

Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik Tübingen
Abteilung V Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H.-H. Dickhuth

**Isokinetisches Kraftverhalten und
elektromyographische Untersuchungen
an der Oberschenkelmuskulatur bei Patienten nach
operativ versorgter Achillessehnenruptur**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Holger Walz
aus Stuttgart

2002

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen
1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. T. Horstmann
2. Berichterstatter: Professor Dr. K. Weise

Meiner Frau Cornelia

und

meinen Eltern

1	<u>EINLEITUNG</u>	<u>1</u>
1.1	HISTORISCHES.....	1
1.2	ANATOMIE UND FUNKTION DER ACHILLESSEHNE	2
1.3	ÄTIOLOGIE DER ACHILLESSEHNENRUPTUR.....	4
1.4	DIAGNOSE DER ACHILLESSEHNENRUPTUR	9
1.5	BEHANDLUNGSPRINZIPIEN	10
1.5.1	Vorgehensweise bei der Umkipp-Plastik:	13
1.6	ZIEL DIESER ARBEIT IM ÜBERBLICK	14
1.6.1	Grundsätzliches zur Isokinetik	15
1.6.2	Grundsätzliches zur Elektromyographie	16
1.6.2.1	Dipol-Modell der EMG-Ableitung	16
1.7	HYPOTHESEN UND ARBEITSFRAGEN.....	17
2	<u>METHODIK</u>	<u>18</u>
2.1	PROBANDEN	18
2.2	MATERIAL UND GERÄTE	19
2.2.1	Kraftmessung	19
2.2.2	Elektromyographische Aufzeichnung (EMG).....	20
2.2.3	Versuchsablauf	20
2.2.4	Vorlauf	20

2.2.5	Vorbereitung des Probanden/Applikation der EMG-Elektroden.....	21
2.2.6	Aufwärmen	22
2.2.7	Einrichten des isokinetischen Geräts.....	23
2.2.8	Isokinetische Messungen.....	23
2.2.8.1	Konzentrik bei 60°/s	24
2.2.8.2	Isometrische Messung.....	25
2.2.8.3	Exzentrische Messung	26
2.2.8.4	Ausdauermessung /Konzentrik 180 °/s.....	27
2.3	BERECHNUNGSGRUNDLAGEN UND STATISTIK	28
2.3.1	Maximalkraft und Winkelangaben.....	28
2.3.2	Gesamtarbeit/Ermüdungsindex	28
2.3.3	Elektromyographische Messung	29
2.3.4	Statistische Methoden.....	31
3	ERGEBNISSE	33
3.1	AUSWERTUNG DES FRAGEBOGENS	33
3.2	ERGEBNISSE IM GESAMTVERGLEICH VERLETZTE SEITE - UNVERLETZTE SEITE	35
3.2.1	Klinische Untersuchung	35
3.2.1.1	Umfangsmessungen	35
3.2.1.2	Beweglichkeit im Kniegelenk.....	36
3.2.2	Ergebnisse der isokinetischen Messungen.....	36
3.2.2.1	Werte der maximalen Drehmomente für die <u>Extension</u>	36
3.2.2.2	Werte der maximalen Drehmomente für die <u>Flexion</u>	37

3.2.2.3 Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt	37
3.2.2.4 Arbeit und Ermüdungsindex	38
▶ Arbeit und Ermüdungsindex Extension.....	39
▶ Arbeit und Ermüdungsindex Flexion	39
3.2.3 Ergebnisse der elektromyographischen Messungen	40
3.2.3.1 Extension	40
▶ EMG-Werte der Extension im konzentrischen Modus bei 60°/s	41
▶ EMG-Werte der Extension in Isometrie	42
▶ EMG-Werte der Extension bei exzentrischer Belastung.....	42
▶ EMG-Werte der Extension im konzentrischen Modus bei 180°/s.	43
▶ EMG-Werte der Extension im einminütigen Ausdauer Versuch	43
3.2.3.2 Flexion	48
▶ EMG-Werte der Flexion im konzentrischen Modus bei 60°/s	49
▶ EMG-Werte der Flexion in Isometrie.....	49
▶ EMG-Werte der Flexion bei exzentrischer Belastung.....	50
▶ EMG-Werte der Flexion im konzentrischen Modus bei 180°/s	51
▶ EMG-Werte der Flexion im einminütigen Ausdauer Versuch.....	51
3.3 VERGLEICH DER SUBGRUPPEN „VERLETZTES SPRUNGBEIN /	
VERLETZTES SCHWUNGBEIN“ MIT DER GESAMTGRUPPE..	54
3.3.1 Klinische Untersuchung	55
3.3.1.1 Umfangsmessungen	55
3.3.1.2 Beweglichkeit im Kniegelenk im Vergleich der	
Subgruppen mit der Gesamtgruppe.....	55
3.3.2 Vergleich der Ergebnisse der isokinetischen Messungen	56
3.3.2.1 Werte der maximalen Drehmomente für die <u>Extension</u>	56
3.3.2.2 Werte der maximalen Drehmomente für die <u>Flexion</u>	56
3.3.2.3 Arbeit und Ermüdungsindex	56
▶ Arbeit und Ermüdungsindex Extension.....	56
▶ Arbeit und Ermüdungsindex Flexion	56
3.3.3 Ergebnisse der elektromyographischen Messungen	57

3.3.3.1	Extension	57
3.3.3.2	Flexion	58
4	DISKUSSION	59
4.1	METHODENKRITIK.....	60
4.2	ERGEBNISSE IN DER DISKUSSION.....	61
4.2.1	Klinische Untersuchungen, Umfänge und Bewegungsausmaße	61
4.2.2	Kraftmessungen, Isokinetik und Ausdauerermessung	65
4.2.3	Ausdauer/Ermüdung	72
4.2.4	Elektromyographische Messungen.....	72
5	ZUSAMMENFASSUNG	76
6	LITERATUR	77
7	VERZEICHNISSE	87
7.1	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	87
7.2	TABELLENVERZEICHNIS.....	89
7.3	ÜBERSICHTSVERZEICHNIS.....	90
8	ANHANG	91
8.1	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	91
8.2	TABELLEN UND ABBILDUNGEN IM ANHANG.....	92



*Übel gibt es tausende
in Griechenland,
aber keines ist so schlimm
wie das Athletenpack
(Euripides¹)*

1 Einleitung

1.1 Historisches

Wenn auch schon die alten Griechen, z.B. EURIPIDES¹, die Bedeutung des Athletentums für die Unfallchirurgie und Orthopädie erkannten (s. Zitat am Seitenanfang), war die Erstbeschreibung einer Ruptur der Achillessehne primär eine Folge einer Kriegsverletzung.

Der Name der Achillessehne geht auf den Helden der griechischen Antike Achilleos zurück. Er war der Sohn der unsterblichen Meeressäuggöttin Thetis und des sterblichen Peleus. Um Achilles auch unsterblich zu machen, tauchte seine Mutter ihn als Kind in das Wasser des Unterweltflusses Styx, der das Totenreich von der Welt der Lebenden trennt. Durch den Kontakt mit dem Flußwasser wurde Achilles unverwundbar und später einer der größten Helden von Troja. Die einzige verletzliche Körperstelle war die Ferse. Dort hatte ihn seine Mutter beim Eintauchen in den Fluß seinerzeit festgehalten. Jahre später, im Trojanischen Krieg, lenkte Apollo genau an die Stelle seinen Pfeil, so daß der schnellste Krieger des Altertums, hilflos am Boden liegend, starb.

HIPPOKRATES² wies auf die Gefährlichkeit der Achillessehnenverletzung hin, wonach Quetschungen und Wunden gefährliches Fieber verursache, welches sich ausbreite, die Sinne verwirre und schließlich tödlich ende. (Heute ist leider die Sepsis nicht an die Achillessehnenruptur gebunden.) Er nannte die Sehne Neura megala = großfaseriger Strang. Anlehnend

¹ Euripides - Athener Tragiker (485 bis 406 v. Chr.), dem die Nachwelt Dramen wie "Medea", "Elektra", "Die Troerinnen", "Iphigenie bei den Tauriern", "Iphigenie in Aulis" und den "Orest" verdankt.

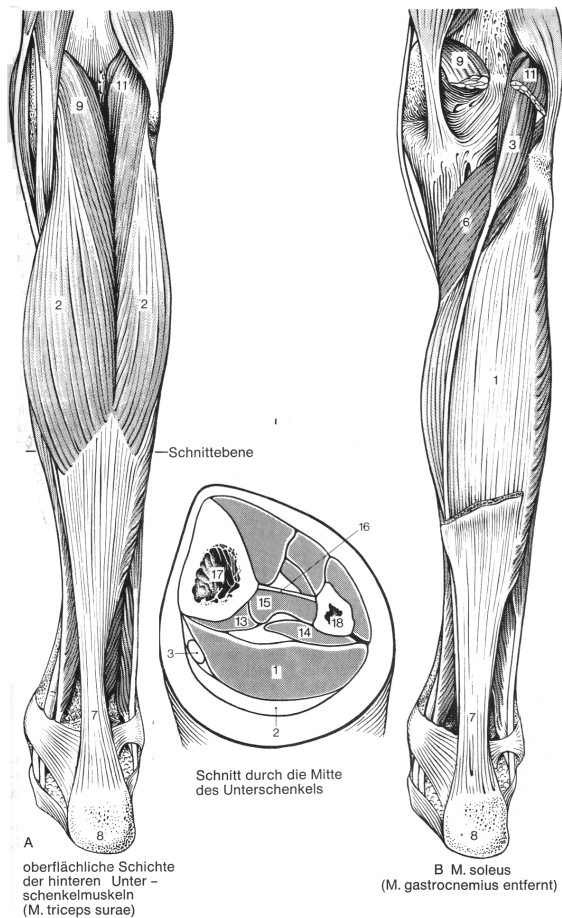
² Hippokrates - griech. Arzt

* um 460 v. Chr., vermutlich auf der Insel Kos (Griechenland) † um 370 (Quellen sprechen auch von 375, 377 und von 380) v. Chr. in Larissa (Thessalien)

an die Veröffentlichungen von HIPPOKRATES wurde die Achillessehne von AVICENNA³ als „Chorda magna Hippokratidis“ bezeichnet. HEISTER (1683 - 1758) prägte den heute noch gültigen Begriff der „Achillessehne“ [zit. in 146].

In der Neuzeit ist die Achillessehnenruptur 1575 erstmals von AMBROISE PARÉ als solche erkannt und beschrieben worden [98].

1.2 Anatomie und Funktion der Achillessehne



Zahlen im Text erklärt. Weitere Strukturen:
3 *M. plantaris*, 6 *M. popliteus*, 13 *M. flexor digitorum longus*, 14 *M. flexor hallucis longus*, 15 *M. tibialis post.*, 16 *Membrana interossea*, 17 *Tibia*, 18 *Fibula*

Abbildung 1: Anatomie der Achillessehne und des *M. triceps surae* (aus [63])

Die Achillessehne, 7 als Endsehne des *M. triceps surae* überbrückt zwei Gelenke, ohne einen Kontakt herzustellen. Der *M. triceps surae* besteht als dreiköpfiger Muskel aus dem *M. gastrocnemius*, 2 (Caput laterale, 11: Ursprung proximal des Condylus lateralis femoris, Caput mediale, 9: Ursprung proximal des Condylus medialis femoris) und dem *M. soleus*, 1 (Ursprung am Kopf und dem oberen dorsalen Drittel der Fibula, von der Linea m. solei tibiae). Der gemeinsame Ansatz ist am Tuber calcanei, 8. Innerviert werden die Muskeln vom N. tibialis (S1-S2), einem Ast des N. ischiadicus. Die Achillessehne ist mit einer Länge von 7 bis 10 cm und einem Durchmesser bis zu einem Zentimeter die stärkste Sehne des menschlichen Körpers. Sie wird aus Kollagenfaserbündeln und einer Grundsubstanz aus Mucopolysacchariden gebildet. Mehrere Kollagenfasern bilden ein „Primärbündel“, wobei mehrere „Primärbün-

³ Avicenna 980 - 1037 einer der bedeutendsten islamischen Philosophen. Bedeutendste Werke: „Canon medicinae“ und das „Kiab ash-shifa“ (Buch der Genesung der Seele), in der europäischen Welt bis ins 19. Jahrhundert hinein Standardwerke der Medizin.

del“ ein „Sekundärbündel“ oder Faszikel bilden, welches vom Peritendineum internum (Endotenon) umhüllt sind. Diese Schicht ermöglicht Bewegungen der Faszikel untereinander, des weiteren beinhaltet sie Gefäße, Nerven und Lymphbahnen.

