

**Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
- Direktor: Univ. - Prof. Dr. med. W. Winkelmann -**

**Die Rolle postoperativer Immobilisation nach
elektrothermischem Shrinkage kollagenhaltigen
Kapselbandgewebes
- Eine tierexperimentelle, biomechanische Studie -**

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms - Universität Münster

vorgelegt von Heusner, Till-Alexander

aus Hamm

2005

Dekan:

Univ.- Prof. Dr. Heribert Jürgens

1. Berichterstatter:

Priv.- Doz. Dr. W. Pötzl

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. J. Steinbeck

Tag der mündlichen Prüfung:

23. 05. 2005

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann -
Referent: Priv. – Doz. Dr. med. W. Pötzl
Koreferent: Prof. Dr. med. J. Steinbeck

ZUSAMMENFASSUNG

Die Rolle postoperativer Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage
kollagenhaltigen Kapselbandgewebes
- Eine tierexperimentelle, biomechanische Studie -
Heusner, Till - Alexander

Bei dieser Studie (genehmigt durch die Bezirksregierung Münster am 23.08.2000, AZ G 61/2000) wurden die rechten Patellarsehnen von 66 New Zealand White Rabbits mittels Radiofrequenzenergie geschrumpft. Die Sehnen unterlagen unterschiedlich langer postoperativer Nachbehandlung und -beobachtung. Sie wurden zeitlich gestaffelt bis zu 6 Wochen ruhiggestellt und bis zu 9 Wochen nachbeobachtet. Die postoperative Längenentwicklung wurde dokumentiert. Post mortem wurden behandelte und unbehandelte Sehnen biomechanisch getestet. Postoperativ zeigten mobile Sehnen eine Verlängerung über ihr präoperatives Längenmaß. Behandelte immobilisierte Sehnen verlängerten sich nach Aufhebung der Immobilisation ebenfalls über ihre präoperative Länge hinaus. Im biomechanischen Vergleich von behandelten und unbehandelten Sehnen zeigten die unbehandelten Patellarsehnen signifikant bessere Ergebnisse. Diese Ergebnisse sprechen eindeutig gegen eine bedenkenlose Anwendung der untersuchten Methode in der Klinik. Weitere Studien, bei denen diese Therapiemethode mit anderen Nachbehandlungsschemata kombiniert wird, sind nötig, um eventuell einen klinischen Einsatz zu verantworten.

Tag der mündlichen Prüfung: 23.05.2005

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
1.1 Hyperlaxe Gelenke	1
1.2 Behandlungsmethoden	1
1.3 Untersuchungsziel	5
2. Material und Methode	7
2.1 Versuchstiere	7
2.1.1 Versuchsgruppen	7
2.2 Einschlusskriterien	8
2.2.1 Operationsvoraussetzungen	8
2.3 Operationsmethode	9
2.3.1 Anästhesie / Kirschnerdrähte	9
2.3.2 Shrinkage (ETACS)	11
2.4 Immobilisationsmethode	15
2.5 Überwachung postoperativ	17
2.6 Radiologische Längenermittlung	18
2.7 Tötung der Tiere	19
2.8 Explantation der Patellarsehne	19
2.9 Materialprüfversuch	20
2.10 Testzyklus	24
2.11 Biomechanische Parameter	25
2.12 Übersicht über die statistischen Vergleiche	27
2.12.1 Vergleiche der biomechanischen Parameter	27
2.12.1.1 Vergleich behandelte Sehnen – unbehandelte Sehnen	27
2.12.1.2 Vergleich behandelte Sehnen (unterschiedlich lange Immobilisationsdauer, gleiche Lebensdauer)	27
2.12.1.3 Vergleich behandelte Sehnen (unterschiedlich lange Lebensdauer, gleiche Immobilisationsdauer)	28
2.12.1.4 zeitlicher Verlauf der biomechanischen Parameter bei behandelten Sehnen	29
2.12.2 Vergleiche der Längenentwicklung	29

2.12.2.1	Längenentwicklung bei mobilen Gelenken	29
2.12.2.2	Längenentwicklung bei teilweise immobilisierten Gelenken	30
2.12.2.3	Längenentwicklung bei dauerhaft immobilisierten Gelenken	30
3.	Ergebnisse	31
3.1	Biomechanische Parameter	31
3.1.1	Vergleich behandelte Sehnen / unbehandelte Sehnen	31
3.1.1.1	Tiere ohne Immobilisation (Gruppen 1, 2)	31
3.1.1.1.1	Parameter in Gruppe 1	31
3.1.1.1.2	Parameter in Gruppe 2	38
3.1.1.2	Tiere mit dreiwöchiger Immobilisation (Gruppen 3, 4)	43
3.1.1.2.1	Parameter in Gruppe 3	43
3.1.1.2.2	Parameter in Gruppe 4	48
3.1.1.3	Tiere mit sechswöchiger Immobilisation (Gruppen 5, 6)	54
3.1.1.3.1	Parameter in Gruppe 5	54
3.1.1.3.2	Parameter in Gruppe 6	58
3.1.2	Vergleich behandelte Sehnen: unterschiedlich lange Immobilisationsdauer, gleiche Lebensdauer	63
3.1.2.1	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 1- Gruppe 3	64
3.1.2.2	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 2- Gruppe 6	65
3.1.2.3	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 4- Gruppe 5	65
3.1.3	Vergleich behandelte Sehnen: unterschiedlich lange postoperative Lebensdauer, gleiche Immobilisationsdauer	66
3.1.3.1	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 1- Gruppe 2	67
3.1.3.2	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 3- Gruppe 4	68
3.1.3.3	Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 5- Gruppe 6	68
3.1.4	biomechanische Parameter: zeitlicher Verlauf	69
3.1.4.1	Maximale Reißkraft	69
3.1.4.2	Stiffness	71
3.1.4.3	Weg bis Riss	72

3.1.4.4	Relaxation	72
3.2	Längenentwicklung	73
3.2.1	Längenentwicklung: mobile Gelenke	74
3.2.1.1	Längenentwicklung in Gruppe 1	74
3.2.1.2	Längenentwicklung in Gruppe 2	75
3.2.2	Längenentwicklung: teilweise immobilisierte Gelenke	76
3.2.2.1	Längenentwicklung in Gruppe 4	76
3.2.2.2	Längenentwicklung in Gruppe 6	77
3.2.3	Längenentwicklung: dauerhaft immobilisierte Gelenke	78
3.2.3.1	Längenentwicklung in Gruppe 3	78
3.2.3.2	Längenentwicklung in Gruppe 5	79
3.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	80
3.3.1	Ergebnisse der biomechanischen Tests	80
3.3.2	Ergebnisse der Längenermittlung	83
3.4	Makroskopische Beobachtungen / Komplikationen	84
4.	Diskussion	86
4.1	Vergleich LACS / ETACS – konventionelle Methoden	86
4.1.1	Vorteile LACS / ETACS	87
4.1.2	Funktionsweise LACS / ETACS	88
4.1.3	Nachteile LACS / ETACS	89
4.2	Vergleich LACS – ETACS	90
4.2.1	Gerätevorteile bei ETACS	90
4.2.2	Operationstechnische Vorteile der ETACS	90
4.3	Vorstudien	91
4.3.1	Tierexperimente	92
4.3.1.1	Biomechanische Eigenschaften	92
4.3.1.2	Zusammenhänge: Schrumpfung, Temperatur, Leistung	96
4.3.2	Experimente an Leichenschultern	98
4.3.3	Klinische Studien	99
4.4	Eigene Ergebnisse	102
4.5	Ergebnisvergleich	103
4.5.1	Längenentwicklung	103

4.5.2	Reißkraft	104
4.5.3	Stiffness	104
4.5.4	Relaxation	105
4.6	Vorteile der eigenen Studie	105
4.7	Nachteile der eigenen Studie	107
4.8	Korrelation: Ergebnisse der eigenen Studie / Ergebnisse klinischer Studien	108
5.	Zusammenfassung	111
6.	Literaturverzeichnis	113
7.	Lebenslauf	125
8.	Danksagung	129
9.	Veröffentlichungen	130
9.1	Artikel in Fachzeitschriften	130
9.2	Abstracts	130
9.2	Vorträge und Poster	131
10.	Anhang	I
10.1	Abbildungsverzeichnis	I
10.2	Tabellenverzeichnis	II

Genehmigungsbescheid der Bezirksregierung Münster zur Durchführung von
Versuchen an Wirbeltieren, Aktenz. G 61/2000

1. Einleitung

1.1 Hyperlaxe Gelenke

An vielen Gelenken können hyperlaxe Kapsel-Band-Strukturen für Gelenkinstabilitäten verantwortlich sein. Betroffen hiervon sind in erster Linie weichteil- und bandgeführte Gelenke wie das Schulter-, Knie- und Sprunggelenk. Dies sind Gelenke, denen in der sportmedizinischen Versorgung ein großer Anteil zukommt.

Die Hyperlaxität ist in der Regel angeboren, kann aber auch im Rahmen repetitiver Luxations- oder Subluxationsereignisse entstehen. Als Folge der insuffizienten Kapsel-Bandstrukturen kann das betroffene Gelenk nicht ausreichend stabilisiert werden [42].

Die klinischen Folgen sind rezidivierende Subluxationen und Luxationen. Die betroffene Extremität ist in ihrer Gebrauchsfähigkeit im Alltag und bei sportlichen Belastungen eingeschränkt. Letztendlich resultieren daraus vorzeitiger Gelenkverschleiß [7] und chronische Schmerzen.

Im Bereich des Schultergelenkes wird die Instabilitätsform, die auf einer Hyperlaxität der Kapsel-Band-Strukturen beruht und der kein eigentliches Trauma zugrunde liegt, als atraumatische Schulterinstabilität bezeichnet. Die betroffenen Kapsel-Bandstrukturen sind dabei nicht nur hyperlax, sondern es liegt auch ein insgesamt vergrößertes Kapselvolumen vor.

1.2 Behandlungsmethoden

Die Behandlung dieser atraumatischen, in der Regel multidirektionalen Schulterinstabilität (MDI) erfolgt zunächst konservativ mit intensiver physiotherapeutischer Behandlung zur Kräftigung der aktiven, muskulären Stabilisatoren [5, 14]. Sollte dies zu keiner ausreichenden Stabilisierung führen und der Patient weiter unter rezidivierenden Luxationen, Einschränkungen der Funktion und chroni-

schen Schmerzen leiden, ist die bisherige Standardtherapie die operative Verkleinerung der hyperlaxen Gelenkkapsel durch einen Kapselshifft [1, 48, 52, 66]. Bei dieser Operationsmethode wird über einen ca. 10 cm langen ventralen Gelenkzugang die hyperlaxe Schultergelenkkapsel T-förmig inzidiert und durch Verschiebung der so gewonnenen Kapsellappen verkleinert. Die Rezidivrate nach diesem offenen Kapselshifft liegt zwischen 3 und 14 % [1, 48, 66]. Damit ist diese Methode anderen, im Folgenden beschriebenen Vorgehensweisen überlegen [34].

Weiterhin ist es möglich, die Kapsel auf arthroskopischem Wege mit Ligaturen zu raffen, wodurch die Kapsel mechanisch verkleinert wird [70]. Diese Operationsmethode hat eine noch höhere Rezidivrate als die offene Operation. Deshalb ist das offene Verfahren trotz aller Nachteile, die eine offene Operation im Vergleich zu einer arthroskopischen Operation mit sich bringt, Therapie der Wahl.

Arthroskopische Operationsverfahren bedeuten für den Patienten ein wesentlich geringeres Trauma sowie eine schnellere und weniger schmerzhaft Rehabilitation [15, 35]. Deshalb ist die Entwicklung einer technisch einfach durchzuführenden arthroskopischen Operation mit einer geringen Rezidivquote zur Behandlung der Instabilität anzustreben.

Aus diesem Grunde wird die Anwendung von thermischen Schrumpfungsmethoden erprobt. Die Grundzüge der thermischen Schrumpfungsmechanismen werden folgend vorgestellt:

Durch Einwirkung von nichtablative Laser- oder Radiofrequenzenergie (LACS = Laser-assisted capsular shrinkage / ETACS = Electrothermally-assisted capsular shrinkage) ist es möglich, kollagenhaltiges Kapsel-Band-Gewebe zu schrumpfen. Dieses Phänomen wurde in einer Vielzahl von Untersuchungen, unter anderem von Hayashi et al., beschrieben [20 - 30]. Letztlich verantwortlich für die Schrumpfung ist die freigesetzte Wärmeenergie. Bei einer laserinduzierten Schrumpfung wird die Wärme durch einen photothermischen Effekt erzeugt. Die im Gewebe absorbierte Lichtenergie wird in thermische Energie transformiert. Die Radiofrequenz-Methode erzeugt ein elektrisches Feld, in dem es zu

Molekülbewegungen und damit zu Gewebeerhitzung kommt. Bei einer Temperatur von 65 °C und einer Einwirkzeit von einer Minute kommt es zu einer Schrumpfung des Gewebes um ca. 50 % der Ausgangslänge [47]. Die Schrumpfung beruht auf einer teilweisen Aufhebung der Kollagenstruktur und der chemischen Bindungen bei Applikation von Wärme. Dabei werden Wasserstoffbrückenbindungen aufgelöst, was zu einer teilweisen Denaturierung der Polypeptidkette und einem Unwinding der Kollagentripelhelix führt [26]. Andere, nicht reduzierbare Bindungen bleiben aber bestehen, so dass die chemische Struktur nicht komplett zerfällt [27]. Nach der Behandlung bilden sich wieder neue Bindungen unter den Molekülen, die aber in ungeordneter Form vorliegen. Dadurch schrumpft das Gewebe letztendlich.

Auf diesem Weg ist es also ebenfalls möglich, hyperlaxes Kapsel-Bandgewebe zu schrumpfen, damit die Gelenkkapsel zu verkleinern und das Kapselvolumen zu verringern. In einer Studie an Leichenpräparaten konnte Tibone 1998 zeigen, dass es nach laserinduzierter Schrumpfung der anterioren Gelenkkapsel zu einer signifikanten Reduktion der glenohumeralen Translation in a.p.-Richtung kam [69]. Victoroff et al zeigten in einer 2004 veröffentlichten Studie ebenfalls an Leichenpräparaten, dass die glenohumerale Translation bei multidirektionaler Instabilität nach radiofrequenzinduzierter Schrumpfung der Glenohumeralgelenkkapsel signifikant reduziert werden konnte. Dabei kam es nur zu einer geringfügigen Rotationseinschränkung der therapierten Gelenke [74].

Der Vorteil der Behandlung mit Laser- oder Radiofrequenzenergie gegenüber dem offenen Operationsverfahren liegt darin, dass die benötigten Sonden aufgrund ihres geringen Durchmessers von ca. 3 mm problemlos bei arthroskopischen Operationen eingesetzt werden können. Es sind dann nur 2 bis maximal 3 ca. 1 cm lange Stichinzisionen nötig, um die Instrumente in das Gelenk einzubringen.

Weiterhin besitzt die Anwendung der Radiofrequenz- gegenüber der Laserchirurgie Vorteile: Die Kosten der Behandlung sind wesentlich geringer [79] und die Geräte in der Handhabung einfacher zu bedienen [35].

Die Alteration der Ultrastruktur des Kollagens bewirkt nicht nur eine Schrumpfung der Kollagenfasern und eine Zunahme des Faserquerschnittes, sie zieht auch Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften mit sich. Hayashi zeigte in einer in vitro Studie, dass es bei einer Schrumpfung des Kapselgewebes um 26 % zu einer signifikanten Abnahme der Steifigkeit des Gewebes kam [23]. Schaefer berichtete von einer Reduktion der Gewebesteifigkeit um 19 % bei einer Schrumpfung der Gewebelänge um 6 % [59]. Das Kapsel-Band-Gewebe wird also nicht nur geschrumpft, sondern auch signifikant geschwächt. Für die Anwendung am Menschen ist es von großer Bedeutung, die Schwächung der Gewebeeigenschaften des behandelten Kapsel-Band-Gewebes quantifizieren zu können. Dabei müssen Eigenschaften untersucht werden, die ein Gewebe charakterisieren, wie die maximale Reißkraft, die Steifigkeit, die Verlängerung, die das Gewebe bei Belastung bis zu seinem Riss erfährt und das Relaxationsverhalten [68]. Interessant für die klinische Anwendung ist vor allem, ob die geschwächten Eigenschaften sich in der postoperativen Phase regenerieren. Zu dieser Fragestellung liegen noch keine klinischen Langzeitergebnisse vor [78].

Die untersuchten Parameter, die die Gewebeeigenschaften charakterisieren, müssen in Beziehung zur Länge des behandelten Gewebes gesetzt werden. Die Schrumpfung des Kapsel-Band-Gewebes ist nämlich das primäre Behandlungsziel und der postulierte entscheidende therapeutische Faktor zur Stabilisierung des behandelten Gelenkes. Schaefer beobachtete an einer Untersuchung an Kaninchen bei Gewebeschrumpfung eine signifikante Verkürzung des Gewebes um 6 %. Im weiteren Verlauf über 8 Wochen kam es jedoch zu einer Wiederzunahme der Gewebelänge über das präoperative Maß hinaus [59].

Es erscheint wenig sinnvoll, eine Gelenkkapsel zur Stabilisierung des Gelenkes zu schrumpfen und das Kapselvolumen zu reduzieren, wenn nach der Heilungsphase die biomechanischen Eigenschaften eventuell regeneriert sind, es aber zugleich zur Wiederzunahme der Länge der Kollagenfasern und des Kapselvolumens auf präoperative Ausmaße oder sogar darüber hinaus kommt.

1.3 Untersuchungsziel

Im eigenen Tiermodell werden rechte Patellarsehnen von 66 New Zealand White Rabbits mit Radiofrequenzenergie behandelt. Dabei sollen die Sehnen um 5 % der zuvor ermittelten Ausgangslänge elektrothermisch geschrumpft werden. Ein Teil der Versuchssehnen wird mobil gelassen, ein Teil der operierten Sehnen wird für 3 oder 6 Wochen postoperativ immobilisiert. Die Tiere unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich der Immobilisationsdauer, sondern auch in ihrer postoperativen Lebensdauer. Einigen Tieren werden die Sehnen direkt postoperativ, einigen nach 3 Wochen, einigen nach 6 Wochen und anderen erst nach 9 Wochen entnommen. Die linken, unbehandelt belassenen Sehnen werden ebenfalls entnommen, um Referenzwerte ermitteln zu können.

Die Sehnen werden mittels einer standardisierten Röntgentechnik im Abstand von jeweils 3 Wochen auf ihre Längenveränderung untersucht. Nach Entnahme der Sehnen folgt ihre biomechanische Testung.

Ziel der Arbeit ist es, die Rolle der Immobilisierung auf radiofrequenzbehandeltes Kapsel-Band-Gewebe zu untersuchen. Postoperative Immobilisierung entspricht der klinischen Nachbehandlungssituation bei herkömmlichen offenen oder arthroskopischen Stabilisierungsverfahren. Diesen Faktor einer Immobilisation berücksichtigen aber die bisherigen in vivo-, in vitro- und klinischen Studien nicht [42, 59]. Informationen zur Regenerationspotenz und zur Längenentwicklung des behandelten Gewebes sind jedoch für einen verantwortungsvollen Einsatz dieser Methode unabdingbar.

Auf diesem Wege soll letztendlich geklärt werden, ob und falls ja unter welchen Voraussetzungen und Nachbehandlungsschemata der Einsatz radiofrequenzgestützter Kapselschrumpfung zur Behandlung von Gelenkinstabilitäten sinnvoll ist. Es soll geklärt werden, inwieweit sich Sehnen unterscheiden, die postoperativ mobil beziehungsweise immobil sind. Dabei werden verschieden lange Beobachtungszeiten (bis 9 Wochen postoperativ) und verschieden lange Immobilisationszeiten (bis 6 Wochen postoperativ) angewandt. Ermittelt werden sollen die Längenentwicklung und biomechanische Eigenschaften (maximale Reiß-

kraft, Weg bis Riss, Stiffness, Relaxation) der Sehnen. Erwähnenswert ist, dass es bisher nur eine Vorstudie gibt, die die postoperative Längenentwicklung an geschrumpftem Gewebe misst [59]. Gerade die Reduktion des Gelenkkapselvolumens und der Gewebelänge ist aber von entscheidender Bedeutung bei der Behandlung von Instabilitäten. Das geschrumpfte Gewebe in der Studie von Schäfer et al [59] wurde allerdings postoperativ nicht immobilisiert.

Es liegen einige klinische Studien vor, die sich mit LACS- und ETACS- Ergebnissen befassen und ein hervorragendes Outcome im Kurzzeit-follow-up zeigen [1, 9, 19, 38, 49, 58, 67]. Die Quoten der Operationserfolge bei thermischer Schulterstabilisierung liegen über 90 %. Diese hervorragenden Ergebnisse sollen mit unseren Ergebnissen verglichen werden.

2. Material und Methode

2.1 Versuchstiere

In dem Versuch wurden 66 weibliche Neuseeland-Kaninchen verwendet. Die Studie wurde von der Tierschutzkommission der Bezirksregierung Münster genehmigt (Genehmigungsnummer G 61/2000). Die Tiere wurden durch den Züchter Peter Rollie, Kaninchenzucht und Mastbetrieb, Ennigerloher Str. 111, 59302 Oelde, geliefert. Alle Tiere wurden in den zentralen tierexperimentellen Einrichtungen der Universität Münster und im orthopädischen Tierstall der Klinik für Allgemeine Orthopädie unter gleichen Bedingungen gehalten: Die Tiere wurden nach Lieferung in Einzelkäfigen mit einer Grundfläche von 105 cm x 60 cm untergebracht. Hier stand ihnen Wasser und Fertigfutter (Höveler Kaninchenfutter K 810®, Höveler Spezialfutterwerke GmbH & Co. KG, 40764 Langenfeld, pro KG 20.000 i.E. Vitamin A -, 2000 i.E. Vitamin D3 -, 20 mg Vitamin E – Zusatz), jeweils ad libidum, zur Verfügung. Das Deckenlicht des Raumes, in dem die Tiere standen, wurde jeweils von 06.30 Uhr morgens bis 19.00 Uhr abends per Zeitschaltuhr eingeschaltet. So wurde den Tieren immer der gleiche Tagesablauf geboten, um ihre Bewegungsaktivität möglichst gut zu standardisieren.

2.1.1 Versuchsgruppen

Die Tiere wurden zufällig einer der sieben Versuchsgruppen zugeteilt. Sie unterlagen dabei unterschiedlichen Lebensdauern und Immobilisationsdauern nach ihrer Operation (s. Tab. 1).

Tab.1

Versuchsgruppen

Gruppe	Immobilisationsdauer (Wochen)	Lebensdauer po- stop. (Wochen)	n
1	0	3	10
2	0	9	10
3	3	3	10
4	3	6	10
5	6	6	10
6	6	9	10
7	0	0	6

2.2 Einschlusskriterien

Vor der Operation wurden die Tiere zwecks Gewöhnung an die Haltungsbedingungen mindestens 7 Tage lang in ihren Käfigen gehalten. Sie wurden dabei täglich visitiert, ihr Gesundheitszustand und ihre Gewichtsentwicklung wurden im Abstand von jeweils drei Tagen dokumentiert. Einen Tag vor Operationstermin wurde den Tieren eine Halskrause angelegt. Diese hinderte die Tiere weder an der Nahrungs- noch Flüssigkeitsaufnahme, allerdings an einer Manipulation der operierten Extremität.

2.2.1 Operationsvoraussetzungen

Weiterhin wurden als Bedingungen, die Tiere in den Versuch aufzunehmen, folgende Kriterien festgesetzt: Die Höchsttemperatur der Tiere durfte 39 °C (entspricht bei Kaninchen der Körperkernnormaltemperatur), präoperativ und rektal in Narkose mittels digitalem Fieberthermometer gemessen, nicht überschreiten. Zusätzlich mussten die proximalen Tibiaepiphysenfugen geschlossen sein (Kontrolle durch Röntgenbild postoperativ). Bei den Tieren über 4000g

Körpergewicht war dies immer der Fall. Dies war aus zwei Gründen von Bedeutung:

a) Das Wachstum der Tiere musste abgeschlossen sein. Dadurch war sichergestellt, dass die Längenentwicklung der Sehne nicht durch natürliches Wachstum beeinflusst wurde.

b) Die Sehnen-Tibia-Komplexe durften im späteren Reißversuch nicht an der proximalen Tibiaepiphysenfuge reißen. Denn nur ein intraligamentäres Reißen ließ eine Aussage über die Eigenschaften des Sehnengewebes zu.

Bei Tieren, die unter die Gewichtsgrenze von 4000 g fielen (n = 28), wurde präoperativ eine laterale Röntgenaufnahme der Hinterläufe angefertigt. In allen Fällen wurden Epiphysenfugenschlüsse dokumentiert.

2.3 Operationsmethode

2.3.1 Anästhesie / Kirschnerdrähte

a) Anästhesie

Bei der Operation der Sehnen orientierten wir uns bezüglich des Versuchsaufbaus an einer vorhergehenden Studie von Schaefer et al [59]. Es wurde jeweils die rechte Patellarsehne der Tiere operiert. Die Versuchstiere wurden mittels i.m.- Applikation von Ketaminhydrochlorid (NMDA-Rezeptorantagonist, Handelsname Ketanest®, Fa. Parke Davis) und Xylazin (α -2-Rezeptoragonist, Handelsname Rompun®, Fa. Bayer) dissoziativ anästhesiert. Die Dosis betrug 0,25 ml / Kg KG Ketamin und 0,15 ml / Kg KG Xylazin. Die Injektion erfolgte i.m. in den M. erector spinae. Dabei kam es bei keiner der 66 Operationen zu Komplikationen.

Nach kurzer Zeit war das Exzitationsstadium erkennbar. Es äußerte sich in einem Vorfallen der Nickhaut und einer Bulbusrotation nach caudal. Dazu trat eine maximale Miosis ein.

Nach Durchlaufen des Exzitationsstadiums wurde das gesamte rechte Bein und daran anschließend der Bauch und Rücken der Tiere über eine Fläche von je-

weils ca. 10 cm x 10 cm rasiert. Das Tier wurde in Rückenlage gelagert. Das gesamte rasierte Areal wurde desinfiziert und steril abgedeckt.

Die Medikamente wurden jeweils immer nach 15 Minuten zur Aufrechterhaltung des chirurgischen Toleranzstadiums in o.g. Dosierung nachgespritzt. Das Toleranzstadium war bei den Tieren an einer mydriatischen Pupille erkennbar.

b) Einbringen der Kirschnerdrähte

Es erfolgte ein medialer parapatellarer Längsschnitt auf Höhe des rechten Kniegelenkes. Anschließend wurden subkutane Verschiebeschichten mittels einer Schere stumpf abpräpariert. Die Patella und die gesamte Patellarsehne bis zum tibialen Ansatz wurden unter sorgfältiger elektrischer Blutstillung dargestellt. Die Kniegelenkhöhle wurde nicht eröffnet.

Es wurden drei Kirschnerdrähte der Stärke 0,8 mm mit einer pressluftgetriebenen Bohrmaschine an folgenden Stellen eingebracht: Den ersten Draht, im Folgenden als K1 bezeichnet, brachten wir in die Patella am Ursprung der Patellarsehne ein. Der zweite Draht K2 kam knapp unterhalb des Tibiaplateaus in Höhe des distalen Endes der Patellarsehne zu liegen. Der dritte Draht K3 wurde ca. 5 mm distal von K2 in der Tibia positioniert (s. Abb. 1, 2). Alle Drähte wurden orthogonal zur Sehnenoberfläche positioniert.

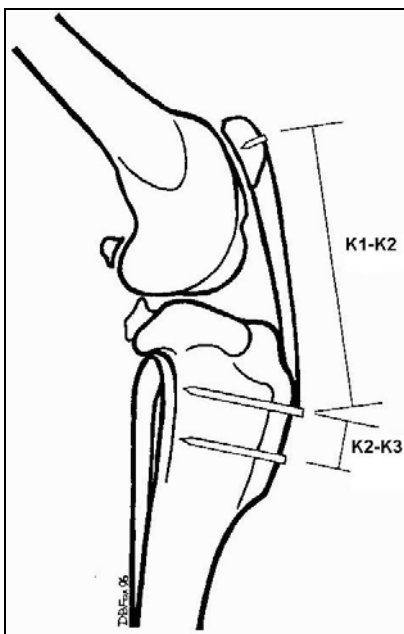


Abb. 1

Implantation der K-Drähte (modifiziert nach Schäfer [51])

Die Längen der Abstände zwischen K1 und K2 und zwischen K2 und K3 wurden mit Hilfe einer sterilisierbaren Präzisionsschieblehre bestimmt. Diese Längenmessung diente als Berechnungsgrundlage für alle späteren Längenmessungen. In Anschluss daran wurden die Drähte mittels eines Seitenschneiders auf Knochenniveau gekürzt und danach per Hammer und Stößel vollends im Knochen versenkt. So sollten an den Bohrstellen Gewebeirritationen in der postoperativen Phase verhindert werden.

Die Sehne wurde proximal, medial und distal in ihrer Breite vermessen.

Mit einem wasserfesten Filzstift markierten wir horizontale Linien auf der Sehne im Abstand von 5 mm zueinander auf dem Sehngewebe, um eine Flächeneinteilung für die Thermoapplikation zu schaffen.



Abb. 2

OP-Situs, K-Drähte eingebracht

2.3.2 Shrinkage (ETACS)

Es folgte das radiofrequenzinduzierte Schrumpfen der Patellarsehne. Dazu wurde ein Topf, dessen Boden aus einer Gummimembran (Pure Latex Dental Dam™, one square yard, 6 inches wide, gauge: heavy, The Hygienic Corporation / Akron, Ohio 44310, USA) bestand, über den Operationssitus gestülpt. Die Gummimembran wurde zuvor in ihrer Mitte minimal inzidiert, um das Knie hindurchführen zu können (s. Abb. 3).

Das Knie wurde gestreckt. Es wurde isotone 0,9 % - NaCl – haltige Lösung (0,9 - % Braun® Isotone Kochsalzlösung zur i.v. – Infusion, B. Braun Melsungen AG) in den Topf eingefüllt. Die Gummimembran verhinderte zuverlässig einen Flüssigkeitsaustritt. Mithilfe dieser Konstruktion war es möglich, die Sehne während des Behandlungsvorganges kontinuierlich mit einem ionalen Milieu zu umgeben, was für die Sondenfunktion notwendig war.

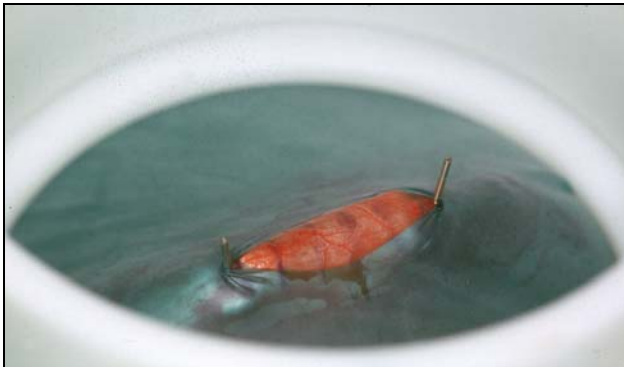


Abb.3

OP – Situs, K-Drähte eingebracht, K3 gekürzt

Die Wärmeerzeugung erfolgte über einen Generator, der Radiofrequenzenergie erzeugte (Mitek VAPR™ II Generator, Cat. No. 225001, Mitek™ Westwood, MA, USA). Dieser Generator war über ein steriles Verbindungskabel (Mitek VAPR™ Power Cord, Cat. No. 225005) mit einer Arthroskopiesonde verbunden (VAPR™ TC End Effect Electrode, Cat. No. 225252), an deren Ende sich eine Elektrode und ein Wärmesensor befanden. Die Sonde verfügte über einen Durchmesser von 3,5 mm und eine Elektrodenoberfläche von 2 mm². Im Vergleich zu einer Side-effect-Elektrode, bei der die Elektrodenoberfläche größer ist und seitlich an der Sonde sitzt, war bei der End-effect-Elektrode eine sehr exakte Applikation der Energie gewährleistet. An der Elektrodenspitze wurde die Radiofrequenzenergie in Wärmeenergie umgewandelt. Der Sensor ermöglichte eine Temperaturkontrolle, so dass gewährleistet war, dass die Patellarsehnen exakt mit der zuvor eingestellten Energie geschrumpft werden konnten. Über einen Zweifach-Fußschalter (VAPR™ Footswitch, Cat. No. 225003), bei dem zwischen dem Modus „Ablation“ und „Koagulation“ gewählt werden konnte,

konnte die Energieapplikation gesteuert werden. In unserem Versuch benutzten wir den Modus „Koagulation“.

Als VAPR-Einstellungen wählten wir eine Sondentemperatur von 70 Grad Celsius, als Wattzahl 40 W. Die Energie wurde durch langsames Bestreichen der Sehne (1 – 2 mm /s) quer zur Sehnenverlaufsrichtung appliziert. Die Applikation erfolgte nach dem so genannten Grid-pattern (Strickleitermuster). Dadurch blieben große Areale der Sehne unbehandelt. Auf einen Streifen, der ca. 3,5 mm breit war und bestrichen wurde, folgte ein ca. 5 mm breiter Sehnenstreifen, der unbehandelt belassen wurde. Behandelte Sehnen verfärbten sich von einer ursprünglich weißlichen Ausgangsfarbe in eine braun-weiße Farbe. Ihre Oberfläche war nicht mehr spiegelnd und glatt, sondern stumpf (s. Abb. 4).

