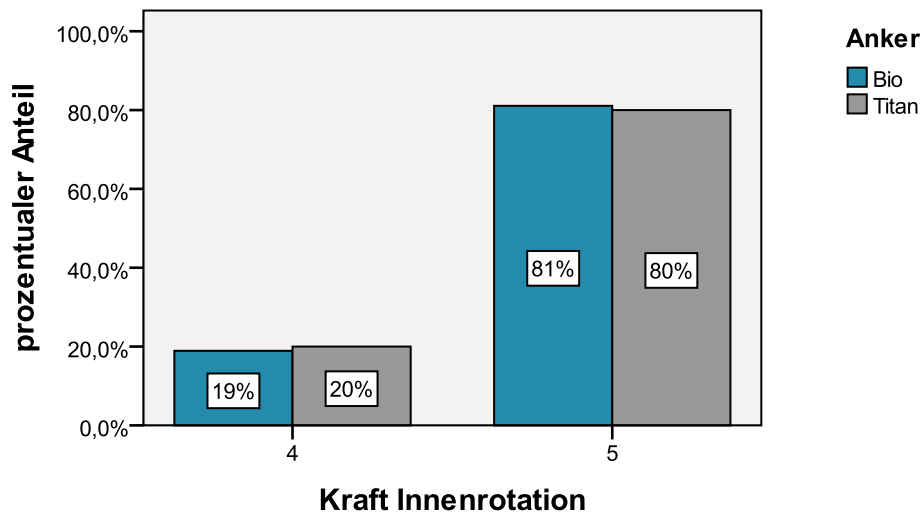


Abbildung 23: Balkendiagramm, Innenrotation, Kraftgrade nach BMRC, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

3.4 Klinische Tests

Bei den klinischen Tests liegt kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen vor. Der p-Wert liegt jeweils über einem Wert von 0,05.

Klinische Tests	Bioanker	Titananker
Starterfunktion	2 (5%)	0 (0%)
Jobe-Test	4 (11%)	2 (10%)
Hawkins-Kennedy	5 (14%)	0 (0%)
Painful-Arc	2 (5%)	2 (10%)
Lift-off-Test	3 (8%)	2 (10%)
Napoleon sign	4 (11%)	1 (5%)
Gerber-Test	2 (5%)	0 (0%)
Crossbody	4 (11%)	1 (5%)
Druckschmerz über dem ACG	4 (11%)	0 (0%)
Palm up	4 (11%)	2 (10%)
Yergason-Test	1 (3%)	1 (5%)

Tabelle 14: Klinische Tests, Angabe der Patienten (Anzahl und Prozente) bei denen ein pathologisches Ergebnis vorliegt

Beim Vergleich der klinischen Tests weist die Bioankergruppe bei insgesamt 11 durchgeführten Tests bei 8 einen höheren Anteil von Pathologien auf als die Titanankergruppe. Die größten Differenzen lagen beim Hawkins-Kennedy-Test und beim Druckschmerz über dem ACG vor.

3.5 Isokinetische Untersuchung am Cybex

Bei der isokinetischen Untersuchung am Cybex wurden beide Gruppen hinsichtlich des Drehmomentmaximums, des Winkels der maximalen Kraft und der gesamten Arbeit für die Abduktion, Adduktion, Außenrotation und Innenrotation untersucht.

Die Messungen wurden in einem Winkelbereich zwischen 10° und 90° durchgeführt.

3.5.1 Abduktion

Drehmomentmaximum (Nm)

	Anzahl	Mittelwert	Standard-abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	32	22	14	1	64	20	0,332
Titananker	17	20	15	3	50	14	

Tabelle 15: Messung des maximalen Drehmoments (Nm) der Abduktion am Cybex, Vergleich der Bio- und Titanankergruppe bezüglich Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Bestimmung des p-Werts

Die Bioankergruppe erreicht bei der Messung höhere Maximalwerte (64Nm) als die Titanankergruppe (50 Nm), wohingegen die minimalen Werte in der Bioankergruppe mit 1 Nm etwas unter den Werten der Titanankergruppe mit 3 Nm angesiedelt sind. Wenn man den Mittelwert betrachtet, schneidet die Bioankergruppe im Schnitt mit 22 Nm geringfügig besser als die Titanankergruppe mit 20 Nm ab. Die Unterschiede sind jedoch im Hinblick auf den p-Wert (0,332) nicht statistisch signifikant.

Winkel der maximalen Kraft (Grad)

	Anzahl	Mittelwert	Standard-abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	31	28	14	1	64	27	0,809
Titananker	17	20	15	3	50	27	

Tabelle 16: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad), der Abduktion am Cybex, Vergleich der Bio- und Titanankergruppe bezüglich Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Bestimmung des p-Werts

Bei der Bestimmung des Winkels der maximalen Kraft, zeigt die Titanankergruppe, bei der Betrachtung des Mittelwerts, in einem früheren Bewegungsbereich (20°) die maximale Kraftentwicklung. Bei der Bioankergruppe ist dies erst bei 28° der Fall.

Ein statistisch signifikanter Unterschied liegt nicht vor (p-Wert 0,809).

Gesamte Arbeit (Joule)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	31	48	56	0	282	34	0,819
Titananker	17	60	65	2	201	35	

Tabelle 17: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Abduktion am Cybex, Vergleich der Bio- und Titanankergruppe bezüglich Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Bestimmung des p-Werts.

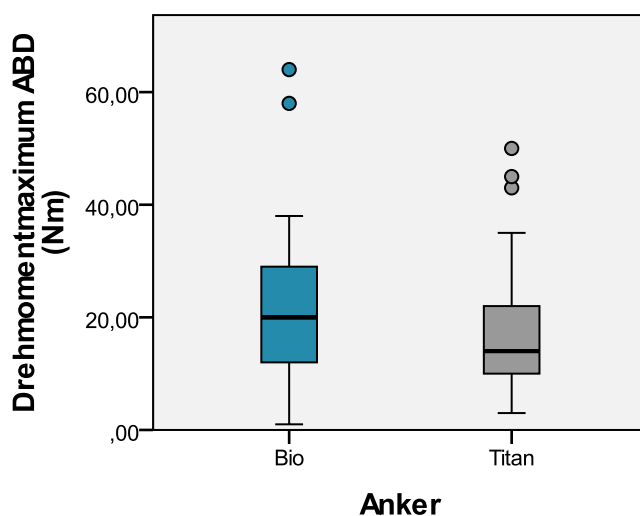


Abbildung 24: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum (Nm) der Abduktion, Vergleich der Bio- und Titanankergruppe

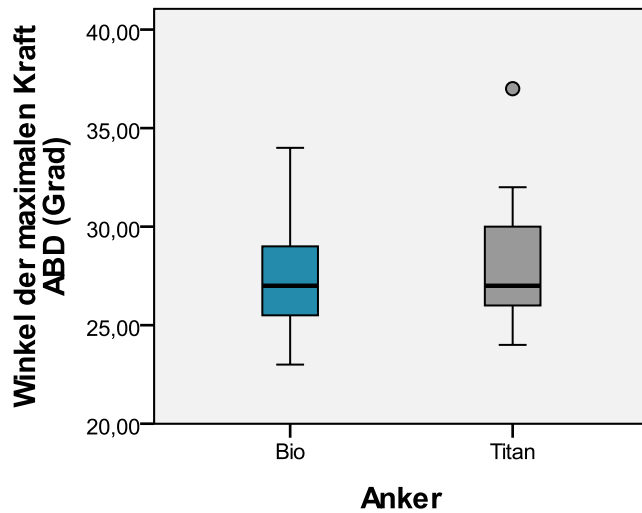


Abbildung 25: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft (Grad) der Abduktion, Vergleich der Bio -und Titanankergruppe

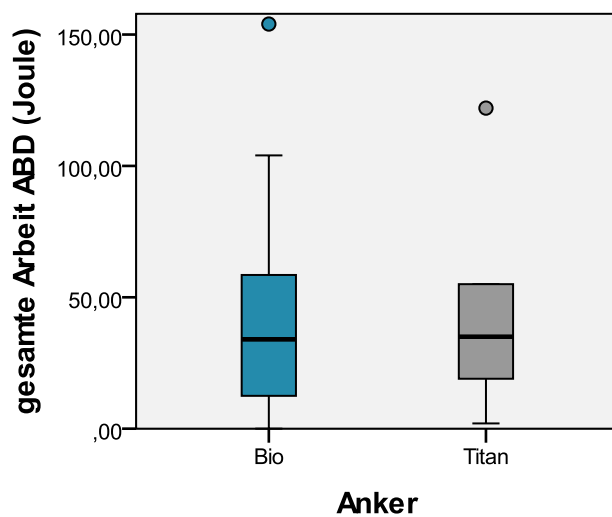


Abbildung 26: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit (Joule) der Abduktion, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

3.5.2 Außenrotation

Maximales Drehmoment (Nm)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p- Wert
Bioanker	32	17,8	11,2	1	45	18,5	0,351
Titananker	17	18,3	12,4	1	41	16,0	

Tabelle 18: Messung des maximalen Drehmoments (Nm) der Außenrotation, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

Bei der Messung des maximalen Drehmoments der Außenrotation liegen die Ergebnisse der beiden Gruppen in allen Bereichen sehr eng zusammen. Ein leichter Unterschied zugunsten der Titanankergruppe von 18,3 Nm zu 17,8 Nm ist bei der Betrachtung des Mittelwerts vorhanden. Das Minimum liegt bei beiden Gruppen bei 1 Nm. Das Maximum liegt bei der Bioankergruppe mit 45 Nm etwas höher als das Maximum der Titanankergruppe mit 41 Nm.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen liegt nicht vor (p-Wert 0,351).

Winkel der maximalen Kraft (Grad)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	32	11,5	15,2	-21	43	6,5	0,247
Titananker	19	17,4	16,8	-10	47	14,1	

Tabelle 19: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad) der Außenrotation, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

Bei der Bestimmung des Winkels der maximalen Kraft war auffällig, dass in der Bioankergruppe im Mittel in einem deutlich früheren Winkelbereich (11,53°) das Kraftmaximum erreicht wurde, als in der Titanankergruppe (17,43°).

Ursächlich hierfür sind die tiefer ausgefallenen minimalen (-21° zu -10°) und maximalen (43° zu 47°) Werte der Bioankergruppe, was auch am niedrigeren Median zu sehen ist.

Gesamte Arbeit (Joule)

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	31	48,4	44,9	0	197	29,0	0,131
Titananker	19	61,7	44,7	1	156	51,0	

Tabelle 20: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Außenrotation, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

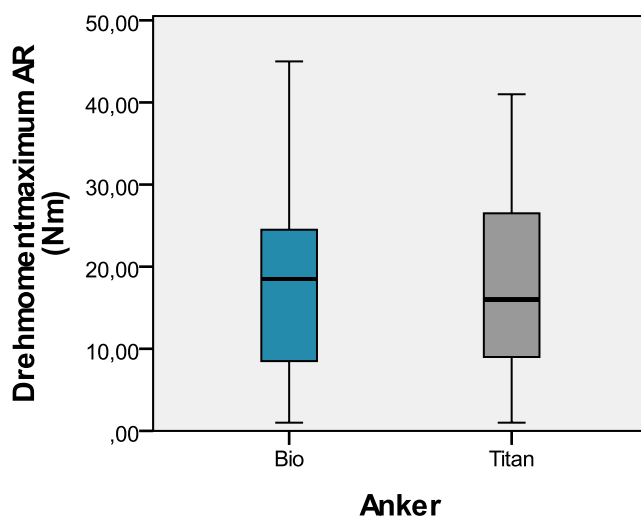


Abbildung 27: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum (Nm) der Außenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

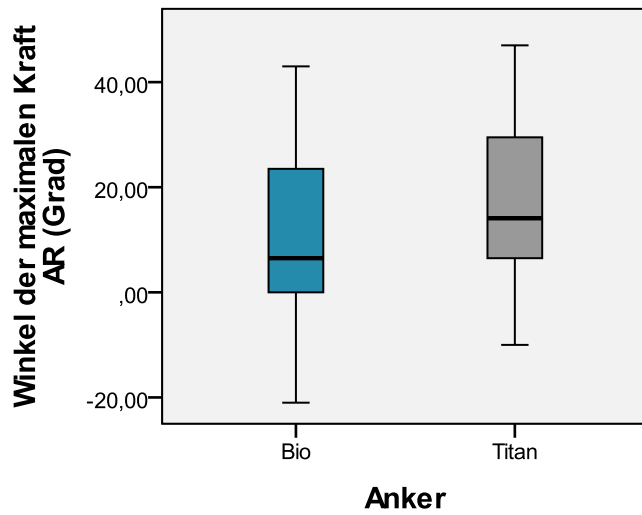


Abbildung 28: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft (Grad) der Außenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

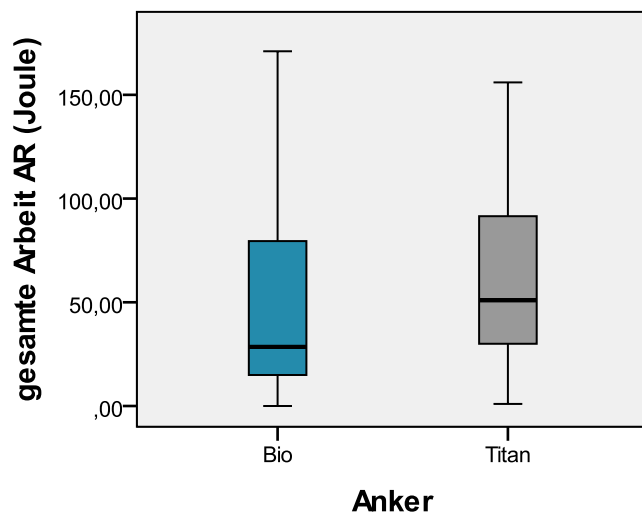


Abbildung 29: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit (Joule) der Außenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

3.5.3 Innenrotation

Maximales Drehmoment (Nm)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	32	21,4	13,9	-4	56	26	0,572
Titananker	19	30,2	20,7	3	77	24	

Tabelle 21: Messung des maximalen Drehmoments der Innenrotation (Nm) , Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

Bei der Messung des maximalen Drehmoments der Innenrotation zeigt die Titanankergruppe bei der Betrachtung des Mittelwerts eine um 9 Nm höhere Kraftentwicklung als die Bioankergruppe. Höher fällt ebenfalls der maximale Wert (77 Nm) aus, welcher bei der Bioankergruppe bei 56 Nm lag.

Ein statistisch signifikanter Unterschied besteht bei einem p-Wert von 0,572 nicht.

Winkel der maximalen Kraft (Grad)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	32	21,4	13,9	-4	56	23,5	0,185
Titananker	19	26,4	13,7	-3	49	27	

Tabelle 22: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad) der Innenrotation, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

Wie bei der Messung der Außenrotation der Bioankergruppe ist auch bei der Messung der Innenrotation die maximale Kraftentwicklung bereits in einem niedrigeren Winkelbereich (21,4°) als bei der Titanankergruppe (26,4°) vorhanden.

Jedoch ist auch hier bei einem p-Wert von 0,185 kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen erkennbar.

Gesamte Arbeit (Joule)

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p-Wert
Bioanker	32	94,8	98,4	0	390	59	0,331
Titananker	19	103,5	72,2	4,1	277	82	

Tabelle 23: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Innenrotation, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median, p-Wert, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

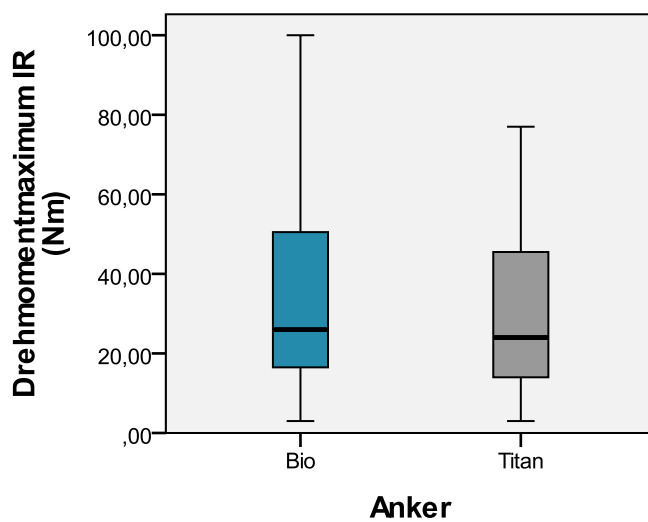


Abbildung 30: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum (Nm) der Innenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

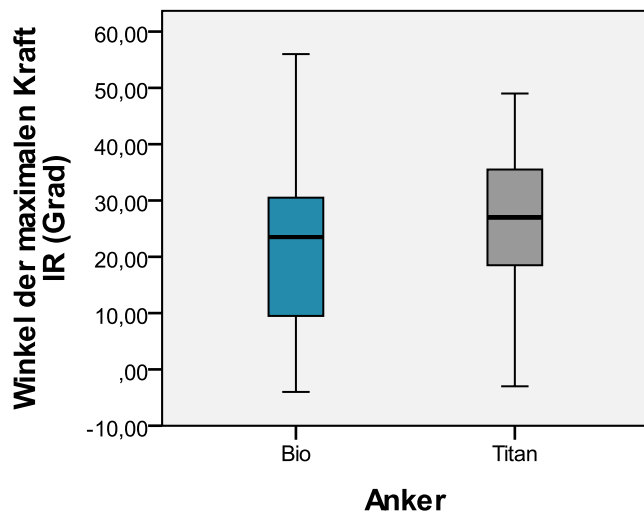


Abbildung 31: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft (Grad) der Innenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

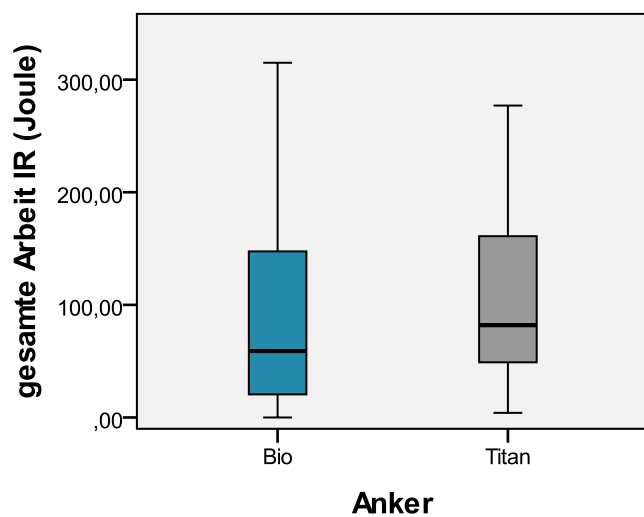


Abbildung 32: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit (Joule) der Innenrotation, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

3.6 Bildgebung

3.6.1 Röntgen

Veränderungen prä- und postoperativ

Die Röntgenaufnahmen wurden nach spezifischen Veränderungen präoperativ und postoperativ beurteilt. In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse der beiden Gruppen prozentual aufgeführt.

Da von einigen Patienten keine präoperativen Aufnahmen vorhanden waren, sowie einige Patienten bei der Kontrolluntersuchung aufgrund der damit verbundenen Strahlenbelastung eine erneute Röntgenaufnahme ablehnten, wurden für eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse nur die Studienteilnehmer aufgeführt von denen prä- und postoperative Bilder vorlagen. So kam es hier zu einem deutlich kleineren Kollektiv von 24 Patienten in der Bioankergruppe und 13 in der Titanankergruppe.

