

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Biomechanische und histologische Evaluation verschiedener Nahttechniken und Nahtmaterialien zur chirurgischen Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur

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

Vorgelegt von
Urs Huttel
aus
Bielefeld
2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Peter E. Müller
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Stefan Milz Priv. Doz. Dr. Wolfgang Böcker
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Priv. Doz. Dr. med. Matthias F. Pietschmann
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	13.12.2012

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	2
2.1 Anatomische Grundlagen der Schulter	2
2.2 Die Rotatorenmanschettenruptur	6
2.2.1 Übersicht über die Ruptur	6
2.2.2 Konservative Versorgung der Ruptur	9
2.2.3 Chirurgische Versorgung der Ruptur	10
2.2.4 Übersicht der Entwicklung der Operation	13
2.2.5 Übersicht der aktuellen Forschung	14
2.3 Fragestellung	18
3 Material und Methoden	19
3.1 Präparate	19
3.1.1 Kalbsehnen in Vorversuchen	19
3.1.2 Humansehnen	19
3.1.3 Gruppierung der Sehnen	22
3.2 Biomechanische Geräte	23
3.3 Ermittlung des Degenerationsgrades der Sehnen	24
3.3.1 Versuche zur Entwicklung einer Baseline-Messung	24
3.3.2 Histologische Aufbereitung	25
3.3.3 Histologische Bewertung	27
3.4 Versuchsprotokoll und Messparameter	28
3.5 Nahtmaterialien	29
3.6 Nahttechniken	30
3.7 Statistische Auswertung	31
4 Ergebnisse	33
4.1 Ergebnisse der Baseline-Messung	33
4.2 Histologische Ergebnisse	34
4.3 Biomechanische Ergebnisse	40
4.3.1 Vergleich der Nahtmaterialien	40
4.3.2 Vergleich der Nahttechniken	47
4.3.3 Vergleich der Nahtmaterialien an jeweils derselben Nahttechnik	53
4.3.3.1 Mattress-Naht	53
4.3.3.2 Single-Naht	57
4.3.3.3 Arthroskopische Mason-Allen-Naht	57
4.3.4 Vergleich der Nahttechniken an jeweils demselben Nahtmaterial	58
4.3.4.1 Ethibond-Excel	59
4.3.4.2 Fiberwire	63
4.3.4.3 Orthocord	66

5	<i>Diskussion</i>	69
5.1	Methodik der Versuchsdurchführung	69
5.2	Ergebnisse	72
5.3	Aussichten	76
	<i>Zusammenfassung</i>	78
	<i>Anhang</i>	<i>i</i>
	Abbildungsverzeichnis	<i>i</i>
	Tabellenverzeichnis	<i>v</i>
	Danksagung	<i>vi</i>

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
arthr.	arthroskopisch
EB	Ethibond
FW	Fiberwire
HE	Hämalaun-Eosin
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
MA	Arthroskopische Mason-Allen-Naht
Mt	Matress-Naht
MW	Mittelwert
N.	Nervus
n.s.	nicht signifikant
OC	Orthocord
PDS	Polydioxanon
PE	Polyethylenterephthalat
Proc.	Processus
RM	Rotatorenmanschette
RMR	Rotatorenmanschettenruptur
SD	Standardabweichung
SS	Single-Naht
Tab.	Tabelle
Tub.	Tuberculum
UHMWP	Ultra-high-molecular-weight-polyethylene
Z.n.	Zustand nach

1 Einleitung

Verletzungen der Rotatorenmanschette sind eine häufige Erkrankung, die zu erheblicher Beeinträchtigung der Lebensqualität führt. In Großbritannien suchten über einen Dreijahreszeitraum ca. 2,4 % der Bevölkerung einen Arzt aufgrund von Schulterbeschwerden auf(1), von denen der größte Teil auf Erkrankungen der RM zurückzuführen sind(2). Laut einem Review von Oh et al. gab es allein in den USA im Jahr 2002 ca. 4,5 Millionen Arztbesuche und ca. 40.000 stationäre Eingriffe aufgrund von RM Beschwerden, bei denen durchschnittliche Kosten von 14.000 \$ pro Fall entstanden(3). Verschiedene Studien bieten Grund zur Annahme, dass 15 % bis 23 % der Bevölkerung an asymptomatischen RMR leiden(4, 5), von denen etwa jede Zweite binnen der nächsten Jahre symptomatisch wird(6).

Trotz der großen Verbreitung der Ruptur, der darauf folgenden Operationen sowie der damit einhergehenden enormen volkswirtschaftlichen Kosten, weist unsere Herangehensweise noch immer erhebliches Verbesserungspotenzial auf.

Die letzten zwei Jahrzehnte haben einen massiven technologischen Fortschritt mit sich gebracht. So wurden nicht nur die verwendeten Materialien durch stärker belastbare abgelöst, sondern auch die Operation selbst kann heute minimal-invasiv durchgeführt werden. Die Ätiologie der Ruptur bleibt allerdings weiterhin nicht vollständig geklärt und trotz aller Fortschritte sind die Ergebnisse der Operation differenziert zu betrachten. Je nach Studie versagt die Operation in 24 % bis 94 % der Fälle, ohne dass dafür bislang eine plausible Erklärung gefunden wurde(7, 8).

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Belastbarkeit verschiedener moderner Nahtmaterialien und Nahttechniken unter Berücksichtigung der Degeneration humaner Sehnen der Rotatorenmanschette.

2 Grundlagen

2.1 Anatomische Grundlagen der Schulter

Das Schultergelenk ist ein Kugelgelenk mit Muskelführung, dessen ossäre Bestandteile Scapula und Caput Humeri sind. Für die Stabilität der Schulter ist neben Scapula und Humerus noch die Clavicula von Bedeutung, die die einzige gelenkige Verbindung zum Rumpf darstellt. Das Sterno- und Acromioclaviculargelenk ermöglichen die große Mobilität der Schulter und sind an den meisten Schulterbewegungen beteiligt(7).

Mit einem Radius von ca. 2,5 cm ist die Gelenkfläche des Caput Humeri drei- bis viermal so groß wie die artikulierende Gelenkfläche der Scapula, der Cavitas glenoidales. Die Cavitas glenoidales wird zur Vergrößerung der Gelenkfläche vom drei bis fünf Millimeter breiten Labrum glenoidale umgeben, ähnlich wie die Menisci im Knie(7). Trotzdem wird im Schultergelenk der Knochen der freien Extremität nur zu etwa einem Drittel, also wesentlich weniger als z. B. an der Hüfte umschlossen, um die Schulter zum beweglichsten Gelenk des menschlichen Körpers zu machen. Die Beweglichkeit dieses Gelenks gibt dem modernen Menschen enorme Möglichkeiten. So hat ihm vermutlich die Fähigkeit, über Kopf zu werfen, einen bedeutenden evolutionären Vorteil gegenüber dem Neandertaler verschafft(8), der mit Speeren und Steinen weder so effizient jagen noch kämpfen konnte. Die große Beweglichkeit dieses Gelenks geht mit einer hohen Instabilität einher. Diese Instabilität wird von Weichteilen kompensiert und macht die menschliche Schulter anfällig für Verletzungen.

Das Schultergelenk ist von einer Kapsel umgeben, die relativ weit ist. Die Kapsel entspringt am Labrum glenoidale und setzt am Collum anatomicum des Humerus an. Sie wird von einem verhältnismäßig schwachen Bandapparat verstärkt. Das Lig. coracohumerale verstärkt den oberen Teil der Kapsel zwischen Proc. coracoideus der Scapula und dem Tub. majus des Humerus. Anterior wird die Kapsel von den Ligg. glenohumeralia verstärkt(7). Die Bewegungsmöglichkeiten werden durch das Lig. coracoacromiale, das als coracoacromialer Bogen zwischen Proc. coracoideus und Acromion gespannt ist, eingeschränkt.

Des Weiteren sind die Schleimbeutel des Schultergelenks von Bedeutung. Vor allem die Bursa subacromialis zwischen Acromion und Kapsel, sowie die Bursa subdeltoidea zwischen M. deltoideus und Kapsel dienen als Gleitspalt. Da sie auf diese Weise wie ein Gelenk funktionieren, werden sie als subacromiales Nebengelenk bezeichnet(7).

Die hohe Beweglichkeit der Schulter wird durch eine Vielzahl von Muskeln erreicht, die Rumpf, Kopf, Schlüsselbein, Schulterblatt und Oberarm verbinden. Nach entwicklungsge-
schichtlichem Ursprung eingeteilt ergeben sich drei Muskelgruppen(9):

- ❖ Schultergürtelmuskeln mit Ansatz am Humerus:
 - Dorsale Muskelgruppe
 - M. supraspinatus
 - M. infraspinatus
 - M. teres minor
 - M. deltoideus
 - M. subscapularis
 - M. teres major
 - M. latissimus dorsi
 - Ventrale Muskelgruppe
 - M. coracobrachialis
 - M. pectoralis minor
 - M. pectoralis major
- ❖ Eingewanderte Rumpfmuskeln mit Ansatz am Schultergürtel:
 - Dorsale Muskelgruppe
 - M. rhomboideus major
 - M. rhomboideus minor
 - M. levator scapulae
 - M. serratus anterior
 - Ventrale Muskelgruppe
 - M. subclavius
 - M. omohyoideus
- ❖ Kopfmuskeln mit Ansatz am Schultergürtel:
 - M. trapezius
 - M. sternocleidomastoideus

Von Bedeutung für das Verständnis der Rotatorenmanschette und der vorliegenden Arbeit sind vor allem folgende Muskeln:

Der M. supraspinatus entspringt von der Fascia supraspinata und in der Fossa supraspinata der Scapula. Er wirkt als Abduktor und wird vom N. suprascapularis (C4-C6) innerviert(9).

Der M. infraspinatus hat seinen Ursprung in der Fossa infraspinata, der Spina scapulae und der Fascia infraspinata und hat als Hauptfunktion die Außenrotation. Auch der M. infraspinatus wird vom N. suprascapularis (C4-C6) innerviert(9).

Der M. teres minor entspringt am Margo lateralis der Scapula. Er ist ein starker Außenrotator, der vom N. axillaris (C5-C6) innerviert wird(9).

Der M. subscapularis hat seinen Ursprung in der Fossa subscapularis und wirkt als Innenrotator. Innerviert wird er vom N. subscapularis (C5-C8)(9).

Der M. deltoideus hat drei Teile, welche vom N. axillaris (C4-C6) innerviert werden. Die Pars clavicularis entspringt am lateralen Drittel der Clavicula, die Pars acromialis am Acromion und die Pars spinalis am Unterrand der Spina scapulae. Die Hauptfunktion dieser drei Teile ist die Abduktion, wobei die Pars clavicularis auch eine Anteversion, die Pars spinalis eine Retroversion ausführen kann. Somit wirken die drei Teile des M. deltoideus zum Teil synergistisch und zum Teil antagonistisch(9). (Abb. 1)

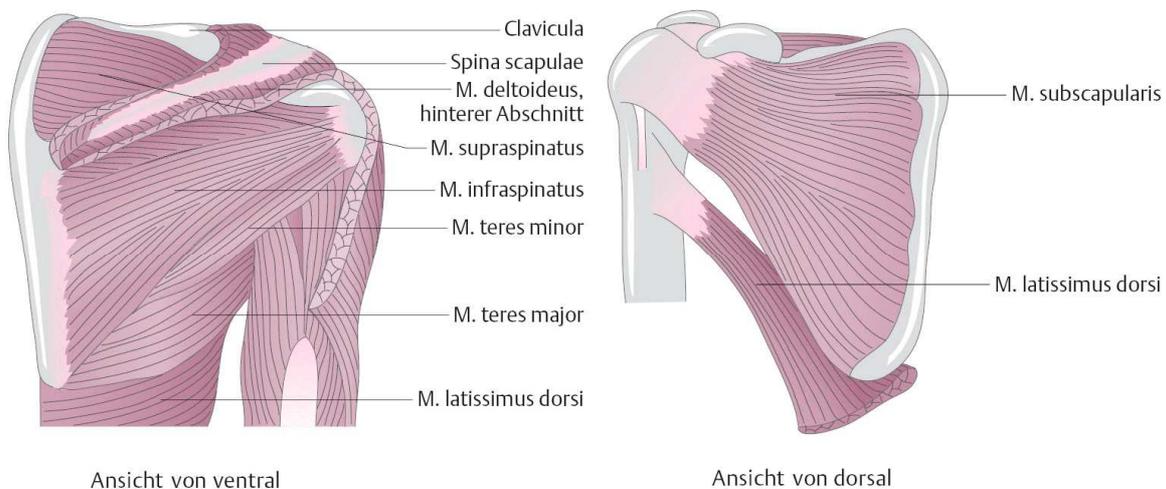


Abb. 1: Die Muskeln der Rotatorenmanschette (10)

Die Bewegungsmöglichkeiten des Humerus im Schultergelenk sind außergewöhnlich groß. Er kann bis 90° abduziert, bis 10° adduziert, bis 90° antevertiert, bis 30° retrovertiert und um 70° nach innen und außen rotiert werden. Eine Elevation über die 90° Abduktion hinaus bis zu 180° kann durch eine Drehung der Scapula erreicht werden(7).

Da die knöchernen Führung ebenso wie der Bandapparat des Schultergelenks schwach ausgeprägt ist, wird die Sicherung des Gelenks vor allem durch Muskeln erreicht. Von Bedeutung sind vor allem M. supraspinatus, M. infraspinatus und M. teres minor auf der dorsalen Seite.

Ventral steht diesen der M. subscapularis gegenüber. Diese Muskeln umhüllen mantelartig das Schultergelenk als innere Schicht. Die Sehnen dieser Muskeln bilden die Rotatorenmanchette. Darüber liegt der M. deltoideus als stärkster Abduktor des Schultergürtels. Die Hauptfunktion der Rotatorenmanchette besteht nicht darin, den Humerus zu bewegen, sondern darin, das Caput humeri in der Gelenkpfanne zu stabilisieren, indem einem von außen kommenden Zug ein Gegenzug entgegengesetzt wird(11). Des Weiteren strahlen die Sehnen in die Gelenkkapsel ein und spannen diese(7).

Bis auf den M. subscapularis, welcher am Tuberculum minus des Humerus inseriert, setzen alle Muskeln der Rotatorenmanchette am Tub. majus an.

Nach Burkhart et al.(12) haben die Sehnen der Rotatorenmanchette mit dem Rotatoren-Kabel (rotator-cable) eine weitere Besonderheit aufzuweisen. Die Sehnen des M. supraspinatus und M. infraspinatus bilden an ihrem Ansatz am Tub. majus den Rotatoren-Halbmond („Rotator-Crescent“), welcher die avaskuläre Zone dieser beiden Sehnen umfasst. Dieser Rotatoren-Halbmond wird vom Rotatoren-Kabel begrenzt, welches aus dicken Faserbündeln besteht, die mehr als die doppelte Dicke des Rotatoren-Halbmonds haben. Das Rotatoren-Kabel ist anterior im Bereich der Subscapularissehne und posterior im Bereich der inferioren Infraspinatussehne am Humerus befestigt und verteilt so die Kraft der Rotatorenmanchette analog zu einer Hängebrücke. (Abb. 2)

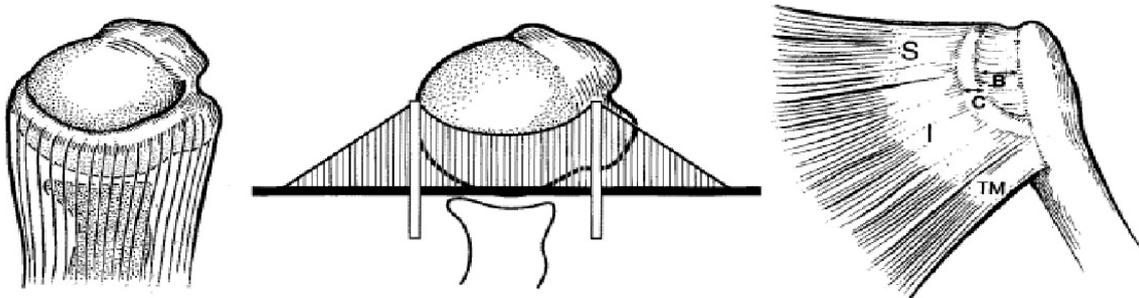


Abb. 2: Das Modell der Rotatoren-Hängebrücke und des Rotatoren-Kabels (C) nach Burkhart et al.(12)

2.2 Die Rotatorenmanschettenruptur

2.2.1 Übersicht über die Ruptur

Die Rotatorenmanschettenruptur (RMR) wurde im 16. Jahrhundert von Andreas Vesalius in seinem Werk „De humanis corporis Fabrica Libri septi“ erstbeschrieben. Erste wissenschaftliche Arbeiten über die Läsion erfolgten durch den Anatom J.G. Smith im Jahre 1834(13), der von einer traumatischen Ätiologie ausging. Unser Verständnis über den Ursprung der RMR ist bis heute begrenzt. Das Verständnis in Teilbereichen wird zwar ständig erweitert, aber bis heute existieren keine langfristig angelegten Längsschnittstudien zum Thema(14). Dies erscheint aufgrund der hohen Prävalenz und Inzidenz dieser Verletzung sehr erstaunlich. MRT-, Ultraschall- und Kadaver-Studien belegen dass 15 % bis 23 % der Bevölkerung an asymptomatischen RMR leiden(4, 5). Unter den über 80 jährigen liegt dieser Anteil bei bis zu 80 %(15). Es ist bekannt, dass nicht alle asymptomatischen Rupturen irgendwann symptomatisch werden, Yamaguchi et al. stellten allerdings über einen 3-jahres Zeitraum fest, dass 51 % der ursprünglich asymptomatischen Rupturen auffällig wurden(6). Die Gründe dafür, dass manche RMR asymptomatisch sind und irgendwann symptomatisch werden, sind bislang nicht geklärt.

Ursprünglich wurde davon ausgegangen, dass eine mechanische Kompression der Supraspinatussehne und ein daraus folgender Verschleiß im subacromialen Raum ursächlich sind. Dabei wird der Raum zwischen vorderer Acromionkante bzw. dem Lig. coracoacromiale und dem Caput humeri eingengt. Für diese Erscheinungen wurden morphologische Besonderheiten des Acromions verantwortlich gemacht, die im zeitlichen Verlauf von einer chronischen Bursitis über Teilrupturen zu massiven Rupturen der RM führen(16).

Vaskuläre Studien zeigten allerdings auf, dass es eine kritische, avaskuläre Zone etwa einen Zentimeter proximal des Ansatzes gibt(17, 18). Daraus folgend liegt es nahe, eine Degeneration der Sehne durch eine metabolische Minderversorgung anzunehmen, anstatt durch mechanischen Verschleiß. Es gibt allerdings auch gegenteilige Studien, die im Falle von Rupturen eine Hyperperfusion in dieser „kritischen Zone“ nachwiesen(19, 20).

Auf zellulärer Ebene wurden signifikante Unterschiede zwischen rupturierten und gesunden Sehnen in Bezug auf Faserverlauf und Fasernordnung, Zellhäufung, Rundung des Zellkerns und Kollagenfärbbarkeit gefunden(21, 22), wobei unklar ist, wodurch diese Veränderung verursacht wird. Es gibt inzwischen auch Hinweise auf eine genetische Ätiologie(23).

Uthoff et al.(24) betrachteten das Versagen der RM unter klinischen Gesichtspunkten und teilten es in verschiedene Gruppen ein, für die eine gemeinsame Ätiologie und ein gemeinsamer Verlauf angenommen werden:

❖ Intrinsic Faktoren:

Hier liegt die Ursache in der Sehne selber. Die Veränderung kann traumatisch oder reaktiv sein, im Normalfall ist sie allerdings degenerativer Genese.

➤ Traumatisches Versagen:

Traumatisches Versagen tritt vor allem bei jungen Patienten auf, deren Sehnen stärker sind als der Knochen. In diesen Fällen kommt es nicht zur Ruptur, sondern zur Fraktur durch knöchernen Ausriss der Sehne. Zeitlich sind die Beschwerden begrenzt bis zum Ausheilen der Fraktur.

➤ Reaktives Versagen:

Hier wird vor allem die kalzifizierende Tendinitis angeführt. Durch Kalk-Einlagerungen in der Sehne kommt es zur Einengung im Subacromialraum und folglich zu Schmerzen, die allerdings zeitlich begrenzt sind bis zur spontanen Resorption oder chirurgischen Entfernung der Einlagerungen.

➤ Degeneratives Versagen:

In dieser bedeutendsten Kategorie unterschieden Uthoff et al. zwischen partiellen und totalen Rupturen mit einem jeweils unterschiedlichen Verlauf, der durch eine Enthesiopathie bedingt ist.

❖ Extrinsic Faktoren:

Unter extrinsischen Faktoren werden Faktoren zusammengefasst, die außerhalb der Sehne im Knochen oder Weichteilgewebe zu suchen sind.

➤ Knochen:

Vor allem acromiale Veränderungen sind Verursacher von RM-Versagen. Abhilfe kann hier eine anteriore Acromioplastie schaffen, wobei der Langzeiteffekt unklar ist.

➤ Weichteile:

Vor allem eine subacromiale Bursitis, ausgelöst z.B. durch eine rheumatoide Arthritis, kann zum Versagen führen. In den meisten Fällen handelt es sich aber bei einer Bursitis um eine Reaktion auf Impingement oder Degeneration.

Es gibt verschiedene Einteilungen der Ruptur. Grundsätzlich wird zwischen kompletten Rupturen, die mit Abstand die größte Gruppe sind, und inkompletten Rupturen unterschieden. Unter den inkompletten Rupturen werden artikulärseitige von bursaseitigen und intratendinösen unterschieden(25).

Inkomplette Rupturen bzw. Teilrupturen oder Partialrupturen sind Rupturen eines Teils des Querschnittes der Sehne. Die Kontinuität der Sehne ist hierbei nicht unterbrochen, die Stabilität ist allerdings massiv beeinträchtigt. Nach Ellman lässt sich die Partialruptur anhand der Tiefe des Risses, ausgehend von einer Dicke der Supraspinatussehne von zehn bis zwölf Millimetern folgendermaßen klassifizieren(26):

- Grad I: kleiner 3 mm
- Grad II: 3 bis 6 mm
- Grad III: größer 6 mm

Komplette Rupturen werden nach Habermeyer et al. (13) nach ihrer Lokalisation in drei Zonen unterschieden:

- Zone A: ventrale Abschnitte mit M. Subscapularis und langer Bizepssehne
- Zone B: kraniale Abschnitte im Bereich der Supraspinatussehne
- Zone C: dorsale Läsionen im Bereich des M. infraspinatus und des M. teres minor

Lo und Burkhart haben eine Klassifikation der Form der Ruptur entwickelt, die vor allem auf eine arthroskopische Beurteilung und Rekonstruktion ausgelegt sind(27, 28). Nach dieser Einteilung gibt es vier große Arten von Rupturen der Rotatorenmanschette:

- Halbmondförmige Rupturen („crescent-shaped tears“)
- U-förmige Rupturen („U-shaped tears“)
- L-förmige Rupturen („L-shaped tears“)
- Massive, kontrahierte, immobile Defekte („massive, contracted, immobile tears“)

Auf diese Klassifikation wird unter „2.2.3 - Chirurgische Versorgung der Ruptur“ genauer eingegangen.

Die Diagnose der Ruptur hat sich in den letzten Jahren erheblich verändert. Während Anamnese und körperliche Untersuchung noch immer von grundlegender Bedeutung sind, dient das konventionelle Röntgen heute hauptsächlich dem Ausschluss knöcherner Frakturen. Während Sonographie und Magnet-Resonanz-Tomographie noch 1989(26) als unsichere diagnostische Methoden galten, haben sie sich inzwischen zu unverzichtbaren Methoden entwickelt. Die sonographische Diagnostik erreicht heute eine Sensitivität von über 90 % bei kompletten Defekten und noch über 75 % bei Partialrupturen mit über 1/3 der Sehnendicke(29). Deutlich

teurer und aufwändiger ist die Magnet Resonanz Tomographie, die eine Sensitivität von bis zu 100 % bzw. 82 % bei Partialrupturen erreichen kann(30).

2.2.2 Konservative Versorgung der Ruptur

Die Entscheidung für eine operative oder konservative Therapie wird auf der Basis von körperlicher Untersuchung, Anamnese und bildgebenden Verfahren gefällt. Tab. 1 zeigt Indikationen und Kontraindikationen nach Habermeyer:(13)

Konservative Therapie	Operative Therapie
Indikationen: <ul style="list-style-type: none"> - langsamer Beginn - degenerative Genese - inaktiver Patient - Non-Compliance - begleitende Frozen shoulder 	absolute Indikationen: <ul style="list-style-type: none"> - traumatische SCP-Ruptur - Z.n. traumatischer Schulterluxation - akute traumatische RMR - kein Vorschaden - erwerbfähiges Alter - Compliance relative Indikationen: <ul style="list-style-type: none"> - degenerative RMR - tiefe gelenkseitige SSP-Ruptur
Kontraindikationen: <ul style="list-style-type: none"> - perakutes Trauma mit fehlender Schadenslage - primäre SCP- u. ISP-Beteiligung (wegen Verlust der Kopfzentrierung) - Z.n. Schulterluxation - aktiver Patient im Arbeitsleben bei gesicherter Compliance - hoher Funktionsanspruch in Sport und Freizeit - funktioneller Verlust der unteren Extremität (Rollstuhlfahrer) bzw. kontralateralen oberen Extremität 	absolute Kontraindikationen: <ul style="list-style-type: none"> - Schulterinfekt - Algodystrophie - obere Armplexusläsion mit C5-C6-Beteiligung - Defekarthropathie und Milwaukee-Schulter - Omarthrose - AHA < 5 mm im Röntgenbild relative Kontraindikationen: <ul style="list-style-type: none"> - AHA zwischen 5-7 mm - Muskelatrophie IV° - Sehnenretraktion III° - begleitende Frozen shoulder / adhäsive Capsulitis

Tab. 1: Indikationen und Kontraindikationen zur operativen und konservativen RMR-Therapie

Im Vergleich zu Studien zur Prävalenz und Inzidenz der RMR existieren nur wenige zur operativen Therapie. Dennoch ist dieser Therapieansatz deutlich besser erforscht als der der konservativen Therapie. Es existieren keine Therapiestandards und keine systematischen Untersuchungen zur Effektivität der konservativen Therapie(31).

Das Ziel der konservativen Therapie besteht darin, die Schmerzen zu reduzieren, die Entzündungsreaktion einzudämmen, die Beweglichkeit zu verbessern und die Rotatorenmanschette bzw. deren Reste zu kräftigen. Hierzu wird eine antiphlogistische und analgetische Medikation in Kombination mit manueller Therapie und einem krankengymnastischen Trainingsprogramm angewendet(31).

Die Therapie erfolgt in drei Phasen. Nachdem Schmerzen und Entzündungsreaktion reduziert worden sind, wird die Beweglichkeit des Schultergelenks passiv verbessert. Die Kräftigung der Schulter erfolgt erst im Anschluss. Von Bedeutung ist auch die Haltungskorrektur der Wirbelsäule und der Scapulastellung(31).

Zugrunde liegt die Tatsache, dass die zahlreichen synergistisch wirkenden Muskeln des Schultergürtels funktionell einen ausgefallenen Synergisten ausgleichen können. Zum Beispiel haben Kuechle et al.(32) gezeigt, dass M. pectoralis, M. latissimus dorsi und M. teres major wirksamere Depressoren des Caput Humeri sind als die Rotatorenmanschette. Diese sind also auch bei Defekt der Rotatorenmanschette in der Lage, den Humeruskopf zu zentrieren und einen Schmerz durch Impingement zu verhindern(31).

Die vorhandenen Studien, die allerdings teilweise das Impingement-Syndrom mit einschließen, ohne eine Ruptur zu diagnostizieren, zeigen durchaus gute Ergebnisse. In einer Studie von Wirth et al.(33) hatten 62 % der Patienten mit einer kompletten Ruptur nach konservativer Therapie gute bis exzellente Ergebnisse. Itoi et al.(34) untersuchten ihre Patienten mit kompletter Ruptur über durchschnittlich 3,4 Jahre und hatten in 82 % der Fälle gute bis exzellente Ergebnisse. In einer Studie von Bokor et al. (35) wurden 53 Patienten über durchschnittlich 7,4 Jahre beobachtet. 86 % der Patienten, die sich mit kompletter Ruptur binnen drei Monaten vorgestellt hatten, erzielten zufriedenstellende Ergebnisse.

Heers et al. empfehlen allerdings, nach Monaten intensiver Therapie ohne deutliche Ergebnisse eine Änderung zur operativen Therapie zumindest zu überdenken(31). Ebenso bemerken Zinng et al.(36), dass Patienten mit initial moderaten Beschwerden einer kompletten Ruptur trotz signifikanten Fortschreitens der Ruptur zwar zufrieden stellende Ergebnisse erreichen können, dass allerdings das Risiko besteht, dass sich eine operable RMR zu einem inoperablen Zustand verschlechtert.

2.2.3 Chirurgische Versorgung der Ruptur

In den letzten zwanzig Jahren hat sich die Operation von einem offenen Debridement zu einer arthroskopischen Rekonstruktion der Manschette gewandelt(28). Ziel der Therapie ist es, eine schmerzfreie Schulter mit vollem Kraft- und Bewegungsumfang herzustellen. Im Mittelpunkt der chirurgischen Therapie steht das Bestreben, jeder Muskelgruppe wieder ihre ursprüngliche Aufgabe zu ermöglichen und so die Kräftepaare der Schultermuskeln wieder auszugleichen, um eine normale Kinematik mit stabilem Drehpunkt zu erhalten.