Nach Abschluss der Behandlung erfolgte eine erneute Messung der Abstände zwischen K1 und K2 bzw. K2 und K3.

Das Shrinkage kommt durch ein Aufbrechen von chemischen Bindungen innerhalb des Kollagens zustande. Dabei werden Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den α -Kollagenketten aufgelöst, nicht reduzierbare Bindungen bleiben aber erhalten [29]. So kommt es zu einem teilweisen Verlust der höheren Strukturen (Tertiär- und Quartärstruktur). Die Fibrillen verlieren ihre elektronenmikroskopische Querstreifung, ihr Durchmesser nimmt signifikant zu [29].

Die Patellarsehnen der Kaninchen bestehen wie Teile der Haut, der Knochen, der Cornea, der Lungen und Skleren aus Kollagen Typ I. Dieser Kollagentyp ist wie auch die Typen II und III fibrillenbildend.

Die molekulare Grundstruktur (Primärstruktur) dieser Fibrillen bilden Aminosäuren, die fast immer in derselben Abfolge vorkommen. Dabei bildet Glycin, bis auf wenige Ausnahmen, wiederkehrend jeweils die dritte Aminosäure in der Kette. An das Glycin ist auf der einen Seite meist Prolin, an der anderen Seite oft Hydroxyprolin angefügt. Dieser Baustein aus drei Aminosäuren wiederholt sich im Kollagenmolekül ständig.

Diese Polypeptidkette ist linksgewunden (Sekundärstruktur). Durch molekulare Reste, die an den Aminosäuren Prolin und Hydroxyprolin gebunden sind, ist die

Beweglichkeit dieser Kette stark eingeschränkt. Der Grund dafür ist, dass zwischen dem α -C-Atom und der α -Aminogruppe keine Drehung mehr möglich ist. Jeweils drei dieser linksgängigen Kollagenhelices bilden zusammen als Sekundärstruktur eine rechtsgängige Superhelix oder Tripelhelix (Tertiärstruktur). Lagern sich fünf dieser Tripelhelices versetzt zusammen, entsteht eine kollagene Mikrofibrille (Quartärstruktur). Diese versetzte Zusammenlagerung wird durch elektrostatische Anziehungen und kovalente Vernetzungen der Monomeren erzielt. Außerdem bestehen unreduzierbare Bindungen, die die Längsvernetzung ermöglichen [42].

Bei Applikation von Energie durch den VAPR™ (ETACS) werden die elektrostatischen und kovalenten Bindungen zum Teil gelöst (Unwinding der Tripelhelix). Die unreduzierbaren Bindungen bleiben bestehen [27]. Dadurch wird die Anordnung der Helices zum Teil aufgelöst. Nach der Behandlung verbinden sich die Kollagenketten wieder, aber in ungeordneter Struktur.

Das Ergebnis sind verkürzte und verplumpte Kollagenfibrillen und letztlich eine Verkürzung des gesamten Gewebes. Man erkennt im elektronenmikroskopischen Bild einen Verlust der typischen Fibrillenquerstreifung und eine Zunahme des Gewebedurchmessers.

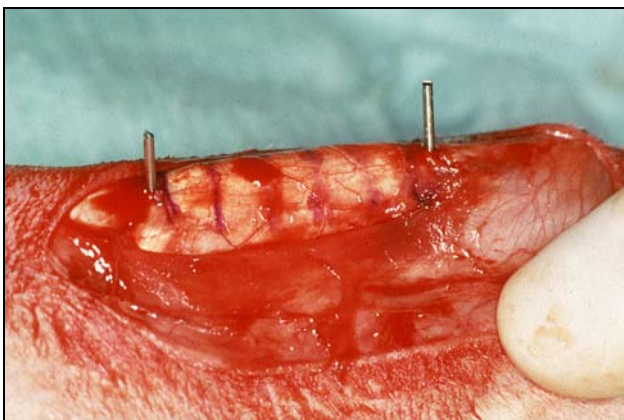


Abb.4
OP-Situs, Sehne nach Shrinkage

Nach nochmaliger Überprüfung des festen Sitzes der Kirschnerdrähte wurde die Wunde gespült und mit resorbierbaren Fäden verschlossen. Sie wurde unter sterilen Bedingungen verbunden und mit einem Tape abgedeckt. Sämtliche Tiere wurden einer Single-shot-Antibiotikatherapie unterzogen, wobei sie jeweils 10 ml / Kg KG des Antibiotikums Tardomyocel® (Depot-Penicillin-Kombination, Fa. Bayer) subkutan verabreicht bekamen.

Alle Operationsdaten, die Dauer, Operationsgewicht, -temperatur, Narkosebeginn und -ende und die Abstände der Drähte wurden dokumentiert.

2.4 Immobilisationsmethode

Vor Studienbeginn wurden Vorversuche mit einem Tier durchgeführt, das nicht in den Versuch aufgenommen wurde. Hierbei zeigte sich, dass weder Kunststoffschienen (Softcast™ - / Scotchcast™-schienen) noch Metallschienen das Kniegelenk in ausreichender Weise fixieren konnten. Lediglich Schienen aus Weißgips, die das gesamte Bein des Tieres einschlossen, zeigten eine konsequente Ruhigstellung der Extremität.

Als Methode wählten wir deshalb die Immobilisation per in Narkose anmodelliertem Gipsverband (Weißgips, Lohmann GmbH & Co KG, 56504 Neuwied). Zuerst wurde die gesamte Extremität mit einem Baumwollschlauch (TG-Schlauchverband tg 3, Lohmann GmbH & Co KG, 56504 Neuwied) überzogen, anschließend mit Watte (Cellona Verbandwatte, Lohmann GmbH & Co KG, 56504 Neuwied) umwickelt. Bei dieser Polstermethode wurde vor allem auf eine ausreichende Polsterung der am Hinterlauf subkutan verlaufenden Venen geachtet. Der Bauch und Rücken des Tieres wurde zur besseren Modellierbarkeit des Gipses initial ebenfalls mit Watte versorgt. Das Bein wurde im Kniegelenk um 90 Grad flektiert, wobei ein Kunststoffwinkel zur Objektivierbarkeit dieses Winkelmaßes herangezogen wurde. Hieran schloss sich die Modellierung des Gipses in dieser Beinstellung an, der danach von scharfen Kanten befreit wurde. Somit konnte eine Verletzung des Fußrückens und Oberschenkels durch den Gips zuverlässig vermieden werden. In dieser Beinstellung war es den immobilisierten Tieren möglich, sich im Käfig zu bewegen und zu sitzen. Für uns

bot diese Vorgehensweise die Möglichkeit, reproduzierbare Röntgenaufnahmen herzustellen.

Alle Tiere der Gruppen 3 bis 6 wurden auf diese Weise behandelt (s. Abb. 5 – 7).



Abb.5
Immobilisation des Beines, 1. : Baumwollschlauch



Abb.6
Immobilisation des Beines, 2.: Watte



Abb.7
Immobilisation des Beines, 3.: Weißgips

2.5 Überwachung postoperativ

Direkt nach der Operation wurden die Tiere beobachtet, bis sie wieder in der Lage waren, sich koordiniert zu bewegen. Den Versuchstieren wurde über einen Zeitraum von drei Tagen postoperativ je einmal pro Tag 10 ml / Kg KG Metamizol-Natrium (Novalgin®) s.c. zur Analgesie gespritzt. Die Wundverhältnisse wurden kontrolliert. Wir nahmen Verbandwechsel bei nicht immobilisierten Tieren vor. Außerdem wurde der Körpertemperaturverlauf kontrolliert und der postoperative Gewichtsverlauf dokumentiert. Der Sitz der Halskrause wurde überprüft. Wir überwachten, ob die Tiere Wasser und Futter zu sich nahmen. Die Unversehrtheit der Gipsimmobilisation wurde geprüft, ebenso ein korrekter, das Knie zuverlässig ruhigstellender Sitz des Gipses (s. Abb. 8).

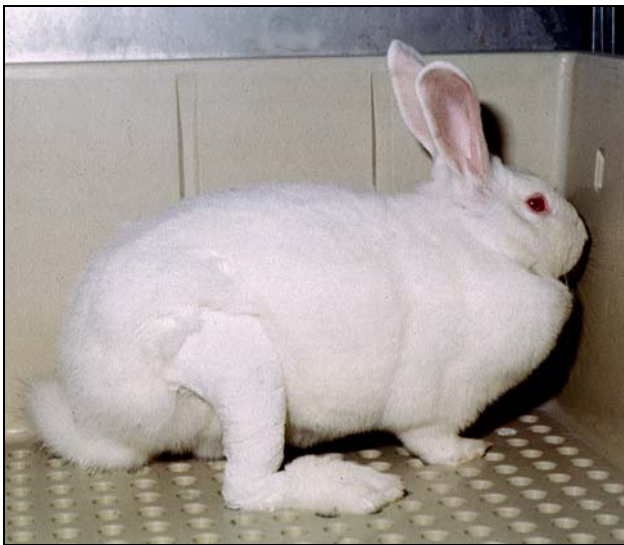


Abb.8

Immobilisierter rechter Hinterlauf

Die Konsistenz der Fußoberfläche wurde an allen operierten Läufen manuell geprüft. Somit konnten wir Informationen über einen ausreichenden venösen Rückstrom und einen genügenden Lymphabfluss aus dem rechten Fuß gewinnen. Eine Schwellung zeigte einen verminderten Rückfluss an. Bei allen Tieren, deren Fußrücken geschwollen war, wurde in Narkose ein neuer, am distalen Gipsende lockerer modellierter Gips angelegt.

2.6 Radiologische Längenermittlung

Die Kniegelenke wurden nach folgendem Zeitschema geröntgt: Eine erste Röntgenaufnahme wurde unmittelbar postoperativ angefertigt, danach wurden die Tiere im Abstand von jeweils drei Wochen wieder geröntgt. Alle Aufnahmen fertigten wir in Narkose an (einmalige Medikation wie bei der Operation). Als Röntgengerät diente ein Gerät der Firma Philips® (Ident-Nr.: 004668001). Dabei wurden folgende Einstellungen gewählt: Film – Fokus – Abstand 50 cm, Spannung 50 kV, Stromstärke 10 mAs, Belichtungszeit 3,0 ms (s. Abb. 9).



Abb. 9

Laterales Röntgenbild eines operierten rechten Kniegelenkes

Die immobilisierten Beine wurden im Gips geröntgt (90 Grad Flexion). Alle freibeweglichen Beine fixierten wir in 90-Grad-Stellung manuell. Sie wurden jeweils in Stellung parallel zum Röntgentisch gebracht. Außerdem wurde das linke Bein aus dem Strahlengang ausgebunden.

Die Röntgenbilder wurden im Institut für Diagnostische Radiologie der Universitätsklinik Münster mit Hilfe eines Entwicklungsgerätes (AGFA® Scopix LR 5200) entwickelt.

Anhand der intraoperativ gemessenen Abstände zwischen den Kirschnerdrähten ließen sich Rückschlüsse auf das Längenverhalten der Patellarsehnen im Versuchsverlauf ziehen. Die während der Operation gemessenen Werte wurden mit den Drahtabständen auf den Röntgenbildern in Beziehung gesetzt.

So ließ sich für jede Röntgenkontrolle auf folgende Weise ein Vergrößerungsfaktor ausrechnen: Der intraoperativ gemessene Abstand zwischen den Drähten K2 und K3 (beide tibial intraossär) wurde in Relation zu dem Abstand derselben Drähte auf dem Röntgenbild gesetzt. Da sich dieser Abstand von K2 und K3 wegen geschlossener Epiphysenfugen nicht mehr ändern konnte, konnten wir nun einen individuellen Vergrößerungsfaktor für jedes Röntgenbild ermitteln. Dieser Faktor wurde multipliziert mit der auf dem Röntgenbild gemessenen Strecke K1 – K2. Das Ergebnis entsprach dem realen Abstand zwischen den Drähten K1 und K2.

2.7 Tötung der Tiere

Den Tieren wurde ein Betäubungsschlag auf den Schädel-Wirbelsäulenübergang zugefügt. Danach wurden die Aa. carotides communes inzidiert und der Körper entblutet. Diese Methode entsprach, neben der Applikation von T61® i.v. oder Pentobarbital i.v./i.p. der einzigen durch das Tierschutzgesetz erlaubten Tötungsmethode (§ 4 Tierschutzgesetz).

Der operierte Lauf wurde geröntgt und der in einigen Gruppen vorhandene Gips aufgesägt.

2.8 Explantation der Patellarsehne

Wir entnahmen die linke und rechte Patellarsehne jedes Tieres mit Hilfe der gleichen Methode. Die linke Sehne wurde in den biomechanischen Versuchen

jeweils als Vergleichssehne zur behandelten rechten Sehne verwendet. Das Tier wurde wiederum in Rückenlage gelagert. Das Hüftgelenk wurde abduziert, das Kniegelenk maximal extendiert. Danach inzidierten wir die Haut jedes Laufes über eine Strecke von ca. 10 cm mit einem Skalpell. Die Verschiebeschichten wurden von der Sehne präpariert. Da die Haut am Hinterlauf der Kaninchen sehr verschieblich war, war es möglich, den Schnitt ca. 2 cm lateral des OP-Schnittes und der darunter liegenden Sehne zu setzen. So konnte die Sehne in allen Fällen geschont werden. Die Sehne wurde links sowie rechts an ihrem Übergang zur Gelenkkapsel scharf abpräpariert. Am proximalen Ende wurde oberhalb der Patella ein ca. 5mm x 5mm großer Block des M. quadriceps femoris in Verbindung mit der Patella belassen. Danach lösten wir sorgfältig diese Einheit, aus Muskel, Patella und Sehne bestehend, bis zur tibialen Insertion ab. Die Gelenkhöhle wurde eröffnet und die Menisci und der Hoffa'sche Fettkörper reseziert. In einem nächsten Schritt präparierten wir über eine Länge von 2 Zentimetern die an der Tibia ansetzende Muskulatur vom Knochen. Länge, Breite und Dicke der Sehnen wurden mittels digitaler Präzisionsschieblehre ermittelt und aus diesen Daten Querschnitt und Volumen errechnet. Die Fibula wurde reseziert und die Tibia ca. 2 Zentimeter unterhalb ihres Plateaus mit einer oszillierenden Säge abgeschnitten. Dieses Resektat wurde nach Verpackung in Biopsieröhrchen und Beschriftung unverzüglich im Institut für Pathologie der Westfälischen Wilhelms - Universität Münster bei – 80 °C tiefgefroren.

2.9 Materialprüfversuch

Die Sehnen wurden für die Dauer von einer Stunde bei Raumtemperatur aufgetaut. Zunächst wurde die Länge zwischen K1 und K2, wie alle Messungen am Präparat, mit einer digitalen Präzisionsschublehre nachkontrolliert. Es ergaben sich keine Differenzen zwischen den errechneten Längen und den an den Präparaten gemessenen Längen. Die Sehnendicke und -breite wurde proximal, medial und distal ermittelt.

Danach betteten wir den tibialen Teil des Resektates in einem Flansch gemäß Abb. 10 mit Hilfe von Palacos ein. Der Innenraum des Flansches besaß an sei-

ner Oberfläche einen Seit – zu Seiddurchmesser von 2,2 cm und an der Unterfläche von 2,4 cm. An der vorderen Zirkumferenz der Innenaussparung war eine Aussparung für das Profil der Patellarsehne eingefräst worden. Aufgrund der konischen Innenform war gewährleistet, dass während des Zugversuches der Palacosblock nicht verrutschte. Außerdem konnten wir nach Ablauf eines Testzyklusses den Palacosblock durch einmaliges Herausschlagen entfernen. Für die Einbettung wurde Palacos ohne Antibiotikazusatz verwendet (Palacos R® unsteril).

Um durch die Hitzeentwicklung beim Aushärten des Knochenzementes die Sehne in ihrem tibialen Ansatz nicht zu beschädigen, wurde sie dort mit einer Gummiummantelung von ca. 3 mm Dicke versehen. Das Gummi war bei Raumtemperatur plastisch verformbar. So konnte ein Kontakt des warmen Zementes mit der Sehne sicher vermieden werden. Der tibiale Knochenblock wurde von allen Seiten mit Knochenzement umgeben (s. Abb. 10).

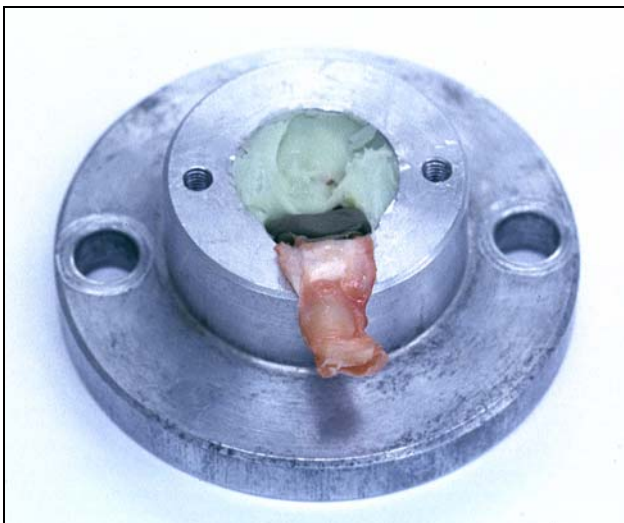


Abb.10

Flansch mit eingebettetem Tibiablock

Der Abschluss an der Bodenfläche des Flansches wurde beim Aushärten des Palacos durch eine aufschraubbare Metallunterlage gebildet. Sie verhinderte ein überstehen des Zementes und stellte eine glatte Abschlussfläche her. Den oberen Abschluss bildete eine aufschraubbare Metallplatte, in deren Mitte sich ein Loch befand. Dadurch konnte in allen Reiversuchen ein craniales Ausrei-

ßen des Tibia-Palacosblockes und eine Tibiafraktur an der Knorpel-Knochengrenze vermieden werden, außerdem konnte so überschüssiger Knochenzement entweichen (s. Abb. 11).

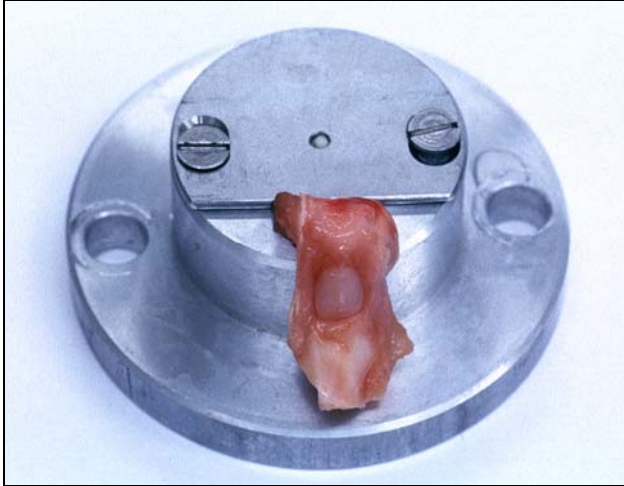


Abb.11

Flansch bereit für Belastungsversuch

Nach Aushärtung des Palacos wurde der so vorbereitete Flansch in die Traversse einer elektromechanischen Materialprüfmaschine (elektromechanische Materialprüfmaschine Amsler - Wolpert®, Typ: 1 TZZ 748 10 kN, Otto – Wolpert – Werke GmbH, Ludwigshafen / Rhein) eingeschraubt (s. Abb. 12).



Abb.12

Materialprüfmaschine mit Schreiber

Die Patella wurde an ihrem distalen Ende mit zwei Klemmen eingespannt. Die Klemmen waren mit dem Kraftaufnehmer verbunden. Ein Drehmomentschlüssel lieferte einen standardisierten Anpressdruck der Backen an den Patella – Sehnenübergang. Alle Sehnen wurden so mit einem Drehmoment von 2 Nm arretiert (s. Abb. 13).

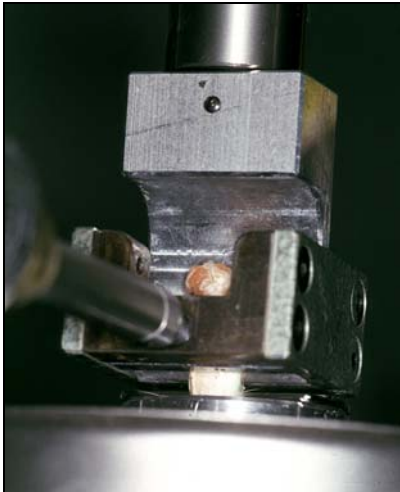


Abb. 13

Eingespannte Sehne

Wir richteten die Sehne orthogonal zum Flansch stehend aus, indem wir durch Anlegen eines Winkelmessers einen 90-Grad-Winkel herstellten. Dadurch wurden die Fasern der Sehne axial in ihrem Verlauf belastet.

In Folge wurde ein mit 37° C warmer physiologischer Kochsalzlösung gefüllter Übertopf über die Sehne geschoben. Die Sehne war während des gesamten Testzyklus ständig über ihre komplette Länge in Wasser getaucht. Ein an die Prüfmaschine angeschlossener Schreiber (Linseis® LY 14100 – II) zeichnete die Kraftaufnahme der Sehne in Abhängigkeit von ihrer Längenveränderung auf.

2.10 Testzyklus

a) Konditionierung

Zunächst wurden die Sehnen „ konditioniert “, das heißt, es wurde versucht, eine physiologische Belastung der Resektate zu imitieren.

Dies geschah dadurch, dass die Sehnen 10 mal für die Dauer von 0,5 Sekunden um jeweils 5 % ihrer Ausgangslänge gedehnt wurden.

b) Entspannung

An jede Dehnung schloss sich eine ebenfalls 0,5 Sekunden dauernde Entspannung an (Dehnung / Entspannung: 1Hz).

c) Dehnung

Anschließend dehnten wir um 10 % der zuvor gemessenen Ausgangslänge, mit folgender Entspannung in 0,5 Sekunden (Dehnung / Entspannung: 1 Hz).

d) Halten

Die Sehne wurde in 0,2 Sekunden um 10 % ihrer Ausgangslänge gedehnt und in diesem Zustand über einen Zeitraum von 2 Minuten gehalten, danach entspannt.

In allen Entspannungsphasen wurde mit Hilfe einer digitalen Kraftanzeige kontrolliert, dass keine Kraft mehr auf dem Aufnehmer lastete. In allen Belastungsphasen wurde über eine digitale Anzeige die exakte vorher berechnete Längenveränderung kontrolliert.

e) Reißen

Folgend schloss sich der Reißversuch der Sehne an. Dabei wurde das Gewebe jeweils in 20 Sekunden um 14 mm gedehnt, so dass es zum Riss der Sehne kam.

Getestet wurde hintereinander jeweils ein Sehnenpaar aus behandelter rechter und unbehandelte linker Sehne desselben Tieres.

2.11 Biomechanische Parameter

Das biomechanische Verhalten jeder einzelnen Sehne wurde auf Millimeterpapier aufgezeichnet. Dabei erhielten wir Kurven, wobei auf der Ordinate die Kraft (Einheit: Newton) gegen den zurückgelegten Weg auf der Abszisse (Einheit: mm) aufgenommen wurde (s. Abb. 14). Es kam bei keinem Versuch zu einem Verrutschen oder Ausreißen der Resektate.

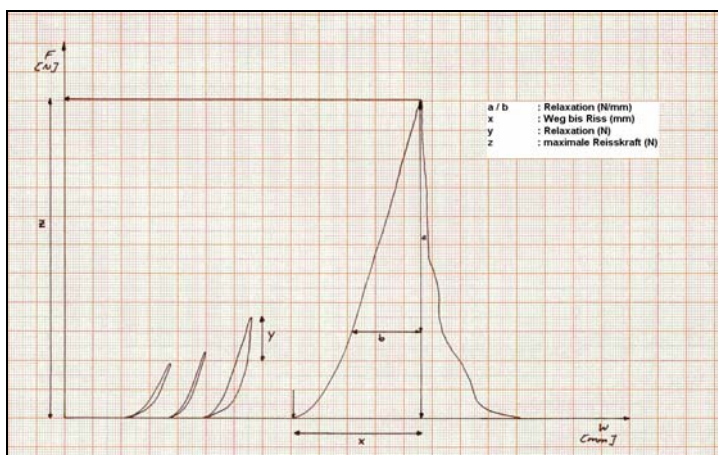


Abb. 14

Kurve eines Sehnenreiversuches

Folgende Parameter wurden ermittelt:

Tab. 2

Biomechanische Parameter

Parameter	Einheit
Maximale Reißkraft	Newton (N)
Weg bis Riss	Millimeter (mm)
Relaxation	Newton (bei Dehnen auf 110 % der Ausgangslänge und folgendem Halten der Länge über 2 Minuten)
Stiffness = Steifigkeit	Newton / 1 Millimeter (N / mm)

Direkt bei Ansicht der Kurven konnte man die maximale Reißkraft und den Weg bis Riss ablesen (s. Abb.14). Die Reißkraft wurde durch eine Parallele zur X –

Achse im Schnittpunkt mit der Y – Achse abgelesen (entspricht dem Wendepunkt im Kraft – Weg – Diagramm). Bei Durchführung des Versuches ermittelte die Materialprüfmaschine diesen Wert auch digital, den wir bei Sehnenriss dokumentierten.

Der Weg bis zum Riss ließ sich einfach auf der Abszisse ablesen (X-Koordinate des Wendepunktes).

In Anschluss daran wurden die Parameter Relaxation und Stiffness ermittelt.

a) Relaxation

Dazu wurde die Sehne um 10 % ihrer Ausgangslänge gedehnt und für 2 Minuten in diesem Zustand belassen. Dabei ließ aufgrund ihres elastischen Potentials die Kraft, die auf der Sehne lastete, nach. Wir dokumentierten die Differenz der Kraft, die sich zwischen Anfang und Ende des Halteversuches ergab, und vollzogen später graphisch unser Ergebnis anhand der Kurven gemäß Abb. 14 nach. Dieser Parameter charakterisierte die Fähigkeit des Gewebes, sich bei Belastung zu entspannen.

b) Stiffness

Der Parameter „Steifigkeit“ („Stiffness“) ließ sich durch Anlegen eines Steigungsdreiecks an den linearen Teil der Kurve ermitteln [68]. Seine Berechnung erfolgte über die Division der Beträge von „c“ mit „b“, wobei der erhaltene Betrag in der Einheit $x \text{ N} / x \text{ mm}$ noch in die Form $y \text{ N} / 1 \text{ mm}$ umgerechnet werden musste. Somit konnte man die einzelnen Werte unabhängig von der Längenentwicklung der Sehnen während des Reißens vergleichen. Die Stiffness war ein Maß dafür, wie viel Kraft aufgewendet werden musste, um die Sehne um eine definierte Länge zu verlängern (Kraftänderung pro Längenänderung).

2.12 Übersicht über die statistischen Vergleiche

Als Signifikanzniveaus wurden $p \leq 0,05$ zur Kennzeichnung eines signifikanten Unterschiedes bzw. $p \leq 0,01$ zur Kennzeichnung eines hochsignifikanten Unterschiedes festgelegt.

Zur statistischen Testung wurde das Statistikprogramm SPSS 10.0 für Windows verwendet. Bei der Verteilung der Messwerte wurde keine Normalverteilung angenommen, da es sich um eine In-vivo-Studie handelte.

2.12.1 Vergleiche der biomechanischen Parameter

2.12.1.1 Vergleich behandelte Sehnen – unbehandelte Sehnen

Es wurde untersucht, wie sich die thermische Behandlung auf die 4 untersuchten biomechanischen Parameter auswirkt. Zu diesem Zweck wurden in allen 6 Versuchsgruppen die Eigenschaften der unbehandelten, linken Patellarsehnen mit denen der behandelten, rechten Sehnen verglichen. Zur Anwendung kam der Wilcoxon-Test (nichtparametrischer Test für verbundene Stichproben (Sehnen jeweils vom gleichen Tier)).

Vergleich:

- Behandelte Sehnen Gruppe 1 – unbehandelte Sehnen Gruppe 1
- Behandelte Sehnen Gruppe 2 – unbehandelte Sehnen Gruppe 2
- Behandelte Sehnen Gruppe 3 – unbehandelte Sehnen Gruppe 3
- Behandelte Sehnen Gruppe 4 – unbehandelte Sehnen Gruppe 4
- Behandelte Sehnen Gruppe 5 – unbehandelte Sehnen Gruppe 5
- Behandelte Sehnen Gruppe 6 – unbehandelte Sehnen Gruppe 6

2.12.1.2 Vergleich behandelte Sehnen (unterschiedlich lange Immobilisationsdauer, gleiche Lebensdauer)

Die behandelten Sehnen wurden bezüglich ihres biomechanischen Verhaltens untereinander verglichen. Bei diesem Vergleich unterschieden sich die behan-

delten Sehnen nur in der postoperativen Immobilisationsdauer. Dadurch konnte der Einfluss unterschiedlich langer Immobilisation auf das biomechanische Sehnenverhalten ermittelt werden. Zur statistischen Testung diente der Mann-Whitney-Test (nichtparametrischer Test für unverbundene Stichproben (Sehnen von verschiedenen Tieren)).

Vergleich:

Tab.3

Vergleich behandelter Sehnen, gleiche Lebensdauer

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
1	3	0
3	3	3

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
2	9	0
6	9	6

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
4	6	3
5	6	6

2.12.1.3 Vergleich behandelter Sehnen (unterschiedlich lange Lebensdauer, gleiche Immobilisationsdauer)

Die behandelten Sehnen wurden bezüglich ihres biomechanischen Verhaltens verglichen. Bei diesem Vergleich unterschieden sich die behandelten Sehnen nur in der postoperativen Lebensdauer. Dadurch konnte der Einfluss unterschiedlich langer Mobilisation auf die biomechanischen Eigenschaften behandelten Gewebes ermittelt werden. Der Mann-Whitney-Test (nichtparametrischer Test für unverbundene Stichproben (Sehnen von verschiedenen Tieren)) wurde verwendet.

Vergleich:

Tab. 4

Vergleich behandelter Sehnen, gleiche Immobilisationsdauer

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
1	3	0
2	9	0

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
3	3	3
4	6	3

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
5	6	6
6	9	6

2.12.1.4 zeitlicher Verlauf der biomechanischen Parameter bei behandelten Sehnen

Die untersuchten biomechanischen Parameter wurden zu den Zeitpunkten direkt postoperativ, 3 Wochen postoperativ, 6 Wochen postoperativ und 9 Wochen postoperativ miteinander verglichen. Dabei wurde unterschieden zwischen immobilisierten Sehnen und nicht immobilisierten Sehnen. So wurde die Entwicklung der Parameter während der postoperativen Rehabilitationsphase mit und ohne Immobilisation gegenübergestellt.

2.12.2 Vergleiche der Längenentwicklung

2.12.2.1 Längenentwicklung bei mobilen Gelenken

Es wurden die behandelten Sehnen an dauerhaft mobilen Gelenken vermessen.

Vergleich:

Tab.5

Längenentwicklung: mobile Gelenke

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
1	3	0
2	9	0

2.12.2.2 Längenentwicklung bei teilweise immobilisierten Gelenken

Es wurden die behandelten Sehnen bei teilweise immobilisierten Gelenken vermessen. Nach der Immobilisation wurden die Gelenke für 3 Wochen mobilisiert.

Vergleich:

Tab.6

Längenentwicklung: teilweise immobilisierte Gelenke

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
4	6	3
6	9	6

2.12.2.3 Längenentwicklung bei dauerhaft immobilisierten Gelenken

Es wurden die Sehnen bei dauerhaft immobilisierten Gelenken vermessen.

Vergleich:

Tab. 7

Längenentwicklung: dauerhaft immobilisierte Gelenke

Gruppe	Lebensdauer (Wochen)	Immobilisation (Wochen)
3	3	3
5	6	6

3. Ergebnisse

3.1 Biomechanische Parameter

3.1.1 Vergleich behandelter Sehnen / unbehandelter Sehnen

Im ersten Schritt wurden die unbehandelten, linken Patellarsehnen mit ihren operierten, rechten Bezugssehnen in den einzelnen Gruppen statistisch verglichen. Als statistischer Test diente der nichtparametrische Test für verbundene Stichproben, der Wilcoxon-Test. Als Grenzwert, der auf einen signifikanten Unterschied hinwies, wurde der Wert $p \leq 0,05$ gewählt (gekennzeichnet mit *). Für einen hochsignifikanten Unterschied musste $p \leq 0,01$ betragen (gekennzeichnet mit +).

3.1.1.1 Tiere ohne Immobilisation (Gruppen 1 , 2)

Alle untersuchten Sehnen bis auf die rechte Patellarsehne des Tieres Nr. 6 der Gruppe 1 konnten biomechanisch getestet werden. Diese Sehne zerriss ohne messbare Kraftaufnahme. In Folge nahmen auch alle von der maximalen Reißkraft abgeleiteten biomechanischen Parameter bei diesem Tier den Wert 0 an.