Elastische Fasern zwischen den Faszikeln sind verantwortlich für die wellenförmige Struktur der Bündel. Nach CUMMINS [zit. in 128] besteht eine Rotation der Achillessehnenfasern zur Längsachse, welche neben der Verflechtung die Reißfestigkeit bestimmt. Aus der Kabelindustrie ist bekannt, daß durch Verflechtung und Verdrehung ein Material verstärkt werden kann, wobei eine wesentliche Voraussetzung das Gleiten der Fasern untereinander ist. In der Sehne erfüllen die Mucopolysaccharide diese wichtige Funktion.

Die Blutversorgung erfolgt im wesentlichen über das Peritendineum externum durch longitudinale Gefäße sowie durch Gefäße im muskulo-tendinealen oder periostalen Übergang. ANDREEFF [1] differenziert zwischen einem extratendinösem (bestehend aus einem oberflächlichen und tiefem Gefäßnetz) und einem intratendinösem Gefäßnetz.

Die Achillessehne zeichnet sich durch große Reißfestigkeit, Elastizität und Plastizität bei geringer Dehnbarkeit aus. Experimentelle Untersuchungen u.a. von THERMANN [123, 124, 125, 126, 127] und ZWIPP [146, 147] ergeben eine Reißfestigkeit von etwa 400 kp für die statische sowie 500-930 kp für die dynamische Reißfestigkeit, wobei die Sehne hierbei um 7-15% länger wird. Aufgrund der Plastizität kommt es bei abrupter Belastung zu einer geringeren Verlängerung als bei langsamer Belastung. Temperaturerhöhungen führen zu einer erhöhten Verlängerung bei verminderter Reißfestigkeit. Dieser Effekt wird durch einen niedrigen pH-Wert (z.B. Gewebsazidose) verstärkt [123].

Die Achillessehnenruptur wird am deutlichsten in der Aufhebung der kraftvollen Plantarflexion und damit in der insuffizienten Übertragung der Kraft der Wadenmuskulatur. Die Achillessehne ist der Vermittler der Muskelkraft des M. gastrocnemius über das Knie- und Sprunggelenk. Die Wirkung des M. gastrocnemius ist von der Stellung des Kniegelenks abhängig. Bei gebeugtem Kniegelenk hat der M. gastrocnemius nur eine geringe Funktion bei der Plantarflexion. Hier wirkt der M. soleus am stärksten. Die größte Kraft im Sprunggelenk leistet der M. gastrocnemius bei der Streckung im Kniegelenk. Betrachtet man die Muskel-Sehnen-Kette "Glutaeus-Quadrizeps-Triceps surae"

im Stand, so führt die zunehmende Extension des Kniegelenks zur steigenden Vorspannung des M. gastrocnemius und somit zur Krafterhöhung der Wadenmuskulatur bei der Plantarflexion. Der Hauptanteil dieser Leistung entfällt auf den M. triceps surae mit über 87%, der über der Achillessehne wirksam wird. Die Synergisten bei der Plantarflexion, wie der M. tibialis posterior, die Mm. flexores hallucis longi et digitorum, die Mm. peroneus longus und brevis, leisten jedoch nur etwas mehr als 1/10 verglichen mit der Kraft der Wadenmuskulatur. Dies ermöglicht zwar eine aktive Senkung der Zehenspitze, jedoch keinen Zehenstand. Die Achillessehnenruptur stellt eine erhebliche Minderung der Geh- und Lauffunktion dar, jedoch bedingt sie nicht die komplette Einbuße der Funktion, da im Mittel etwa eine Restkraft von 10 kp für die Plantarflexion aufgebracht werden kann. Antagonisierend zur Achillessehne wirken der M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus und der M. peroneus tertius auf die Fußheber [128].

1.3 Ätiologie der Achillessehnenruptur

Einige Autoren (z.B. KAINBERGER et al., zit. in [7]) sind der Meinung, daß eine gesunde Achillessehne eigentlich gar nicht reißen dürfe. Es ist bekannt, daß die in vitro ermittelte maximale Belastbarkeit der Achillessehne im Rahmen sportlicher Übungen (also in vivo) gelegentlich überschritten werden kann [8, 9, 31]. Daher ist abzuleiten, daß bereits eine Schwächung des Sehnenmaterials stattgefunden haben muß.

Typische bewegungsbedingte Ursachen für Achillessehnenrupturen sind (nach ARNER und LINDHOLM [10]):

1. Abstoß von belastetem Fuß bei gleichzeitiger Kniestreckung, z.B. Sprintstart, Squash
2. Schnelle unerwartete Dorsalextension des Sprunggelenks, z.B. Ausrutschen auf einer Treppe mit plötzlichem Absinken der Ferse
3. Gewaltsame Dorsalextension mit plantarflektiertem Fuß, z.B. Landung aus großer Höhe

Übersicht 1: Typische Bewegungsmuster, die zu einer Achillessehnenruptur führten (nach [10])

Galt die Achillessehnenruptur zu Beginn unseres Jahrhunderts noch als extrem seltene Verletzung, so ist zumindest seit Mitte der 50er Jahre eine deutliche Zunahme der Achillessehnenverletzungen zu verzeichnen, die sich auch in einer steigenden Zahl der

Veröffentlichungen widerspiegelt [56]. CHRISTENSEN fand in einer Literaturdurchsicht bei 70000 Patienten, welche zwischen 1936-1954 behandelt wurden, nur 57 Achillessehnenrupturen. ARNDT zählte 1976 bereits etwa 1000 Titel [9]. Man macht dafür die Zunahme des Freizeit- und Breitensports verantwortlich.

SCHÖNBAUER berichtete nur über 151 Fälle zwischen 1925 und 1959. Die meisten Studien in den 70er und 80er Jahren berichten über 10-15 Fälle pro Jahr. Von 1977 -1987 konnte THERMANN 125 Achillessehnenrupturen behandeln.

Bei einer Durchsicht der gängigen Literatur fand THERMANN eine Dominanz der linksseitigen Achillessehnenruptur. ARNDT [9] berichtet in einer Zusammenstellung bei 1823 Achillessehnenrupturen von 57% linksseitigen Verletzungen. RIEDE [105] vermutet eine Ko-Inzidenz zum Sprungbein. Zur Klärung eines möglichen Zusammenhangs wurde die Verletzungsseite mit dem jeweiligen Sprungbein verglichen. Dabei gaben 56% der verletzten Sportler die linke Seite an. Dies war statistisch jedoch nicht signifikant. Eine mögliche Erklärung beim Leichtathleten sieht ARNDT [8, 9] in der unabhängig vom Sprungbein üblichen Laufrichtung, welche eine Mehrbelastung des linken „Kurvenbeines“ bedingt. Beim „Freizeitsportler“ ist nach THERMANN [123] ein Zusammenhang zwischen Sprungbein und Linksseitigkeit der Achillessehnenruptur anzunehmen, wobei letztlich der eindeutige wissenschaftliche Beweis anhand großer Studien noch nicht erbracht ist. Die eigene Untersuchung (siehe Kap. 2.1) ergab ein Überwiegen der rechten Seite bzw. des nicht dominanten Beines.

Das Verhältnis Frauen zu Männer schwankt in den meisten Studien zwischen 1:5 bis 1:10, wobei die Männer im Schnitt zusätzlich auch etwas älter sind. In einer großen Serie, die RIEDE analysierte, hatten 648 Männer und 170 Frauen eine Achillessehnenruptur erlitten. Das Durchschnittsalter bei den Frauen betrug 32,9 Jahre gegenüber 41,9 Jahren bei den Männern [105]. Daraus zu schließen, die Achillessehnenruptur wäre eine Verletzung des männlichen Geschlechts, wie THERMANN es formulierte [123], ist sicher zu einfach, da einer großen Masse Sport treibender Männer eine erheblich geringere Zahl an sportlich aktiven Frauen gegenüber steht. Dies konnten MÜLLER et al. 1996 statistisch nachweisen [94]. Danach treiben Männer signifikant mehr Stunden Sport pro Woche als Frauen ($p < 0,05$) und sind knapp drei mal so häufig von Achillessehnenbeschwerden betroffen.

Die Ätiologie der Achillessehnenruptur ist weiterhin unklar. Pathomechanisch ist die Achillessehnenruptur in den meisten Fällen Folge einer indirekten Zugeinwirkung. Direkte Entstehungsmechanismen wie Tritt oder Schlag auf die gespannte Sehne haben nur einen Anteil, der in der Literatur mit 1 - 10% angegeben wird [123]. Diese traumatisch bedingten Rupturen treten in erster Linie bei Kontaktsportarten wie Fußball, Handball, Hockey und Basketball auf. Besonders schwierig ist die Differenzierung zwischen einer traumatischen und indirekten Ruptur, da die Betroffenen fast regelmäßig bei dem Rupturereignis einen Schlag im Bereich der Wade oder Ferse verspüren, so daß sicherlich ein Teil der Verletzungen der Nähe eines Gegenspielers zugeordnet wird, obwohl nur eine indirekte Ruptur vorlag.



Abbildung 2: Kernspin einer Achillessehnenruptur mit Abriss des M. soleus

Es scheint einen Zusammenhang zwischen Rupturstelle und Blutversorgung zu geben. An der unteren Extremität sind die Quadrizepssehne mit der Trochleaoberkante als Hypomochlion und die Achillessehne mit dem Tuber calcanei als Umlenkstelle erhöhten Drücken mit der Konsequenz einer schlechten Durchblutung ausgesetzt [138]. NEUSEL konnte an 12 Achillessehnen von Leichen mit der sog. Plastinationsmethode (berühmt geworden durch v. HAGENS "Körperwelten", aber schon 1988

von SCHNEIDER [112] verwendet) zeigen, daß eine verminderte Blutversorgung der Achillessehne etwa drei bis fünf Zentimeter oberhalb des Tuber calcanei besteht [95]. Diese Stelle entspricht der in der Literatur am häufigsten angegebenen Rupturstelle. Dazu im Widerspruch scheint die Beobachtung zu stehen, daß in Biopsien degenerativ veränderter Sehnen Blutgefäße beschrieben werden. Hier könnte eine Neoangiogenese eine Rolle spielen [1]. WIRTH und CARLS [138] veröffentlichten 2000 eine Untersuchung über Achillessehnenrupturen. Die mikroskopische Untersuchung der exzidierten zentralen Region zeigte bei der pathologisch-histologischen Untersuchung eine zentral deutliche Aufsplitterung der Faserstrukturen mit vermehrt kapillarisiertem und faserhaltigem Bindegewebe. Im angrenzenden Gewebe fielen disseminiert umschriebene Gefäßproliferate auf. Proximale Rupturen distal des muskulo-tendinösen Überganges treten zwischen 10 und 15% auf, wobei sie meistens äl-

tere Patienten betreffen und daher auf der Grundlage degenerativer Veränderungen zu sehen sind. LAGERGREN und LINDHOLM fanden heraus, daß die Gefäßdichte im mittleren Drittel der Sehne abnimmt. FOSSGREN bezifferte die Durchblutung der Achillessehne mit 0,93 ml/100g/min, wobei nach dem 30. Lebensjahr diese nur vom Paratenon her erfolgt [alle zit. in 123].

Dies paßt zu der Feststellung, daß Achillessehnenrisse im Alter zwischen 30 und 40 Jahren am häufigsten sind. PHILLET und ALBARET fanden eine zweigipflige Altersverteilung mit den Maxima zwischen 30 und 35 und dann wieder zwischen 40 und 45 Jahren [zit. in 123]. Die Achillessehnenruptur ist eine Verletzung, die in der Regel nicht zum Zeitpunkt sportlicher Höchstleistungen auftritt [55, 56]. In Zukunft ist davon auszugehen, daß auch ein größerer Anteil älterer Patienten (>50 Jahre) eine Achillessehnenruptur erleiden wird, da auch ältere Personen zunehmend Sport betreiben.

Die Achillessehne ist wahrscheinlich die Sehne des menschlichen Körpers, die als erste pathologisch bedeutungsvoll degeneriert, da andere Sehnenrupturen (Bizeps brachii, Extensor poll. longus, Tibialis posterior, Quadrizepssehne) erst im Durchschnitt ab dem 4. und 5. Dezenium auftreten [123]. Der Zusammenhang zwischen degenerativen Vorschäden und Achillessehnenriß zum Teil nach Bagatelltraumata ist schon früh kontrovers diskutiert worden und ist immer noch umstritten [67, 68, 73].