Nach Lo und Burkhart (28) gibt es vier große Formen von Rupturen (Abb. 3):

A. Halbmondförmige Rupturen („crescent-shaped tears“)

Halbmondförmige Rupturen sind die einfachsten aller Rupturen. Obwohl sie größeren Umfangs sein können, kontrahieren sie medial typischerweise nicht. Die Sehne ist gut zu mobilisieren und wieder spannungsarm am Knochen zu refixieren.

B. U-förmige Rupturen („U-shaped tears“)

U-förmige Rupturen dehnen sich weiter medial aus als halbmondförmige Rupturen und zwar bis zum Glenoidrand oder darüber hinaus. Da der Versuch, diese Rupturen einfach am Knochen zu refixieren zu einer sehr großen Belastung und damit zum Versagen führen wird, ist es nötig, dieses Verletzungsbild zu erkennen. Es wird erst eine Seit-zu-Seit-Naht empfohlen und danach eine Refixierung am Knochen.

C. L-förmige Rupturen („L-shaped tears“)

L-förmige Rupturen sind U-förmigen Rupturen recht ähnlich. Sie sind leicht mobilisierbar und können nach einer Seit-zu-Seit-Naht spannungsarm refixiert werden.

D. Massive, kontrahierte, immobile Defekte („massive, contracted, immobile tears“)

Diese problematischsten Rupturen machen nur knapp 10% aller Rupturen aus. Nach Mobilisierung der Supraspinatussehne soll diese durch einen „Interval-Slide“ an der Infraspinatussehne fixiert und beide zusammen wieder am Knochen verankert werden.

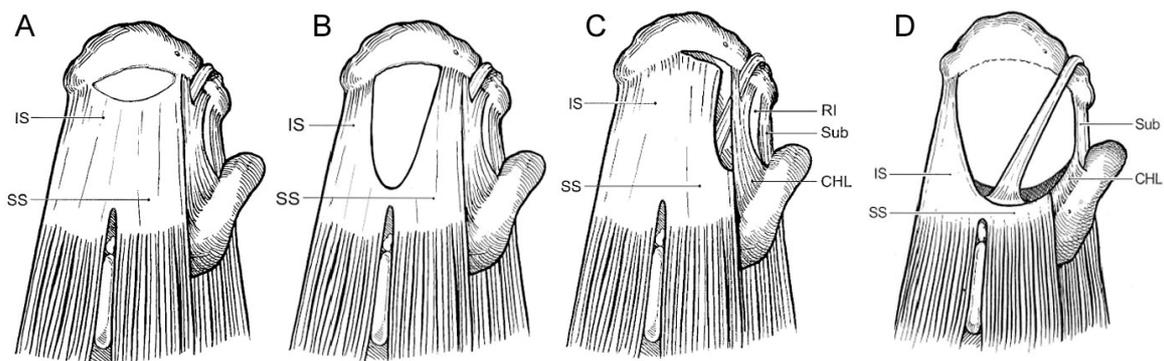


Abb. 3: Die vier bedeutenden Formen der Rotatorenmanschettenruptur nach Lo und Burkhart (28)

Nach Burkhart et al.(28, 38) kann auch eine partielle Rekonstruktion beeindruckend gute Ergebnisse erzielen, wenn sie fünf biomechanischen Prinzipien gerecht wird:

- Ausgleich der Kräftepaare in Transversal- und Coronalebene.
- Wiederherstellung eines stabilen kinematischen Musters um den Drehpunkt.
- Wiederherstellung der „Hängebrücke der Schulter“.
- Möglichst geringe Ausbreitung des Rest-Defekts.
- „Edge stability“ des Rest-Defekts.

Dies wird primär dadurch erreicht, dass die Kräfte-Paare der anterioren und posterioren Teile der Schulter ausgeglichen werden. Dazu sind eine intakte Subscapularissehne und eine inferior intakte Infraspinatussehne erforderlich. Dies entspricht anatomisch der Aufhängung des Rotatoren-Kabels bzw. der „Hängebrücke“ (Abb. 2)(38).

Wesentliche Bedeutung in der operativen Therapie der RMR kommt der Knochen-Faden-Verbindung und der Faden-Sehnen-Verbindung zu, von deren Haltbarkeit das gesamte Ergebnis der Operation abhängt. Nach Burkhart et al.(38) haben M. supraspinatus und M. infraspinatus zusammen eine Querschnittsfläche von $8,8 \text{ cm}^2$. Multipliziert mit einer maximalen Kontraktionskraft des Muskels von $3,5 \text{ kg/cm}^2$ ergibt dies eine Maximalkraft von 302 N, die auf das Rotatoren-Kabel wirken. Ausgehend davon, dass dieses noch erhalten ist, der Rotatoren-Halbmond aber vollständig vom Humeruskopf gelöst ist, bleiben zwei Fixpunkte. Mit drei Knochenankern, die jeweils zwei Fäden für einfache Durchstichnähte halten, entstehen acht Fixpunkte, die jeweils 37,7 N halten müssen. Burkhart et al. gehen bei dieser Kalkulation von einer homogenen Kraftverteilung über die gesamte Breite des Rotatoren-Kabels aus.

Die operative Versorgung der Rotatorenmanschette geht mit den üblichen Komplikationen jedes operativen Eingriffs einher, wie der Verletzungen benachbarter Strukturen, Thrombosen, Nachblutungen und Wundinfektionen. Zusätzlich birgt sie Risiken, wie intraoperativ das Risiko einer Acromionfraktur bei fehlerhafter Acromioplastik und postoperativ Re-Rupturen, Anker- bzw. Nahtversagen, Sehnenrandnekrosen, adhäsive Capsulitiden und restriktive subdeltoidale Adhäsionen sowie heterotope Ossifikationen(13).

Diese Komplikationen sind nicht nur abhängig von der Ausgangslage der Schulter, der Erfahrung des Operateurs und der korrekten Pflege und Nachbehandlung, sondern auch vom Operationsverfahren und von den verwendeten Materialien.

Bei der Wahl des Operationsverfahrens muss zwischen einer offenen, mini-offenen oder einer arthroskopischen Operation und damit zwischen Präzision des Eingriffs und Zerstörung von gesundem Gewebe abgewogen werden(25).

Diese zunehmend weniger invasiven Techniken wurden durch ein Fortschreiten der arthroskopischen Technik und der Operationsmaterialien ermöglicht. Durch Fadenanker und UHMWP-Fäden wurden die ehemaligen Schwachstellen verbessert. In Kombination mit dem wachsenden Verständnis der Rotatorenmanschette erreichen arthroskopische Eingriffe heute ähnlich gute bis bessere Ergebnisse als offene Prozeduren(28, 39).

Die funktionellen Ergebnisse von chirurgischen Rekonstruktionen sind gut(39-44). So haben Burkhart et al. 59 Schultern mit teil- und kompletten Rupturen über durchschnittlich 3,5 Jahre beobachtet und haben in 92 % der Fälle zufriedenstellende Ergebnisse erzielt(42). Murray et al. erzielten bei 44 von 45 Patienten zufriedenstellende Ergebnisse(41). Kim et al. hatten in einer vergleichenden Studie von mini-offenen- und arthroskopischen Rekonstruktionen in 87 % der Fälle zufriedenstellende Ergebnisse(39).

Galatz et al. hatten zwar nach einem Jahr exzellente funktionelle Ergebnisse bei allen Patienten, allerdings Re-Rupturen in siebzehn von achtzehn Schultern und eine erhebliche Verschlechterung der funktionellen Ergebnisse im zweiten postoperativen Jahr(43). Die Beobachtung, dass die funktionellen Ergebnisse zwar zufrieden stellend, die chirurgischen Ergebnisse aber schlecht sind, ist keine Ausnahme und daher Gegenstand der aktuellen Forschung.

2.2.4 Übersicht der Entwicklung der Operation

Die Refixierung der Sehne am Knochen kann an der Verbindung Faden/Knochen, im Faden selbst und an der Verbindung Faden/Sehne versagen.

Die klassische Refixierung der Sehne am Tuberculum majus besteht aus einer transossären Fixierung. Dabei wird der Faden durch zwei Bohrkanäle gefädelt und mit einer einfachen Durchstichnaht an der Sehne befestigt. Diese Operationstechnik ist nur offen durchführbar und versagt typischerweise durch Fadendurchzug durch den Knochen oder die Sehne, gelegentlich auch durch Fadenriss durch Scheuern an der Knochenkante. Das Durchschneiden des Knochens durch den Faden kann durch Unterlegen einer PTFE-, UHMWP- oder Stahl-Verstärkungsplatte wirksam verhindert werden. Um das Durchschneiden der Sehne durch den Faden zu verhindern, wurde mit einer Vielzahl verschiedener Nahttechniken experimentiert

und mit der modifizierten Mason-Allen-Naht ein zufrieden stellendes Ergebnis gefunden. Das Nahtmaterial wurde somit zur neuen Schwachstelle(45, 46).

Der erste Fadenanker wurde 1985 entwickelt(47). Durch diese Erfindung wurde ein Grundstein für die arthroskopische Rekonstruktion der Rotatorenmanschette gelegt. Durch die hohen Kosten, die mit dem Einsatz von Knochenankern verbunden sind und die geringe Erfahrung mit ihnen, erhielten sie nur schleppend Einzug in die Schulterchirurgie. Heute sind diverse Knochenanker von verschiedenen Herstellern auf dem Markt.

In der arthroskopischen Operation ist der Fadenanker inzwischen Standard und mit dem Aufkommen moderner UHMWP-Fäden, welche eine hohe Reißfestigkeit aufweisen, hat sich die Schwachstelle wieder zur Faden-Sehnenverbindung verschoben(48).

Obwohl die Schwachstelle der Operation sich mit immer neuem, überlegenem Material verschoben hat, sind Re-Rupturen noch heute an der Tagesordnung. In Ultraschalluntersuchungen zeigen sich Versagensraten von 24 % bis zu 94 %(43, 49).

2.2.5 Übersicht der aktuellen Forschung

Da im allgemeinen davon ausgegangen wird, dass das Versagen an der Naht-Sehnen-Verbindung stattfindet(48), gibt es eine Vielzahl von Studien, die sich mit der Suche nach der haltbarsten Naht-Faden-Kombination beschäftigen.

Biomechanische In-vitro-Studien wurden verstärkt ab Ende der achtziger Jahre durchgeführt. Geprüft wurden anfangs vor allem verschiedene Nahtmaterialien, häufig in Kombination mit einer transossären Naht und Verstärkungsplatten. Vom Aufbau her waren diese meist einfache "load to failure"-Tests, deren Schwachpunkt vor allem in der transossären Naht lag. Als Nahtmaterial hat sich zu dieser Zeit Ethibond durchgesetzt(45, 50).

Ab Mitte der neunziger Jahre wurden erste Versuche mit zyklischer Belastung durchgeführt, die die physiologische Belastung der Rotatorenmanschette realistischer simulieren(45). Seit Ende der neunziger Jahre wurden fast ausschließlich solche Studien durchgeführt.

Mit dem zunehmenden Einsatz von Polyblend-UHMWP-Materialien und Knochenankern, sowie der Verbreitung der minimal-invasiven Operationen verlieren die älteren Studien zunehmend an Relevanz, da sich die Schwachpunkte der Operation verschoben haben und neue Anforderungen gestellt werden.

Es folgt eine kurze Zusammenfassung drei relevanter Studien aus den letzten Jahren, in denen verschiedene Nahttechniken im Schulterbereich verglichen werden:

1) Ma et al., Biomechanical Evaluation of Arthroscopic Rotator Cuff Stitches, JB&JS, 2004(51):

- Nahtmaterial: ausschließlich Fiberwire
- Nahttechniken: mod. Mason-Allen-, Massive Cuff-, Mattress- und Simplestitch
- Sehnenmaterial: Es wurden acht gepaarte Schafinfraspinatussehnen verwendet, die halbiert wurden, so dass jeweils pro Schulterpaar vier Nahttechniken getestet werden konnten.
- Versuchsparameter: Belastet wurden die Proben zyklisch (5 N preload, 20 Zyklen bis 30 N, dann Belastung bis zum Versagen mit 60 mm/min). Auf diese Methode berufen sich die meisten der im Vorfeld dieser Arbeit analysierten Studien(52-54).
- Ergebnis: Aus der Studie ging hervor, dass der Mason-Allen- und der Massive-Cuff-Stitch biomechanisch in etwa gleichwertig sind. Es wurde der Massive-Cuff-Stitch aufgrund seiner einfacheren Durchführbarkeit empfohlen. Mattress- und Simplestitch zeigten deutlich geringere maximale Versagenskräfte. Ansonsten zeigten sich keine Unterschiede in Bezug auf „displacement“, „elongation“ und „stiffness“. Die zyklische Belastung gab keine Aufschlüsse.

2) Sileo et al., A Biomechanical Comparison of the Modified Mason-Allen Stitch and Massive Cuff Stitch in Vitro, Arthroscopy, 2007(54):

- Nahtmaterial: ausschließlich Fiberwire
- Nahttechniken: arthroskopischer Mason-Allen- und Massive-Cuff-Stitch
- Sehnenmaterial: In 14 Schafinfraspinatussehnen, die je halbiert wurden, wurde jeweils eine Technik getestet.
- Versuchsparameter: Wie Ma et al. 2004
- Ergebnis: Abgesehen von einer geringen Überlegenheit des arthroskopischen Mason Allen in punkto “peak to peak elongation” zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

3) White et al., The Strength of Suture Configurations in Arthroscopic Rotator Cuff Repair, Arthroscopy, 2006(52):

- Nahtmaterial: Fiberwire und Fibertape.
- Nahttechniken: Untersucht wurden in sechs verschiedenen Aufbauten der mod. Mason Allen-, ein Simple-, ein Mattress-, sowie zwei Simple- und Mattressstiches zusammen, vier Einfachnähte zusammen und eine modifizierte Kessler Naht.
- Sehnenmaterial: 30 Schweininfraspinatussehnen.
- Versuchsparameter: Nach Vorspannung Belastung bis zum Versagen mit 50 mm/min. In der Durchführung wurde auf eine zyklische Belastung verzichtet, da nach Ansicht der Autoren mit Fiberwire keine "gap-formation" mehr auftritt und die zyklische Belastung somit keine Vorteile aufweist.
- Bezüglich der maximalen Belastbarkeit kamen White et al. zu dem Ergebnis, dass allein die Anzahl der Durchstiche relevant ist, und eine mod. Mason Allen- oder mod. Kessler-stitch mit vier Durchstichen ebenso belastbar ist wie zwei Mattress- oder vier Simplestiches.

In den letzten Jahren wurden weitere Studien mit zweireihiger Fixierung veröffentlicht, wobei hier weitere Faktoren mit einfließen und diese Untersuchungen somit für die vorliegende Studie nicht von Relevanz sind.

In diversen Studien wurden maximale Belastbarkeiten von einreihigen Supraspinatussehnen-Nähten im Bereich zwischen 191 N und 350 N erzielt(55, 56).

Nach den Berechnungen von Burkhart et al.(38) können allerdings nur maximale Belastungen von 37,7 N bzw. 75 N bei einfacher Naht, pro Fadenanker auftreten.

Die betrachteten Studien liefern maximale Belastbarkeitswerte der Naht, die in Anbetracht der errechneten Maximalkräfte der Muskulatur die hohen Versagensraten nicht erklären.

Bisson et al.(48) haben isoliert Schlaufen aus verschiedenen UHMWP- und Ethibond-Fäden gegeneinander getestet und danach mit einfacher Durchstichnaht an bovinen Infraspinatussehnen verglichen. Es wurde festgestellt, dass die Fäden isoliert relativ andere Eigenschaften aufweisen als in Kombination mit einer Sehne. Die Autoren erwähnten, dass sie an einer weiteren Studie an der Bizepssehne die Überlegenheit von No.5 Ethibond- über No.5 Fiberwire-Fäden festgestellt haben, was im Widerspruch zu den Ergebnissen ihrer Studie mit No.2 Fäden an der Infraspinatussehne stand, in der Fiberwire überlegen war.

Yamagami et al.(57) verglichen verschiedene herkömmliche Nahtmaterialien mit einem UHMWP-Faden und verschiedenen Nahttechniken an bovinen Gastrocnemiussehnen. Das Ergebnis war, dass das Polyblend-Material in Bezug auf „gap-formation“ nur in Kombination mit einer bestimmten Nahttechnik den anderen gegenüber überlegen war. Mit anderen Techniken kombiniert ließ das Polyblend-Material aber große Lücken zu, deren Werte vergleichbar waren mit denen herkömmlicher Nahtmaterialien. Dieses Ergebnis deutet daraufhin, dass die mechanischen Eigenschaften einer Sehnennaht von der spezifischen Kombination von Faden und Nahttechnik abhängen.

Die meisten betrachteten Studien wurden mit tierischen Sehnen durchgeführt, welche offensichtlich anders belastet werden als humane Sehnen, auch wenn die Histologie und Biomechanik ähnlich zu der humaner Sehnen ist(45, 58). Falls humane Sehnen zum Einsatz kamen, so nur in geringer Anzahl bis maximal zehn Sehnen pro Versuch. Teilweise wurden zudem beide Sehnen eines Patienten gepaart, was in Anbetracht des normalen Habitus eines Menschen, einen Arm zu bevorzugen, fraglich ist(55, 56, 59).

Die Ergebnisse der Studien von Yamagami und Bisson deuten auf eine geringe Verallgemeinerbarkeit der Studienergebnisse hin. In der Literatur war zu Beginn der vorliegenden Forschungsarbeit keine vergleichende Studie auffindbar, die die Kombination verschiedener Fäden und Nahttechniken an humanen Supraspinatussehnen untersuchte. In den vorhandenen Studien wurden außerdem fast ausschließlich Fiberwire-Fäden getestet, wodurch die Gültigkeit dieser Studien auf Fiberwire-Fäden begrenzt bleibt.

Die betrachteten Studien verwendeten, wenn nicht relativ junge tierische Sehnen, dann humane Sehnen mit Altersverteilungen über mehrere Jahrzehnte ohne ihren Degenerationsgrad zu evaluieren(55, 56, 59).

2.3 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, den Einfluss des Nahtmaterials und der Nahttechnik auf die Stabilität der Verbindung an der humanen Supraspinatussehne im Rahmen einer RMR zu untersuchen. Besonderes Interesse gilt dabei der Frage, inwiefern die Auswahl des Nahtmaterials bzw. der Nahttechnik in Sehnen unterschiedlichen Degenerationsgrades einen Einfluss auf die Stabilität hat.

Zu diesem Zweck wurden im Einzelnen folgende Schritte durchgeführt:

1. Ermittlung des Degenerationsgrades der Sehnen. Hierzu wurden folgende Untersuchungen durchgeführt:
 - a. Versuche zur Etablierung einer biomechanischen Baseline-Messung der nativen Sehne mit Korrelation des Degenerationsgrades.
 - b. Histologische Evaluierung der Sehnen anhand des modifizierten Scores nach Longo et al.
2. Ermittlung des Einflusses des Nahtmaterials auf die Stabilität der Verbindung.
3. Ermittlung des Einflusses der Nahttechnik auf die Stabilität der Verbindung.
4. Korrelation von Alter und Degenerationsgrad der Sehne mit der Stabilität der Naht, unter Berücksichtigung des verwendeten Nahtmaterials bzw. der Nahttechnik.

3 Material und Methoden

3.1 Präparate

3.1.1 Kalbsehnen in Vorversuchen

In den Versuchen zur Etablierung einer Baseline-Messung der nativen Sehnen wurden Supraspinatussehnen von Kälbern verwendet. Die Sehnen wurden aus dem Schlachthof München bezogen. Kälber sind zum Zeitpunkt der Schlachtung maximal acht Monate alt und wiegen ca. 150 kg. Nach dem Schlachten wurden die Sehnen im Kühlhaus bei ca. 4 °C gelagert und binnen der nächsten 48 Stunden bei -21 °C eingefroren. Etwa zwei Stunden vor Versuchsbeginn wurden sie wieder bei 4 °C aufgetaut.

Die Kalbsehnen waren drei bis vier Zentimeter breit und sechs bis acht Millimeter dick. Im Schlachthof wurden die Sehnen noch im Muskelbereich abgeschnitten und waren so sechs bis acht Zentimeter lang. Als Ersatz für nur begrenzt zur Verfügung stehende humane Sehnen wurden die Kalbsehnen gewählt, da sie ähnliche biomechanische Eigenschaften wie humane Sehnen aufweisen(45, 58). Verglichen mit Sehnen von Hunden, Schweinen oder Schafen, die ebenfalls den humanen Sehnen sehr ähnlich sind, sind Kalbsehnen länger und bieten somit mehr experimentelle Möglichkeiten zur Befestigung.

3.1.2 Humansehnen

Für die Versuche standen 38 humane Supraspinatussehnen zur Verfügung. Die Sehnen wurden über das Institut für Rechtsmedizin der LMU beschafft. In der Rechtsmedizin wurden sie spätestens 24 Stunden post mortem zusammen mit Humerus, Scapula und beteiligten Weichteilen entnommen. Da die Humeri in einer weiteren Studie verwendet wurden, war Grundvoraussetzung für die Entnahme ein makroskopisch intakter Humeruskopf. Osteosynthesematerial, Prothesen, Z.n. Fraktur und andere Zeichen operativer Eingriffe stellten Ausschlusskriterien dar.

Nach der Entnahme wurden die Präparate bei -21°C tiefgekühlt. Die Humeri wurden vor den Versuchen bereits für eine Knochenankerstudie entfernt. Dazu wurden die Präparate über Nacht bei 4 °C aufgetaut und der Humerus von allen Weichteilen befreit. Im Zuge dessen wurden auch die Supra- und Infraspinatussehnen vollständig freipräpariert und anschließend wieder tiefgekühlt. Die Sehnen wurden etwa zwei Stunden vor Versuchsbeginn bei 4 °C schonend aufgetaut.

Da massiv-rupturierte Sehnen schon beim Freipräparieren verworfen wurden und einige Sehnen aufgrund von Ausschlusskriterien des Humerus nicht entnommen wurden, standen nicht mehr bei allen Präparaten ein linker bzw. rechter „Partner“ zur Verfügung. Nachfolgend werden die Präparate daher auch einzeln und nicht Paarweise berücksichtigt.

Von den 38 zur Verfügung stehenden Sehnen kamen in den Versuchen zur Etablierung einer Baseline-Messung 2 zum Einsatz. Die verbleibenden 36 Sehnen wurden für die biomechanischen Untersuchungen verwendet. Das Durchschnittsalter der Sehnen betrug $58,17 \pm 19,15$ Jahre. Die jüngsten Sehnen waren von einem 26 jährigen Mann und die ältesten von einer 94 jährigen Frau. Die Spender waren geschlechtsgleich verteilt. Körpergewicht und Körpergröße waren nur bei 10 Verstorbenen erfasst worden und standen somit lediglich für 19 Präparate zur Verfügung. Für diese betrug das durchschnittliche Körpergewicht $58,74 \pm 11,34$ kg, das Minimum lag bei 44 kg, das Maximum bei 77 kg. Die durchschnittliche Körpergröße betrug $1,67 \pm 0,48$ m mit einem Minimum bei 1,55 m und einem Maximum bei 1,84 m. Für diese Gruppe lag das Durchschnittsalter bei $65,16 \pm 18,13$ Jahren. Vorerkrankungen und Todesursachen der Spender sind nicht bekannt. Abb. 4, Abb. 5 und Abb. 6 zeigen Präparate in verschiedenem Zustand.



Abb. 4: Eine gesunde Sehne mit M. Supraspinatus. Der M. Infraspinatus (rechts) wurde bereits entfernt.

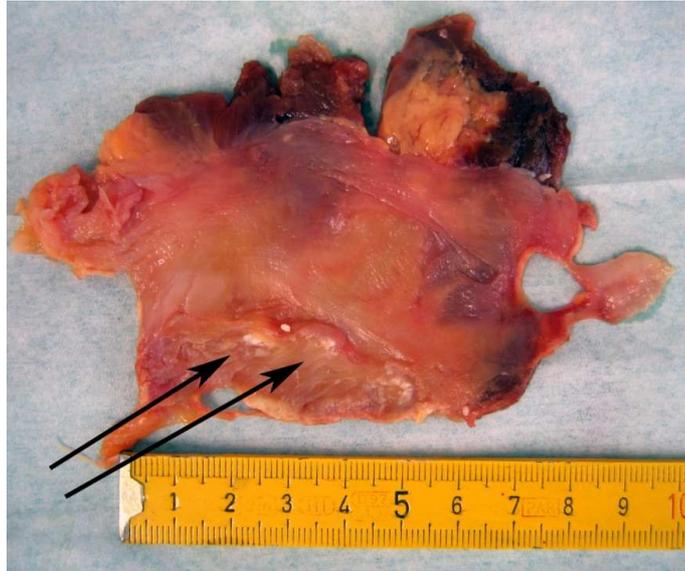


Abb. 5: Eine Sehne mit M. Supra- und M. Infraspinatus und Kalkeinlagerungen (Pfeile).

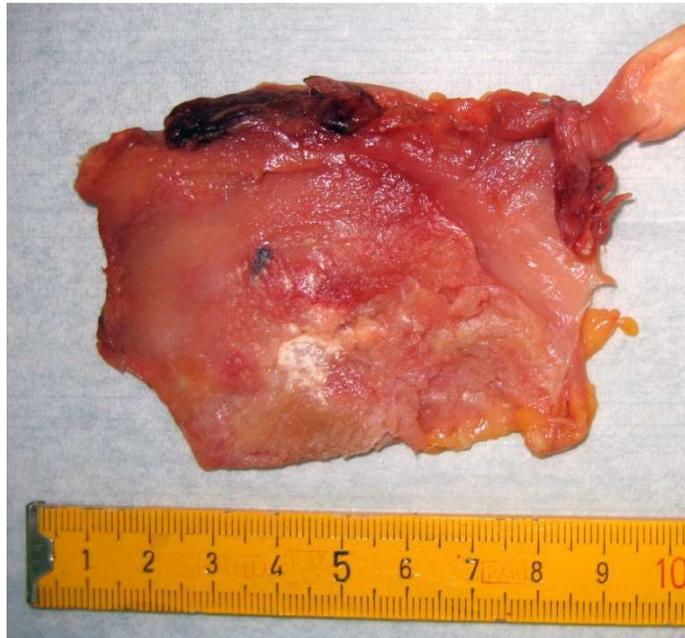


Abb. 6: Eine zentral stark degenerierte Sehne mit inhomogener Struktur.

Nach dem Auftauen wurden Fett- und Muskelreste von den Sehnen entfernt um der Klemme ausreichend Halt zu bieten. Anschließend wurde die Sehne längs in vier Streifen geteilt. An drei der vier Streifen wurden Nähte getestet (A, B und D in Abb. 7). Der zweite Sehnenstreifen von anterior ausgehend (C, Abb. 7), wurde zur Beurteilung des Degenerationsgrades der Sehne verwendet, ein Teil dieses Streifens wurde histologisch untersucht (E, Abb. 7). Der ventrale Teil dieses Streifens wurde als repräsentative Stelle der Sehne für die Histologie angesehen, da hier die meisten RMR lokalisiert sind (vgl. 2.2.3 Chirurgische Versorgung der Ruptur (17, 18)).

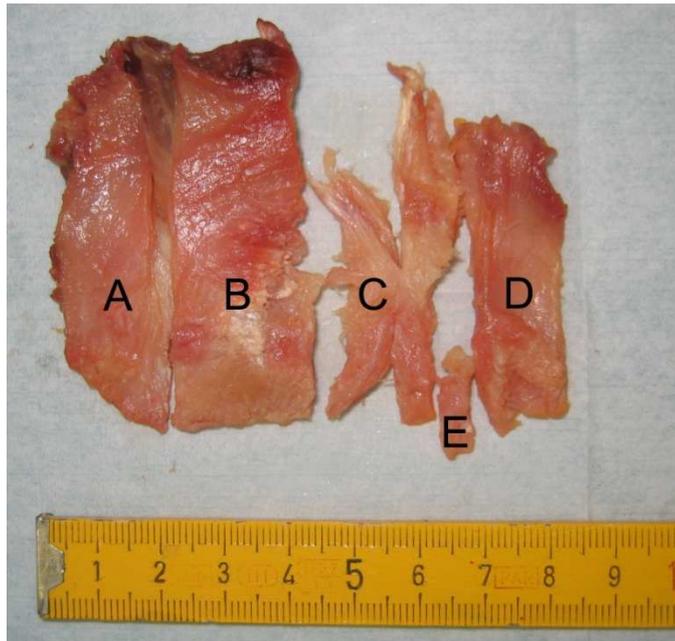


Abb. 7: Eine präparierte Sehne. An den Streifen A, B und D wurden Nähte getestet, Teil C wurde zur Ermittlung der nativen Reißkraft verwendet und Teil E wurde histologisch untersucht.

In einer Hälfte der geprüften Sehnen wurden jeweils drei Nahtmaterialien in Kombination mit der gleichen Nahttechnik miteinander verglichen. In der anderen Hälfte der Sehnen wurde pro Sehne ein Nahtmaterial mit drei verschiedenen Nahttechniken kombiniert. Die Position der Nahttechnik und des Nahtfadens wurde jeweils über die drei Streifen alterniert um Unterschiede der verschiedenen Bereiche der Sehne auszugleichen.