3.1.1.1.1 Parameter in Gruppe 1 (keine Immobilisation, 3 Wochen postoperative Lebensdauer)

a) Reißkraft

In dieser Gruppe wurden ein Maximalwert von 510 N für die maximale Reißkraft der linken Sehnen (Tier Nr.9) und ein Minimalwert von 235 N ermittelt.

Auf der rechten Seite fanden sich ein Maximalwert von 195 N und ein Minimum von 0 N (bei der ohne Kraftaufnahme zerrissenen Sehne). Verglichen mit den Beträgen der unbehandelten Seite entsprach dies maximal 38,24 %. Der Prozentwert für das Minimum entsprach 0. Bei dieser Berechnung, wie bei allen

anderen Relativwerten, wurden die Werte der linken, unbehandelten Sehnen als Referenz (= 100 %) verwendet.

Der Mittelwert der Reißkraft / Newton betrug auf der unbehandelten Seite 343,5 N, auf der operierten Seite 113,75 N. Die Standardabweichung lag bei 101,02 N links beziehungsweise 62,41 N auf der rechten Seite. Die Reißkraft entsprach in Relation zur nicht operierten Seite durchschnittlich 33,11 %. Die behandelten Sehnen waren schwächer als ihre unbehandelten Vergleichssehnen.

Der Wilcoxonstest wies hier eine asymptotische Signifikanz von $p=0,005$ auf. Es bestand bei dem Parameter Reißkraft (load to failure) in der Versuchsgruppe 1 zwischen den unbehandelten und operierten Sehnen 3 Wochen nach der Operation ein hochsignifikanter Unterschied.

Tab. 8

Reißkraft Gruppe 1 absolut , $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	343,50	510,00	235,00	101,02
Rechts	113,75	195,00	0	62,42

Tab. 9

Reißkraft Gruppe 1 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum(%)	Minimum(%)
Links	100	100	100
Rechts	33,11	38,24	0

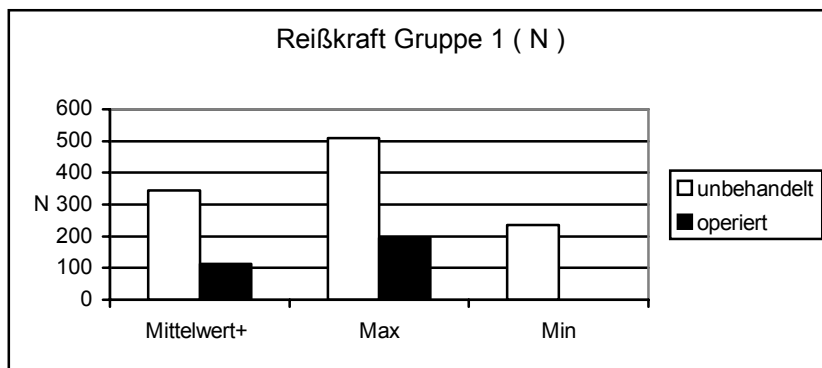


Abb. 15

Reißkraft Gruppe 1

b) Stiffness

Die Stiffness (Steifigkeit, Einheit N / 1 mm) besaß in der ersten Versuchsgruppe folgende Werte: Für unbehandelte Sehnen ließ sich ein Mittelwert von 176,59 N / 1 mm messen, für behandelte von 45,39 N / 1 mm. Die Standardabweichung betrug 34,22 N / 1 mm links und 32,44 N / 1 mm rechts. In Relationen ausgedrückt, verfügte eine behandelte Sehne über durchschnittlich 25,7 % der Steifigkeit einer unbehandelten.

Der Maximalwert betrug auf der linken Seite 230 N / 1 mm, auf der rechten 115,6 N / 1 mm. Dies entsprach einem Prozentwert von 50,26 % der Stiffness einer rechten Sehne.

Die minimalen Werte lagen bei 123 N / 1 mm links gegenüber 0 N rechts, entsprechend 0 % Stiffness der rechten gegenüber der linken Sehne.

Bei diesem Parameter zeigt die statistische Testung einen ebenfalls hochsignifikanten Unterschied ($p=0,005$) von behandelter versus unbehandelter Patellarsehne; nicht operierte Sehnen waren hochsignifikant steifer als operierte Patellarsehnen.

Tab. 10

Stiffness Gruppe 1 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	176,59	230,00	123,00	34,22
Rechts	45,39	115,60	0	32,44

Tab. 11

Stiffness Gruppe 1 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	25,70	50,26	0



Abb. 16

Stiffness Gruppe 1

c) Weg bis Riss

Anhand der Kraft-Weg-Diagramme wurde die Verlängerung der Sehne ermittelt, bis sie nach Kraftaufnahme zum Riss kam. Die Sehnen verlängerten sich auf der linken Seite um durchschnittlich 4,15 mm und auf der rechten Seite um 6,53 mm. Die Standardabweichung auf der nicht operierten Seite lag bei 1,35 mm und auf der operierten Seite bei 4,07 mm.

Minimal dehnten sich die Sehnen um 1,7 mm auf der linken Seite, maximal um 6,85 mm. Auf der rechten Seite riss eine Sehne ohne messbare Kraftaufnahme

und Verlängerung, maximal dehnte sich eine Sehne der rechten Gruppe um 14,30 mm.

Bei diesem Vergleich war festzustellen, dass die behandelten Sehnen bis zu ihrem Riss dehnbarer waren als die unbehandelten Patellarsehnen: Die operierten Sehnen ließen sich um 157,23 % verglichen mit dem Dehnausmaß der un- behandelten Sehnen dehnen, bevor sie zerrissen. Maximal war es möglich, dass sich eine Sehne (operiert) um mehr als den Faktor 2 (208,76 %) stärker dehnen konnte als die labilste Sehne aus der nicht operierten Gruppe. Die be- handelte Sehne, die ohne Belastung zerriss, lieferte den Wert 0 % im Vergleich Minimalwert links gegen rechts.

Bei der Analyse der Mittelwerte stellte sich kein signifikanter Unterschied zwi- schen linker und rechter Seite dar.

Tab. 12

Weg bis Riss Gruppe 1 absolut, $p=0,083$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	4,15	6,85	1,70	1,35
Rechts	6,53	14,30	0	4,07

Tab. 13

Weg bis Riss Gruppe 1 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	157,23	208,76	0

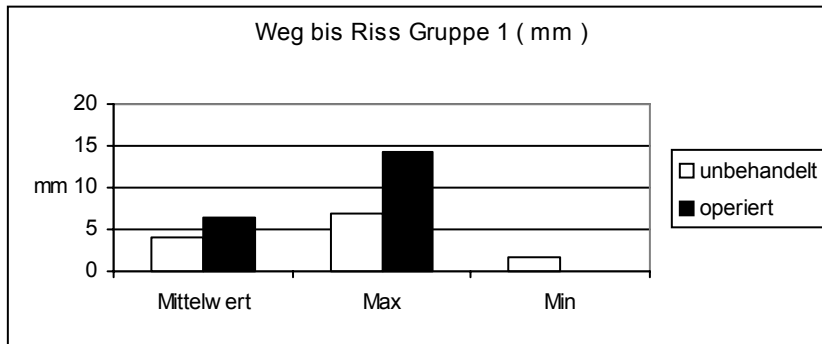


Abb. 17

Weg bis Riss Gruppe 1

d) Relaxation

Das Relaxationsverhalten der Sehnen wurde in der Einheit Newton gemessen. Dabei ermittelten wir die Differenz zwischen der Kraftaufnahme der Sehne unmittelbar nach Dehnung auf 110 % ihrer Länge und der übrig gebliebenen Kraftaufnahme nach zwei Minuten Belastung.

Bei diesem Parameter war wiederum ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den Werten der linken und rechten Messreihe feststellbar. Die Messungen lieferten folgende Ergebnisse: Das Gewebe der unbehandelten Seite zeigte sich wesentlich relaxierungsfähiger als das behandelte Sehnengewebe. Im Mittel bestand eine Differenz von 115,25 N Unterschied zwischen Anfang und Ende der Belastung auf der nicht behandelten Seite. Die durchschnittliche Relaxation auf der behandelten Seite lag dagegen bei 27,5 N. Dies entsprach 23,86 % des Betrages der unbehandelten Sehne.

Die Standardabweichung betrug für die unbehandelten Sehnen 30,63 N, für die behandelten 22,27 N. Hierbei standen sich ein Maximalwert von 165 N auf der linken und ein Betrag von 80 N (entspricht 48,48 %) auf der rechten Seite gegenüber. Die Minimalwerte bildeten Werte von 85 N auf der linken und 0 N (0 %) auf der operierten Seite (wiederum Tier Nr. 6).

Tab. 14

Relaxation Gruppe 1 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	115,25	165	85	30,63
Rechts	27,5	80	0	22,27

Tab. 15

Relaxation Gruppe 1 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	23,86	48,48	0

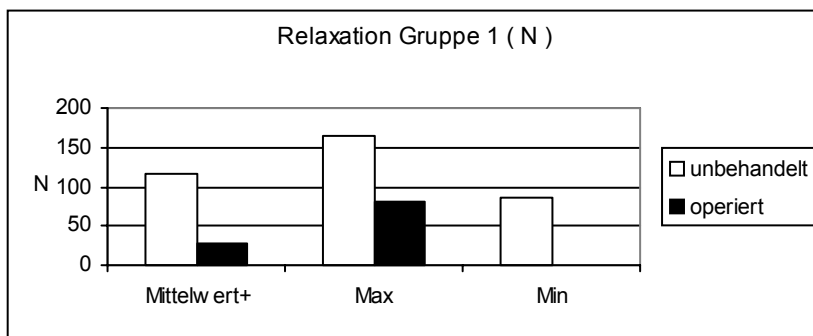


Abb.18

Relaxation Gruppe 1

Zusammenfassend ließ sich zeigen, dass 3 Wochen nach Shrinkage mittels VAPR das behandelte, nicht ruhiggestellte Gewebe in wichtigen biomechanischen Parametern signifikant schwächer war als unbehandeltes Gewebe. Für die Parameter Stiffness, Relaxationsverhalten und Reißkraft lagen hochsignifikant verschiedene Ergebnisse im Links – Rechts – Vergleich vor.

3.1.1.1.2 Parameter in Gruppe 2 (keine Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

a) Reißkraft

Die biomechanische Testung ergab folgende Werte: Die durchschnittliche Reißkraft der linken Sehnen lag bei 394,75 N. Die der rechten Sehnen betrug 288,5 N. Dies entsprach in Relationen 100 % und 73,08 %. Die Standardabweichung lag hier bei 90,96 N links und 130,61 N rechts.

Bemerkenswert schien eine größere maximale Reißkraft in der behandelten Serie von 595 N gegenüber 500 N in der nicht operierten. Dies sind 119 % der Reißkraft der unbehandelten Seite. Solch eine Konstellation war nur in Versuchsgruppe 2 zu finden, in allen anderen Gruppen lagen die Maximalwerte der behandelten Sehnen unter denen der unbehandelten Seite. Beide Maxima für linke und rechte Versuchsgruppe wurden bei Tier Nr. 15 gemessen.

Bei Ermittlung der minimalen Kraft fanden sich 230 N links und 170 N (73,91 %) rechts.

Bei unserer statistischen Testung fanden wir ein Signifikanzniveau von $p=0,053$. Dies zeigte mathematisch exakt keine Signifikanz, allerdings ließ die Anzahl von $n=10$ Versuchstieren nur eine begrenzte Aussage zu. Ein signifikanter Unterschied bei diesem biomechanischen Parameter müsste bei einer höheren Anzahl an Versuchstieren überprüft werden, vor allem angesichts der geringen Differenz zwischen 0,053 und 0,050.

Tab. 16

Reißkraft Gruppe 2 absolut, $p=0,053$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	394,75	500	230	90,96
Rechts	288,25	595	170	130,61

Tab. 17

Reißkraft Gruppe 2 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	73,08	119	73,91

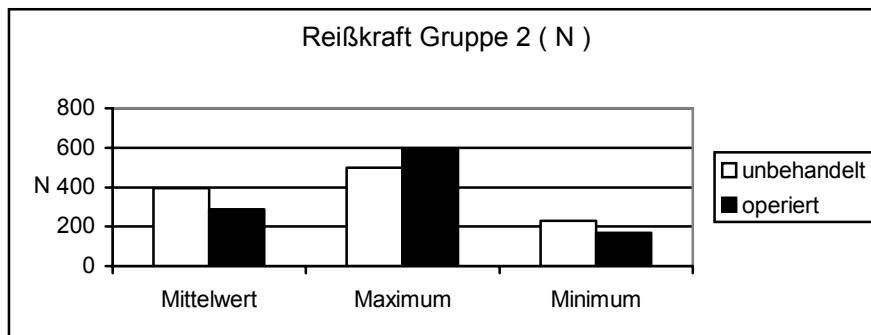


Abb. 19

Reißkraft Gruppe 2

b) Stiffness

Bei diesem Rechts-Links-Vergleich ließ sich wiederum ein signifikanter Unterschied feststellen, der fast an einen hochsignifikanten Unterschied reichte ($p=0,017$). Der Mittelwert auf der linken Seite lag bei 186,28 N / 1 mm (= 100 %) und auf der rechten Seite bei 94,6 N / 1 mm. Dies entsprach 50,78 % des durchschnittlichen Wertes der unbehandelten Sehnen. Die Standardabweichung lag links bei 42,77 N / 1 mm und rechts bei 61,98 N / 1 mm.

Weiterhin ermittelten wir eine maximale Stiffness von 235 N / 1 mm links im Vergleich zu 212,50 N / 1 mm rechts. Der Wert für die rechte Seite entsprach 90,43 % des linken. Das Minimum in Gruppe zwei wurde rechts von Tier 17 mit 33,90 N / 1 mm erreicht (entsprach 42,38 % des linken Minimums). Auf der linken Seite markierte Tier Nr. 12 mit 80 N / 1 mm das Minimum.

Tab. 18

Stiffness Gruppe 2 absolut, $p=0,017$

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	186,28	235	80	42,77
Rechts	94,6	212,5	33,9	61,98

Tab. 19

Stiffness Gruppe 2 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	50,78	90,43	42,38

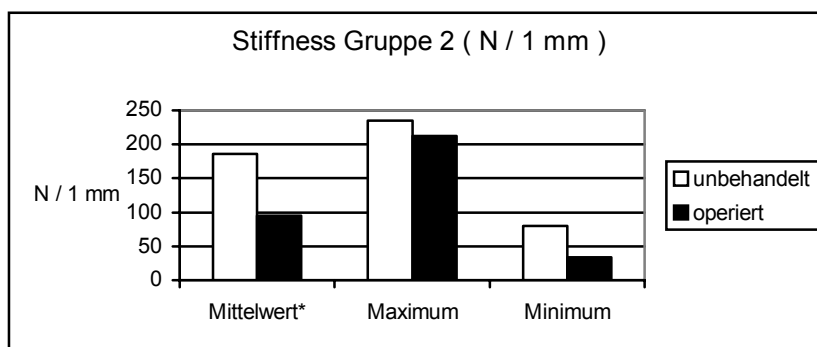


Abb. 20

Stiffness Gruppe 2

c) Weg bis Riss

Unbehandelte Versuchssehnen verlängerten sich um durchschnittlich 4,27 mm, bevor sie komplett durchrissen. Dagegen trat auf der rechten Seite eine Elongation von durchschnittlich 7,39 mm auf. Auch in Versuchsgruppe 2 (wie schon in Gruppe 1) besaßen operierte Sehnen ein im Mittel höheres Dehnungsvermögen, bis sie endgültig zerrissen. 7,39 mm entsprach 173,07 % des Weges unbehauelter Sehnen (4,27 mm).

Die Standardabweichung vom Mittelwert lag bei 1,63 mm links und 3,86 mm rechts. Maximal war eine Dehnung von 8,3 mm auf der linken Seite und 12,20 mm (= 146,99 %) auf der rechten Seite bis zum endgültigen Riss möglich. Die

Proben dehnten sich minimal um 2 mm in der linken Versuchsreihe und 1,65 mm in der rechten Reihe. 1,65 mm entsprachen einem Prozentwert von 82,5 % von 2 mm (100 %).

Mit einem $p = 0,059$ ließ sich hier wie schon in Gruppe 1 kein signifikanter Unterschied zwischen operierten und natürlich belassenen Sehnen feststellen. Allerdings schränkte wiederum die begrenzte Anzahl von nur 10 Versuchstieren unsere Aussage ein.

Tab. 20

Weg bis Riss Gruppe 2 absolut, $p=0,059$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	4,27	8,3	2	1,63
Rechts	7,39	12,2	1,65	3,86

Tab. 21

Weg bis Riss Gruppe 2 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	173,07	146,99	82,5

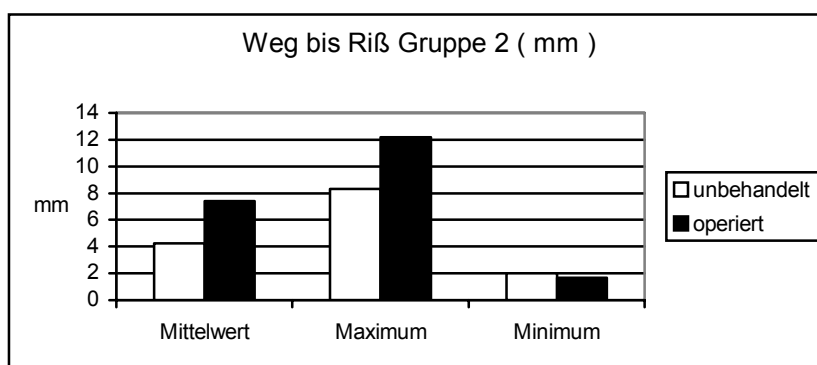


Abb. 21

Weg bis Riss Gruppe 2

d) Relaxation

Das größere Relaxationsvermögen in dieser Gruppe lag auf der Seite der un-behandelten Sehnen.

Der Mittelwert für diesen Parameter betrug 107 N am linken Knie im Vergleich zu 60,5 N am rechten Knie. Damit lag die Relaxationsfähigkeit rechter Sehnen bei 56,54 % linker Sehnen. Mit $p=0,074$ konnte allerdings kein signifikanter Unterschied zwischen linker und rechter Seite herausgestellt werden.

Die maximale Relaxierungsfähigkeit besaß auf der Seite der behandelten Sehnen Tier Nr.16 mit 162,5 N. Dies entsprach 110,17 % des maximalen Betrages auf der linken Seite (147,5 N). Minimale Relaxation zeigten eine linke Sehne mit 40 N und eine rechte Sehne mit 10 N (25 %). Die Standardabweichung vom Mittelwert betrug 30,36 N links und 52,66 N rechts.

Tab. 22

Relaxation Gruppe 2 absolut, $p=0,074$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	107	147,5	40	30,36
Rechts	60,5	162,5	10	52,66

Tab. 23

Relaxation Gruppe 2 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	56,54	110,17	25

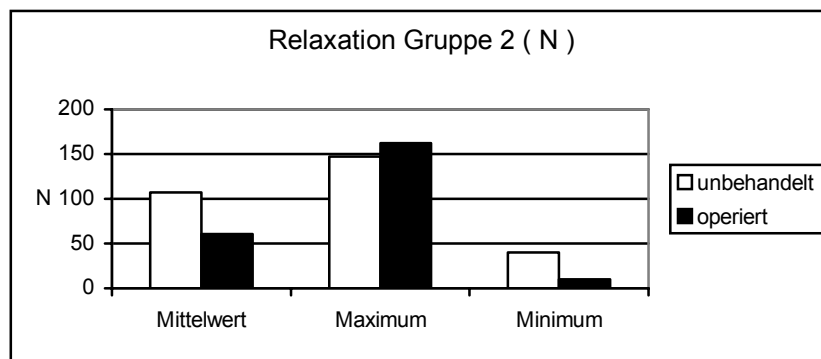


Abb. 22

Relaxation Gruppe 2

Wir konnten in Gruppe 2 lediglich einen signifikanten Unterschied bezüglich der Steifness zwischen linken und rechten Sehnen feststellen. Die Parameter „Weg bis Riss“ und „maximale Reißkraft“ wiesen mit $p=0,059$ und $p=0,053$ keinen signifikanten Unterschied zwischen linken und rechten Sehnen auf. Eine Überprüfung eines eventuell doch signifikanten Zusammenhanges hätte sich aber nur durch eine Änderung des Versuchsdesigns erreichen lassen.

3.1.1.2 Tiere mit dreiwöchiger Immobilisation (Gruppen 3, 4)

3.1.1.2.1 Parameter in Gruppe 3 (3 Wochen Immobilisation, 3 Wochen postoperative Lebensdauer)

a) Reißkraft

In dieser Versuchsgruppe lag ein hochsignifikanter Unterschied bezüglich der durchschnittlichen Reißkraft zwischen den operierten und nicht operierten Sehnen vor. Die Irrtumswahrscheinlichkeit lag für die Reißkraft bei $p=0,005$. Die durchschnittliche Reißkraft nahm für nicht operierte Sehnen einen Mittelwert von 396 N an, für operierte Sehnen einen Mittelwert von 182 N. Dies entsprach 46 % des Betrages der nicht operierten Sehnen. Die untersuchten Sehnen wiesen eine Standardabweichung vom Mittelwert von 86,05 N links und 115,64 N rechts auf.

Die stärkste unbehandelte Sehne hielt 545 N Kraftbelastung, bevor sie riss, die stärkste behandelte Sehne hielt 360 N. Das entsprach 66,06 % Belastung der unbehandelten Sehne. Minimal waren 300 N auf der linken Seite nötig, um die schwächste Sehne zu zerreißen. Die rechte Sehne des Tieres Nr. 25 zerriss ohne Kraftaufnahme (0 % der benötigten Kraft auf der linken Seite).

Tab. 24

Reißkraft Gruppe 3 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	396	545	300	86,05
Rechts	182	360	0	115,64

Tab. 25

Reißkraft Gruppe 3 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	46	66,06	0

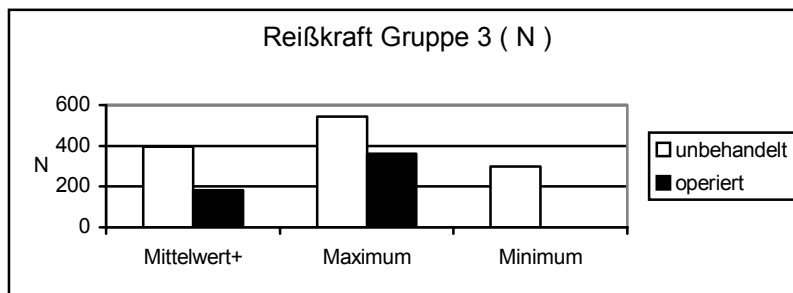


Abb. 23

Reißkraft Gruppe 3

b) Stiffness

Für die Stiffness in dieser Versuchsgruppe war wiederum ein signifikanter Unterschied zwischen behandelten und nicht behandelten Sehnen erkennbar ($p=0,013$). Natürlich belassenes Gewebe verfügte über eine wesentlich höhere Stiffness als geschrumpftes Gewebe.

Gemittelt lag die Stiffness auf der nicht operierten Seite bei 178,78 N / 1 mm (100 %), auf der operierten bei 85,76 N / 1 mm. Dies entsprach 47,97 %. Die Standardabweichung lag links bei 35,79 N / 1 mm und rechts bei 62,49 N / 1 mm. Zwischen dem Maximum der Steifigkeit auf der linken und rechten Seite fand sich allerdings kein so gravierender Unterschied wie beim Mittelwert: Hier standen sich die Beträge von 225 N / 1 mm auf der unbehandelten und 206,25 N / 1mm auf der behandelten Seite gegenüber, was 91,67 % des linken Wertes entsprach.

Da bei Tier 25 das rechte Patellarsehnenresektat keine messbare Kraftaufnahme vollzog, gab es hier zwischen linker und rechter Seite einen großen Unterschied. Die Stiffness auf der schwächsten linken Sehne lag bei 114 N / 1mm, auf der rechten Seite bei 0 N / 1mm (0 %).

Tab. 26

Stiffness Gruppe 3 absolut, p=0,013

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	178,78	225	114	35,79
Rechts	85,76	206,25	0	62,49

Tab. 27

Stiffness Gruppe 3 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	47,79	91,67	0

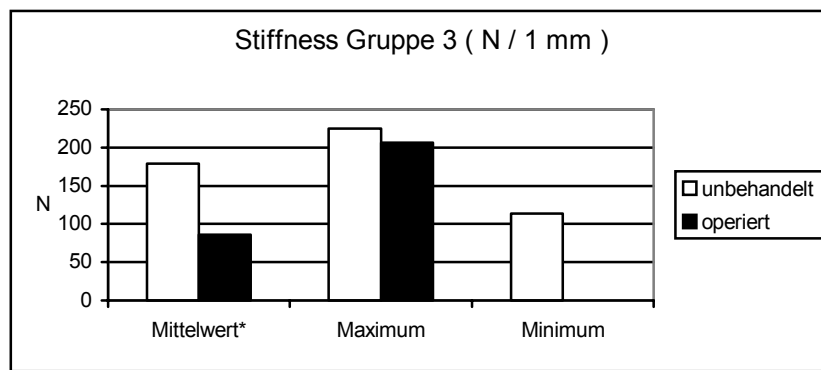


Abb. 24

Stiffness Gruppe 3

c) Weg bis Riss

Bei diesem Parameter war kein signifikanter Unterschied festzustellen ($p=0,594$).

Der durchschnittliche Weg in Millimetern bis zum endgültigen Sehnenriss betrug auf der linken Seite 4,44 mm, auf der rechten 4,06 mm (91,44 %). Die Standardabweichung lag links bei 1,51 mm, rechts nahm sie den Wert 2,26 mm an. Die längste Verlängerung in der unbehandelten Serie besaß Tier Nr. 27 mit 8 mm Ausdehnung bis zum Riss. Das Pendant auf der rechten Seite wurde von Tier Nr. 21 mit 8,5 mm gebildet. Dies entsprach 106,25 % der Elongation des linken Vergleichswertes. Es waren auf der unbehandelten Seite wenigstens 2,6 mm Verlängerung bis zum Präparatriss notwendig, auf der behandelten Seite waren dies 0 mm (0 %).

Tab. 28

Weg bis Riss Gruppe 3 absolut, $p=0,594$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	4,44	8	2,6	1,51
Rechts	4,06	8,5	0	2,26

Tab. 29

Weg bis Riss Gruppe 3 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	91,44	106,25	0

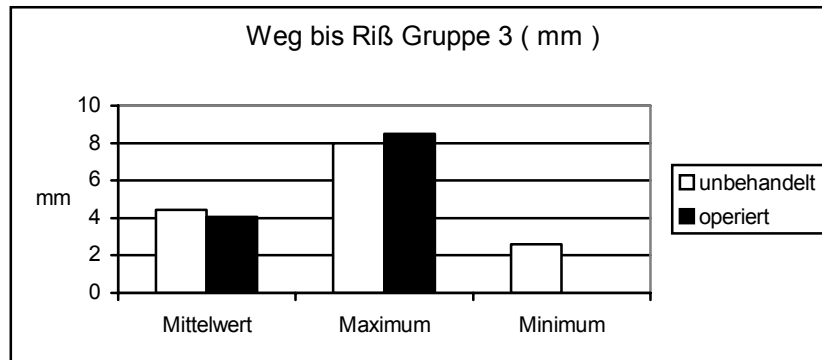


Abb. 25

Weg bis Riss Gruppe 3

d) Relaxation

In Versuchsgruppe 3 konnte, wie schon in Gruppe 1, ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den Versuchssehnen der linken und der rechten Seite ermittelt werden. Die Irrtumswahrscheinlichkeit lag bei $p=0,008$.

Unbehandelte Sehnen relaxierten sich bei zweiminütigem Halten um durchschnittlich 102,5 N, behandelte rechte Sehnen um 41,94 N (40,92 % des durchschnittlichen Betrages einer unbehandelten Patellarsehne). Die Relaxationswerte streuten bei unbehandelt belassenen Sehnen weniger (Standardabweichung von 6,97 N vom Mittelwert) im Vergleich zu behandelten Sehnen (25,55 N Standardabweichung).

Auch bei der maximal möglichen Relaxation ließ sich ein Unterschied feststellen. Wir fanden auf der rechten Seite nur einen Betrag von 80 N, der 59,26 % von 135 N, was in der linken Gruppe gemessen werden konnte, entsprach. Eine behandelte Sehne riss bereits zu Beginn des Testablaufes ohne messbare Kraftaufnahme, so dass alle biomechanischen Minimalparameter in Gruppe 3 bei 0 lagen (0%).

Tab. 30

Relaxation Gruppe 3 absolut, $p=0,008$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	102,5	135	65	6,97
Rechts	41,94	80	0	25,55

Tab. 31

Relaxation Gruppe 3 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	40,92	59,26	0

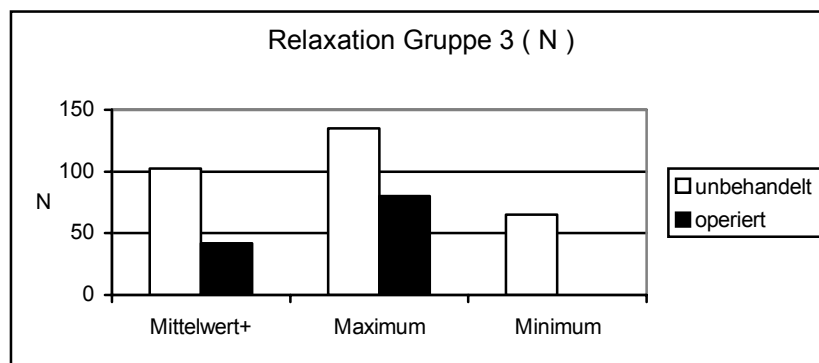


Abb. 26

Relaxation Gruppe 3

3.1.1.2.2 Parameter in Gruppe 4 (3 Wochen Immobilisation, 6 Wochen postoperative Lebensdauer)

a) Reißkraft

Die Reißkraft kam in der linken Versuchsserie von Gruppe 4 auf einen Mittelwert von 301,25 N. Auf dieser Seite betrug die Standardabweichung vom Durchschnitt 83,53 N. In der rechten Vergleichsgruppe betrug sie 58,11 N. Die durchschnittliche Reißkraft lag rechts bei 173,5 N, was einem Prozentwert von 57,59 % entsprach. In der statistischen Analyse der gemessenen Daten fand

sich ein hochsignifikanter Unterschied mit $p=0,005$ zwischen linker und rechter Sehngengruppe.

Beim Vergleich der maximal nötigen Kräfte stand bei den linken Sehnen ein Wert von 410 N einem Betrag von 280 N gegenüber (100 % links und 68,29 % rechts). Auf der Seite der Minima fand sich für die unbehandelte Seite ein Wert von 190 N, für die behandelte Seite ein Wert von 110 N (= 57,89 %).

Tab.32

Reißkraft Gruppe 4 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	301,25	410	190	83,53
Rechts	173,5	280	110	58,11

Tab. 33

Reißkraft Gruppe 4 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	57,59	68,29	57,89

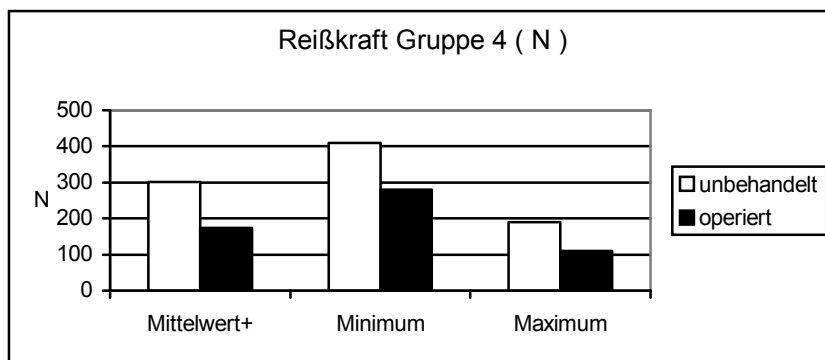


Abb. 27

Reißkraft Gruppe 4

b) Stiffness

Bei diesem Parameter ergab sich wie schon in den vorher untersuchten Gruppen 1, 2 und 3 ein signifikanter Unterschied zwischen behandelter und unbehalteter Seite. Die hier gemessenen Werte wiesen sogar eine hochsignifikante Differenz mit $p=0,005$ auf. Die unbehalteten Sehnen waren signifikant steifer als ihre thermisch behandelte Vergleichsgruppe:

Für die linke Serie wurde ein Mittelwert von 177,68 N / 1 mm errechnet. Die Standardabweichung vom Mittelwert nahm den Wert 39,06 N / 1 mm an.

Das Maximum lag bei 224 N / 1mm, das Minimum bei 94 N / 1 mm. Auf der rechten Seite stellten sich die Maßzahlen folgendermaßen dar: Die durchschnittliche Stiffness lag bei 74,51 N / 1 mm (entspricht 41,93 % des Mittelwertes der linken Gruppe). 28,81 N / 1 mm war die Standardabweichung vom Mittelwert. Den Maximalwert beanspruchte die Sehne des Tieres 32 mit 125,8 N / 1 mm beziehungsweise 56,16 % für sich. Der Minimalwert lag bei 28,8 N / 1 mm (30,64 % des zugehörigen Minimalwertes der unbehalteten Resektate).