Nach BÖHM [18] ist unter Degeneration zu verstehen:

1. Die Sehnenfasern sind ödematös verquollen, aufgefasert, verflochten und zersplittert.
2. Die Zahl der Fibrozyten ist vermindert, die Zellkerne sind teilweise nicht mehr nachweisbar
3. Die Anfärbbarkeit ist vermindert

Übersicht 2: Definition der Degeneration

Die Gewebeproben werden von BÖHM [18] in folgende Grade eingeteilt:

- Grad 0: Normales Sehngewebe
- Grad 1: leichtgradig (<25% des Sehngewebes degenerativ verändert)
- Grad 2: mittelgradig (<50% des Sehngewebes degenerativ verändert)
- Grad 3: schwergradig (<75% des Sehngewebes degenerativ verändert)
- Grad 4: sehr schwergradige Degeneration (ca. 90% des Sehngewebes degenerativ verändert)

Übersicht 3: Grade der Degeneration

Im Gegensatz zu einer Veröffentlichung von HOLZ, bei der nur 23% von 561 Patienten Degenerationen an der Achillessehnen aufwiesen [56], zeigte NEUSEL bei histologischen Untersuchungen rupturierter Achillessehnen an 29 von 36 ($\approx 80,5\%$) Präparaten degenerative Veränderungen [95]. WINTER fand in einer Arbeit bei 282 histologischen Proben 74% degenerative Veränderungen [137]. BÖHM veröffentlichte eine Studie, bei der von 93 Patienten (82 Männer, 11 Frauen) während der Operation entnommenen histologische Proben untersucht wurden. Es zeigte sich, dass sämtliche Sehnen, die bis zu 10 Tagen nach der Ruptur untersucht wurden, z.T. mittelgradige, meist jedoch schwergradige degenerative Veränderungen (vgl. Übersicht 3: Grade der Degeneration) aufwiesen [18]. MOHR vermutet jedoch, daß die gefundenen degenerativen Veränderungen, die zur Ruptur geführt haben könnten, auch posttraumatische Folge sein könnten [92].

In den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (DGOT) [13] sowie bei RAUNEST [102] wird zur Ätiologie der Achillessehnenruptur ausgeführt, daß meist durch Vorschädigungen (Diabetes mellitus, familiäre Hypercholesterinämie mit Xanthomatose, rezidivierende Mikrotraumata etc.) des Sehnengewebes die Belastbarkeit der Sehne vermindert ist. Weitere Risikofaktoren für das Erleiden einer Achillessehnenruptur sind Infektionskrankheiten, postinflammatorische Veränderungen, Autoimmunkrankheiten, Übergewicht oder physiologische Alterung der Sehne.

Ein bedeutungsvoller Faktor in der Pathogenese der Achillessehnenruptur ist die lokale oder systemische Kortikosteroidbehandlung, die daher als obsolet zu betrachten ist. KRAHL und LANGHOFF konnten bei mehreren Leistungssportlern verschiedener Disziplinen eine Achillessehnenruptur nach lokaler Kortisontherapie beobachten. Seit Einführung der Transplantationchirurgie wird in zunehmendem Maße über spontane Achillessehnenrupturen berichtet. THERMANN beobachtete acht spontane Rupturen nach Nieren-, Leber- oder Herztransplantation. Auffallend bei den klinischen und sonographischen Kontrollen war der signifikant verlängerte Heilvorgang [alle zit. in 123].

Einen epidemiologisch neuen Aspekt zu Achillessehnenruptur wurde von JOZSA (zit. in [123]) an Hand von 292 Rupturen postuliert. Bei der Untersuchung konnte bei den Patienten mit Blutgruppe O eine hohe Inzidenz von Rupturen festgestellt werden und eine negative Inzidenz bei Patienten mit Blutgruppe A. Fast 54% der 292 Patienten wiesen die Blutgruppe O auf. In der Normalbevölkerung kommt die Blutgruppe O mit ca. 41% vor.

Im Gegensatz zum sukzessiven Auftreten der Rupturen innerhalb eines Intervalls ist die gleichzeitige Ruptur beider Achillessehnen immer mit einer prädisponierenden Erkrankung (Hyperurikämie, PCP) und oder prädisponierenden Medikationen (z.B. Chinolone) assoziiert [55, 56, 101, 123, 125, 146].

Nach Zwipp ist der ätiologisch endogen bedeutsamste Faktor das Fehlverhalten des Sportlers selbst. Überlastung, Ermüdung, Übertraining wie Trainingsmangel, Disziplinlosigkeit, falscher Ehrgeiz, Selbstüberschätzung und organisatorische Mängel in der Gestaltung von Training und Wettkämpfen sind häufige Gründe für eine Achillessehnenruptur [146].

1.4 Diagnose der Achillessehnenruptur

Viele Verletzte verspüren beim Verletzungsereignis einen schlagähnlichen oder peitschenhiebartigen Schmerz, daher glauben sie, daß sie von jemandem getreten oder geschlagen worden sind. Häufig ist ein Knallen oder Schnalzen hörbar. Folge der Ruptur sind in erste Linie erhebliche dolchstichartige Schmerzen, welche im weiteren Verlauf jedoch abnehmen. Oft wird die Achillessehnenruptur mit der weit häufigeren Sprunggelenkdistorsion oder einer Außenbandruptur verwechselt, weil häufig ein Instabilitätsgefühl im Sprunggelenksbereich verspürt wird. Leider führt dies somit zur Fehlbehandlung mit der Problematik der Retraktion des proximalen Sehnenstumpfes aufgrund inadäquater Ruhigstellung oder nicht erfolgter Versorgung der Ruptur.

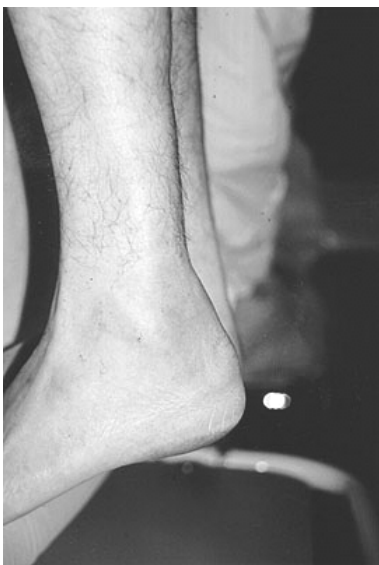


Abbildung 3: Delle im Sehnenbereich

Ein klinisches Zeichen einer frischen Achillessehnenruptur ist zuerst die tastbare Delle im Rupturbereich. Aufgrund sich ausbildender Hämatome ist sie aber in einigen Fällen nicht mehr gut sichtbar, jedoch in der Regel gut palpabel (s. Abbildung 3). Die kraftvolle Plantarflexion ist deutlich vermindert oder vollständig aufgehoben. Aufgrund der erheblichen Kraftminderung ist der Einbeinzehenballenstand auf der verletzten Seite unmöglich. Es fällt ein kraftloses Abrollen des Fußes mit stelzenartigem Aufsetzen des Beins bei extern rotiertem Fuß auf.

Ein weiteres Zeichen ist der sogenannte Thompson-Test (s. Abbildung 4), bei dem die Plantarflexion durch Kneten der Wadenmuskulatur nicht auslösbar ist. Apparativ kann die Achillessehnenruptur mittels Sonographie (s. Abbildung 5 und Abbildung 6) oder Kernspin (s. Abbildung 2) gestellt werden.

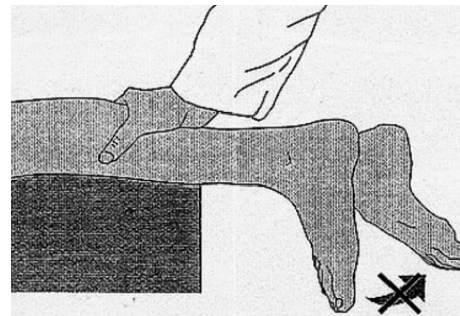


Abbildung 4: Thompson-Test (aus [122])

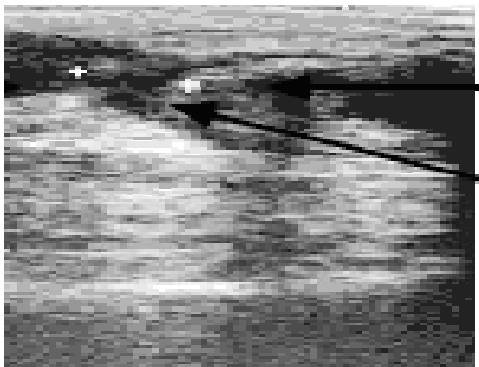


Abbildung 5: Sonographie der Achillessehnenruptur

Die Sonographie erlaubt es, Achillessehnenrupturen unmittelbar an oder in Nähe der Ansatzzone von weiter proximal gelegenen Rupturen zu unterscheiden. Eine Aussage über die Distanz zwischen den Stumpfenden insbesondere bei intraligamentären Rupturen ist oft ungenau, weil die Rupturenden meistens aufgefasert sind und das eigentliche Stumpfende deshalb kaum sicher zu bestimmen ist.

Leider werden in der Literatur einige Fälle beschrieben, in denen die Diagnose Achillessehnenruptur verspätet gestellt wurde [56, 105]. Die vorhandene Fähigkeit zur Plantarflexion bei nicht belastetem Fuß (z.B. im Liegen) schließt die Möglichkeit einer Achillessehnenruptur nicht aus, da die Synergisten bei der Plantarflexion zwar eine aktive Senkung der Zehenspitze, jedoch keinen Zehenstand ermöglichen.

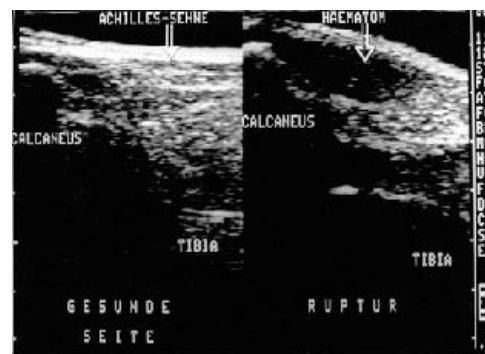


Abbildung 6: Seitenvergleichende Sonographie mit Hämatom auf der rupturierten Seite

1.5 Behandlungsprinzipien

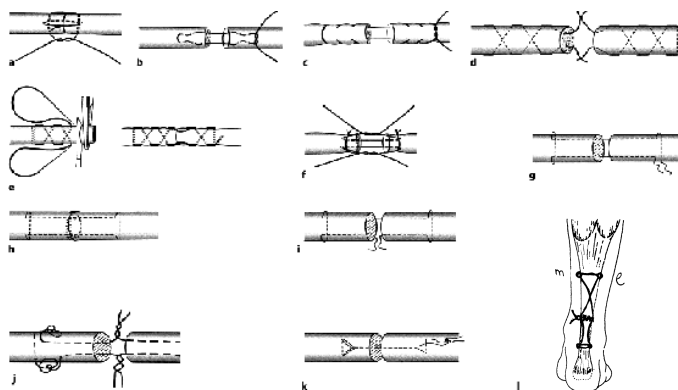
Obwohl schon Ende des 18. Jahrhunderts erste Berichte (L. HEISTERS, Göttingen, 1781) über die operative Behandlung der frischen Achillessehnenrupturen erschienen waren, wurde bis Ende der zwanziger Jahre die extrem selten vorkommende Achillessehnenruptur konservativ behandelt. QUENU und STOIANOVIC postulierten 1929 die operative The-

rapie, welche bis in die sechziger Jahren die Methode der Wahl war, da die konservative Therapie erheblich höhere Rerupturraten bei teilweise unbefriedigenden funktionellen Resultaten erbrachte [103]. Erst LEA und SMITH konnten 1968 mit einer differenzierten Gipsbehandlung vergleichbar gute Ergebnisse erreichen [75]. Als Folge wurde eine Vielzahl vergleichender Studien durchgeführt, ohne daß die Diskussion, welche nun die Methode der Wahl ist, eindeutig entschieden werden konnte [29, 124].

1996 veröffentlichte LILL eine bundesweite Umfrage, bei der über 1300 chirurgische, unfallchirurgische und orthopädische Kliniken mit einem standardisiertem Fragebogen angeschrieben wurden. In 88,7% der rückmeldenden Kliniken (787 \approx 60,2% Rückmeldequote) wird die operative Versorgung als Standardtherapie angesehen, 1,8% behandeln ausschließlich konservativ. Die Rerupturrate der operativ behandelten Achillessehnenrisse lag bei durchschnittlich 1,6%, die bei der konservativen Gruppe bei 2,7% [80].