3.1.3 Gruppierung der Sehnen

Vor den Versuchen wurden die Sehnen anhand von Alter und makroskopisch sichtbaren Merkmalen wie Größe, Teilrupturen und Verkalkungen eingeteilt.

Es ergaben sich zwei Gruppen mit jeweils 18 Sehnen. Das Alter der Sehnen der gesunden Gruppe reichte von 26 bis 58 Jahren mit einem Durchschnitt von $42,1 \pm 8,29$ Jahren. Für die Sehnen der degenerierten Gruppe ergaben sich $74,22 \pm 12,11$ Jahre bei einer Verteilung zwischen 48 und 94 Jahren. Es wurden in beiden Gruppen in gleicher Zahl die gleichen Faden-Nahttechnik-Kombinationen durchgeführt.

3.2 Biomechanische Geräte

Zur Fixierung der Sehnen wurden selbstgebaute Sehnenklemmen verwendet (Abb. 8 und Abb. 9). Diese Klemmen bestehen aus zwei Stahlplatten mit einer Stärke von 3 mm, welche jeweils an den Ecken mit vier Schrauben zusammengepresst werden. Auf die Platten sind versetzt zueinander zwei bzw. drei M3 Gewindestangen geschweißt, um ein Verrutschen der Sehne zu verhindern. Zusätzlich wurde ein handelsübliches Schleifgewebe feiner Körnung zur Druckverteilung und Reibungserhöhung verwendet.

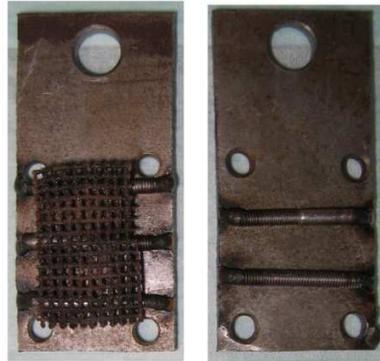


Abb. 8: Eine mechanische Sehnenklemme mit Querstreben und einseitig aufgelegtem Schleifgewebe.

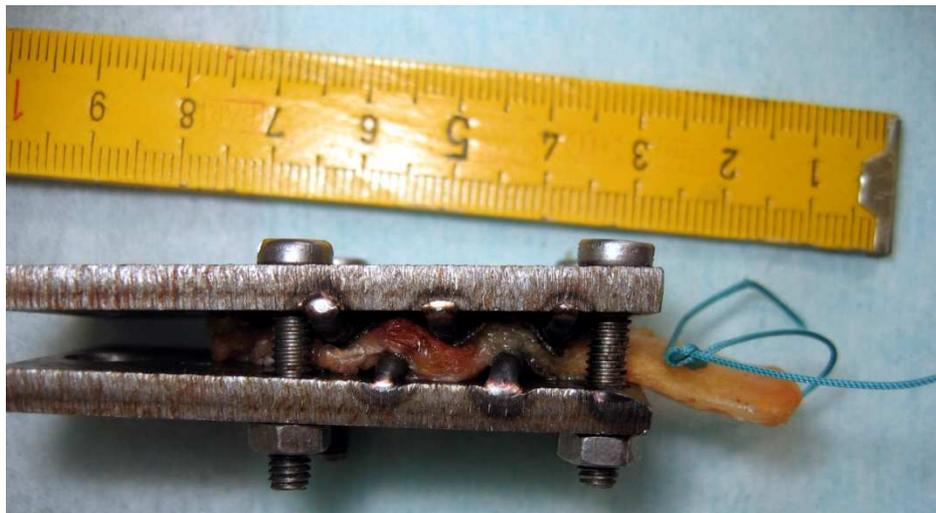


Abb. 9: Dieselbe Klemme wie in Abb. 8 seitlich mit Sehne und Single-Naht mit Ethibond-Faden

In den Versuchen, einen Sehnenstreifen nativ zu zerreißen, wurden Kabeleinziehstrümpfe (A. Düllmann Spiralfedernfabrik, Hagen) mit einem Durchmesser von vier bis sechs Millimeter und einer zulässigen Zugkraft von 1,7 kN verwendet.

Alle Versuche wurden an der Universalprüfmaschine Nr. Z010/TN2A der Fa. Zwick (Ulm) durchgeführt, die über einen Messbereich von 20 N bis 10 kN bei einer relativen Messunsicherheit von 0,21 % verfügt.

3.3 Ermittlung des Degenerationsgrades der Sehnen

3.3.1 Versuche zur Entwicklung einer Baseline-Messung

Zur Verfügung standen die unter 3.1.2 beschriebenen 38 humanen Supraspinatussehnen von 22 verschiedenen Männern und Frauen im Alter von 26 bis 94 Jahren. Da davon auszugehen war, dass die Sehnen, selbst die zusammengehörigen Paare, unterschiedliche Beanspruchungen erfahren hatten, wurde auch angenommen, dass sie unterschiedlich degeneriert waren. Es ist belegt, dass es einen Zusammenhang zwischen Degeneration und maximaler Belastbarkeit der mit dem Humeruskopf verwachsenen Sehne gibt(60). Yamaguchi et al. haben eine hoch signifikante Korrelation von RMR und Alter festgestellt(6). Das Ausmaß der Degeneration hängt allerdings von verschiedenen Faktoren ab, sodass eine bloße Schlussfolgerung „hohes Alter gleich starke Degeneration“ für eine einzelne Sehne unzulässig ist(22). Analog dazu lässt das Alter auch keinen direkten Rückschluss auf die Belastbarkeit der Sehnen-Naht-Verbindung zu(55).

Die Ausgangsüberlegung war, dass der Degenerationsgrad einer Sehne mit der Belastbarkeit ihrer Fasern korreliert und dass eine gleichmäßige Degeneration aller Strukturen stattfindet. Da Sehnennähte fast ausschließlich durch Fadenriss oder durch Fadendurchzug durch das Sehngewebe versagen, ist anzunehmen, dass die Belastbarkeit der Naht nicht von der Belastbarkeit der Längsfasern, sondern von der Belastbarkeit der Strukturen zwischen den Fasern begrenzt wird, die den Faden entweder halten oder durch die der Faden gezogen wird. Um die „Näbarkeit“ dieser Strukturen möglichst vergleichbar zu machen wurden ca. 10 mm breite Streifen von Kalbsehnen senkrecht zum Faserverlauf getestet, wodurch ausschließlich diese Strukturen zwischen den Sehnenfasern belastet werden. Hierzu wurden die Sehnenstreifen in Längsrichtung noch einmal mittig, parallel zu den Sehnenfasern getrennt, wobei ein 10 mm langer Bereich stehen blieb. Die entstehenden beiden Schenkel jeder Seite wurden mit handelsüblichen ¼ Zoll Schlauchschellen an einem Stahlrohr mit 5 mm Durchmesser befestigt. Um ein Verrutschen zu verhindern, wurde das Rohr aufgeraut und mit Einkerbungen versehen (Abb. 10). Die Versuche zeigten sich als reproduzierbar in Hinsicht auf Maximalkraft und Dehnung.



Abb. 10: Zur Ermittlung der nativen Belastbarkeit wurden die Sehnenstreifen längs bis auf mittige 10 mm getrennt. Beide Seiten wurden auseinander gezogen, um die Querfasern der Sehnen zu testen.

Da die Annahme der homogenen Degeneration der verschiedenen Strukturen der Sehne, insbesondere in Hinsicht auf die betreffende Art der Testung, in der Literatur keine Erwähnung findet, wurde zusätzlich ein ca. 10 mm langes Stück des zur Nativtestung vorgesehenen Streifens für eine histologische Evaluation verwendet. Longo et al. haben gezeigt, dass die Degeneration einer Sehne mit der Anfälligkeit für Rupturen zusammenhängt(21).

3.3.2 Histologische Aufbereitung

Entsprechend der Datenlage in der Literatur und eigenen Vorversuchen mit Kalbsehnen wurde eine Paraffin-Histologie zur Beurteilung der Sehnenqualität statt einer Kryostat-Histologie durchgeführt, da die Faser-Struktur in der Paraffin-Histologie bekanntermaßen deutlich besser erhalten bleibt und die Schnitte weniger Artefakte aufweisen.

Das für die histologische Evaluation vorgesehene Sehnenstück wurde sofort in neutral gepufferter Formaldehydlösung 4 % fixiert und im Kühlschrank gelagert. Nach Abschluss der Versuche wurden die Präparate entwässert und in Paraffin eingeblockt.

Vor dem Schneiden wurden die Präparate im Paraffinblock auf -20 °C gekühlt und anschließend mit einem Mikrotom (Jung AG, Heidelberg) geschnitten. Die Schnittstärke betrug 3 µm und 6 µm. Die Schnitte wurden dann im Heißwasserbad (ca. 45 °C) gestreckt und auf den Objektträger (Superfrost-Plus, Menzel GmbH&Co KG, D-38116 Braunschweig) aufgezogen. Im Anschluss wurden die Präparate bei 50 °C über Nacht getrocknet.

Von jedem Präparat wurden zehn Schnitte längs zum Faserverlauf angefertigt, die von der medialen Seite des in Abb. 7 mit E markierten Teils gewonnen wurden.

An jeweils vier geschnittenen Präparaten wurden in einem Automaten (Combitec Slide Stainer 4009, Histolab Products, Göteborg, Schweden) entsprechend dem LFL Protokoll Großhadern eine Hämalan und Eosin Färbung (HE) (Abb. 11) durchgeführt. Bei dieser Fär-

bung werden basophile Strukturen wie Zellkerne mit darin enthaltener DNA von Hämalaun blau gefärbt, während Eosin die acidophilen Strukturen wie Zellplasmaproteine rötlich färbt.

Färbeprotokoll:

Entparaffinieren:

6 Minuten Roti-Histol

6 Minuten 100 % Alkohol

3 Minuten 96 % Alkohol

3 Minuten 70 % Alkohol

Färben:

9 Minuten Hämalaun Farblösung

6 Minuten fließendes Leitungswasser

3 Minuten Eosin Farblösung (0,5 % wässrige Lösung)

3 Minuten Aqua dest.

Entwässern:

9 Minuten 100 % Alkohol

6 Minuten Roti-Histol

Im Anschluss wurden die gefärbten Präparate mit Eukitt und Deckgläsern (Deckgläser 24x32mm #1, Menzel GmbH&Co KG, D-38116 Braunschweig) abgedeckt.

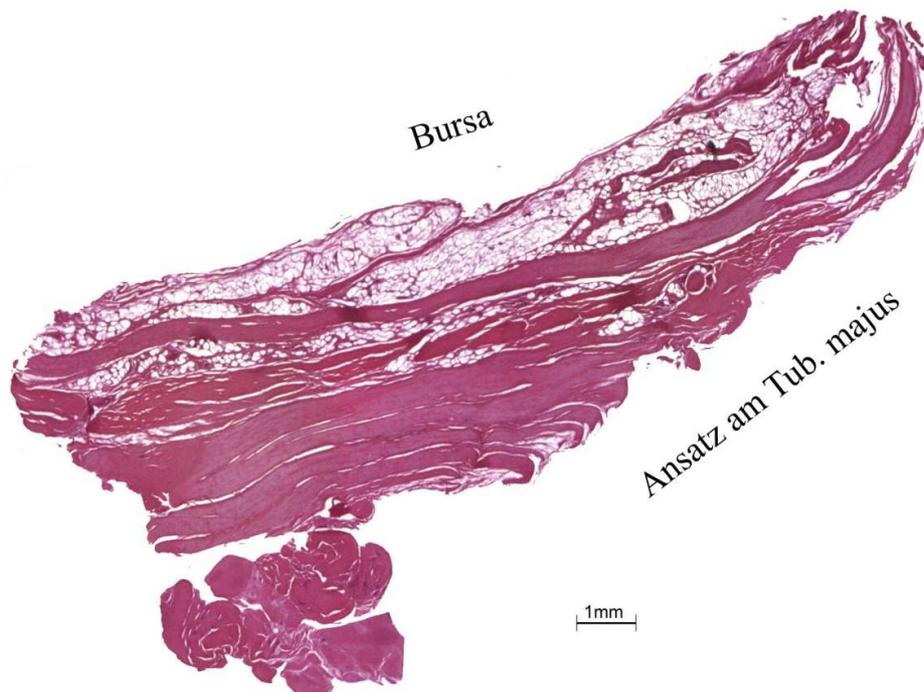


Abb. 11: Übersichtsaufnahme eines Sehnenpräparats in HE Färbung mit ausgeprägten Fetteinlagerungen.

3.3.3 Histologische Bewertung

Die histologische Bewertung der Sehnen orientierte sich an einer etablierten semiquantitativen Beurteilungsskala(61-66) nach Longo et al., der die sieben Einzelfaktoren Faserstruktur, Faseranordnung, Rundung des Zellkerns, Regionale Zellhäufung, Vaskularisierung, Kollagenfärbbarkeit und Hyalinisierung bewertet.

Da Longo et al. den Faktor Hyalinisierung als schwer reproduzierbar bezeichneten und einräumten, dass Hyalinisierung nur bei wenigen Sehnen nachweisbar war(21), wurde auf die Bewertung dieses Faktors verzichtet. Die Ergebnisse der Bewertung der Vaskularisierung und der Kollagenfärbbarkeit waren nicht zufrieden stellend reproduzierbar und wurden nicht weiter verwendet. Während sich die Kollagenfärbbarkeit nach Literaturrecherche analog zu den anderen bewerteten Faktoren während der Degeneration verhält(21, 62) und somit keinen größeren Erkenntnisgewinn versprach, wird die Bedeutung der Vaskularisierung für die Einschätzung der Degeneration in der Literatur als fraglich angesehen(67).

In den modifizierten Score nach Longo gehen somit folgende Faktoren ein: Faserstruktur, Faseranordnung, Rundung des Zellkerns und Regionale Zellhäufung.

Die Sehnen wurden nach einer vierstufigen Skala eingeteilt. Der Wert null stand dabei für eine in diesem Punkt absolut gesunde, unveränderte Sehne. Eins bedeutete eine leicht Veränderung, zwei eine mittelmäßige. Eigenschaften die mit drei bewertet wurden, waren stark verändert.

Die Art der Einstufung der Faktoren wurde von PD Dr. rer. nat. Denitsa Docheva (Experimentelle Chirurgie und Regenerative Medizin, Chirurgische Klinik und Poliklinik - Innenstadt, Klinikum der Universität München) als unabhängiger Expertin bestätigt.

Zur Ermittlung der Test-Retest-Reliabilität wurden drei unabhängige Bewertungsdurchgänge vorgenommen.

3.4 Versuchsprotokoll und Messparameter

Es wurde ein etabliertes Protokoll nach Ma et al. verwendet(48, 51, 53, 54):

- 5 N Vorlast
- Zwanzig Zyklen von 5 bis 30 N
- Belastung bis zum Versagen bei einer Extension von 60 mm/min

Die Vorlast wurde angebracht, um die Probe vorzuspannen. Die zyklische Belastung wurde durchgeführt, um die Belastungsfähigkeit der Sehnennaht unter wiederholten Lastwechseln zu ermitteln. Dies kommt einer physiologischen Belastung näher als eine einfache Ermittlung der maximalen Versagenskraft(68-70).

Ermittelt wurden folgende biomechanische Parameter:

- Die maximale Versagenskraft
- Die Längung beim ersten Zug
- Die Längung beim zwanzigsten Zug
(Die Längung beim Erreichen der maximalen Zugkraft während des zwanzigsten Zuges. Ma et al. gehen davon aus, dass die Längung sich nach den ersten sechzehn bis achtzehn Zügen nicht mehr erhöht(51).)
- Die maximale Längung
(Die maximale Längung von Faden und Sehne bis zum Versuchsabbruch aufgrund von Nahtversagen durch Fadenriss oder Fadendurchzug.)
- Klinisches Versagen
(Die notwendige Kraft bei einer irreversiblen Längung von 3 mm. Der Wert von 3 mm wird in der Literatur wiederholt als klinisches Versagen genannt(71-75).)
- Der Versagensmechanismus
(Fadenriss (Abb. 38) oder Fadendurchzug (Abb. 37) durch die Sehne.)
- Die maximale Versagenskraft des nativen Sehnen-Teststreifens

3.5 Nahtmaterialien

Es wurden in dieser Studie drei verschiedene Nahtmaterialien gegeneinander getestet, die klinisch besonders verbreitet sind. Alle getesteten Fäden wiesen die Fadenstärke USP No. 2 auf, unterschieden sich allerdings bezüglich verwendetem Material, Fadenaufbau und Resorbierbarkeit (Tab. 2).

Produktname	Hersteller	Material	Fadenaufbau	Resorbierbar
Ethibond Excel	Ethicon	PE	geflochten	nein
FiberWire	Arthrex	PE/UHMWP	geflochten	nein
Orthocord	Mitek	PDS/UHMWP	geflochten	teilweise

Tab. 2: Verwendete Nahtmaterialien und ihre Eigenschaften

Ethibond Excel (Ethicon, Norderstedt) ist ein geflochtener, nicht resorbierbarer Faden. Er besteht ausschließlich aus Polyethylenterephthalat und ist somit kein UHMWP- und auch kein Polyblend-Faden. Der Faden ist mit Polybutylat beschichtet, um die Passage des Fadens durch Gewebe zu verbessern und eine bessere Handhabung des Materials im Allgemeinen zu ermöglichen. Ethibond Excel ist preislich deutlich günstiger als die modernen UHMWP-Fäden. Fiberwire (Arthrex, Naples, USA) ist ein nicht resorbierbarer UHMWP-Faden, um dessen langkettigen Polyethylenkern eine Polyesterumhüllung geflochten wurde. Des Weiteren werden Siliconelastomere und Zyanoacrylat verwendet. Fiberwire hält zwar großen Kräften stand, hat aber eine stark einschneidende Wirkung⁽⁷⁶⁾.

Orthocord (DePuy Mitek Inc, Piscataway, USA) verbindet eine resorbierbare Polydioxanon-Seele (PDS), beschichtet mit Polyglactin 910 mit einem nicht resorbierbaren UHMWP-Mantel. Das Ziel ist eine weniger störende Naht, nachdem der PDS-Kern sich aufgelöst hat.

3.6 Nahttechniken

In der Literatur finden sich Untersuchungen zu einer Vielzahl von Nahttechniken(45). Unter Berücksichtigung der klinischen Verbreitung und arthroskopischen Verwendbarkeit wurden für die vorliegende Arbeit die „einfache Durchstichnaht“ (Single-Naht bzw. Singlestitch=SS, A), die Matratzen-Naht(Mattress-Naht bzw. Mattresstitch=Mt, B) und eine modifizierte Variante der Mason-Allen-Naht zur arthroskopischen Verwendung (arthroscopic Mason-Allen-Stitch=MA, C)(77) (Abb. 12) ausgewählt.

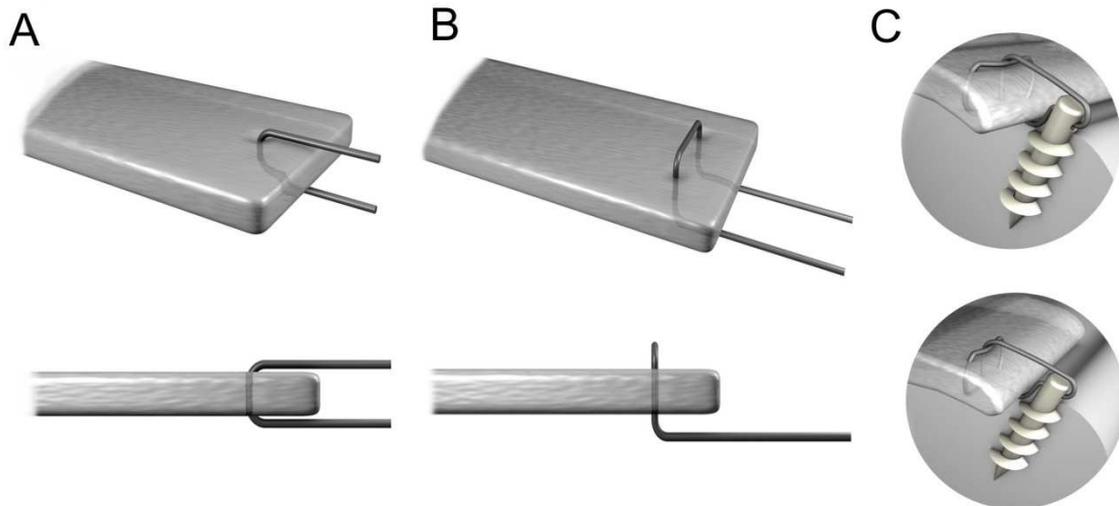


Abb. 12: Die drei verglichenen Nahttechniken: Single- (A), Mattress- (B) und arthr. Mason-Allen-Naht (C)

Die Single-Naht, als einfachste Naht, wird einfach durch die Sehne geschoben und zieht zwischen Längs-, also in Belastungsrichtung verlaufenden Strukturen durch. Sie ist aufgrund ihrer Einfachheit leicht und schnell arthroskopisch durchzuführen, hat aber niedrige Versagenskräfte(51).

Die Mattress-Naht durchsticht die Sehne, verläuft quer auf der anderen Seite und durchsticht die Sehne wieder im gleichen Abstand zum Ansatz-Ende der Sehne wie der erste Durchstich. Diese recht verbreitete Nahttechnik ist mit ihren zwei Durchstichen aufwändiger als die Single-Naht, aber auch mit herkömmlichen arthroskopischen Instrumenten durchführbar(70). Je nach Studie hat diese Nahttechnik Versagenskräfte zwischen denen einer oder zweier Single-Nähte(51, 52, 78).

Die arthroskopische Mason-Allen-Naht ist eine Mattress-Naht, über die mittig eine Single-Naht genäht wird. Die Überlegenheit der modifizierten Mason-Allen-Naht in Bezug auf Steifigkeit, maximaler Versagenskraft und Schonung des Gewebes gegenüber der Single- und der Mattress-Naht wurde in Studien gezeigt(46), ebenso für die arthroskopische Variante(77). Der

Nachteil dieser Naht besteht darin, dass sie mit zwei benötigten Fäden deutlich aufwändiger ist.

Bei der praktischen Durchführung wurden die Stiche ca. 10 mm vom Ansatz-Ende der Sehne entfernt, etwa 8 mm auseinander gesetzt, sodass auf beiden Rändern des Sehnenstücks mindestens 2 mm Sehne vorhanden waren. Die verwendete Fadenlänge wurde auf 50 mm pro Einzelnaht festgelegt, damit die Längung trotz Dehnung des Fadens vergleichbar bleibt. Die Nähte wurden frei, ohne Last durchgeführt und mit einer Einzelknopfnah aus fünf gegenläufigen Schlägen (1=1=1=1=1, nach der internationalen Knotennomenklatur von Tera und Aberg, 1976) gesichert.

3.7 Statistische Auswertung

Die Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm Prism, Version 3.02 (GraphPad Software, San Diego, CA, USA). Die Berechnung der Unterschiede zwischen den biomechanischen Werten wurde mittels Friedmann-Test durchgeführt, da die Altersverteilung der Sehnen deutlich keiner gaußschen Verteilung folgte. Beim Friedmann-Test handelt es sich um einen nicht parametrischen Test für multiple, verbundene Stichproben. Im Anschluss wurde als post-hoc-Test der Dunn-Multiple-Comparison-Test zum Einzelvergleich der Versuchsgruppen durchgeführt.

Die Abhängigkeit der biomechanischen Werte vom Alter der Sehnen wurde mittels linearer Regression errechnet.

Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

Die Darstellung der Daten erfolgt mittels Box-Plot-Diagrammen, welche in Abb. 13 exemplarisch erklärt werden. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden nur signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede gekennzeichnet.

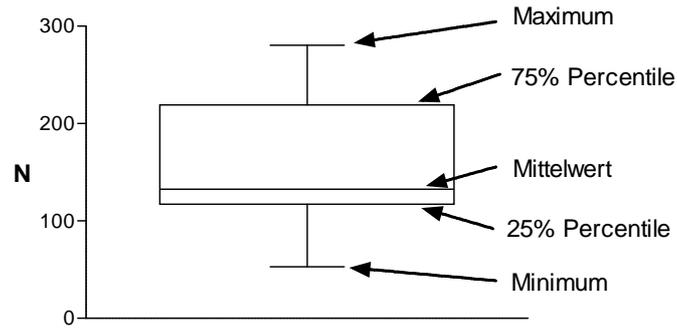


Abb. 13: Exemplarisches Box-Plot-Diagramm

Die Darstellung des Verhältnisses der biomechanischen Daten zum Alter erfolgt mittels X-Y-Plot Diagrammen, welche in Abb. 14 exemplarisch erklärt werden. Die Linie der linearen Regression gibt die beste mögliche Vorhersage eines einzelnen Y-Wertes für einen festen X-Wert an.

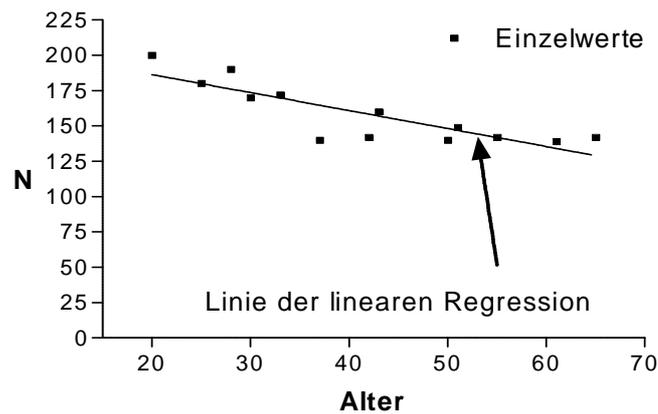


Abb. 14: Exemplarisches X-Y-Plot Diagramm

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Baseline-Messung

Die Ergebnisse der nativen Testung der 36 humanen Sehnenstreifen senkrecht zum Faserverlauf ergaben eine durchschnittliche Belastbarkeit von 76,7 N mit einer Standardabweichung von 31,6 N und einem Standardfehler von 3,0. Die Werte lagen zwischen 19,8 N und 134,8 N. Die 25 % Percentile lag bei 50,8 N, der Median bei 73,6 N und die 75 % Percentile bei 100,3 N.

Nach den Versuchen wurden die verschiedenen Faktoren, die Aufschluss über den Degenerationsgrad einer Sehne geben genauer mit den nativen Werten verglichen. Von Bedeutung waren:

- Alter
- Histologischer Score
- Kortikale und trabekuläre Bone Mineral Density, die im Rahmen von Versuchen zum Testen von Knochenankern an den Humeri ermittelt worden waren.

Tab. 3 zeigt die Korrelation der Baseline-Messung mit den oben aufgeführten Faktoren zur Beurteilung des Degenerationsgrades der Sehne.

	Alter	BMD-Kort.	BMD-Trab.	Histoscore
Spearman r	-0,2676	0,03866	-0,03165	-0,08954
p-Wert	0,0051	0,6954	0,7486	0,3568

Tab. 3: Korrelation der Baseline-Messung mit anderen Beurteilungsfaktoren der Degeneration.

Die Ergebnisse der Baseline-Messung korrelieren nur mit dem Alter und nicht mit den anderen Faktoren BMD und Histologie. Am ehesten deutet sich eine Korrelation der nativen maximalen Versagenskraft und der max. Versagenskraft der Nahttechniken an (Single-Naht: $p=0,058$), ohne dass dies jedoch signifikant ist. Eine Korrelation der nativen max. Versagenskraft zum Längungsverhalten deutet sich nicht an. Da der Zusammenhang nicht signifikant ist, wird im Weiteren aus Gründen der Übersichtlichkeit auf eine Darstellung der Messwerte der nativen Reißkraft verzichtet.

4.2 Histologische Ergebnisse

Es wurden jeweils drei Schnitte einer Sehne auf der oben beschriebenen vierstufigen Skala blind bewertet. Danach wurde für jede Sehne der Mittelwert dieser drei Bewertungen gebildet.

Nachfolgend werden die bewerteten Faktoren im Einzelnen dargestellt:

Faserstruktur: In gesunden Sehnen sind die Sehnenfasern nah zusammen angeordnet und haben eine leichte Wellenform (Abb. 15). Mit zunehmender Degeneration nehmen der Abstand der Fasern und die Stärke der Wellung zu (Abb. 16 und Abb. 17). Bei stark veränderten Sehnen ist eine wellige Struktur nicht mehr erkennbar (Abb. 18)(21).