Insgesamt ist zu sagen, dass in beiden Gruppen alle röntgenologischen Veränderungen, bis auf die Sklerosierung des Tuberculum majus in der Bioankergruppe, bei der postoperativen Kontrolle rückgängig waren.

In vier Fällen sind in der Titanankergruppe weder prä- noch postoperativ eine Veränderung vorhanden (Zysten am Tuberkulum majus, Sklerosierung des Tuberkulum majus, Abflachung des Tuberkulum majus und Atrophie des Tuberkulum majus). In der Bioankergruppe ist dies nur bei zwei untersuchten Veränderungen der Fall, die sich jedoch mit denen der Titanankergruppe decken (Abflachung am Tuberkulum majus und Atrophie des Tuberkulum majus). Wenn man die Differenzen der untersuchten Veränderungen vor und nach der Operation innerhalb der jeweiligen Gruppe betrachtet und dann diese prozentualen Unterschiede wiederum zwischen den beiden Gruppen vergleicht, ergibt sich in zwei Fällen ein besseres postoperatives Ergebnis für die Titanankergruppe und in drei Fällen ein besseres Ergebnis für die Bioankergruppe. Bei der Beurteilung ob Osteophyten am Akromioclavikulargelenk und Osteophyten an der Clavicula vorhanden sind, schneidet die Titanankergruppe um 7% und 9% schlechter ab, als die Bioankergruppe. Umgekehrt hat die Bioankergruppe schlechtere Ergebnisse bei folgenden Veränderungen: Erosionen an der Acromionunterfläche (11%), Sehnenverkalkungen der Rotatorenmanschette (4%) und bei arthrotischen Veränderungen des Acromioclavikulargelenks (9%).

	Präoperativ		Postoperativ	
	Bio (n=24)	Titan (n=13)	Bio (n=24)	Titan (n=13)
Zysten am Tuberkulum maj.	2 8%	1 8%	1 4%	1 8%
Sklerosierung am Tuberkulum maj.	8 33%	2 15%	10 42%	2 15%
Abflachung des Tuberkulum maj	0 0%	0 0%	0 0%	0 0%
Atrophie des Tuberkulum maj.	0 0%	0 0%	0 0%	0 0%
Osteophyten am ACG	13 54%	7 54%	4 17%	1 8%
Osteophyten an der Clavicula	7 29%	2 15%	3 13%	1 8%
Erosionen an der Acromionunterfläche	7 29%	3 23%	4 17%	0 0%
Humeruskopfhochstand	6 (25%)	1 (8%)	5(21%)	1 (8%)
Humeruskopftiefstand	1 (4%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Sehneverkalkung	2 8%	1 8%	1 4%	0 0%
Arthrose ACG	16 67%	10 77%	9 38%	5 39%

Tabelle 24: röntgenologische Veränderung der Bioankergruppe und der Titanankergruppe prä- und postoperativ, Anzahl sowie prozentualer Anteil

Der Akromiohumerale Spalt

Wenn man die Weite des Akromiohumeralen Spalts betrachtet, sind bei beiden Gruppen deutlich positive Veränderungen im Sinne einer postoperativen Erweiterung zu vermerken.

Die Bioankergruppe erreicht präoperativ im Schnitt einen etwas niedrigeren Ausgangswert (0,89cm) als die Titanankergruppe (0,93cm). Postoperativ kehrt sich dies mit einem höheren Wert von 1,03cm für die Bioankergruppe und 0,98cm für die Titanankergruppe jedoch um.

Obwohl so die Bioankergruppe im Schnitt einen höheren Zuwachs des prä- zu postoperativen Ergebnisses von 14mm im Vergleich zu 5mm bei der Titanankergruppe hat, ist hier bei einem p-Wert von 0,422 (präoperativ) und 0,488 (postoperativ) kein statistisch signifikanter Unterschied vorhanden.

	Anker	Mittelwert	Standard- abweichung	Min.	Max.	Median	p- Wert
präoperativ	Bio (n=24)	0,9	0,2	0,5	1,1	0,9	0,422
	Titan (n=13)	0,9	0,1	0,7	1,1	1,0	
postoperativ	Bio (n=24)	1	1,7	0,7	1,3	1,0	0,488
	Titan (n=13)	1	0,1	0,7	1,2	1,0	

Tabelle 25: Akromiohumeraler Spalt, prä- und postoperativ der Bio- und der Titanankergruppe, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum, Median und p-Wert

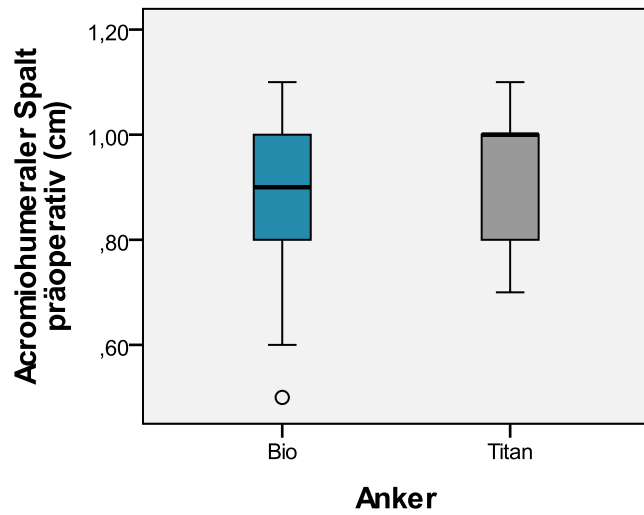


Abbildung 33: Boxplot, Acromiohumeraler Spalt (cm) präoperativ, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

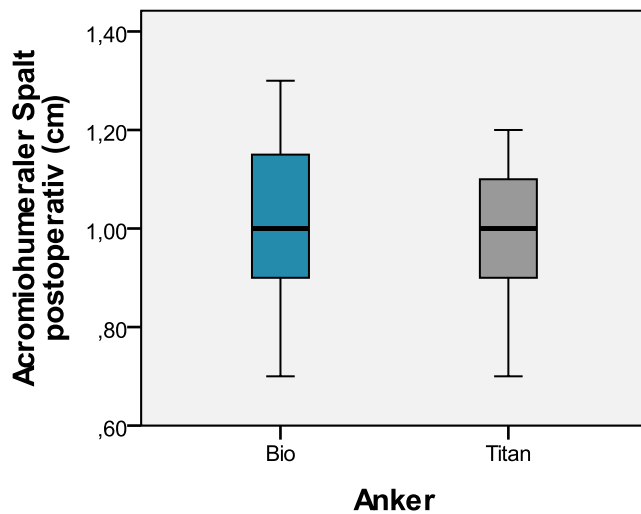


Abbildung 34: Boxplot, Acromiohumeraler Spalt (cm) postoperativ, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich

Akromiontyp nach Bigliani

	Anker	Typ 1	Typ 2	Typ 3
präoperativ	Bio (n=24)	5 (21%)	14 (58%)	5 (21%)
	Titan (n=13)	1 (8%)	9 (69%)	3 (23%)
postoperativ	Bio (n=24)	22 (92%)	2 (8%)	0 (0%)
	Titan (n=13)	13 (100%)	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 26: Akromiontyp nach Bigliani Typ 1-3, Anzahl und prozentualer Anteil der jeweiligen Gruppe (Bio und Titan) prä- und postoperativ

Bei der prä- und postoperativen röntgenologischen Beurteilung des Akromiontyps nach Bigliani [9] waren von prä- zu postoperativ bei 18 von 24 Patienten (75%) der Bionankergruppe eine Veränderung des Akromiontyps zu beobachten. In der Titanankergruppe war dies bei 12 von 13 Patienten (76%) der Fall.

3.6.2 Magnetresonanztomografie

Verfettung nach Goutallier

Ein Gesichtspunkt bei der Beurteilung der MRT-Aufnahmen war die muskuläre Verfettung der Rotatorenmanschette welche nach Goutallier beurteilt wurde. Hier zeigen sich bei der Betrachtung der prozentualen Anteile beider Gruppen deutliche Unterschiede. Der Anteil der Patienten die keine Verfettung aufweisen ist in der Bioankergruppe mit 43% vergleichsweise hoch. Dies ist in der Titanankergruppe nur bei 29% der Patienten der Fall. Auch sind von Grad 1 mit 37% wiederum weniger Teilnehmer der Bioankergruppe betroffen. Die Patienten der Titanankergruppe weisen hier einen prozentualen Anteil von 64% auf. Dafür haben jedoch mit 20%, zu 7% in der Titanankergruppe, prozentual mehr Patienten der Bioankergruppe eine stärkere Verfettung der Muskulatur (Grad2). Es liegt kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen vor (p -Wert =0,263). Bei den insgesamt 6 Patienten, die von einer Reruptur der Rotatorenmanschette betroffen sind, haben 3 Patienten eine Verfettung Grad 1 (50%), 2 eine Verfettung Grad 2 (33,3%) und 1 Patient eine Verfettung Grad 3 (16,7%).

	Bioanker (n=30)	Titananker (n=14)
Verfettung Grad 0	13 (43%)	4 (29%)
Verfettung Grad 1	11 (37%)	9 (64%)
Verfettung Grad 2	6 (20%)	1 (7%)
Verfettung Grad 3	0 (0%)	0 (0%)
Verfettung Grad 4	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 27: Verfettung nach Goutaillier (Grad 0-4), Bio- und Titanankergruppe im Vergleich (Anzahl, prozentualer Anteil)

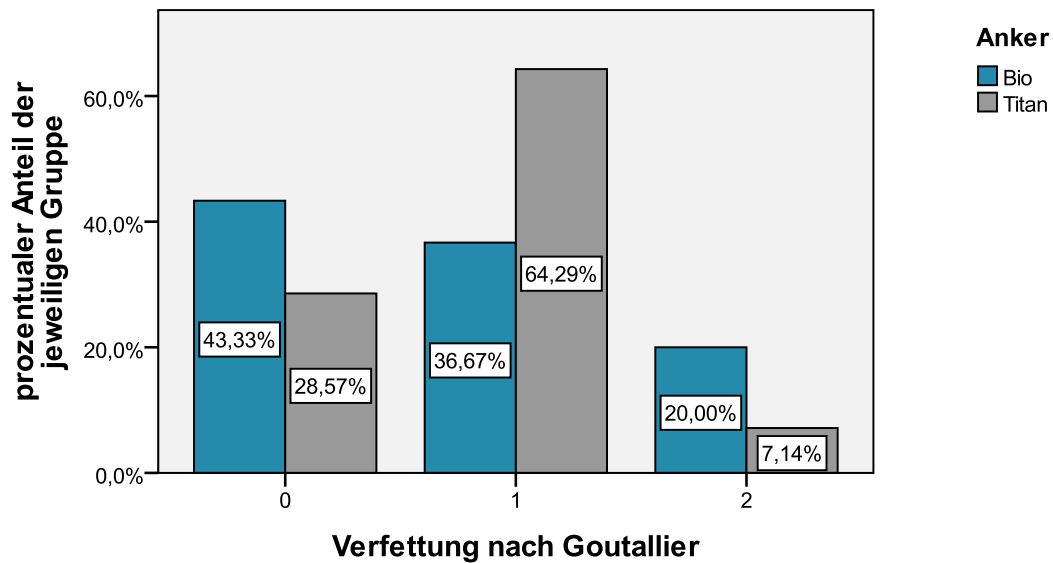


Abbildung 355: Balkendiagramm, Verfertigung nach Goutallier (Grad 0-4), Vergleich der Bio- und Titanankergruppe (prozentualer Anteil)

Rerupturen der Rotatorenmanschette und des M. biceps brachii

Da nicht alle Patienten ihr Einverständnis für ein erneutes MRT im Rahmen der Studie gaben, ist hier wieder ein vermindertes Kollektiv von 31 Patienten in der Bioankergruppe und 14 Patienten in der Titanankergruppe vorhanden. Untersucht wurden Rerupturen (Komplettrupturen) der Rotatorenmanschette und des M. biceps brachii, wobei die Einteilung nach Bateman verwendet wurde.

Es wurden bei insgesamt 6 Patienten Rerupturen an der Rotatorenmanschette festgestellt. Das Alter dieser Patienten lag zwischen 56 und 70 Jahren bei einem Altersdurchschnitt von 64,5 Jahren.

Reruptur des M. supraspinatus

Klassifikation nach Bateman	Bioanker (n=31)	Titananker (n=14)
0	28 (90%)	12 (86%)
1	2 (7%)	1 (7%)
2	1 (3%)	1 (7%)
3	0 (0%)	0 (0%)
4	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 28: Reruptur des M.supraspinatus, Klassifikation nach Bateman, Vergleich der Bio- und Titanankergruppe (Anzahl, prozentualer Anteil)

Bei der Auswertung der MRT Bilder waren bei insgesamt drei Patienten Rerupturen vorhanden, bei zwei von ihnen wurde Grad 1 nach Bateman festgestellt und bei einem Grad 2.

In der Titanankergruppe waren von einer Reruptur des M. supraspinatus je ein Patient bei Grad 1 und ein Patient bei Grad 2 betroffen.

So ist, wenn man die prozentualen Anteile betrachtet, eine etwas geringere Rerupturrate für die Bioankergruppe feststellbar, da diese bei Grad 2 um 4% niedriger liegt.

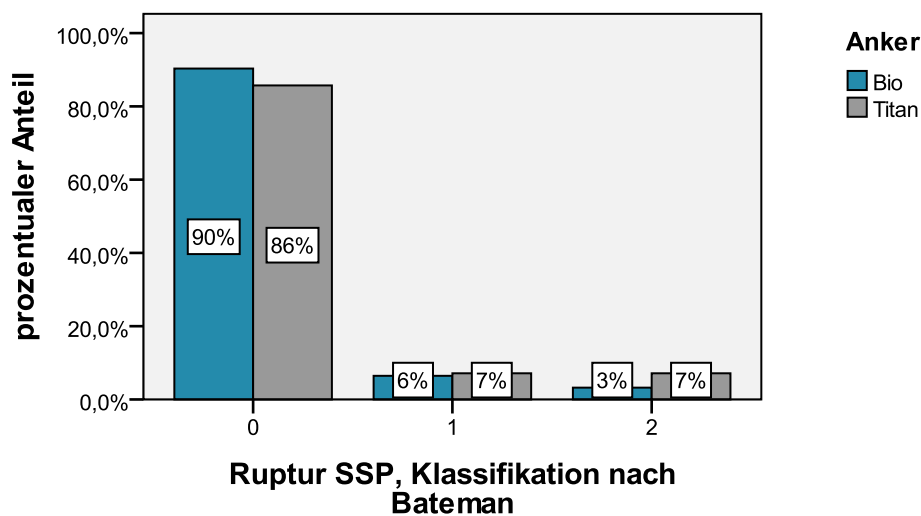


Abbildung 36: Balkendiagramm, Reruptur des M.supraspinatus, Klassifikation nach Bateman, Vergleich der Bio -und Titanankergruppe (jeweils prozentualer Anteil).

Reruptur des M. subscapularis

Im MRT war eine Reruptur des M. subscapularis bei einem Patienten der Bioankergruppe erkennbar, welche Grad 1 der Klassifikation nach Bateman entsprach. So liegt hier ein etwas besseres Ergebnis für die Bioankergruppe im Vergleich zur Titanankergruppe vor, bei der bei keinem der Patienten eine Reruptur vorhanden war.

Klassifikation nach Bateman	Bioanker (n= 30)	Titananker (n=14)
0	30 (97%)	14 (100%)
1	1 (3%)	0 (0%)
2	0 (0%)	0 (0%)
3	0 (0%)	0 (0%)
4	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 29: Reruptur des M.subscspularis nach Bateman

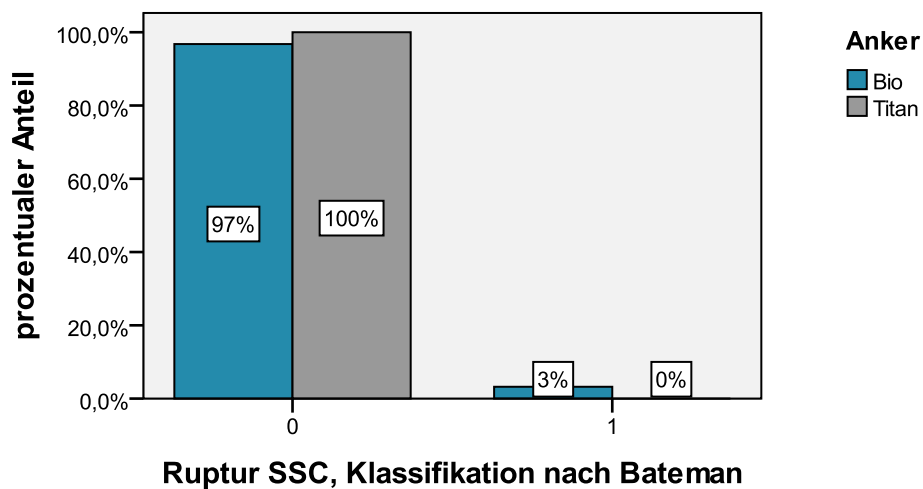


Abbildung 37: Balkendiagramm, Reruptur des M. subscapularis, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich (Anzahl, prozentualer Anteil)

Reruptur des M. infraspinatus

Eine Reruptur des M. infraspinatus war weder bei einem Patienten der Bioankergruppe, noch bei einem Patienten der Titanankergruppe vorhanden.

Klassifikation nach Bateman	Bioankergruppe (n=31)	Titanankergruppe (n=14)
0	31 (100%)	14 (100%)
1	0 (0%)	0 (0%)
2	0 (0%)	0 (0%)
3	0 (0%)	0 (0%)
4	0 (0%)	0 (0%)

Tabelle 30: Reruptur des M.infraspinatus, Klassifikation nach Bateman, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich (Anzahl, prozentualer Anteil)

Reruptur des M. biceps brachii

Im MRT waren zwei Rupturen des M. biceps brachii zu sehen. Eine Ruptur bei einem Patienten der Bioankergruppe, die andere Ruptur bei einem Patienten der Titanankergruppe. So lag hier, bezogen auf die prozentualen Anteile, ein etwas besseres Ergebnis für die Bioankergruppe vor (3% im Vergleich zu 7%).

	Bioanker (n=30)	Titan (n=14)
Reruptur M.biceps brachii	1 (3%)	1 (7%)

Tabelle 31: Reruptur des M.biceps brachii, Bio- und Titanankergruppe im Vergleich (Anzahl, prozentualer Anteil)

3.6.3 Osteolysen

In der Titanankergruppe wurde bei 14 Patienten im Rahmen der Studie ein MRT der Schulter durchgeführt. Es wurden insgesamt 28 Titananker zur Rekonstruktion verwendet, wobei jeder Patient mit 2 Ankern versorgt wurde.

Da im MRT die Problematik von Artefakten durch das verwendete Material besteht, wurde radiologisch ein Artefaktsaum von 2mm um den Anker bestimmt, welcher nicht sicher zu beurteilen ist. Es zeigten sich bei keinem der Patienten osteolytische Veränderungen über diesen Radius hinaus, so dass für die gesamte Titanankergruppe keine Osteolyse über den nicht beurteilbaren Saum besteht.