In einer Durchsicht der Literatur fanden CROLLA et al. über 60 verschiedene operative Methoden zur Behandlung der Achillessehnenruptur [25]. Die Fülle der angegebenen Verfahren spricht nicht nur für die Kreativität der Operateure mit der Suche nach einer möglichen Verbesserung, sondern auch für die Angst vor einer möglichen Reruptur.

Von den vielen möglichen Sehnenoperationen sollen hier nur ein paar stellvertretend erwähnt werden:



a)Naht nach Friedrich b) Naht nach Lange c) Naht nach v. Fritsch d) Naht nach Bunnell e) Naht nach Bunnell (spät), f) Naht nach Schwarz g) Naht nach Kirchmayr h) Naht nach Geldmacher i) Naht nach Kleinert, j) Naht nach Michael k) Naht nach Tsuge l) perkutane Nahttechnik nach Pässler

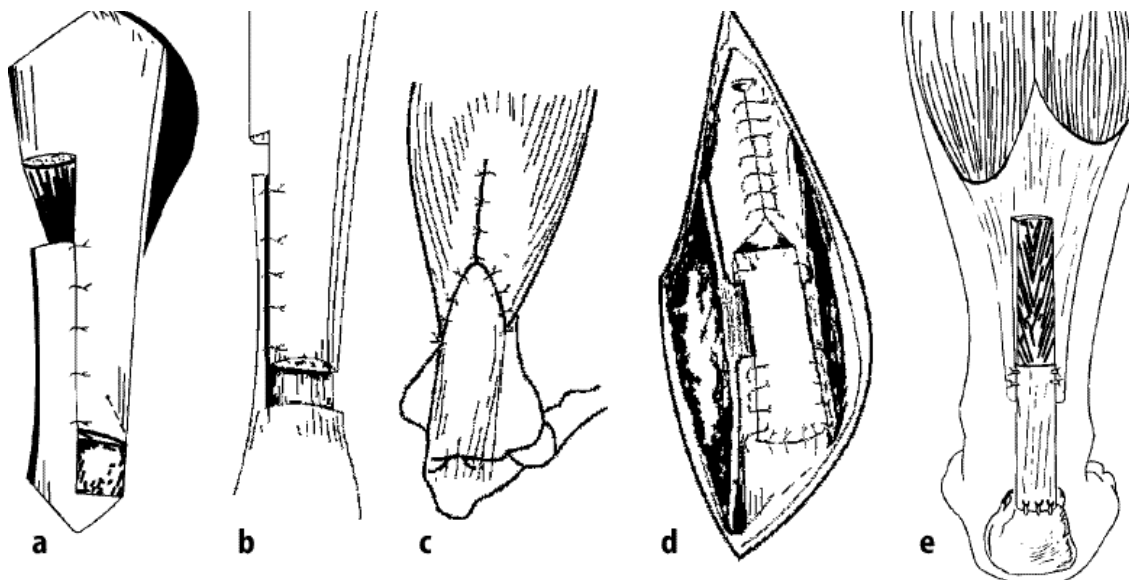
Bei der frischen Ruptur ist als offene Naht die einfache End-zu-End oder die 3-Zipfel-Naht die Methode der Wahl, da es fast ausnahmslos gelingt, die Sehnenenden zu adaptieren. Die üblichen Methoden sind nach Lange, Bunell oder Ma-son benannt [9, 118, 123].

Abbildung 7: Möglichkeiten der operativen Versorgung von Sehnen-Rupturen (aus [24], Abb. I aus [119])

Teilweise wird zur Stabilisation die Plantarissehne mit eingeflochten. In den USA hat sich in den letzten Jahren die Naht nach Krackow etabliert, welche sich durch eine hohe mechanische Stabilität auszeichnet und einen frühzeitigen Beginn einer funktionellen Nachbehandlung erlaubt. Als perkutane Nähte (s. Abbildung 7I) sind zur Zeit die Methoden nach MA UND GRIFFITH [84], nach PÄSSLER [98] und SUTHERLAND UND MAFFULLI [121] in Gebrauch. Als Nachteil ergibt sich die hohe Verletzungsrate des N. suralis. Daher wurde die endoskopisch assistierte perkutane Naht eingeführt, bei der mittels Endoskop der Verlauf des Nervs dargestellt werden kann [128]. Über Versuche mit einer reinen Versorgung der Ruptur mittels Fibrinkleber gibt es noch keine Langzeitergebnisse.

Bei veralteten Rupturen besteht häufig die Situation, daß die Sehnenenden nach distal und proximal retrahiert sind und nicht primär adaptiert werden können. Dann ist ein plastisches Verfahren notwendig.

Die nächste Abbildung zeigt stellvertretend für die Fülle der Möglichkeiten ein paar ausgewählte Sehnen-Plastiken.



a) Z-förmige Sehnenverlängerung in der Sagittalebene b) Z-förmige Sehnenverlängerung in der Frontalebene c) VY-förmige Verlängerung d) Umkipplastik nach Scuderi, e) Verschiebeplastik (Griffelschachteltechnik) nach Witt

Abbildung 8: Möglichkeiten der plastischen Versorgung von Sehnen-Rupturen (aus [24])

In der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen wurde in den letzten Jahren zur Rekonstruktion der rupturierten Achillessehnen auf die sog. Umkipp-Plastik nach SILFVERSKJÖLD [113] zurückgegriffen.

1.5.1 Vorgehensweise bei der Umkipp-Plastik:

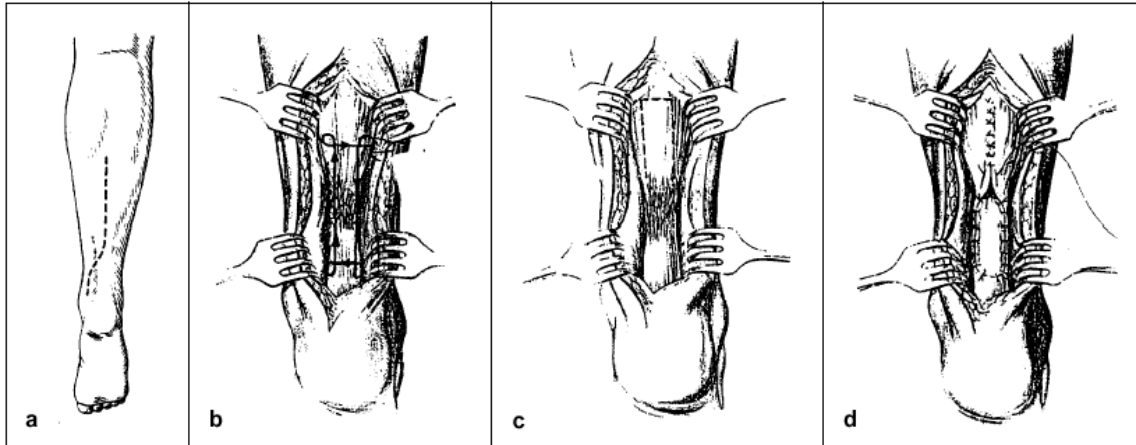


Abbildung 9: Chirurgisches Vorgehen bei der Versorgung von Achillessehnenrupturen durch eine Umkipp-Plastik

1. Hautschnitt von medial der Ferse bis zur Wadenmitte unter Schutz der V. saphena parva und des N. suralis
2. End-zu-End-Adaption der Sehnenstümpfe (Kessler-Kirchmayr-Naht) mit polyfilen resorbierbaren Fäden
3. Ablösen eines Stückes Sehnenstreifens des Sehnenspiegels des M. triceps surae
4. das abgelöste Stück des Sehnenstreifens wird über die vernähte Achillessehne geklappt und vernäht, die Achillessehne wird damit eingehüllt und verstärkt

nach [136]



Abbildung 10: Hautschnitt und Präparation

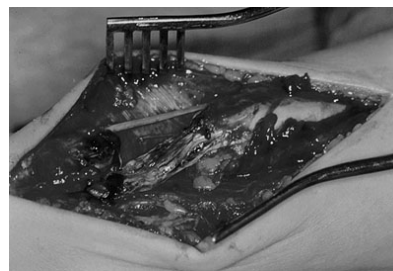


Abbildung 11: OP-Situs mit zersplissener Sehne

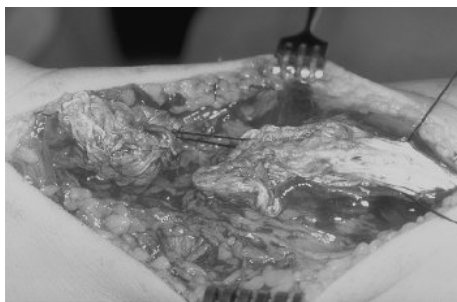


Abbildung 12: Anlage der ersten Fäden zur Naht



Abbildung 13: postop. Gipsanlage in Spitzfußstellung

1.6 Ziel dieser Arbeit im Überblick

Der Sport gewinnt in unserer Industriegesellschaft immer mehr Bedeutung. Insbesondere ist er nicht mehr ausschließlich Betätigungsfeld für Leistungssportler und Profis.

Deutschland gilt als Mutterland der internationalen Sportmedizin. Dennoch wird der Muskel, mit Abstand das größte Organ, in der Medizin „stiefmütterlich“ behandelt, obwohl es inzwischen für nahezu jedes Körperorgan einen Facharzt gibt [141].

Es ist mittlerweile hinreichend bekannt, daß längerfristige Immobilisation nach Trauma und/oder chirurgischen Eingriffen ausgeprägte Atrophien der Muskulatur bewirken. Zahlreiche experimentelle Untersuchungen zur Immobilisationsatrophie der Muskulatur zeichnen ein deutliches Bild von den der Atrophie zugrunde liegenden Mechanismen. Aus dem Klinikalltag ist bekannt, daß die Reha-Phase nach Immobilisation häufig sehr lange dauert. Insbesondere ältere Patienten behalten häufig ein Defizit in der Leistungsfähigkeit der betroffenen Muskulatur. APPELL stellt daher die Frage, ob der Weg von der Immobilisationsatrophie zum Langzeit-Defizit vorgezeichnet ist [3].

WINTER et al. veröffentlichten 1995 eine Studie, bei der von 314 Patienten 223 (71%) in einem Zeitraum von durchschnittlich 8,1 Jahren nach dem von HOLZ [56] angegeben Schema nachuntersucht und mit einem standardisierten Fragebogen erfaßt wurden [136]. Sie haben sich nach einer Achillessehnenruptur einer Umkipplastik nach SILVERSKJÖLD unterzogen. In 87% zeigte sich ein gutes, in 11% ein befriedigendes und in unter 2% ein unbefriedigendes Ergebnis. Die Rerupturrate mit 0,3% (1 Patient) liegt deutlich unter den Werten der einschlägigen Literatur (1,4% - 17,7% nach [137]). Es scheint, als ob die Fascienverstärkung im Rahmen einer Umkipplastik die Langzeitergebnisse beeinflussen könnte. WINTER fordert deshalb eine weiterführende Untersuchung der Kraftverhältnisse, die mittels objektiver isokinetischer Tests durchgeführt werden könnten. In der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen sei dies aus finanziellen und logistischen Gründen nicht möglich gewesen [136].

Daher wurden von 1996 - 1998 in dieser Studie aus den 223 Patienten 63 Probanden am Institut für Sportmedizin der Universität Tübingen nachuntersucht. Sie unterzogen sich isokinetischer Kraftmessungen, die mit elektromyographischen Aufzeichnungen gekoppelt wurden.

1.6.1 Grundsätzliches zur Isokinetik

Definition: Apparativ gesteuerte Belastung eines Gelenks mit einer im voraus festgelegten Bewegungsgeschwindigkeit [130].

Die Quantifizierung der Muskelkraft im Rahmen rehabilitativer Maßnahmen sowie in der Diagnostik akuter und chronischer Beschwerden war schon immer ein Wunsch der Therapeuten. Neben Muskelfunktionstests und indirekten Verfahren wie Umfangsmessungen kommen in den letzten Jahren vermehrt isokinetische Messungen zum Einsatz [88].

1967 konnte PERRINE, ein New Yorker Biomechaniker, das erste isokinetische Testgerät entwickeln und stellte das Prinzip der isokinetischen Muskelkontraktion zusammen mit HISLOP vor [51].