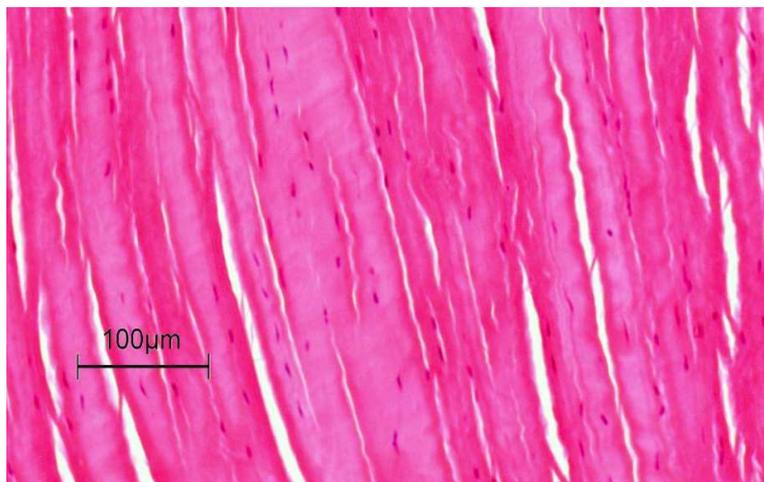


Abb. 15: Eine gesunde Sehne mit leicht welligen Sehnenfasern: **Faserstruktur: 0**; Faseranordnung: 0,67; Rundung des Zellkerns: 1; Regionale Zellhäufung: 1

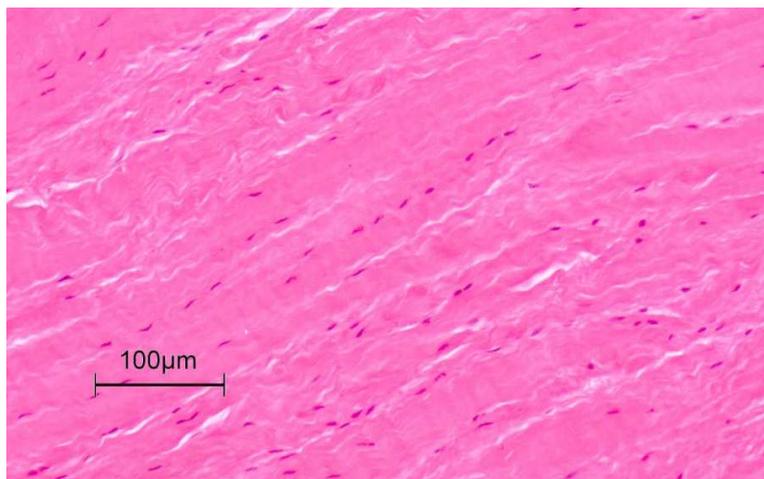


Abb. 16: Mit zunehmender Degeneration wird die wellige Struktur der Sehnenfasern stärker ausgeprägt: **Faserstruktur: 1**; Faseranordnung: 1,33; Rundung des Zellkerns: 1,67; Regionale Zellhäufung: 2

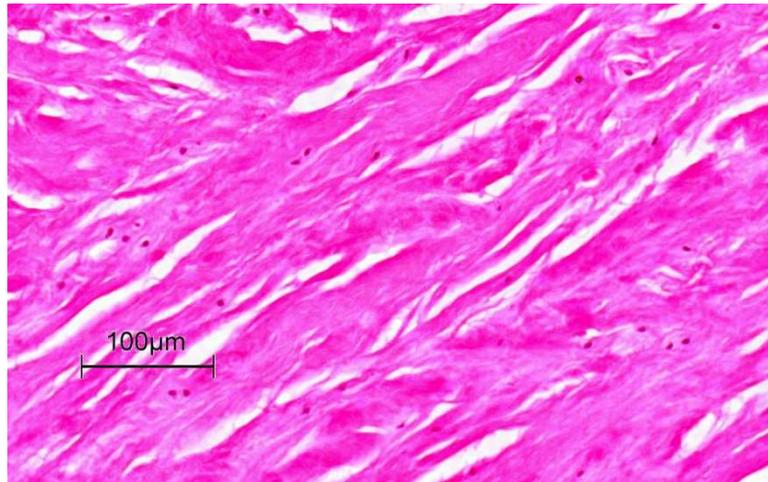


Abb. 17: Mit stärkerer Degeneration geht die wellige Faserstruktur zunehmend verloren: **Faserstruktur 2;**
Faseranordnung: 2; Rundung des Zellkerns: 2,33; Regionale Zellhäufung: 2

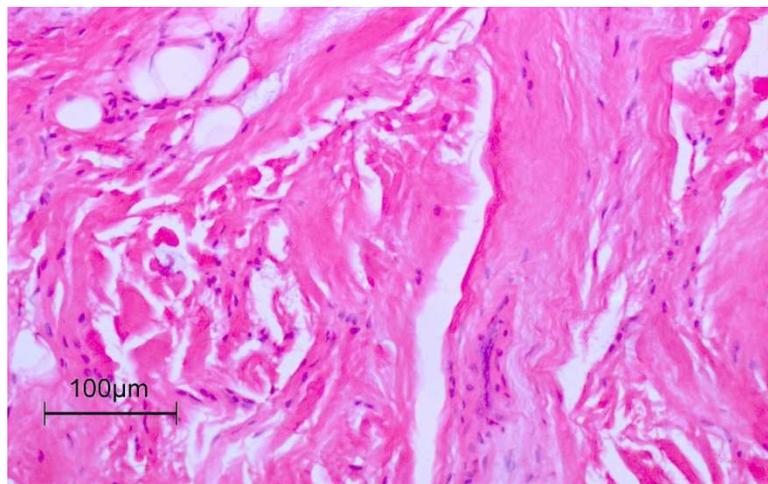


Abb. 18: Bei stark degenerierten Sehnen sind kaum noch wellige Fasern zu erkennen: **Faserstruktur: 3;**
Faseranordnung: 3; Rundung des Zellkerns: 3; Regionale Zellhäufung: 3

Faseranordnung: Sehnenfasern gesunder Sehnen sind parallel angeordnet (Abb. 19). Mit zunehmender Degeneration nimmt diese Ordnung ab (Abb. 20 und Abb. 21) bis sie bei stark veränderten Sehnen vollständig verloren geht (Abb. 22)(21).

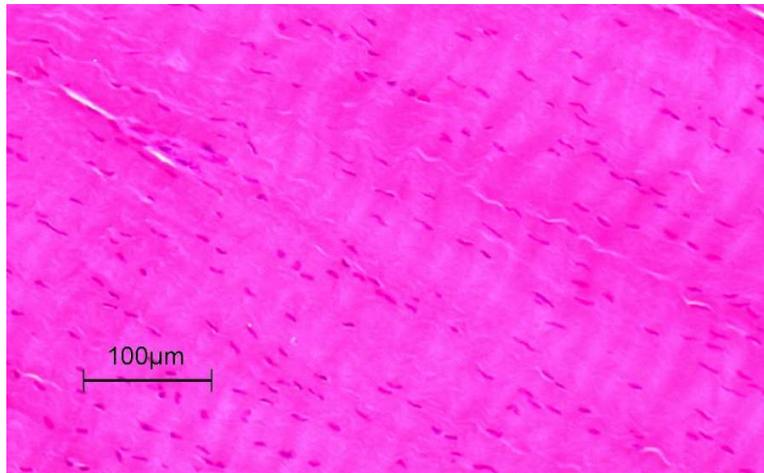


Abb. 19: Die Sehnenfasern gesunder Sehnen sind parallel angeordnet: Faserstruktur: 0,67;
Faseranordnung: 0,33; Rundung des Zellkerns: 1; Regionale Zellhäufung: 1,33

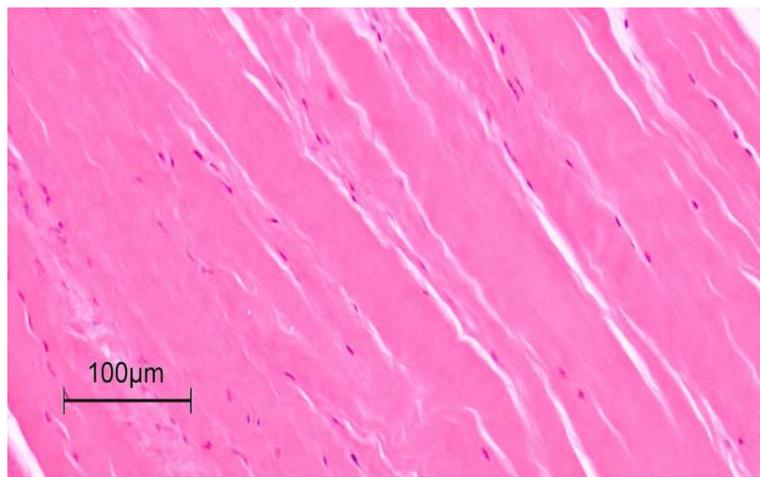


Abb. 20: Mit zunehmender Degeneration der Sehne nimmt die parallele Anordnung der Fasern ab:
Faserstruktur: 0,67; **Faseranordnung: 1**; Rundung des Zellkerns: 1,33; Regionale Zellhäufung: 1,33

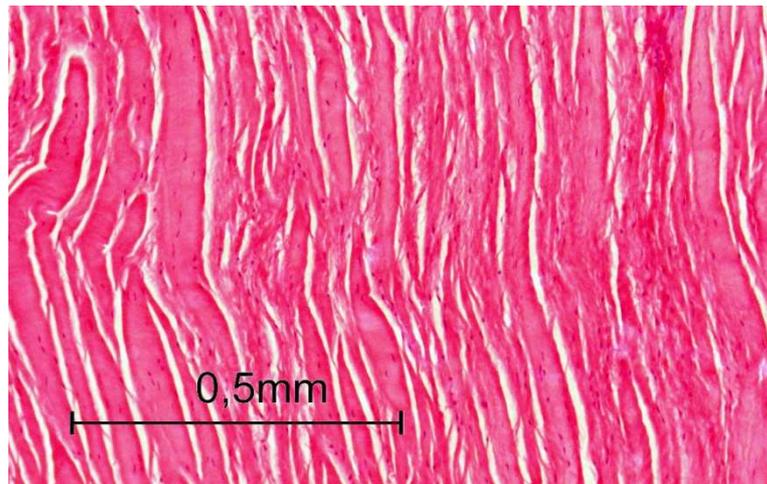


Abb. 21: Mit zunehmender Degeneration der Sehne nimmt die parallele Anordnung der Fasern ab:
Faserstruktur: 1,67; **Faseranordnung: 2**; Rundung des Zellkerns: 1,33; Regionale Zellhäufung: 2

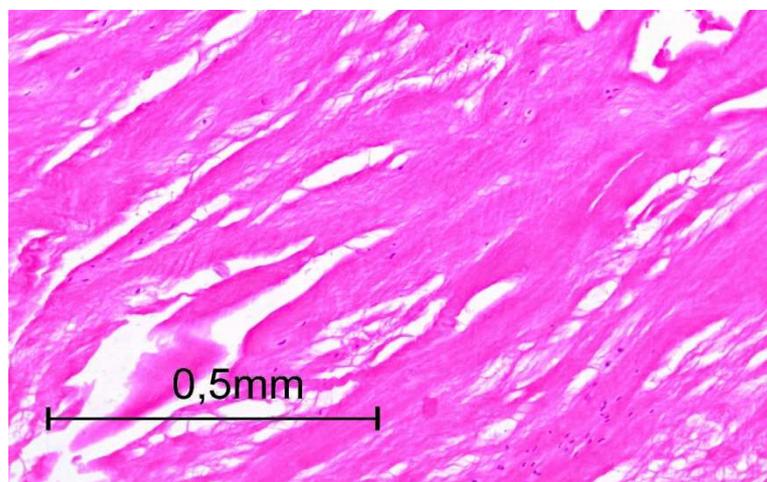


Abb. 22: Die parallele Anordnung der Sehnenfasern geht bei starker Degeneration vollständig verloren:
Faserstruktur: 2; **Faseranordnung: 3**; Rundung des Zellkerns: 2; Regionale Zellhäufung: 1,67

Rundung des Zellkerns: Die Zellkerne gesunder Tenozyten sind flach und Spindelförmig (Abb. 23). Die Kerne degenerierter Zellen verlieren diese flache Form (Abb. 24) zunehmend (Abb. 26). Die Bezeichnung „Rundung des Zellkerns“ wurde aus der Literatur übernommen, obwohl sie etwas irreführend ist. (21)

Regionale Zellhäufung: In gesunden Sehnen sind die Zellen relativ gleichmäßig verteilt (Abb. 23). Häufungen von Zellen sind Zeichen einer Degeneration (Abb. 25)(21).

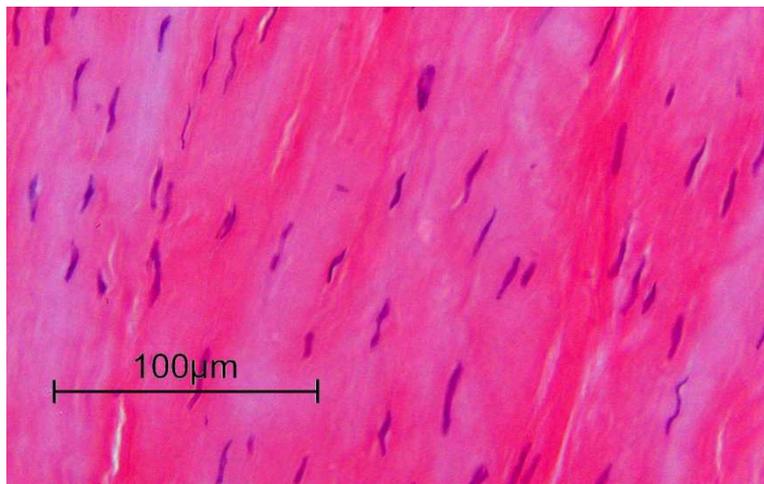


Abb. 23: Die Zellkerne gesunder Sehnen sind flach, spindelförmig und gleichmäßig verteilt: Faserstruktur: 0; Faseranordnung: 0; **Rundung des Zellkerns: 0,33; Regionale Zellhäufung: 1**

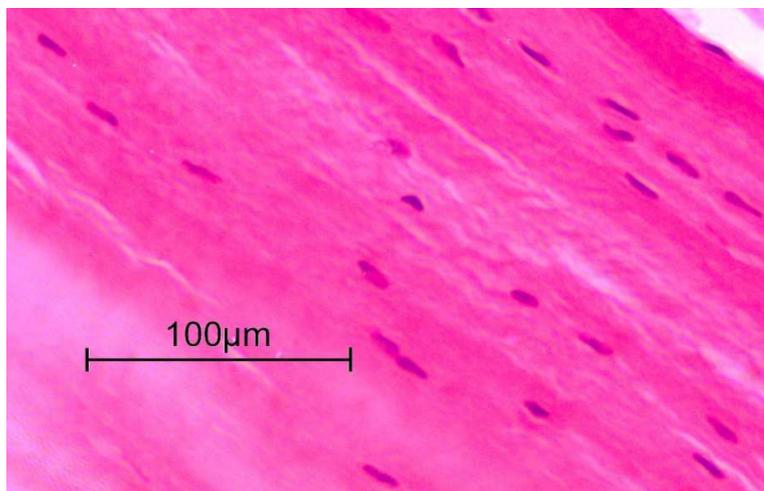


Abb. 24: Mit zunehmender Degeneration der Sehne verlieren die Zellkerne ihre typische Form: Faserstruktur: 0,67; Faseranordnung: 1,67; **Rundung des Zellkerns: 1; Regionale Zellhäufung: 1,33**

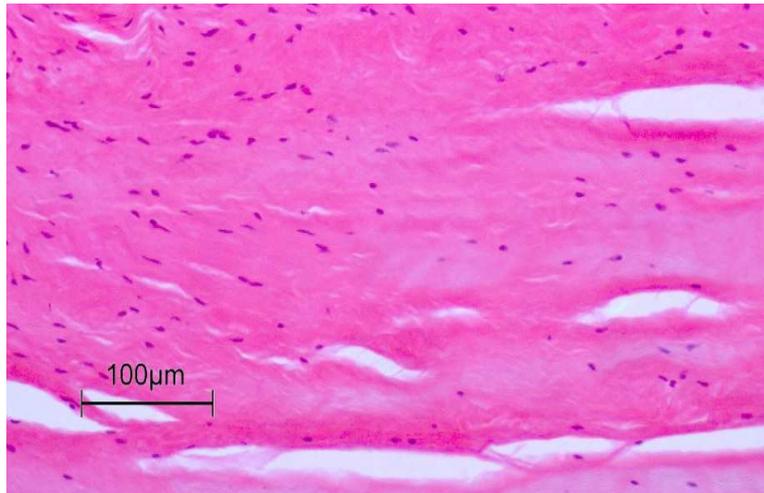


Abb. 25: Mit zunehmender Degeneration der Sehne verlieren die Zellkerne ihre typische Form und häufen sich zunehmend: Faserstruktur: 2; Faseranordnung: 2; **Rundung des Zellkerns: 2**; **Regionale Zellhäufung: 2**

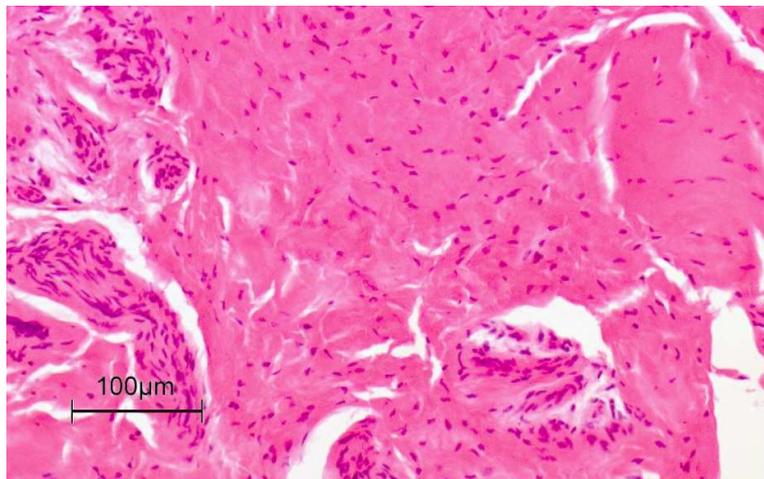


Abb. 26: Bei stark degenerierten Sehnen sind fast keine flachen Zellkerne mehr vorhanden und in einzelnen Arealen ist eine starke Zellhäufung zu beobachten:

Faserstruktur: 2,67; Faseranordnung: 3; **Rundung des Zellkerns: 3**; **Regionale Zellhäufung: 3**

Jede der 36 Sehnen wurde dreimal blind bewertet, es lagen somit 108 Bewertungen vor. Für die Faserstruktur lag der Mittelwert des Scores bei 1,537 mit einer Standardabweichung von 0,8364. Für die Faseranordnung ergaben sich $2,009 \pm 0,8259$. Die Rundung des Kerns wurde mit $1,787 \pm 0,7111$ bewertet und die regionale Zellhäufung mit $1,880 \pm 0,6516$.

Die Test-Retest-Reliabilität war mit Spearman-Werten zwischen 0,7456 und 0,9819 durchgehend gegeben ($p < 0,0001$).

Die Korrelation des zuvor aufgeführten histologischen Scores mit den unter 4.1 aufgeführten Faktoren, die Rückschluss auf den Degenerationsgrad einer Sehne geben, wird in Tab. 4 dargestellt.

	Alter	BMD-Cort.	BMD-Trab.	Native Fmax
Spearman r	0,2781	-0,2327	-0,3733	-0,1152
p-Wert	0,0039	0,018	0,0001	0,375

Tab. 4: Korrelation des histologischen Scores mit anderen Beurteilungsfaktoren der Degeneration.

Trotz der Korrelation des histologischen Scores mit sowohl dem Alter der Sehnen, als auch mit der Knochendichte, fanden sich keine signifikanten Zusammenhänge von histologischem Score und den biomechanischen Werten der Nativ- und Nahtversuche. Da ein Zusammenhang statistisch nicht nachweisbar ist, wird auf die weitere Darstellung dieser Werte verzichtet. Stattdessen wird der Zusammenhang mit dem Alter hervorgehoben, welcher als einziger Parameter präoperativ dem Chirurgen zur Verfügung steht und somit klinisch eine gewisse Leitfunktion zur groben Einschätzung der Degeneration der Sehne hat.

4.3 Biomechanische Ergebnisse

4.3.1 Vergleich der Nahtmaterialien

Maximale Versagenskraft

Die maximalen Versagenskräfte der einzelnen Nähte reichten von 53 N bis 495 N. Gruppier nach Nahtmaterial ergaben sich folgende Kräfte für die 36 Proben je Gruppe: Ethibond: 156 ± 60 N (MW \pm SD), Fiberwire: 201 ± 98 N, Orthocord: 185 ± 73 N. Die Versagenswerte des Fiberwire-Fadens waren signifikant höher als die des Ethibond-Fadens. Die Differenzen zum Orthocord-Faden waren nicht signifikant. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen nach dem Dunn-Test sind in Abb. 27 hervorgehoben.

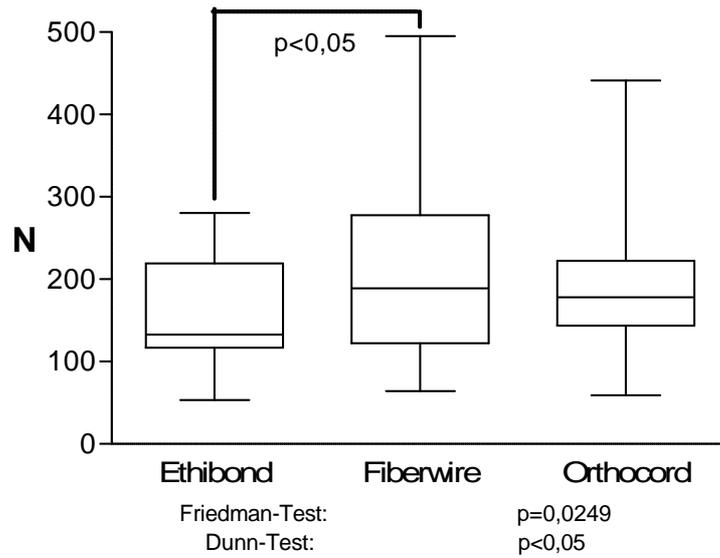


Abb. 27: Die maximalen Versagenskräfte aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Bei p-Werten $> 0,05$ (Fiberwire) gab es keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der maximalen Versagenskraft und dem Alter (Abb. 28).

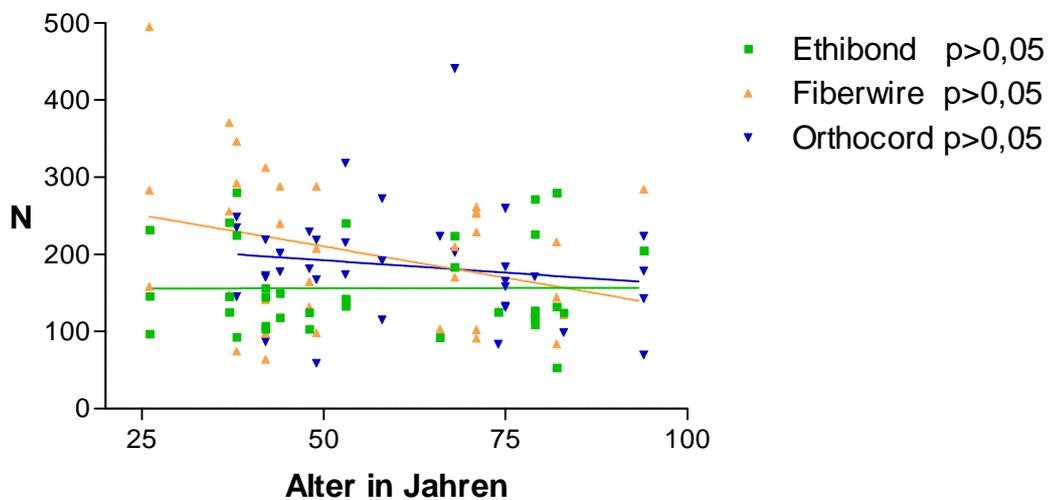


Abb. 28: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Längung nach erstem Zug

Nach dem ersten Zug längten sich die Orthocord-Nähte ($0,24 \pm 0,08$ mm) signifikant stärker als die Fiberwire-Nähte ($0,18 \pm 0,07$ mm). Zu den Ethibond-Nähten ($0,21 \pm 0,05$ mm) waren keine Unterschiede signifikant. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen nach dem Dunn-Test sind in Abb. 29 hervorgehoben.

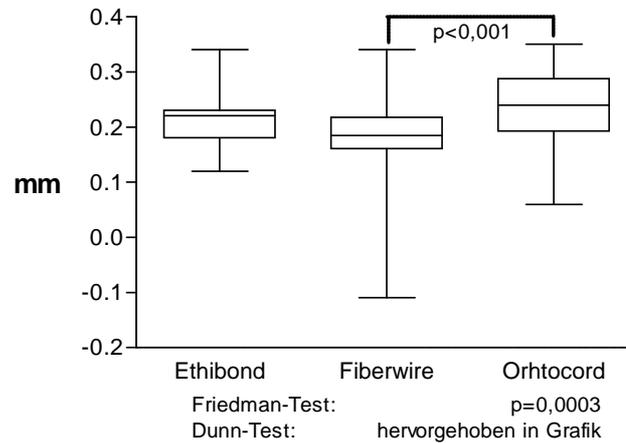


Abb. 29: Die Längung nach dem ersten Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Alter und der Längung nach dem ersten Zug (Abb. 30:).

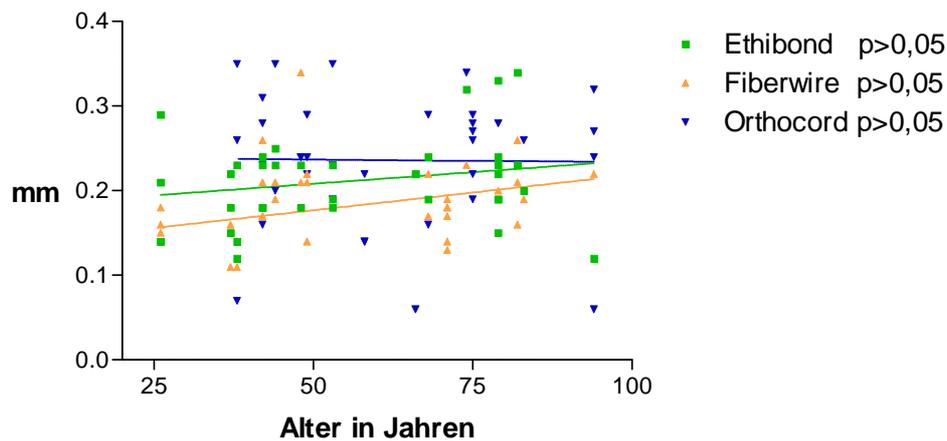


Abb. 30: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 1. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Längung nach dem 20. Zug

Auch nach dem 20. Zug längten sich die Orthocord-Nähte ($1,07 \pm 0,37$ mm) signifikant stärker als die Fiberwire-Nähte ($0,86 \pm 0,25$ mm). Zu Ethibond-Nähten ($0,95 \pm 0,25$ mm) waren keine Unterschiede signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 31 hervorgehoben.

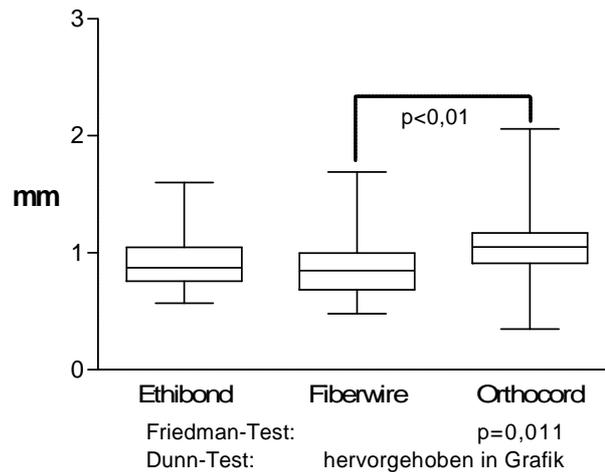


Abb. 31: Die Längung nach dem 20. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Es zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Sehnen und der Längung nach dem 20. Zug (Abb. 32).

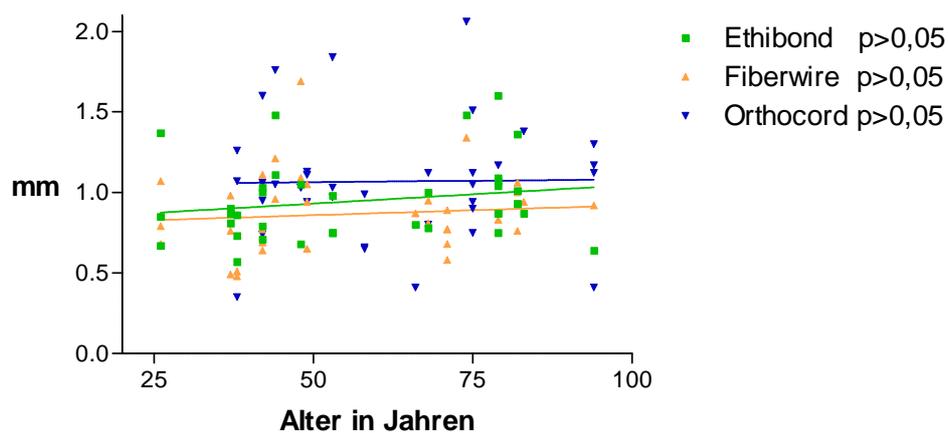


Abb. 32: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 20. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Maximale Längung

Die maximalen Längungen vor Versuchsabbruch aller Nähte reichten von 2,3 mm bis 34,8 mm. Die Orthocord-Nähte ($13,8 \pm 5,8$ mm) längten sich signifikant stärker als die Ethibond- ($10,5 \pm 3$ mm) und die Fiberwire-Nähte ($10,7 \pm 3,6$ mm). Zwischen letzteren gab es keinen signifikanten Unterschied. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 33 hervorgehoben.