In der Bioankergruppe wurden bei den 31 per MRT nachuntersuchten Patienten insgesamt 73 Bioanker verwendet. Bei 25 dieser Anker traten Osteolysen auf, wobei 15 Patienten betroffen waren. Bei den 31 nachuntersuchten Patienten der Bioankergruppe liegt die Verteilung der Anker folgendermaßen: Bei 2 Patienten wurde 1 Anker zur Rotatorenmanschettenrekonstruktion verwendet, bei 20 Patienten 2 Anker, bei 5 Patienten 3 Anker und bei 3 Patienten 4 Anker. Die Verteilung bei den 15 Studienteilnehmern die von einer Osteolyse betroffen sind, hat folgende Aufteilung:

Bei 9 Patienten wurden 2 Anker verwendet, bei 3 Patienten 3 Anker und bei 3 Patienten 4 Anker. Von den 15 betroffenen Patienten zeigten in den MRT Aufnahmen 7 Patienten bei allen verwendeten Bioankern postoperative Osteolysen (ID 6, 9, 15, 19, 37, 56). Bei 7 von ihnen waren bei der Hälfte der verwendeten Anker osteolytische Veränderungen erkennbar (ID 4, 16, 17, 40, 50). Bei 2 weiteren zeigte nur ein Drittel die entsprechenden Auffälligkeiten (ID 12, 57) und bei einem Patienten war nur im Bereich von einem der vier verwendeten Ankern eine osteolytische Veränderung des Knochens erkennbar (ID 11).

Das Ausmaß der Osteolysen lag bei den einzelnen Messungen zwischen 3 und 14mm. Im Schnitt betragen sie 7,11 mm.

Das durchschnittliche Alter der betroffenen Patienten lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 60,3 Jahren. Es handelt sich um 12 Männer (80%) und 3 Frauen (20%).

	Anker 1	Anker 2	Anker 3	Anker 4
Bioanker (n=15)	15 (50%)	9 (32%)	1 (11%)	0 (0,0%)
Titananker (n=0)	0 (0,0%)	0 (0,0%)		

Tabelle 32: Anzahl der Osteolysen in der Bioanker- und Titanankergruppe

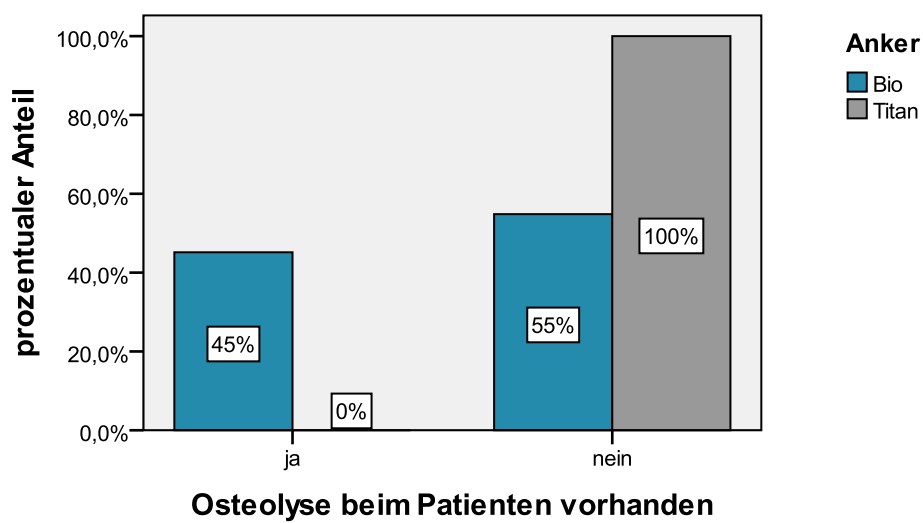


Abbildung 38: Patienten der Bio- und Titanankergruppe bei denen eine Osteolyse vorhanden ist (prozentualer Anteil)

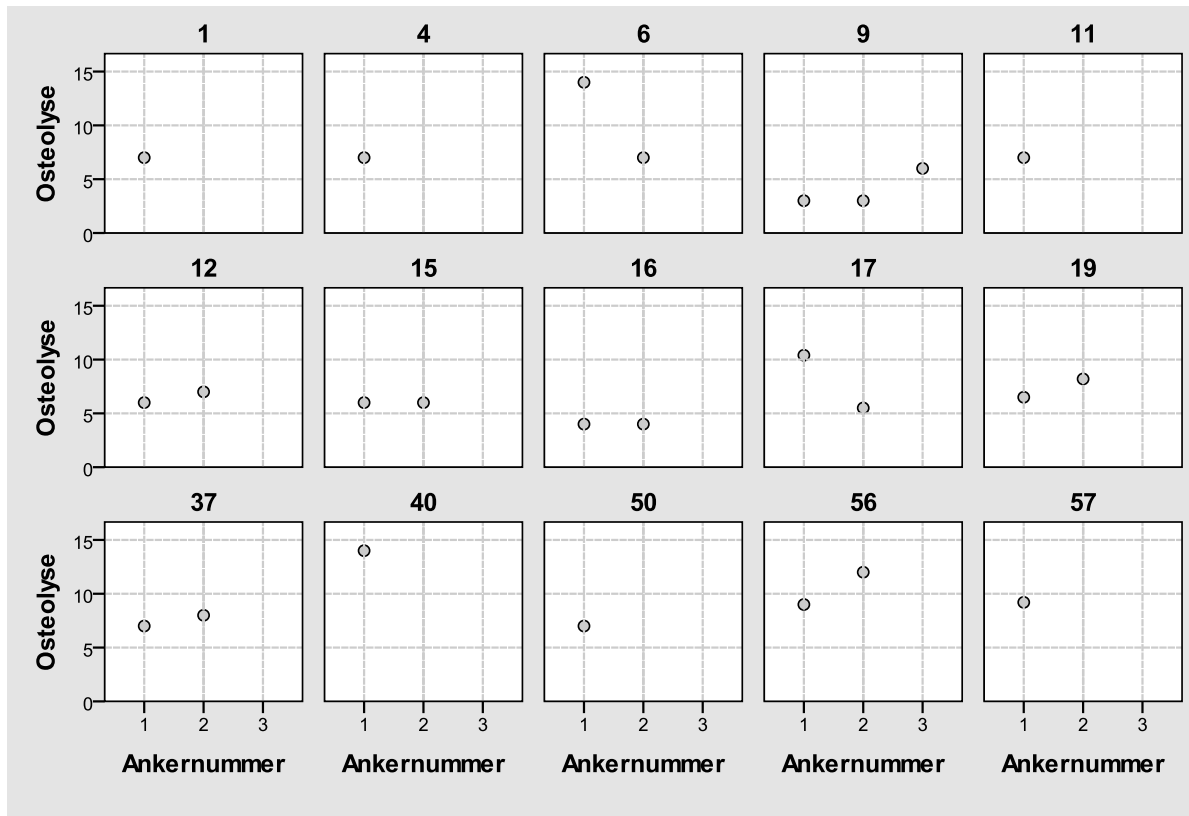


Abbildung 39: Punktdiagramm der Patienten (aufgeführt nach ID) die bei einem oder mehreren Bioankern eine Osteolyse (mm) aufweisen.

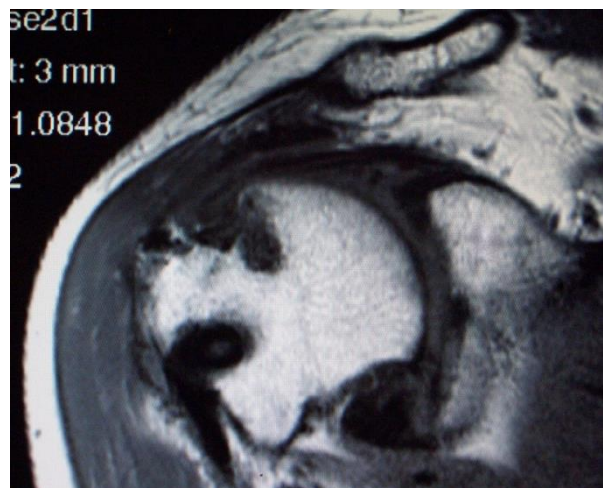


Abbildung 40: Osteolyse bei einer 63 jährigen Patientin, 36 Monate postoperativ, die Tenodese der langen Bicepssehne ist intakt

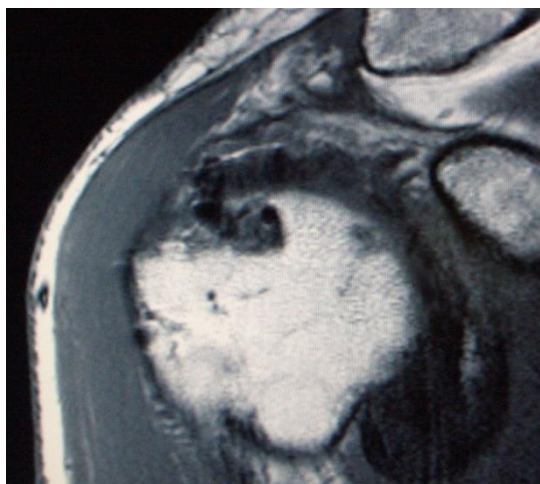


Abbildung 41: Osteolyse bei einer 66 jährigen Patientin, 38 Monate postoperativ

3.6.4 Zusammenhang zwischen Rerupturen und Osteolysen- Patienten mit Osteolysen die eine Reruptur vorweisen

In der Bioankergruppe waren 15 Patienten von einer Osteolyse betroffen, in der Titanankergruppe 0 Patienten. Dieser Unterschied in der Häufigkeit von Osteolysen ist statistisch signifikant: $p < 0,001$. Um einen eventuellen Zusammenhang zwischen einer Ruptur der Rotatorenmanschette und einer Osteolyse im Bereich der verwendeten Bioanker darzustellen, wurden die Patienten der Bioankergruppe, bei denen eine Osteolyse vorhanden war, daraufhin untersucht, ob es zu einer Reruptur gekommen war oder nicht.

Von 15 Patienten hatte 1 Patient (7%) eine Reruptur. Bei diesem Patienten wurden bei zwei von vier verwendeten Fadenankern Osteolysen festgestellt. Die Größe der Osteolysen lag bei 10,4mm und 5,5mm.

Bei den verbleibenden 14 Patienten, die einem prozentualen Anteil von 93% entsprachen, konnte keine Reruptur festgestellt werden.

Patienten mit Osteolyse	Reruptur	keine Reruptur
Bioanker (n=15)	1 (7%)	14 (93%)
Titananker (n=0)		

Tabelle 33: Zusammenhang der Osteolysen und der Rerupturen

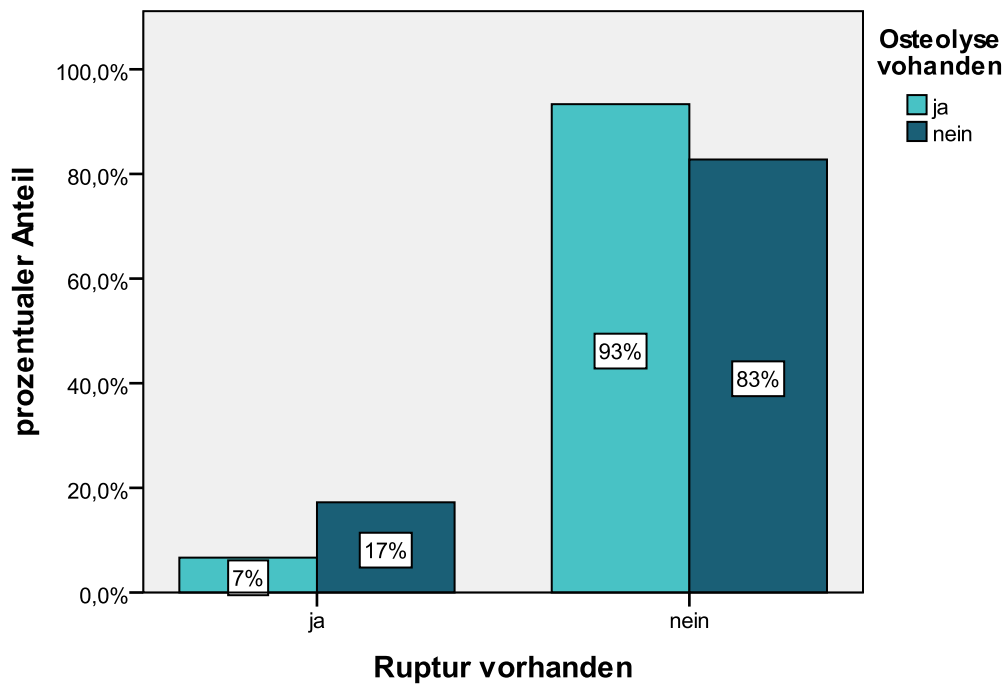


Abbildung 42: Balkendiagramm, Zusammenhang der Osteolysen und der Reruptur

3.6.5 Degradation der Implantate

Degradation des Fadenankers aus PLDLA

Ein weiterer interessanter Aspekt fiel bei der Sichtung der MRT-Aufnahmen auf: bei insgesamt zwei der verwendeten Bioanker hatte keine Degradation des Materials stattgefunden. Dies war bei zwei Patienten der Fall. Bei einem Patienten war es der einzige Anker der bei der Operation verwendet wurde. Bei dem anderen Patient waren zur Rekonstruktion zwei Anker notwendig, wobei einer der beiden degradierte, der andere jedoch nicht.

Degradation	Anker 1	Anker 2	Anker 3	Anker 4
Ja	29 (93%)	29 (100%)	9 (100%)	3 (100%)
Nein	2 (7%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)
Anzahl	31 (100%)	29 (100%)	9 (100%)	3 (100%)

Tabelle 34: prozentualer Anteil der degradierten Anker

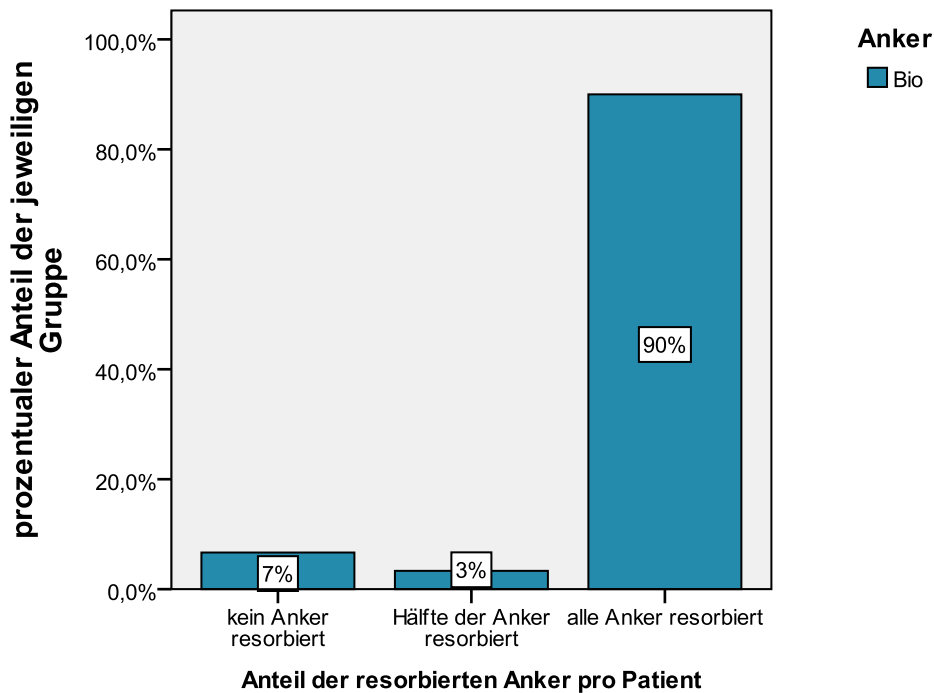


Abbildung 43: prozentuale Darstellung der Patienten der Bioankergruppe in Bezug auf die anteilige Resorption der verwendeten Anker

Degradation der Interferenzschraube aus PLLA

Bei beiden Gruppen wurde bei einer vorhandenen Ruptur der Sehne des M.biceps brachii zur Rekonstruktion eine degradierbare Interferenzschraube verwendet. Diese besteht jedoch aus einem anderen Material, als der Fadenanker der bei der operativen Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur benutzt wurde. Es handelt sich um Poly-L-Laktatsäure (PLLA). Bei der Betrachtung der Degradation der Interferenzschraube (hier wurde eine Zusammenfassung beider Gruppen vorgenommen) fiel auf, dass bei 11 von insgesamt 12 Schrauben keine Degradation stattgefunden hatte und 1 Interferenzschraube teilweise degradiert war.

	Interferenzschraube teilweise degradiert	Interferenzschraube nicht resorbiert
Gesamt	1 (8,3%)	11 (91,7%)

Tabelle 35: Degradation der Interferenzschraube in Prozent

Der Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei dem Patienten mit teilweiser Degradation einer Interferenzschraube, lag bei 33 Monaten. Der durchschnittliche Zeitraum in dem bei den anderen Studienteilnehmern keine Degradation stattgefunden hatte, lag bei 36 Monaten. Dabei lagen die Werte zwischen minimal 26 Monaten und maximal 48 Monaten.

4 Diskussion

Das Ziel der Rotatorenmanschettenrekonstruktion ist es eine gute initiale Fixationsstärke zu erreichen, die Spaltbildung zu minimieren, eine mechanische Stabilität unter zyklischer Belastung zu gewährleisten und die Biologie der Sehnen-Knochen-Verbindung während der Heilungsphase zu optimieren [30]. Laut Tingart [127] basiert eine erfolgreiche Rotatorenmanschettenrekonstruktion vor allem auf drei Faktoren: dem Zustand der Sehne, der Knochendichte am Tuberculum majus und dem verwendeten Ankermaterial. Für die Rekonstruktion der Rotatorenmanschette ist eine Vielzahl von verschiedenen Implantaten auf dem Markt erhältlich. Die immer komplexer werdenden operativen Möglichkeiten brachten eine Entwicklung von der transossären Naht, Plättchen und Klammern zu Fadenankern aus unterschiedlichen Materialien und Ausführungen mit sich. Die vorherrschenden Materialien sind Titan und biodegradierbare Polylaktide, in letzter Zeit auch vermehrt PEEK und Composite Materialien.

Ziel dieser Arbeit war, einen Fadenanker aus PLDLA und einen Fadenanker aus Titan unter klinischen, funktionellen und bildgebenden Aspekten miteinander zu vergleichen.

Die Bioankergruppe

Die Bioankergruppe wurde im Mini-Open-Verfahren mit einem Fadenanker aus PLDLA (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) in der Sportorthopädie der TU München operiert. Der Zeitraum zwischen der Operation und der Nachuntersuchung betrug durchschnittlich 35,5 Monate, wobei das Minimum bei 25 Monaten und das Maximum bei 58 Monaten lagen. Der Altersdurchschnitt lag bei 61,9 Jahren mit Werten zwischen 43 und 78 Jahren. Es wurden 26 Männern (70,3%) und 11 Frauen (29,7%) nachuntersucht, von denen 23 (62,2%) an der dominanten Schulter und 14 (37,8%) an der nicht dominanten Schulter operiert worden waren. Bei der Operation wurde bei einem Patienten (2,7%) ein Anker verwendet, bei 25 (67,7%) 2, bei 9 Patienten (24,3%) 3 und bei 2 Patienten (5,4%) 4 Anker. Dies entspricht 86 Bioankern für die gesamte Gruppe. 18 (48,6%) der Patienten erhielten für die Rekonstruktion der Bicepssehne eine Interferenzschraube.