Die isokinetische Bewegung stellt eine Sonderform der Muskelkontraktionen dar, bei der im Vergleich zur isotonischen (gleichbleibende Muskelspannung) und isometrischen (gleichbleibende Muskellänge) Kontraktion die Bewegungsgeschwindigkeit über das gesamte Bewegungsausmaß konstant bleibt. Der Widerstand des Geräts paßt sich, elektronisch korrigiert, an die individuell vom Probanden aufgebrauchte Kraft an. Man unterscheidet folgende isokinetische Belastungen:

konzentrisch (positiv-dynamisch):	isometrisch (statisch):	exzentrisch (negativ-dynamisch):
Überwindung eines Widerstands durch willkürliche Muskelkontraktion <ul style="list-style-type: none">• Bsp.: Anheben eines Gegenstands• Muskelansatz und -ursprung nähern sich• Kraft und Kontraktion (Muskelverkürzung) stimmen in ihren Richtungen überein	Spannungsentwicklung im Muskel ohne äußere sichtbare Bewegung <ul style="list-style-type: none">• Bsp: Halten eines Gegenstands• Distanz von Muskelansatz und -ursprung bleibt gleich	vergleichbar mit Bremsbewegungen <ul style="list-style-type: none">• Bsp.: Absenken eines Gegenstands• Muskelansatz und -ursprung entfernen sich voneinander• Die Richtungen von Kraft und Kontraktion (Muskeldehnung) sind entgegengesetzt

Übersicht 4: Formen der isokinetischen Belastung [nach 88]

Die Isometrie kann als Sonderfall der Isokinetik mit der Geschwindigkeit 0 betrachtet werden. Gemessen wird die statische Kraft, die ein Muskel oder eine Muskelgruppe in einer bestimmten Position willkürlich gegen einen fixierten Widerstand auszuüben vermag. Bei exzentrischen Belastungen wird trotz maximaler Kontraktion der Muskulatur diese gleichzeitig gedehnt, dies führt im Vergleich zur konzentrischen und isometrischen Arbeitsweise zu einer höheren Kraftentwicklung. JOYCE et al. lieferten 1969 die ersten Kraft-Geschwindigkeitskurven von konzentrischer, isometrischer und exzentrischer Kontraktion. Dabei zeigte sich genau dieser Effekt, welcher bereits von GASSER und HILL 1924 ohne technische Voraussetzungen festgestellt wurde [87].

An Meßparametern bestimmt man in der Regel die Maximalkraft, die Muskelausdauer und die Schnellkraft. KANNUS stellte fest, daß die Messung der Schnellkraft unter isokinetischen Bedingungen sehr schwierig ist und einer breiten Variabilität unterliegt [zit. in 88]. Deshalb wurde in dieser Studie auf die Messung der Schnellkraft verzichtet.

Als verlässlicher Parameter bei isokinetischen Messungen hat sich das maximale Drehmoment ($P_{t_{max}}$) erwiesen. Man versteht darunter den höchsten Kraftausschlag [Nm] während eines einzelnen Bewegungszyklusses.

1.6.2 Grundsätzliches zur Elektromyographie

Definition: Die Elektromyographie (EMG) ist eine Untersuchungstechnik, die sich mit der Entstehung, der Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen befaßt. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen an Muskelfasern erzeugt [14, 141].

In der letzten Zeit bedient man sich immer mehr der Elektromyographie, um „neuromuskuläre Dysbalancen“ [38] aufzuspüren.

1.6.2.1 Dipol-Modell der EMG-Ableitung

Das EMG-Signal repräsentiert die neuromuskuläre Aktivität der sich kontrahierenden Muskulatur. Ähnlich der De- und Repolarisationsvorgänge am Herzmuskel, bei dem sich ein EKG darstellen läßt, können auch am Skelettmuskel elektrische Vorgänge aufgezeichnet werden.

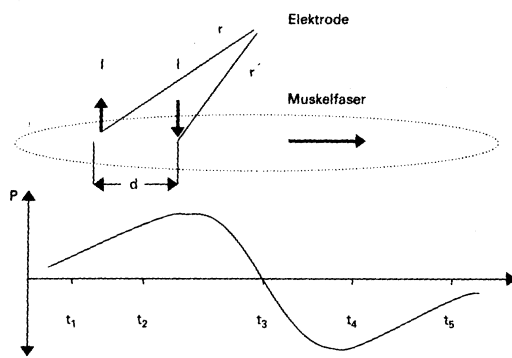


Abbildung 14: Dipol- Modell nach Winter (entnommen aus [17])

Die Zone, in der diese elektrischen Vorgänge ablaufen, beträgt ca. 1 bis 3 mm² und bewegt sich mit einer Geschwindigkeit von ca. 2 bis 6 m/s entlang der Muskelfaser [17]. Die bereits innervierten Bereiche stellen sich gegenüber den nicht innervierten Bereichen als positiv geladen dar (Dipol).

An einer oberflächlich angebrachten oder in den Muskel eingestochenen Elektrode können die Potentialänderungen registriert werden. Aus der Summe der einzelnen Potentialänderungen kann ein EMG abgeleitet werden.

1.7 Hypothesen und Arbeitsfragen:

Unter den zuvor genannten Gesichtspunkten stellt sich für die in Kapitel 2 vorgestellte Studie in der folgenden Übersicht aufgeführten Hypothesen und Arbeitsfragen

Hypothesen:

H1: Durch OP, Blutsperrung und anschließende Immobilisation verändert sich die elektrische Aktivität des Muskels und der Muskel atrophiert. [3, 4, 53] ⇒ Der Muskel verfügt über eine geringere Maximalkraft und Kraftausdauer.

H2: Diese Veränderung bleibt dauerhaft bestehen

Arbeitsfragen:

A1) Besteht eine Reduktion der Maximalkraft im Bereich der Oberschenkelmuskulatur?

A2) Besteht eine Reduktion der Kraftausdauer?

A3) Lassen sich die Veränderungen der elektrischen Aktivität während der isokinetischen Kraftmessung mit Isokinetik und EMG quantifizieren?

Übersicht 5: Hypothesen und Arbeitsfragen

2 Methodik

2.1 Probanden

Die Studie wurde mit 63 Personen durchgeführt, die alle zwischen 1980 und 1991 in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen aufgrund einer Achillessehnenruptur operiert wurden. Bei Ihnen wurde eine Umkipplastik nach SILFVERSKJÖLD [113] durchgeführt.

Die Verteilung der Probanden zeigt die Übersicht 6.

63 Probanden	
• 48 männlich (76,2%),	• 15 weiblich (23,8%)
• 28 Rupturen links (44,4%)	• 35 Rupturen rechts (55,6%)
• 30 x Sprungbein verletzt	• 33 x Schwungbein verletzt
• Durchschnittsalter bei Verletzung: 35,2 (28,6 – 41,8)	
• Untersuchung im Schnitt nach 10,8 (7,4 – 14,2) Jahren nach Verletzung	

Übersicht 6: Probandendaten

Postoperativ erfolgte eine vierwöchige Ruhigstellung im Oberschenkelgipsverband mit Spitzfußstellung, anschließend eine zweiwöchige Immobilisierung im Unterschenkelgipsverband in Neutralstellung.

Als Ausschlußkriterien für die Studie galten:

- simultane beidseitige Achillessehnenruptur
- nachfolgende kontralaterale Achillessehnenruptur
- Reruptur der Achillessehne
- Nachfolgende ipsi- oder kontralaterale andere Verletzungen der unteren Extremität
- Herz- / Kreislauferkrankungen
- Geburtsdatum 1936 oder älter (zum Zeitpunkt des Anschreibens älter als 60 Jahre)

Übersicht 7: Ausschlußkriterien

Von den 314 Patienten, die in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen operiert wurden, konnten 264 Adressen ausfindig gemacht werden. Von diesen 264 Personen wurden bereits diejenigen über 60 Jahren nicht angeschrieben. Es antworteten 90 Personen und gaben ihre Zustimmung zur Teilnahme an der Studie. Aus dieser Gruppe

mußten 25 Patienten ebenfalls wegen den oben angeführten Ausschlußkriterien abgelehnt werden. Zwei Probanden konnten wegen Gerätedefekt nicht an der Studie teilnehmen. So kamen letztendlich 63 Probanden für die Studie in Frage.

2.2 Material und Geräte

2.2.1 Kraftmessung

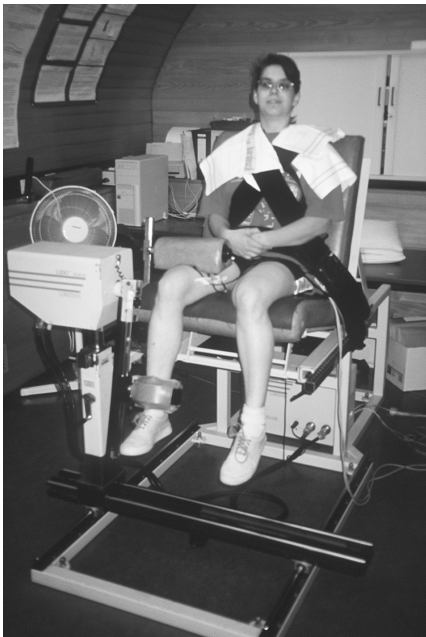


Abbildung 15: isokinetische Meßeinrichtung

Die Auswertung erfolgte mit der Software LIDOACT 4.1 der Firma Loredan.

Die nebenstehende Skizze soll den Aufbau der Meßeinheit verdeutlichen.

Der genaue Versuchsablauf wird auf S. 23 beschrieben.

Zur isokinetischen Kraftbestimmung wurde das LIDO Active Dynamometer der Loredan Biomedical Inc., Kalifornien, eingesetzt. Es besteht aus einer Liege, an der eine Steuereinheit mit Elektromotor angebracht ist (siehe Abbildung 15 und Abbildung 16).

Die Messungen wurden schwerkraftkorrigiert über den Elektromotor vorgenommen, hierzu wurde vor jedem Test eine Schwerkraftmessung vorgenommen.

Zur Darstellung und Berechnung der Drehmomente diente ein handelsüblicher 486 DX Computer.

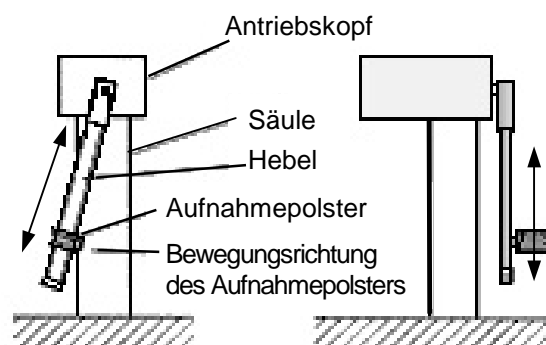


Abbildung 16: Skizze zur Geräteanrichtung des Lidoacts (modif. nach Wieck [133])

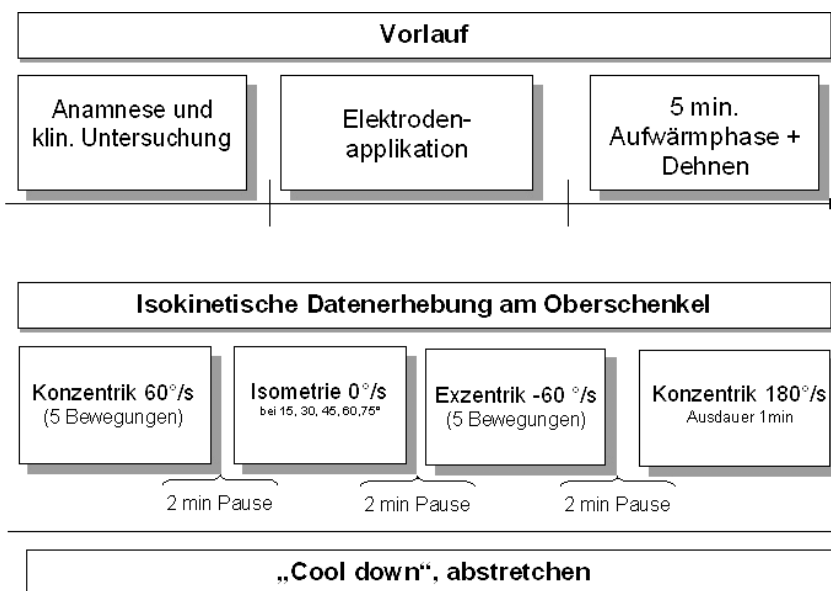
2.2.2 Elektromyographische Aufzeichnung (EMG)

Hierfür wurde das MYOSYSTEM 2000 (8 Kanal) der Firma NORAXON Neurodata, (Berlin-Wien) verwendet, die Auswertung erfolgte auf einem handelsüblichen Pentium-PC mit der Software MYOSOFT 1.0 for Windows der Firma NORAXON.