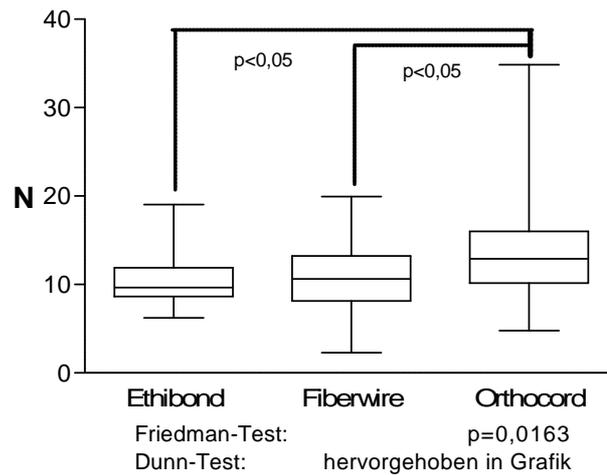


Abb. 33: Die maximale Längung aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Im Verhältnis zum Alter der Sehnen gab es keine signifikanten Zusammenhänge zur maximalen Längung. (Abb. 34)

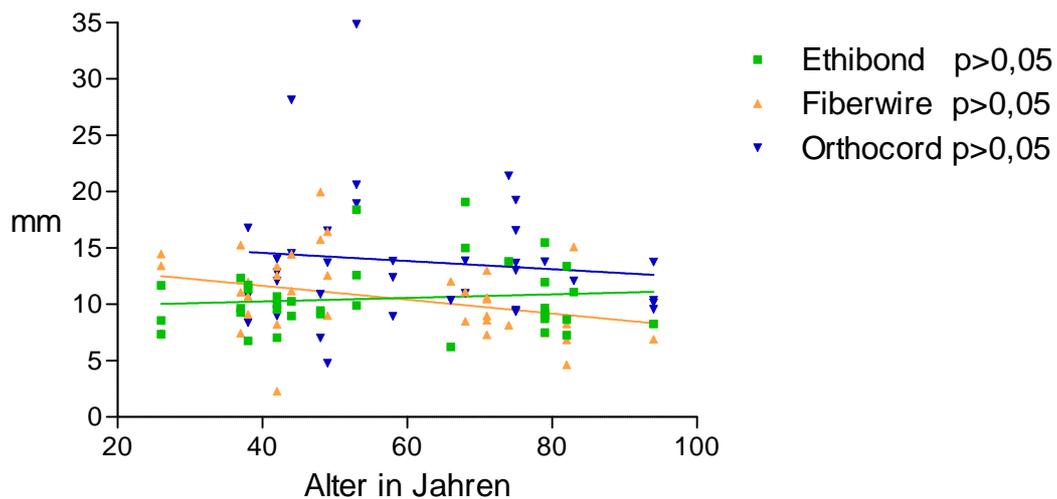


Abb. 34: Regressionsanalyse der maximalen Längung aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Klinisches Versagen

Die nötige Kraft, um die als klinisches Versagen definierte Längung von drei Millimetern zu erreichen, war für die Fiberwire-Nähte ($91,6 \pm 30,4$ N) signifikant größer als für die Ethibond- ($69,7 \pm 15,9$ N) und Orthocord-Nähte ($71,8 \pm 16,6$ N). Zwischen letzteren gab es keinen signifikanten Unterschied. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 35 hervorgehoben.

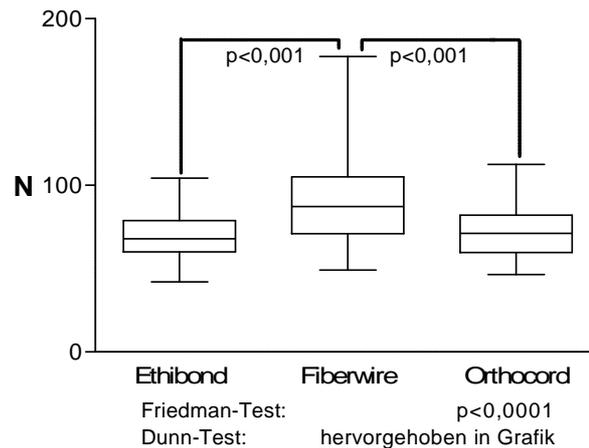


Abb. 35: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Alter der Sehnen und der Kraft, die notwendig ist, um das klinische Versagen zu erreichen (Abb. 36).

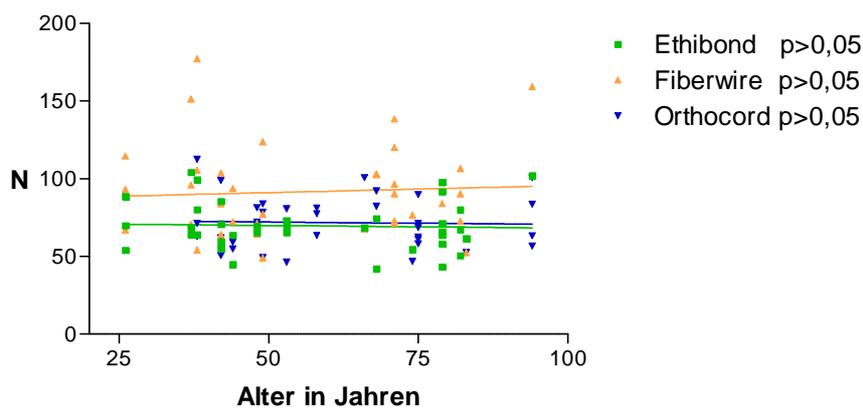
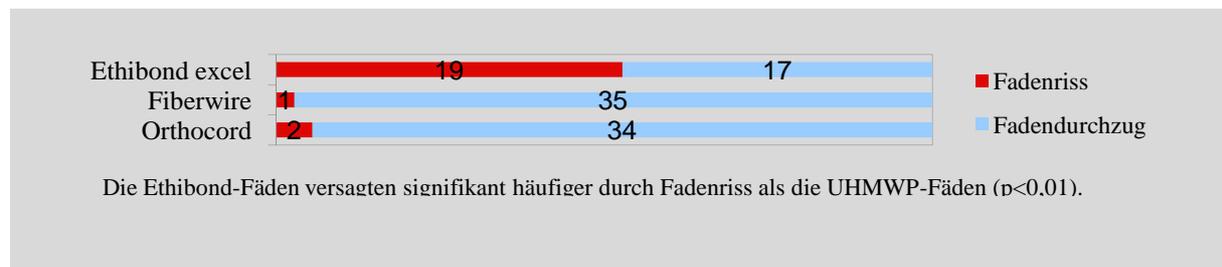


Abb. 36: Regressionsanalyse der bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Es versagten insgesamt 22 Proben durch Fadenriss (Abb. 37) und 86 durch das Durchziehen (Abb. 38) des Fadens durch die Sehne. Eine genaue Übersicht aufgeschlüsselt nach Nahtmaterialien ist in Tab. 5 zu finden. Nach dem Friedmann-Test besteht zwischen Orthocord- und Fiberwire-Nähten kein signifikanter Unterschied. Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Ethibond-Nähten und den beiden anderen Gruppen mit jeweils $p < 0,01$.



Tab. 5: Versagensmechanismus der Proben nach verwendetem Nahtmaterial



Abb. 37: Ein Sehnenstreifen mit Fadendurchzug als Versagensmechanismus

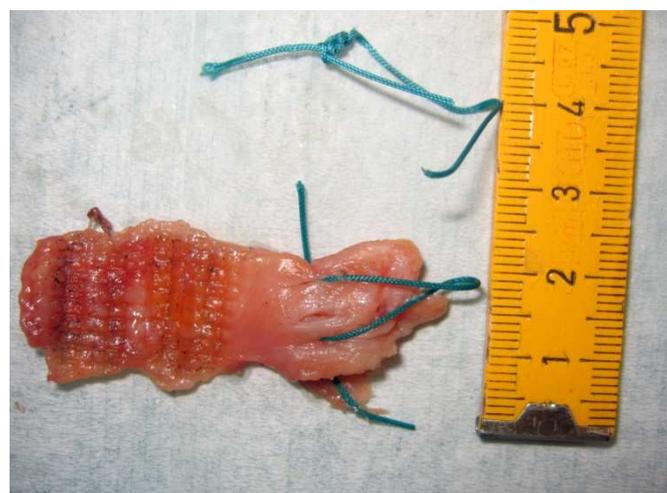


Abb. 38: Ein Sehnenstreifen mit arthr. Mason-Allen-Naht und Fadenriss als Versagensmechanismus.

Zusammenfassung des Vergleichs der Nahtmaterialien

In Bezug auf die maximale Versagenskraft waren die Fiberwire-Nähte signifikant stärker belastbar als die Ethibond-Nähte. Die Orthocord-Nähte lüngen sich signifikant stärker als die Fiberwire-Nähte. Zusammenhänge zum Alter waren für keinen der untersuchten Parameter signifikant. Die Ethibond-Fäden versagten im Gegensatz zu den UHMWP-Fäden signifikant häufiger durch Fadenriss.

4.3.2 Vergleich der Nahttechniken

Maximale Versagenskraft

Die maximalen Versagenskräfte der Mason-Allen-Nähte (254 ± 75 N) waren signifikant größer als die der Matress-Nähte (169 ± 53 N). Die von Single-Nähten (119 ± 40 N) erreichten Versagenskräfte waren signifikant geringer als die der beiden anderen Gruppen. Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 39 hervorgehoben.

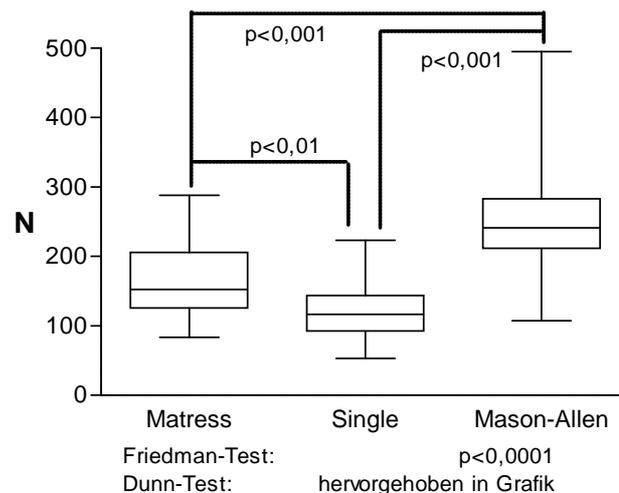


Abb. 39: Die maximalen Versagenskräfte aller Nähte, gruppiert nach getesteten Techniken [n=36 je Gruppe]

Während sich ein Zusammenhang zwischen der maximalen Versagenskraft und dem Alter für alle Sehnen andeutet, war er nur für die Matress-Naht mit $p=0,015$ signifikant (Abb. 40).

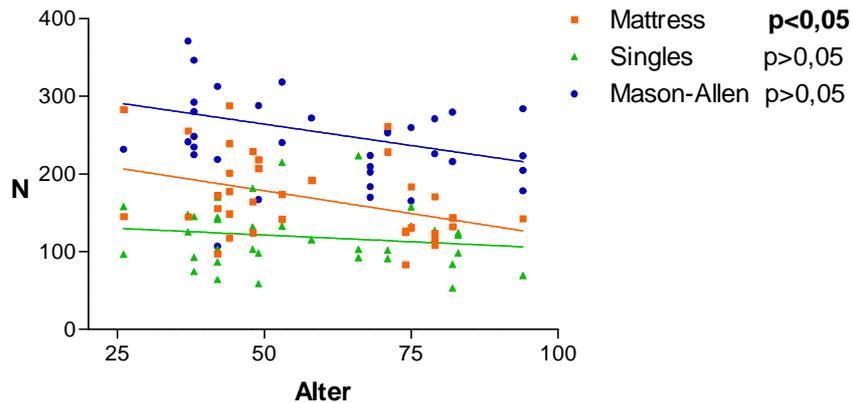


Abb. 40: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Längung nach erstem Zug

Nach dem ersten Zug längten sich Mattress-Nähte ($0,24 \pm 0,06$ mm) und Single-Nähte ($0,22 \pm 0,05$ mm) signifikant stärker als Mason-Allen-Nähte ($0,17 \pm 0,08$ mm). Zwischen Single- und Mattress-Nähten waren die Unterschiede nicht signifikant. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 41 hervorgehoben.

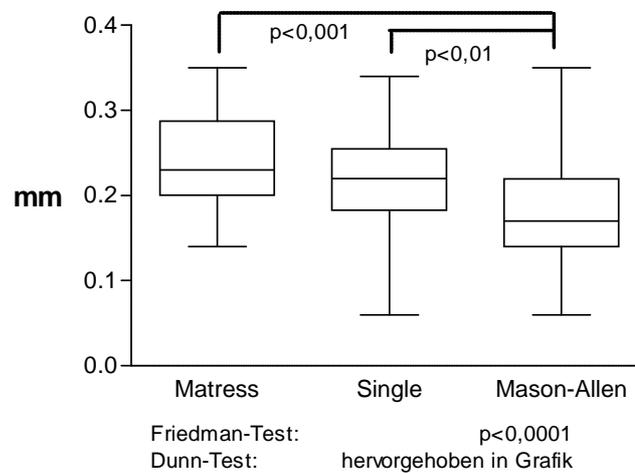


Abb. 41: Längung nach dem 1. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Für alle Nahttechniken deutet sich ein Zusammenhang zwischen dem Alter der Sehnen und der Längung nach dem ersten Zug an, er war jedoch nicht signifikant (Abb. 42).

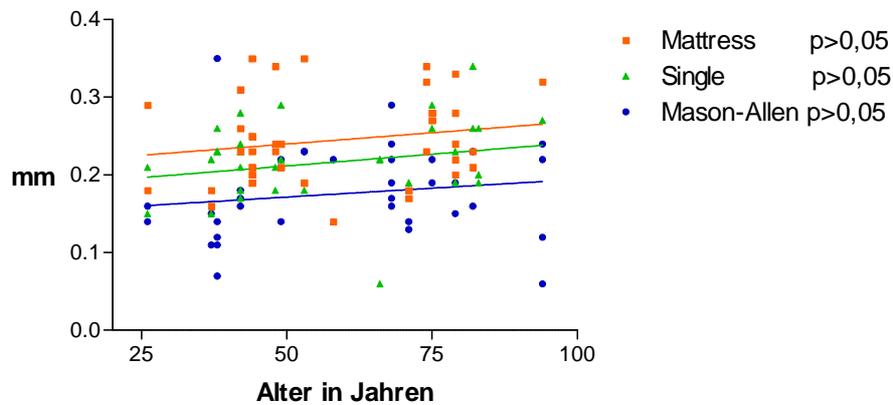


Abb. 42: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 1. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Längung nach dem 20. Zug

Auch nach dem 20. Zug längten sich die Mason-Allen-Nähte ($0,78 \pm 0,21$ mm) signifikant schwächer als Single- ($0,91 \pm 0,20$ mm) und Mattress-Nähte ($1,19 \pm 0,33$ mm). Nach dem 20. Zug war auch die schwächere Längung der Single- im Vergleich zu den Mattress-Nähten signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 43 hervorgehoben.

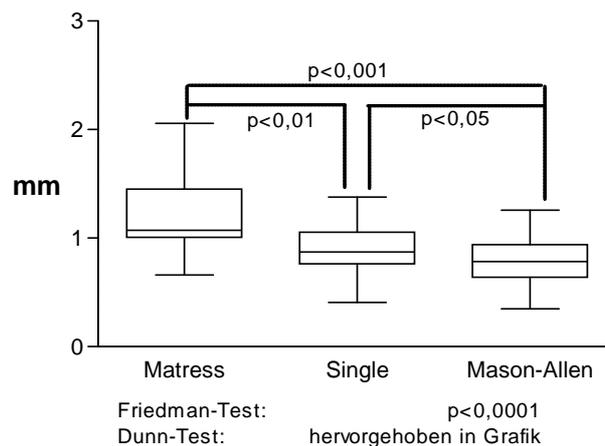


Abb. 43: Die Längung nach dem 20. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Nur für die Single-Nähte gab es einen signifikanten Zusammenhang ($p=0,05$) zwischen Alter und Längung nach dem 20. Zug (Abb. 44).

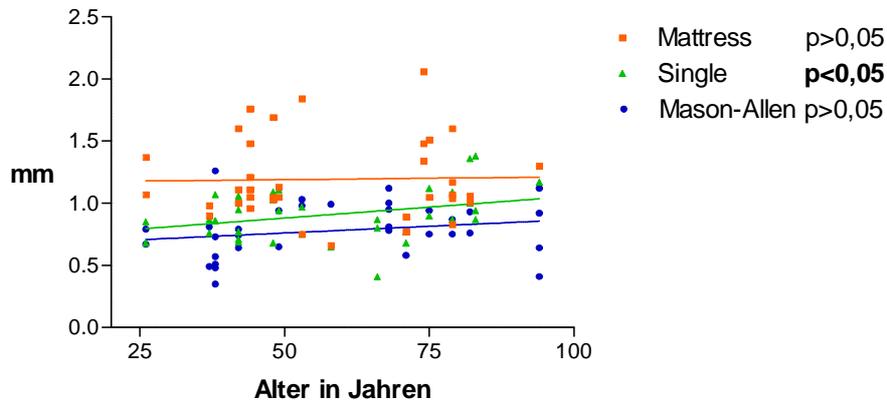


Abb. 44: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 20. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Maximale Längung

Die maximalen Längungen vor Versuchsabbruch aller Nähte reichten von 2,3 mm bis 34,8 mm. Gruppiert nach verwendeter Nahttechnik ergaben sich folgende Kräfte für die 36 Proben je Gruppe: Mattress-Nähte ($13,0 \pm 5,7$ mm), Single-Nähte ($10,0 \pm 3,7$ mm), Mason-Allen-Nähte ($11,9 \pm 3,4$ mm). Die Unterschiede waren nach dem Friedman-Test zwar signifikant, dies ließ sich allerdings im Post-Test nicht auf Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen übertragen (Abb. 45).

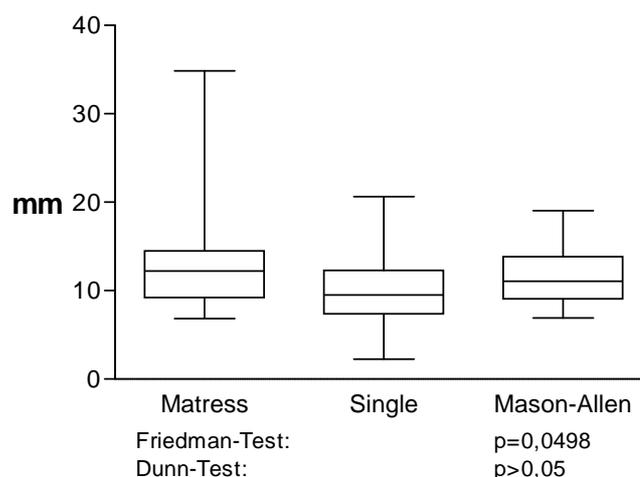


Abb. 45: Die maximale Längung aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Auch zwischen dem Alter der Sehnen und der maximalen Längung zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge (Abb. 46).

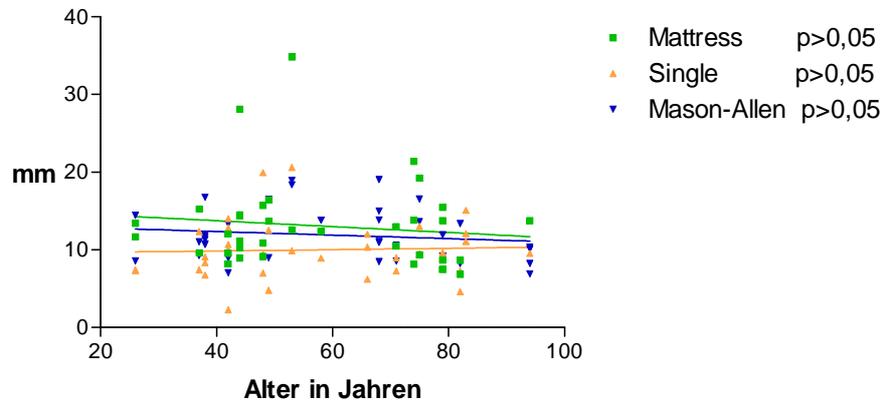


Abb. 46: Regressionsanalyse der maximalen Längung aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Klinisches Versagen

Die Mason-Allen-Nähte ($99,1 \pm 26,7$ N) erreichten die als klinisches Versagen definierte Längung von 3 mm erst bei signifikant größeren Kräften als die Mattress- ($66,4 \pm 13,5$ N) und Single-Nähte ($67,7 \pm 12,4$ N). Der Unterschied zwischen letzteren war nicht signifikant. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 47 hervorgehoben.

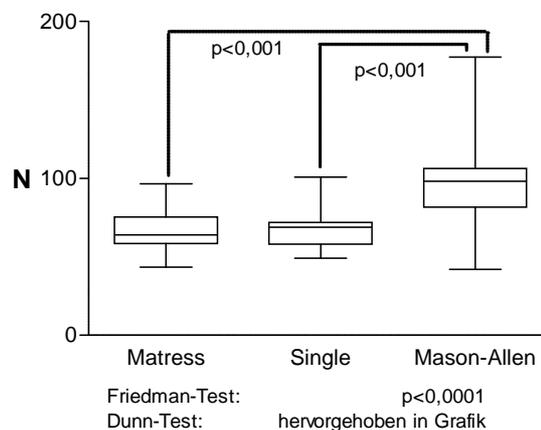


Abb. 47: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Es gab für die Single- und Mason-Allen-Nähte eine Tendenz zur Abnahme der benötigten Kraft bis zum Erreichen des klinischen Versagens mit zunehmendem Alter (Abb. 48). Dies war jedoch nicht signifikant.

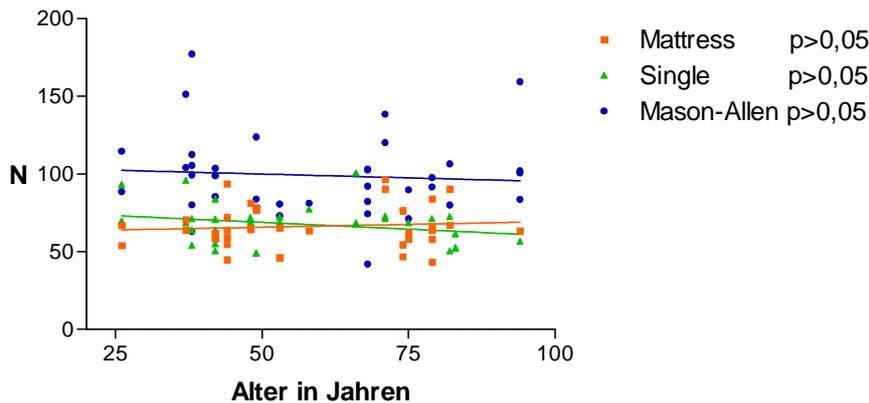
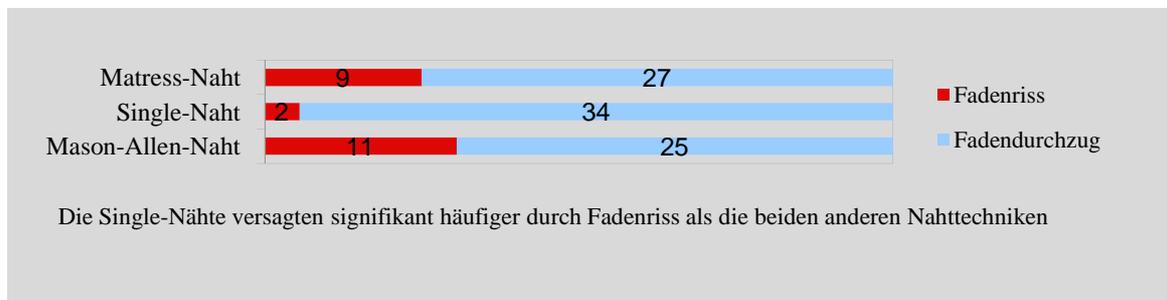


Abb. 48: Regressionsanalyse der bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Es versagten insgesamt 22 Proben durch Fadenriss und 86 durch das Durchziehen des Fadens durch die Sehne. Eine genaue Übersicht aufgeschlüsselt nach Nahttechniken ist in Tab. 6 zu finden. Nach dem Friedman-Test besteht zwischen den verschiedenen Gruppen ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von 0,0152. Im Post-Test nach Dunn finden sich allerdings keine signifikanten Differenzen zwischen den einzelnen Gruppen.



Tab. 6: Versagensmechanismus der Proben nach verwendeten Nahttechniken

Zusammenfassung des Vergleichs der Nahttechniken

Die arthroskopische Mason-Allen-Naht zeigte die höchsten, die Single-Naht die niedrigsten Versagenskräfte. Bei den Längungen zeigte sich vor allem die stärkere Längung der Matress-Naht gegenüber der Mason-Allen-Naht. Die Ergebnisse der verschiedenen Nahttechniken ließen eine Abhängigkeit vom Alter in Bezug auf Kräfte und Längungsverhalten vermuten. Die Ergebnisse waren jedoch selten signifikant. Die Single-Naht versagt fast immer durch Fadendurchzug.

4.3.3 Vergleich der Nahtmaterialien an jeweils derselben Nahttechnik

Mit jedem der drei unterschiedlichen Fäden wurden die drei Nahttechniken kombiniert und verglichen. Es gab für jede der neun Kombinationsmöglichkeiten zwölf Proben. Nachfolgend werden die Ergebnisse, ausgewertet nach Nahttechnik, dargestellt. Auf die Darstellung nicht signifikanter Ergebnisse wird aus Gründen der Vielzahl an Kombinationsmöglichkeiten und ermittelten Messparametern verzichtet. Eine Übersicht befindet sich in Tab. 7:

	max. Vers.-kraft		Längung n. 1. Zug		Längung n. 20. Zug		max. Längung		klin. Versagen		
	Fiberw.	Orthoc.	Fiberw.	Orthoc.	Fiberw.	Orthoc.	Fiberw.	Orthoc.	Fiberw.	Orthoc.	
Mattress	Ethibond	p<0,01	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	p<0,01	n.s.
	Fiberwire		n.s.		p<0,05		n.s.		n.s.		p<0,01
Single	Ethibond	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
	Fiberwire		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.
Mason-A.	Ethibond	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,001	n.s.	n.s.
	Fiberwire		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.		p<0,001

Tab. 7: Übersicht der Ergebnisse des Vergleichs der Nahtmaterialien an jeweils derselben Nahttechnik [n=12 je Gruppe]

4.3.3.1 Mattress-Naht

Maximale Versagenskraft

Bei Betrachtung jeweils aller 12 mit der Mattress-Naht kombinierten Proben waren die Ethibond-Nähte ($132,4 \pm 14,9$ N) signifikant schwächer belastbar als die Fiberwire- ($201,8 \pm 67,4$ N) und die Orthocord-Nähte ($173,2 \pm 39,6$ N). Zwischen den beiden UHMWP-Materialien gab es keine signifikanten Unterschiede. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 49 hervorgehoben.

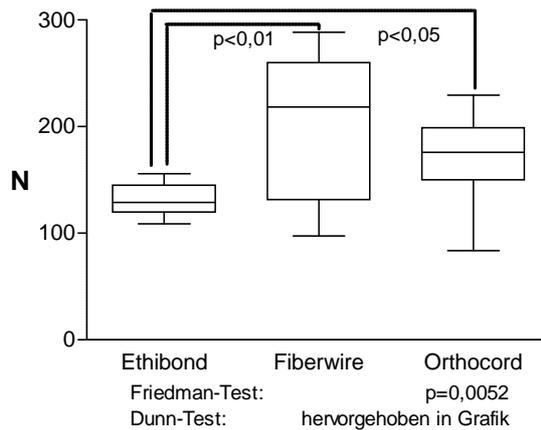


Abb. 49: Die maximalen Versagenskräfte der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Kombiniert mit der Mattress-Naht nahmen die maximalen Versagenskräfte für alle Gruppen mit zunehmendem Alter der Sehnen ab. Dieser Zusammenhang war jedoch nur für die Ethibond- und Orthocord-Nähte signifikant (Abb. 50).

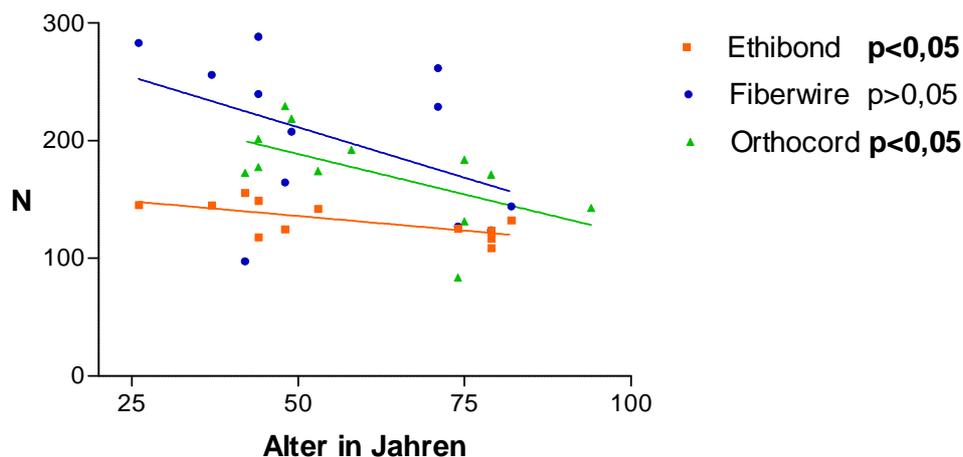


Abb. 50: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Mattress-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Längungen

Die Orthocord-Nähte ($0,28 \pm 0,06$ mm) längten sich bei der ersten zyklischen Belastung in Kombination mit der Mattress-Naht signifikant mehr als die Fiberwire-Nähte ($0,21 \pm 0,05$ mm). Zu den Ethibond-Nähten ($0,25 \pm 0,05$ mm) gab es keine signifikanten Unterschiede. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 51 hervorgehoben.