Einen Überblick über die durchgeführten Operationen vermittelt die anschließende Tabelle.

	ja	nein
Ruptur SSP	37 (100%)	0 (0%)
Ruptur ISP	6 (16,2%)	31 (83,3%)
Ruptur SSC	9 (24,3%)	28 (75,7%)
Ruptur Biceps	4 (10,8%)	38 (89,2%)
Pulleyläsion	12 (32,4%)	25 (67,6%)
Luxation der Bicepssehne	16 (43,2%)	21 (56,8%)
LBS-Tenodese	18 (48,6%)	19 (51,4%)
Arthroskopische Bursektomie	28 (75,7%)	9 (24,3%)
Offene Bursektomie	5 (13,5%)	32 (86,5%)
ASAD	37 (100%)	0 (0%)
Arthroskopische Akromioplastik	23 (62,2%)	14 (37,8%)
Offene Akromioplastik	2 (5,4%)	35 (94,6%)
Arthroskopische Resektion des ACG	17 (45,9%)	20 (54,1%)
Offene Resektion des ACG	0 (0%)	37 (100%)
Arthroskopische Clavicularesektion	4 (10,8%)	33 (89,2%)
Offene Clavicularesektion	0 (0%)	37 (100%)
Periostlappen	9 (24,32%)	28 (75,68%)
Transossäre Fixation	9 (25%)	28 (78,7%)

Tabelle 36: Übersicht über die durchgeführten Operationen der Bioankergruppe

Die Titanankergruppe

Die Patienten dieser Gruppe wurden ebenfalls im Mini-Open-Verfahren in der Sportorthopädie der TU München operiert. Es wurde ein Fadenanker aus Titan (Cork-Screw-Fadenanker aus Titan, Fa.Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette verwendet.

Der Zeitraum zwischen der Operation und der Nachuntersuchung betrug im Durchschnitt 37 Monaten, wobei das Minimum bei 24 Monaten und das Maximum bei 55 Monaten lag. Die Nachuntersuchung fand von August 2005 bis Juni 2006 statt. Die Gruppe bestand aus 20 Patienten und umfasste 16 (80%) Männer und 4 (20%) Frauen mit einem Durchschnittsalter von 62,3 Jahren. Der jüngste Teilnehmer war zum Zeitpunkt der Untersuchung 45 Jahre alt, der älteste 76 Jahre.

15 (75%) der Patienten wurden an ihrer dominanten Schulter operiert, 5 (25%) an der nicht dominanten.

Hier wurden intraoperativ bei 15 (75%) Patienten zwei Anker verwendet, bei 3 (15%) Patienten drei, bei 1 (5%) vier Anker und bei 1 (5%) Patienten fünf Anker. So ist in der gesamten Gruppe die Rotatorenmanschettenrekonstruktion mit 48 Titanankern durchgeführt worden.

Für die Rekonstruktion der Bicepssehne erhielten 7 (35%) der Patienten eine Interferenzschraube.

Die anschließende Tabelle gibt einen Überblick über die durchgeführten Operationen.

	ja	nein
Ruptur SSP	20 (100%)	0 (0%)
Ruptur ISP	2 (10%)	18 (90%)
Ruptur SSC	7 (35%)	13 (65%)
Ruptur Biceps	2 (10%)	18 (90%)
Pulleyläsion	5 (25%)	15 (75%)
Luxation der Bicepssehne	5 (25%)	15 (75%)
LBS-Tenodese	7 (35%)	13 (65%)
Arthroskopische Bursektomie	19 (95%)	1 (5%)
Offene Bursektomie	1 (5%)	19 (95%)
ASAD	18 (10%)	2 (90%)
OSAD	1 (5%)	19 (95%)
Arthroskopische Akromioplastik	14 (70%)	6 (30%)
Offene Akromioplastik	0 (0%)	20 (100%)
Arthroskopische Resektion des ACG	2 (90%)	18 (10%)
Offene Resektion des ACG	0 (0%)	20 (100%)
Arthroskopische Clavicularesektion	6 (30%)	14 (70%)
Offene Clavicularesektion	0 (0%)	20 (100%)
Periostlappen	0 (0%)	20 (100%)
Transossäre Fixation	2 (10%)	18 (90%)
Miniopen	20 (100%)	0 (0%)

Tabelle 37: Übersicht über die durchgeführten Operationen der Titanankergruppe

Das Durchschnittsalter betrug zum Zeitpunkt der Operation 61,9 Jahre in der Bioankergruppe und 62,3 Jahre in der Titanankergruppe. In der Literatur zeigen sich ähnliche Werte, die zwischen 56 und 62 Jahren liegen [3, 55, 77, 91].

Bei der Geschlechterverteilung sind mehr Männer als Frauen von einer Rotatorenmanschettenruptur betroffen [55, 77, 91]. Dies zeigte sich auch bei der Zusammensetzung der Studienteilnehmer bei denen ein Verhältnis von 70,3% Männern zu 29,7% Frauen in der Bioankergruppe und von 80% Männern zu 20% Frauen in der Titanankergruppe bestand.

Um einen sinnvollen Vergleich unserer beiden Studiengruppen zu erarbeiten, stellten wir zu Beginn der Studie drei Hypothesen auf, die ich im folgenden Abschnitt diskutieren möchte.

Hypothese 1:

Die Rate von Osteolysen ist bei Bioankern höher, als bei Titanankern.

Diese Hypothese können wir bestätigen. Die Rate der Osteolysen ist in der Bioankergruppe signifikant erhöht. Es wurden bei insgesamt 15 der 31 Patienten bei der Auswertung der MRT Bilder Osteolysen festgestellt. Dies entspricht einem prozentualen Anteil von 48%. Hingegen konnte in der Titanankergruppe bei keinem der Patienten eine Osteolyse festgestellt werden (0%).

Bei der Auswertung der Literatur ergab sich das Problem, dass durch die Vielzahl von unterschiedlichen Materialien, Implantaten und Applikationsorten ein direkter Vergleich sehr schwierig ist. Daher fließen in die Diskussion auch Studien ein bei denen keine direkte Übereinstimmung bei den gerade genannten Faktoren vorhanden ist.

In unserer Studie waren innerhalb der Bioankergruppe knapp 50% der Patienten von einer Osteolyse betroffen, was sich mit dem prozentualen Anteil anderer Autoren deckt, der zwischen 6% und 80% liegt, zumeist jedoch im Bereich zwischen 40% und 60%:

- Bostman, 1991, 51%, PGA, OSG [17]
- Bostman, 6,3%, 1992, PGA, OSG, [15]
- Frokjaer, 1992, 40,9%, OSG [44]
- Kartus, 1998 23% und 56%, PGA +Trimethylencarbonat [71]
- Ejerhed, 2000: 60% PGA+Trimethylencarbonat [37]
- Müller, 2002, 46,6%, Schulter, Poly-L/DL-Laktid [87]
- Take, 2008, 40%,Schulter, PLA [122]

Die Größe der von uns gemessenen Osteolysen liegt dabei in einem Bereich zwischen 3 und 14mm, der Durchschnitt bei einer Größe von 7,11mm.

Genauere Größenangaben sind leider wenig zu finden. Bostman [17] berichtet 1991 über Osteolysen in der Größe von 5-10mm, die nach der Versorgung von Sprunggelenksfrakturen mit PGA Stiften auftraten. Bei einer Fallbeschreibung berichtet Boden, 2009 über eine Osteolyse mit einem Durchmesser von 3mm [12].

Seit der Einführung von bioresorbierbaren Materialien sind immer wieder Komplikationen in Form von Fremdkörperreaktionen beschrieben worden. Eines der ersten Materialien, welches verwendet wurde ist Polyglykolid. Erstmals berichtete Bostman [16] 1987 nach dem Gebrauch von PGA Stiften zur Versorgung von Sprunggelenksfrakturen, über die Bildung einer sterilen Sinusformation.

In der Literatur finden sich in den darauffolgenden Jahren weitere Berichte über Komplikationen, die im Zusammenhang mit der Verwendung von PGA stehen. Dabei handelt es sich um Sinusformationen, Fisteln, Knorpeldestruktionen, Weichteilentzündungen und Osteolysen [17, 18, 44, 92, 134].

Aufgrund der auftretenden Komplikationen in Form von Fremdkörperreaktionen wurde in der folgenden Zeit von der Verwendung von Polyglykolid Abstand genommen. Anstelle dessen wurden vermehrt Implantate aus Polylaktid produziert und im Bereich der Orthopädie und Chirurgie eingesetzt.

Das Auftreten von Osteolysen ist auch nach dem Rückgang der Verwendung von PGA und einer Umstellung auf PLLA, PDLLA-co-PGA, PGA-co-TMC und PLLA und dessen Stereocopolymeren weiterhin beschrieben worden. Jedoch in einem deutlich milderem Ausmaß [135].

Die Ursachen für das Auftreten einer Osteolyse sind bis jetzt nicht endgültig geklärt. Es existieren jedoch verschiedene Theorien, die das Auftreten von osteolytischen Läsionen erklären.

Mehrere Autoren gehen davon aus, dass es zu einer Akkumulation niedermolekularer Abbauprodukte kommt, die eine Erniedrigung des pH-Wertes bewirkt und anschließend zu einer entzündlichen Reaktion mit erhöhter Makrophagentätigkeit führt [28, 37, 60, 66, 71].

Lam [74] konnte am Beispiel von PLLA zeigen, dass Granulozyten und Makrophagen den polymeren Débris phagozytieren. Der anschließende Zelltod der Makrophagen ruft wiederum eine entzündliche Reaktion hervor. Das maximale Vorkommen der Makrophagen zu einem Zeitpunkt von 12 Wochen, korreliert seiner Aussage nach mit dem Zeitpunkt der maximalen Ausdehnung der osteolytischen Veränderungen in der Literatur.

Gestützt wird diese These auch durch eine Studie von Ignatius [66]. Er untersuchte 1996 die in vitro Biokompatibilität von bioresorbierbaren Polymeren Poly (L,DL-Laktid) und Poly (L-Laktid-co-Glykolid). Die akute Toxizität der beiden Materialien wurde durch den Agardiffusionstest und den Filtertest mit L929 Mäusefibroblasten untersucht.

Hier kann man sozusagen den Umkehrschluss beobachten. Der pH-Wert der Zellkultur wurde kontinuierlich im konstanten Bereich gehalten. Dafür wurde das Medium täglich gewechselt, um abgestorbene Zellen zu entfernen und toxische Effekte durch die Abbauprodukte des Polymers zu vermeiden. Die Bedingungen, die sonst für das Entstehen einer Fremdkörperreaktion verantwortlich gemacht werden, wie eine Akkumulation der Abbauprodukte, eine erhöhte Makrophagenaktivität und ein erniedrigter pH-Wert waren von vorneherein ausgeschlossen. So waren die Ergebnisse bei beiden Materialien sehr zufrieden stellend.

In der Literatur finden sich verschiedene Faktoren, die eine Akkumulation von Abbauprodukten zu fördern scheinen.

Zunächst einmal sind die Abbauzeiten der verwendeten Materialien von Bedeutung. PGA zeichnet sich im Vergleich zu PLLA und PLDLA durch eine deutlich kürzere Degradationszeit aus [82]. Es ist bekannt, dass PGA zu einer höheren Rate von Komplikationen führt [17, 18, 44, 92, 134], so dass es im Laufe der Zeit durch Polylaktide ersetzt wurde.

Es wird vermutet, dass ein langsamerer Abbau von biodegradierbaren Materialien, ein geringeres Risiko für die Entwicklung von Fremdkörperreaktionen beinhaltet [99].

Auch Claes [28] teilt die Vermutung, dass bei einer sehr schnellen Degradation der Implantate eine lokale Anreicherung der Abbauprodukte stattfindet, deren Abbau durch die Einscheidung in Bindegewebe und Knochen nicht schnell genug stattfinden kann. Dabei besteht die Möglichkeit, dass es zu einer verstärkten entzündlichen Reaktion kommt. Diese Vorgänge scheinen umso häufiger aufzutreten, je schneller das Material degradiert, je größer die Materialoberfläche und je kristalliner das Polymer ist. Er empfiehlt daher Implantate aus amorphen Polymeren mit einer langsamen und kontinuierlichen Degradation, einer kleinen Oberfläche und einem begrenzten Volumen vorzuziehen.

Eine Korrelation von der Menge des implantierten Materials und der Entstehung von Osteolysen konnte Kartus [71] hingegen nicht feststellen. Er berichtet, dass bei der Verwendung von TAG Fadenankern mit einem Gewicht von 0,0075g eine signifikant höhere Anzahl (56%) an sichtbaren Bohrkanälen oder zystischen Veränderungen auftraten, als beim Suretac Fixator (23%) mit einem Gewicht von 0,26g.

Als ein weiterer Mechanismus wird ein mechanisches Phänomen vermutet, wobei es zu Mikrorissen innerhalb des Implantates kommt, die zu einer Vergrößerung der Oberfläche führen und dadurch die Degradationszeit beschleunigen [19].

Auch kann es je nach Rekonstruktionsmethode zu einer verminderten Abgabe der Abbauprodukte in die Umgebung kommen. Böstman [20] stellte 1995 fest, dass bei einem bikortikal angelegten Bohrkanal keine osteolytischen Veränderungen auftraten. Er vermutet daher, dass nicht nur eine Fremdkörperreaktion für das Auftreten von Osteolysen und Sinusformationen ursächlich ist, sondern auch eine Erhöhung des osmotischen Drucks, der durch die Abbauprodukte im Bohrkanal zustande kommt.

Kartus [71] geht ebenfalls davon aus, dass dieser Mechanismus zur Entstehung von Osteolysen beiträgt. Er stellte fest, dass bei der Verwendung eines resorbierbaren TAG Fadenankers, der zur Bankart-Rekonstruktion eingesetzt wurde, eine signifikant höhere Anzahl (56%) von Osteolysen auftrat, als bei der Verwendung eines resorbierbaren Suretac Fixators (23%). Er begründet seine Vermutung damit, dass der Suretac Anker aufgrund seines Designs immer eine Möglichkeit des Austauschs der

Abbauprodukte mit dem umgebenden Gewebe gewährleistet und es somit zu keiner Erhöhung des intraluminalen Drucks innerhalb des Bohrkanals kommt.

Einen weitere Möglichkeit für die Erhöhung des intraluminalen Drucks, die zur Bildung von Osteolysen führen kann, liefert Ejerhed [37]. Nach seiner Theorie bildet der refixierte Kapsel-Labrum-Komplex eine eng anliegende Oberfläche, so dass vom Bereich des Ankers keine Verbindung zum Gelenk oder zum umliegenden Gewebe besteht. Somit ist keine Möglichkeit der Abgabe von Stoffwechselprodukten in die Umgebung gewährleistet. Die Verbindung des Knochen-Kapsel-Labrum-Komplexes könnte in manchen Fällen jedoch weniger eng anliegen und eine Abgabe von Entzündungs- und Abbauprodukten in die Umgebung ermöglichen. Einen ähnlichen Effekt könnten fälschlicherweise vorkommende Perforationen des gegenüberliegenden Kortex durch das Bohrmanöver haben und so zu einem verminderten Auftreten von Osteolysen führen.

Hoffmann [60] diskutierte die Frage warum überhaupt Osteolysen auftreten, wenn die Abbauprodukte in das umliegende Weichteilgewebe oder den Markraum abgegeben werden können. Eine Erklärung seinerseits ist, dass es über die Aktivierung des Makrophagensystems zu einer Freisetzung von Mediatoren kommt, die wiederum die Osteoklasten aktivieren und somit zur Knochenresorption führen. Dies ist aus dem Bereich der Endoprothetik bekannt, wenn der Abrieb von nicht degradierbaren Materialien wie beispielsweise Polyäthylen- oder Polymethylmetakrylat über die Aktivierung von Makrophagen zur Knochenresorption führt. Er vermutet, dass es auch bei der Degradation von resorbierbaren Materialien zu einer Freisetzung von Partikeln kommt, bei deren Phagozytose Makrophagen eine entscheidende Rolle spielen.

Das Auftreten von Osteolysen in der von uns durchgeführten Studie, könnte durchaus im Sinne einer Fremdkörperreaktion durch die Aktivierung von Makrophagen und Osteoklasten hervorgerufen worden sein.

Ejerhed [37] vermutet, dass es an intraindividuellen Unterschieden zur Entwicklung einer Fremdkörperreaktion liegen könnte.

Erstaunlich war jedoch bei unserer Untersuchung, dass bei den Patienten, bei denen eine Osteolyse festgestellt wurde, nicht zwangsläufig alle Anker betroffen waren. Bei 7 Patienten war bei allen verwendeten Ankern eine Osteolyse aufgetreten. Bei 5 Patienten jedoch nur bei der Hälfte der verwendeten Anker, bei 2 Patienten nur bei einem Drittel und bei 1 Patienten nur bei einem Viertel.

In der Literatur finden sich zwei Fallberichte von Glueck [46] und Boden [12], die über das gleiche Phänomen berichten.

Der Fall, dass ein Fadenanker eine Osteolyse auslöst und der andere Fadenanker nicht, wird hier von Glueck [46] als „einzigartig“ eingestuft. Dieses Phänomen kommt in unserer Studie jedoch bei insgesamt 8 von 15 Patienten vor.

Glueck [46] berichtet von einem 20 jährigen Sportler, bei dem sowohl eine SLAP Läsion vom Typ 2, als auch eine Rotatorenmanschettenruptur festgestellt wurden. Die SLAP Läsion wurde mit einem resorbierbaren Bio-FASTak (Fa.Arthrex, Naples, FLA) versorgt. Die Rotatorenmanschettenruptur wurde mit einem Bio-Corkscrew-Fadenanker (Fa.Arthrex, Naples, FLA) versorgt. Beide Anker bestanden aus PLDLA. Die Implantate wurden standardmäßig mit einem Gewindebohrer eingebracht.

Bei einer nach 8 Monaten durchgeführten Nachuntersuchung zeigten sich klinisch keinerlei Probleme. Bei der radiologischen Untersuchung wurde jedoch im Bereich des Humeruskopfs eine relativ große osteolytische Reaktion festgestellt. Der osteolytische Bereich erstreckte sich vom Bereich des Fadenankers an der Insertionsstelle der Rotatorenmanschette in zentro-mediale Richtung in den Humeruskopf. Eine erneute radiologische Kontrolle nach 18 Monaten zeigte keine Veränderung der Osteolyse.

Bei der radiologischen Kontrolle des Bio-FASTak Fadenankers (Fa.Arthrex, Naples, FLA) im Bereich des Glenoids waren nach 9 und 18 Monaten keinerlei osteolytische Veränderungen sichtbar.

Auch Boden [12] berichtet von einem Patienten bei dem nach operativer Behandlung einer SLAP Läsion mit 3 biodegradierbaren knotenlosen Ankern aus PLLA, nur bei zwei von drei Ankern Osteolysen beobachtet wurden.

Die Vermutung, dass nur eine unterschiedliche intraindividuelle Veranlagung zur Entwicklung einer Fremdkörperreaktion zu Grunde liegt [37], kann bei dieser Beobachtung nicht angenommen werden.