Tab. 34

Stiffness Gruppe 4 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	177,68	224	94	39,06
Rechts	74,51	125,8	28,8	28,81

Tab. 35

Stiffness Gruppe 4 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	41,93	56,16	30,64

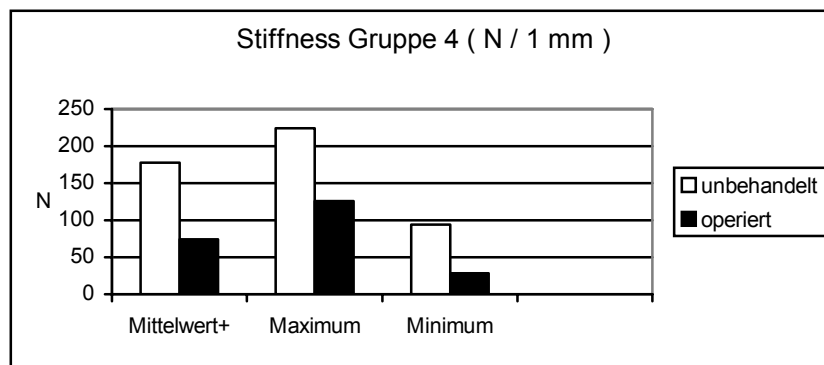


Abb. 28

Stiffness Gruppe 4

c) Weg bis Riss

Der Weg bis zum Riss wies, wie auch in den vorangegangenen Versuchsgruppen, keine signifikanten Unterschiede zwischen den behandelten und natürlich belassenen Sehnen auf ($p=0,575$). Auf der linken Seite legten die Sehnen um eine Verlängerung von durchschnittlich 3,9 mm an Länge bis Riss zu. Dagegen lag der Mittelwert der Elongation auf der rechten Seite bis zum endgültigen Riss bei 4,59 mm. Dieser Wert entsprach 117,56 % der linken Verlängerung. Links lag die Standardabweichung bei 1,56 mm, rechts nahm sie den Betrag von 1,52 mm an.

Die elastischste Sehne verlängerte sich vor dem Riss rechts um 8,4 mm (131,25 % des linken Vergleichswertes), links um 6,4 mm. Dagegen zeigte die festeste Sehne auf der geschrumpften Seite einen minimalen Weg bis Riss von 3,1 mm. Auf der linken Seite hingegen waren es nur 1,7 mm. Der Minimalwert lag somit rechts wesentlich näher am Mittelwert als auf der linken Seite. Die rechte Sehne war deutlich elastischer. Ihr Weg bis zum Riss entsprach 182,35 % vom linken Vergleichswert.

Tab. 36

Weg bis Riss Gruppe 4 absolut, $p=0,575$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	3,9	6,4	1,7	1,56
Rechts	4,59	8,4	3,1	1,52

Tab. 37

Weg bis Riss Gruppe 4 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	117,56	131,25	182,35

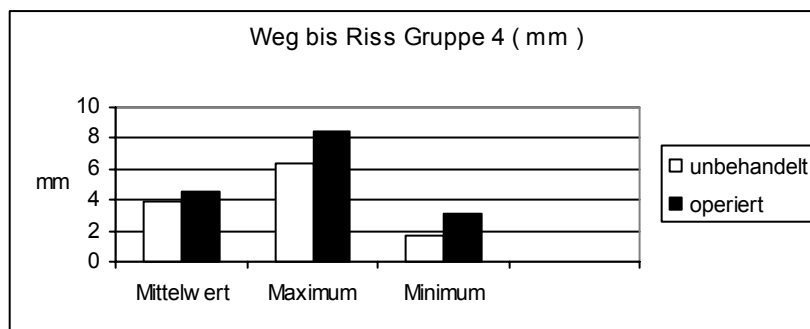


Abb.29

Weg bis Riss Gruppe 4

d) Relaxation

Der Wertevergleich der Vergleichsgruppen lieferte wiederum einen signifikanten Unterschied zwischen geschrumpften und nicht geschrumpften Sehnen. Die asymptotische Signifikanz hatte den Betrag $p=0,011$, die behandelten Sehnen waren signifikant weniger relaxationsfähig als das nicht behandelte Gewebe. Die unbehandelte Seite besaß eine mittlere Relaxation von 111,39 N bei einer Standardabweichung von 41,57 N. Mittelwert auf der rechten Seite war 47 N (42,19 % des linken Vergleichswertes), Standardabweichung 16,41 N.

Im Vergleich der maximalen und minimalen Grenzwerte fanden sich folgende Verhältnisse zwischen linker und rechter Seite: Links relaxierte sich die relaxa-

tionsfähigste Sehne um 180 N, rechts um 75 N. Dies entsprach links dem 2,4-fachen des Betrages der rechten Sehne (100% links, 41,67 % rechts). Die Re-sektate relaxierten links wenigstens um 42,5 N, rechts um mindestens 15 N (35,29 %).

Tab. 38

Relaxation Gruppe 4 absolut, $p=0,011$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	111,39	180	42,5	41,57
Rechts	47	75	15	16,41

Tab. 39

Relaxation Gruppe 4 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	42,19	41,67	35,29

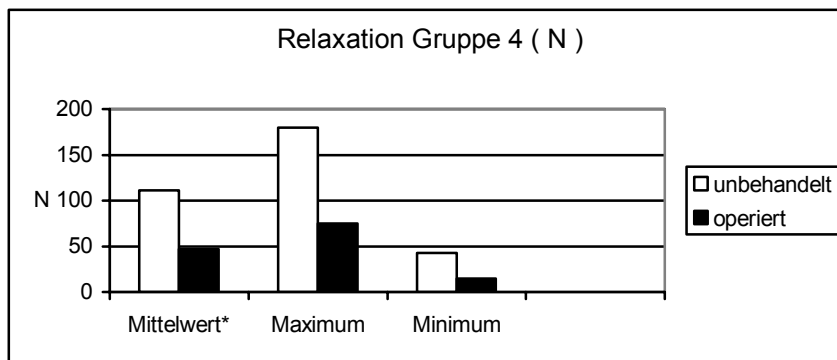


Abb. 30

Relaxation Gruppe 4

3.1.1.3 Tiere mit sechswöchiger Immobilisation (Gruppen 5, 6)

3.1.1.3.1 Parameter in Gruppe 5 (6 Wochen Immobilisation, 6 Wochen postoperative Lebensdauer)

Gruppe 5 zeigte bei den gleichen biomechanischen Parametern wie in den Gruppen 1, 3 und 4 signifikante Unterschiede zwischen geschrumpften und nicht geschrumpften Sehnenpräparaten.

a) Reißkraft

Hier stellte sich in der statistischen Testung ein hochsignifikanter Unterschied der Vergleichsgruppen heraus ($p=0,009$). Die operierten Sehnen zeigten sich signifikant schwächer als die der nicht operierten Vergleichsgruppe.

Die Messungen ergaben folgende Werte: Die linken Sehnen rissen durchschnittlich bei einer Belastung von 434,75 N, die rechten Sehnen bei 282 N. 282 N entsprachen 64,86 % von 434,75 N (100 %). Die Standardabweichung lag bei 127,73 N links und 80,77 N rechts.

Das Maximum der linken Seite betrug 635 N, das Minimum 205 N. Die geschrumpften Sehnen besaßen folgende Vergleichswerte: Die stärkste Sehne riss bei 430 N, die schwächste bei 145 N. Im Vergleich mit der unbehandelten Seite waren dies 67,72 % (Maximum) und 70,73 % (Minimum) von jeweils 100 % der linken Seite.

Tab. 40

Reißkraft Gruppe 5 absolut, $p=0,009$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	434,75	635	205	127,73
Rechts	282	430	145	80,77

Tab. 41

Reißkraft Gruppe 5 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	64,86	67,72	70,73

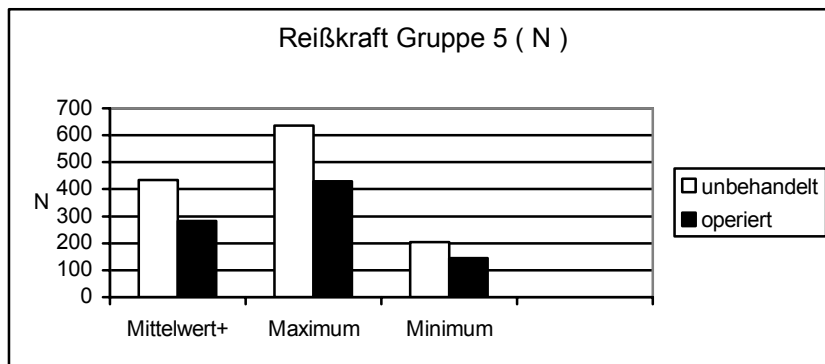


Abb. 31

Reißkraft Gruppe 5

b) Stiffness

Hier bestand ebenfalls ein hochsignifikanter Unterschied zwischen beiden Seiten mit $p=0,005$. Die linken Resektate waren mit durchschnittlich $194,46 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ wesentlich steifer als ihre zugehörigen behandelten Sehnen, die es auf einen Steifigkeits-Mittelwert von $114,17 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ brachten. Entsprechend waren dies $58,71 \%$ des Vergleichsbetrags. Die Standardabweichung war auf beiden Seiten mit $33,16 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ links beziehungsweise $33,05 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ rechts fast gleich groß.

Bei den beiden Grenzwerten waren ebenfalls große Unterschiede festzustellen: Die maximale Stiffness lag links bei $264 \text{ N} / 1 \text{ mm}$, rechts dagegen nur bei $173,3 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ ($65,64 \%$). Die Minima stellten sich folgendermaßen dar: Links wurde ein Wert von $156 \text{ N} / 1 \text{ mm}$, rechts ein Betrag von $50 \text{ N} / 1 \text{ mm}$ ($32,05 \%$) ermittelt.

Tab. 42

Stiffness Gruppe 5 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	194,46	264	156	33,16
Rechts	114,17	173,3	50	33,05

Tab. 43

Stiffness Gruppe 5 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	58,71	65,64	32,05

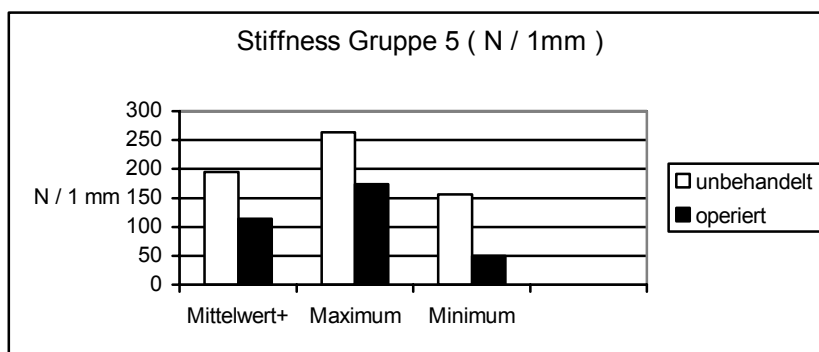


Abb. 32

Stiffness Gruppe 5

c) Weg bis Riss

Dieser Parametervergleich folgte den Ergebnissen in den vorangegangenen Gruppen: Es ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Sehnengruppen ($p=0,214$).

Die Mittelwerte lagen bei 5,42 mm auf der linken und 5,11 mm (94,28 %) auf der rechten Seite. Wir errechneten eine Standardabweichung von 1,8 mm links und 2,41 mm rechts.

9,7 mm links und 10,85 mm (111,86 %) rechts waren die maximalen Verlängerungswerte bis zum Riss, minimal verlängerten sie sich um 3,9 mm links und 2 mm rechts, was einem Prozentwert von 51,28 % entsprach.

Tab. 44

Weg bis Riss Gruppe 5 absolut, $p=0,214$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	5,42	9,7	3,9	1,8
Rechts	5,11	10,85	2	2,41

Tab. 45

Weg bis Riss Gruppe 5 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	94,28	111,86	51,28

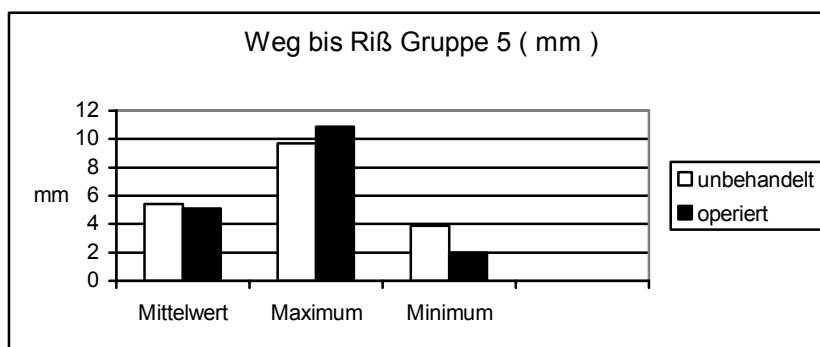


Abb. 33

Weg bis Riss Gruppe 5

d) Relaxation

Zwischen linker und rechter Vergleichsgruppe fanden sich wiederum signifikante Unterschiede in der Relaxierungsfähigkeit mit $p=0,028$. Das thermisch nicht behandelte Gewebe war besser in der Lage, bei Krafteinwirkung zu relaxieren. Gemessen wurden durchschnittliche Relaxierungen von 96 N links und 67,75 N rechts (70,57 %). Dabei ergaben sich Standardabweichungen für die unbehandelten Sehnen von 15,1 N und von 28,59 N für die behandelten Patellarsehnen. Die linke Sehne von Tier Nr. 42 hatte hier den größten Relaxationswert mit 112,5 N, den niedrigsten hatte das Tier Nr. 46 mit nur 70 N. Dem standen auf

der geschrumpften Seite folgende Messungen gegenüber: 120 N (106,67 %) Maximum rechte Gruppe und 30 N (42,86 %) Minimum rechte Gruppe.

Tab. 46

Relaxation Gruppe 5 absolut, $p=0,028$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	96	112,5	70	15,1
Rechts	67,75	120	30	28,59

Tab. 47

Relaxation Gruppe 5 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	70,57	106,67	42,86

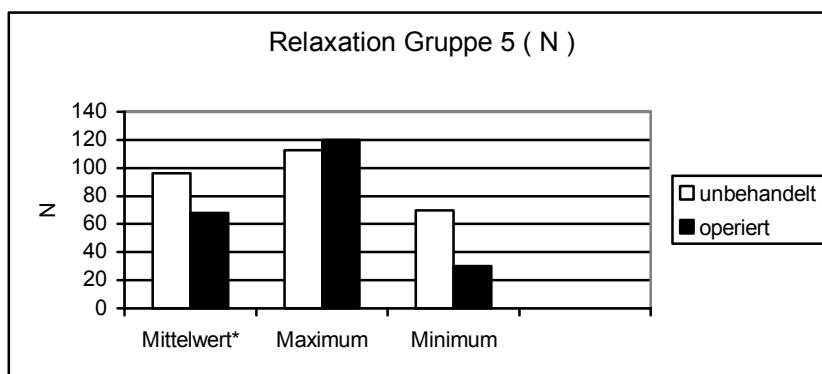


Abb. 34

Relaxation Gruppe 5

3.1.1.3.2 Parameter in Gruppe 6 (6 Wochen Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

a) Reißkraft

In der Gruppe mit der sowohl längsten Immobilisations – wie auch Lebensdauer stellten sich die Ergebnisse folgendermaßen dar: Die durchschnittliche Reiß-

kraft betrug in der linken Versuchsreihe 444,75 N und 342,25 N in der rechten Versuchsreihe (76,95 %). Dazu errechneten wir eine Standardabweichung vom Mittelwert von 130,78 N links und 113,12 N rechts. Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p=0,074$ war kein mathematisch signifikanter Unterschied festzustellen. Ein eventuell doch signifikanter Unterschied müsste anhand einer höheren Versuchstierzahl geprüft werden.

Auch die Maximal – und Minimalwerte lagen bei nicht behandelten Sehnen höher als bei den behandelten Patellarsehnen. Die stärkste Sehne hielt in der linken Gruppe 670 N aus, in der rechten Gruppe waren dies 555 N (82,84 %). Die schwächste Sehne hielt links 225 N und rechts 195 N (86,67 %) aus.

Tab. 48

Reißkraft Gruppe 6 absolut, $p=0,074$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	444,75	670	225	130,78
Rechts	342,25	555	195	113,12

Tab. 49

Reißkraft Gruppe 6 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	76,95	82,84	86,67

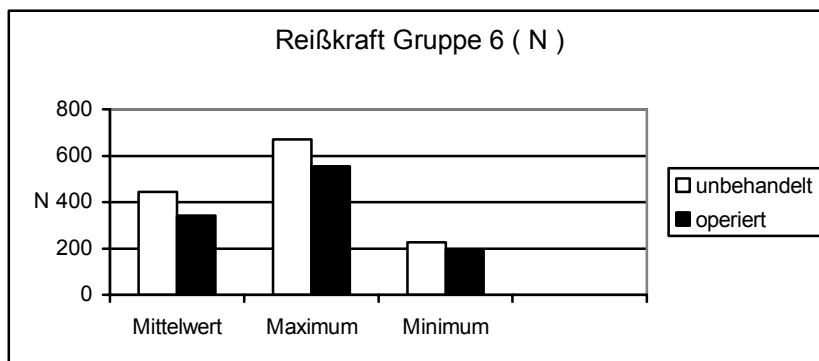


Abb. 35

Reißkraft Gruppe 6

b) Stiffness

Linke und rechte Seite unterschieden sich in ihrem Ergebnis mit $p=0,005$ hochsignifikant voneinander.

Die Stiffness in Gruppe Nr.6 bot folgende Mittelwerte, Maxima und Minima: Auf der linken Seite fand sich eine durchschnittliche Steifigkeit von 215,95 N / 1 mm und eine Standardabweichung von 47,55 N / 1 mm. Der maximale Wert lag bei 268,3 N / 1 mm, der minimale bei 126,3 N / 1 mm.

Zum Vergleich die Beträge der behandelten Seite: Es errechnete sich ein Mittelwert von 122,92 N / 1 mm, eine Standardabweichung vom Mittelwert von 68,14 N / 1 mm, ein Maximum von 260 N / 1 mm und ein Minimum von 44,4 N / 1 mm. Der Mittelwert entsprach 56,92 % seines Vergleichswertes aus der linken Gruppe, der Maximalwert 96,91 % und der Minimalwert 35,15 %.

Tab.50

Stiffness Gruppe 6 absolut, $p=0,005$

Seite	Mittelwert (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
Links	215,95	268,3	126,3	47,55
Rechts	122,92	260	44,4	68,14

Tab. 51

Stiffness Gruppe 6 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	56,92	96,91	35,15



Abb. 36

Stiffness Gruppe 6

c) Weg bis Riss

Behandelte Sehnen waren imstande, durchschnittlich einen größeren Weg als die unbehandelten Vergleichssehnen bis zu ihrem endgültigen Riss zurückzulegen. Bei der statistischen Überprüfung fanden sich wie in den anderen Versuchsgruppen kein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,153$). Gemittelt kamen die rechten Sehnen auf eine Verlängerung von 6,28 mm (146,39 %), die linken auf eine von 4,29 mm (100 %). Die Standardabweichung betrug für die Gruppe der linken Sehnen 0,93 mm, für die der rechten Sehnen 2,69 mm.

Auch der Maximal – und der Minimalwert waren jeweils größer: 10,1 mm (187,04 %) und 3,1 mm (106,9 %) auf der rechten Seite standen Beträgen von 5,4 mm (100 %) und 2,9 mm (100 %) auf der linken Seite gegenüber.

Tab. 52

Weg bis Riss Gruppe 6 absolut, $p=0,153$

Seite	Mittelwert (mm)	Maximum (mm)	Minimum (mm)	Standardabweichung (mm)
Links	4,29	5,4	2,9	0,93
Rechts	6,28	10,1	3,1	2,69

Tab. 53

Weg bis Riss Gruppe 6 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	146,39	187,04	106,9

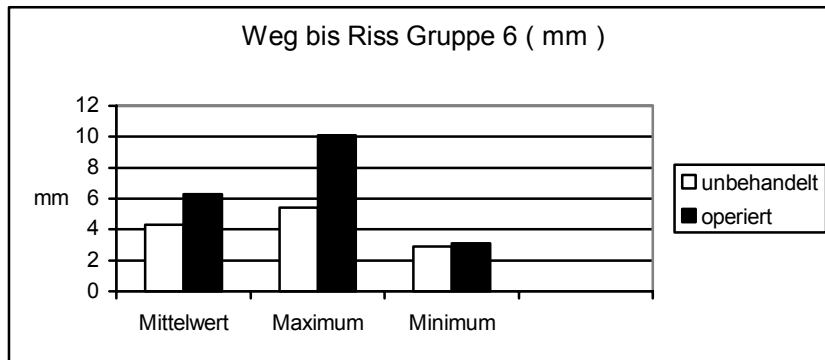


Abb. 37

Weg bis Riss Gruppe 6

d) Relaxation

Nicht operierte Sehnen waren wiederum in der Lage, sich in größerem Umfang als ihre operierten Vergleichssehnen zu relaxieren. Allerdings konnte mit $p=0,066$ kein eindeutig signifikanter Unterschied gezeigt werden. Die Relaxationsfähigkeit lag aber in ihrem Mittel-, Maximal- und Minimalwert auf der operierten Seite niedriger als auf der nicht behandelten Seite.

Bei der Dehnung auf 110 % ihrer Ausgangslänge und darauf folgendem Halten in dieser Stellung über 2 Minuten kam es zu einer Verringerung der Kraftaufnahme um folgende Beträge: Auf der unbehandelten Seite fand sich ein durchschnittlicher Relaxierungsgrad von 93,25 N bei einer Standardabweichung von 22,67 N. Maximal relaxierte sich eine Sehne um 120 N, minimal um 42,5 N.

Auf der operierten Seite maßen wir einen Betrag von 69,25 N (74,27 %). Die Standardabweichung lag bei 23,89 N, das Maximum bei 110 N (entsprechend 91,67 %) und das Minimum bei 30 N (70,59 %).

Tab. 54

Relaxation Gruppe 6 absolut, $p=0,066$

Seite	Mittelwert (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Standardabweichung (N)
Links	93,25	120	42,5	22,67
Rechts	69,25	110	30	23,89

Tab. 55

Relaxation Gruppe 6 relativ

Seite	Mittelwert (%)	Maximum (%)	Minimum (%)
Links	100	100	100
Rechts	74,27	91,67	70,59

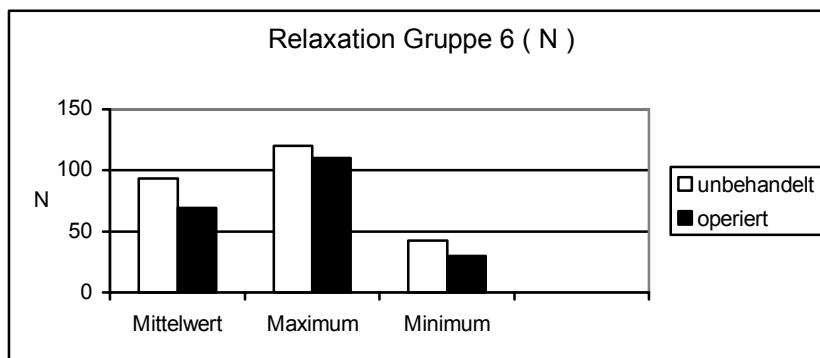


Abb. 38

Relaxation Gruppe 6

3.1.2 Vergleich behandelter Sehnen: unterschiedlich lange Immobilisationsdauer, gleiche Lebensdauer

In einer zweiten statistischen Untersuchung wurden behandelte Sehnen untersucht, bei denen Tiere jeweils die gleiche Zeit gelebt hatten, deren rechte Patellarsehnen jedoch einer unterschiedlich langen Immobilisationsdauer unterlagen. Damit sollte modellhaft der Einfluss der Ruhigstellung auf die Bandstrukturen von Gelenken untersucht werden.

Zu diesem Zweck wurden statistische Tests der rechten Sehnen bei folgenden Gruppenpaarungen durchgeführt:

3 Wochen postoperative Lebensdauer:

Gruppe 1 (keine Immobilisation) - Gruppe 3 (3 Wochen Immobilisation)

6 Wochen postoperative Lebensdauer:

Gruppe 4 (3 Wochen Immobilisation) – Gruppe 5 (6 Wochen Immobilisation)

9 Wochen postoperative Lebensdauer:

Gruppe 2 (keine Immobilisation) - Gruppe 6 (6 Wochen Immobilisation)

Hierbei wurde der nichtparametrische Test für unverbundene Stichproben, der Mann – Whitney – Test, angewendet. Der Test wurde gewählt, weil die Vergleichssehnen von unterschiedlichen Tieren stammten.

Bezüglich der Signifikanzgrenzen galten die schon zuvor genannten Grenzen.

3.1.2.1 Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 1- Gruppe 3 (jeweils 3 Wochen postoperative Lebensdauer, 0 bzw. 3 Wochen Immobilisation)

Es waren keine signifikanten Unterschiede zwischen mobiler und immobilierter Versuchsgruppe festzustellen. Folgende Signifikanzen wurden ermittelt: $p=0,226$ für den Reißkraft-Vergleich, $p=0,076$ für den Stiffness-Vergleich, $p=0,089$ für den Vergleich des Weges bis zum Riss und $p=0,189$ für den Relaxationsvergleich. Diese Signifikanzniveaus belegten, dass es keinen signifikanten Unterschied bezüglich der biomechanischen Eigenschaften hervorrief, wenn die operierten Sehnen für 3 Wochen oder gar nicht immobilisiert wurden.

Tab. 56

Rechte Sehnen Gruppe 1 / Gruppe 3

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 1	113,75	45,39	6,53	22,59
Gruppe 3	182	85,76	4,05	28,38
P	0,226	0,076	0,089	0,189

3.1.2.2 Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 2- Gruppe 6 (jeweils 9 Wochen postoperative Lebensdauer, 0 bzw. 6 Wochen Immobilisation)

Auch bei einem Immobilisationsunterschied von 6 Wochen wies die statistische Testung der Daten keinen signifikanten Unterschied zwischen überhaupt nicht immobilisierten und 6 Wochen immobilisierten Sehnen auf (p maximale Reißkraft = 0,173, p Stiffness = 0,199, p Weg bis Riss = 0,45, p Relaxation = 0,405).

Tab. 57

Rechte Sehnen Gruppe 2 / Gruppe 6

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 2	288,25	94,60	7,39	30,35
Gruppe 6	342,25	122,92	6,28	26,26
P	0,173	0,199	0,45	0,405

3.1.2.3 Vergleich behandelte Sehnen Gruppe 4- Gruppe 5 (jeweils 6 Wochen Lebensdauer, 3 bzw. 6 Wochen Immobilisation)

Bei dem Parameter „maximale Reißkraft“ und „Stiffness“ stellten sich signifikante Unterschiede dar. Es wurden Signifikanzniveaus von $p=0,009$ für den Parameter Reißkraft und $p=0,023$ für den Parameter Stiffness errechnet. Die länger immobilisierten Patellarsehnen wiesen eine höhere Maximalbelastung auf (282 N bei 6-wöchiger Ruhigstellung gegenüber 173,5 N bei 3-wöchiger Immobilisa-

tion) und waren steifer (114,17 N/mm bei Gruppe 5 und 74,51 N/mm bei 3-wöchiger Immobilisation).

Für die übrigen Parameter „Weg bis Riss“ und „Relaxation“ gab es aber keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p=0,649$ und $0,094$). Daraus war zu schließen, dass eine zumindest mehr als 3-wöchige Immobilisation notwendig war, um einige biomechanische Parameter günstig zu beeinflussen. Auch wenn sich die Parameter Reißkraft und Stiffness signifikant unterscheiden, erlangten die stärkeren rechten Sehnen aus Gruppe 5 keineswegs ihre alte Reißkraft und Steifigkeit zurück, die sie vor der Behandlung besaßen.

Tab. 58

Rechte Sehnen Gruppe 4 / Gruppe 5

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 4	173,5	74,51	4,59	20,74
Gruppe 5	282	114,17	5,11	26,32
P	0,009	0,023	0,649	0,094

3.1.3 Vergleiche behandelte Sehnen: unterschiedlich lange postoperativer Lebensdauer, gleiche Immobilisationsdauer

Im Versuchsdesign wurden jeweils Paare von Versuchsgruppen gebildet, deren behandelte Sehnen gleich lange immobilisiert wurden.

Dabei wurden einer Gruppe die Sehnen entnommen, ohne dass es postoperativ zu einer Mobilisation gekommen wäre. Die dazugehörige Vergleichsgruppe lebte nach Durchlaufen einer gleichlangen Ruhigstellung noch mit mobilisierten Gelenken weiter.

Folgende Gruppenpaarungen wurden verglichen:

Keine Immobilisation:

Gruppe 1 (3 Wochen postoperative Lebensdauer) - Gruppe 2 (9 Wochen postoperative Lebensdauer)

3 Wochen Immobilisation:

Gruppe 3 (3 Wochen postoperative Lebensdauer) - Gruppe 4 (6 Wochen postoperative Lebensdauer)

6 Wochen Immobilisation:

Gruppe 5 (6 Wochen postoperative Lebensdauer) - Gruppe 6 (9 Wochen postoperative Lebensdauer)

Es wurde untersucht, ob eine spätere Bewegung und Belastung der operierten Sehne die biomechanischen Eigenschaften dieser Sehnen beeinflussen würde.

3.1.3.1 Vergleich rechte Sehnen Gruppe 1- Gruppe 2 (jeweils keine Immobilisation, 3 bzw. 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

Die Reißkräfte der rechten Sehnen von Gruppe 1 und 2 unterschieden sich hochsignifikant mit $p=0,001$ voneinander. In Gruppe 1 betrug die durchschnittliche Reißkraft 3 Wochen postoperativ 113,75 N, in Gruppe 2 waren es nach 9 Wochen durchschnittlich 288,25 N.

Alle anderen Parameter zeigten im Gruppenvergleich keine signifikanten Unterschiede. Hier betragen die Signifikanzniveaus für die Stiffness 0,07, für den Weg bis zum Riss 0,496 und für die Relaxation 0,183.

Also bewirkte eine Differenz von 6 Wochen Regenerationszeit zwischen den Gruppen eine signifikante Verbesserung der maximalen Reißkraft. Allerdings konnte das Gewebe sich bezüglich der Eigenschaften Stiffness, Weg bis Riss und Relaxation nicht signifikant erholen.

Die Stiffness nahm von durchschnittlich 45,39 N / 1 mm in Gruppe 1 auf durchschnittlich 94,6 N / 1 mm zu, mit $p=0,07$ fand sich aber kein statistisch signifikanter Unterschied.

Tab. 59

Rechte Sehnen Gruppe 1 / Gruppe 2

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 1	113,75	45,39	6,53	22,59
Gruppe 2	288,25	94,60	7,39	30,35
P	0,001	0,07	0,496	0,183

3.1.3.2 Vergleich rechte Sehnen Gruppe 3- Gruppe 4 (jeweils 3 Wochen Immobilisation, 3 bzw. 6 Wochen postoperative Lebensdauer)

Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. P lag beim Parameter „Reißkraft“ bei 0,879, bei der Stiffness bei 0,85, beim Weg bis zum Riss bei 0,791 und bei der Relaxation bei 0,458.

Tab. 60

Rechte Sehnen Gruppe 3 / Gruppe 4

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 3	182	85,76	4,05	28,38
Gruppe 4	173,5	74,51	4,59	20,74
P	0,879	0,85	0,791	0,458

3.1.3.3 Vergleich rechte Sehnen Gruppe 5- Gruppe 6 (jeweils 6 Wochen Immobilisation, 6 bzw. 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

Signifikante Unterschiede waren nicht festzustellen mit $p=0,226$ (maximale Reißkraft), $p=0,94$ (Stiffness), $p=1$ (Weg bis Riss) und $p=0,791$ (Relaxation).

Tab. 61

Rechte Sehnen Gruppe 5 / Gruppe 6

Parameter	Reißkraft (N)	Stiffness (N/mm)	Weg bis Riss (mm)	Relaxation (N)
Gruppe 5	282	114,17	5,11	26,32
Gruppe 6	342,25	122,92	6,28	26,26
P	0,226	0,94	0,472	0,791

3.1.4 Biomechanische Parameter: zeitlicher Verlauf

Die biomechanischen Parameter der behandelten Sehnen wurden in ihrer zeitlichen Entwicklung betrachtet. Dazu diente der Vergleich aller Versuchsgruppen mit Gruppe 7 (n=6). Gruppe 7 beinhaltete die Tiere, die direkt nach erfolgter Operation getötet wurden. So konnte ein zeitlicher Verlauf der biomechanischen Parameter von Zeitpunkt 0 bis 9 Wochen postoperativ untersucht werden.

Teilweise immobilisierte Tiere wurden mit komplett immobilisierten Tieren zu der Gruppe „Immobilisation“ zusammengefasst.

Als statistischer Test diente der Mann-Whitney-Test für unverbundene Stichproben.

3.1.4.1 Maximale Reißkraft

Nach 3 Wochen:

Es zeigte sich, dass die Reißkraft nach der Operation in beiden Gruppen (Immobilisation, keine Immobilisation) 3 Wochen nach der Operation auf ihrem niedrigsten Level angelangt war, unabhängig davon, ob und wie lange eine Immobilisation vorgenommen wurde.