Es wurden Oberflächenelektroden (blue sensor, disposable elektrodes) der Firma MEDICOTEST A/S Denmark, Typ: P-00-S verwendet. Die Grundlagen des EMGs werden im Kapitel 1.6.2 auf Seite 16, die Berechnung des EMGs im Kapitel 2.3.3 auf Seite 29 beschrieben.

2.2.3 Versuchsablauf

Nachfolgende Übersicht zeigt den Versuchsablauf im Überblick:



Übersicht 8: Versuchsablauf

2.2.4 Vorlauf

Nachdem die Probanden über den Sinn und Zweck der Studie informiert und über evtl. Risiken (Muskelkater, Muskel-/Sehnenverletzungen, allg. Erschöpfung Herz/Kreislauf-Reaktionen, Allergie auf EMG-Elektroden etc...) aufgeklärt wurden, gaben die Probanden ihr Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Untersuchung. Anschließend wurde mit ihnen ein standardisierter Fragebogen zur Anamnese und Sportfähigkeit besprochen (s. Anhang).

Danach erfolgte eine klinische Untersuchung, bei der folgende Bein-umfänge gemessen wurden:

20 cm	}	proximal d. medialen Kniegelenkspalts
10 cm		
0 cm		auf Höhe der Patella-Mitte
-15 cm		distal d. medialen Kniegelenkspalts

Weiter umfaßte die klinische Untersuchung die Beweglichkeitsmessung am Knie nach der Neutral-Null-Methode, die Ermittlung des Fersen-Boden-Abstandes bei maximal möglichem Zehenspitzenstand, sowie die Inspektion und Palpation der Narbe bzw. der Achillessehne von außen.

Übersicht 9: Höhe der Umfangsmessungen

2.2.5 Vorbereitung des Probanden/Applikation der EMG-Elektroden.

Es gibt viele Möglichkeiten, die Ableitungspunkte der Oberflächenableitung eines EMGs am Oberschenkel aufzusuchen [45, 57, 134, 143, 144]. Die Applikationsstellen der Elektroden für die jeweiligen Muskeln erfolgte hier in Anlehnung an LEVEAU und ANDERSON [77]. Die Muskelidentifizierung und die Platzierung der Elektroden wurde von der gleichen Person durchgeführt. Die Elektroden wurden entlang der Faserrichtung der Muskeln in einem Abstand (Elektrodenmittelpunkt) von je 2 cm proximal und distal folgender Punkte in bipolarer Ableitungstechnik angebracht (Tabelle 1, siehe auch Abbildung 19, Seite 22):

M. rectus femoris:	Hälfte der Strecke zwischen Spina iliaca anterior superior (SIAS) und Patella-Spitze
M. vastus medialis:	20% der Strecke zwischen SIAS und medialem Kniegelenkspalt
M. vastus medialis:	25% der Strecke zwischen SIAS und lateralem Kniegelenkspalt
M. biceps femoris:	50% der Strecke zwischen der Tuberositas ischii und dem Caput fibulae
1 Referenzelektrode am linken Beckenkamm	



Tabelle 1: Kennmuskeln und ihre zugehörigen Ableitungspunkte, modifiziert nach (77)

Abbildung 17: Ausmessen der Ableitungspunkte für die EMG-Ableitung

Nach Rasur und erster Hautreinigung mit Hautdesinfektionsmittel wird mit einem feinen Schmirgelpapier zur Verbesserung der Leitfähigkeit Fett, lose Epithelien und Hornhaut etc. abgeschmirgelt, um eine möglichst gute Elektrodenhaftung zu erzielen (Abbildung 18). Erneut wird mit Hautdesinfektion nachgereinigt [143, 144].

Die Reproduzierbarkeit des EMG-Signals hängt entscheidend von der Qualität der Hautvorbereitung im Applikationsbereich ab [135]. Mit diesem Vorgang wird eine bessere Haftung und eine Senkung der Hautimpedanz erzielt.

Die Elektroden werden am ausgemessenen Punkt auf der vorbereiteten Haut direkt nebeneinander geklebt. Es empfiehlt sich, nach Applikation der Elektroden zumindest gelegentlich den Hautwiderstand zu messen.



Abbildung 18: Schmirgel

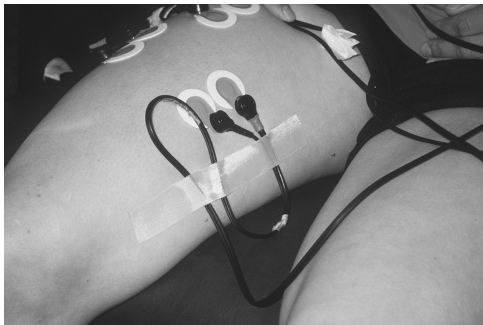


Abbildung 19: mäanderförmige Kabelverlegung und Fixierung

WINTER et al. empfehlen dabei Hautimpedanzen von weniger als 10 Kilo-Ohm [135].

Zur Sicherung vor Scherkräften werden die Elektrodenkabel mäanderförmig verlegt und mit Fixomull-Klebestreifen gesichert. Eine derartige Fixierungstechnik hat sich bei Vorversuchen bewährt und gewährleistet, gerade bei der Durchführung kinesiologicaler EMGs,

eine gute Zugentlastung der Elektroden (s. Abbildung 19). Die Elektroden selbst sollten nach Möglichkeit nicht überklebt werden, um einen annähernd gleichen Anpreßdruck und damit wiederhol- und vergleichbare Meßbedingungen zu gewährleisten.

2.2.6 Aufwärmen

Das Aufwärmen wurde auf einem Fahrradergometer vom Typ Ergometry System 380 der Firma ELEMA-SCHÖNANDER (Stockholm, Schweden) für 5 min bei frei wählbarer Leistung durchgeführt. Anschließend erfolgten Dehnungsübungen für die zu belastenden Muskelgruppen.

2.2.7 Einrichten des isokinetischen Geräts



Abbildung 20: Position der Probandin auf der Meßeinrichtung bei gestrecktem Bein

Die Messung der Drehmomente erfolgte sitzend über einen Hebelarm. Entscheidend war dabei die Übereinstimmung der Drehachse des Hebels und der Knieachse. Fixiert wurden die Probanden mit einem Beckengurt und zwei Gurten, die ähnlich wie "Hosenträgergurte" am Oberkörper über Kreuz liefen, einem Druckpolster auf dem zu messenden Oberschenkel sowie einer Manschette oberhalb des Sprunggelenks, die mit dem Hebel verbunden war (sliding cuff). Inadäquate Stabilisierung des Körperstammes oder Anteile

der unteren Extremität würde die Kraft, welche die Oberschenkelmuskulatur in Extension und Flexion ausüben kann, limitieren und somit falsch niedrige Ergebnisse produzieren [107].

2.2.8 Isokinetische Messungen

Zur Bestimmung der maximalen Drehmomente der konzentrischen und exzentrischen Tests in Newtonmeter [Nm], wurden aus den jeweils fünf aufgezeichneten Bewegungszyklen die drei höchsten Werte für die Plantarflexion / Dorsalextension herangezogen, und daraus das arithmetische Mittel berechnet.

Dadurch werden die Werte zwangsläufig etwas niedriger, jedoch fallen artefaktbedingte Kraftspitzen, z.B. durch ruckartige Bewegungsausführung, weniger ins Gewicht [57, 87, 88].

Zwischen den Übungsblöcken erfolgte eine Pause von zwei Minuten. In mehreren Studien [35, 87, 131] wurde zwar festgestellt, daß beim isokinetischen Training hohe Laktatwerte erreicht werden, so daß eine Pause von mindestens drei bis fünf Minuten erforderlich wären. Bei den vorhandenen Trainingszeiten (Zeit der Probanden, Mehrfachnutzung der Geräte) ist diese Pausengestaltung jedoch nicht möglich. Erfahrungsgemäß sind daher 2 Minuten Pause ein idealer Kompromiß.

Auf den nächsten Seiten werden „PrintScreens“ von isokinetischen Originalaufzeichnungen in den Modi Konzentrik bei 60°/s, Isometrie, Exzentrik bei (-)60°/s und Konzentrik bei 180°/s sowie einer Ausdaueraufzeichnung über eine Minute und die dazugehörigen Testaufgaben vorgestellt.

2.2.8.1 Konzentrik bei 60°/s

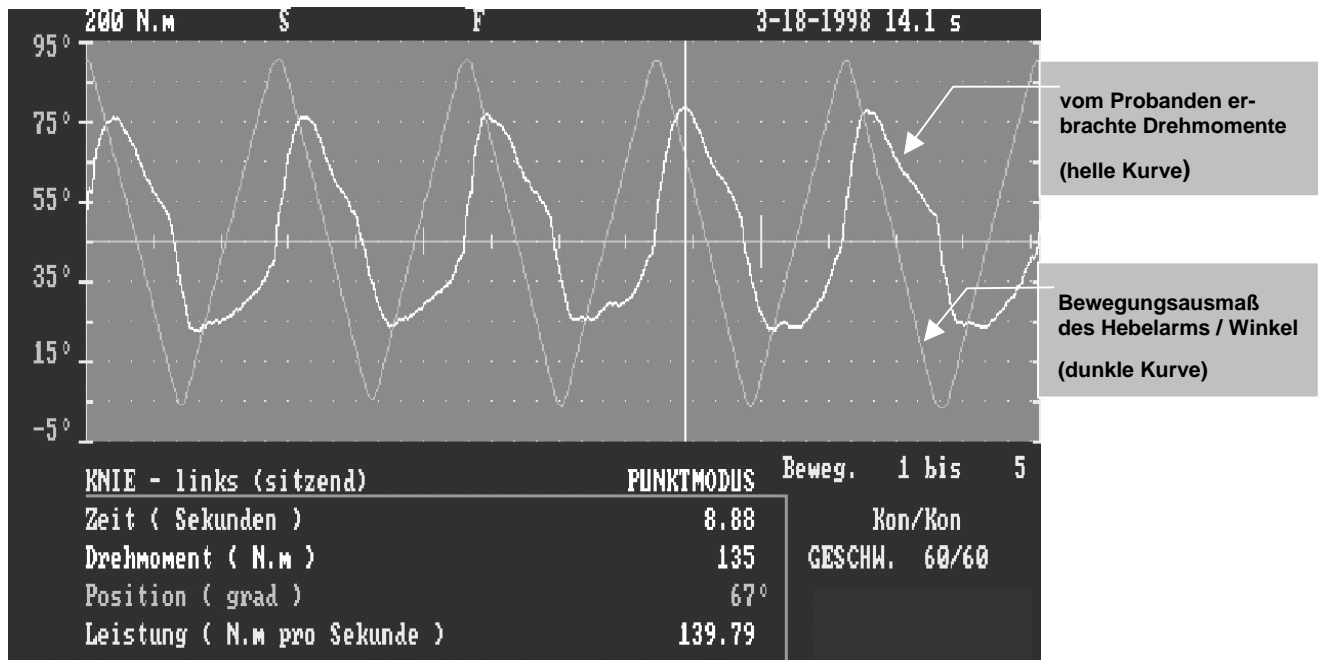


Abbildung 21: Originalaufzeichnung einer isokinetischen Belastung am Knie bei 60°/s

Die Übung bestand daraus, daß der Proband nach entsprechender Eingewöhnung von vier bis fünf Bewegungszyklen bei minimaler Kraft (um sich an die Bewegung und das Bewegungsausmaß zu gewöhnen) genau fünf Bewegungszyklen (Streckung + Beugung = 1 Zyklus) bei der vorgegeben Winkelgeschwindigkeit von 60°/s zu leisten hatte.