Möglich wäre, dass bei der Rotatorenmanschettenrekonstruktion ein unterschiedlich dichtes Anliegen der Sehnen an den Knochen vorhanden war. Bei einem dichten Abschluss, der einen Austausch mit der Umgebung verhindert, könnte es wie von Bostman, Ejerhed und Kartus [20, 37, 71] beschrieben, durch die Akkumulation der Abbauprodukte zu einem erhöhten intraluminalen Druck gekommen sein, der wieder-

rum die Entstehung der Osteolysen durch eine Aktivierung von Osteoklasten [53] hervorgerufen haben könnte.

Im Hinblick auf die Ergebnisse unserer Studie bei der alle Fadenanker im Rahmen der Mini-Open-Rekonstruktion im Bereich des Humeruskopfes eingebracht wurden, könnte es sich, wie von Glueck [46] vermutet, um ein Phänomen handeln, welches sich durch die unterschiedliche Knochendichte erklären lässt. Tingart [127] untersuchte die volumetrische Knochenmineraldichte im Bereich des Tuberculum majus und fand besonders für die volumetrische trabekuläre Knochenmineraldichte signifikant höhere Werte im proximalen Bereich des Tuberculum majus im Vergleich zum distalen Bereich. Besonders die getesteten biodegradierbaren Anker wiesen eine deutlich geringere Ausreißfestigkeit im distalen Bereich auf. So könnte es zu einer unterschiedlichen mechanischen Belastung der verwendeten Anker kommen und dementsprechend zu dem Phänomen, dass bei den Patienten ein Nebeneinander von osteolytische Reaktionen, als auch unkomplizierten Abbauvorgängen zu beobachten ist. Um dies feststellen zu können, müsste bei der Sichtung der MRT-Bilder eine genauere Lokalisation der Osteolysen vorgenommen werden, um nachprüfen zu können, ob hier ein signifikanter Zusammenhang besteht.

Auch Käab [69] vermutet am ehesten eine mechanische Ursache in Form von zyklischer Belastung für das Auftreten von frühen Osteolysen. Das Ziel seiner Studie war die Analyse der frühen Reaktionen des umgebenden Gewebes auf einen amorphen Polylaktid (PLDLLA 70/30) Anker im Schafsknochen. Um einen mechanischen Einfluss auf die Biodegradierung auszuschließen wurden die Anker unbelastet im distalen Femur implantiert. Zum Vergleich wurden Titanimplantate vom gleichen Design verwendet. Die makro-und mikroradiologischen Untersuchungen zeigten keinerlei Anzeichen einer Osteolyse. Er wählte bewusst einen frühen Zeitraum zur Überprüfung, da die sichere Einheilung der Weichteilgewebe in den Knochen normalerweise 12 Wochen in Anspruch nimmt. Für das von ihm untersuchte Material aus PLDLLA wäre eine osteolytische Reaktion am ehesten 9 Monate nach der Implantation zu erwarten gewesen. So könnte es in unserer Studie eventuell möglich sein, dass die Anker je nach Lokalisation einer unterschiedlichen Belastung ausgesetzt waren.

Auf die Frage, warum der Knochen auf eine erhöhte mechanische Belastung mit der Bildung von Osteolysen reagiert, finden sich zwei Erklärungsmodelle.

Eine Erklärung könnte sein, dass es zu Mikrorissen innerhalb des Implantates kommt, die zu einer Vergrößerung der Oberfläche führen und dadurch die Degradationszeit beschleunigen, was wie schon beschrieben zu einer Akkumulation der Abbauprodukte führen kann [19].

Warum der Knochen auf eine zyklische Belastung mit Osteolysen reagieren könnte wird folgendermaßen erklärt. Es wurde herausgefunden, dass Makrophagen auf zyklische Belastung mit einer Freisetzung von osteolytischen Zytokinen (IL-6, TNF α , IL-1 β) reagieren. Dies könnte durch die Aktivierung der Osteoklasten zu einem lokalen Verlust von Knochen führen [53].

Als weiteres Phänomen in unserer Studie waren zwei Fadenanker aus PLDLA zu beobachten, die zum Zeitpunkt der Untersuchung noch nicht resorbiert worden waren. Es handelte sich dabei um zwei Patienten, bei denen jeweils ein Anker in einem Zeitraum von 35 und 38 Monaten noch nicht abgebaut worden war.

Über die verschiedenen Abbauezeiten der Implantate sind keine genauen Daten vorhanden. Für PGA sind im allgemeinen die kürzesten Zeiten berichtet, die zwischen 6-12 Monaten liegen [132]. Bostman [14] berichtet 1992, dass 12 Wochen nach der Implantation eine Degradationsrate von 74% in der Peripherie und von 28% im zentralen Bereich stattgefunden haben. 36 Wochen nach der Implantation war das PGA Material abgebaut worden und die knöchernen Aussparungen mit Bindegewebe gefüllt. Weiler [135] gibt an, 12 Monate nach Implantation keine Materialreste im Bereich des Implantats gefunden zu haben.

Für reines PLDLA finden sich, nach ausgiebiger Recherche, keine Abbauezeiten in der Literatur. Für ein Copolymer aus DL-Laktiden und PGA (85/15) wird die Abbauezeit mit 6 Monaten angegeben [73]. Für PDLLA ist eine Degradationsdauer von 6-16 Monaten zu finden [116, 132].

Für PLLA sind die Angaben der Abbauezeit am längsten. Dies deckt sich mit den Beobachtungen, die wir gemacht haben. Im Rahmen der Rotatorenmanschettenrekonstruktion wurde bei 11 Patienten zur Rekonstruktion einer Bicepssehnenläsion eine Interferenzschraube aus PLLA verwendet. Bei keinem der Patienten war diese zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung resorbiert worden. Verschiedene Autoren machen Angaben darüber, dass die vorhandenen PLLA Implantate nach einem längeren Zeitraum noch vorhanden waren. Die Angaben liegen zwischen 20 Monaten und 5,7 Jahren [8, 19, 100, 116]. Barber [5] konnte bei Langzeitversuchen feststellen, dass

bei 20 Patienten nach 7 Jahren die Interferenzschrauben, die zur Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes verwendet wurden, komplett resorbiert worden waren. Anstatt des erwarteten knöchernen Ersatzes, waren die Implantate jedoch durch fibröses Gewebe ersetzt worden. Über einen fehlenden ossären Ersatz berichten auch andere Autoren [101, 131].

Die Abbauzeiten scheinen, wie man an dem Beispiel der beiden Anker aus PLDLA in unserer Studie sieht, deutliche intraindividuelle Unterschiede aufzuweisen. Problematisch bei einer sehr späten Degradation ist, dass die Wahrscheinlichkeit für eine Dislokation oder eine Migration des Ankers steigt. Dies kann dann zu den gleichen Komplikationen wie bei Implantaten aus Metall führen. Zudem tritt hier das Problem auf, dass die biodegradierbaren Materialien auf dem Röntgenbild nicht dargestellt werden können. O'Driscoll [93] regte deswegen an, dass alle Fadenanker, die aus Plastik hergestellt werden, Röntgenmarker enthalten sollten, damit eine Routineüberprüfung einfach und kostengünstig möglich ist.

Neben den materialbedingten Ursachen weist Käab [69] 2002 darauf hin, dass Veränderungen des Implantats als Folge von Produktionsmechanismen und der Sterilisation der Implantate, der zusätzlichen Veränderung von Fadenmaterialien, die Schädigung des Knochens durch den Bohrvorgang, die Fehlplatzierung des Implantats oder die falsche Indikation mit Überlastung als Ursachen für die Osteolysen in Betracht gezogen werden sollten.

Bei den Patienten der Titanankergruppe wurden wie bereits erwähnt, keine Osteolysen festgestellt.

In unserer Studie wurden für die Rekonstruktion der Rotatorenmanschette im Mini-Open-Verfahren Fadenanker aus PLDLA (Corkscrew, Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) und Fadenanker aus Titan (Corkscrew, Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) verwendet.

Es wurden bei 14 Patienten, die mit insgesamt 28 Fadenankern aus Titan versorgt worden waren, MRT-Bilder angefertigt. Da bei Metallimplantaten die Problematik von Artefakten besteht, wurde bei einer Probemessung der Radius bestimmt, der nicht sicher zu beurteilen war. Er betrug 2mm. Der Knochen außerhalb dieses Saums war bei keinem der untersuchten Patienten osteolytisch verändert.

Komplikationen, die mit Metallimplantaten in Verbindung gebracht werden, sind Verlust und Migration [4, 35, 48] aber es existieren in der Literatur auch Fallberichte zu allergischen Reaktionen, sowie Knochenabbau und Prothesenlockerung [140].

Witte [140] erklärt, dass alle Metalle, die Kontakt mit biologischen Systemen haben, Korrosionsvorgängen unterworfen sind. Man kann davon ausgehen, dass es zu einer lokal erhöhten Konzentration von Metallionen kommt. Ebenso wie bei degradierbaren Materialien kann es über die Aktivierung von Zytokinen zu einer Reifung von Osteoklasten kommen, die einen Knochenabbau bewirken. Der Autor gibt als Beispiel für diesen Mechanismus Prothesenlockerungen an, die durch einen Knochenabbau bedingt sind.

In der Literatur finden sich keine Studien über Fremdkörperreaktionen in Form von Osteolysen bei Fadenankern aus Titan.

Ein Fallbericht beschreibt das Auftreten einer wahrscheinlich allergischen Immunreaktion bei einem Corkscrew-Fadenanker aus Titan:

Chow [27], berichtet 2004 über den Fall eines 78-Jährigen Mannes, bei dem nach arthroskopischer Rotatorenmanschettenrekonstruktion mit zwei Metallankern aus Titan (Corkscrew, Arthrex, Naples, FL) Komplikationen auftraten. Der Patient berichtete 6 Wochen nach der Operation über einen Hautausschlag an verschiedenen Stellen des Körpers, einschließlich im Bereich der Naht. Nach 11 Wochen wurde eine zweite Operation zur Untersuchung des weiterhin erythematös veränderten Schultergelenks durchgeführt. Dabei wurde ein großer Bereich mit nekrotischem Gewebe unter dem M. deltoideus gefunden. Der Knochen um die beiden Fadenanker war ausgehöhlt und mit nekrotischem Gewebe gefüllt. Die Fäden der Fadenanker waren nicht mehr vorhanden. Nach erfolgtem Debridement wurde die Rotatorenmanschette über ossäre Bohrlöcher erneut befestigt. Die Heilungsphase verlief ohne Komplikationen. Der Autor dieses Artikels gab an diesen Fadenanker seit 12 Jahren für die operative Rekonstruktion zu benutzen. Dabei war dies der erste Fall bei dem eine Komplikation auftrat. Eine Infektion erachtete er wegen fehlender Entzündungswerte als eher unwahrscheinlich. Ebenso eine Reaktion auf den Polyesterfaden, da dieser wiederum bei der Revision verwendet wurde. Am wahrscheinlichsten schätzt er eine Bioreaktion auf den Metallanker ein. Es könnte sich am ehesten um eine zellvermittelte Immunantwort oder eine Immunantwort des direkten Typs handeln.

Es ist vorstellbar, dass durch die relativ kleine Oberfläche der in unserer Studie verwendeten Fadenanker nur eine sehr begrenzte Menge an Metallionen freigesetzt wird. Diese scheint nicht auszureichen, um durch eine entsprechende Aktivierung von Zytokinen und Osteoklasten, osteolytische Veränderungen hervorzurufen. Der gleiche Grund könnte für das sehr seltene Auftreten von Immunreaktionen bei Fadenankern aus Titan gelten.

Hypothese 2:

Daher ist die Rerupturrate bei Patienten, die mit einem Bioanker versorgt wurden, höher.

Wir können in unserer Studie beim Vergleich der beiden Patientengruppen keine höhere Rerupturrate für die Patienten, die mit einem Corkscrew-Fadenanker aus PLD-LA versorgt wurden, feststellen.

So liegt die Rerupturrate für den M.supraspinatus in der Bioankergruppe bei 10%. Dabei handelt es sich bei zwei Patienten um Rupturen, die nach der Klassifikation von Bateman bei Grad 1 eingestuft werden und um einen Patienten, dessen Ruptur bei Grad 2 eingestuft wird. In der Titanankergruppe liegt die Rerupturrate mit insgesamt 14% für den M. supraspinatus etwas höher. Dabei handelt es sich um eine Ruptur mit Grad 1 nach Bateman und um eine Ruptur mit Grad 2 nach Bateman. Der Unterschied ist jedoch nicht signifikant.

Wenn man die Rerupturrate für den M. subscapularis betrachtet, liegt ein einziger Fall (3%) in der Bioankergruppe vor (Grad 1 nach Bateman).

Die klassischen Ursachen die die Heilungsrate der Rotatorenmanschette beeinflussen, sind die Größe der Läsion, die Retraktion des Muskels und die fettige Degeneration. Das Alter an sich ist dabei kein Faktor, der mit schlechten Ergebnissen korreliert. In einem Review aus dem Jahr 2010 berichtet Charousset von einer Rerupturrate die zwischen 11-36% liegt [26]. Wir konnten eine niedrige Rerupturrate von 10% und 14% feststellen, wobei zu Bedenken ist, dass Patienten mit Revisionen nicht den Einschlusskriterien entsprachen.

Von Interesse war für uns zu sehen, ob ein Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Osteolysen und Rerupturen besteht. Dies konnten wir jedoch nicht feststellen. Bei insgesamt 15 Patienten waren im MRT Osteolysen festgestellt worden. Bei nur

zwei dieser Patienten (13%) lag eine Reruptur vor, die weiteren 13 Patienten (87%) waren ohne Befund.

Man kann von daher vermuten, dass Osteolysen, die einen bestimmten Durchmesser nicht überschreiten, keine Auswirkungen auf die Sehnenfixation am Knochen haben.

So kann die Einschätzung von Weiler [135] bestärkt werden, der vermutet, dass leichte osteolytische Veränderungen höchstwahrscheinlich keinen Effekt auf die Frakturheilung, die Weichteilfixation oder die statischen Eigenschaften des Knochens haben. Falls die Osteolysen jedoch ein größeres Ausmaß annehmen, können sie die Frakturheilung oder die Fixation des Transplantats beeinflussen. Der in unserer Studie maximal vorkommende Durchmesser lag bei 14,7 mm, wobei wir keine Reruptur feststellen konnten.

In einer Studie von Cummins [32] ist eine signifikant höhere Rate von Revisionen bei Patienten mit resorbierbaren Ankern im Vergleich zu Metallankern festgestellt worden. Der Autor verglich 2003 eine Gruppe von Patienten die im Rahmen einer Rotatorenmanschettenrekonstruktion mit einem Metallanker aus Titan (Quickanchor, Mitek, Norwood, MA) versorgt worden war, mit einer Gruppe von Patienten, die resorbierbare Anker aus PLLA (Headed Bio-Corkscrew, Arthrex, Naples, FL) und (Panalok Quickanchor, Mitek, Norwood, MA) erhalten hatte. In der Gruppe der resorbierbaren Anker waren Revisionen signifikant häufiger notwendig. Es handelte sich dabei um insgesamt 3 Fälle (n=18). Im ersten Fall (3 Monate nach erfolgter Operation) war die Schraube unverändert im proximalen Humerus, die Histologie zeigte jedoch eine Fremdkörperreaktion auf das Material. Im zweiten Fall war der Mechanismus unklar. Es konnte nur noch ein Teil des Ankers gefunden werden. Der dritte Fall war ebenfalls unklar, da der Anker nicht mehr präsent war und komplett vom Körper resorbiert worden zu sein schien. Hier handelt es sich jedoch nicht, um Fälle bei denen die Revision im Zusammenhang mit einer Osteolyse stattfand, sondern, um einen Fall einer Fremdkörperreaktion und zwei Fällen die die Autoren als unklar darstellen. Als Kritikpunkt führten sie selber die geringe Fallzahl der Patienten an.

Ansonsten sind nur zwei Fallberichte in der Literatur zu finden, die im Zusammenhang mit einer Revision über eine Osteolyse berichten.

Boden [12] berichtet über den Fall einer notwendig gewordenen Revision einer versorgten SLAP-Läsion, bei der ein fokal osteolytischer Bereich, als Reaktion auf den

für die operative Behandlung verwendeten biodegradierbaren knotenlosen Anker aus PLLA festgestellt wurde. Die Größe der osteolytischen Läsion wird mit ungefähr 3mm angegeben.

Ob hier ein kausaler Zusammenhang zwischen der Osteolyse und der Revision bestehen ist jedoch nicht sicher nachzuvollziehen. Wahrscheinlicher ist es im folgenden Bericht, da die Osteolyse hier ein größeres Ausmaß zu haben scheint. Leider sind keine genauen Größenangaben vorhanden.

Spoliti [115] berichtet über den Fall einer 25 jährige Patientin, die 8 Monate nach der Rekonstruktion einer SLAP Läsion Schmerzen in der operierten Schulter entwickelte, die konservativ nicht zu beheben waren. Es wurde im CT eine große osteolytische Läsion im Bereich des Glenoids festgestellt, die im Bereich des verwendeten Fadenankers aus PLLA lokalisiert war. Die histologische Untersuchung des angrenzenden Gewebes ergab ein Fremdkörpergranulom. Nach der erneuten Rekonstruktion mit einem nicht resorbierbaren Fadenanker war die Patientin symptomfrei.

Da wir nur eine Momentaufnahme über die Größe der Osteolysen besitzen, wäre eine prospektive Studie über einen längeren Zeitraum sinnvoll, um beobachten zu können, wann die Osteolysen auftreten, ob sich die Osteolysen im Laufe der Zeit vergrößern, verkleinern oder sogar komplett durch Knochen oder fibröses Bindegewebe ersetzt werden. So kann auch abgeschätzt werden, wie groß die Gefahr für die Sehnen-Knochen-Verbindung ist oder ob eventuell ein erhöhtes Frakturrisiko besteht.

Ebenfalls problematisch ist, dass alle Patienten, bei denen eine Revision durchgeführt wurde, nicht in die Studie eingeschlossen wurden. Deswegen können wir keine Aussage darüber treffen, ob eventuell Patienten mit massiven Osteolysen zu einem früheren Zeitpunkt operationsbedürftige Rerupturen hatten.

Hypothese 3:

Die klinischen und funktionellen Ergebnisse sind in der Gruppe, die mit Bioankern versorgt wurden schlechter.

Diese Hypothese können wir nicht bestätigen. Wir konnten keinen signifikanten Unterschied im Hinblick auf die klinischen und funktionellen Ergebnisse zwischen den Patienten, die mit einem Corkscrew Fadenanker aus PLDLA (Fa. Arthrex, Karlsfeld) versorgt wurden und den Patienten, die mit einem Corkscrew Fadenanker (Fa. Arthrex, Karlsfeld) aus Titan versorgt wurden feststellen.

Die durchgeführten Schulterfragebögen, die aus dem Constant score, dem ASES, dem UCLA und dem SST bestanden, sind bis auf letzteren häufig in der Literatur zu finden [55, 67, 77, 105, 110, 144]. Die postoperativen Werte nach Mini-Open-Rekonstruktion, die verschiedene Autoren angeben, liegen zwischen 73-95 Punkten [55, 67, 77, 110, 130, 144]. Beide Studiengruppen erreichten im Schnitt Werte von 86 Punkten, was nach der Wertung von Böhm [13] als ausgezeichnet einzustufen ist. Beim UCLA Score erreichten beide Gruppen gute Ergebnisse (Bioanker 31,7/35 Punkten, Titananker 30,8/35 Punkten) was sich ebenfalls mit den Ergebnissen anderer Autoren deckt, die Punktzahlen von 28/35-32,3/35 angeben [55]. Für den ASES und den SST existieren keine Einteilungen bezüglich der Wertung. Beim SST lag die Punktzahl im Durchschnitt bei 11/12 Punkten (Bio-Corkscrew) und bei 10,7/12 Punkten (Titan-Corkscrew). Die Ergebnisse des ASES ergaben 92,8/100 Punkte (Bio-Corkscrew) und 91/100 Punkten (Titan-Corkscrew). Diese Ergebnisse liegen im oberen Rahmen von den Ergebnissen anderer Studien, die die postoperativen Ergebnisse nach Rotatorenmanschettenrekonstruktion untersuchten [55, 67, 105, 130].