Es fand sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Sehnen aus Gruppe 7 und den mobilen Sehnen nach 3 Wochen ($p=0,015$): Die mobilen Sehnen waren signifikant schwächer als die Sehnen aus Gruppe 7.

Zwischen den Sehnen aus Gruppe 7 und den immobilen Sehnen gab es keinen signifikanten Unterschied ($p=0,515$).

Die Immobilisation verhinderte also eine signifikante Verschlechterung der maximalen Reißkraft.

Nach 6 Wochen:

Zwischen der maximalen Reißkraft der mobilen Sehnen nach 6 Wochen und der maximalen Reißkraft der Sehnen aus Gruppe 7 ließ sich ein signifikanter Unterschied feststellen ($p=0,05$).

Zwischen der maximalen Reißkraft der immobilen Sehnen nach 6 Wochen und der maximalen Reißkraft der Sehnen aus Gruppe 7 ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen ($p=0,073$).

Nach 9 Wochen:

Mobile Sehnen waren 9 Wochen nach Operation nicht signifikant stärker als die Sehnen aus Gruppe 7, waren also nicht in der Lage, sich im Beobachtungszeitraum zu regenerieren ($p=0,104$).

Immobilisiertes Sehnengewebe zeigte 9 Wochen nach erfolgter Operation eine signifikant höhere maximale Reißkraft als Sehnengewebe aus Gruppe 7 ($p=0,013$).

Dieses Ergebnis sprach für eine Immobilisation, da sich immobilisiertes Gewebe von dem thermischen Schaden der Operation signifikant erholte.

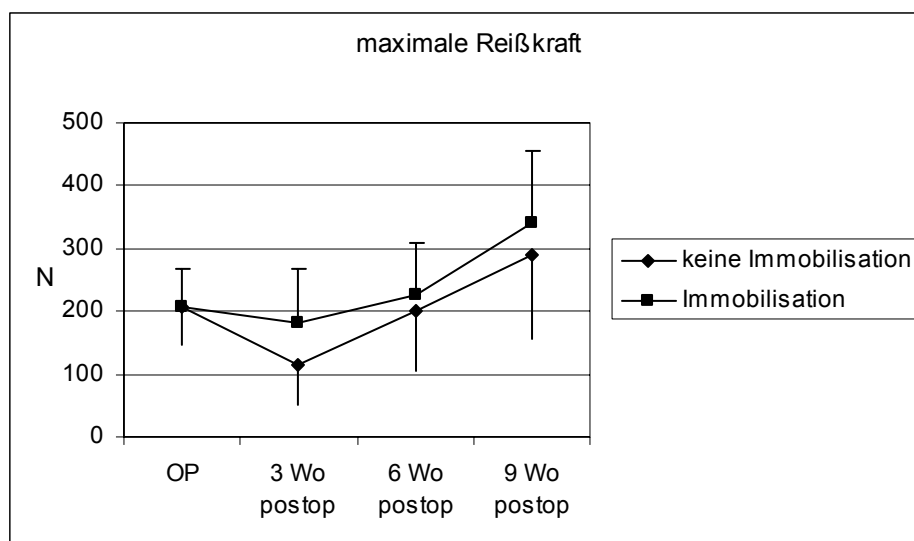


Abb. 39

Maximale Reißkraft

3.1.4.2 Stiffness

Nach 3 Wochen:

Mobile Sehnen besaßen eine hochsignifikant niedrigere Stiffness als die Sehnen aus Gruppe 7 ($p=0,002$).

Immobilisierte Sehnen unterschieden sich nicht signifikant von denen aus Gruppe 7 ($p=0,083$).

Nach 6 Wochen:

Mobile Sehnen besaßen eine hochsignifikant niedrigere Stiffness als die Sehnen aus Gruppe 7 ($p=0,007$).

Immobilisierte Sehnen unterschieden sich nicht signifikant von denen in Gruppe 7 ($p=0,356$).

Nach 9 Wochen:

Es fand sich sowohl bei mobilen als auch bei immobilisierten Sehnen kein Unterschied zwischen Sehnen nach 9 Wochen und Sehnen aus Gruppe 7 ($p=0,129$ bzw. $p=0,515$).

Die Immobilisation erzielte bei dem Parameter „Stiffness“ ein signifikant besseres Outcome im Kurzzeitverlauf im Vergleich zu einer sofortigen Mobilisation. Im Langzeitverlauf war es unerheblich, ob immobilisiert wurde oder nicht.

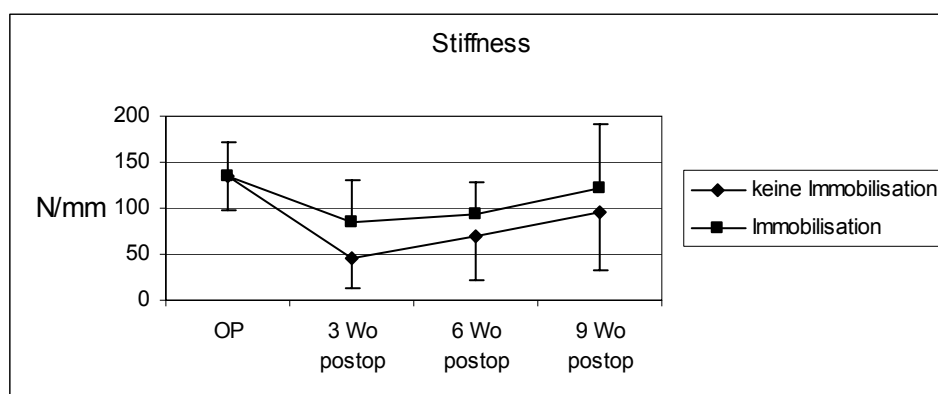


Abb. 40

Stiffness

3.1.4.3 Weg bis Riss

Nach 3, 6 und 9 Wochen:

Die Wege bis zum Riss wurden in allen drei Nachbehandlungsgruppen in dem Beobachtungszeitraum kontinuierlich größer. In allen Messungen bis auf „3 Wochen postoperativ, Immobilisation“ ($p=0,233$) konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zu den Werten direkt postoperativ errechnet werden ($p=0,039$) nach 6 Wochen (Immobilisation), $p=0,008$ nach 9 Wochen (Immobilisation), $p=0,039$ nach 3 Wochen (mobile Sehnen), $p=0,02$ nach 6 Wochen (mobile Sehnen) und $p=0,039$ (mobile Sehnen).

Die Immobilisation erzielte bei dem Parameter „Weg bis Riss“ kein signifikant besseres Outcome gegenüber der sofortigen Mobilisation.

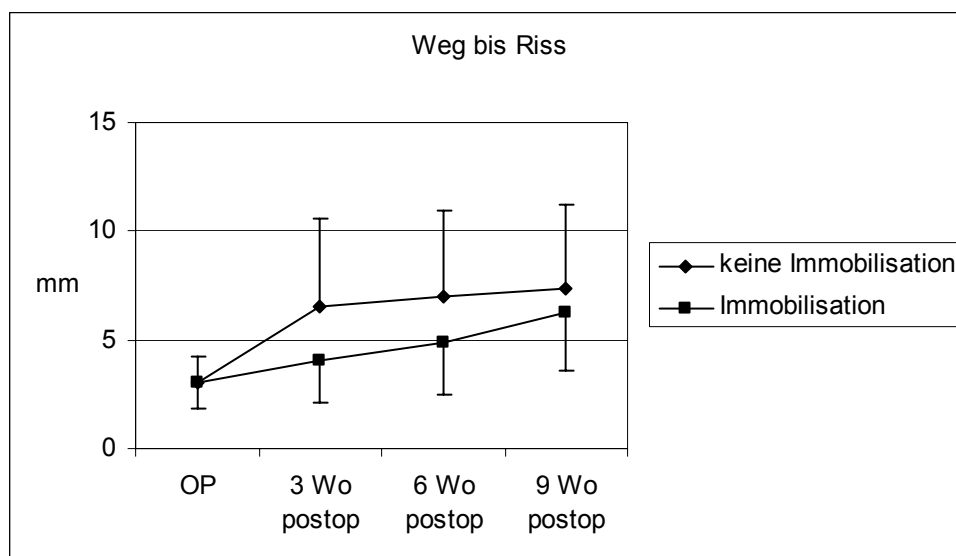


Abb. 41

Weg bis Riss

3.1.4.4 Relaxation

Nach 3, 6 und 9 Wochen:

Die mobilen Sehnen waren nach 3 Wochen hochsignifikant ($p=0,009$) weniger relaxierungsfähig als die Sehnen, die direkt nach Shrinkage getestet wurden. 6

und 9 Wochen postoperativ ließen sich keine signifikanten Unterschiede mehr feststellen ($p=0,092$ bzw. $p=0,415$).

Die Relaxationseigenschaften der immobilisierten Sehnen und der Sehnen, die sofort nach Shrinkage getestet wurden, zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p=0,116$ nach 3 Wochen, $p=0,913$ nach 6 Wochen, $p=0,587$ nach 9 Wochen).

Ab einer Nachbeobachtungszeit von 6 Wochen war es nicht relevant, ob postoperativ immobilisiert wurde oder nicht.

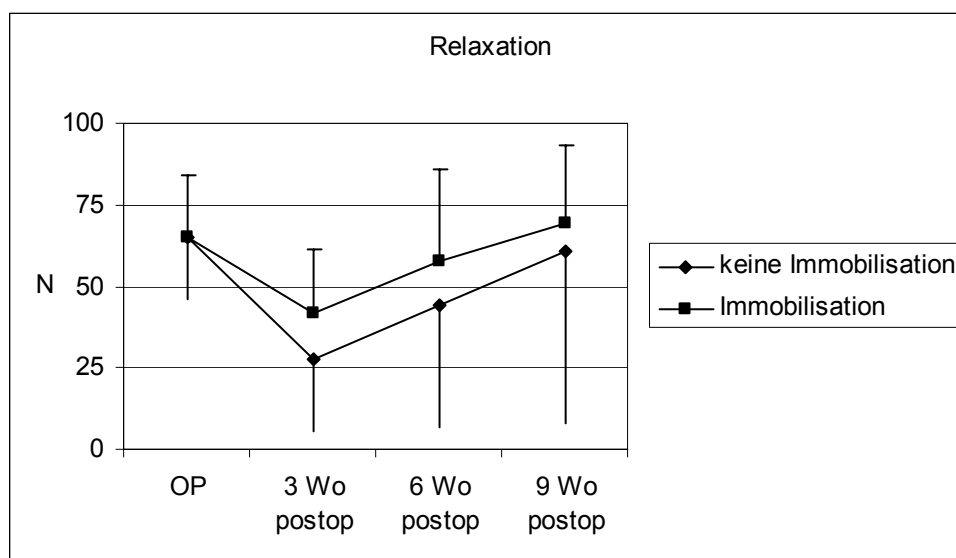


Abb. 42

Relaxation

3.2 Längenentwicklung

In diesem Teil des Versuches sollten die Einflüsse von verschiedenen langen Immobilisationszeiten auf die Länge der behandelten Patellarsehnen beschrieben werden.

Mittels der sowohl in die Patella als auch in die Tibiavorderkante eingebrachten Drähte war es möglich, die Länge der behandelten Patellarsehne über laterale Röntgenaufnahmen zu bestimmen. Dabei wurde jeweils ein für jedes Röntgenbild individueller Vergrößerungsfaktor errechnet. Möglich wurde dies dadurch, dass intraoperativ der Abstand der Kirschnerdrähte K2 und K3 ermittelt wurde.

Da sich dieser Abstand im Verlauf der Beobachtung nicht änderte, konnte der Quotient zwischen dem Abstand K2-K3 intraoperativ und K2-K3 auf dem lateralen Röntgenbild errechnet werden. Der auf dem Röntgenbild gemessene Abstand K1-K2, multipliziert mit diesem Quotienten, ergab die reale Länge der Patellarsehne. Nachfolgend die errechneten Längen:

3.2.1 Längenentwicklung: mobile Gelenke

3.2.1.1 Längenentwicklung in Gruppe 1 (keine Immobilisation, 3 Wochen postoperative Lebensdauer)

Die durchschnittliche Länge der Sehnen betrug vor der Schrumpfung 28,82 mm (100 %). Die Standardabweichung lag bei 1,78 mm. Während der Operation schrumpften die Sehnen um durchschnittlich 5,32 % (1,53 mm) ihrer Länge auf 94,68 % (27,29 mm) ihrer Ausgangslänge. Für die postoperative Länge errechneten wir eine Standardabweichung von 1,83 mm, für die durchschnittliche Schrumpfung eine von 0,39 mm.

3 Wochen nach der Operation wurde eine mittlere Verlängerung der Sehne auf 132,89 % ihrer ursprünglichen Länge errechnet (28,82 mm auf 38,3 mm). Die Standardabweichung lag nach 3-wöchiger Beobachtung bei 4,29 mm.

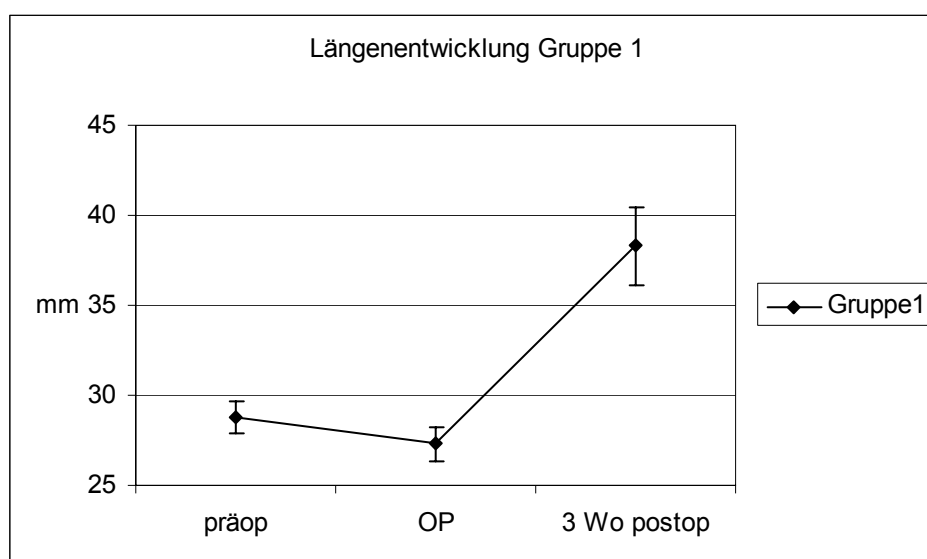


Abb. 43

Längenentwicklung Gruppe 1

3.2.1.2 Längenentwicklung in Gruppe 2 (keine Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

Wie in Gruppe 1 ließ sich ebenfalls eine Längenzunahme nach 9 Wochen Beobachtungszeit feststellen. Die rechten Sehnen waren auf über 130 % ihrer Ausgangslänge elongiert, obwohl sie initial geschrumpft wurden. Der Mittelwert der Sehnenlänge vor der Operation betrug 28,99 mm (100 %) bei einer Standardabweichung von 6,06 mm. Intraoperativ wurden die Sehnen dann um 1,65 mm geschrumpft, was 5,75% der Ausgangslänge entsprach. Die Standardabweichung des durchschnittlichen Shrinkage nahm den Wert 0,53 mm an. Die Sehnen waren im Mittel 27,34 mm (94,25 % der Ausgangslänge) lang (Standardabweichung 5,77 mm).

Im weiteren Verlauf war eine Verlängerung der Sehnen zu messen. 3 Wochen postoperativ, in der ersten Röntgenkontrolle, waren die Sehnen mit 36,67 mm auf 126,49 % ihrer Ausgangslänge verlängert (Standardabweichung 8,39 mm). Im weiteren Verlauf kam es noch zu einer weiteren Längenzunahme auf 132,49 % der Ausgangslänge nach 6 Wochen und 134,01 % nach 9 Wochen. Die absoluten Längen in mm betragen 38,41 mm (nach 6 Wochen) und 38,85 mm (nach 9 Wochen) bei Standardabweichungen von 6,32 mm und 6,38 mm.

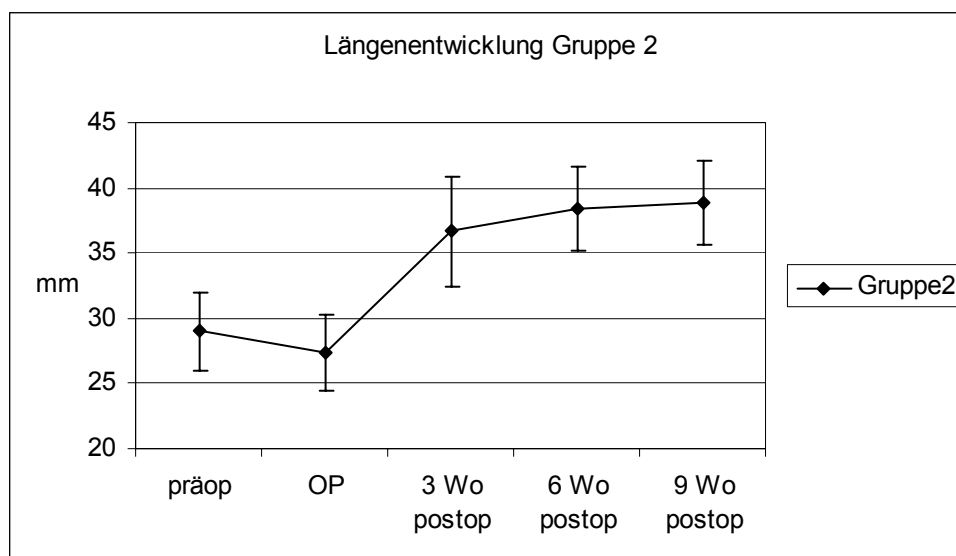


Abb. 44

Längenentwicklung Gruppe 2

3.2.2 Längenentwicklung: teilweise immobilisierte Gelenke

Diese Konstellation imitierte den Verlauf einer Nachbehandlung am Menschen: Das Gelenk wurde eine definierte Zeitspanne im Gips belassen und danach wieder mobilisiert.

3.2.2.1 Längenentwicklung in Gruppe 4 (3 Wochen Immobilisation, 6 Wochen postoperative Lebensdauer)

Die Operation der rechten Patellarsehnen hatte in dieser Gruppe eine durchschnittliche Schrumpfung der Sehnen von 1,74 mm von 28,54 mm auf 26,8 mm zur Folge. Dies entsprach einem Shrinkage von 6,16 % auf 93,84 % der Ausgangslänge. Die Standardabweichungen für die Sehnenlänge präoperativ betrugen 0,13 mm, postoperativ 1,8 mm und für den Schrumpfungsvorgang 0,84 mm.

Nach 3-wöchiger Immobilisation waren die Sehnen auf durchschnittlich 30,03 mm (105,22 % ihrer Ausgangslänge) verlängert (Standardabweichung 2,32 mm). Nach den ersten 3 Wochen wurde das rechte Kniegelenk dann mobilisiert.

6 Wochen nach der Operation und 3 Wochen nach Abnahme des Gipses waren die Sehnen auf durchschnittlich 119,06 % ihrer Ausgangslänge verlängert (entsprach 33,98 mm bei einer Standardabweichung von 3,71 mm).

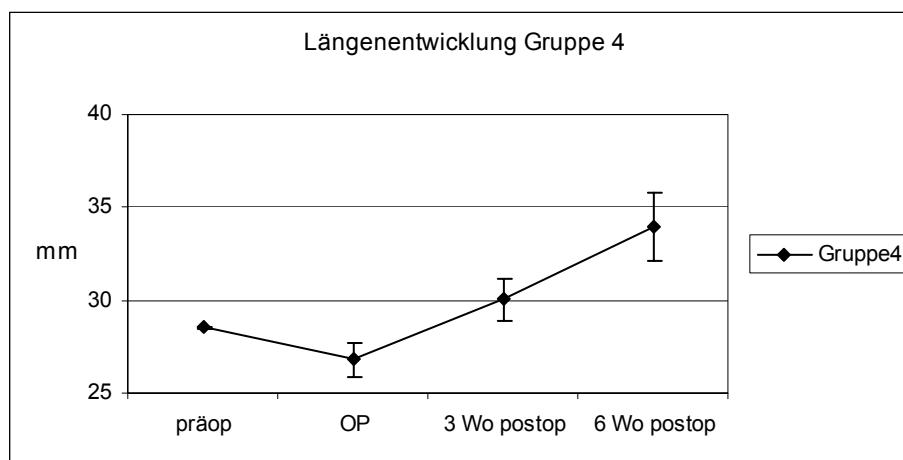


Abb. 45

Längenentwicklung Gruppe 4

3.2.2.2 Längenentwicklung in Gruppe 6 (6 Wochen Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer)

Vor der Operation waren die Sehnen im Mittel 28,68 mm (Standardabweichung 1,58 mm) lang, nach der Schrumpfung lag ihre Länge bei 27,17 mm (Standardabweichung 1,57 mm), 3 Wochen nach der OP waren sie 31,68 mm lang (Standardabweichung 5,58 mm) und 6 Wochen postoperativ betrug die Länge 34,6 mm (Standardabweichung 6,72 mm). Danach wurde der Gips entfernt und es wurde eine Länge von 36,39 mm (Standardabweichung 7,94 mm) ermittelt.

Die Messwerte entsprechen: 100 % Länge präoperativ, 94,73 % unmittelbar nach Sehnenbehandlung, 110,46 % nach 3 Wochen, 120,64 % nach 6 Wochen und 126,88 % nach 9 Wochen postoperativer Beobachtungszeit.

Die durchschnittliche Schrumpfung lag bei 5,27 % der Ausgangslänge (1,51 mm) bei einer Standardabweichung von 0,27 mm.

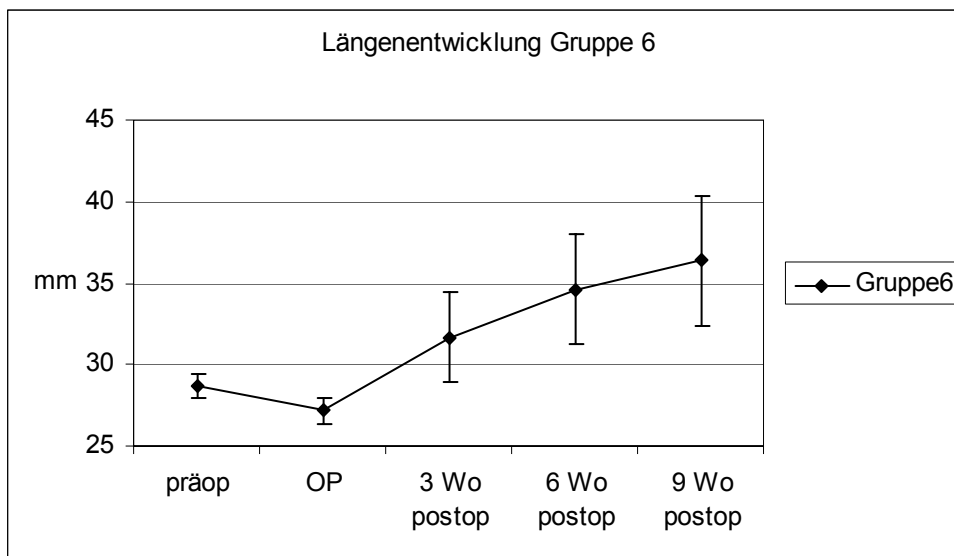


Abb. 46

Längenentwicklung Gruppe 6

3.2.3 Längenentwicklung: dauerhaft immobilisierte Gelenke

3.2.3.1 Längenentwicklung in Gruppe 3 (3 Wochen Immobilisation, 3 Wochen postoperative Lebensdauer)

Die behandelten Sehnen waren vor der Behandlung durchschnittlich 29,31 mm lang. Die Standardabweichung betrug 1,63 mm.

Bei der Operation erfolgte eine mittlere Schrumpfung von 7,63 %, entsprechend 2,22 mm bei einer Standardabweichung von 0,25 mm. Postoperativ hatten die Sehnen eine Länge von 27,09 mm (92,37 % der Ausgangslänge, Standardabweichung 1,38 mm).

Nach 3 Wochen Beobachtungszeit waren die Sehnen nur unwesentlich verlängert, nämlich auf durchschnittlich 30,76 mm auf 104,95 % ihrer Ausgangslänge (Standardabweichung 5,06 mm).

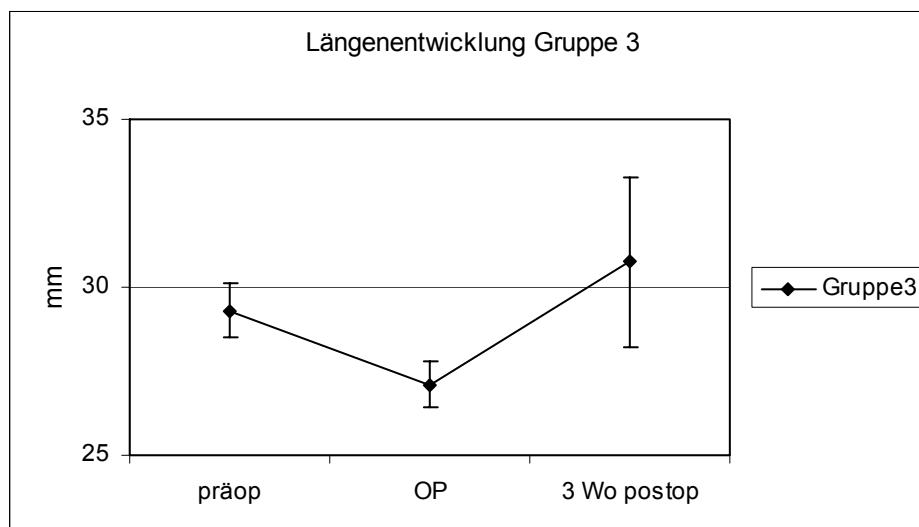


Abb. 47

Längenentwicklung Gruppe 3

3.2.3.2 Längenentwicklung in Gruppe 5 (6 Wochen Immobilisation, 6 Wochen postoperative Lebensdauer)

Die Ergebnisse ähneln stark denen in Gruppe 3. Die Sehnen waren präoperativ im Mittel 28,96 mm lang bei einer Standardabweichung von 1,18 mm. Sie wurden um durchschnittlich 5,61 % oder um 1,63 mm bei einer Standardabweichung von 0,63 mm geschrumpft. Sie kamen nach der Operation auf eine Länge von gemittelt 27,33 mm (entspricht 94,39 % der Länge vor Operation, Standardabweichung 1,16 mm).

3 Wochen postoperativ war eine Länge von 30,82 mm, entsprechend 106,42 % der Länge vor Operation mit einer Standardabweichung von 4,15 mm zu ermitteln.

9 Wochen nach der Behandlung fanden sich folgende Maße: Länge der Sehnen 29,94 mm (103,38 %), Standardabweichung 8,18 mm.

Die Immobilisation führte also zu einer starken Begrenzung der Elongation der Sehnen, auch wenn sie nicht völlig imstande war, sie zu verhindern.

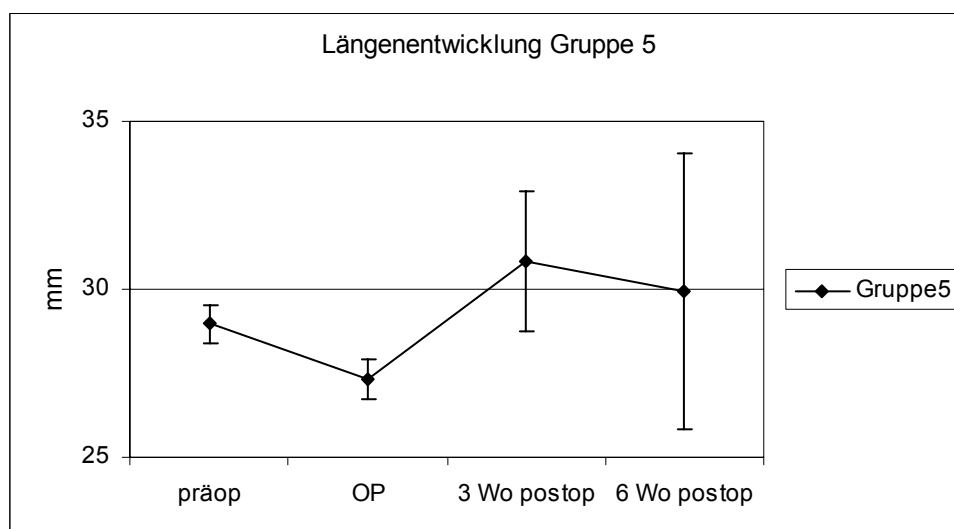


Abb.48

Längenentwicklung Gruppe 5

3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

3.3.1 Ergebnisse der biomechanischen Tests

Zusammenfassend wurde deutlich, dass mittels Shrinkage behandelte Sehnen sich in charakteristischen biomechanischen Parametern signifikant von unbehandelten Sehnen unterschieden. Dabei war zu sehen, dass sich die Parameter maximale Reißkraft, Stiffness und Relaxationsverhalten in allen Gruppen signifikant oder hochsignifikant voneinander unterschieden.

(Ausnahmen bildeten die Parameter maximale Reißkraft und Relaxation in Gruppe 2 (keine Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer) und in Gruppe 6 (6 Wochen Immobilisation, 9 Wochen postoperative Lebensdauer). Hier überschritt das Signifikanzniveau aber in keinem Falle $p=0,074$ und die unbehandelten Sehnen waren immer stärker als die behandelten Sehnen.)

Der Versuch zeigte weiterhin, dass behandeltes Sehnengewebe unterschiedlich lange ruhiggestellt werden konnte (0, 3 oder 6 Wochen Gipsimmobilisation), dennoch aber nicht in der Lage war, sich so zu regenerieren, dass es in seinen biomechanischen Eigenschaften die Dimensionen unbehandelten Gewebes wiedererreichen konnte.

Die Daten ließen erkennen, dass sich die Eigenschaften der operierten Sehnen an die der unbehandelten Sehnen dann am weitesten angleichen, wenn sie einer 6-wöchigen Immobilisation unterlagen. Allerdings erreichten sie nur durchschnittlich ca.70 % ihrer ursprünglichen Reißkraft, 60 % ihrer ursprünglichen Stiffness und ca. 70 % der ursprünglichen Relaxation.

Zusätzlich wurde deutlich, dass die untersuchte Dauer der Immobilisation (3 oder 6 Wochen) keine Auswirkungen auf die biomechanische Beschaffenheit der Sehnen hatte. Hiervon ausgenommen war die 6-wöchige Immobilisation, die in der Lage war, die Parameter „maximale Reißkraft“ und „Stiffness“ günstig zu beeinflussen.

Die Untersuchung zeigte, dass sich die geschrumpften Sehnen bezüglich ihrer biomechanischen Parameter nicht signifikant erholten, wenn man sie zuerst immobilisierte und 3 Wochen nach Abnahme der Immobilisation weiterverfolgte.

Mobile Sehnen regenerierten sich in einem Beobachtungszeitraum von 9 Wochen nicht im Vergleich zu ihrer Leistungsfähigkeit vor der Operation.

In den folgenden Tabellen sind die Messwerte der einzelnen Parameter zum Vergleich dargestellt.

Tab.62

Reißkraft behandelter Sehnen Gruppe 1-6

Gruppe	Immobilisation (Wochen)	Lebensdauer (Wochen)	Mittelwert (N)	Minimum (N)	Maximum (N)	Standardabweichung (N)
1	0	3	113,75	0	195	62,42
2	0	9	288,25	170	595	130,61
3	3	3	182	0	360	115,64
4	3	6	173,5	110	280	58,11
5	6	6	282	145	430	80,77
6	6	9	342,25	195	555	113,12

Zum Vergleich betrug der Durchschnitt des Mittelwertes aller unbehandelten Sehnen 385,83 N, des Minimums 230,83 N, des Maximums 545 N und der Standardabweichung 103,35 N.

Tab. 63

Stiffness behandelter Sehnen Gruppe 1-6

Gruppe	Immobilisation (Wochen)	Lebensdauer (Wochen)	Mittelwert (N/1mm)	Minimum (N/1mm)	Maximum (N/1mm)	Standardabweichung (N/1mm)
1	0	3	45,39	0	115,6	32,44
2	0	9	94,6	33,9	212,5	61,98
3	3	3	85,76	0	206,25	62,49
4	3	6	74,51	28,8	125,8	28,81
5	6	6	114,17	50	173,3	33,05
6	6	9	122,92	44,4	260	68,14

Zum Vergleich betrug der Durchschnitt des Mittelwertes aller unbehandelten Sehnen 188,29 N/1mm, des Minimums 115,55 N/1mm, des Maximums 241,05 N/1mm und der Standardabweichung 38,76 N/1mm.

Tab. 64

Weg bis Riss behandelter Sehnen Gruppe 1-6

Gruppe	Immobilisation (Wochen)	Lebensdauer (Wochen)	Mittelwert (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)	Standardabweichung (mm)
1	0	3	6,53	0	14,3	4,07
2	0	9	7,39	1,65	12,2	3,86
3	3	3	4,06	0	8,5	2,26
4	3	6	4,59	3,1	8,4	1,52
5	6	6	5,11	2	10,85	2,41
6	6	9	6,28	3,1	10,1	2,69

Zum Vergleich betrug der Durchschnitt des Mittelwertes aller unbehandelten Sehnen 4,41 mm, des Minimums 2,47 mm, des Maximums 7,44 mm und der Standardabweichung 1,46 mm.