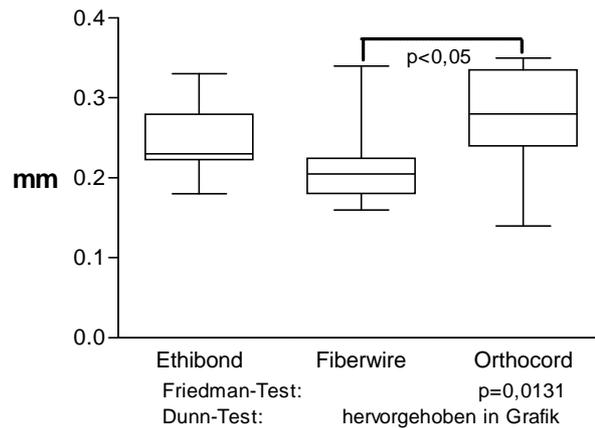


Abb. 51: Die Längung nach dem 1. Zug der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Nach dem zwanzigsten Zug waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

In Bezug auf die maximale Längung war ein signifikanter Unterschied zwischen Ethibond- ($10,5 \pm 2,4$ mm) und Orthocord-Nähten ($17,0 \pm 7,7$ mm) festzustellen. Für die Fiberwire-Nähte ($11,7 \pm 3,5$ mm) waren keine signifikanten Unterschiede zu ermitteln. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 52 hervorgehoben. Im Verhältnis zum Alter der Sehnen zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge für das Längungsverhalten der Nähte.

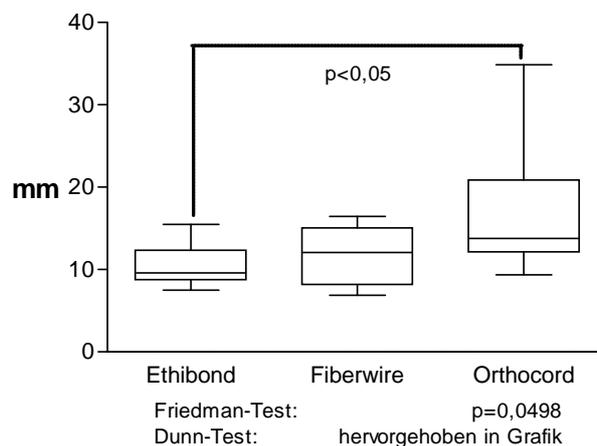


Abb. 52: Die max. Längung der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Klinisches Versagen

Das klinische Versagen bei 3 mm wurde von den Fiberwire-Nähten ($78,5 \pm 12,5$ N) erst bei signifikant höherer Belastung erreicht als von den Ethibond- ($58,9 \pm 8,1$ N) und Orthocord-

Nähten ($61,8 \pm 10,4$ N). Zwischen letzteren Nahtmaterialien zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 53 hervorgehoben. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der benötigten Kraft bis zum Erreichen des klinischen Versagens und dem Alter der Sehnen.

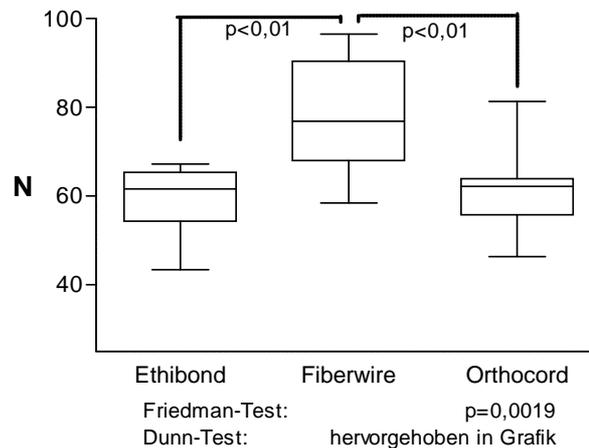
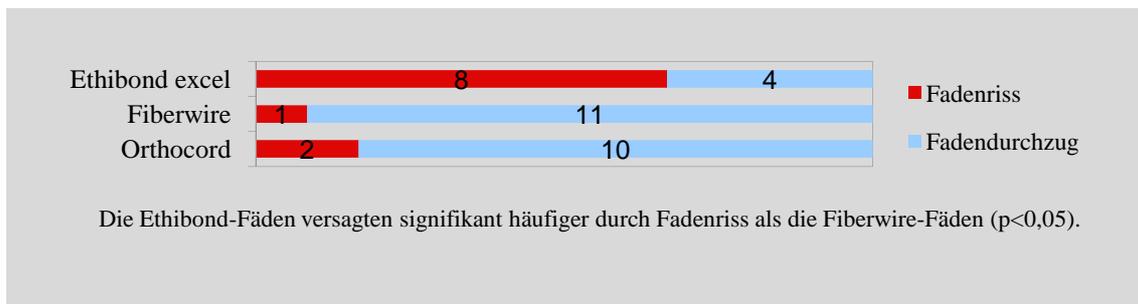


Abb. 53: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Von insgesamt 36 Proben versagten 11 durch Fadenriss und 25 durch das Durchziehen des Fadens durch die Sehne. Eine genaue Übersicht, aufgeschlüsselt nach Nahtmaterialien, ist in Tab. 8 zu finden. Nach dem Dunn-Test besteht zwischen Ethibond- und Fiberwire-Fäden ein signifikanter Unterschied, nach dem die Ethibond-Fäden häufiger durch Fadenriss versagen ($p<0,05$).



Tab. 8: Versagensmechanismus der Mattress-Naht-Proben nach verwendeten Nahtmaterialien

4.3.3.2 Single-Naht

Für die drei unterschiedlichen Nahtmaterialien, jeweils kombiniert mit der Single-Naht, wurden in Bezug auf keinen Messparameter signifikante Unterschiede gefunden.

4.3.3.3 Arthroskopische Mason-Allen-Naht

In Bezug auf maximale Versagenskraft, die Längung nach dem ersten und nach dem zwanzigsten Zug, sowie für die maximale Längung gab es für die drei Nahtmaterialien in Kombination mit der arthroskopischen Mason-Allen-Naht keine signifikanten Unterschiede. Im Verhältnis zum Alter zeigte sich für die maximale Versagenskraft lediglich für Fiberwire-Nähte ein signifikanter Zusammenhang mit $p=0,007$ (vgl. Abb. 61).

Klinisches Versagen

Kombiniert mit der arthroskopischen Mason-Allen-Naht erreichten die Fiberwire-Nähte ($125,6 \pm 25,3$ N) erst bei signifikant höheren Kräften als die Ethibond- ($85,0 \pm 17,1$ N) und Orthocord-Nähte ($86,7 \pm 13,3$ N) das klinische Versagen bei 3mm. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 54 hervorgehoben. Es zeigte sich keine signifikante Abhängigkeit der Kräfte vom Alter der Sehnen.

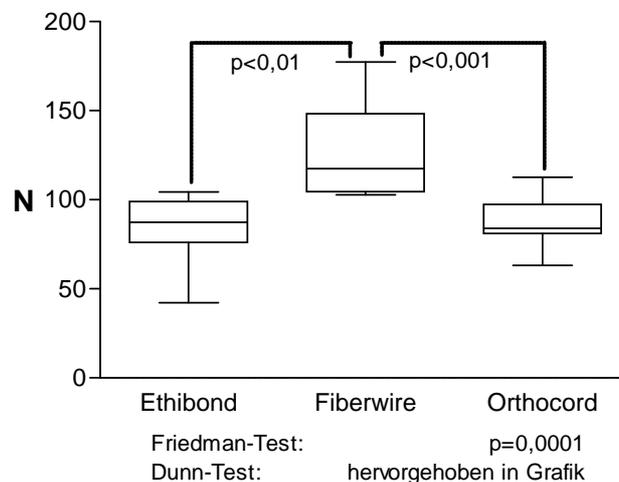
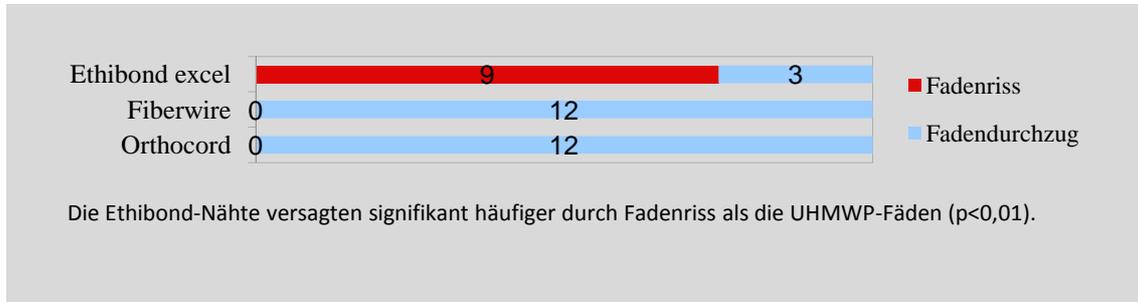


Abb. 54: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der arthroskopische Mason-Allen-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Die Ethibond-Gruppe versagte signifikant häufiger durch Fadenriss als die beiden anderen Gruppen ($p < 0,01$ nach Dunn), in denen es ausschließlich zu Versagen durch Fadendurchzug kam. Eine genaue Übersicht aufgeschlüsselt nach Nahtmaterialien, ist in Tab. 9 zu finden:



Tab. 9: Versagensmechanismus der Mason-Allen-Naht-Proben nach verwendetem Nahtmaterial

Vergleich der Nahtmaterialien an jeweils derselben Nahttechnik – Zusammenfassung

In Kombination mit der Single-Naht gab es keine signifikanten Unterschiede bei der Verwendung der unterschiedlichen Nahtmaterialien.

In Kombination mit der Matress-Naht versagten die Ethibond-Fäden bei signifikant niedrigeren Kräften als die Fiberwire- und die Orthocord-Fäden. Es zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit vom Alter der Sehne, am stärksten für die Fiberwire- und am schwächsten für die Ethibond-Fäden. Die Orthocord-Fäden längten sich signifikant stärker als die Fiberwire-Fäden, während die Werte der Ethibond-Fäden dazwischen lagen. Das klinische Versagen erreichten die Fiberwire-Fäden bei signifikant höheren Kräften als die beiden anderen Gruppen.

Bei Verwendung der Mason-Allen-Naht war nur in Bezug auf das klinische Versagen eine signifikante Überlegenheit von Fiberwire gegenüber den beiden anderen Fäden zu beobachten, analog zu den Ergebnissen der Matress-Nähte. Fadenrisse als Versagensmechanismus wurden ausschließlich bei Ethibond-Fäden als Nahtmaterial beobachtet.

4.3.4 Vergleich der Nahttechniken an jeweils demselben Nahtmaterial

Es wurden analog zu 4.3.3 in Kombination mit jedem Nahtmaterial die drei Nahttechniken verglichen. Nachfolgend werden die Ergebnisse des Vergleichs der jeweils zwölf Proben jeder der drei Nahttechniken, ausgewertet nach Nahtmaterial beschrieben. Auf die Darstellung

nicht signifikanter Ergebnisse wird aus Gründen der Vielzahl an Kombinationsmöglichkeiten und ermittelten Messparametern verzichtet. Eine Übersicht befindet sich in Tab. 10:

		max. Versagenskraft		Längung n. 1. Zug		Längung n. 20. Zug		max. Längung		klin. Versagen	
		Single	Mason-A.	Single	Mason-A.	Single	Mason-A.	Single	Mason-A.	Single	Mason-A.
Ethibond	Mattress	n.s.	p<0,05	n.s.	p<0,01	n.s.	p<0,01	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,001
	Single		p<0,001		n.s.		n.s.		n.s.		n.s.
Fiberwire	Mattress	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	p<0,001	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,01
	Single		p<0,001		n.s.		n.s.		n.s.		p<0,001
Orthocord	Mattress	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,05	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	p<0,01
	Single		p<0,01		n.s.		n.s.		n.s.		p<0,01

Tab. 10: Übersicht der Ergebnisse des Vergleichs der Nahttechniken an jeweils demselben Nahtmaterial [n=12]

4.3.4.1 Ethibond-Excel

Maximale Versagenskraft

In Kombination mit dem Ethibond-Faden waren die arthroskopischen Mason-Allen-Nähte ($226,3 \pm 47,4$ N) signifikant stärker belastbar als die Mattress-Nähte ($132,4 \pm 14,9$ N) und die Single-Nähte ($109,5 \pm 24,6$ N). Die Unterschiede zwischen letzteren waren nicht signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 55 hervorgehoben.

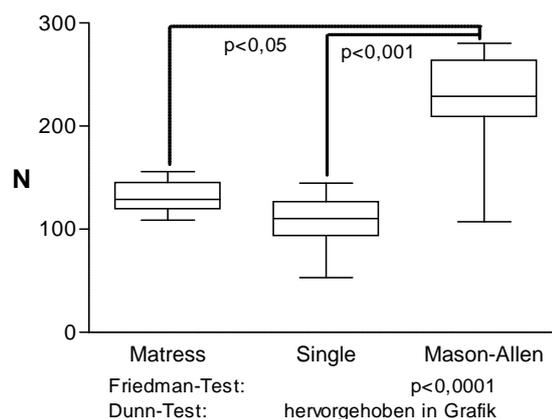


Abb. 55: Die maximalen Versagenskräfte der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Die Versagenskräfte der Mattress-Nähte nahmen mit zunehmendem Alter der Sehne signifikant ab ($p=0,018$) (Abb. 56).

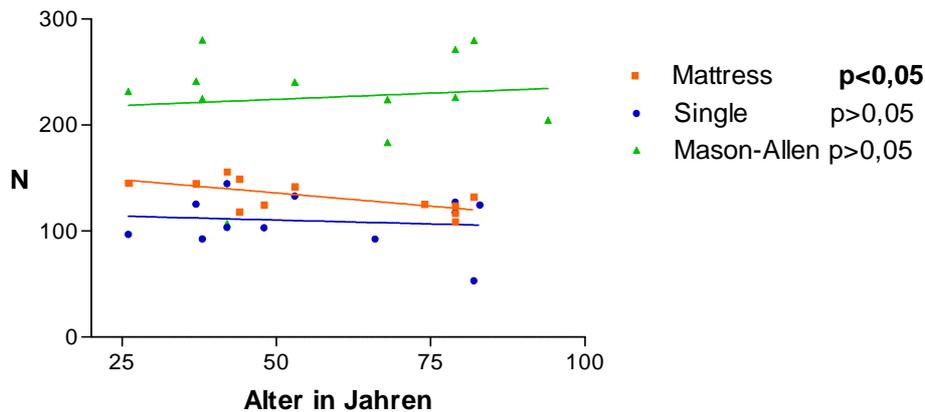


Abb. 56: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Ethibond-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Längungen

In Kombination mit dem Ethibond-Faden längten sich nach dem ersten Zug die Mattress-Nähte ($0,25 \pm 0,05$ mm) signifikant stärker als die Mason-Allen-Nähte ($0,17 \pm 0,04$ mm). Die Werte der Single-Nähte ($0,22 \pm 0,04$ mm) lagen zwischen denen der beiden anderen Gruppen, unterschieden sich jedoch nicht signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 57 hervorgehoben.

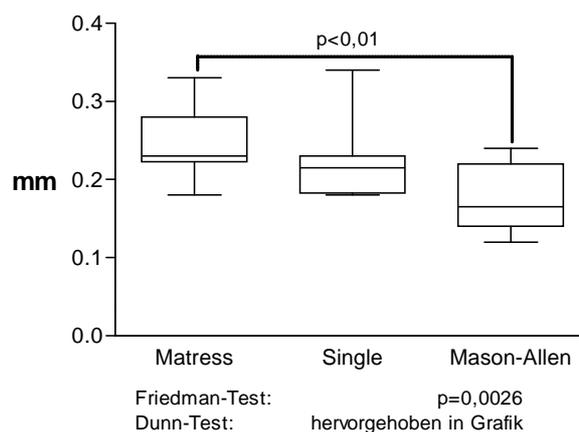


Abb. 57: Die Längung nach dem ersten Zug der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Nach dem zwanzigsten Zyklus wurde eine signifikant größere Längung für die Mattress-Nähte ($1,16 \pm 0,26$ mm) als für die Mason-Allen-Nähte gemessen ($0,79 \pm 0,13$ mm). Die

Werte der Single-Gruppe ($0,90 \pm 0,190$ mm) unterschieden sich nicht signifikant von denen der anderen Gruppen. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 58 hervorgehoben. Es gab keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die maximale Längung. Das Längungsverhalten der Ethibond-Nähte war nicht signifikant abhängig vom Alter der Sehnen.

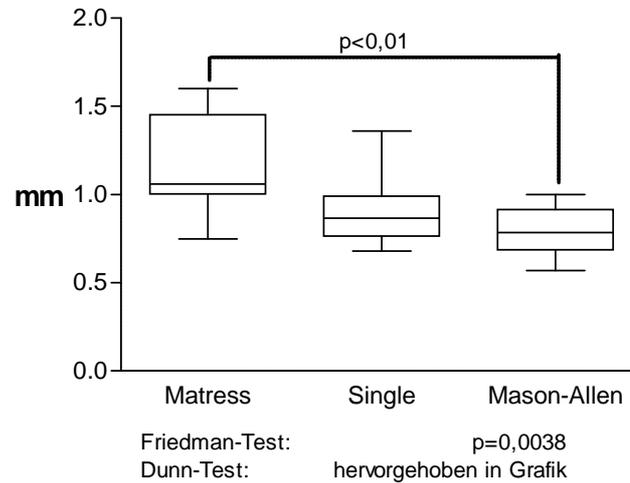


Abb. 58: Die Längung nach dem 20. Zug der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Klinisches Versagen

In Kombination mit dem Ethibond-Faden erreichten die Mason-Allen-Nähte ($85,0 \pm 17,1$ N) das klinische Versagen bei 3mm Längung bei signifikant höherer Belastung als die Matress-Nähte ($58,9 \pm 8,1$ N). Zu den Werten der Single-Gruppe ($65,3 \pm 6,6$ N) zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 59 hervorgehoben. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der benötigten Kraft bis zum Erreichen des klinischen Versagens und dem Alter der Sehnen.

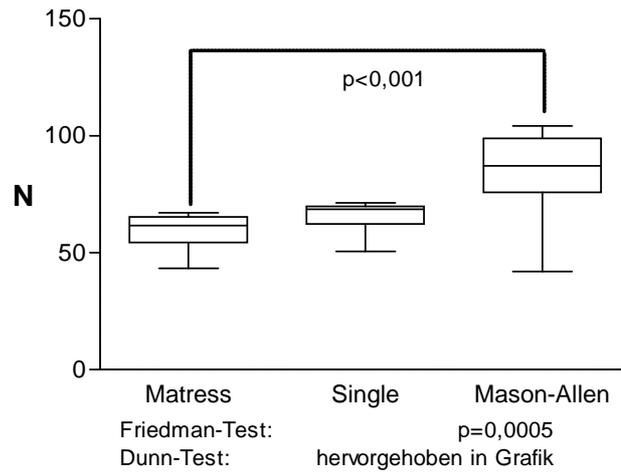
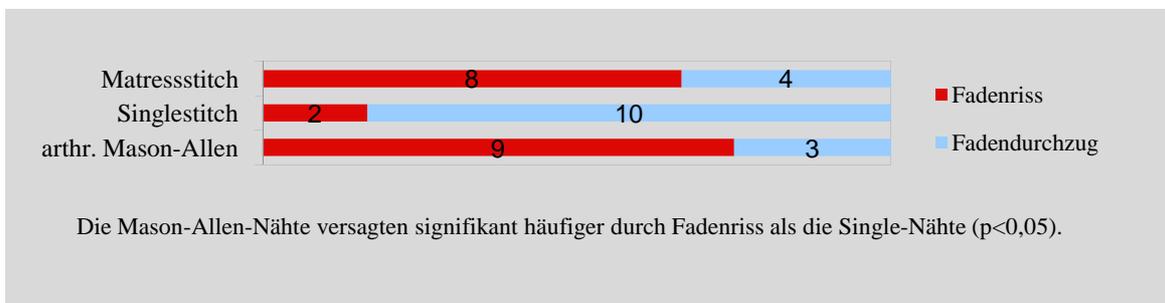


Abb. 59: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Nach dem Dunn-Test versagten die Single-Nähte signifikant seltener durch Fadenriss als die Mason-Allen-Nähte ($p < 0,05$). Die Werte der Matress-Gruppe unterschieden sich nicht signifikant von denen der anderen Gruppen. Die genaue Darstellung der Ergebnisse findet sich in Tab. 11.:



Tab. 11: Versagensmechanismus der Ethibond-Proben nach verwendeten Nahttechniken

4.3.4.2 Fiberwire

Maximale Versagenskraft

Die Mason-Allen-Nähte ($291,2 \pm 86,0$ N) zeigten eine signifikant höhere maximale Belastbarkeit als die Single-Nähte ($109,9 \pm 30,2$ N) in Kombination mit dem Fiberwire-Faden. Die Werte der Mattress-Nähte ($201,8 \pm 67,4$ N) unterschieden sich nicht signifikant von denen der beiden anderen Gruppen. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 60 hervorgehoben.

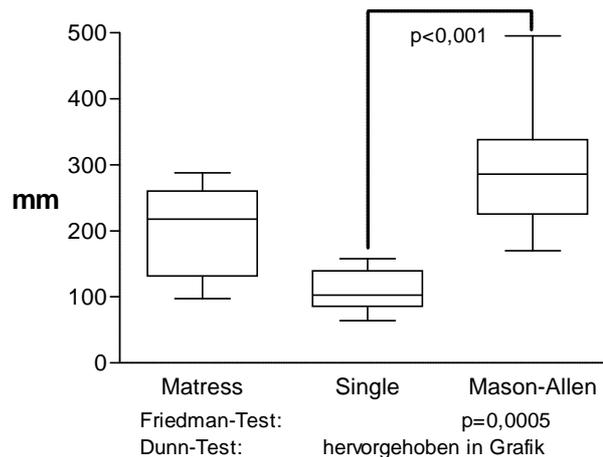


Abb. 60: Die maximalen Versagenskräfte der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken
[n=12 je Gruppe]

In Kombination mit Fiberwire-Fäden nahmen die maximalen Versagenskräfte aller Nahttechniken mit zunehmendem Sehnenalter ab. Dieser Zusammenhang war jedoch nur für die Mason-Allen-Gruppe mit $p=0,007$ signifikant (Abb. 61).

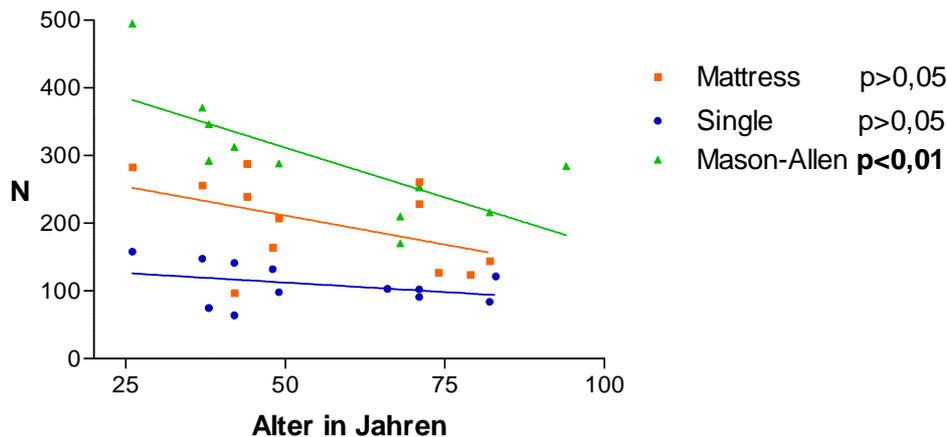


Abb. 61: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Fiberwire-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Längungen

In Kombination mit Fiberwire-Fäden längten sich nach dem ersten Zyklus die Mason-Allen-Nähte ($0,14 \pm 0,09$ mm) signifikant weniger als die Mattress-Nähte ($0,21 \pm 0,05$ mm). Zu den Single-Nähten ($0,20 \pm 0,03$ mm) zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 62 hervorgehoben.

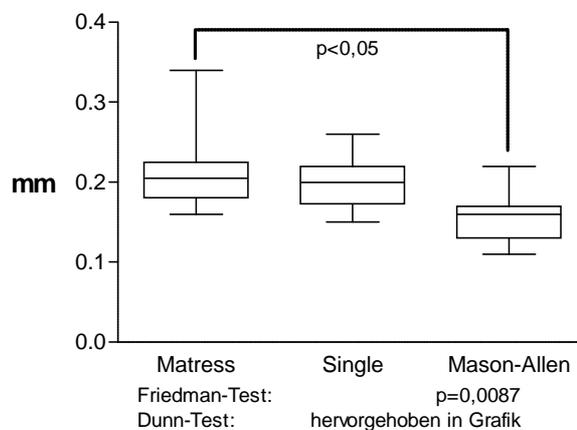


Abb. 62: Die Längung nach dem ersten Zug der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Die Mason-Allen-Nähte ($0,68 \pm 0,16$ mm) längten sich auch nach dem zwanzigsten Zyklus signifikant weniger als die Mattress-Nähte ($1,08 \pm 0,25$ mm). Auch hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Messwerten der Single-Naht ($0,84 \pm 0,13$ mm) und denen der anderen Gruppen. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 63

hervorgehoben. Es gab keine signifikanten Unterschiede der maximalen Längungen. Das Längungsverhalten der Fiberwire-Nähte war nicht signifikant abhängig vom Alter der Sehnen.

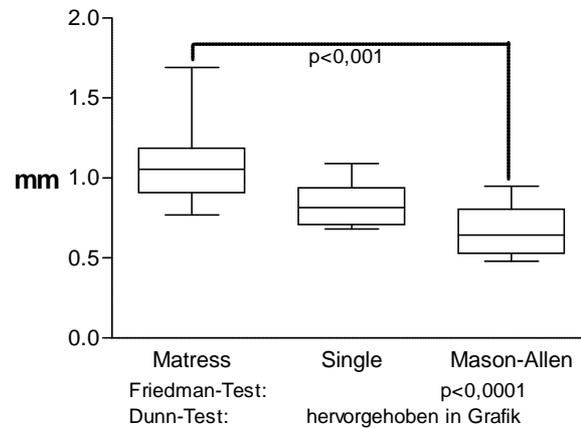


Abb. 63: Die Längung nach dem 20. Zug der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Klinisches Versagen

In Kombination mit Fiberwire erreichten die Mason-Allen-Nähte ($125,6 \pm 25,3$ N) eine 3 mm Längung erst bei signifikant höherer Belastung als die Mattress- ($78,5 \pm 12,5$ N) und die Single-Nähte ($60,8 \pm 14,9$ N). Der Unterschied zwischen letzteren war nicht signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 64 hervorgehoben. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der benötigten Kraft bis zum Erreichen des klinischen Versagens und dem Alter der Sehnen.

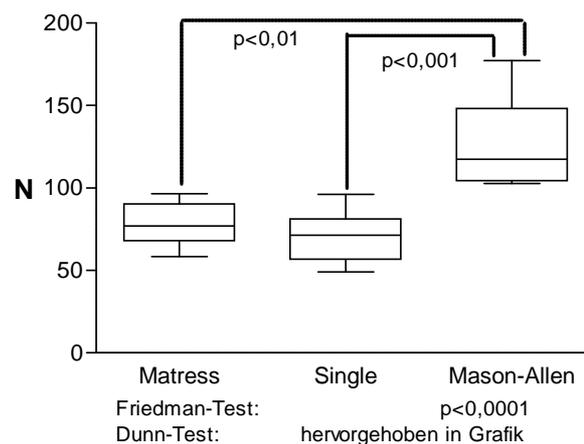


Abb. 64: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Unter allen 36 Fiberwire-Nähten versagte eine Mattress-Naht durch Fadenriss. Die übrigen 35 Nähte versagten durch Fadendurchzug, daher gab es keine signifikanten Unterschiede.

4.3.4.3 Orthocord

Maximale Versagenskraft

In Kombination mit dem Orthocord-Faden war die maximale Versagenskraft der Mason-Allen-Nähte ($244,2 \pm 76,7$ N) signifikant höher als die der Single-Nähte ($138,0 \pm 54,2$ N). Die Unterschiede der Mattress-Nähte ($173,2 \pm 39,6$ N) zu den Werten der beiden anderen Gruppen waren nicht signifikant. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 65 hervorgehoben.

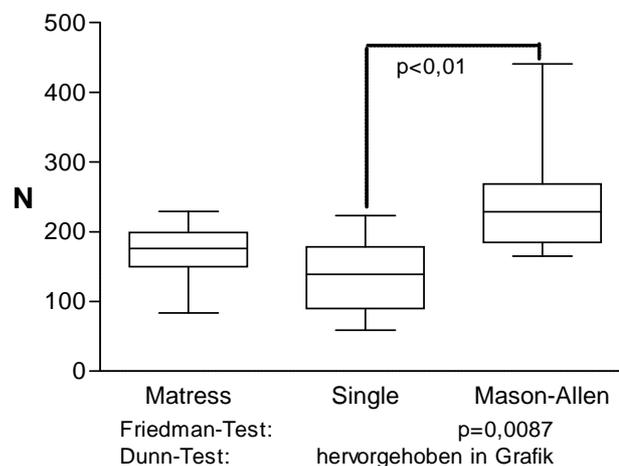


Abb. 65: Die maximale Versagenskraft der Orthocord-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Mit $p=0,039$ zeigte sich für die Mattress-Naht eine signifikante Abnahme der maximalen Versagenskraft mit zunehmendem Sehnenalter. Für die übrigen Nahttechniken deutet sich dies lediglich an (Abb. 66).