Die Messung der Konzentrik bei 180°/s wurde mit der Ausdauerleistung kombiniert. (siehe Ausdauermessung /Konzentrik 180 °/s)

2.2.8.2 Isometrische Messung

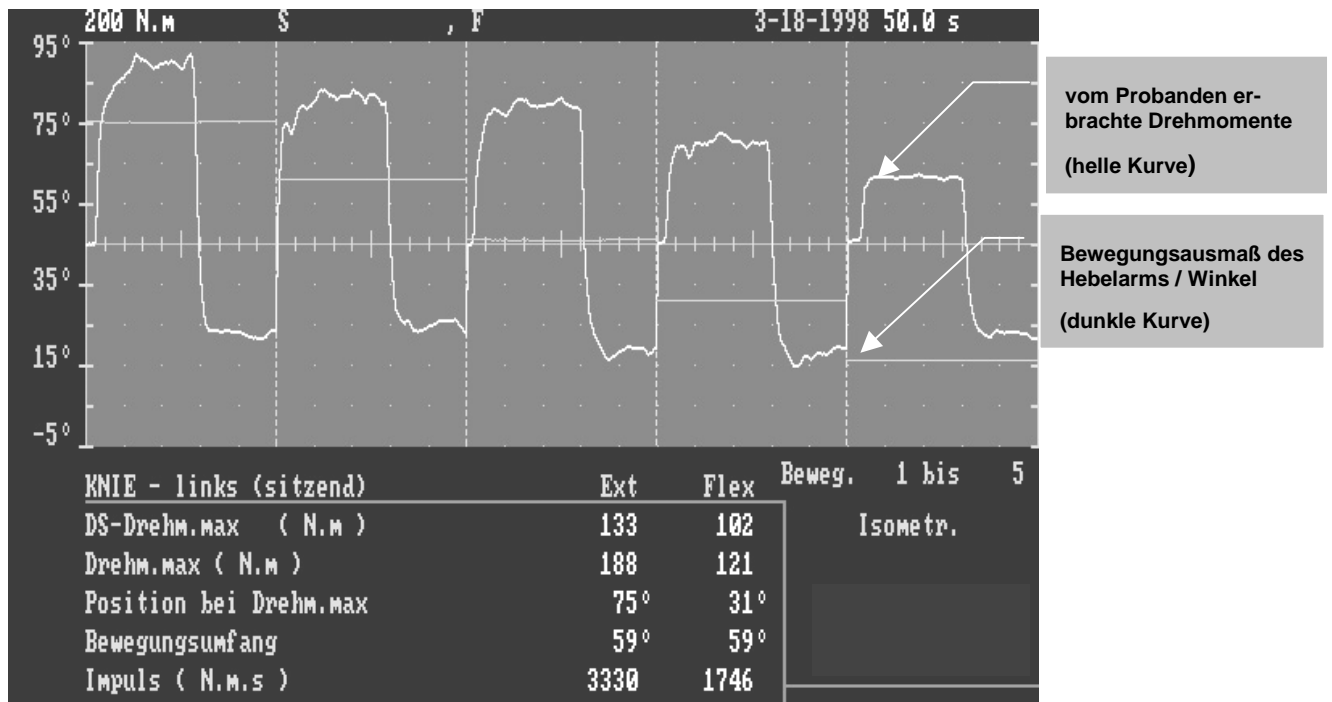


Abbildung 22: Originalaufzeichnung einer isometrischen Belastung am Knie

Die isometrisch erbrachte Kraft gilt als Referenzwert für die Berechnung der Maximalkraftwerte, d.h. um Kräfte mit einander zu vergleichen, wird die isometrisch erbrachte Kraft als 100% gesehen und die anderen Kräfte im Verhältnis dazu betrachtet (s. Kap. 2.3.1 und 2.3.4)

Die Probanden mußten bei fünf Sekunden maximal gegen den Hebelarm drücken (Extension), nahtlos gefolgt von fünf Sekunden ziehen (Flexion). Während einer Erholungspause von 30 Sekunden wurde der Hebelarm um 15 Grad weitergefahren. Das gesamte Bewegungsausmaß betrug 15° bis 75°. Die Extrempositionen 0° und 90° wurden ausgelassen.

Wie in obigen Schaubild zu sehen ist, sind die isometrisch erbrachte Kraft in der Extension winkelabhängig. Bei zunehmender Streckung im Knie nimmt die Kraft ab.

2.2.8.3 Exzentrische Messung

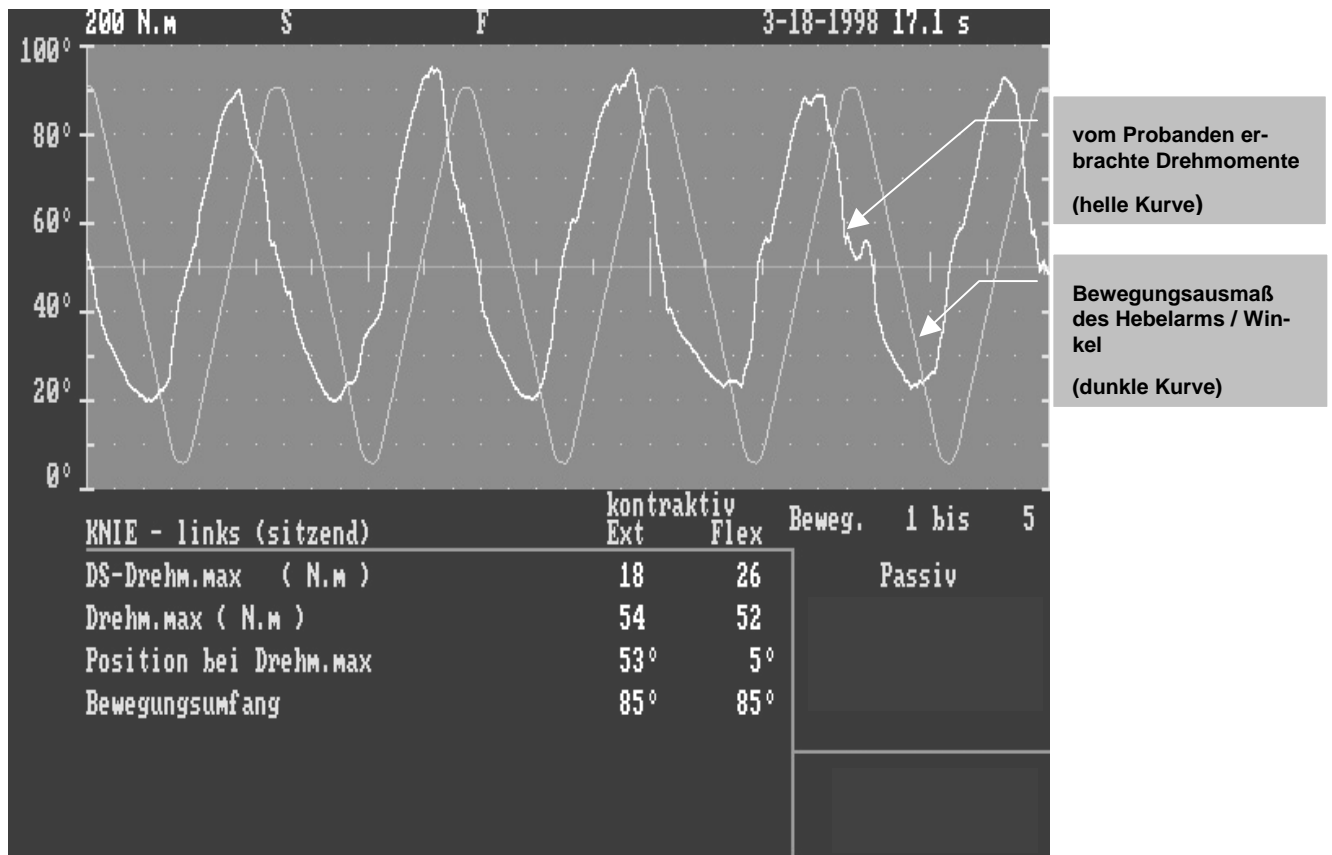


Abbildung 23: Originalaufzeichnung einer exzentrischen Belastung am Knie bei (-)60°/s

Die exzentrische Übung bestand ebenfalls aus fünf Bewegungszyklen, denen mehrere Zyklen ohne Kräfteinsatz (zur Gewöhnung) vorgeschaltet waren. Der Hebelarm des Gerätes bewegte sich mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit (Winkelgeschwindigkeit 60°/s), die Probanden mußten versuchen, den Hebel entgegen der Laufrichtung abzubremsen. Definitionsgemäß werden die Winkelgeschwindigkeiten bei exzentrischer Belastung mit einem Minuszeichen gekennzeichnet [87].

Dieser isokinetische Modus erforderte bei den meisten Probanden eine größere Eingewöhnungszeit, da diese Belastung im Alltagsleben eher ungewohnt war und große Anforderungen an die koordinativen Fähigkeiten stellte. Zudem kam bei einigen Probanden die „Erkenntnis, daß man den Hebel ja eh nicht zum Stillstand bringt.“

2.2.8.4 Ausdauermessung /Konzentrik 180 °/s

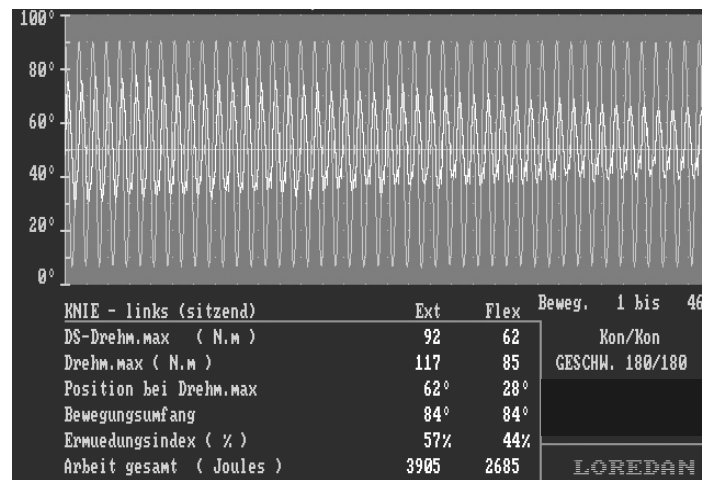


Abbildung 24: Originalaufzeichnung der konzentrischen Ausdauerbelastung am Knie bei 180°/s

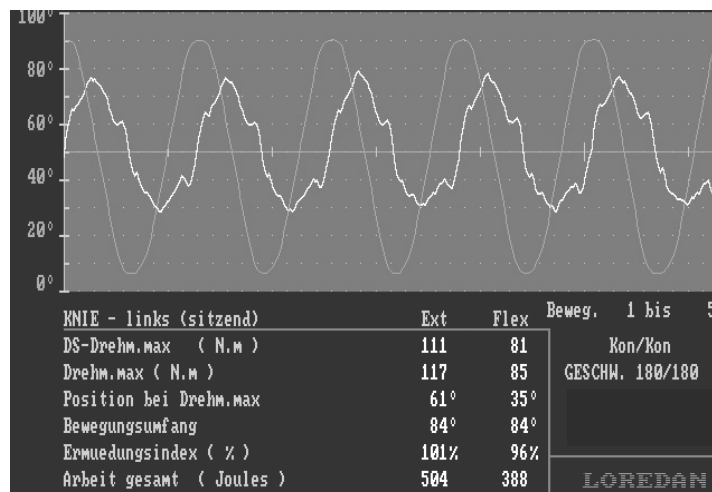


Abbildung 25: Originalaufzeichnung der ersten fünf Bewegungszyklen bei der konzentrischen Ausdauerbelastung am Knie bei 180°/s

In der Abbildung 23 und der Abbildung 24 auf Seite 26 werden zwei Originalaufzeichnungen der letzten Übung gezeigt, in der Ausdauermessung und Konzentrik bei 180°/s kombiniert wurden.

Die Probanden wurden aufgefordert, bei einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/s möglichst eine Minute lang so stark wie möglich zu beugen und zu strecken. "Einbrüche" während der Arbeit sollten nicht vorkommen. Die Abbildung 23 demonstriert, wie bei gleichem Bewegungsausmaß von 0° bis 90° die Drehmomente in Beugung und Streckung abnehmen. Die Werte der Konzentrik 180°/s wurden analog zur Konzentrik 60°/s (s. Seite 24) berechnet.

2.3 Berechnungsgrundlagen und Statistik

2.3.1 Maximalkraft und Winkelangaben

Nachdem noch keine allgemeingültige Regeln zur Maximalkraftbestimmung vorliegen und in der Literatur verschiedene Verfahren zu finden sind [19, 87, 129], wurde hier analog zu HORSTMANN das maximale Drehmoment (max. Peak torque = PT_{max}) als Durchschnitt der drei größten Drehmomente aus den fünf Bewegungsdurchgängen errechnet [57].