Tab.65

Relaxation behandelter Sehnen Gruppe 1-6

Gruppe	Immobilisation (Wochen)	Lebensdauer (Wochen)	Mittelwert (N)	Minimum (N)	Maximum (N)	Standardabweichung (N)
1	0	3	27,5	0	80	22,27
2	0	9	60,5	10	162,5	30,36
3	3	3	41,94	0	80	25,55
4	3	6	47	15	75	16,41
5	6	6	67,75	30	120	28,59
6	6	9	69,25	30	110	23,89

Zum Vergleich betrug der Durchschnitt des Mittelwertes aller unbehandelten Sehnen 104,23 N, des Minimums 57,5 N, des Maximums 143,3 N und der Standardabweichung 24,55 N.

3.3.2 Ergebnisse der Längenermittlung

Es gab keine Möglichkeit, die Sehnen nach ihrer initialen Verkürzung so nachzubehandeln, dass sie sich nicht wieder verlängerten. Sie verlängerten sich sogar, egal welche Nachbehandlung sie erfuhren, immer über ihre ursprüngliche Länge hinaus. Dabei war eine Immobilisation mittels Weißgips durchaus in der Lage, die Elongation (im Vergleich zur Nachbehandlung ohne Immobilisation) stark einzuschränken.

Allerdings konnte das eigentliche Ziel des Shrinkage, nämlich das Gewebe dauerhaft zu verkürzen, mit dieser Methode nicht erreicht werden.

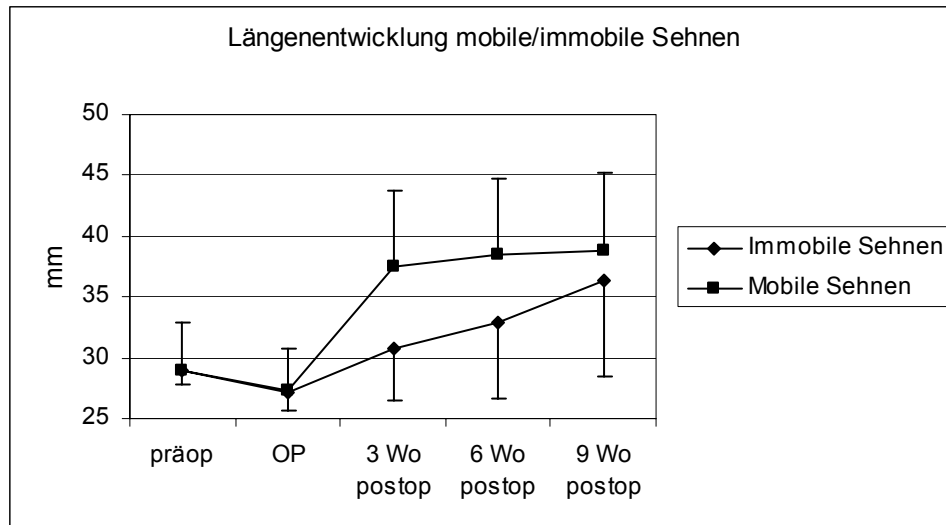


Abb.49

Längenentwicklung mobile/immobile Sehnen (Wert „immobile Sehnen, 9 Wo. postop.: aus Gr. 6)

3.4 Makroskopische Beobachtungen / Komplikationen

Makroskopisch betrachtet fiel bei einer ersten Betrachtung der Sehnen vielfach auf, dass die geschrumpften Sehnen wesentlich dicker waren als die nicht operierten Resektate. Ihre laterale Begrenzung ließ sich mit bloßem Auge oft nicht exakt erkennen. Der Übergang in die Gelenkkapsel erschien verschwommen. Viele Präparate schienen diffus aufgequollen zu sein und waren stark gerötet. All dies ließ auf eine als physiologische Reaktion auf den thermischen Reiz abgelaufene Leukozytenimmigration schließen. (Eine histologische Untersuchung und ein Vergleich der behandelten und unbehandelten Sehnen schloss sich an die biomechanischen Untersuchungen in einer weiteren Studie an.)

Bei Tier Nr. 6 (Gruppe 1) und Nr. 25 (Gruppe 3) kam es zu einem sofortigen Riss der operierten Sehne bei Start des Belastungsversuches. Makroskopisch fielen die Resektate durch starke Auffaserung und inhomogene Sehnenoberfläche auf.

Bei zwei Relaxationsversuchen, nämlich bei der rechten Sehne des Tieres Nr. 11 (Gruppe 3) und der linken Sehne des Tieres Nr. 17 (Gruppe 4), riss die Seh-

ne vor Ablauf der zweiminütigen Belastungszeit. Somit konnte kein Relaxationswert ermittelt werden. Aus diesem Grunde bezogen sich hier die statistischen Berechnungen nicht wie in den anderen Gruppen auf eine Anzahl von $n=10$ Versuchspaaren, sondern nur auf $n=9$ (rechte Versuchsgruppe Nr.3, linke Versuchsgruppe Nr. 4). Bei allen anderen Reißversuchen konnte der oben beschriebene Testzyklus komplett durchgeführt werden. Es kam jeweils zu einem intraligamentären Riss am Ende des Versuches, Ausrisse des Tibiablocks aus dem Knochenzement wurden in keinem Falle beobachtet.

4. Diskussion

4.1 Vergleich LACS / ETACS - konventionelle Methoden

Die glenohumerale Instabilität betrifft ca. 2-8% der Bevölkerung [10]. Rund 30% aller Notfälle, die die Schulter betreffen, lassen sich auf diese Erkrankung zurückführen [10]. Besonders junge Menschen leiden unter der Instabilität. Fanton beschrieb eine umgekehrt proportionale Beziehung zwischen Alter bei Erstluxation und Redislokationsrate: Je jünger ein Patient bei der ersten Dislokation ist, umso größer ist sein Risiko, Rezidive zu entwickeln [9].

Zur Behandlung der atraumatischen Instabilitätsformen gibt es verschiedene Vorgehensweisen. Initial wird üblicherweise mit einer physiotherapeutischen Behandlung begonnen, um die muskulären Schulterstabilisatoren M. deltoideus, M. supraspinatus, M. infraspinatus, M. subscapularis und M. teres minor zu trainieren [7]. Dies trainiert zwar die Stabilität des Gelenkes und führt oft zu einer Schmerzverminderung, löst das ursächliche Problem jedoch nicht. Insbesondere bei jungen oder athletischen Patienten bedeutet die Erkrankung oftmals eine Einschränkung der sportlichen Aktivität [39].

Operativ kann bei der multidirektionalen Instabilität auf verschiedene Arten interveniert werden. Dabei ist der offene Kapselshift die Operation der Wahl, da alternative Operationen nicht auf breiter Basis durchführbar sind [57]. Technisch ist diese Methode allerdings schwierig durchzuführen und mit einer hohen Morbiditätsrate und häufiger Funktionseinschränkung des betroffenen Gelenkes verbunden [39,48]. Die betroffene Schulter ist oftmals in ihrem Bewegungsausmaß eingeschränkt [2], was in besonderem Maße für Sportler, die auf das große Bewegungsausmaß der Schulter angewiesen sind, zu einem Problem werden kann.

Luke et al [37] zeigten in einer Studie an Leichenschultern, dass nach offenem Kapselshift das Volumen der Glenohumeralgelenkkapsel um durchschnittlich 50,2 % des Ausgangsvolumens reduziert wurde. Dagegen verringerte eine ther-

misch-arthroskopisch durchgeführte Kapsulorrhaphie das Kapselvolumen nur um durchschnittlich 29,7 %.

Noch anspruchsvoller in der technischen Durchführung gestalten sich arthroskopische Verfahren, die die Kapsel mechanisch raffen. Pollock und Bigliani [57] kommen zu dem Schluss, dass diese Methode wegen ihres hohen Schwierigkeitsgrades nicht auf breiter Basis durchführbar ist, sondern nur wenigen Schulterchirurgen vorbehalten bleibt.

4.1.1 Vorteile LACS / ETACS

Aus diesen Gründen wäre die Entwicklung einer technisch einfach durchzuführenden, arthroskopischen Operation anzustreben. Dabei könnten die Vorteile, die minimal-invasive Eingriffe bieten, zum Beispiel geringere postoperative Schmerzen, kürzerer Krankenhausaufenthalt, kürzere Genesungszeit, ein besseres kosmetisches Ergebnis und Kosten sparende Behandlung verglichen mit einer offenen Operation, mit einer kurzen und unkomplizierten Operation kombiniert werden [9]. Auch volkswirtschaftlich ist diese Methode interessant: Vergleicht man die Zeit, in der ein Arbeitnehmer z.B. aufgrund einer offenen Bankart-Operation arbeitsunfähig ist (durchschnittlich 25,5 Tage) mit der Zeit bei einer arthroskopischen Refixation (durchschnittlich 15,3 Tage) [15], zeigen sich beispielhaft die Vorteile, die ein minimal-invasives Vorgehen bietet. Auch wenn diese Zahlen nicht auf die Behandlung der MDI übertragen werden können, erkennt man die volkswirtschaftliche Bedeutung.

Hier erscheinen besonders die arthroskopischen Shrinkageverfahren interessant, die mit Hilfe von laser- oder radiofrequenzinduzierter thermischer Energie redundantes Gewebe behandeln. Sie sind technisch wesentlich einfacher durchzuführen als die vorgenannten Operationsmethoden.

4.1.2 Funktionsweise LACS / ETACS

Laser (Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation) und Radiofrequenzgeneratoren arbeiten mit unterschiedlichen physikalischen Verfahren: Der Laser ist in der Lage, die Energie punktgenau zu applizieren. Der Laserstrahl besteht aus nicht divergierendem, parallelem monochromatischem Licht. Der Holmium:Yttrium-Aluminium-Garnet-Laser (Ho-YAG-Laser) findet vor allem in der orthopädischen Chirurgie seine Anwendung. Vangness et al [73] verglichen in einer In-vitro-Studie an Leichenschultern verschiedene Lasergeräte untereinander und empfahlen den Ho:YAG-Laser. Er war am einfachsten zu bedienen und bot die beste Möglichkeit, Weichgewebe zu schrumpfen. Emittiert werden dabei Laserstrahlen von 2,1 μm Wellenlänge [22]. Der Laserstrahl wird zum Teil vom Gewebe resorbiert und induziert dabei einen photothermischen Effekt [64].

Radiofrequenzenergie ist eine Form elektromagnetischer Energie. Die Methode der RF-Applikation wird in anderen Bereichen der Medizin, zum Beispiel in der Ophthalmologie [46] oder der Herzchirurgie [65], seit langem erfolgreich angewendet, seit sie in den 50er Jahren von Flory, Garrett und Weaver [11,12] erstmals beschrieben wurde.

Bei ihrer Applikation kommt es zu einem hochfrequenten Wechselstromfluss zwischen der Sondenspitze und dem Gewebe, so dass Ionenbewegungen provoziert werden. Es resultiert der Aufbau eines elektromagnetischen Feldes innerhalb des Gewebes, in dem geladene Teilchen sich zu bewegen beginnen [3, 9, 21, 42, 51].

Das Ergebnis ist bei beiden Verfahren dasselbe: Moleküle werden dazu gebracht, sich zu bewegen, wodurch die applizierte Energie in thermische Energie umgewandelt wird. Diese Energie ist in der Lage, auf molekularer Ebene Verbindungen zu lysieren. Die hochgeordnete, kristalline Kollagenstruktur geht zum Teil in die amorphe Phase über. Dadurch schrumpft letztendlich das Gewebe. Es kommt in Folge der Behandlung zu einer Einwanderung von Fibroblasten in

das behandelte Gewebe, zu einer Kapselverdickung, Narbenbildung und dem teilweisen Verlust der sensorischen Afferenz [22, 27, 29, 30, 34, 47, 56, 59, 60].

Diese Methoden sind auf dem Gebiet der orthopädischen Chirurgie vornehmlich für die Behandlung der Schulterlaxität interessant. Ein anderes Einsatzgebiet ist das Knie bei Laxitäten am medialen Kollateralligament [13].

4.1.3 Nachteile LACS / ETACS

Der Chirurg bewirkt bei der Operation durch das Shrinkage gleichzeitig immer eine Gewebeschädigung. In der Phase der Gewebeheilung ist kollagenes Gewebe sehr anfällig gegen Elongierungen [3].

Ein wesentlicher Nachteil besteht bei diesem arthroskopischen Operationsverfahren außerdem darin, dass der N. axillaris leicht thermisch verletzt werden kann. Uno et al [71] wiesen nach, dass der N. axillaris sehr oft in unmittelbarer Nähe des Axillarrezessus liegt. Bryan et al [4] ermittelten eine durchschnittliche Entfernung dieses Nervs vom untersten Punkt des Glenohumeralrezessus von 3,2 mm, wobei es auch Nerven gab, die in ca.1 mm Abstand vorbeiliefen. Ciccone et al [6] fanden, dass die Dicke der Kapsel über dem N. axillaris an 8 Leichenpräparaten zwischen 2,76 und 3,18 mm lag. Gryler et al [17] führten eine Studie an 9 Leichenschultern durch und erkannten, dass die Temperaturen, denen der N. axillaris bei einem Shrinkage ausgesetzt war, bei über 50 °C liegen konnten. McCarty et al kamen in einer Studie an 15 Leichenschultern zu einem identischen Ergebnis [40]. Ab einer Temperatur von 50 °C ist mit dauerhaften Nervenschäden zu rechnen. In einer klinischen Studie von Greis et al [16] wurden Fälle vorgestellt, in denen sowohl motorische als auch sensorische Läsionen nach RF-Arthroskopie beobachtet wurden. Hier wurde darauf hingewiesen, dass sensorische Fasern schneller Schaden nehmen können als motorische Fasern.

Außerdem gilt es noch einen weiteren Punkt zu berücksichtigen: Die sensorischen Fasern innerhalb der Gelenkkapsel tragen mit ihren propriozeptiven Eigenschaften wesentlich zu einer intakten Gelenkfunktion bei. Ihre Funktion wird

aber durch die Thermoapplikation zumindest beeinträchtigt, an einigen Stellen werden die Filamente sogar zerstört. Mishra stellte fest, dass die Tiefe der Hitzeapplikation von der Höhe der gewählten Leistung abhängt [44]. Um neuronale Schäden zu vermeiden, wurde von Greis [16] ein Energielevel von 20 W vorgeschlagen.

Thabit [67] beschrieb bei einigen mit LACS behandelten Patienten eine adhäsive Kapsulitis. Hanypsiak beschrieb außerdem bei zwei Patienten jeweils drei Monate nach thermischer Kapselraffung Risse der langen Bizepssehnen. Die Sehnen waren zum Zeitpunkt der Operation intakt [18].

4.2 Vergleich LACS – ETACS

4.2.1 Gerätevorteile bei ETACS

McGee [41] und Fanton [9] stellten heraus, dass die Radiofrequenzmethode gegenüber der Lasermethode erhebliche Vorteile bietet: Eine elektrochirurgische Ausstattung kostet ca. 5.000-15.000 US-\$ gegenüber einer Laserausstattung, die mit 80.000 – 130.000 US-\$ zu Buche schlägt. Für die Benutzung von Lasergeräten ist zudem eine spezielle Ausbildung erforderlich. Lasereinheiten sind zusätzlich deutlich größer als Radiofrequenzgeräte [34]. Sicherlich wird schon allein aus diesen Gründen das ETACS viel häufiger angewandt als das LACS.

4.2.2 Operationstechnische Vorteile der ETACS

Die Arbeitsgruppe von Pullin et al [56] führte eine Studie zum histologischen Verhalten von geschrumpftem Kapselgewebe an den Schultergelenken von sieben Greyhounds durch. Sie stellten als Problem heraus, dass bei einer Schrumpfung per Laser allein ein optisches Nachvollziehen des Schrumpfungsvorganges möglich war, Tiefe und Ausmaß der Gewebealteration aber nicht bestimmt werden konnte. Auch nachdem die Arbeitsgruppe ihre arthroskopischen OP-Videos nochmals durchgesehen hatte, wurden keine optischen An-

zeichen gefunden, ab welchem Punkt das Gewebe so stark geschrumpft war, dass es nekrotisierte.

Markel et al [39] wiesen in der Auswertung ihrer Laserversuche darauf hin, dass es technisch sehr schwierig war, das Gewebe gleichmäßig zu behandeln und nicht eine Stelle „überzubehandeln“. Lyons [38] fand, dass Laserapplikation häufig ein inadäquates Shrinkage der Kapsel verursachte.

Lopez [34] fand eine strenge lineare Beziehung zwischen dem Schrumpfungsausmaß und der eingesetzten RF-Temperatur bei einem Shrinkageexperiment an Kapselgewebe von Schafsknieen. Osmond [51] konnte in einer vergleichenden In-vitro-Studie zeigen, dass das Schrumpfungsverhalten von kollagenem Gewebe bei Radiofrequenzapplikation streng mit der applizierten Temperatur korrelierte. Sie konnte während der OP ständig kontrolliert werden. In Hinsicht auf die intraoperative Kontrolle ist diese Methode der Lasertechnik überlegen. Die Lasertechnik verfügt nicht über die Möglichkeit, intraoperativ die exakte am behandelten Gewebe auftretende Temperatur zu messen [3].

4.3 Vorstudien

Zum Einsatz von Radiofrequenz- und Laserthermoapplikation in der orthopädischen Chirurgie sind seit 1994 viele Studien erschienen [2, 3, 6, 16, 17, 19 - 31, 33 - 36, 38, 39, 42, 44, 47, 49 - 51, 56, 58 - 63, 67, 69, 73, 75, 76, 79]. Überwiegend handelt es sich dabei um Tierversuche, bei denen die histologischen und biomechanischen Reaktionen von kollagenem Gewebe auf Hitzebehandlung untersucht wurden [20, 22, 23, 25 - 27, 29 - 31, 34 - 36, 42, 45, 47, 50, 56, 59, 61, 63, 75, 76]. Es gibt einige Studien, die an menschlichen Leichenschultern zu dieser Fragestellung durchgeführt wurden [6, 28, 62, 69, 73]. Dazu kommen noch einige klinische Studien, die mit verschiedenen Scores das klinische Outcome von Patienten nach einem Shrinkage untersuchen [2, 3, 9, 16, 17, 19, 24, 33, 38, 39, 44, 49, 51, 58, 67, 79]. Das Versuchsdesign und die Ergebnisse der Studien sind unterschiedlich. Dadurch sind die Studien nur be-

dingt vergleichbar. Oft wurden sie an verschiedenen Spezies durchgeführt, an unterschiedlichen Gelenken und Geweben. Es wurden beide Verfahren, ETACS und LACS, zum Teil kombiniert mit mechanischer Kapselraffung, angewendet. Die Operationstechniken waren unterschiedlich, die Geräteeinstellungen differierten und die biomechanischen Testungen erfolgten nicht in gleicher Art und Weise. Hayashi und Markel [22] und Osmond et al [51] stellten 1998 fest, dass die Studien nur eingeschränkt vergleichbar sind. Sie betonten aber, dass der therapeutische Effekt, nämlich der Shrinkagevorgang, jedoch immer durch die Applikation von thermischer Energie ausgelöst wurde.

Um einen Überblick über die bisher veröffentlichten Studien zu geben, werden im Folgenden die Veröffentlichungen in die drei Kategorien eingeteilt:

1. In-vivo / In-vitro-Tierexperimente (4.3.1):

a) Studien, die die biomechanischen Eigenschaften von geschrumpftem Gewebe beschreiben (4.3.1.1)

b) Studien, die den Zusammenhang zwischen Temperaturhöhe, Leistungsdosis und Schrumpfungsausmaß untersuchen (4.3.1.2)

2. In-vitro-Studien an menschlichen Leichenschultern (4.3.2)

3. klinische Studien (4.3.3).

4.3.1 Tierexperimente

4.3.1.1 Biomechanische Eigenschaften

1. Im Jahre 1997 veröffentlichten Schaefer et al [59] die Ergebnisse eines Tierexperimentes, das unserem, auch in der radiologischen Kontrollmethode der Längenentwicklung, stark ähnelt. 13 Patellarsehnen von New Zealand White Rabbits wurden behandelt, die anderen 13 der gegenüberliegenden Seite als Referenz benutzt. Es wurde im Gegensatz zu unserer Studie allerdings ein Holmium:Yttrium-Aluminium-Garnet-Laser verwandt. Die applizierte Energiedosis betrug 300 J/cm^2 . Das erreichte Shrinkageausmaß betrug 6,6% mit einer Standardabweichung von 1,4%. Die Gelenke wurden nicht immobilisiert, die

Sehnen direkt postoperativ (n=7) oder 8 Wochen postoperativ (n=8) entnommen. Die Länge der Sehnen nahm zu und war 4 Wochen und 8 Wochen postoperativ signifikant größer als direkt postoperativ. 8 Wochen nach OP waren die behandelten Sehnen signifikant weniger steif als ihre Vergleichssehnen (durchschnittlich um 19% reduzierte Stiffness), dafür aber im Mittel 33% dicker als die Vergleichsgruppe.

2. Hayashi et al [23] führten 1995 eine Studie durch, bei der sie Femoropatellargelenke von ausgewachsenen New Zealand White Rabbits (n=12) entnahmen und die Patellarsehnen biomechanisch untersuchten. Sie applizierten in einem 37 °C warmen Bad aus Ringerlösung entweder 5 W (9 % Schrumpfung), 10 W (26 % Schrumpfung) oder 15 W (38 % Schrumpfung). Bei der biomechanischen Testung wurden die Parameter Stiffness und Relaxation getestet. Die Stiffness war lediglich in der 10 W-Gruppe und der 15-W-Gruppe signifikant geschwächt. Das Relaxationsverhalten war bei keiner Gruppe signifikant von der unbehandelten Kontrollgruppe verschieden. Weiterhin ermittelte die Arbeitsgruppe eine signifikante Korrelation zwischen der Energie, die appliziert wurde, und der Kraft, die aufgewendet werden musste, um das geschrumpfte Gewebe wieder auf die Ausgangslänge zurückzubringen.

3. In einer weiteren biomechanischen Untersuchung untersuchten Hayashi et al [20] die biomechanischen Eigenschaften von Kniekapselgewebe. Sie führten ein In-vivo-Experiment an Schafen durch. Die Kapseln wurden mit einem Ho:YAG-Laser (5W) nach dem Paintbrushverfahren (komplettes Shrinkage der gesamten Kapseloberfläche) behandelt. Das Kollagen wurde über einen Zeitraum bis 180 Tage postoperativ untersucht. Die Stiffness nahm direkt nach der OP signifikant ab. Der ursprüngliche Level war nach 14 Tagen wieder hergestellt. Die Relaxation nahm postoperativ zu und war 7 Tage nach OP signifikant höher als bei unbehandeltem Gewebe. Danach waren keine signifikanten Unterschiede mehr zu finden.

4. An einer Untersuchung an 8 Schafen, deren Kniekapseln mit Laserenergie geschrumpft wurden (je n=2 mit 5 Watt, 10 Watt, 15 Watt, Kontrollgruppe ohne Behandlung), ermittelten Hayashi et al [26] folgende biomechanische Parame-

ter direkt postoperativ: Die maximale Reißkraft unterschied sich nicht signifikant unter den Behandlungsgruppen. Sie unterschied sich auch nicht signifikant von unbehandelten Sehnen. Die Stiffness war in allen drei Behandlungsgruppen signifikant vermindert. Die Relaxationseigenschaften waren nicht signifikant von der Kontrollgruppe verschieden.

5. Lopez et al [35] schrumpften mit RF-Energie (10W, Sondenvorschub 2 mm/s) Kniekapselgewebe von Schafen. Sie variierten die Temperatur zwischen 37°C und 85 °C. Dabei stellten sie eine Schrumpfung von 0% (37 °C), 3,6% (45 °C), 13% (55 °C), 21% (65 °C), 25% (75 °C) und 23 % (85 °C) im Vergleich zur Ausgangslänge fest. Zwischen den 65°C-, 75°C- und 85°C-Gruppen ließ sich kein signifikanter Unterschied im Shrinkageausmaß feststellen. Die maximale Reißkraft war ebenfalls in keiner der Behandlungsgruppen signifikant vermindert. Die Stiffness nahm postoperativ in den Gruppen, die mit 65 °C und 85 °C behandelt worden waren, signifikant ab. Die Relaxationseigenschaften waren postoperativ in keiner Gruppe geschwächt.

6. Schulz et al [61] führten eine In-vivo-Studie an 54 New Zealand White Rabbits durch, deren peripatellare Retinacula mit Ho:YAG-Laser (Sehnentemperatur 55 °C, 10 W) behandelt wurden. Es ergab sich folgender Verlauf der biomechanischen Parameter über 12 Wochen, wenn man sie mit unbehandelten Retinacula verglich: direkt postoperativ, 6 Wochen und 12 Wochen postoperativ lag die maximale Reißkraft bei 70%, 56% und 84% im Vergleich zu den unbehandelten Vergleichssehnen. Die Stiffness zeigte Werte von 83%, 54% und 85%.

7. Wallace et al [76] schrumpften die medialen Kollateralbänder des Femoropatellargelenkes von 12 New Zealand White Rabbits. Sie stellten fest, dass es nach Applikation einer RF-Temperatur von 65° C zu einer Reduktion der Stiffness um ca. 75% kam, wenn die Stiffness direkt postoperativ gemessen wurde (unbehandelt 28,86 N/1mm; behandelt 7,87 N/1mm).

8. Hecht et al [31] veröffentlichten 1999 eine Studie, in der sie 24 Schafkniegelenke arthroskopisch mit RF-Energie behandelt hatten. Dabei applizierten sie eine Temperatur von 65° C und 25 W bei einer Sondengeschwindigkeit von 1-2 mm/s. Die Sonde wurde direkt über die Kapseloberfläche geschoben. Die Ge-

lenke wurden nicht immobilisiert. Sie ermittelten maximale Reißfestigkeit, Stiffness und Relaxation. Die maximale Reißfestigkeit war während der gesamten Beobachtungszeit (12 Wochen) nicht signifikant von unbehandeltem Gewebe verschieden. Die Stiffness war 2 Wochen postoperativ signifikant gegenüber nicht behandeltem Vergleichsgewebe vermindert. Ab 6 Wochen postoperativ fand sich keine signifikante Schwächung mehr. Der Verlauf der Relaxationseigenschaften war folgender: Direkt postoperativ war die Relaxation signifikant höher, 6 Wochen nach OP ebenfalls, 2 und 12 Wochen postoperativ aber nicht. 9. Lu et al [36] führten eine In-vitro-Studie an Schafsknieen durch. Sie behandelten die Kniegelenkscapseln mit RF-Energie (70 °C, 15 W). Dabei fand sich ein besseres biomechanisches Verhalten von Gewebe, das mit der Grid-Pattern-Technik behandelt wurde gegenüber dem Gewebe, das in Paintbrush-Technik geschrumpft wurde. Grid-Pattern (Gittermuster) bedeutet, dass zwischen behandeltem Gewebe immer Streifen von Gewebe unbehandelt belassen bleibt, im Gegensatz zum Paintbrush-Pattern, bei dem die gesamte Oberfläche behandelt wird. Das Ausmaß der Schrumpfung zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen (Grid-Pattern 27% durchschnittliches Shrinkage, Paintbrush-Pattern 29%). Der Mittelwert der maximalen Reißkraft war zu allen Zeitpunkten (außer bei der Messung 12 Wochen postoperativ) in der Grid-Pattern-Gruppe höher als in der Paintbrush-Pattern-Gruppe (allerdings kein in der statistischen Testung signifikanter Unterschied).

6 Wochen nach der OP zeigte die Stiffness in der Grid-Pattern-Gruppe einen signifikant höheren Wert als die Paintbrush-Pattern-Gruppe. Postoperativ stieg die Stiffness auch schneller wieder auf höhere Werte in der Grid-Pattern-Gruppe als in der Paintbrushgruppe. Die Relaxationseigenschaften waren direkt postoperativ in der Grid-Gruppe signifikant niedriger als in der Vergleichsgruppe; 2, 6 und 12 Wochen postoperativ waren keine signifikanten Unterschiede mehr feststellbar.

In der histologischen Analyse wurde beschrieben, dass 6 Wochen nach Operation in der Grid-Pattern-Versuchsgruppe alle behandelten Areale wieder aus unbeschädigtem Kollagen bestanden. In der Paintbrushgruppe waren nach 6

Wochen noch hyalinisierte Areale zu erkennen. 12 Wochen postoperativ konnte histologisch kein Unterschied mehr festgestellt werden.

4.3.1.2 Zusammenhänge: Schrumpfung, Temperatur, Leistung

1. Naseef [47] zeigte 1997 in einer Studie an 84 Präparaten aus vier Rinderkniekapseln, welche Beziehungen zwischen der Höhe der Shrinkagetemperatur und der Schrumpfungsdauer bestehen. Dazu wurden die Präparate in verschiedenen warmen Kochsalzlösungen über verschieden lange Zeitspannen eingelegt. Dabei fanden sie heraus, dass Gewebe, wenn es über 10 Minuten in einer bis zu 57,5 °C warmen Umgebung liegt, keinerlei Schrumpfungstendenzen zeigt.

Ab einer Temperatur von 60 °C setzte ein Schrumpfen ein. Nach einer Minute waren die Fasern zwar noch genauso lang wie zu Anfang, danach fing das Gewebe aber an, sich zu verkürzen, bis es nach 10 Minuten ca. 55 % der Ausgangslänge hatte. Ab einer Lösungstemperatur von 65 °C war nur noch ca. eine Minute nötig, um die Gewebelänge um 50 % zu verkleinern. Das Schrumpungsverhalten folgte dabei, wenn Länge gegen Zeit aufgetragen wird, einer sigmoidalen Kurve.

2. Obrzut et al [50] veröffentlichten 1998 Ergebnisse einer In-vitro-Studie, bei der Kapselgewebe aus Schafschultern mit RF-Technik erhitzt wurde. Die Studie verglich das Schrumpfungsausmaß bei verschiedenen Temperatur- und Leistungsdosen (60° C bis 80 °C, 5 W bis 14 W). Das Gewebe wurde in 37° C warmer Ringerlösung für 5 Minuten äquilibriert und danach geschrumpft. Der Sondenvorschub betrug 1 mm/s. Es ergab sich eine sigmoidale Temperatur-Shrinkage-Beziehung mit dem größten Schrumpfungszuwachs zwischen 65 °C und 70 °C. Die Kapselstreifen verkürzten sich um ca. 4% der Ausgangslänge bei 65 °C bis zu durchschnittlich 13,7% bei 80° C Sondentemperatur. Darüber hinaus wurde eine Temperaturmessung im Gewebe durchgeführt. Die Temperatur lag an der Kapseloberfläche ca. 5° C unter der Sondentemperatur und fiel asymptotisch ab. Die Temperatur betrug in 0,5 mm Gewebetiefe bei allen Einstellungen ungefähr 15° C weniger als die Sondentemperatur, in 1,5 mm Tiefe ergaben alle Messungen weniger als 45° C.

3. Die Ergebnisse von Shellock et al [63] zeigen ebenfalls einen deutlichen Abfall in der Temperatur, je tiefer im Gewebe gemessen wurde. Bei Versuchen mit einer End-Effect RF-Elektrode, 71,2 °C Sondentemperatur, einer Leistung von 20 W und einer Einwirkzeit von 2 Sekunden lag die Gewebetemperatur an der Oberfläche bei ca. 70 °C, in 2 mm Tiefe bei ca. 50 °C und in 4 mm Tiefe bei ca. 40 °C.

4. Wall et al [75] führten ein In-vitro-Experiment durch, bei dem sie kollagenes Gewebe in NaCl-Lösungen unterschiedlich stark erwärmten und das Schrumpfungsausmaß ermittelten. Auf Grundlage der gewonnenen Daten waren sie in der Lage, eine mathematische Beziehung zwischen Behandlungstemperatur, -zeit und erzielter Schrumpfung herzustellen. Diese Formel, anhand derer man das Schrumpfungsausmaß vorherbestimmen kann, gilt nur in vitro unter standardisierten Bedingungen.

Folgende Parameter sind bei einer Operation am Menschen ebenfalls am Shrinkageausmaß beteiligt: die Ausrichtung der Kollagenfasern zur Sondenrichtung, die Temperatur der Arthroskopieflüssigkeit, das Alter des Patienten und damit der Wasseranteil des Gewebes, die individuelle Kapselvergrößerung, Kapseldicke, Elektrodengröße, -art und -form, Konduktion (Hitzeverlust durch Diffusion), Konvektion (Hitzeverlust durch Blutzirkulation) und der Gewebemetabolismus [22]. Hyperlaxes Kapsel-Band-Gewebe verhält sich zudem anders als das bei Wall untersuchte, gesunde Gewebe. Herbert et al [32] wiesen an hyperlaxem Gewebe mehr reduzierbare Bindungen nach als an gesundem Kollagen. Dadurch müsste hyperlaxes Gewebe auf Shrinkagebehandlungen besser ansprechen, aber in der postoperativen Phase auch dementsprechend verletzlicher sein.