Die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen sind nicht signifikant und fallen bei allen durchgeführten Fragebögen geringfügig besser für die Bioankergruppe aus.

Die postoperativen Ergebnisse für die aktive Beweglichkeit liegen für die Abduktion bei 152° (Bioanker) und 147° (Titananker), die Elevation bei 156° (Bioanker) und 158° (Titananker) und die Außenrotation bei 63° (Bioanker) und 69° (Titananker). Auch hier sind wieder nur leichte Abweichungen zwischen den beiden Gruppen feststellbar, welche nicht signifikant sind. Hersch [55], Nich [91] und Liem [77] berichten über postoperative Ergebnisse, die für die Flexion zwischen 140,5° und 175° liegen, für die Abduktion bei 164° [77] und für die Außenrotation zwischen 56° und 66°.

Auch bei der Kraftmessung nach dem BMCR (Elevation, Extension, Abduktion, Adduktion, Außenrotation und Innenrotation) und bei der isokinetischen Messung durch das Cybex (Cybex, Division of Lunex, Inc., Ronkonkoma, N.Y., U.S.A.) (Flexion, Abduktion, Außenrotation für das maximale Drehmoment, den Winkel der maximalen Kraft und die gesamte Arbeit), sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen vorhanden. Bei der Messung am Cybex ist die Tendenz einer etwas besseren Kraftentwicklung innerhalb der Titanankergruppe für die Abduktion (gesamte Arbeit), die Außenrotation und Innenrotation zu erkennen.

Bei der Untersuchung der Schulter mit spezifischen Schultertests konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. Bei Tests die den M. supraspinatus (Starterfunktion, Jobe-Test) und den M.subscapularis (Gerber-Test, Lift-off-Test, Napoleosign) betrafen, war der prozentuale Anteil der pathologischen Ergebnisse für die Bioankergruppe höher. Dies war ebenso bei den Impingementzeichen (Hawkins-Kennedy, Painful-Arc) und bei Tests des Akromioklavikulargelenks der Fall.

Es ist schwierig einen direkten Vergleich zu anderen Studien herzustellen, da nie alle Parameter übereinstimmen. So kann lediglich versucht werden, anhand verschiedener Beispiele einen Überblick über den Zusammenhang von Osteolysen und der klinischen Funktion gegeben zu werden.

Es existiert eine prospektive Studie aus dem Jahr 2010 von Milano [83], der die klinischen Unterschiede zwischen einem bioresorbierbaren Anker (Bio-Corkscrew-FT, 5,5,mm, Arthrex, Naples, FL) und einem Anker aus Metall (Corkscrew FT, 5,5mm, Arthrex, Naples, FL) bei arthroskopischer Rotatorenmanschettenruptur untersuchte. 110 Patienten (jeweils 55 Patienten pro Gruppe) wurden anhand des DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand), Work-DASH und des Constant Scores nachuntersucht. Das follow up lag bei zwei Jahren. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden, was unsere Ergebnisse bestätigt. Es wurden jedoch keine radiologischen Kontrollen durchgeführt, so dass diese Studie keine Rückschlüsse auf den Zusammenhang von Osteolysen und der Funktion zulässt.

Auch Ejerhed [37], untersuchte 33 Patienten nach Bankart-Rekonstruktion und verglich ebenfalls einen resorbierbaren (TAG-Fadenanker, Copolymer aus PGA und Trimethylencarbonat) mit einem nicht resorbierbaren Anker (TAG-Fadenanker aus

Polyacetal) nach offener Bankartrekonstruktion. Hier wurden bei beiden Gruppen osteolytische Veränderungen festgestellt (60% beim resorbierbaren Anker und 66% beim nicht resorbierbaren Anker). Es konnten klinisch und radiologisch keine Unterschiede festgestellt werden. Der Constant Score, der zur Überprüfung der Funktion herangezogen wurde, lag für beide Gruppen bei durchschnittlich 89 Punkten, so dass man generell von einem guten Ergebnis ausgehen kann. Da sowohl in der Gruppe mit den resorbierbaren Ankern, als auch in der Gruppe mit den nicht resorbierbaren Ankern Osteolysen auftraten, lassen sich nur bedingt Rückschlüsse auf den Zusammenhang zwischen osteolytischen Läsionen und der Funktion ziehen. Da die Resultate des Constant Score (der zu 65% objektiv die Funktion überprüft), mit 89 Punkten als „gut“ einzuschätzen sind, kann man davon ausgehen, dass die Osteolysen die Funktion nicht in einem extremen Ausmaß negativ beeinträchtigen.

Dieses Ergebnis bestätigte sich bei Warmes [133] der eine Studie unter fast identischen Bedingungen durchführte.

Kartus [71] konnte 1998 keine Korrelation zwischen dem Auftreten von vergrößerten Bohrlöchern bzw. zystischen Formationen und der Funktion der Schulter feststellen. Er untersuchte Patienten nach offener Bankartrekonstruktion von denen 56% (Gruppe A) und 23% (Gruppe B) vergrößerte oder zystische Bohrlöcher aufwiesen. Er bezog sich bei der Funktion auf die Kraft (Abduktion), die Beweglichkeit (Flexion, Abduktion, Außenrotation und Innenrotation, den Constant Score und Rowe Score.

Auch bei chirurgischen Eingriffen im Bereich des Knies existieren mehrere Studien, bei denen keine Unterschiede zwischen biodegradierbaren Schrauben und Schrauben aus Metall gefunden wurden, bzw. keine Fremdkörperreaktionen auftraten [4, 6, 52].

Eine ähnliche Studie von Cummins [32] aus dem Jahr 2003 kommt zu gegenteiligen Ergebnissen. Er verglich zwei Patientengruppen miteinander, die im Rahmen einer Rotatorenmanschettenrekonstruktion entweder mit einem Metallanker aus Titan Quickanchor (Mitek, Norwood, MA) oder dem Headed Bio-Corkscrew (Arthrex, Naples, FL) aus PLA und dem Panalok Quickanchor (Mitek, Norwood, MA) aus PLLA versorgt worden waren. Die Patienten wurden präoperativ, sowie 1 Woche, 6 Wochen, 3 Monate, 6 Monate und 1 Jahr postoperativ mit einem spezifischen Fragebogen und 23 Schultertests untersucht. Bei den Auswertungen zeigte sich, dass die Patientengruppe, die mit dem Metallanker aus Titan operiert worden war, sowohl ob-

ektiv als auch subjektiv signifikant bessere Nachuntersuchungsergebnisse hatte, als die Patientengruppe mit den resorbierbaren Ankern.

Auch in der Studie von Take [122] zeigen sich schlechtere klinische Ergebnisse für die Patienten bei denen Osteolysen festgestellt wurden. Hierbei handelt es sich jedoch um die postoperativen Ergebnisse einer arthroskopischen Labrumrekonstruktion.

Er untersuchte 2008 20 Patienten, die nach einer traumatischen vorderen Schulterinstabilität eine arthroskopische Labrumrekonstruktion und Kapselraffung mit drei Pinalok Fadenankern (Mitek Ethicon, Somerville, NJ) aus PLA erhielten. Röntgenaufnahmen wurden am ersten Tag postoperativ, nach 3 Monaten, nach 12 Monaten und bei einer letzten Untersuchung, die im Schnitt bei 25,8 Monaten lag, angefertigt. Der Durchmesser jedes Bohrlochs wurde im Verlauf ausgemessen. Die Vergrößerung der Bohrlöcher die der Autor im Verlauf beobachtete wurde berechnet. Die Patienten wurden basierend auf diesen Ergebnissen (größer oder kleiner als der Durchschnitt) in zwei Gruppen eingeteilt, welche klinisch untersucht wurden. Es wurde die Kraft der operierten Schulter für die Flexion und Außenrotation bestimmt und das Defizit zur nicht operierten Schulter ermittelt und für die Analyse verwendet. Weiterhin wurde bei (at every 12 month follow-up) jeder Untersuchung nach 12 Monaten das „Rowe Scoring System“ angewendet. Bei 55% der Patienten war mindestens ein Bohrloch über den Mittelwert + 1 Standardabweichung vergrößert. Diese Patienten hatten funktionell und bezogen auf die Stabilität signifikant schlechtere Ergebnisse.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass wir Osteolysen bei der Verwendung von Fadenankern aus PLDLA feststellen konnten, die jedoch weder Auswirkungen auf die Rerrupturrate noch auf die klinischen Ergebnisse hatten. Da sich jedoch in der Literatur Beispiele für eine negative Beeinflussung in Bezug auf die Rerrupturrate und die klinischen Ergebnissen finden, sollten weitere Untersuchungen stattfinden.

Die Vor- und Nachteile von Implantaten aus biodegradierbaren Materialien sollte weiterhin in klinischen Studien überprüft werden. Hier wären prospektive Studien wünschenswert, die über einen längeren Zeitraum die Funktion, die Rerrupturrate und die Stadien der Degradation, sowie eventuell auftretende Fremdkörperreaktionen genau dokumentieren und auf eine mögliche Korrelation überprüfen. Nach aktuellem Kenntnisstand existiert nur eine prospektive Studie von Milano [83], der biodegra-

dierbare Fadenanker mit Fadenankern aus Titan verglich, jedoch ohne eine Bildgebung zur Erfassung von potentiellen Osteolysen durchzuführen.

Besonders Patienten, die osteolytische Reaktionen aufweisen, sollten über einen Zeitraum von mehreren Jahren begleitet werden, um eine mögliche Dynamik der Osteolysen genauer erfassen zu können. Warne [133] zeigte in einer 1999 veröffentlichten Studie, dass osteolytische Reaktionen, die bei einer Röntgenkontrolle nach 6 Monaten auf resorbierbare Fadenanker (Copolymer aus PGA und Trimethylencarbonat) und nicht resorbierbare Fadenanker (Polyacetyl) festgestellt worden waren, bei Kontrollen nach einem und nach zwei Jahren nicht mehr vorhanden waren. Da es sich bei PGA um ein Material handelt, welches schnell resorbiert wird [132], könnte dies auch für Ankermaterialien aus PLDLA oder PLLA zutreffen.

Ein weiterer Vorteil bei der Durchführung einer prospektiven Studie wäre die Randomisierung bei der Anwendung der Fadenanker. Dies war in unserer Studie durch das retrospektive Studiendesign nicht möglich. So könnte beispielsweise die Knochenqualität, die zur Wahl des Materials beiträgt, die Ergebnisse beeinflussen.

Von Interesse sind weiterhin die Materialien, die aktuell auf dem Markt sind, wie Composite-Materialien und PEEK. Besonders die Composite-Materialien, sind durch den osteokonduktiven Ansatz im Hinblick auf die Vermeidung von Osteolysen interessant. Aber auch hier sind zunächst weitere klinische Langzeitstudien notwendig, um über den Nutzen für den klinischen Gebrauch urteilen zu können [107].

5 Zusammenfassung

Die Rotatorenmanschettenruptur ist eine häufige Verletzung des Schultergelenks, die mit ihrer degenerativen nichttraumatischen Form, besonders den älteren Menschen betrifft. Bei einer operativen Therapie stehen verschiedene Techniken zur Rekonstruktion zur Verfügung, von denen momentan hauptsächlich die Mini-Open-Technik und die arthroskopische Versorgung im Vordergrund stehen. Neben der transossären Naht sind verschiedenste Fadenanker zur Refixation der Sehne an den Knochen auf dem Markt erhältlich. Diese bestehen aus degradierbaren Materialien, zumeist Polylaktiden oder aus nicht degradierbaren Materialien, wie Titan.

Diese Arbeit soll untersuchen, ob bei der Verwendung von Fadenankern aus degradierbarem PLDLA und nicht degradierbarem Titan, zur Rotatorenmanschettenrekonstruktion, unterschiedliche Ergebnisse in Bezug auf die Klinik, die Funktion und die Bildgebung bestehen.

Zwischen 2000 und 2004 wurden 57 Patienten mit nichttraumatischer Rotatorenmanschettenruptur in der Sportorthopädie der TU München im Mini-open-Verfahren operiert und zwischen 2005 und 2006 nachuntersucht. 37 Patienten, wurden mit einem Corkscrew Fadenanker aus PLDLA (Fa. Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) versorgt und hatten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung ein Durchschnittsalter von 61,9 Jahren und ein durchschnittliches Follow-up von 35,5 Monaten (25-58 Monate). 20 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 62,3 Jahren und einem Follow-up von 37 Monaten waren mit einem Corkscrew Fadenanker aus Titan (Fa. Arthrex, Karlsfeld Deutschland) versorgt worden.

Im MRT der Schulter wurden bei 15 der 31 Patienten der Bioankergruppe Osteolysen festgestellt, die eine durchschnittliche Größe von 7,1mm aufwiesen und in einem Bereich von 3 bis 14mm lagen. Bei der Studiengruppe, die mit Titanankern versorgt worden war, konnten in einem Radius von über 2mm (bis zu dieser Größe war aufgrund von Artefakten keine Beurteilung möglich) keine Osteolysen festgestellt werden.

Wir konnten keinen Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Osteolysen und einer erhöhten Rerupturrate feststellen. Bei 1 (6,6%) von 15 Patienten, die eine Osteolyse aufwiesen, konnte eine Reruptur nachgewiesen werden.

Auch bei der klinischen Untersuchung die anhand von Schulter scores (Constant-Murley-Shoulder-Score, SST, UCLA, ASES), der Überprüfung von Beweglichkeit und Kraft (BMRC und isokinetische Testung am Cybex) und spezifischen Schultertest durchgeführt wurde, konnte anhand der Ergebnisse kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen festgestellt werden.

6 Literaturverzeichnis

1. An, Y. H., Woolf, S. K., Friedman, R. J.
Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices.
Biomaterials, 21 (2000) 2635-52
2. Augustiny, N., Von Schulthess, G. K., Meier, D., Bosiger, P.
MR imaging of large nonferromagnetic metallic implants at 1.5 T.
J Comput Assist Tomogr, 11 (1987) 678-83
3. Bak, K., Sorensen, A. K., Jorgensen, U., Nygaard, M., Krarup, A. L., Thune, C., Sloth, C., Pedersen, S. T.
The value of clinical tests in acute full-thickness tears of the supraspinatus tendon: does a subacromial lidocaine injection help in the clinical diagnosis? A prospective study.
Arthroscopy, 26 (2010) 734-42
4. Barber, F. A., Deck, M. A.
The in vivo histology of an absorbable suture anchor: a preliminary report.
Arthroscopy, 11 (1995) 77-81
5. Barber, F. A., Dockery, W. D.
Long-term absorption of poly-L-lactic Acid interference screws.
Arthroscopy, 22 (2006) 820-6
6. Barber, F. A., Elrod, B. F., McGuire, D. A., Paulos, L. E.
Preliminary results of an absorbable interference screw.
Arthroscopy, 11 (1995) 537-48
7. Bateman, J. E.
The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff.
Surg Clin North Am, 43 (1963) 1523-30
8. Bergsma, J. E., De Bruijn, W. C., Rozema, F. R., Bos, R. R., Boering, G.
Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws.
Biomaterials, 16 (1995) 25-31
9. Bigliani, L. U., Morrison, D.S., April, E.W.
Morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears.
Orthop Trans, 10 (1986) 459-60
10. Bishop, J., Klepps, S., Lo, I. K., Bird, J., Gladstone, J. N., Flatow, E. L.
Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair: a prospective study.
J Shoulder Elbow Surg, 15 (2006) 290-9
11. Boack, D. H., Wichelhaus, A., Mittlmeier, T., Hoffmann, R., Haas, N. P.
[Therapy of dislocated calcaneus joint fracture with the AO calcaneus plate].
Chirurg, 69 (1998) 1214-23

12. Boden, R. A., Burgess, E., Enion, D., Srinivasan, M. S.
Use of bioabsorbable knotless suture anchors and associated accelerated shoulder arthropathy: report of 3 cases.
Am J Sports Med, 37 (2009) 1429-33
13. Böhm, D.
Scores.
In "Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Schulter", Gohlke, F., Hedtmann, A. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, 2002, 98-104
14. Bostman, O., Paivarinta, U., Partio, E., Vasenius, J., Manninen, M., Rokkanen, P.
Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the fixation of rabbit femoral osteotomies.
J Bone Joint Surg Am, 74 (1992) 1021-31
15. Bostman, O., Partio, E., Hirvensalo, E., Rokkanen, P.
Foreign-body reactions to polyglycolide screws. Observations in 24/216 malleolar fracture cases.
Acta Orthop Scand, 63 (1992) 173-6
16. Bostman, O., Vainionpää, S., Hirvensalo, E., Makela, A., Vihtonen, K., Tormala, P., Rokkanen, P.
Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial.
J Bone Joint Surg Br, 69 (1987) 615-9
17. Bostman, O. M.
Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants.
J Bone Joint Surg Br, 73 (1991) 679-82
18. Bostman, O. M.
Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures.
Clin Orthop Relat Res, (1992) 193-9
19. Bostman, O. M., Pihlajamäki, H. K.
Late foreign-body reaction to an intraosseous bioabsorbable polylactic acid screw. A case report.
J Bone Joint Surg Am, 80 (1998) 1791-4
20. Bostman, O. M., Pihlajamäki, H. K., Partio, E. K., Rokkanen, P. U.
Clinical biocompatibility and degradation of polylevolactide screws in the ankle.
Clin Orthop Relat Res, (1995) 101-9
21. Brunner, U. H., Scheibel, M.
Klinische Untersuchung der Schulter.
In "Schulterchirurgie", Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Magosch, P. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010, 4. Auflage, 64-93

22. Burkart, A., Imhoff, A. B., Roscher, E.
Foreign-body reaction to the bioabsorbable suretac device.
Arthroscopy, 16 (2000) 91-5
23. Cahalan, T. D., Johnson, M. E., Chao, E. Y.
Shoulder strength analysis using the Cybex II isokinetic dynamometer.
Clin Orthop Relat Res, (1991) 249-57
24. Caldwell, G. L., Warner, J. P., Miller, M. D., Boardman, D., Towers, J., Debski, R.
Strength of fixation with transosseous sutures in rotator cuff repair.
J Bone Joint Surg Am, 79 (1997) 1064-8
25. Casteleyn, P. P., Handelberg, F., Haentjens, P.
Biodegradable rods versus Kirschner wire fixation of wrist fractures. A randomised trial.
J Bone Joint Surg Br, 74 (1992) 858-61
26. Charousset, C., Bellaiche, L., Kalra, K., Petrover, D.
Arthroscopic repair of full-thickness rotator cuff tears: is there tendon healing in patients aged 65 years or older?
Arthroscopy, 26 302-9
27. Chow, J. C., Gu, Y.
Material reaction to suture anchor.
Arthroscopy, 20 (2004) 314-6
28. Claes, L., Ignatius, A.
[Development of new, biodegradable implants].
Chirurg, 73 (2002) 990-6
29. Codman, E. A.
Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions In or About the Subacromial Bursa.
In, (Hrsg.), Thomas Todd, 1934,
30. Cole, B. J., Elattrache, N. S., Anbari, A.
Arthroscopic rotator cuff repairs: an anatomic and biomechanical rationale for different suture-anchor repair configurations.
Arthroscopy, 23 (2007) 662-9
31. Connor, P. M., Banks, D. M., Tyson, A. B., Coumas, J. S., D'alessandro, D. F.
Magnetic resonance imaging of the asymptomatic shoulder of overhead athletes: a 5-year follow-up study.
Am J Sports Med, 31 (2003) 724-7
32. Cummins, C. A., Strickland, S., Appleyard, R. C., Szomor, Z. L., Marshall, J., Murrell, G. A.
Rotator cuff repair with bioabsorbable screws: An in vivo and ex vivo investigation.
Arthroscopy, 19 (2003) 239-48