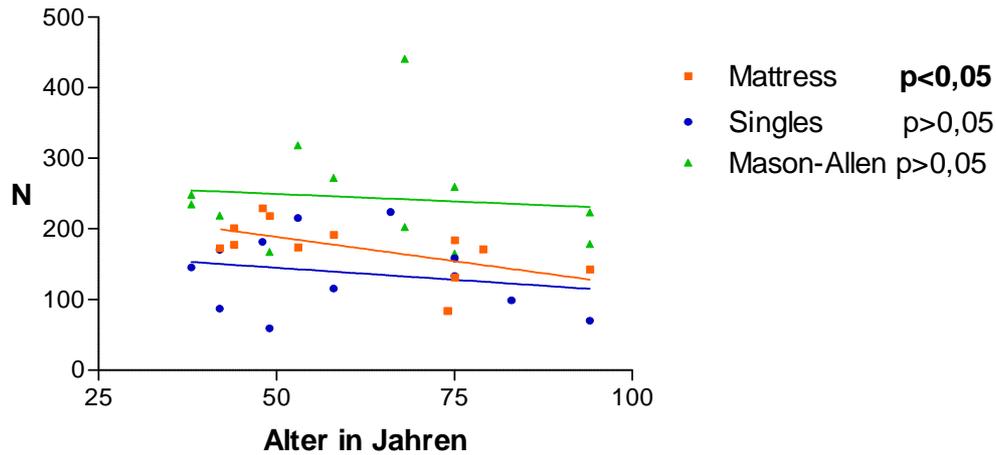


Abb. 66: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Orthocord-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Längungen

In Kombination mit Orthocord-Fäden längten sich die Mattress-Nähte ($0,3 \pm 0,06$ mm) nach dem ersten Zug signifikant stärker als die Mason-Allen-Nähte ($0,2 \pm 0,08$ mm). Zu den Messwerten der Single-Gruppe ($0,2 \pm 0,07$ mm) gab es keine signifikanten Unterschiede. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 67 hervorgehoben. Für die Längung nach dem 20. Zug sowie die maximale Längung wurden keine signifikanten Differenzen festgestellt. Das Längungsverhalten der Orthocord-Nähte war nicht signifikant abhängig vom Alter der Sehnen.

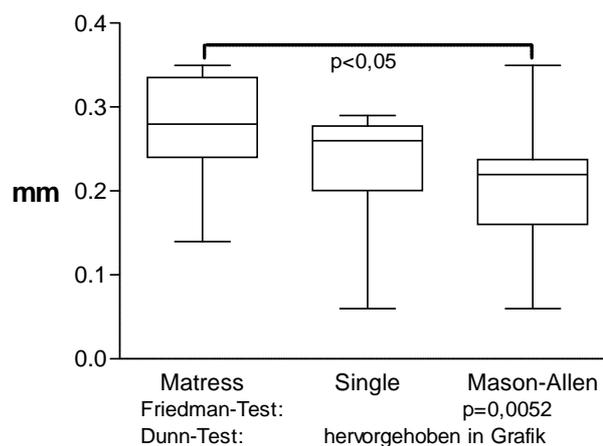


Abb. 67: Die Längung nach dem ersten Zug der Orthocord-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Klinisches Versagen

Die Mason-Allen-Nähte ($86,7 \pm 13,3$ N) erreichten das klinische Versagen bei signifikant höherer Belastung als die Matress- ($61,8 \pm 10,4$ N) und Single-Nähte ($68,0 \pm 14,4$ N). Zwischen letzteren besteht kein signifikanter Unterschied. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen sind in Abb. 68 hervorgehoben. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der benötigten Kraft bis zum Erreichen des klinischen Versagens und dem Alter der Sehnen.

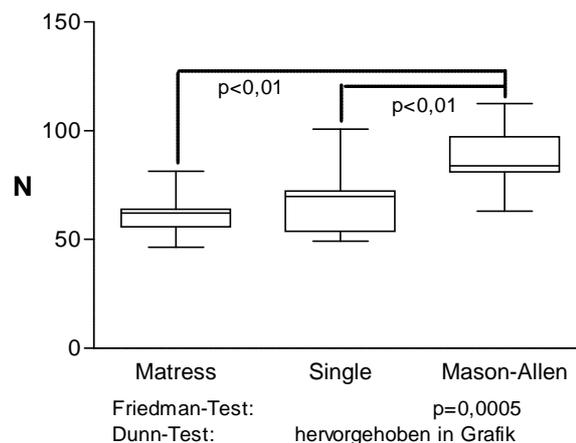


Abb. 68: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Orthocord-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe]

Versagensmechanismus

Von 36 Orthocord-Nähten versagten zwei Matress-Nähte durch Fadenriss. Die übrigen 34 Nähte versagten durch Fadendurchzug. Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassung – Vergleich der Nahttechniken an jeweils demselben Nahtmaterial

Für alle Fäden zeigte sich die signifikant stärkere Belastbarkeit der Mason-Allen-Nähte gegenüber den Single-Nähten und in Kombination mit Ethibond auch gegenüber den Matress-Nähten. Ebenso fand sich eine signifikant größere Längung von Matress-Nähten gegenüber Mason-Allen-Nähten. Das klinische Versagen erreichten die Mason-Allen-Nähte bei signifikant größeren Zugkräften als die beiden anderen Nahttechniken. Nur in Bezug auf die maximale Versagenskraft ließ sich eine Abhängigkeit vom Alter der Sehnen feststellen, wobei die Ergebnisse nicht durchgehend signifikant waren.

5 Diskussion

5.1 Methodik der Versuchsdurchführung

Präparate

Die Spender der 38 verwendeten Sehnen waren zwischen 26 und 94 Jahre alt. Über Leben und Vorerkrankungen der Verstorbenen ist nichts bekannt. Der geringen Verfügbarkeit humaner Präparate wurde versucht Rechnung zu tragen, indem neben dem Erfassen des Alters auch die native Belastbarkeit getestet und eine histologische Evaluierung unternommen wurde, während andere Studien mit humanen Sehnen nicht nur geringere Fallzahlen verwendeten, sondern den Faktor der Degeneration weitestgehend ignorierten(55, 56, 59).

Die Präparate wurden zweimal tiefgefroren, jedoch wurde nachgewiesen, dass das Einfrieren von Sehngewebe die biomechanischen Eigenschaften des Gewebes nicht signifikant verändert(79).

Gruppierung nach Alter

Die primäre Gruppierung der Sehnen erfolgte anhand des Alters, da ein deutlicher Zusammenhang zwischen der Prävalenz der RMR und dem Alter existiert. So haben in der Gruppe der 50 bis 60jährigen schon ca. 13 % eine RMR mit einem starken Anstieg in den darauf folgenden Dekaden auf ca. 50 % (4, 80). Die schwache Korrelation von Alter und biomechanischen Ergebnissen lässt sich dadurch erklären, dass Alter und Degeneration nicht direkt zusammenhängen(22), (55). Dennoch war dies die beste Methode, um eine Verfälschung der Ergebnisse durch unregelmäßige Verteilung von gesunden bzw. degenerierten Sehnen zu vermeiden.

Sehnenklemme

Die zur Fixierung der Sehnen verwendeten mechanischen Sehnenklemmen üben Druck auf die Sehne aus und quetschen diese. Dadurch wird vermutlich eine Veränderung der biomechanischen Eigenschaften der Sehne herbeigeführt. Diese Veränderung findet allerdings in der Klemme statt und nicht im Bereich der Sehnennaht. Ob sich der Einfluss der Sehnenklemme, die an den Querstreben wirkt, bis zur Position der Naht auswirkt ist fraglich. In der Literatur ist die mechanische Klemmung die am weitesten verbreitete Methode(51-57, 70, 81). Vereinzelt werden auch Kryoklemmen verwendet, die mit weniger Druck auskommen, dafür aber die Sehne vereisen. Es ist fraglich, ob sich eine Vereisung der Sehne nicht auch auf die bio-

mechanischen Eigenschaften auswirkt(48, 82). Die Versuche, eine Sehne nativ zu testen, haben gezeigt, dass die mechanische Klemmung die belastbarste ist. In Anbetracht der Tatsache, dass die Klemmung Zugkräften von bis zu 500 N standhalten musste, ohne die Ergebnisse der Längung von Sehne, Nahtmaterial und Klemmmechanismus zu beeinflussen, schien die Verwendung der mechanischen Klemme am sinnvollsten.

Histologischer Score

Nach Literaturrecherche schien der verwendete histologische Score das etablierteste Mittel zur histologischen Einteilung des Degenerationsgrades zu sein(61-66). Er bot den Vorteil, die Ergebnisse dieser Studie mit denen anderer Studien vergleichen zu können. Es fand sich allerdings keine Abhängigkeit der biomechanischen von den histologischen Ergebnissen. Die Korrelation des histologischen Scores mit den Faktoren Alter und Knochendichte (Tab. 4), welche Hinweise auf die Degeneration der Sehne geben, deutet darauf hin, dass er durchaus den Zustand der Sehnen in gewisser Weise korrekt widerspiegelt, auch wenn er für die Zielsetzung dieser Studie nicht brauchbar war.

Der Score von Longo et al. wurde anhand von rupturierten und gesunden Sehnen erstellt, während in diesem Versuch massiv-rupturierte Sehnen ausgeschlossen wurden und die Sehnen somit deutlich homogener waren. Es bietet sich daher die Erklärung an, dass der Score nicht sensitiv genug ist, um geringe Unterschiede in der Degeneration zu detektieren.

Für diese Annahme spricht auch, dass einige Faktoren des Scores umstritten sind. Dies gilt insbesondere für die Faserstruktur(83) und die Vaskularisierung(67). Auch die Frage, inwiefern die Zellhäufung als solche von besonderer Bedeutung ist, oder inwiefern vor allem die Anordnung in „longitudinal rows“ ein Zeichen von gesundem Gewebe ist, ist nicht vollständig geklärt(84). Dies gilt allerdings auch für einige weitere Faktoren, die für eine Degeneration der Sehne stehen, aber ebenfalls umstritten sind, wie z. B. die Verfettung(85). Da kein allgemein anerkannter histologischer Score existiert und um die Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen anderer Studien zu vereinfachen, fiel die Entscheidung auf den am weitesten verbreiteten Score nach Longo et al..

Inwiefern die evaluierte Degeneration der Sehnen allerdings das Ergebnis einer Degeneration zu Lebzeiten war, oder inwiefern sie durch post mortale Autolyse verfälscht wurde, lässt sich schwer einschätzen und ist möglicherweise eine weitere Ursache für eine Verfälschung des Scores. Diesem Problem wurde versucht durch frühzeitige post mortale Entnahme der Präparate und dauerhafte tiefgekühlte Lagerung, beizukommen.

Baseline-Messung

Die Baseline-Messung wurde durchgeführt, um einen Referenzwert für die Belastbarkeit des Sehngewebes zu erhalten. Es zeigte sich jedoch kein Zusammenhang zwischen der Messung der nativen Belastbarkeit der Sehnen und den Ergebnissen der biomechanischen Testungen der einzelnen Faden/Nahttechnik-Kombinationen. Der Grund hierfür könnte darin liegen, dass die Belastbarkeit einer Sehne senkrecht zum Faserverlauf, entgegen unserer Annahme, keinen Rückschluss auf die Haltekraft einer Naht zulässt.

Da die Sehnenfasern nicht absolut parallel verlaufen, kann es allerdings vorkommen, dass beim Trennen der Sehne entlang der Faser einzelne Fasern die Seite wechseln und dass beim Auseinanderziehen der Seiten diese Fasern in Längsrichtung belastet werden. Dies sollte jedoch wenig Einfluss auf den Versuch haben, da diese Fasern erst deutlich später belastet werden, wenn die Querstrukturen schon gerissen sind. Dies ließ sich im Versuchsprotokoll auch gut nachvollziehen. Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass diese Fasern das Ergebnis dennoch verfälschten.

Dass diese Art der Messung generell einen Rückschluss auf die Haltekraft der Naht erlaubt, scheint theoretisch logisch, so wie auf histologischer Ebene Faserstruktur und -Anordnung zusammen degenerieren(21). In diesem Versuch konnte dies jedoch nicht bestätigt werden.

Versuchsprotokoll

Das verwendete Protokoll nach Ma et al. ist in Anbetracht der geringen Standardisierung der Untersuchung weit verbreitet(48, 51, 53, 54). Die von Ma et al.(51) postulierte Tatsache, dass eine weitere Längung der Proben, zumindest unter Verwendung von Fiberwire-Fäden, mit dem sechzehnten bis achtzehnten Zyklus beendet wird, ließ sich in dieser Studie nicht bestätigen. Die weitere Längung pro Zyklus war minimal und daher für das Ergebnis dieser Studie nicht von Bedeutung. Eine Erhöhung der Anzahl an Zyklen wäre dennoch zu empfehlen, um festzustellen, ob und ab wann tatsächlich keine weitere Längung auftritt.

Für das klinische Versagen wurde ein Wert von 3 mm verwendet, da dieser Wert in der Literatur weit verbreitet ist(71-75). Es werden auch Werte zwischen 4 mm (86) und 10 mm (87) verwendet. Dies scheint allerdings zu viel vor dem Hintergrund, dass am Anker-Knochen-Interface zusätzlich mit ähnlichen Längungen zu rechnen ist(88).

5.2 Ergebnisse

Ergebnisse im Vergleich zu anderen Studien

Im Vergleich zu anderen Studien an humanen Sehnen wurden ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die maximale Versagenskraft erzielt. Während Ma et al.(55) in Kombination mit Fiberwire-Fäden für die arthroskopischen Mason-Allen-Naht 212 ± 21 N und für zwei Single-Nähte 191 ± 18 N gemessen haben, wurden in dieser Studie leicht höhere Werte von $291,2 \pm 86,0$ N für den Mason-Allen- bzw. $109,9 \pm 30,2$ N für eine Single-Naht ermittelt. Kim et al.(56) kombinierten ebenso zwei Single-Nähte mit Fiberwire-Faden und erreichten sogar $349,7 \pm 75,1$ N. Mazzocho et al.(86) erzielten mit drei Single-Nähten mit Fiberwire-Faden $287,2 \pm 27,3$ N. Schneeberger et al.(70) kombinierten die Mattress-Naht mit Ethibond No. 3 als Faden und erreichten maximale Versagenswerte von 230 ± 57 N im Vergleich zu $132,4 \pm 14,9$ N in dieser Studie mit Ethibond No. 2.

Nahttechnik

Bezüglich der maximalen Versagenskraft bestätigte diese Studie das Ergebnis der meisten Anderen: Die arthroskopische Mason-Allen-Naht war die belastbarste Naht, die Single-Naht die Schwächste. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen allen Nahttechniken in Bezug auf maximale Versagenskraft und Längungsverhalten. In den kleineren Gruppen, in denen die Nahttechniken immer am gleichen Faden verglichen wurden, verlor sich der signifikante Unterschied etwas. So deutete sich für die Ethibond-Gruppe der Unterschied zwischen Mattress-Naht und Single-Naht zwar noch an, war aber nicht mehr signifikant. Für die beiden UHMWP-Fäden war nur noch der Unterschied zwischen Single- und Mason-Allen-Naht signifikant.

Die Analyse der verschiedenen Längungen der einzelnen Nahttechniken zeigte vor allem die signifikante Unterlegenheit der Mattress-Naht gegenüber der Mason-Allen-Naht. Die Single-Naht lag in allen Messungen dazwischen, wobei die Differenzen weder zu Mattress- noch zur Mason-Allen-Naht in allen Messungen signifikant waren.

Ein Vergleich der Versagensmechanismen zeigt, dass die arthroskopische Mason-Allen-Naht am häufigsten aufgrund von Fadenriss versagte und die Single-Naht am seltensten. Dieser Unterschied geht nahezu vollständig auf die Ethibond-Gruppe zurück, in der dieser Unterschied auch signifikant ist, da UHMWP-Fäden erst bei deutlich höherer Belastung reißen.

Die Single-Naht reißt seltener als andere Nähte, da sie bei deutlich niedrigerer Belastung durch die Sehne gezogen wird und der Faden somit nicht bis zur Belastungsgrenze beansprucht wird.

Die Ergebnisse der Studie gaben Anlass zu folgenden theoretischen Überlegungen über die Biomechanik der getesteten Nahttechniken:

Die Kraft, die die Single-Naht aufnehmen kann, wird fast ausschließlich an quer verlaufende Strukturen weitergegeben, da die Belastung für das Sehnengewebe ausschließlich in Längsrichtung erfolgt. Dadurch wird ein Abschnüren von Sehnengewebe vermieden(45). In den Versuchen eine Sehne nativ und längs zu testen wurde gezeigt, dass Längsfasern deutlich stärker sind als die in Querrichtung verlaufenden Strukturen. Dies verursacht die geringe maximale Versagenskraft. Die geringe Längung der Single-Naht ist bekannt(45). Sie könnte daraus resultieren, dass er wenig Sehnengewebe umspannt, welches unter Belastung zusammengezogen wird. Der Nachteil dieser Tatsache besteht darin, dass eben dieses Zusammenziehen von Gewebe Energie bei Belastungsspitzen absorbiert. Dies führt dazu, dass der Faden bei deutlich niedrigeren Kräften reißt, als an einer Naht, die mehr Sehnengewebe umschlingt. Während z.B. ein Ethibond No. 2-Faden als isolierte Schlaufe schon bei 82 N(45) versagt, tut er dies in der Single-Naht erst bei 110 N oder sogar bei 141 N(48). So hielt auch eine Mattress-Naht, die mehr Gewebe umschlingt, welches Belastungsspitzen absorbiert mit Ethibond-Faden 132 N. Bei dieser Naht versagte der Faden zunehmend, da seine maximale Belastbarkeit erreicht war. Da sowohl die Fiberwire/Single-Naht-, als auch die Ethibond/Single-Naht-Kombination beide 110 N hielten, die Ethibond-Nähte aber teilweise durch Fadenriss versagten, ist davon auszugehen, dass No. 2 Ethibond-Faden und die Single-Naht in einer Sehne ähnliche Belastungsgrenzen um 110 N haben. Eine Single-Naht mit Fiberwire-Faden zu kombinieren, bietet daher kaum Vorteile. Für die Theorie, dass die maximale Versagenskraft einer Naht vor allem von der Absorption von Energie bei Belastungsspitzen durch Sehnengewebe abhängt, spricht auch das Orthocord/Single-Naht-Ergebnis, das mit 138 N deutlich höher liegt, da sich dieser Faden deutlich stärker dehnt und dadurch für Dämpfung sorgt.

Für die Mattress-Naht existieren zwei Durchstiche, welche, wenn die Kräfte sich wie bei der Single-Naht verhalten würden, zusammen doppelt so belastbar wären. Die Korrelation von Durchstichen und maximaler Belastbarkeit, die von White et al.(52) beobachtet wurde, wird in dieser Studie nicht bestätigt. Vielmehr erscheint dieser Zusammenhang auch unwahrscheinlich, da der quer verlaufende Faden eine Reibung erzeugen sollte, die mit zunehmender Belas-

tung wächst, da der Anpressdruck steigt. Gerber et al. haben hierzu gezeigt, dass eine untergelegte Platte, die diese Reibung eliminiert, zu einem massiven Abfall der Versagenskraft führt(45). Bei Belastung wird die Sehne durch die Mattress-Naht allerdings verformt. Dadurch werden die zwischen den Durchstichen in Längsrichtung verlaufenden Sehnenfasern zusammen- und gleichzeitig weg von jenen „außerhalb“ der Durchstiche gezogen, was wiederum die quer verlaufenden Strukturen zusätzlich belastet. Die Abschnürung des Sehngewebes durch die Mattress-Naht sollte in direktem Zusammenhang mit der Kraft stehen, die der quer verlaufende Fadenteil überträgt. Da die Längung der Naht von der Längung des Fadens und der Verformung der Sehne abhängt, ist die Mattress-Naht in diesem Punkt der Single-Naht unterlegen. Dieses wiederum hat einen positiven Effekt bei Fäden mit geringer maximaler Belastbarkeit, da viel Sehngewebe umschlungen wird, welches Energie bei Belastung absorbiert. Durch diesen Mechanismus hält Ethibond No. 2 in dieser Naht 132 N, im Gegensatz zu den oben erwähnten 82 N in einer losen Schlaufe bzw. 110 N in der Single-Naht.

Die arthroskopische Mason-Allen-Naht erhält die Prinzipien der modifizierten Mason-Allen-Naht, ist aber so einfach gehalten, dass sie problemlos arthroskopisch durchführbar ist. Da bei korrekter Durchführung beide Nähte gleichmäßig belastet werden, ergänzen sich hier die positiven Eigenschaften der beiden zugrunde liegenden Nähte. Sobald die Mattress-Naht die Sehnenfasern komprimiert, die sie umschlingt, erhöht sie den Halt der Single-Naht im Sehngewebe, die aber gleichzeitig auch die Last übernimmt, da sie unter Belastung weniger nachgibt. Auf diese Art und Weise wird eine sehr steife Naht erreicht, welche gleichzeitig in der Lage ist, viel Energie zu absorbieren und erst bei sehr hohen Kräften einen Fadenriss verursacht. Die Überlegenheit der modifizierten Mason-Allen-Naht in Bezug auf Steifigkeit, maximaler Versagenskraft und Schonung des Gewebes gegenüber der Single- und Mattress-Naht wurde in Studien gezeigt(46). Auch für die arthroskopische Variante wurde dies gezeigt(77). Der Nachteil dieser Naht besteht darin, dass sie mit zwei benötigten Fäden deutlich aufwändiger ist.

Nahtmaterial

Nur in Kombination mit der Mattress-Naht gab es signifikante Unterschiede der maximalen Versagenskraft zwischen den verschiedenen Nahtmaterialien, wobei der Ethibond-Faden am wenigsten belastbar war. Auf die gesamte Studie bezogen, waren die Mittelwerte von Orthocord-Nähten minimal höher als die von Fiberwire-Nähten. Obwohl der Ethibond-Faden isoliert deutlich weniger belastbar ist als ein Fiberwire-Faden und als einfache Schlaufe schon

bei ca. 82 N versagt(45), erreicht er in Single- und Mason-Allen-Naht keine signifikant schlechteren Werte. Die Beobachtung von Bisson et al. bezüglich der Tatsache, dass Ethibond-Fäden in Sehnennähten etwa gleich belastbar sind wie UHMWP Materialien, wurde somit teilweise bestätigt(48).

Im Längungsverhalten der verschiedenen Nahtmaterialien liegt nach den Ergebnissen dieser Studie der Hauptunterschied. Der Orthocord-Faden längt sich signifikant stärker als der Ethibond- und der Fiberwire-Faden. Auch dies deckt sich mit den Ergebnissen anderer Studien(48). Da das klinische Versagen bei 3 mm maßgeblich vom Längungsverhalten abhängig ist, erreicht der Fiberwire-Faden diesen Wert erst bei der signifikant höchsten Belastung gegenüber den beiden anderen. Ein Unterschied zwischen Orthocord- und Ethibond-Faden war zwar vorhanden, aber nicht signifikant.

UHMWP-Partikel, die sich von Endoprothesenköpfen abreiben stehen im Verdacht proinflammatorische Prozesse auszulösen, die zur Lockerung der Endoprothese führen können(89). Fraglich ist, inwiefern UHMWP-Fäden ähnliche Prozesse auslösen können.

Naht-Faden-Kombinationen

Die Mattress-Naht ist die einzige Nahttechnik, bei der sich der Einfluss des Nahtmaterials stark bemerkbar macht. Da sich bei den Fäden auch Orthocord am stärksten längt, ergänzen sich hier die Nachteile. Fiberwire-Fäden sind in Bezug auf alle Punkte der Stabilität zu empfehlen.

Die Analyse der Daten der Single-Nähte hat gezeigt, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Nahtmaterialien gibt. Bezüglich der maximalen Versagenskraft liegt dies evtl. daran, dass alle Fäden in etwa bei gleicher Belastung durch das Sehngewebe gezogen werden und dass diese Belastung im Bereich der maximalen Belastbarkeit des schwächsten Fadens, Ethibond, liegt. Bisson et al. führen ihre ähnlichen Ergebnisse aller Fäden auf das stärkere Einschneiden der UHMWP Materialien zurück(48).

Auch für die arthroskopische Mason-Allen-Naht finden sich keine Unterschiede der Fäden bezüglich der maximalen Versagenskraft. Dies erscheint verwunderlich in Anbetracht der erreichten Kräfte und der Belastbarkeit von Ethibond-Fäden. Eine genauere Begutachtung der Daten für alle Messparameter lässt vermuten, dass die Unterschiede zwischen Ethibond- und Fiberwire-Fäden vorhanden, aber aufgrund der kleinen Stichprobe (n=12) nicht signifikant sind. Im Gegensatz dazu scheinen Orthocord-Fäden tatsächliche keine Vorteile gegenüber Ethibond-Fäden in Kombination mit dieser Naht zu haben.

Für die verschiedenen Nahtmaterialien war die Kombination mit der arthroskopische Mason-Allen-Naht den anderen immer überlegen. Die maximale Versagenskraft war für die Single-Naht am geringsten. Die Mattress-Naht lügte sich signifikant am stärksten.

Einfluss des Alters auf die Nahtstabilität

Das Alter der Sehne gibt nur geringen Rückschluss auf die Stabilität der Naht. Die wenigsten Ergebnisse waren statistisch signifikant. Dies lässt sich durch die Tatsache erklären, dass eine alte Sehne nicht automatisch degenerierter ist als eine junge Sehne(22). So sind auch die einzelnen Zusammenhänge, bei denen z.B. höheres Alter mit höheren Werten für die Maximalkraft einhergeht, wie für die Ethibond/Mason-Allen-Kombination, zu erklären(Abb. 56). Nach Betrachtung der Daten ist trotzdem anzunehmen: Je jünger eine Sehne, desto stärker sind die Kräfte, denen sie standhält und desto weniger lügt sie sich. Interessanterweise deuten die Ergebnisse an, dass sich dies vor allem auf stabile Nähte auswirkt. Ethibond-Nähte zeigen im Gegensatz zu den UHMWP-Fäden, vor allem Fiberwire, kaum eine Abhängigkeit vom Alter in Bezug auf die maximale Versagenskraft. Genauso ist das Lüngungsverhalten von Orthocord-Nähten relativ unabhängig vom Alter im Gegensatz zu den beiden anderen getesteten Fäden. Hinzu kommt, dass sich mit zunehmendem Alter anscheinend die Unterschiede zwischen den verschiedenen Techniken und Fäden aufheben, da theoretisch die Versagenskraft jeder Naht mit zunehmender Degeneration der Sehne geringer wird und so auch die Differenzen geringer werden.

5.3 Aussichten

Suche nach Versagensgründen

Diese Studie hat ebenso wie andere biomechanische Studien zur RMR keine Erklärung für den großen Anteil an versagenden Nähten gefunden. Die von Burkhart et al.(38) postulierten knapp 40 N maximale Belastung werden von allen Nähten und allen Fäden gehalten. Es erscheint eigenartig, dass eine Sehne, deren Muskel nach Burkharts Modell nur gut 300 N aufbringen kann, an der Insertion mit knapp 1000 N über dreimal so belastbar ist, wie Rickert et al.(90) gemessen haben. Die hohen Werte könnten, falls sie nicht vom Muskel selbst aufgebracht werden, passiv entstehen, z. B. durch Fallenlassen des Armes oder Ähnliches. Eine andere Erklärung wäre, dass Burkharts Modell, in dem von einer homogenen Kraftausübung

des Muskels auf die gesamte Breite der Sehne ausgegangen wird, nicht zutreffend ist. Im zentralen Bereich der Sehne, der in Verbindung mit dem dicksten Bereich des Muskelbauchs steht, kommen sicherlich überdurchschnittliche Kräfte auf. Eine weitere Tatsache, die im Modell nach Burkhart komplett vernachlässigt wird, sind die auftretenden Scherkräfte, da Supra- und Infraspinatussehne nicht parallel, sondern in einem Winkel von ca. 40° zueinander ins Tuberculum Majus eintreten und sich über eine Breite von ca. 2 cm ineinander verwachsen. Von Burkhart wird zwar die Kraftverteilung über das Rotatoren-Kabel angeführt es ist allerdings fraglich, ob dieses in solchem Maße für eine homogene Kraftverteilung sorgen kann. Dieses Modell, auf dessen Basis diverse Studien stattfinden, sollte grundlegend überprüft werden.

Burkhart et al.(91) erwähnen, dass eine Naht nie unter Belastung gemacht werden darf, da in diesem Falle ein Versagen mit absoluter Sicherheit eintritt. Da andere Autoren davon ausgehen, dass massive Rupturen unter Zug genäht werden müssen(45), könnte die Ursache für die hohen Versagensraten zum Teil in einer unsachgemäßen Durchführung der Nähte liegen. Weitere Versagensgründe sind neben Ankerarissen auch das Abtrennen des Fadens an der Fadenöse bei geringeren Kräften als den für Naht- oder Fadenversagen notwendigen(38, 92). Es besteht durchaus Bedarf für weitergehende Forschung auf diesem Gebiet. Zum einen sollte geklärt werden an welcher Stelle das Versagen der Refixierung wirklich auftritt, zum anderen sollte überprüft werden, ob das Burkhart-Modell zutrifft, oder ob nicht viel höhere Kräfte auftreten, denen mit aktuellen Materialien und Methoden nicht beizukommen ist.