Ideal wäre, eine mathematische Formel wie die von Wall anhand von Daten zu erstellen, die eine arthroskopische Operation an einer menschlichen Schulter mit MDI liefern könnte. Auf diese Weise könnte man sich den Verhältnissen bei einer Operation unter realen Bedingungen und der nötigen Schrumpfungstem-

peratur, -energie und -dauer annähern und damit in Zukunft das Risiko von Fehlschlägen senken.

4.3.2 Experimente an Leichenschultern

1. In einem Shrinkageversuch an menschlichen Patellarsehnen mit Hilfe eines Nd:YAG-Lasers (20 W) wiesen Vangsness et al [64] nach, dass die geschrumpften Sehnen nur ca. 70% der maximalen Reißkraft von unbehandelten Sehnen besaßen.

2. Selecky et al [62] behandelten 20 Leichenschultern (Durchschnittsalter 82 Jahre) mit einem Ho:YAG-Laser (10 W) und fanden, dass die Behandlung die maximale Reißfestigkeit nicht signifikant beeinflusste.

3. Hayashi et al [28] stellten auch für menschliches Schulterkapselgewebe fest, dass sich ab einer Behandlungstemperatur von 65 °C die Gewebelänge signifikant änderte. Es wurden 6 Leichenschultern (Durchschnittsalter 52,3 Jahre) verwendet. Die Schulterkapseln wurden in 10x30 mm große Streifen zerschnitten und 10 Minuten lang in Gewebebäder der Temperaturen 37 °C, 55 °C, 60 °C, 65 °C, 70 °C, 75 °C und 80 °C eingelegt. Erst ab einer Badtemperatur von 65 °C traten signifikante Schrumpfungsausmaße auf, nämlich 11% bei 65 °C, 41% bei 70 °C, 56% bei 75 °C und 59% bei 80 °C.

4. Ciccone et al [6] führten eine In-vitro-Studie an 8 Leichenschultern (Durchschnittsalter 77 Jahre) durch. Sie entnahmen die Kapseln der Glenohumeralgelenke und teilten sie in 248 longitudinale Streifen. Danach wurden sie mit Hilfe eines Dissektionsmikroskopes vermessen und die Daten digitalisiert. Auf diese Weise wurden die Dicken der Kapseln ermittelt. Die Dicke variierte zwischen 1,32 mm und 4,47 mm. Durchschnittlich betrug sie 2,42 mm an der ventralen Kapselfläche, 2,8 mm in den inferioren Kapselanteilen und 2,22 mm an den dorsalen Kapselanteilen. Der ANOVA-Test zeigte signifikante Dickenunterschiede sowohl unter den verschiedenen Leichen als auch zwischen den verschiedenen Quadranten.

Wenn man die Ergebnisse von Obrzut, Shellock und Hayashi berücksichtigt, wird deutlich, dass an vielen Stellen die menschliche Kapsel gar nicht in allen

Gewebetiefen geschrumpft werden kann, da die Temperatur im Gewebe unter die Schwellentemperatur von näherungsweise 65 °C abfällt, ab der überhaupt erst Schrumpfung möglich ist [28].

5. Tibone et al [69] maßen das Bewegungsausmaß an Glenohumeralgelenken von neun Leichen (Durchschnittsalter 59,2 Jahre) vor und nach Kapselschrumpfung. Die Schulterkapseln wurden arthroskopisch mit einem Ho:YAG-Laser geschrumpft (20 W, 10 Hz). Die Kapsel wurde so lange geschrumpft, bis Schrumpfung arthroskopisch sichtbar wurde und/oder sich das Gewebe verfärbte. Der Vorgang dauerte zwischen 40 und 60 Sekunden. Vor der Behandlung und direkt danach wurden die Bewegungsausmaße der proximalen Humeri gegenüber dem Glenoid in anterior-posteriorer Richtung bestimmt. Bei einer einwirkenden Kraft von 15 N verringerte sich die Translation nach posterior von präoperativ durchschnittlich 10,9 mm auf postoperativ 6,4 mm. Bei einer Belastung von 20 N nahmen die Translationswerte von durchschnittlich 13,4 mm auf 8,9 mm ab. Wirkte eine Kraft von 15 N nach anterior, verringerte sich die Translation von durchschnittlich 7,2 mm auf 4,4 mm. Bei 20 N waren dies 10,4 mm und 6,5 mm. Dieser Unterschied der Translation in AP-Richtung ist statistisch signifikant. Zwischen den Werten, die bei 15 N, und denen, die bei 20 N aufgenommen wurden, besteht kein signifikanter Unterschied.

4.3.3 Klinische Studien

Es liegen noch keine Langzeitergebnisse vor. Keine Studie weist ein Follow-up von durchschnittlich mehr als drei Jahren auf [8, 33, 38, 58].

1. Eine Serie von LACS-Behandlungen führte Thabit [67] durch. Er behandelte 41 Schultern von 40 Patienten (Durchschnittsalter 27,5 Jahre), die unter anteriorer, posteriorer oder multidirektionaler Schulterinstabilität litten. Für Patienten unter 30 Jahre wurde eine Immobilisation für 7-14 Tage in einer Schlinge empfohlen, für Patienten älter als 30 Jahre eine von 7 Tagen (erhöhtes Risiko postoperativer Fibrose). In einer Nachuntersuchung (postoperativer Abstand unbekannt) erreichten die Patienten, die jünger als 30 Jahre waren, einen Punktwert von durchschnittlich 92,3 Punkten von 100 Punkten auf dem Rowe Score. Die

Patienten, die älter als 30 Jahre waren, kamen auf durchschnittlich 81 Punkte. Alle Sportler kehrten zu ihrem präoperativen Leistungslevel zurück.

2. Fanton [9] beschrieb bei einem 2-Jahres-follow-up von 54 Patienten nach ETACS eine Erfolgsrate von 90%. 6 Patienten hatten schlechte Ergebnisse. Unter den 6 Personen befand sich ein Patient mit einer Hill-Sachs-Läsion. Fanton schlug vor, eventuell eine Hill-Sachs-Läsion als Kontraindikation für eine arthroskopische OP zu werten. Er befürwortete, in solch einem Falle die Kapsel offen zu raffen und die Außenrotation zu begrenzen. Ein Patient entwickelte eine adhäsive Kapsulitis, die physiotherapeutisch behandelt wurde. 26 Monate nach der Operation war der Patient beschwerdefrei. Ein Patient hatte eine vorübergehende N. axillaris-Läsion, die sich aber innerhalb von 4 Wochen zurückbildete.

3. Nottage [49] beschrieb 1997 eine Multicenterstudie, die Patienten mit uni- und multidirektionaler Instabilität behandelte. Die Patienten wurden mit einem Ho:YAG-Laser therapiert. In einer Nachbeobachtungszeit von durchschnittlich 6 Monaten erreichten 93% ein exzellentes oder gutes Ergebnis, 5% ein akzeptables und 2% ein schlechtes Ergebnis.

4. Hardy et al [19] behandelten 18 Patienten, bei denen es zu chronisch rezidivierenden Schulterluxationen aufgrund einer vorderen Instabilität gekommen war. Das Durchschnittsalter lag bei 24,6 Jahren. Alle Patienten litten zusätzlich unter einer Bankartläsion, bei der das vordere untere Labrum glenoidale abgerissen war. Das Labrum wurde arthroskopisch refixiert und die Kapsel mit einem Ho:YAG-Laser (10 W) geschrumpft. Die postoperative Nachbehandlung umfasste eine Immobilisation im Gilchristverband für 4 Wochen. Danach begann zunächst passive, dann aktive Physiotherapie. Belastende sportliche Aktivität war erst ab dem 4. Monat postoperativ wieder erlaubt. Die mittlere Beobachtungszeit betrug 8,6 Monate. Es kam in dieser Zeit zu keinem Rezidiv. 7 Patienten hatten wieder das alte sportliche Leistungsniveau erreicht. Bei einem Patienten kam es vorübergehend zu einer Kapsulitis, die aber weder eine chirurgische Revision noch eine Narkosemobilisation erforderte.

5. Anderson et al [2] führten an 106 Patienten eine radiofrequenzinduzierte Schrumpfung der Schultergelenkkapsel durch (Durchschnittsalter 26 Jahre). Die

Studienpopulation umfasste sowohl Patienten, die nur mit einem thermischen Kapselshift behandelt wurden, als auch solche, bei denen solch ein Shift zusätzlich zu einer anderen Operation durchgeführt wurde. 15 Patienten (14%) hatten ein schlechtes Ergebnis. Dieses war definiert als Redislokation, nötige Reoperation oder weniger als 70 Punkte auf der L'Insalata-shoulder-rating Skala. Als Risikofaktoren für ein schlechtes Outcome wurden vorausgegangene Operationen und multiple präoperative Dislokationen ermittelt ($p < 0,05$ beim Vergleich der 15 Patienten mit den 91 gesunden Patienten). Die Autoren vermuteten, dass dies daran liegen könnte, dass bei traumatisierten, vernarbten Kapseln das Schrumpfungsvermögen geringer als bei unvernarbtem Gewebe ist. Weiterhin vermuteten sie als weitere Risikofaktoren für ein Fehlschlagen das Ausüben einer Kontaktsportart und das Vorliegen einer MDI.

6. Lyons et al [38] behandelten 27 Patienten mit MDI mit einem Ho:YAG-Laser (10 W). Die Laserbehandlung wurde mit einer mechanischen, arthroskopischen Kapselraffung nach Treacy et al [70] bei 23 Patienten ergänzt. In die Studie wurden nur Patienten aufgenommen, die keine vorangegangene Operation, Bankartläsion oder Labrumeinriss hatten. Alle Patienten hatten eine mindestens 3-monatige erfolglose Physiotherapie hinter sich. Die dominante Seite war bei 20 Patienten betroffen, von denen 12 auf Highschool- oder Collegelevel Sport betrieben. 2 Patienten waren Freizeitsportler. Die Patienten trugen 2 Wochen postoperativ einen Schlingenverband, 3 Wochen postoperativ begannen sie eine physiotherapeutische Rehabilitation. Das Follow-up betrug im Mittel 27 Monate. Nach durchschnittlich 3-4 Monaten erreichten sie das Bewegungsausmaß der kontralateralen Schulter wieder. Die Gelenke von 26 der 27 Patienten (96%) waren bis mindestens 2 Jahre postoperativ stabil und asymptomatisch (ermittelt nach der Neer-Klassifikation). Ein Patient erlitt ein Rezidiv. Er litt am Ehlers-Danlos-Syndrom Typ II und war einer von 3 Patienten, die nicht mit zusätzlichen Nähten versorgt worden waren. Von den 14 Sportlern in der Studienpopulation waren 12 in der Lage, zu ihrem präoperativen sportlichen Leistungslevel zurückzukehren.

7. Savoie und Field [58] führten bei 30 Patienten einen elektrothermisch unterstützten Kapselshift durch ($67,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, 20-40 W). Die Patienten hatten alle eine

zumindest 6-monatige erfolglose Physiotherapie hinter sich. Bei fast allen Operationen wurde die Kapsel zusätzlich mit einem PDS-Faden gerafft (Treacy et al [70]). Die Nachbehandlung sah eine Abduktionsschiene für 1 bis 3 Wochen postoperativ vor. Ab dem dritten postoperativen Tag wurde mit aktiven Außenrotations-, Adduktions- und Flexionsbewegungen begonnen. Ab dem Zeitpunkt, ab dem die operierte Schulter wieder über das selbe Bewegungsausmaß wie die gesunde Schulter verfügte, in der Regel nach 3 bis 6 Monaten, durfte sie wieder ohne Einschränkung bewegt werden. Die Nachuntersuchungen wurden standardisiert nach der UCLA-, Rowe- und Neer-Foster-Skala durchgeführt. 28 der 30 Patienten zeigten ein zufrieden stellendes Ergebnis nach allen drei Skalen.

8. Miniaci und Mc Birnie [43] untersuchten 19 Patienten nach thermischem Shrinkage der Glenohumeralgelenkkapsel bei vorbestehender multidirektionalen Instabilität über einen Zeitraum eines Jahres nach. Bei neun Patienten trat ein Instabilitätsrezidiv auf, fünf Patienten litten postoperativ unter einer Schultersteifigkeit, bei vier Patienten wurden Dysästhesien im sensiblen Versorgungsbereich des N. axillaris festgestellt, bei einem Patienten trat postoperativ eine Schwäche des M. deltoideus auf.

9. D'Alessandro et al veröffentlichten 2004 eine Studie [8], in der 84 Patienten nach thermischer Kapselschrumpfung nachuntersucht wurden. Parameter, mit denen das Outcome beurteilt wurde, waren „Schmerz“, „wiederaufgetretene Instabilität“, „Rückkehr zu Arbeit/Sport“ und der Shoulder Assessment Score der American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES). Es zeigte sich, dass 37 % der Patienten nach durchschnittlich drei Jahren nicht zufrieden mit dem Operationsergebnis waren.

4.4 Eigene Ergebnisse

Wir stellten fest, dass es keine Möglichkeit gab, die Elongation des behandelten Kollagengewebes zu vermindern [53 - 55]. Auch wenn das Gewebe immobilisiert wurde, kam es zu einer Elongation über das präoperative Maß hinaus. Solange die Sehnen sich im Gips befanden, kam es nur zu minimaler Verlänge-

rung. Sobald die Sehnen dann aber mobilisiert wurden, verlängerten sie sich sehr rasch.

Bei Analyse der biomechanischen Parameter konnten wir zeigen, dass natürliche Sehnen immer belastungsfähiger waren als behandelte Sehnen. Auch wenn die Sehnen ruhig gestellt wurden, war keine komplette Regeneration der biomechanischen Eigenschaften möglich. Die beste Regeneration war nach 6-wöchiger Immobilisation zu verzeichnen. Danach lagen die maximale Reißkraft bei ca. 70%, die Stiffness bei ca. 60% und die Relaxation bei ca. 70% [53, 54].

4.5 Ergebnisvergleich

4.5.1 Längenentwicklung

Eine essentielle Fragestellung bei einer Therapie, die auf Schrumpfung von elongiertem Gewebe beruht, ist folgende: Wie verhält sich die Gewebelänge im postoperativen Verlauf? Trotz der Bedeutung dieses Parameters war die Studie von Schaefer [59] neben der eigenen Studie [53 - 55] die einzige, die eine Aussage über die postoperative Länge im Verlauf ermittelte. Schaefer [59] stellte fest, dass sich die Länge der behandelten Sehnen 4 und 8 Wochen nach der OP signifikant erhöht hatte. Unsere Studie kommt zu denselben Ergebnissen. Wir sahen ebenfalls eine signifikante Längenzunahme 3, 6 und 9 Wochen postoperativ.

Wir immobilisierten einen Teil der behandelten Sehnen bis zu 6 Wochen postoperativ. Die Immobilisation konnte nicht verhindern, dass sich das Gewebe wieder über die postoperativ erzielte Länge hinaus verlängerte.

Bei der Auswertung des biomechanischen Verhaltens bestehen zwischen den Studien der Literatur und unseren Ergebnissen zum Teil kontroverse Ergebnisse:

4.5.2 Reißkraft

Hecht fand in seiner Studie über einen Verlauf von 12 Wochen keine Unterschiede in der maximalen Reißkraft behandelter und unbehandelter Sehnen.

Hayashi konnte keinen signifikanten Unterschied der Reißkraft zwischen behandelten und unbehandelten Sehnen feststellen (Messung direkt postoperativ). Ebenso fand er keinen Unterschied zwischen Sehnen, die mit 5, 10 und 15 W behandelt worden waren.

Lopez konnte keinen Unterschied feststellen zwischen Geweben, die er mit Temperaturen zwischen 37 und 85 °C behandelt hatte. Er fand ebenfalls keinen Unterschied zwischen geschrumpftem und nicht behandeltem Gewebe.

Schulz fand bei Applikation von 55 °C bei 10 W folgenden Verlauf der Reißkraft: direkt postoperativ 70%, nach 6 Wochen 56% und nach 12 Wochen 84% der Reißkraft unbehandelter Sehnen.

Vangness fand nach LACS (20 W) an Schulterkapseln von Leichen eine Verringerung der maximalen Reißkraft von 30 %. Bei Selecky (LACS, 10 W) war keine signifikante Reduktion der maximalen Stiffness zu erkennen.

Eine mögliche Erklärung für die Unterschiede zu unserer Studie ist, dass in den oben genannten Studien die applizierte Energie wesentlich niedriger war als in unseren Versuchen. Hecht arbeitete mit 65 °C und 25 W bei 1-2 mm Sondenvorschub pro Sekunde. Hayashi verwandte Leistungen von 5, 10 oder 15 W. Lopez verwandte 10 W bei einem Sondenvorschub von 2 mm/s. Dabei dringt die zum Schrumpfen nötige Temperatur von über 60 °C nur minimal in die Tiefe und beeinflusst nicht alle Kollagenschichten. Um uns an klinischen Bedürfnissen zu orientieren, bei denen ein Schrumpfen der gesamten Kapsel und nicht nur oberflächlicher Schichten angestrebt ist, wählten wir eine Leistung von 40 W wie Savoie.

4.5.3 Stiffness

Die Stiffness war in den vorgenannten Studien zum Teil nach dem Shrinkage herabgesetzt. Hecht maß postoperativ eine signifikante Abnahme der Stiffness.

Nach 6 Wochen war das Ausgangslevel wieder erreicht. Bei Hayashi war direkt postoperativ die Stiffness herabgesetzt. 14 Tage postoperativ war bei Applikation von 5 W kein signifikanter Unterschied mehr festzustellen. Lopez stellte postoperativ ebenfalls eine signifikante Abnahme der Stiffness fest. Im Versuch von Schaefer war die Stiffness nach 8 Wochen noch signifikant vermindert. Schulz fand einen Verlauf von 83% der ursprünglichen Stiffness postoperativ, 54% nach 6 Wochen und 85% nach 12 Wochen. Wallace fand bei einer RF-Schrumpfung mit 65 °C eine Abnahme der Stiffness um 75% postoperativ.

Die Ergebnisse sind wiederum mit unseren wegen fehlender Übereinstimmung des Energiebetrages schwierig zu vergleichen. Aber selbst bei Applikation von deutlich weniger Leistung, zum Beispiel von 10 W bei Schulz, war der Trend zu erkennen, dass die Gewebestiffness lange braucht, um sich zu regenerieren.

4.5.4 Relaxation

Bei Hecht waren die Relaxationseigenschaften 6 Wochen postoperativ noch verändert, 12 Wochen postoperativ nicht mehr. Hayashi fand, dass in seinen Studien die Relaxationseigenschaften der behandelten Sehnen sich höchstens bis eine Woche postoperativ von denen unbehandelter Sehnen unterschieden. Bei Lopez war die Relaxation postoperativ unverändert.

Es ist hier ebenfalls die obengenannte Erklärung anzunehmen.

4.6 Vorteile der eigenen Studie

Die Studie ist nach unserer Kenntnis zurzeit die einzige tierexperimentelle Studie, die einen Nachbehandlungsmodus wählt, der dem in der klinischen Anwendung üblichen postoperativen Modus gleicht.

Die Verteilung der Tiere geschah randomisiert und bot mit 126 untersuchten Patellarsehnen eine hohe Zahl an Untersuchungsmaterial.

Zum Schrumpfen des Gewebes wurde ein Radiofrequenzgenerator verwendet. Aus pragmatischen Gesichtspunkten, die sich vor allem in den Anschaffungs-

kosten und im Handling begründen, werden diese Geräte größere Verbreitung finden als Lasergeräte.

Als Schrumpfungstemperatur wurden 70 °C gewählt. Naseef [47] hatte gezeigt, dass ein ETACS zwischen 65 °C und 70 °C die größte Effektivität hatte (größte Steigung der sigmoidalen Schrumpf-Temperatur-Beziehung). Die Temperatur war während der gesamten Operation immer kontrollierbar.

Als Leistungseinstellung wählten wir 40 W. Mishra [44] hatte nachgewiesen, dass es von der Höhe der Leistung abhing, wie tief das Gewebe behandelt wurde. Beim Menschen sind, um die gesamte Kapseldicke zu berücksichtigen, 40 W sinnvoll. Areale, unter denen potentiell der N. axillaris liegen kann, sind davon natürlich ausgenommen. Hier sollte die Leistung auf 20 W reduziert werden.

Durch diese Einstellungen und ein relativ kurzes Bestreichen des Kollagens induzierten wir nur geringe Schrumpfung (durchschnittlich 6% Gewebelänge). Dementsprechend minimierten wir die Gefahr, Nekrosen zu produzieren.

Bei der RF-Applikation kam die Grid-Pattern-Technik zur Anwendung. Medvecky [42] hatte histologisch eine schnellere postoperative Heilung des Gewebes beobachtet, wenn das Gewebe auf diese Weise und nicht in Paintbrush-technik behandelt wurde. Die biomechanischen Ergebnisse von Lu [36] sprechen ebenfalls für die Verwendung der Grid-Pattern-Technik, da sich Reißkraft, Stiffness und Relaxation im Vergleich zur Paintbrushtechnik besser verhalten.

Eine an die klinische Realität angepasste Nachbehandlung schließt eine vorübergehende Immobilisation ein [19, 33, 38, 58]. In der eigenen Studie wurden die operierten Gelenke für maximal 6 Wochen immobilisiert, was auch beim Menschen durchführbar ist.

Es war möglich, unbehandelte und behandelte Sehnen zu vergleichen. Außerdem konnten behandelte Sehnen, die sich in Immobilisationsdauer und Nachbeobachtungszeit unterschieden, verglichen werden.

In unserer Studie war eine exakte, postoperative Längenmessung der Sehnen möglich. Diese ist bezüglich der Bewertung von Therapien, die auf Gewebeverkürzung beruhen, natürlich sehr wichtig.

Die biomechanischen Ergebnisse werden mit histologischen Ergebnissen korreliert. Eine semiquantitative histologische Untersuchung wird in einer Parallelstudie mit denselben Sehnen durchgeführt.

4.7 Nachteile der eigenen Studie

In unserer Studie wurde nicht hyperlaxes, sondern gesundes Gewebe verwendet, was die Aussagefähigkeit, bezogen auf MDI-Behandlung, sicherlich einschränkt. Herbert [32] verwies auf unterschiedliches biomechanisches Verhalten von gesundem und hyperlaxem Gewebe.

Das Kaninchenknie ist mit dem menschlichen Schultergelenk nur begrenzt vergleichbar. Das Schultergelenk besitzt ein Pfannen-Kopf-Oberflächenverhältnis von 1:4 und ist somit in hohem Maße auf muskuläre Stabilisierung angewiesen. Das Kniegelenk ist nicht in diesem Maße muskelgeführt, alleine schon wegen der Stabilisierung durch zwei Kreuzbänder. Jedoch sahen wir in diesem Tiermodell die einzige Möglichkeit, die Längenentwicklung der Sehnen zu dokumentieren.

Die molekulare Kollagenarchitektur stimmt nicht komplett mit humanem Kollagen überein. Allerdings konnte Hayashi bei seinen Versuchen an Leichenschultern [28] zeigen, dass das menschliche Kapselgewebe, wie auch Patellarsehnen von Kaninchen, ab 65 °C zu schrumpfen beginnen.

Es besteht ein Unterschied zwischen einer Sehne und einer Gelenkkapsel, in die darüber hinaus Ligamente eingebunden sind. Die Sehne wird durch inserierende Muskeln zugbelastet, was selbst durch Immobilisation nicht auszuschließen ist. Es ist daher anzunehmen, dass dieser Unterschied auch auf die biomechanischen Eigenschaften Einfluss nimmt.

Es wurde eine offene Operation durchgeführt. Der Hautschnitt verlief über die gesamte Patellarsehnenlänge. Damit induzierten wir potentiell postoperative Verwachsungen im OP-Gebiet auf der Sehne. Bei einigen Tieren war eine beginnende Verwachsung der Sehne mit der Haut bei der Sehnenexplantation zu sehen. Eine Alteration der Sehne, zum Beispiel durch verstärkte Leukozyten-

einwanderung, ist dabei nicht auszuschließen. Diese Frage muss die histologische Untersuchung klären.

Die Art der Immobilisation (Gips im Tierversuch, Schlinge am Menschen) ist ebenfalls nicht dieselbe. Wir erreichten aber mit unserer Immobilisation eine signifikante Reduktion der Elongation. Somit hat die Immobilisation ihren gewünschten Effekt gezeigt.

4.8 Korrelation: Ergebnisse der eigenen Studie / Ergebnisse klinischer Studien

Unsere Ergebnisse erklären das hervorragende Outcome der meisten veröffentlichten klinischen Studien nicht. Sie erklären allerdings die von Miniaci und D'Alessandro [8,43] dokumentierten Instabilitätsrezidive.

In einigen Studien wurden fast alle Patienten mit einem zusätzlichen mechanischen arthroskopischen Kapselshiff versorgt [2, 38, 58]. Es ist unklar, welchen Einfluss die mechanische Raffung auf das klinische Ergebnis besitzt.

Andere Studien arbeiteten allerdings nur mit LACS oder ETACS [9, 19, 49, 67]. Sie erzielten vergleichbar gute Ergebnisse wie die kombinierten Verfahren. Denkbar ist, dass das Shrinkage nicht der alleinige Grund für den klinischen Erfolg ist. Die Induktion einer starken Kapselverfälschung, die signifikante Kapselverdickung und die teilweise Denervation wirken sich eventuell positiv auf die Stabilität der Kapsel aus.

Schulz [61] wies in einer In-vivo-Studie nach, dass die biomechanischen Gewebeeigenschaften sich erst nach 12 Wochen wieder fast vollständig erholt hatten (ohne Immobilisation). Darüber konnte unsere 9 Wochen dauernde Studie keine Aussage treffen. Ein Versuch mit noch längerer Immobilisationszeit würde die Frage klären.

Es ist möglich, dass das menschliche Gewebe auf Hitzeapplikation aufgrund seiner Dicke und seiner Kollagenstruktur anders als Kaninchenkollagen reagiert. Eventuell wurden die Patellarsehnen in unserer Studie, obwohl sie nur um durchschnittlich 6 % geschrumpft wurden, so stark geschädigt, dass sie im Beobachtungszeitraum nicht in der Lage waren, sich zu regenerieren.

Bei der Patientenbehandlung ist ein gewisser positiver psychologischer Effekt, den eine neuartige Behandlungsstrategie wie die Laserbehandlung mit sich bringen könnte, ebenfalls in Erwägung zu ziehen.

Weiterhin ist nicht bekannt, ob das Ausmaß der Schwächung von Gewebeeigenschaften nach einem Shrinkage überhaupt eine einwandfreie Gelenkfunktion beeinflusst. Auch wenn sich die Eigenschaften signifikant verschlechtert haben, könnte dies die Funktion nicht beeinträchtigen.

Trotz der Einschränkungen, denen die eigene Studie unterliegt, sind die Ergebnisse aufgrund der hohen Zahl an Versuchssehnen im Vergleich zur Literatur durchaus repräsentativ. Die Studie orientiert sich konsequent an klinischen Vorgaben, insbesondere an einem in der klinischen Anwendung üblichen Nachbehandlungsschema, und liefert klare Ergebnisse. Sie beschreibt auch die Längenentwicklung im Laufe der Rehabilitationsphase, wie sonst nur die Studie von Schaefer, dort allerdings an nicht immobilisiertem Gewebe [59].

Die Zusammenfassung aller Ergebnisse weist, bezogen auf die klinische Anwendung, darauf hin, dass das LACS und ETACS vorsichtig angewendet werden muss. Gerade aktuellere Veröffentlichungen, in denen erstmals Nachuntersuchungen von Patienten nach ETACS über mehr als zwei Jahre aufgeführt sind und bei denen die Funktion der operierten Schultergelenke mit Hilfe verschiedener Scores objektiviert wird, weisen auf die Notwendigkeit einer differenzierten Anwendung dieser Methode hin [8, 43, 77]. Eine sich in diesen klinischen Studien andeutende mögliche Verschlechterung der Gelenkfunktion im postoperativen Follow – up muss dringend Anlass zu vorsichtigem Umgang mit der Methode geben.

Eine sorgfältige Auswahl der Patienten ist erforderlich. Risikofaktoren für ein schlechtes Ergebnis mit dieser Methode besitzen Patienten mit Hill-Sachs-Läsionen, Voroperationen, multiplen Dislokationen, traumatische Dislokationen, multidirektionaler Instabilität und Patienten, die eine Kontaktsportart ausüben [2, 9].

Die Evaluation einer sicheren Operationstechnik bei dieser technisch relativ einfach erscheinenden Operation ist notwendig. Neuere Studien beschreiben

als Komplikationen unter anderem Instabilitätsrezidive und N.- Axillaris- Läsionen [8, 67].

Eine sehr vorsichtige postoperative Rehabilitation und lange Immobilisation sind unbedingt erforderlich.

Weitere Basisstudien zum Verhalten der Längenentwicklung und biomechanischen Eigenschaften bei langer Immobilisation sind notwendig. Klinische Studien, die ein noch längeres repräsentatives Follow-up als die bisher verfügbaren Studien über mehrere Jahre bieten, bleiben abzuwarten.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit (genehmigt durch die Bezirksregierung Münster am 23. 08. 2000, AZ G 61/2000) wurde der Einfluss unterschiedlicher postoperativer Immobilisationschemata auf die Länge und biomechanische Eigenschaften von thermisch geschrumpftem Sehngewebe untersucht. Dazu wurden 66 Kaninchenpatellarsehnen mittels Radiofrequenzenergie nach dem Grid-Pattern-Muster geschrumpft. Die applizierte Temperatur- und Leistungsdosis (70 °C, 40 W) orientierte sich an bei Behandlung des Menschen üblichen Dosen. Danach wurden die Kniegelenke bis zu 6 Wochen mit Weißgipsschienen immobilisiert und die Tiere bis zu 9 Wochen nachbeobachtet. Postoperative Gelenkimmobilisation entspricht dem klinischen Procedere, wurde aber bisher in keiner publizierten Vorstudie mit der Frage nach dem Verhalten biomechanischer Parameter oder der Sehnenlänge nach RF-Applikation angewandt.

Bei der Operation wurden Drähte in Sehnenanfang und – ende eingebracht. Danach wurden laterale, standardisierte Röntgenaufnahmen der Kniegelenke vermessen, um die Sehnen-Längenentwicklung nachzuvollziehen. Bisher existiert nur eine Vorstudie [59], die ebenfalls die postoperative Längenentwicklung, allerdings an mobilen Sehnen, misst. Für die biomechanischen Tests verwendeten wir eine Materialprüfmaschine, in die die Sehnen eingespannt wurden. Nach einer Konditionierungsphase zur Imitation physiologischer Belastungen wurden die Parameter maximale Reißkraft, Stiffness, Relaxation und der Weg bis zum Sehnenriss an allen behandelten und unbehandelten Sehnen ermittelt.

Die behandelten Sehnen zeigten eine Verlängerung über ihre Ausgangslänge hinaus, obwohl sie durch die Operation verkürzt worden waren. Dabei verlängerten sich mobile Sehnen sofort, immobilisierte Sehnen erst nach Abnahme des Gipses signifikant. Die biomechanischen Eigenschaften behandelter Sehnen waren signifikant schwächer als die unbehandelten Sehnen.

Die Ergebnisse stehen im Gegensatz zu dem hervorragenden Outcome, das in den meisten klinischen Studien bei thermisch induziertem Kapselshift am Menschen dokumentiert wurde. Es existiert allerdings noch kein Follow-up, das mehr als drei Beobachtungsjahre beinhaltet. Unsere Studie kann die Differenz der Ergebnisse nicht erklären. Sie warnt aber vor einem bedenkenlosen Einsatz dieser technisch einfach durchzuführenden und kostengünstigen Methode und weist wie Wienecke und Lobenhoffer [77] darauf hin, dass weitere Studien abzuwarten sind.

Insgesamt muss die Anwendung in der klinischen Praxis weiterhin kritisch diskutiert werden:

1. Langzeitbeobachtungen in klinischen Studien sind erforderlich.
2. Das postoperative Längenverhalten humanen Kollagengewebes muss ermittelt werden.
3. Das postoperative biomechanische Verhalten humanen Kollagengewebes muss ermittelt werden.
4. Es muss untersucht werden, ob es eine Nachbehandlungsmethode gibt, die eine dauerhafte Verkürzung menschlichen Kollagengewebes nach dieser Operation sicherstellt, und die vor allem auch klinisch realistisch durchzuführen ist.

Es bleibt also abzuwarten, ob sich diese Methode im klinischen Alltag bewährt und durchsetzt.

6. Literaturverzeichnis

1. Altchek DW, Warren RF, Skyhar MJ, Ortiz G (1991)

T-plasty modification of bankart procedure for multidirectional instability of the anterior and inferior types.

J Bone Joint Surg A73(1):105-12

2. Anderson K, Warren RF, Altchek DW, Craig EV, O'Brien SJ (2002)

Risk factors for early failure after thermal capsulorrhaphy.

Am J Sports Med 30(1):103-7

3. Arnoczky SP, Aksan A (2000)

Thermal modification of connective tissues: basic science considerations and clinical implications.

J Am Acad Orthop Surg 8(5):305-13

4. Bryan WJ, Schauder K, Tullas HS (1986)

The axillary nerve and its relationship to common sports medicine shoulder procedures.

Am J Sports Med 14:113-6

5. Burkhead WZ Jr, Rockwood CA Jr (1992)

Treatment of instability of the shoulder with an exercise program.