33. Cutright, D. E., Hunsuck, E. E., Beasley, J. D.
Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid.
J Oral Surg, 29 (1971) 393-7
34. Debrunner, A. M.
Die Schulter.
In "Orthopädie, Orthopädische Chirurgie", (Hrsg.), Verlag Hans Huber, 2005, 4.Auflage, 715-736
35. Dejong, E. S., Deberardino, T. M., Brooks, D. E., Judson, K.
In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor.
Arthroscopy, 20 (2004) 511-6
36. Eitenmuller, J., David, A., Pommer, A., Muhr, G.
[Surgical treatment of ankle joint fractures with biodegradable screws and plates of poly-L-lactide].
Chirurg, 67 (1996) 413-8
37. Ejerhed, L., Kartus, J., Funck, E., Kohler, K., Sernert, N., Karlsson, J.
A clinical and radiographic comparison of absorbable and non-absorbable suture anchors in open shoulder stabilisation.
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 8 (2000) 349-55
38. Ellman, H.
Arthroscopic subacromial decompression: analysis of one- to three-year results.
Arthroscopy, 3 (1987) 173-81
39. Epple, M.
Metalle in der Medizin.
In "Biomaterialien und Biomineralisation ", (Hrsg.), Teubner Verlag, 2003, 39-49
40. Epple, M.
Polymere in der Medizin In "Biomaterialien und Biomineralisation ", (Hrsg.), Teubner Verlag, 2003, 49-59
41. Esch, J. C., Ozerkis, L. R., Helgager, J. A., Kane, N., Lillioth, N.
Arthroscopic subacromial decompression: results according to the degree of rotator cuff tear.
Arthroscopy, 4 (1988) 241-9
42. Frank, C., Amiel, D., Woo, S. L., Akeson, W.
Normal ligament properties and ligament healing.
Clin Orthop Relat Res, (1985) 15-25
43. Freddy, H. F., Ticker, J.B., Imhoff, A.B.
Schulterchirurgie ein Operationsatlas.
In, (Hrsg.), Steinkopff, 2001,

44. Frokjaer, J., Moller, B. N.
Biodegradable fixation of ankle fractures. Complications in a prospective study of 25 cases.
Acta Orthop Scand, 63 (1992) 434-6
45. Gerber, C., Hersche, O., Farron, A.
Isolated rupture of the subscapularis tendon.
J Bone Joint Surg Am, 78 (1996) 1015-23
46. Glueck, D., Wilson, T. C., Johnson, D. L.
Extensive osteolysis after rotator cuff repair with a bioabsorbable suture anchor: a case report.
Am J Sports Med, 33 (2005) 742-4
47. Goutallier, D., Postel, J. M., Bernageau, J., Lavau, L., Voisin, M. C.
Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan.
Clin Orthop Relat Res, (1994) 78-83
48. Gunja, N. J., Athanasiou, K. A.
Biodegradable materials in arthroscopy.
Sports Med Arthrosc, 14 (2006) 112-9
49. Habermeyer, P.
Konservative Behandlung der Rotatorenmanschettenruptur.
In "Schulterchirurgie", Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Magosch, P. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010, 4. Auflage, 345-346
50. Habermeyer, P., Lehmann, L., Lichtenberg, S.
[Rotator cuff tears: diagnosis and therapy].
Orthopade, 29 (2000) 196-208
51. Habermeyer, P., Lichtenberg, S.
Therapie der Rotatorenmanschettenruptur-arthroskopische und offen chirurgische Techniken.
In "Schulterchirurgie", Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Magosch, P. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010 4. Auflage, 355-427
52. Hackl, W., Fink, C., Benedetto, K. P., Hoser, C.
[Transplant fixation by anterior cruciate ligament reconstruction. Metal vs. bioabsorbable polyglyconate interference screw. A prospective randomized study of 40 patients].
Unfallchirurg, 103 (2000) 468-74
53. Haynes, D. R., Crotti, T. N., Zreiqat, H.
Regulation of osteoclast activity in peri-implant tissues.
Biomaterials, 25 (2004) 4877-4885

54. Hedtmann, A.,Fett, H.
[Ultrasonography of the shoulder in subacromial syndromes with disorders and injuries of the rotator cuff].
Orthopade, 24 (1995) 498-508
55. Hersch, J. C.,Sgaglione, N. A.
Arthroscopically assisted mini-open rotator cuff repairs. Functional outcome at 2- to 7-year follow-up.
Am J Sports Med, 28 (2000) 301-11
56. Hodler, J.,Kursunoglu-Brahme, S.,Snyder, S. J.,Cervilla, V.,Karzel, R. P.,Schweitzer, M. E.,Flannigan, B. D.,Resnick, D.
Rotator cuff disease: assessment with MR arthrography versus standard MR imaging in 36 patients with arthroscopic confirmation.
Radiology, 182 (1992) 431-6
57. Hoffmann, F.,Schiller, M.,Reif, G.
[Arthroscopic rotator cuff reconstruction].
Orthopade, 29 (2000) 888-94
58. Hoffmann, R.,Krettek, C.,Haas, N.,Tscherne, H.
[Distal radius fracture. Fracture stabilization with biodegradable osteosynthesis pins (Biofix). Experimental studies and initial clinical experiences].
Unfallchirurg, 92 (1989) 430-4
59. Hoffmann, R.,Krettek, C.,Hetkamper, A.,Haas, N.,Tscherne, H.
[Osteosynthesis of distal radius fractures with biodegradable fracture rods. Results of two years follow-up].
Unfallchirurg, 95 (1992) 99-105
60. Hoffmann, R.,Weller, A.,Helling, H. J.,Krettek, C.,Rehm, K. E.
[Local foreign body reactions to biodegradable implants. A classification].
Unfallchirurg, 100 (1997) 658-66
61. Hoffmann, R. F.,Weisskopf, M.,Stockle, U.,Weiler, A.,Haas, N. P.
Bisegmental rotational fracture dislocation of the pediatric cervical spine. A case report.
Spine (Phila Pa 1976), 24 (1999) 904-7
62. Huebsch, N.,Mooney, D. J.
Inspiration and application in the evolution of biomaterials.
Nature, 462 (2009) 426-32
63. Hughes, R. E.,Johnson, M. E.,O'driscoll, S. W.,An, K. N.
Age-related changes in normal isometric shoulder strength.
Am J Sports Med, 27 (1999) 651-7
64. Hughes, R. E.,Johnson, M. E.,O'driscoll, S. W.,An, K. N.
Normative values of agonist-antagonist shoulder strength ratios of adults aged 20 to 78 years.
Arch Phys Med Rehabil, 80 (1999) 1324-6

65. Iannotti, J. P.
Full-Thickness Rotator Cuff Tears: Factors Affecting Surgical Outcome.
J Am Acad Orthop Surg, 2 (1994) 87-95
66. Ignatius, A. A., Claes, L. E.
In vitro biocompatibility of bioresorbable polymers: poly(L, DL-lactide) and poly(L-lactide-co-glycolide).
Biomaterials, 17 (1996) 831-9
67. Jacobs, S., Williams, H., Moir, J., Welsh, B., Welch, R.P.
Full thickness rotator cuff tears long-term follow-up.
Eur J Orthop Surg Traumatol, 10 (2000) 61-64
68. Jakob, O., Hoffmann, W.
Optische Aktivität.
In "Organische Verbindungen", (Hrsg.), C.C.Buchners Verlag, 1988, 5. Auflage, 181-196
69. Kaab, M. J., Rahn, B. A., Weiler, A., Curtis, R., Perren, S. M., Schneider, E.
Osseous integration of poly-(L-co-D/L-lactide) 70/30 and titanium suture anchors: an experimental study in sheep cancellous bone.
Injury, 33 Suppl 2 (2002) B37-42
70. Kalla, T. P., Janzen, D. L.
Orthosorb: a case of foreign-body reaction.
J Foot Ankle Surg, 34 (1995) 366-70
71. Kartus, J., Ejerhed, L., Funck, E., Kohler, K., Sernert, N., Karlsson, J.
Arthroscopic and open shoulder stabilization using absorbable implants. A clinical and radiographic comparison of two methods.
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 6 (1998) 181-8
72. Kulkarni, R. K., Moore, E. G., Hegyeli, A. F., Leonard, F.
Biodegradable poly(lactic acid) polymers.
J Biomed Mater Res, 5 (1971) 169-81
73. Lajtai, G., Balon, R., Humer, K., Aitzetmuller, G., Unger, F., Orthner, E.
[Resorbable interference screws. Histologic study 4.5 years postoperative].
Unfallchirurg, 101 (1998) 866-9
74. Lam, K. H., Schakenraad, J. M., Esselbrugge, H., Feijen, J., Nieuwenhuis, P.
The effect of phagocytosis of poly(L-lactic acid) fragments on cellular morphology and viability.
J Biomed Mater Res, 27 (1993) 1569-77
75. Lee, E., Bishop, J. Y., Braman, J. P., Langford, J., Gelber, J., Flatow, E. L.
Outcomes after arthroscopic rotator cuff repairs.
J Shoulder Elbow Surg, 16 (2007) 1-5

76. Levy, H. J., Uribe, J. W., Delaney, L. G.
Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results.
Arthroscopy, 6 (1990) 55-60
77. Liem, D., Bartl, C., Lichtenberg, S., Magosch, P., Habermeyer, P.
Clinical outcome and tendon integrity of arthroscopic versus mini-open supraspinatus tendon repair: a magnetic resonance imaging-controlled matched-pair analysis.
Arthroscopy, 23 (2007) 514-21
78. Liu, S. H.
Arthroscopically-assisted rotator-cuff repair.
J Bone Joint Surg Br, 76 (1994) 592-5
79. Magnusson, S. P., Gleim, G. W., Nicholas, J. A.
Subject variability of shoulder abduction strength testing.
Am J Sports Med, 18 (1990) 349-53
80. Magosch, P.
Differentialdiagnose der Schultererkrankungen.
In, (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010, S. 188
81. Magosch, P.
Differentialdiagnose der Schultererkrankungen.
In "Schulterchirurgie", Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Magosch, P. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010, 4. Auflage, 188
82. Middleton, J. C., Tipton, A. J.
Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices.
Biomaterials, 21 (2000) 2335-46
83. Milano, G., Grasso, A., Salvatore, M., Saccomanno, M. F., Deriu, L., Fabbriciani, C.
Arthroscopic rotator cuff repair with metal and biodegradable suture anchors: a prospective randomized study.
Arthroscopy, 26 S112-9
84. Milgrom, C., Schaffler, M., Gilbert, S., Van Holsbeeck, M.
Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender.
J Bone Joint Surg Br, 77 (1995) 296-8
85. Moosmayer, S., Smith, H. J., Tariq, R., Larmo, A.
Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study.
J Bone Joint Surg Br, 91 (2009) 196-200
86. Morse, K., Davis, A. D., Afra, R., Kaye, E. K., Schepsis, A., Voloshin, I.
Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a comprehensive review and meta-analysis.
Am J Sports Med, 36 (2008) 1824-8

87. Muller, M.,Kaab, M. J.,Villiger, C.,Holzach, P.
Osteolysis after open shoulder stabilization using a new bio-resorbable bone anchor: a prospective, non-randomized clinical trial.
Injury, 33 Suppl 2 (2002) B30-6
88. Neer, C. S., 2nd
Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report.
J Bone Joint Surg Am, 54 (1972) 41-50
89. Nho, S. J.,Provencher, M. T.,Seroyer, S. T.,Romeo, A. A.
Bioabsorbable anchors in glenohumeral shoulder surgery.
Arthroscopy, 25 (2009) 788-93
90. Nho, S. J.,Slabaugh, M. A.,Seroyer, S. T.,Grumet, R. C.,Wilson, J. B.,Verma, N. N.,Romeo, A. A.,Bach, B. R., Jr.
Does the literature support double-row suture anchor fixation for arthroscopic rotator cuff repair? A systematic review comparing double-row and single-row suture anchor configuration.
Arthroscopy, 25 (2009) 1319-28
91. Nich, C.,Mutschler, C.,Vandenbussche, E.,Augereau, B.
Long-term clinical and MRI results of open repair of the supraspinatus tendon.
Clin Orthop Relat Res, 467 (2009) 2613-22
92. Nusselt, T.,Freche, S.,Klinger, H. M.,Baums, M. H.
Intraosseous foreign body granuloma in rotator cuff repair with bioabsorbable suture anchor.
Arch Orthop Trauma Surg, 130 (2010) 1037-40
93. O'driscoll, S.
Suture anchor pullout.
Arthroscopy, 26 872; author reply 872
94. Odenbring, S.,Wagner, P.,Atroshi, I.
Long-term outcomes of arthroscopic acromioplasty for chronic shoulder impingement syndrome: a prospective cohort study with a minimum of 12 years' follow-up.
Arthroscopy, 24 (2008) 1092-8
95. Park, M. C.,Ahmad, C. S.,Elattrache, N. S.,Lee, T. Q.
Regarding biomechanical advantages of triple-loaded suture anchors.
Arthroscopy, 26 873-4; author reply 874-6
96. Paulos, L. E.,Kody, M. H.
Arthroscopically enhanced "miniapproach" to rotator cuff repair.
Am J Sports Med, 22 (1994) 19-25
97. Pearsall, A. W. T.,Ibrahim, K. A.,Madanagopal, S. G.
The results of arthroscopic versus mini-open repair for rotator cuff tears at mid-term follow-up.
J Orthop Surg Res, 2 (2007) 24

98. Perthes, G.
Über Operationen bei habitueller Schulterluxation.
Dtsch Z Chir, 85 (1906) 199-227
99. Pietschmann, M. F., Frohlich, V., Ficklscherer, A., Gulecyuz, M. F., Wegener, B., Jansson, V., Muller, P. E.
Suture anchor fixation strength in osteopenic versus non-osteopenic bone for rotator cuff repair.
Arch Orthop Trauma Surg, 129 (2009) 373-9
100. Pistner, H., Gutwald, R., Ordnung, R., Reuther, J., Mühling, J.
Poly(L-lactide): a long-term degradation study in vivo. I. Biological results.
Biomaterials, 14 (1993) 671-7
101. Pistner, H., Reuther, J., Mühling, J., Gutwald, R.
Vollständige Biodegradation von amorphen Polylactid-Osteosynthematerialien in Hart- und Weichgewebe im Langzeitversuch. .
In "61st Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie.", Oester, H. J., Rehm, K.E. (Hrsg.), Springer Verlag, 1997,
102. Poigenfurst, J., Leixnering, M., Ben Mokhtar, M.
[Local complications following implantation of Biorod].
Aktuelle Traumatol, 20 (1990) 157-9
103. Putz, R., Pabst, R.
Muskeln der oberen Extremität.
In "Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen", Putz, R., Pabst, R. (Hrsg.), Elsevier, 2004, 24. Auflage, S.190
104. Rodosky, M. W., Harner, C. D., Fu, F. H.
The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder.
Am J Sports Med, 22 (1994) 121-30
105. Sauerbrey, A. M., Getz, C. L., Piancastelli, M., Iannotti, J. P., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr.
Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a comparison of clinical outcome.
Arthroscopy, 21 (2005) 1415-20
106. Scheibel, M., Habermeyer, P.
Klinische Diagnostik von Rotatorenmanschettenrupturen.
Arthroskopie, 1 (2007) 6-12
107. Schlichting, K., Dahne, M., Weiler, A.
Biodegradable composite implants.
Sports Med Arthrosc, 14 (2006) 169-76
108. Schmid, M. R., Hodler, J.
MRT und MR-Arthrographie.
In "Schulterchirurgie", Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Magosch, P. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2010, 4. Auflage, 142-143

109. Schneeberger, A. G., Von Roll, A., Kalberer, F., Jacob, H. A., Gerber, C.
Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study.
J Bone Joint Surg Am, 84-A (2002) 2152-60
110. Severud, E. L., Ruotolo, C., Abbott, D. D., Nottage, W. M.
All-arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: A long-term retrospective outcome comparison.
Arthroscopy, 19 (2003) 234-8
111. Shellock, F. G., Mink, J. H., Curtin, S., Friedman, M. J.
MR imaging and metallic implants for anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of ferromagnetism and artifact.
J Magn Reson Imaging, 2 (1992) 225-8
112. Smith, J. G.
The classic: Pathological appearances of seven cases of injury of the shoulder-joint: with remarks. 1834.
Clin Orthop Relat Res, 468 1471-5
113. Snyder, S. J.
Evaluation and treatment of the rotator cuff.
Orthop Clin North Am, 24 (1993) 173-92
114. Speer, K. P., Warren, R. F.
Arthroscopic shoulder stabilization. A role for biodegradable materials.
Clin Orthop Relat Res, (1993) 67-74
115. Spoliti, M.
Glenoid osteolysis after arthroscopic labrum repair with a bioabsorbable suture anchor.
Acta Orthop Belg, 73 (2007) 107-10
116. Stahelin, A. C., Weiler, A., Rufenacht, H., Hoffmann, R., Geissmann, A., Feinstein, R.
Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: a report of six cases.
Arthroscopy, 13 (1997) 238-44
117. Sudkamp, N. P., Kaab, M. J.
Biodegradable implants in soft tissue re-fixation: experimental evaluation, clinical experience, and future needs.
Injury, 33 Suppl 2 (2002) B17-24
118. Suuronen, R.
Biodegradable fracture-fixation devices in maxillofacial surgery.
Int J Oral Maxillofac Surg, 22 (1993) 50-7
119. Suuronen, R., Laine, P., Pohjonen, T., Lindqvist, C.
Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: a preliminary report.
J Oral Maxillofac Surg, 52 (1994) 715-20; discussion 720-1