Empfehlungen zu Therapie der RMR

Aufgrund der Ergebnisse dieser Studie ist die arthroskopische Mason-Allen-Naht mit Fiberwire-Faden aufgrund der hohen maximalen Belastbarkeit und der geringen Längung generell zu empfehlen. Sollte aus bestimmten Gründen der Chirurg auf eine bestimmte Nahttechnik oder einen bestimmten Faden festgelegt sein, so ist die Kombination mit Mason-Allen-Naht bzw. Fiberwire-Faden zu empfehlen. Die Ergebnisse gaben keinen Anlass, für eine bestimmte Altersgruppe eine andere Nahttechnik oder eine anderes Nahtmaterial zu empfehlen.

Zusammenfassung

Hintergrund: Trotz aller Fortschritte in Material- und Operationstechnik zur chirurgischen Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur versagen noch heute große Teile der Nähte, obwohl die funktionellen Ergebnisse zufriedenstellend sind. Die höheren Haltekräfte moderner Nahtmaterialien und Knochenanker haben dazu geführt, dass die typische Versagensstelle die Faden-Sehne-Verbindung ist. Ziel dieser Studie war es, eine optimale Faden-Nahttechnik-Kombination unter Berücksichtigung des Degenerationsgrades der Sehne zu finden.

Methoden: In dieser experimentellen Laboruntersuchung wurden 36 humane Rotatorenmanschettensehnen, bestehend aus der Sehne des M. Supra- und M. Infraspinatus in vier Teile geteilt. Ein Teil wurde nativ auf die maximale Versagenskraft geprüft, an den anderen wurden drei verbreitete arthroskopische Nahttechniken mit drei verbreiteten Nahtmaterialien verglichen. Es wurden arthroskopische Mason-Allen-, Mattress- und Single-Nahttechniken mit Ethibond-, Fiberwire- und Orthocord-Fäden kombiniert. Jede Probe wurde mit 5 N vorgespannt, über 20 Zyklen bis 30 N getestet und dann bis zum Versagen belastet. Der Degenerationsgrad der Sehne wurde histologisch ermittelt.

Ergebnisse: In Bezug auf die maximale Versagenskraft ist die arthroskopische Mason-Allen-Naht signifikant belastbarer als Mattress- und Single-Naht. Die Mattress-Naht längt sich am meisten, die Mason-Allen-Naht am wenigsten. Unter den Nahtmaterialien war Fiberwire am stärksten belastbar, Ethibond am schwächsten, wobei sich Orthocord am meisten längte.

Die Ergebnisse der histologischen und nativen biomechanischen Beurteilung des Degenerationsgrades zeigten kaum Zusammenhang zu den biomechanischen Werten, daher wurde auf das Alter als Vergleichsmaßstab zurückgegriffen.

Schlussfolgerung: Die arthroskopische Mason-Allen-Naht in Kombination mit Fiberwire-Faden ist die belastbarste Kombination. Sowohl diese Nahttechnik als auch dieser Faden sind auch in anderen Naht-Faden-Kombinationen vorzuziehen. Diese Empfehlung gilt für alle Altersgruppen.

Klinische Relevanz: Die Auswahl der Nahttechnik und des Nahtmaterials haben Einfluss auf die maximale Versagenskraft der Sehnen-Naht und auf die Spaltbildung.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Die Muskeln der Rotatorenmanschette (10).....	4
Abb. 2: Das Modell der Rotatoren-Hängebrücke und des Rotatoren-Kabels (C) nach Burkhart et al.(12)	5
Abb. 3: Die vier bedeutenden Formen der Rotatorenmanschettenruptur nach Lo und Burkhart (28)	11
Abb. 4: Eine gesunde Sehne mit M. Supraspinatus. Der M. Infraspinatus (rechts) wurde bereits entfernt.....	20
Abb. 5: Eine Sehne mit M. Supra- und M. Infraspinatus und Kalkeinlagerungen (Pfeile).	21
Abb. 6: Eine zentral stark degenerierte Sehne mit inhomogener Struktur.....	21
Abb. 7: Eine präparierte Sehne. An den Streifen A, B und D wurden Nähte getestet, Teil C wurde zur Ermittlung der nativen Reißkraft verwendet und Teil E wurde histologisch untersucht.	22
Abb. 8: Eine mechanische Sehnenklemme mit Querstreben und einseitig aufgelegtem Schleifgewebe.	23
Abb. 9: Dieselbe Klemme wie in Abb. 8 seitlich mit Sehne und Single-Naht mit Ethibond-Faden	23
Abb. 10: Zur Ermittlung der nativen Belastbarkeit wurden die Sehnenstreifen längs bis auf mittige 10 mm getrennt. Beide Seiten wurden auseinander gezogen, um die Querfasern der Sehnen zu testen.	25
Abb. 11: Übersichtsaufnahme eines Sehnenpräparats in HE Färbung mit ausgeprägten Fetteinlagerungen. Die bursale Seite ist oben, der Ansatz am Knochen ist rechts.	26
Abb. 12: Die drei verglichenen Nahttechniken: Single- (A), Matress- (B) und arthr. Mason-Allen-Naht (C).....	30
Abb. 13: Exemplarisches Box-Plot-Diagramm.....	32
Abb. 14: Exemplarisches X-Y-Plot Diagramm.....	32
Abb. 15: Eine gesunde Sehne mit leicht welligen Sehnenfasern: Faserstruktur: 0 ; Faseranordnung: 0,67; Rundung des Zellkerns: 1; Regionale Zelhäufung: 1.....	34
Abb. 16: Mit zunehmender Degeneration wird die wellige Struktur der Sehnenfasern stärker ausgeprägt: Faserstruktur: 1 ; Faseranordnung: 1,33; Rundung des Zellkerns: 1,67; Regionale Zelhäufung: 2	34
Abb. 17: Mit stärkerer Degeneration geht die wellige Faserstruktur zunehmend verloren: Faserstruktur 2 ; Faseranordnung: 2; Rundung des Zellkerns: 2,33; Regionale Zelhäufung: 2.....	35
Abb. 18: Bei stark degenerierten Sehnen sind kaum noch wellige Fasern zu erkennen: Faserstruktur: 3 ; Faseranordnung: 3; Rundung des Zellkerns: 3; Regionale Zelhäufung: 3	35
Abb. 19: Die Sehnenfasern gesunder Sehnen sind parallel angeordnet: Faserstruktur: 0,67; Faseranordnung: 0,33 ; Rundung des Zellkerns: 1; Regionale Zelhäufung: 1,33.....	36
Abb. 20: Mit zunehmender Degeneration der Sehne nimmt die parallele Anordnung der Fasern ab: Faserstruktur: 0,67; Faseranordnung: 1 ; Rundung des Zellkerns: 1,33; Regionale Zelhäufung: 1,33	36
Abb. 21: Mit zunehmender Degeneration der Sehne nimmt die parallele Anordnung der Fasern ab: Faserstruktur: 1,67; Faseranordnung: 2 ; Rundung des Zellkerns: 1,33; Regionale Zelhäufung: 2	37

Abb. 22: Die parallele Anordnung der Sehnenfasern geht bei starker Degeneration vollständig verloren: Faserstruktur: 2; Faseranordnung: 3 ; Rundung des Zellkerns: 2; Regionale Zellhäufung: 1,67	37
Abb. 23: Die Zellkerne gesunder Sehnen sind flach, spindelförmig und gleichmäßig verteilt: Faserstruktur: 0; Faseranordnung: 0; Rundung des Zellkerns: 0,33 ; Regionale Zellhäufung: 1	38
Abb. 24: Mit zunehmender Degeneration der Sehne verlieren die Zellkerne ihre typische Form: Faserstruktur: 0,67; Faseranordnung: 1,67; Rundung des Zellkerns: 1 ; Regionale Zellhäufung: 1,33	38
Abb. 25: Mit zunehmender Degeneration der Sehne verlieren die Zellkerne ihre typische Form und häufen sich zunehmend: Faserstruktur: 2; Faseranordnung: 2; Rundung des Zellkerns: 2 ; Regionale Zellhäufung: 2	39
Abb. 26: Bei stark degenerierten Sehnen sind fast keine flachen Zellkerne mehr vorhanden und in einzelnen Arealen ist eine starke Zellhäufung zu beobachten: Faserstruktur: 2,67; Faseranordnung: 3; Rundung des Zellkerns: 3 ; Regionale Zellhäufung: 3	39
Abb. 27: Die maximalen Versagenskräfte aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe].....	41
Abb. 28: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	41
Abb. 29: Die Längung nach dem ersten Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	42
Abb. 30: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 1. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	42
Abb. 31: Die Längung nach dem 20. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe].....	43
Abb. 32: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 20. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	43
Abb. 33: Die maximale Längung aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe].....	44
Abb. 34: Regressionsanalyse der maximalen Längung aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	44
Abb. 35: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe]	45
Abb. 36: Regressionsanalyse der bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=36 je Gruppe].....	45
Abb. 37: Ein Sehnenstreifen mit Fadendurchzug als Versagensmechanismus.....	46
Abb. 38: Ein Sehnenstreifen mit arthr. Mason-Allen-Naht und Fadenriss als Versagensmechanismus.	46
Abb. 39: Die maximalen Versagenskräfte aller Nähte, gruppiert nach getesteten Techniken [n=36 je Gruppe]	47
Abb. 40: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteter Nahttechnik [n=36 je Gruppe].....	48
Abb. 41: Längung nach dem 1. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]	48
Abb. 42: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 1. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]	49
Abb. 43: Die Längung nach dem 20. Zug aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]	49

Abb. 44: Regressionsanalyse der Längung aller Nähte nach dem 20. Zug im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]	50
Abb. 45: Die maximale Längung aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe].....	50
Abb. 46: Regressionsanalyse der maximalen Längung aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe].....	51
Abb. 47: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe].....	51
Abb. 48: Regressionsanalyse der bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft aller Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=36 je Gruppe]	52
Abb. 49: Die maximalen Versagenskräfte der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	54
Abb. 50: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Mattress-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	54
Abb. 51: Die Längung nach dem 1. Zug der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	55
Abb. 52: Die max. Längung der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe].....	55
Abb. 53: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Mattress-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	56
Abb. 54: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der arthroskopische Mason-Allen-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	57
Abb. 55: Die maximale Versagenskräfte der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	59
Abb. 56: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Ethibond-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	60
Abb. 57: Die Längung nach dem ersten Zug der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	60
Abb. 58: Die Längung nach dem 20. Zug der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	61
Abb. 59: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Ethibond-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe].....	62
Abb. 60: Die maximale Versagenskräfte der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe].....	63
Abb. 61: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Fiberwire-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	64
Abb. 62: Die Längung nach dem ersten Zug der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe].....	64
Abb. 63: Die Längung nach dem 20. Zug der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe].....	65
Abb. 64: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Fiberwire-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe].....	65
Abb. 65: Die maximale Versagenskraft der Orthocord-Nähte, gruppiert nach getesteten Nahttechniken [n=12 je Gruppe].....	66
Abb. 66: Regressionsanalyse der maximalen Versagenskräfte der Orthocord-Nähte im Verhältnis zum Alter der Sehnen, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]	67
Abb. 67: Die Längung nach dem ersten Zug der Orthocord-Nähte, gruppiert nach verwendeter Nahttechnik [n=12 je Gruppe].....	67

Abb. 68: Die bis zum Erreichen des klinischen Versagens benötigte Kraft der Orthocord-Nähte, gruppiert nach getesteten Fäden [n=12 je Gruppe]..... 68

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Indikationen und Kontraindikationen zur operativen und konservativen RMR-Therapie.....	9
Tab. 2: Verwendete Nahtmaterialien und ihre Eigenschaften.....	29
Tab. 3: Korrelation der Baseline-Messung mit anderen Beurteilungsfaktoren der Degeneration.	33
Tab. 4: Korrelation des histologischen Scores mit anderen Beurteilungsfaktoren der Degeneration.	40
Tab. 5: Versagensmechanismus der Proben nach verwendetem Nahtmaterial.....	46
Tab. 6: Versagensmechanismus der Proben nach verwendeter Nahttechnik.....	52
Tab. 7: Übersicht der Ergebnisse des Vergleichs der Nahtmaterialien an jeweils derselben Nahttechnik. [n=12 je Gruppe].....	53
Tab. 8: Versagensmechanismus der Mattress-Naht-Proben nach verwendetem Nahtmaterial	56
Tab. 9: Versagensmechanismus der Mason-Allen-Naht-Proben nach verwendetem Nahtmaterial	58
Tab. 10: Übersicht der Ergebnisse des Vergleichs der Nahttechniken an jeweils demselben Nahtmaterial [n=12]	59
Tab. 11: Versagensmechanismus der Ethibond-Proben nach verwendeter Nahttechnik.....	62

Danksagung

Es ist mir ein Anliegen all jenen Personen zu danken, die zum Gelingen dieser Arbeit mit beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. Peter Müller danke ich für die Überlassung des Themas. Herrn PD. Dr. Matthias Pietschmann danke ich für die Betreuung der Arbeit.

Ich danke Prof. Dr. Stefan Milz für die Einblicke in die Sehnenanatomie, Birte Sievers für die umfassende Unterstützung im Bereich der Histologie und Bärbel Schmidt dafür, dass sie mich in diesen Bereich eingearbeitet hat und sich für jedes Problem Zeit genommen hat. Nils Hartz danke ich für die allzeitige Hilfestellung in der Biomechanik ebenso wie Christian Schröder. Mehmet Gülecyüz danke ich für die Einstiegshilfen und das Präparieren der Sehnen und Denitsa Docheva für ihre Hilfe am Mikroskop. Ich danke allen im Labor für die kollegiale Atmosphäre.

Mein besonderer Dank gilt Regina und Schorsch für Unterstützung beim Schreiben, Wohnen und Leben.

Abschließend möchte ich meinem Opa Heinz und besonders meiner Schwester Grit für die Zeit danken, die sie sich genommen haben, um diese Arbeit korrekturzulesen, für die vielen wertvollen Hinweise zur statistischen Aufarbeitung der Ergebnisse sowie für jedes fehlende Komma und überflüssige Leerzeichen, das sie noch gefunden haben.

Literaturverzeichnis

1. Linsell L, Dawson J, Zondervan K, Rose P, Randall T, Fitzpatrick R, et al. Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in UK primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology (Oxford)*. 2006 Feb;45(2):215-21.
2. Mitchell C, Adebajo A, Hay E, Carr A. Shoulder pain: diagnosis and management in primary care. *BMJ*. 2005 November 12, 2005;331(7525):1124-8.
3. Oh LS, Wolf BR, Hall MP, Levy BA, Marx RG. Indications for rotator cuff repair: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Feb;455:52-63.
4. Tempelhof S, Rupp S, Seil R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*. 1999 Jul-Aug;8(4):296-9.
5. Sher JS, Uribe JW, Posada A, Murphy BJ, Zlatkin MB. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am*. 1995 Jan;77(1):10-5.
6. Yamaguchi K, Ditsios K, Middleton WD, Hildebolt CF, Galatz LM, Teefey SA. The demographic and morphological features of rotator cuff disease. A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Aug;88(8):1699-704.
7. Moll KJM, M. *Kurzlehrbuch Anatomie*. München, Jena: Urban&Fischer; 2002.
8. Rhodes JA, Churchill SE. Throwing in the Middle and Upper Paleolithic: inferences from an analysis of humeral retroversion. *J Hum Evol*. 2009 Jan;56(1):1-10.
9. Platzer W. *Taschenatlas der Anatomie, Bewegungsapparat*. 7 ed. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1999.
10. Ulrike Bommas-Ebert PT, Rainer Voß. *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. Stuttgart: Thieme; 2006.
11. Burkhart SS. Reconciling the paradox of rotator cuff repair versus debridement: a unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff tears. *Arthroscopy*. 1994 Feb;10(1):4-19.
12. Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS. The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "suspension bridge". *Arthroscopy*. 1993;9(6):611-6.
13. Habermeyer P. *Schulterchirurgie*. München, Jena: Urban&Fischer Verlag; 2002.
14. Rees JL. The pathogenesis and surgical treatment of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Jul;90(7):827-32.
15. 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*. 1995 Mar;77(2):296-8.
16. Neer CS, 2nd. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. 1972. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Jun;87(6):1399.
17. Lohr JF, Uhthoff HK. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 May(254):35-8.
18. Moseley HF, Goldie I. The Arterial Pattern of the Rotator Cuff of the Shoulder. *J Bone Joint Surg Br*. 1963 Nov;45:780-9.
19. Fukuda H, Hamada K, Yamanaka K. Pathology and pathogenesis of bursal-side rotator cuff tears viewed from en bloc histologic sections. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 May(254):75-80.
20. Goodmurphy CW, Osborn J, Akesson EJ, Johnson S, Stanescu V, Regan WD. An immunocytochemical analysis of torn rotator cuff tendon taken at the time of repair. *J Shoulder Elbow Surg*. 2003 Jul-Aug;12(4):368-74.
21. Longo UG, Franceschi F, Ruzzini L, Rabitti C, Morini S, Maffulli N, et al. Histopathology of the supraspinatus tendon in rotator cuff tears. *Am J Sports Med*. 2008 Mar;36(3):533-8.

22. Longo UG, Franceschi F, Ruzzini L, Rabitti C, Morini S, Maffulli N, et al. Light microscopic histology of supraspinatus tendon ruptures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007 Nov;15(11):1390-4.
23. Harvie P, Ostlere SJ, Teh J, McNally EG, Clipsham K, Burston BJ, et al. Genetic influences in the aetiology of tears of the rotator cuff. Sibling risk of a full-thickness tear. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Jul;86(5):696-700.
24. Uthoff HK, Sano H. Pathology of failure of the rotator cuff tendon. *Orthop Clin North Am.* 1997 Jan;28(1):31-41.
25. Fukuda H. The management of partial-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br.* 2003 Jan;85(1):3-11.
26. Ellman H. Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 May(254):64-74.
27. Burkhart SS. A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles. *Arthroscopy.* 2000 Jan-Feb;16(1):82-90.
28. Lo IK, Burkhart SS. Current concepts in arthroscopic rotator cuff repair. *Am J Sports Med.* 2003 Mar-Apr;31(2):308-24.
29. A.Hedtmann. Sonographie der Rotatorenmanschette. *Orthopäde.* 2002(31):236-46.
30. Walter Stanwood GM. Massive rotator cuff tears. *Current Opinion in Orthopaedics.* 2001(12):319-24.
31. Heers H, Heers G. [Nonoperative management of rotator cuff defects]. *Orthopade.* 2007 Sep;36(9):817-24.
32. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Morrey BF, An KN. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997 Sep-Oct;6(5):429-39.
33. Wirth MA, Basamania C, Rockwood CA, Jr. Nonoperative management of full-thickness tears of the rotator cuff. *Orthop Clin North Am.* 1997 Jan;28(1):59-67.
34. Itoi E, Tabata S. Conservative treatment of rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 1992 Feb(275):165-73.
35. Bokor DJ, Hawkins RJ, Huckell GH, Angelo RL, Schickendantz MS. Results of nonoperative management of full-thickness tears of the rotator cuff. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Sep(294):103-10.
36. Zingg PO, Jost B, Sukthankar A, Buhler M, Pfirrmann CW, Gerber C. Clinical and structural outcomes of nonoperative management of massive rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Sep;89(9):1928-34.
37. CODMAN EAMD. The Classic: Rupture of the Supraspinatus Tendon. *Clinical Orthopaedics & Related Research.* May 1990(254):3-26.
38. IAN K.Y. LO M, FRCSC, and STEPHEN S. BURKHART, MD. BIOMECHANICAL PRINCIPLES OF ARTHROSCOPIC REPAIR OF THE ROTATOR CUFF. *Operative Techniques in Orthopaedics.* 2002;12(3):140-55.
39. Kim SH, Ha KI, Park JH, Kang JS, Oh SK, Oh I. Arthroscopic versus mini-open salvage repair of the rotator cuff tear: outcome analysis at 2 to 6 years' follow-up. *Arthroscopy.* 2003 Sep;19(7):746-54.
40. Lee E, Bishop JY, Braman JP, Langford J, Gelber J, Flatow EL. Outcomes after arthroscopic rotator cuff repairs. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007 Jan-Feb;16(1):1-5.
41. Murray TF, Jr., Lajtai G, Mileski RM, Snyder SJ. Arthroscopic repair of medium to large full-thickness rotator cuff tears: outcome at 2- to 6-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002 Jan-Feb;11(1):19-24.
42. Burkhart SS. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Sep(390):107-18.

43. Galatz LM, Ball CM, Teefey SA, Middleton WD, Yamaguchi K. The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Feb;86-A(2):219-24.
44. Wilson F, Hinov V, Adams G. Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff: 2- to 14-year follow-up. *Arthroscopy.* 2002 Feb;18(2):136-44.
45. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br.* 1994 May;76(3):371-80.
46. Gerber C, Schneeberger AG, Perren SM, Nyffeler RW. Experimental rotator cuff repair. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Am.* 1999 Sep;81(9):1281-90.
47. Goble EM, Somers WK, Clark R, Olsen RE. The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *Am J Sports Med.* 1994 Mar-Apr;22(2):236-9.
48. Bisson LJ, Manohar LM, Wilkins RD, Gurske-Deperio J, Ehrensberger MT. Influence of suture material on the biomechanical behavior of suture-tendon specimens: a controlled study in bovine rotator cuff. *Am J Sports Med.* 2008 May;36(5):907-12.
49. Gazielly DF, Gleyze P, Montagnon C. Functional and anatomical results after rotator cuff repair. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Jul(304):43-53.
50. France EP, Paulos LE, Harner CD, Straight CB. Biomechanical evaluation of rotator cuff fixation methods. *Am J Sports Med.* 1989 Mar-Apr;17(2):176-81.
51. Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, Otis JC. Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff stitches. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Jun;86-A(6):1211-6.
52. White CD, Bunker TD, Hooper RM. The strength of suture configurations in arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy.* 2006 Aug;22(8):837-41.
53. Nelson CO, Sileo MJ, Grossman MG, Serra-Hsu F. Single-row modified mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy.* 2008 Aug;24(8):941-8.
54. Sileo MJ, Ruotolo CR, Nelson CO, Serra-Hsu F, Panchal AP. A biomechanical comparison of the modified Mason-Allen stitch and massive cuff stitch in vitro. *Arthroscopy.* 2007 Mar;23(3):235-40, 40 e1-2.
55. Ma CB, Comerford L, Wilson J, Puttlitz CM. Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Feb;88(2):403-10.
56. Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun BJ, DeLaMora SN, Kvitne RS, et al. Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. *Am J Sports Med.* 2006 Mar;34(3):407-14.
57. Yamagami N, Mori R, Yotsumoto T, Hatanaka H, Takao M, Uchio Y. Biomechanical differences resulting from the combination of suture materials and repair techniques. *J Orthop Sci.* 2006 Nov;11(6):614-9.
58. Yamada H, Evans FGe. *Strength of biological materials.* Edited by F. Gaynor Evans: Baltimore, Williams & Wilkins; 1970.
59. Meier SW, Meier JD. The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study. *Arthroscopy.* 2006 Nov;22(11):1168-73.
60. Sano H, Ishii H, Yeadon A, Backman DS, Brunet JA, Uhthoff HK. Degeneration at the insertion weakens the tensile strength of the supraspinatus tendon: a comparative mechanical and histologic study of the bone-tendon complex. *J Orthop Res.* 1997 Sep;15(5):719-26.
61. Cook JL, Feller JA, Bonar SF, Khan KM. Abnormal tenocyte morphology is more prevalent than collagen disruption in asymptomatic athletes' patellar tendons. *J Orthop Res.* 2004 Mar;22(2):334-8.

62. Maffulli N, Barrass V, Ewen SW. Light microscopic histology of achilles tendon ruptures. A comparison with unruptured tendons. *Am J Sports Med.* 2000 Nov-Dec;28(6):857-63.
63. Maffulli N, Ewen SW, Waterston SW, Reaper J, Barrass V. Tenocytes from ruptured and tendinopathic achilles tendons produce greater quantities of type III collagen than tenocytes from normal achilles tendons. An in vitro model of human tendon healing. *Am J Sports Med.* 2000 Jul-Aug;28(4):499-505.
64. Maffulli N, Testa V, Capasso G, Ewen SW, Sullo A, Benazzo F, et al. Similar histopathological picture in males with Achilles and patellar tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Sep;36(9):1470-5.
65. Movin T, Gad A, Reinholt FP, Rolf C. Tendon pathology in long-standing achillodynia. Biopsy findings in 40 patients. *Acta Orthop Scand.* 1997 Apr;68(2):170-5.
66. Tallon C, Maffulli N, Ewen SW. Ruptured Achilles tendons are significantly more degenerated than tendinopathic tendons. *Med Sci Sports Exerc.* 2001 Dec;33(12):1983-90.
67. Prado MP, de Carvalho AE, Jr., Rodrigues CJ, Fernandes TD, Mendes AA, Salomao O. Vascular density of the posterior tibial tendon: a cadaver study. *Foot Ankle Int.* 2006 Aug;27(8):628-31.
68. Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, Athanasiou KA. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy.* 1997 Dec;13(6):720-4.
69. De Carli A, Vadala A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A. Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *Am J Sports Med.* 2005 Feb;33(2):214-9.
70. Schneeberger AG, von Roll A, Kalberer F, Jacob HA, Gerber C. Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002 Dec;84-A(12):2152-60.
71. Ilahi OA, Younas SA, Alexander J, Noble PC. Cyclic testing of arthroscopic knot security. *Arthroscopy.* 2004 Jan;20(1):62-8.
72. Kim SH YJ, Wang JH, Choi KW, Bae TS, Lee CY. Arthroscopic sliding knot: how many additional half-hitches are really needed? *Arthroscopy.* 2005;2005 Apr;21(4):405-11.
73. Lo IK, Burkhart SS, Chan KC, Athanasiou K. Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security. *Arthroscopy.* 2004 May;20(5):489-502.
74. Mahar AT MD, Serra-Hsu F, Pedowitz RA. Comparison and performance characteristics of 3 different knots when tied with 2 suture materials used for shoulder arthroscopy. *Arthroscopy.* 2006.
75. Lieurance RK PD, Abbott D, Nottage WM. Failure Characteristics of Various Arthroscopically Tied Knots. *Clin Orthop Relat Res.* 2003.
76. Kaplan KM, Gruson KI, Gorczynski CT, Strauss EJ, Kummer FJ, Rokito AS. Glove tears during arthroscopic shoulder surgery using solid-core suture. *Arthroscopy.* 2007 Jan;23(1):51-6.
77. Scheibel MT, Habermeyer P. A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. *Arthroscopy.* 2003 Mar;19(3):330-3.
78. Burkhart SS, Fischer SP, Nottage WM, Esch JC, Barber FA, Doctor D, et al. Tissue fixation security in transosseous rotator cuff repairs: a mechanical comparison of simple versus mattress sutures. *Arthroscopy.* 1996 Dec;12(6):704-8.
79. Hirpara KM, Sullivan PJ, O'Sullivan ME. The effects of freezing on the tensile properties of repaired porcine flexor tendon. *J Hand Surg [Am].* 2008 Mar;33(3):353-8.

80. Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J Shoulder Elbow Surg.* Jan;19(1):116-20.
81. Baums MH, Buchhorn GH, Spahn G, Poppendieck B, Schultz W, Klinger HM. Biomechanical characteristics of single-row repair in comparison to double-row repair with consideration of the suture configuration and suture material. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Nov;16(11):1052-60.
82. Herbolt M, Haber A, Zantop T, Gosheger G, Rosslenbroich S, Raschke MJ, et al. Biomechanical comparison of the primary stability of suturing Achilles tendon rupture: a cadaver study of Bunnell and Kessler techniques under cyclic loading conditions. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008 Nov;128(11):1273-7.
83. S. Milz BO, · R. Putz. Tenozyten und extrazelluläre Matrix. *Orthopäde* 2009. 2009.
84. Benjamin M, Kaiser E, Milz S. Structure-function relationships in tendons: a review. *J Anat.* 2008 Mar;212(3):211-28.
85. Milz S, Jakob J, Buttner A, Tischer T, Putz R, Benjamin M. The structure of the coracoacromial ligament: fibrocartilage differentiation does not necessarily mean pathology. *Scand J Med Sci Sports.* 2008 Feb;18(1):16-22.
86. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA. Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med.* 2005 Dec;33(12):1861-8.
87. Barber FA, Herbert MA, Schroeder FA, Aziz-Jacobo J, Mays MM, Rapley JH. Biomechanical advantages of triple-loaded suture anchors compared with double-row rotator cuff repairs. *Arthroscopy.* Mar;26(3):316-23.
88. Pietschmann MF, Frohlich V, Ficklscherer A, Gulecyuz MF, Wegener B, Jansson V, et al. Suture anchor fixation strength in osteopenic versus non-osteopenic bone for rotator cuff repair. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009 Mar;129(3):373-9.
89. Otto M, Kriegsmann J, Gehrke T, Bertz S. [Wear particles: key to aseptic prosthetic loosening?]. *Pathologie.* 2006 Nov;27(6):447-60.
90. Rickert M, Georgousis H, Witzel U. [Tensile strength of the tendon of the supraspinatus muscle in the human. A biomechanical study]. *Unfallchirurg.* 1998 Apr;101(4):265-70.
91. Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, Athanasiou KA. Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure. *Arthroscopy.* 1997 Apr;13(2):172-6.
92. Meyer DC, Nyffeler RW, Fucentese SF, Gerber C. Failure of suture material at suture anchor eyelets. *Arthroscopy.* 2002 Nov-Dec;18(9):1013-9.