J Bone Joint Surg A74(6):890-6

6. Ciccone WJ 2nd, Hunt TJ, Lieber R, Pedowitz R, Esch J, Tasto JP (2000)

Multiquadrant digital analysis of shoulder capsular thickness.

Arthroscopy 16(5):457-61

7. Cleeman E, Flatow EL (2000)

Shoulder dislocations in the young patient.

Orthop Clin North Am 31(2):217-29

8. D'Alessandro DF, Bradley JP, Fleischli JE, Connor PM (2004)

Prospective evaluation of thermal capsulorrhaphy for shoulder instability: indications and results, two- to five-year follow up.

Am J Sports Med 32(1):21-33

9. Fanton GS (1998)

Arthroscopic electrothermal surgery of the shoulder.

Oper Tech Sports Med 6(3):139-46

10. Fanton GS, Wall MS, Markel MD (2004)

Electrothermally-assisted capsule shift (ETAC) procedure for shoulder instability.

Arthroscopy (in Druck)

11. Flory PJ, Garrett RR (1958)

Phase transition in collagen and gelatin systems.

J Am Chem Soc 80:4836-45

12. Flory PJ, Weaver ES (1959)

Helix coil transition in dilute aqueous collagen solutions.

J Am Chem Soc 82:4518-25

13. Frank CB, Woo SL-Y, Harwood AF, Gomez MA, Akeson W (1983)

Medial collateral ligament healing. A multidisciplinary assessment in rabbits.

Am J Sports Med 11:379-89

14. Frostick SP, Sinopidis C, Al Maskari S, Gibson J, Kemp GJ, Richmond JC (2003)

Arthroscopic capsular shrinkage of the shoulder for the treatment of patients with multidirectional instability: Minimum 2-year follow-up.

Arthroscopy 19(3):227-33

15. Green MR, Christensen KP (1993)

Arthroscopic versus open Bankart procedures. A comparison of early morbidity and complications.

Arthroscopy 9(4):371-4

16. Greis PE, Burks RT, Schickendantz MS, Sandmeier R (2001)

Axillary nerve injury after thermal capsular shrinkage of the shoulder.

J Shoulder Elbow Surg 10(3):231-5

17. Gryler EC, Greis PE, Burks RT, West J (2001)

Axillary nerve temperatures during radiofrequency capsulorrhaphy of the shoulder.

Arthroscopy 17(6):567-72

18. Hanypsiak BT, Faulks C, Fine K, Malin E, Shaffer B, Connell M (2004)

Rupture of the biceps tendon after arthroscopic thermal capsulorrhaphy.

Arthroscopy 20(2): 77-9

19. Hardy P, Thabit G 3rd, Fanton GS, Blin JL, Lortat-Jacob A, Benoit J (1996)

Arthroscopic management of recurrent anterior shoulder dislocation by combining a labrum suture with antero-inferior holmium:YAG laser capsular shrinkage.

Orthopäde 25(1):91-3

20. Hayashi K, Hecht P, Thabit G 3rd, Peters DM, Vanderby R Jr, Cooley AJ, Fanton GS, Orwin JF, Markel MD (2000)

The biologic response to laser thermal modification in an in vivo sheep model.

Clin Orthop 373:265-76

21. Hayashi K, Markel MD (2001)

Thermal capsulorrhaphy treatment of shoulder instability: basic science.

Clin Orthop 390:59-72

22. Hayashi K, Markel MD (1998)

Thermal modification of joint capsule and ligamentous tissues.

Oper Tech Sports Med 6(3):120-5

23. Hayashi K, Markel MD, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Thielke RJ (1995)

The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro mechanical study using a rabbit model.

Am J Sports Med 23(4):482-7

24. Hayashi K, Massa K, Thabit G 3rd, Fanton GS, Dillingham MF, Gilchrist KW, Markel MD (1999)

Histologic evaluation of the glenohumeral joint capsule after the laser-assisted capsular shift procedure for glenohumeral instability.

Am J Sports Med 27(2):162-7

25. Hayashi K, Nieckarz JA, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel M (1997)

Effect of nonablative laser energy on the joint capsule. An in vivo rabbit study using a holmium:YAG laser.

Lasers In Surgery And Medicine 20 (2):164-71

26. Hayashi K, Peters DM, Thabit G 3rd, Hecht P, Vanderby R Jr, Fanton GS, Markel MD (2000)

The mechanism of joint capsule thermal modification in an in-vitro sheep model.

Clin Orthop (370):236-49

27. Hayashi K, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Mascio LN, Markel MD (1996)

The effect of nonablative laser energy on the ultrastructure of joint capsular collagen.

Arthroscopy 12(4):474-81

28. Hayashi K, Thabit G 3rd, Massa KL, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Orwin JF, Markel MD (1997)

The effect of thermal heating on the length and histologic properties of the glenohumeral joint capsule.

Am J Sports Med 25(1):107-12

29. Hayashi K, Thabit 3rd, Vailas AC, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD (1996)

The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro histologic and biochemical study using a rabbit model.

Am J Sports Med 24(5):640-46

30. Hecht P, Hayashi K, Cooley AJ, Lu Y, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD (1998)

The thermal effect of monopolar radiofrequency energy on the properties of joint capsule. An in vivo histologic study using a sheep model.

Am J Sports Med 26(6):808-14

31. Hecht P, Hayashi K, Lu Y, Fanton GS, Thabit G 3rd, Vanderby R Jr, Markel MD (1999)

Monopolar radiofrequency energy effects on joint capsular tissue: potential treatment for joint instability. An in vivo mechanical, morphological, and biochemical study using an ovine model.

Am J Sports Med 27(6):761-71

32. Herbert CM, Jayson MIV, Bailey AJ (1973)

Joint capsule collagen in osteoarthritis.

Am Rheum Dis 32:510-4

33. Levitz CL, Dugas J, Andrews JR (2001)

The use of arthroscopic thermal capsulorrhaphy to treat internal impingement in baseball players.

Arthroscopy 17(6):573-7

- 34. Lopez MJ, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD (1998)**
The effect of radiofrequency energy on the ultrastructure of joint capsular collagen.
Arthroscopy 14(5):495-501
- 35. Lopez MJ, Hayashi K, Vanderby R Jr, Thabit G 3rd, Fanton GS, Markel MD (2000)**
Effects of monopolar radiofrequency energy on ovine joint capsular mechanical properties.
Clin Orthop 374:286-97
- 36. Lu Y, Hayashi K, Edwards RB 3rd, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD (2000)**
The effect of monopolar radiofrequency treatment pattern on joint capsular healing. In vitro and in vivo studies using an ovine model.
Am J Sports 28(5):711-9
- 37. Luke TA, Rovner AD, Karas SG, Hawkins RJ, Plancher KD (2004)**
Volumetric change in the shoulder capsule after open inferior capsular shift versus arthroscopic thermal capsular shrinkage: a cadaveric model.
J Shoulder Elbow Surg 13(2): 146-9
- 38. Lyons TR, Griffith PL, Savoie FH 3rd, Field LD (2001)**
Laser-assisted capsulorrhaphy for multidirectional instability of the shoulder.
Arthroscopy 17(1):25-30
- 39. Markel MD, Hayashi K, Thabit G 3rd, Thielke RJ (1996)**
Changes in articular capsular tissue using holmium:YAG laser at non-ablative energy densities. Potential application in non-ablative stabilization procedures.
Orthopaede 25(1):37-41

40. McCarty EC, Warren RF, Deng XH, Craig EV, Potter H (2004)

Temperature along the axillary nerve during radiofrequency-induced thermal capsular shrinkage.

Am J Sports Med 32(4):909-14

41. McGee P (1998)

Thermal capsular shift shows promise in treatment of shoulder instability.

Orthopedics Today 18(7):10-6

42. Medvecky MJ, Ong BC, Rokito AS, Sherman OH (2001)

Thermal capsular shrinkage: Basic science and clinical applications.

Arthroscopy 17(6):624-35

43. Miniaci A, McBirnie J (2003)

Thermal capsular shrinkage for treatment of multidirectional instability of the shoulder.

J Bone Joint Surg Am 85-A(12):2283-7

44. Mishra DK, Fanton GS (2001)

Two-year outcome of arthroscopic bankart repair and electrothermal-assisted capsulorrhaphy for recurrent traumatic anterior shoulder instability.

Arthroscopy 17(8):844-9

45. Moran K, Anderson P, Hutcheson J, Flock S (2000)

Thermally induced shrinkage of joint capsule.

Clin Orth and Related Research 381:248-55

46. Moreira H, Campos M, Sawusch MR (1993)

Holmium laser thermokeratoplasty.

Ophthalmology 100:752-61

47. Naseef GS 3rd, Foster TE, Trauner K, Solhpour S, Anderson RR, Zarins B (1997)

The thermal properties of bovine joint capsule. The basic science of laser- and radiofrequency-induced capsular shrinkage.

Am J Sports Med 25(5):670-4

48. Neer CS 2nd, Foster CR (1980)

Inferior capsular shift for involuntary inferior and multidirectional instability of the shoulder.

J Bone Joint Surg 62(6):897-908

49. Nottage WM (1997)

Laser-assisted shoulder surgery.

Arthroscopy 13(5):635-8

50. Obrzut SL, Hecht P, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD (1998)

The effect of radiofrequency energy on the length and temperature properties of the glenohumeral joint capsule.

Arthroscopy 14(4):395-400

51. Osmond C, Hecht P, Hayashi K, Hansen S, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD (2000)

Comparative effects of laser and radiofrequency energy on joint capsule.

Clin Orthop 375:286-94

52. Pagnani MJ, Warren RF (1993)

Multidirectional instability: Medial T-plasty and selective capsular repairs.

Sports Med Arthrosc Rev 1:249-58

53. Poetzi W, Heusner T, Kuempers P, Marquardt B, Steinbeck J (2003)

Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Band-Gewebes? Ein in vivo Tierversuch.

Z Orthop 141, 1-17

54. Poetzi W, Heusner T, Kuempers P, Marquardt B, Steinbeck J (2004)

Does immobilization after RF induced shrinkage influence the biomechanical properties of collagenous tissue? An in vivo rabbit study.

Am J Sports Med 32 (3): 681-7

55. Poetzi W, Witt KA, Hackenberg L, Heusner T, Steinbeck J (2003)

Influence of postoperative immobilisation on tendon length after RF-induced shrinkage: An in vivo rabbit study.

Am J Sports Med 31(1): 36-40

56. Pullin JG, Collier MA, Johnson LL, DeBault LE, Walls RC (1997)

Holmium:YAG laser-assisted capsular shift in a canine model: intraarticular pressure and histologic observations.

J Shoulder Elbow Surg 6(3):272-85

57. Pollock RG, Bigliani LU (1993)

Glenohumeral Instability: Evaluation and treatment.

J Am Acad Orthop Surg 1:24-32

58. Savoie FH 3rd, Field LD (2000)

Thermal versus suture treatment of symptomatic capsular laxity.

Clin Sports Med 19(1):63-75

59. Schaefer SL, Ciarelli MJ, Arnoczky SP, Ross HE (1997)

A postoperative assessment of tissue length, stiffness, and structure.

Am J Sports Med 25(6):841-8

60. Schober R, Ulrich F, Sander T, Duerselen H, Hassel S (1983)

Laserinduced alteration of collagen substructure allows microsurgery welding.

Science 232:1421-2

61. Schulz MM, Lee TQ, Mattew D, Sandusky MD, Tibone JE, McMahon PJ (2001)

The healing effects on the biomechanical properties of joint capsular tissue treated with Ho:YAG laser. An in vivo rabbit study.

Arthroscopy 17(4):342-7

62. Selecky MT, Vangness CT, Liao WL, Saadat V, Hedman TP (1999)

The effects of laser-induced collagen shortening on the biomechanical properties on the inferior glenohumeral ligament complex.

Am J Sports Med 27(2):168-72

63. Shellock FG, Shields CL Jr (2000)

Temperature changes associated with radiofrequency energy-induced heating of bovine capsular tissue: evaluation of bipolar RF electrodes.

Arthroscopy 16(4):348-58

64. Sherk HH (1993)

The role of lasers in orthopedic procedures.

J Bone Joint Surg 75A:768-76

65. Stamou SC, Boyce SW, Cooke RH, Carlos BD, Sweet LC, Corso PJ (2002)

One-year outcome after combined coronary artery bypass grafting and transmyocardial laser revascularization for refractory angina pectoris.

Am J Cardiol 15;89 (12):1365-8

66. Steinbeck J, Jerosch J (1997)

Surgery for atraumatic anterior-inferior instability.

Acta Orthop Scand 68(5):447-50

67. Thabit G 3rd (1998)

The arthroscopically assisted Holmium:YAG Laser surgery in the shoulder.

Oper Tech Sports Med 6(3):131-8

68. Thermann H, Frerichs O, Biewener A, Krettek C, Schandelmaier P (1995)

Biomechanische Untersuchungen zur menschlichen Achillessehnenruptur.

Unfallchirurg 98:570-75

69. Tibone JE, McMahon PJ, Shrader TA, Sandusky MD, Lee TQ (1998)

Glenohumeral joint translation after arthroscopic, nonablative, thermal capsuloplasty with a laser.

Am J Sports Med 26(4): 495-8

70. Treacy SH, Field LD, Savoie FH III (1997)

Rotator internal capsule closure: An arthroscopic technique.

Arthroscopy 13:103-6

71. Uno A, Bain GL, Metha JA (1999)

Arthroscopic relationship of the axillary nerve to the shoulder joint capsule: an anatomic study.

J Shoulder Elbow Surg 14:395-400

72. Vangsness CT, Mitchell W 3rd, Nimni M, Erlich M, Saadat V, Schmotzer H (1997)

Collagen shortening.

Clin Orthop 337:267-71

73. Vangsness CT, Smith CF (1995)

Arthroscopic shoulder surgery with three different laser systems. An evaluation of laser applications.

Arthroscopy 11(6):696-700

74. Victoroff BN, Deutsch A, Protomastro P, Barber JE, Davy DT (2004)

The effect of radiofrequency thermal capsulorrhaphy on glenohumeral translation, rotation, and volume.

J Shoulder Elbow Surg 13(2):138-45

75. Wall MS, Deng XH, Torzilli PA, Doty SB, O'Brien SJ, Warren RF (1999)

Thermal modification of collagen.

J Shoulder Elbow Surg 8(4):339-44

76. Wallace AL, Hollinshead RM, Frank CB (2001)

Electrothermal shrinkage reduces laxity but alters creep behavior in a lapine ligament model.

J Shoulder Elbow Surg 10(1):1-6

77. Wienecke H, Lobenhoffer P (2003)

Basic principles of radiosurgical systems and their applications in arthroscopy.

Unfallchirurg 106(1):2-12

78. Wuelker N (2001)

100 years shoulder and elbow surgery.

Orthopäde 30(10):789-97

79. Yakin DE, Rogers VP (1999)

Conventional instrument vs. laser –assisted arthroscopic meniscectomy.

Lasers Surg Med 25(5):435-7

8. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. J. Steinbeck danke ich für die Überlassung dieses interessanten Themas. Ich danke Herrn Priv.- Doz. Dr. med. W. Pötzl für die wissenschaftliche Betreuung der Arbeit.

Der Deutschen Forschungsgemeinschaft (Az.: STE 1033 / 2-1) danke ich für Finanzierung der Studie. Der Firma MITEK™ (MITEK Division Ethicon, Norderstedt) danke ich für die freundliche Bereitstellung der Arthroskopiegeräte und der Operationsutensilien. Herrn Prof. Brinkmann danke ich für die biomechanische Beratung und die freundliche Bereitstellung der Materialprüfmaschine. Philipp Kümpers danke ich für die hervorragende Teamarbeit. Ich danke Herrn Prof. Richter, Herrn Dr. Lücke und allen Tierpflegern in den Zentralen Tierexperimentellen Einrichtungen des Universitätsklinikums Münster für die Betreuung der Tiere. Darüber hinaus danke ich dem Personal des Instituts für Diagnostische Radiologie für die freundliche Bereitstellung der Entwicklungsgeräte. Ich danke Herrn Ruck für die Betreuung der biomechanischen Versuche. Für ihre biomathematische Beratung danke ich Herrn Goder und Herrn Abbink.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, meinem Bruder, insbesondere meiner Freundin Sandra Klingebiel und auch ihrer Familie für die kontinuierliche und liebevolle Unterstützung während meines Studiums und der Durchführung dieser Arbeit.

Münster, im August 2004

9. Veröffentlichungen

9.1 Artikel in Fachzeitschriften

1. Poetzl W, **Heusner T**, Kuempers P, Marquardt B, Steinbeck J (2003)
Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Band-Gewebes? Ein in vivo Tierversuch.
Z Orthop 141, 1-17
2. Poetzl W, Witt KA, Hackenberg L, **Heusner T**, Steinbeck J (2003)
Influence of postoperative immobilisation on tendon length after RF-induced shrinkage: An in vivo rabbit study.
Am J Sports Med 31(1): 36-40
3. Poetzl W, **Heusner T**, Kuempers P, Marquardt B, Steinbeck J (2004)
Does immobilization after RF induced shrinkage influence the biomechanical properties of collagenous tissue? An in vivo rabbit study.
Am J Sports Med 32 (3): 681-7
4. Kuempers P, Poetzl W, **Heusner T**, Steinbeck J, Szuwart T (2004)
Cellularity and apoptosis after radiofrequency induced shrinkage of collagenous tissue – assessment of postoperative immobilization using an in vivo rabbit model
Acta Orthop Scand, in Druck

9.2 Abstracts

1. Poetzl W, **Heusner T**, Marquardt B, Kuempers P, Steinbeck J (2003)
Does immobilization after RF induced shrinkage influence the biomechanical and histologic properties of collagenous tissue? An in vivo rabbit study.
J Shoulder Elbow Surg Suppl

9.3 Vorträge und Poster

1. W. Pötzl, K.-A. Witt, **T. Heusner**, P. Kümpers, J. Steinbeck (2002)
Influence of postoperative immobilization on tendon length after RF-induced shrinkage – An in vivo rabbit study.
16. Jahrestagung der Europäischen Gesellschaft für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (SECEC), Budapest

2. W. Pötzl, K.-A. Witt, P. Kümpers, **T. Heusner**, J. Steinbeck (2002)
Die Rolle postoperativer Immobilisation nach elektrothermischen Shrinkage kollagenhaltigen Kapsel-, Bandgewebes – ein in vivo Tierversuch.
50. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V.,
Baden - Baden

3. **T. Heusner**, P. Kümpers, W. Pötzl, J. Steinbeck (2003)
Biomechanische Eigenschaften und Längenentwicklung von Kapsel-Band-Gewebe nach elektrothermischer Schrumpfung.
3. Jahrestagung - Deutsche Gesellschaft für Biomechanik, München

4. W. Pötzl, **T. Heusner**, P. Kümpers, B. Marquardt, J. Steinbeck (2003)
Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Bandgewebes? Ein in vivo Tierversuch.
51. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V.,
Baden-Baden

5. W. Pötzl, **T. Heusner**, K.-A. Witt (2003)

Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Bandgewebes?

10. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE), Heidelberg

6. W. Pötzl, **T. Heusner**, B. Marquardt, P. Kümpers, J. Steinbeck (2003)

Does immobilization after RF induced shrinkage influence the biomechanical and histologic properties of collagenous tissue? An in vivo rabbit study.

17. Jahrestagung der Europäischen Gesellschaft für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (SECEC), Heidelberg

7. W. Pötzl, **T. Heusner**, B. Marquardt, K.-A. Witt, J. Steinbeck (2003)

Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Bandgewebes? Ein in vivo Tierversuch.

20. Kongress der deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA), Dresden

8. W. Pötzl, **T. Heusner**, P. Kümpers, B. Marquardt, J. Steinbeck (2003)

Beeinflusst die Immobilisation nach elektrothermischen Shrinkage die biomechanischen Parameter des behandelten kollagenhaltigen Kapsel-Band-Gewebes? Ein in vivo Tierversuch. Deutscher Orthopädenkongress, Berlin

9. P. Kümpers, W. Pötzl, **T. Heusner**, T. Szuwart, J. Steinbeck (2003)

Immobilisation nach elektrothermischem Shrinkage kollagenhaltigen Gewebes. Histologische Auswertung einer in-vitro Tierversuchsstudie.

3. Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Biomechanik, München

10. W. Pötzl, **T. Heusner**, P. Kümpers, B. Marquardt, K.-A. Witt (2004)
Does immobilization after RF induced shrinkage influence the biomechanical
and histological properties of collagenous tissue? An In vivo rabbit study.
9th International Congress on Surgery of the Shoulder Meeting,
American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES), Washington D.C. / USA

10. Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis	Seite
Abb.1: Implantation der K-Drähte (modifiziert nach Schäfer [51])	10
Abb.2: OP-Situs, K-Drähte eingebracht	11
Abb.3: OP – Situs, K-Drähte eingebracht, K3 gekürzt	12
Abb.4: OP-Situs, Sehne nach Shrinkage	14
Abb.5: Immobilisation des Beines, 1.: Baumwollschlauch	16
Abb.6: Immobilisation des Beines, 2.: Watte	16
Abb.7: Immobilisation des Beines, 3.: Weißgips	16
Abb.8: Immobilisierter rechter Hinterlauf	17
Abb.9: Lat. Röntgenbild eines operierten rechten Kniegelenkes	18
Abb.10: Flansch mit eingebettetem Tibiablock	21
Abb.11: Flansch bereit für Belastungsversuch	22
Abb.12: Materialprüfmaschine mit Schreiber	22
Abb.13: Eingespannte Sehne	23
Abb.14: Kurve eines Sehnenreißversuches	25
Abb.15: Reißkraft Gruppe 1	33
Abb.16: Stiffness Gruppe 1	34
Abb.17: Weg bis Riss Gruppe 1	36
Abb.18: Relaxation Gruppe 1	37
Abb.19: Reißkraft Gruppe 2	39
Abb.20: Stiffness Gruppe 2	40
Abb.21: Weg bis Riss Gruppe 2	41
Abb.22: Relaxation Gruppe 2	43
Abb.23: Reißkraft Gruppe 3	44
Abb.24: Stiffness Gruppe 3	46
Abb.25: Weg bis Riss Gruppe 3	47
Abb.26: Relaxation Gruppe 3	48
Abb.27: Reißkraft Gruppe 4	49

Abb.28:	Stiffness Gruppe 4	51
Abb.29:	Weg bis Riss Gruppe 4	52
Abb.30:	Relaxation Gruppe 4	53
Abb.31:	Reißkraft Gruppe 5	55
Abb.32:	Stiffness Gruppe 5	56
Abb.33:	Weg bis Riss Gruppe 5	57
Abb.34:	Relaxation Gruppe 5	58
Abb.35:	Reißkraft Gruppe 6	59
Abb.36:	Stiffness Gruppe 6	61
Abb.37:	Weg bis Riss Gruppe 6	62
Abb.38:	Relaxation Gruppe 6	63
Abb.39:	Maximale Reißkraft	70
Abb.40:	Stiffness	71
Abb.41:	Weg bis Riss	72
Abb.42:	Relaxation	73
Abb.43:	Längenentwicklung Gruppe 1	74
Abb.44:	Längenentwicklung Gruppe 2	75
Abb.45:	Längenentwicklung Gruppe 4	76
Abb.46:	Längenentwicklung Gruppe 6	77
Abb.47:	Längenentwicklung Gruppe 3	78
Abb.48:	Längenentwicklung Gruppe 5	79
Abb.49:	Längenentwicklung mobile/immobile Sehnen	84

10.2 Tabellenverzeichnis

Tab.1:	Versuchsgruppen	8
Tab.2:	Biomechanische Parameter	25
Tab.3:	Vergleich behandelte Sehnen, gleiche Lebensdauer	28
Tab.4:	Vergleich behandelte Sehnen, gleiche Immobilisationsdauer	29
Tab.5:	Längenentwicklung: mobile Gelenke	30

Tab.6:	Längenentwicklung: teilweise immobilisierte Gelenke	30
Tab.7:	Längenentwicklung: dauerhaft immobilisierte Gelenke	30
Tab.8:	Reißkraft Gruppe 1 absolut , p=0,005	32
Tab.9:	Reißkraft Gruppe 2 relativ	32
Tab.10:	Stiffness Gruppe 1 absolut , p=0,005	34
Tab.11:	Stiffness Gruppe 1 relativ	34
Tab.12:	Weg bis Riss Gruppe 1 absolut , p=0,083	35
Tab.13:	Weg bis Riss Gruppe 1 relativ	35
Tab.14:	Relaxation Gruppe 1 absolut , p=0,005	37
Tab.15:	Relaxation Gruppe 1 relativ	37
Tab.16:	Reißkraft Gruppe 2 absolut , p=0,053	38
Tab.17:	Reißkraft Gruppe 2 relativ	39
Tab.18:	Stiffness Gruppe 2 absolut , p=0,017	40
Tab.19:	Stiffness Gruppe 2 relativ	40
Tab.20:	Weg bis Riss Gruppe 2 absolut , p=0,059	41
Tab.21:	Weg bis Riss Gruppe 2 relativ	41
Tab.22:	Relaxation Gruppe 2 absolut , p=0,074	42
Tab.23:	Relaxation Gruppe 2 relativ	42
Tab.24:	Reißkraft Gruppe 3 absolut , p=0,005	44
Tab.25:	Reißkraft Gruppe 3 relativ	44
Tab.26:	Stiffness Gruppe 3 absolut , p=0,013	45
Tab.27:	Stiffness Gruppe 3 relativ	45
Tab.28:	Weg bis Riss Gruppe 3 absolut , p=0,594	46
Tab.29:	Weg bis Riss Gruppe 3 relativ	47
Tab.30:	Relaxation Gruppe 3 absolut , p=0,008	48
Tab.31:	Relaxation Gruppe 3 relativ	48
Tab.32:	Reißkraft Gruppe 4 absolut , p=0,005	49
Tab.33:	Reißkraft Gruppe 4 relativ	49
Tab.34:	Stiffness Gruppe 4 absolut , p=0,005	50
Tab.35:	Stiffness Gruppe 4 relativ	50
Tab.36:	Weg bis Riss Gruppe 4 absolut , p=0,575	52

Tab.37:	Weg bis Riss Gruppe 4 relativ	52
Tab.38:	Relaxation Gruppe 4 absolut , $p=0,011$	53
Tab.39:	Relaxation Gruppe 4 relativ	53
Tab.40:	Reißkraft Gruppe 5 absolut , $p=0,009$	54
Tab.41:	Reißkraft Gruppe 5 relativ	55
Tab.42:	Stiffness Gruppe 5 absolut , $p=0,005$	56
Tab.43:	Stiffness Gruppe 5 relativ	56
Tab.44:	Weg bis Riss Gruppe 5 absolut , $p=0,214$	57
Tab.45:	Weg bis Riss Gruppe 5 relativ	57
Tab.46:	Relaxation Gruppe 5 absolut , $p=0,028$	58
Tab.47:	Relaxation Gruppe 5 relativ	58
Tab.48:	Reißkraft Gruppe 6 absolut , $p=0,074$	59
Tab.49:	Reißkraft Gruppe 6 relativ	59
Tab.50:	Stiffness Gruppe 6 absolut , $p=0,005$	60
Tab.51:	Stiffness Gruppe 6 relativ	60
Tab.52:	Weg bis Riss Gruppe 6 absolut , $p=0,153$	61
Tab.53:	Weg bis Riss Gruppe 6 relativ	62
Tab.54:	Relaxation Gruppe 6 absolut , $p=0,066$	63
Tab.55:	Relaxation Gruppe 6 relativ	63
Tab.56:	Rechte Sehnen Gruppe 1 / Gruppe 3	65
Tab.57:	Rechte Sehnen Gruppe 2 / Gruppe 6	65
Tab.58:	Rechte Sehnen Gruppe 4 / Gruppe 5	66
Tab.59:	Rechte Sehnen Gruppe 1 / Gruppe 2	68
Tab.60:	Rechte Sehnen Gruppe 3 / Gruppe 4	68
Tab.61:	Rechte Sehnen Gruppe 5 / Gruppe 6	69
Tab.62:	Reißkraft behandelte Sehnen Gruppe 1-6	81
Tab.63:	Stiffness behandelte Sehnen Gruppe 1-6	82
Tab.64:	Weg bis Riss behandelte Sehnen Gruppe 1-6	82
Tab.65:	Relaxation behandelte Sehnen Gruppe 1-6	83



Bezirksregierung Münster

Bezirksregierung Münster . 48128 Münster

Gegen Empfangsbekanntnis

Herrn

Prof. Dr. med. W. Winkelmann
Klinik und Poliklinik für
Allgemeine Orthopädie der
Westf. Wilhelms-Universität Münster
Albert-Schweitzer-Str. 33

Eingegangen

11. SEP. 2000

Weitergeleitet an

Sekr. Prof. Winkelmann

Dienstgebäude
Domplatz 1-3
Telefon: (0251) 411-0
Durchwam: 2110
Zimmer: 431
Frau Möllers

Aktenzeichen
23.0835.1.01 (G 61/2000)

Dr. Steinbeck

6 . September 2000

48129 Münster

Betr.: Tierschutz;
hier: Durchführung von Versuchen an Wirbeltieren

Bezug: Ihr Antrag vom 15.07.2000, hier eingegangen
am 01.08.2000

G e n e h m i g u n g s b e s c h e i d :

Sehr geehrter Herr Prof. Dr. Winkelmann,

gemäß § 8 Tierschutzgesetz (TierSchG) in der Fassung der Bekanntmachung vom 25. Mai 1998 (BGBl. I. S. 1105) wird Ihnen die Genehmigung zur Durchführung nachstehenden Versuchsvorhabens erteilt:

Immobilisation nach Radio-Frequenz-Energie gestützter Schrumpfung von Kapsel- und Bandgewebe (Capsular Shrinkage).
Untersuchung der Auswirkungen von Radio-Frequenz-Energie auf Kapsel-Bandgewebe: Schrumpfungsverhalten, biomechanische Eigenschaften, histologische bzw. elektronenmikroskopische Veränderungen, Regenerationsverhalten des Kapsel-Bandgewebes unter verschiedenen, definierten Immobilisationsbedingungen.

Leiter des Versuchsvorhabens und sein Stellvertreter sind:

Herr
PD Dr. med. J. Steinbeck
Klinik und Poliklinik
für Allgemeine Orthopädie
der WWU Münster
Albert-Schweitzer-Str. 33
48129 Münster

Herr
Dr. med. W. Pötzl
Klinik und Poliklinik
für Allgemeine Orthopädie
der WWU Münster
Albert-Schweitzer-Str. 33
48129 Münster.

Grünes Umweltschutztelefon: (0251) 411-3300

e-mail: poststelle@bezreg-muenster.nrw.de ● X-400: C=de, A=dbp, E=dvs-nrw, O=bezreg-muenster, S=poststelle ● Telefax (0251) 411-2525
Konten der Regierungshauptkasse Münster:

Landeszentralbank Niederlassung Münster BLZ: 400 000 00 Konto: 40 001 520

Westdeutsche Landesbank Girozentrale Münster BLZ: 400 500 00 Konto: 01 820

Öffentliche Verkehrsmittel - Buslinien 1 . 5 . 6 . 17 bis Haltestelle Prinzipalmarkt und 2 . 10 . 11 . 14 . 21 . 64 bis Domplatz

Diese Genehmigung gilt bis zum 30. 09. 2002.

Zur Durchführung des Versuchsvorhabens dürfen folgende Tiere verwendet werden:

60 weiße Neuseeländer-Kaninchen.

Auflagen:

Mit dem Versuchsvorhaben darf erst nach Vorliegen dieser Genehmigung begonnen werden.

Sofern der Leiter des Versuchsvorhabens oder sein Stellvertreter wechselt, ist mir dieser Wechsel unverzüglich anzuzeigen.

Diese Genehmigung wird zurückgenommen, wenn bei der Erteilung die Voraussetzungen nach § 8 Abs. 3 TierSchG nicht gegeben waren.

Sie wird widerrufen, wenn die Voraussetzungen nach § 8 Abs. 3 TierSchG nicht mehr gegeben sind und dem Mangel nicht innerhalb einer von mir zu bestimmenden Frist abgeholfen wird; sie kann widerrufen werden, wenn ihre Bedingungen und Auflagen nicht erfüllt werden oder den Vorschriften des § 9 Abs. 2 TierSchG wiederholt oder grob zuwidergehandelt worden ist.

Ein Antrag auf Verlängerung der Genehmigung ist rechtzeitig vor Ablauf der Frist bei mir zu stellen.

Da das Versuchsvorhaben überwiegend im öffentlichen Interesse erfolgt, wird von der Erhebung einer Verwaltungsgebühr Abstand genommen.

Rechtsbehelfsbelehrung:

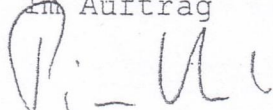
Gegen diesen Bescheid kann innerhalb eines Monats nach Bekanntgabe Widerspruch erhoben werden. Der Widerspruch ist bei mir unter der oben genannten Anschrift schriftlich oder zur Niederschrift einzureichen.

Sollte die Frist durch das Verschulden eines von Ihnen Bevollmächtigten versäumt werden, so würde dessen Verschulden Ihnen zugerechnet werden.

Ich bitte um umgehende Rückgabe des beiliegenden Empfangsbekanntnisses.

Mit freundlichen Grüßen

Im Auftrag



Dr. Piontkowski