120. Sward, L., Hughes, J. S., Amis, A., Wallace, W. A.
The strength of surgical repairs of the rotator cuff. A biomechanical study on cadavers.
J Bone Joint Surg Br, 74 (1992) 585-8
121. T. Barthel
Arthroskopie des Schultergelenks.
In "Schulter", F. Gohlke, A. H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, 2002, 153-166
122. Take, Y., Yoneda, M., Hayashida, K., Nakagawa, S., Mizuno, N.
Enlargement of drill holes after use of a biodegradable suture anchor: quantitative study on consecutive postoperative radiographs.
Arthroscopy, 24 (2008) 251-7
123. Tempelhof, S., Rupp, S., Seil, R.
Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders.
J Shoulder Elbow Surg, 8 (1999) 296-9
124. Thomann, K. D.
Begutachtung häufiger Verletzungen des Bewegungsapparats.
In "Orthopädisch-unfallchirurgische Begutachtung", Thomann, K. D., Schröter, F., Grosser, V. (Hrsg.), Urban und Fischer, 2009, 1. Auflage, S.188-191
125. Tingart, M., Grifka, J.
Läsionen der Rotatorenmanschette.
Der Orthopäde, 36 (2007) 787-787
126. Tingart, M., Grifka, J.
Läsionen der Rotatorenmanschette.
Orthopäde, (2007) 787
127. Tingart, M. J., Apreleva, M., Lehtinen, J., Zurakowski, D., Warner, J. J.
Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in rotator cuff repair: which anchors are best to use in patients with low bone quality?
Am J Sports Med, 32 (2004) 1466-73
128. Tocci, S. L., Tashjian, R. Z., Leventhal, E., Spenciner, D. B., Green, A., Fleming, B. C.
Biomechanical comparison of single-row arthroscopic rotator cuff repair technique versus transosseous repair technique.
J Shoulder Elbow Surg, 17 (2008) 808-14
129. Vahlensieck, M., Träber, F., Gieseke, J.
Relevante MR-Techniken.
In "MRT des Bewegungsapparats", Vahlensieck, M., Reiser, M. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, 2006, 2-24
130. Verma, N. N., Dunn, W., Adler, R. S., Cordasco, F. A., Allen, A., Macgillivray, J., Craig, E., Warren, R. F., Altchek, D. W.
All-arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a retrospective review with minimum 2-year follow-up.
Arthroscopy, 22 (2006) 587-94

131. Walton, M., Cotton, N. J.
Long-term in vivo degradation of poly-L-lactide (PLLA) in bone.
J Biomater Appl, 21 (2007) 395-411
132. Wang, Y., Pan, J., Han, X., Sinka, C., Ding, L.
A phenomenological model for the degradation of biodegradable polymers.
Biomaterials, 29 (2008) 3393-401
133. Warne, W. J., Arciero, R. A., Savoie, F. H., 3rd, Uhorchak, J. M., Walton, M.
Nonabsorbable versus absorbable suture anchors for open Bankart repair. A prospective, randomized comparison.
Am J Sports Med, 27 (1999) 742-6
134. Weiler, A., Helling, H. J., Kirch, U., Zirbes, T. K., Rehm, K. E.
Foreign-body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation: experimental study in sheep.
J Bone Joint Surg Br, 78 (1996) 369-76
135. Weiler, A., Hoffmann, R. F., Stahelin, A. C., Helling, H. J., Sudkamp, N. P.
Biodegradable implants in sports medicine: the biological base.
Arthroscopy, 16 (2000) 305-21
136. Weiss, S., Etrich, O., Kasten, P., Loew, M.
[Evaluation of force and mobility following the open Bankart operation for treatment of recurrent dislocation of the shoulder].
Z Orthop Ihre Grenzgeb, 142 (2004) 592-7
137. Williams, D.
Revisiting the definition of biocompatibility.
Med Device Technol, 14 (2003) 10-3
138. Williams, D. F.
On the mechanisms of biocompatibility.
Biomaterials, 29 (2008) 2941-53
139. Witt, M.
Rotatorenmanschettenruptur.
Trauma und Berufskrankheit, 8 (2006) S253-S257
140. Witte, F., Calliess, T., Windhagen, H.
[Biodegradable synthetic implant materials : clinical applications and immunological aspects].
Orthopade, 37 (2008) 125-30
141. Wulker, N.
[100 years shoulder and elbow surgery].
Orthopade, 30 (2001) 789-97

142. Yamaguchi, K.,Levine, W. N.,Marra, G.,Galatz, L. M.,Klepps, S.,Flatow, E. L.
Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair: the pros and cons.
Instr Course Lect, 52 (2003) 81-92
143. Yan, W. Q.,Nakamura, T.,Kawanabe, K.,Nishigochi, S.,Oka, M.,Kokubo, T.
Apatite layer-coated titanium for use as bone bonding implants.
Biomaterials, 18 (1997) 1185-90
144. Youm, T.,Murray, D. H.,Kubiak, E. N.,Rokito, A. S.,Zuckerman, J. D.
Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a comparison of clinical outcomes
and patient satisfaction.
J Shoulder Elbow Surg, 14 (2005) 455-9
145. Zumstein, M.,Jacob, H. A.,Schneeberger, A. G.
In vitro comparison of standard and Knotless metal suture anchors.
Arthroscopy, 20 (2004) 517-20

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung nach Bateman	13
Tabelle 2: Klassifikation der Osteolysen	26
Tabelle 3: Klassifikation und Behandlung der extraartikulären Weichteilreaktionen ..	26
Tabelle 4: Klassifikation und Behandlung der intraartikulären synovialen Reaktion ..	27
Tabelle 5: Kraftgrade	37
Tabelle 6: Einteilung nach Goutallier	46
Tabelle 7: Übersicht über die verwendeten statistischen Tests	48
Tabelle 8: Ergebnisse des Constant-Murley shoulder score	49
Tabelle 9: Ergebnisse des Simple Shoulder Test	51
Tabelle 10: Ergebnisse des ASES	52
Tabelle 11: Ergebnisse des UCLA.....	53
Tabelle 12: Ergebnisse der Beweglichkeit	54
Tabelle 13: Ergebnisse des BMRC	57
Tabelle 14: Ergebnisse der Klinische Tests	60
Tabelle 15: Messung des maximalen Drehmoments (Nm), Abduktion	61
Tabelle 16: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad), der Abduktion	61
Tabelle 17: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Abduktion.....	62
Tabelle 18: Messung des maximalen Drehmoments (Nm) der Außenrotation,	64
Tabelle 19: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad) der Außenrotation, ..	64
Tabelle 20: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Außenrotation	65
Tabelle 21: Messung des maximalen Drehmoments der Innenrotation (Nm)	67
Tabelle 22: Messung des Winkels der maximalen Kraft (Grad) der Innenrotation, ...	67
Tabelle 23: Messung der gesamten Arbeit (Joule) der Innenrotation	68
Tabelle 24: Röntgenologische Veränderung	71
Tabelle 25: Akromiohumeraler Spalt, prä- und postoperativ	72

Tabelle 26: Acromiontyp nach Bigliani Typ 1-3, Anzahl und prozentualer Anteil der jeweiligen Gruppe (Bio und Titan) prä- und postoperativ.....	74
Tabelle 27: Verfettung nach Goutaillier (Grad 0-4)	75
Tabelle 28: Reruptur des M.supraspinatus, Klassifikation nach Bateman	77
Tabelle 29: Reruptur des M.subscspularis nach Bateman.....	78
Tabelle 30: Reruptur des M.infraspinatus, Klassifikation nach Bateman	79
Tabelle 31: Reruptur des M.biceps brachii.....	79
Tabelle 32: Anzahl der Osteolysen in der Bioanker- und Titanankergruppe	81
Tabelle 33: Zusammenhang der Osteolysen und der Rerupturen	83
Tabelle 34: prozentualer Anteil der degradierten Anker	84
Tabelle 35: Degradation der Interferenzschraube.....	85
Tabelle 36: Übersicht über die durchgeführten Operationen der Bioankergruppe	88
Tabelle 37: Übersicht über die durchgeführten Operationen der Titanankergruppe .	90

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schultergelenk, Articulatio humeri.....	7
Abbildung 2: Synthese von Polylaktiden (PLA).....	21
Abbildung 3: D-Milchsäure und L-Milchsäure	22
Abbildung 4: Abbau von PLA	24
Abbildung 5: Bio-Corkscrew Fadenanker aus PLDLA	31
Abbildung 6: Corkscrew Fadenanker aus Titan	32
Abbildung 7: Übersicht über die prozentuale Gewichtung des Constant Scores	34
Abbildung 8: prozentuale Gewichtung der Bereiche des UCLA.....	36
Abbildung 9: Beispiel einer Cybex Auswertung	44
Abbildung 10: Cybex Dynanometer in der Sportorthopädie München	44
Abbildung 11: Fadenanker aus Titan	47
Abbildung 12: MRT des Fadenankers aus Titan in einer Fettemulsion	46
Abbildung 13: Höhe des Constant Scores	49
Abbildung 14: Boxplot des ASES	52
Abbildung 15: Boxplot, Gesamtpunktzahl des UCLA.....	53
Abbildung 16: Boxplot, Darstellung der aktiven Flexion	55
Abbildung 17: Boxplot, Darstellung der aktiven Abduktion	55
Abbildung 18: Boxplot, Darstellung der aktiven Außenrotation	56
Abbildung 19: Boxplot, Darstellung der aktiven Innenrotation	56
Abbildung 20: Balkendiagramm, Flexion, Kraftgrade nach BMRC	58
Abbildung 21: Balkendiagramm, Abduktion, Kraftgrade nach BMRC	58
Abbildung 22: Balkendiagramm, Außenrotation, Kraftgrade nach BMRC	59
Abbildung 23: Balkendiagramm, Innenrotation, Kraftgrade nach BMRC	59
Abbildung 24: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum der Abduktion	62

Abbildung 25: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft der Abduktion.....	63
Abbildung 26: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit der Abduktion	63
Abbildung 27: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum der..... Außenrotation	65
Abbildung 28: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft der Außenrotation	66
Abbildung 29: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit der Außenrotation.....	66
Abbildung 30: Boxplot, Messung am Cybex, Drehmomentmaximum der..... Innenrotation.....	68
Abbildung 31: Boxplot, Messung am Cybex, Winkel der maximalen Kraft der Innenrotation.....	69
Abbildung 32: Boxplot, Messung am Cybex, gesamte Arbeit der Innenrotation	69
Abbildung 33: Boxplot, Acromiohumeraler Spalt (cm)	73
Abbildung 34: Boxplot, Acromiohumeraler Spalt (cm) postoperativ.....	73
Abbildung 35: Balkendiagramm, Verfettung nach Goutallier (Grad 0-4)	76
Abbildung 36: Balkendiagramm, Reruptur des M.supraspinatus, Klassifikation nach Bateman	77
Abbildung 37: Balkendiagramm, Reruptur des M. subscapularis	78
Abbildung 38: Patienten der Bio- und Titanankergruppe bei denen eine Osteolyse vorhanden ist (prozentualer Anteil).....	81
Abbildung 39: Punktdiagramm der Patienten (aufgeführt nach ID) die bei einem oder mehreren Bioankern eine Osteolyse (mm) aufweisen.....	82
Abbildung 40: Osteolyse bei einer 63 jährigen Patientin, 36 Monate postoperativ ..	82
Abbildung 41: Osteolyse bei einer 66 jährigen Patientin, 38 Monate postoperativ ..	83
Abbildung 42: Balkendiagramm, Zusammenhang der Osteolysen und der	84
Reruptur.....	84

Abbildung 43: prozentuale Darstellung der Patienten der Bioankergruppe in Bezug auf die anteilige Resorption der verwendeten Anker85

9 Anhang

CONSTANT SCHULTER SCORE SPORTORTHOPÄDIE MÜNCHEN								
		Datum:				Patientenaufkleber:		
		OP-Datum:						
		Operierte Seite:						
		Dominanz:						
Subjektive Parameter	Schmerzen	Keine Leichte Mäßige Starke				15		
	Aktivitätsniveau	Arbeitsfähig Freizeit/Sport Schlaf				10		
	Alltagsaktivität	bis Taille bis Xiphoid bis Hals bis Scheitel über Kopf hinaus				10		
Objektive Parameter	Beweglichkeit	Grad	Flexion/ Elevation		Abduktion		15	
		0°-30°	0		0			
		31°-60°	2		2			
		61°-90°	4		4			
		91°-120°	6		6			
		121°-150	8		8			
		151°-180°	10		10			
	Kombinierte aktive Außenrotation							20
	Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach vorn					2		
	Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach hinten					4		
	Hand auf Scheitel, Ellenbogen nach vorne					6		
	Volle Elevation von Scheitel ausgehend					8		
	Hand auf Scheitel, Ellenbogen nach hinten					10		
Kombinierte aktive Innenrotation (Position Handrücken)							20	
Außenseite Oberschenkel					0			
Auf Gesäß					2			
Auf lumbosakralem Übergang					4			
Auf Gürtellinie (L3)					6			
Auf 12. Brustwirbel					8			
Zwischen den Schulterblättern					10			
Kraft	Abduktion gegen Widerstand (elektronische Federwaage)							
	0,7 kg	2	5,1 kg	12	9,5 kg	22	25	
	1,4 kg	3	5,8 kg	13	10,2 kg	23		
	2,2 kg	5	6,6 kg	15	11,0 kg	25		
	2,9 kg	7	7,3 kg	17				
	3,6 kg	8	8,0 kg	18				
	4,4 kg	10	8,8 kg	20				
Gesamt							100	

SIMPLE SHOULDER TEST

SPORTORTHOPÄDIE MÜNCHEN

Name:

Geb. Datum:

Datum:

Bitte alle Fragen mit "ja" oder "nein" beantworten, indem Sie die entsprechende Antwort umkreisen.

1. Fühlt sich ihre Schulter angenehm an, wenn sich der Arm seitlich am Körper befindet?	Ja	Nein
2. Können Sie in Bezug auf Ihre Schulter problemlos schlafen?	Ja	Nein
3. Können Sie hinter den Rücken fassen, um ein Hemd in die Hose zu stecken?	Ja	Nein
4. Können Sie Ihre Hand an den Hinterkopf legen und Ihren Ellenbogen gerade zur Seite austrecken?	Ja	Nein
5. Können Sie eine Münze mit gestrecktem Ellenbogen in ein Regal auf Höhe Ihrer Schulter legen?	Ja	Nein
6. Können Sie ein Gewicht von einem Pfund auf Höhe Ihrer Schulter heben ohne Ihren Ellenbogen zu beugen?	Ja	Nein
7. Können Sie ein Gewicht von vier Kilo auf Höhe Ihrer Schulter heben ohne Ihren Ellenbogen zu beugen?	Ja	Nein
8. Können Sie mit Ihrem Arm betroffenen Arm ein Gewicht von 10 kg seitlich an Ihrem Körper tragen?	Ja	Nein
9. Denken Sie, Sie können mit dem betroffenen Arm, von unten einen Tennisball 10m weit werfen?	Ja	Nein
10. Denken Sie Sie können mit dem betroffenen Arm einen Tennisball 10 m weit über den Kopf werfen?	Ja	Nein
11. Können Sie sich mit dem betroffenen Arm auf der Rückseite Ihrer gegenüberliegenden Schulter waschen?	Ja	Nein
12. Könnten Sie mit Ihrer Schulter einer regelmäßigen Vollzeitbeschäftigung nachgehen?	Ja	Nein

American Shoulder and Elbow Surgeons Shoulder Index- ASES

Name:

Datum:

Geb.Datum:

OP Datum:

Betroffene Schulter:

Schmerz

Wie stark ist Ihr Schmerz heute?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

kein Schmerz

maximaler Schmerz

Aktivitäten:

0= nicht in der Lage auszuführen

1=sehr schwierig auszuführen

2=mit leichten Schwierigkeiten auszuführen

3=keine Schwierigkeiten bei der Ausführung

Bitte umkreisen Sie die entsprechende Ziffer.

Aktivität	Linker Arm				Rechter Arm			
1. Jacke anziehen	0	1	2	3	0	1	2	3
2. Auf der betroffenen Seite schlafen	0	1	2	3	0	1	2	3
3. Rücken waschen/ BH anziehen	0	1	2	3	0	1	2	3
4. Körperpflege	0	1	2	3	0	1	2	3
5. Haare kämmen	0	1	2	3	0	1	2	3
6. hohes Regal erreichen	0	1	2	3	0	1	2	3
7. 5 kg über Höhe der Schulter heben	0	1	2	3	0	1	2	3
8. Ball über den Kopf werfen	0	1	2	3	0	1	2	3
9. Normale Arbeit verrichten	0	1	2	3	0	1	2	3
Liste:								
10. Sport treiben	0	1	2	3	0	1	2	3
Liste:								

UCLA END RESULT SCORE

Name:
Datum:
Geb.Datum:
OP-Datum:
Betroffene Schulter:

Schmerz

Ganze Zeit präsent, häufige Einnahme von Schmerzmitteln	1
Ganze Zeit präsent, gelegentliche Einnahme von Schmerzmitteln	2
Keine oder wenig Schmerz in Ruhe, präsent während leichter Aktivität, teils Einnahme von Schmerzmitteln	4
Präsent während schweren oder bestimmten Aktivitäten, gelegentliche Einnahme von Schmerzmitteln	6
Gelegentlich und leicht	8
Keine	10

Funktion

Kein Einsatz des Arms möglich	1
Nur leichte Aktivitäten möglich	2
Leichte Hausarbeit oder die meisten Aktivitäten des täglichen Lebens sind möglich	4
Meiste Hausarbeit, Einkaufen, Autofahren, Haare kämmen, Anziehen, Ausziehen, BH schliessen ist möglich	6
Leichte Einschränkung, es ist Ihnen möglich über Schulterniveau zu arbeiten, normale Aktivitäten	10

Aktive Flexion

150° oder mehr	5
120°-150°	4
90°-120°	3
45°-90°	2
30°-45°	1
Weniger als 30°	0

Kraftgrad der Flexion

5	5
4	4
3	3
2	2
1	1
0	0

Zufriedenheit des Patienten

Zufrieden und besser	5
Nicht zufrieden und schlechter	0

Ergebnis in Punkten:.....

10 Danksagung

Ich möchte mich herzlich bei allen Personen bedanken, die mir beim Gelingen dieser Arbeit zur Seite standen und mich mit Rat und Tat unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt:

Prof. Dr. med. A.B. Imhoff für die Überlassung dieser interessanten Fragestellung und den großen Freiraum, den ich für dessen Bearbeitung erhalten habe.

PD Dr. med. T. Rose, der mir besonders in der Phase der Planung und bei der Datenerhebung eine wertvolle Hilfe war.

Meinem Betreuer Dr. H. Pilge, für seine hervorragende Hilfestellung und Beratung von den ersten Anfängen bis zur Fertigstellung dieser Arbeit.

Dem gesamten Team der Sportorthopädie der TU München, für Ihre Hilfe bei der Sichtung der OP-Berichte und der Patientenakten, der Terminvergaben für die teilnehmenden Patienten und der Unterstützung bei der Anfertigung der Röntgenbilder.

PD Dr. med. K. Woertler und seinen Mitarbeitern von der radiologischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar für die Anfertigung der MRT-Aufnahmen und der Hilfe bei der Koordinierung der Termine.

Dr. Tibor Schuster vom Institut für Medizinische Statistik und Biometrie, der mir bei der statistischen Auswertung und Darstellung der Daten mit wertvollen Hinweisen und Anregungen zur Seite stand.

Meinen Eltern, meinem Mann Erik, meinen Kindern Zoé und Ben, meiner Schwester Ines und meinen Freunden, die mich alle zu jeder Zeit bei der Entstehung dieser Arbeit unterstützt haben.

11 Veröffentlichungen

Teile der vorliegenden Arbeit wurden in **“Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery“** unter dem folgenden Titel veröffentlicht:

“Osteolysis after rotator cuff repair with bioabsorbable anchors”

H. Pilge , J. Spang, T. Rose, H. Wolter, K. Woertler, A. B. Imhoff

Arch Orthop Trauma Surg. 2011 Aug 17 (Epub ahead of print)