2.3.2 Gesamtarbeit/Ermüdungsindex

Der Parameter Gesamtarbeit in Joule [J] wird aus der Fläche unter der Kurve im einminütigen Ausdauerstest errechnet. Submaximal arbeitende Probanden wurden wie folgt aus den Ausdauerstestdaten eliminiert:

- Berechnung des Ermüdungsindex (EI), d.h. die Summe der letzten 5 Flexions- / Extensionswerte durch die Summe der ersten 5 geteilt,
- anschließend mit 100 multipliziert, um Prozentwerte zu erhalten

Übersicht 10: Ausschluß submaximal arbeitender Probanden aus der Arbeitsberechnung

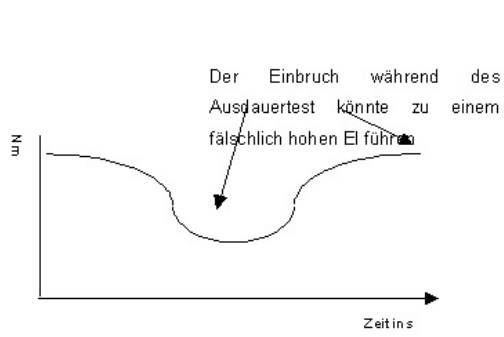


Abbildung 26: skizzierte Arbeitskurve zum Ausschluß in der Ermittlung des EI

Generell wurden Probanden ausgeschlossen, deren Ermüdungsindex $> 90\%$ war, da davon auszugehen war, daß diese zu Beginn und gegen Ende nahezu maximal aber während der Hälfte der einminütigen Übung nicht ausreichend gearbeitet hatten. Weiter wurden Probanden ausgeschlossen, wenn sie den Test unter der Angabe „Erschöpfung“ vorzeitig ab-

brachen, aber einem $EI > 80\%$ erreichten. Dies würde ja bedeuten, daß die Probanden weniger als 20% Kraftverlust im Vergleich zum Testbeginn hatten.

Die ermittelten Daten wurden „paarig“ berechnet, d.h. wenn Werte in der unverletzten Gruppe eliminiert wurden, mußten auch die korrespondierenden Werte in der verletzten Gruppe gestrichen werden, selbst wenn diese schlüssig waren. Durch diese strengen Kriterien sank die Probandenzahl erwartungsgemäß stark.

2.3.3 Elektromyographische Messung

Zur Verbesserung der Interpretation und Reliabilität wurde das aufgezeichnete elektromyographische Signal folgendermaßen weiterverarbeitet:

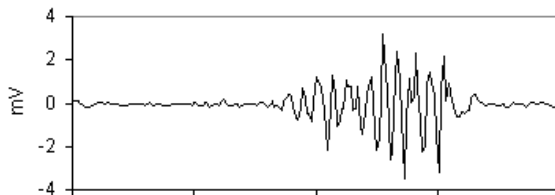


Abbildung 27: Roh-EMG

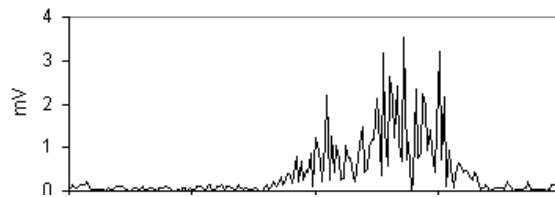


Abbildung 28: Gleichrichtung

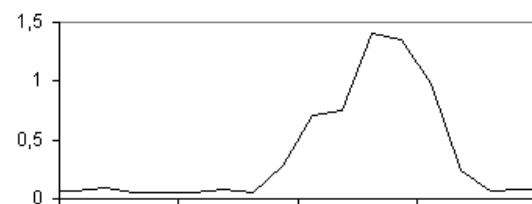


Abbildung 29: Linear envelope

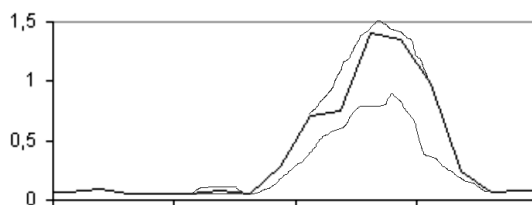


Abbildung 30: Ensemble Average

In der Elektromyographie erfolgt im allgemeinen die Bearbeitung der Rohdaten in zwei Schritten. Zuerst wird das Roh-EMG (Abbildung 27) mit Hilfe einer „full wave rectification“ gleichgerichtet, also alle negativen Ausschläge an der Nulllinie gespiegelt (Abbildung 28). Ohne die Gleichrichtung, z. B. durch eine Betragsbildung, würde jede zeitliche Mittelung der Rohdaten zu Amplitudenwerten um Null herum führen und so eine Interpretation der EMG-Signale unmöglich machen. Zur besseren Lesbarkeit wird das Signal anschließend mit einer einhüllenden Kurve („linear envelope“) versehen, die den Trend des Signals abbildet (Abbildung 29). An mehreren zeitlich definierten Kurven kann eine Durchschnittskurve mit Standardabweichungen („Ensemble Average“) berechnet werden (s. Abbildung 30).

Zur Glättung wird das Verfahren des „root mean square“ (RMS) mit einem empfohlenen Wert von 32 ms [61], also die Berechnung des geometrischen Mittels verwendet. Die Glättung hat die Aufgabe, den hochfrequenten Anteil des Frequenzspektrums des EMG-Signals heraus zurechnen und so die Interpretation der EMG-Signale zu vereinfachen. Hierzu stehen mit der Tiefpaßfilterung und der zeitlichen Mittelung der Rohdaten zwei Verfahren zur Auswahl.

Aufgrund einer fehlenden internationalen Vereinbarung gibt es für die Grenzfrequenzen der Filter und die Zeitfenster der Mittelung keine einheitlichen Werte, so daß es in der Literatur die verschiedensten Variationsmöglichkeiten gibt [26, 27, 48, 74, 82, 96, 115, 134].

Da die Signalstärke des EMGs einer Reihe von individuell verschiedenen Einflußfaktoren unterliegt, unter anderem den unterschiedlichen Hebelverhältnissen, der Muskellänge und der Dicke des Unterhautfettgewebes der Probanden, erlauben die gemessenen Amplitudenwerte (Volt) keinen direkten Rückschluß auf das Kraft- und Beanspruchungsniveau des untersuchten Muskels [142]. Für den intra- bzw. interindividuellen Vergleich der EMG-Amplituden ist es notwendig, eine Amplituden-Normalisierung durchzuführen. Hierbei werden die aufgezeichneten Daten auf eine möglichst standardisierte Referenz bezogen und die Amplitudenwerte relativ zu diesem Referenzwert (ausgedrückt in Prozent) berechnet. Verschiedene Methoden finden hierbei Verwendung [139].

In dieser Studie wurde die Normalisierung auf eine „maximal willkürlich“ durchgeführte isometrische Kontraktion (Maximum Voluntary Contraction, MVC) als Referenzwert bezogen. Hierzu wurde mit Hilfe des Computers und der EMG-Software (MYOSOFT 1.0) der maximale Wert für jeden Muskel aus dem Isometrietest berechnet und gespeichert. Dieser Wert bildet den 100% Referenzwert für die Amplituden-Normalisierung und wird im folgenden als MVC-Wert bezeichnet. Mit Hilfe von manuell gesetzten Markern wurde die Zuordnung der EMG-Signale zu Extension/Flexion im Kniegelenk möglich.

Als Parameter zur Amplituden-Quantifizierung wurden jeweils die Mittelwerte („mittlere Amplitude“ = Mean-EMG) [74, 135] der aufgezeichneten, gleichgerichteten EMG-Signale der höchsten vier repetitiven Bewegungen dargestellt.

Die Daten wurden auf Plausibilität kontrolliert, offensichtliche Fehlbestimmungen wurden nicht berücksichtigt.

2.3.4 Statistische Methoden

Die Messungen der klinischen Untersuchung, der isokinetischen Kraftmessung und des EMGs wurden durch die jeweiligen Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle zusammenfassend dargestellt.

Da nicht alle Messungen komplett verwertbar waren (z.B. Elektroden abgelöst, Kabelbruch etc.) gehen nur „paarig ermittelte Daten“ in die Berechnung ein. Dies bedeutet z.B., daß bei nicht verwertbaren Daten des verletzten Beins in einer Übung auch die an sich plausiblen Daten des unverletzten Beines eines Probanden eliminiert werden. Dies erklärt, warum die Anzahl der ausgewerteten Probanden teilweise weit unter der Gesamtanzahl von 63 liegt.

Die Angabe mit 95%-Konfidenzintervallen wurde gewählt, um Abweichungen der statistischen Mittelwertschätzung vom tatsächlichen Mittelwert darzustellen. Die Intervalllänge spiegelt die Variabilität der Daten und ihren Umfang wieder [57]. Oft kommt es gerade bei Studien mit freiwilligen Probanden zu statistisch signifikanten Ergebnissen, die jedoch keine klinische oder praktische Relevanz aufweisen. Beim Verfahren mit Konfidenzintervallen wird ein Bewerten von Daten hinsichtlich signifikant oder nicht hinfällig. Wenn zwei Konfidenzintervalle überlappen, deutet dies darauf hin, daß die zugehörigen Messungen hinsichtlich ihrer Mittelwerte nicht als unterschiedlich gewertet werden können [45, 58].

Bei graphisch auffälligen Messungen (z.B. Messung der Umfänge an der Wade) erfolgte zusätzlich der Vergleich der Mittelwerte durch den Wilcoxon-Rangsummentest für paarig verbundene Stichproben (Ausgangs-Signifikanzniveau von $\alpha < 0,05$). Der Wilcoxon-Test ist ein Hypothesentest, bei dem die Ergebnisse zweier Stichproben miteinander verglichen werden. Bei den isokinetischen Messungen, sowie bei den Messungen des Fersen-Boden-Abstandes, der Beinumfänge und des Bewegungsausmaßes handelt es sich um eine einseitige Fragestellung („Fällt das Ergebnis der verletzten Seite geringer aus?“). Bei den EMG-Messungen hingegen wird eine zweiseitige Fragestellung beantwortet („Gibt es Unterschiede zwischen dem verletzten und dem unverletzten Bein?“).

Da es sowohl in der Isokinetik, als auch im EMG um multiple Tests zu der gleichen Grundfrage handelt, wurde hierfür das Signifikanzniveau angepaßt, um eine sicherere Aussage über die Signifikanz der Versuche machen zu können. Dazu wurde auf das Verfahren nach

Bonferroni als konservatives Verfahren zurückgegriffen ($\alpha' = \alpha / x$). Dadurch ergaben sich folgende Signifikanzniveaus:

$\alpha' = \alpha / 2 = 0,025$	für die isokinetischen Ausdauer tests	$x=2$	1 Test links, 1 Test rechts
$\alpha' = \alpha / 8 = 0,006$	für die elektromyographischen Ausdauer tests	$x=8$	4 Muskeln rechts, 4 Muskeln links
$\alpha' = \alpha / 8 = 0,006$	für die isokinetischen Maximalkraft tests	$x=8$	4 Tests rechts, 4 Test links
$\alpha' = \alpha / 32 = 0,002$	für die elektromyographischen Maximalkraft tests	$x=32$	jeweils 4 Tests mit 4 Muskeln auf 2 Seiten ($2 \times 4 \times 4 = 32$)

Übersicht 11: Signifikanzanpassung nach Bonferroni

3 Ergebnisse

3.1 Auswertung des Fragebogens

39 Probanden (62%) hatten keine Schmerzen im Bereich der operierten Sehne, 23 Probanden (36%) verspürten gelegentliche leichte Schmerzen, hauptsächlich in Zusammenhang mit Belastung, ein Proband (2%) beklagte gelegentlich starke Schmerzen (7 Punkte auf der zehnteiligen visuellen Analogskala). Dauerschmerzen wurden nicht angegeben.

14 Probanden (22%) klagten über ein Taubheitsgefühl am lat. Fußaußenrand, entsprechend einer Läsion des N. suralis, 14 Probanden (22%) berichteten über abgeklungene oder z.T. noch bestehende Entzündungen im Bereich der Narbe. Bestehende Entzündungen resultieren meistens von Scheuerstellen der verdickten Achillessehne an unzureichend passenden Schuhen, insbesondere bei Stöckelschuhen.

Als Beschwerden (ohne Kausalität zur Achillessehnenruptur) an der operierten Seite (bis Rücken) wurden angegeben (Anzahl in Klammer):

• Belastungsabhängige Schmerzen	(5)
• Blasen an der Narbe, Rötungen	(2)
• Deutlich eingeschränkte Sensibilität und Motorik bei stark entzündeten Verhältnissen (Z.n. MESH-Graft)	(1)
• Kniegelenksergüsse	(2)
• Unspezifische Knieschmerzen	(5)
• Rez. Lumbo-Ischialgien, Dorsalgien	(5)
• Knöchelödeme	(2)
• Spannungsgefühle an der Narbe	(2)
• Neigung zu Wadenkrämpfen	(2)
• Taubheit im Narbenbereich	(3)
• Varikosis	(6)
- davon 4x auf der operierten Seite, - 2x bds. Varikosis	

Übersicht 12: Beschwerden

48 Probanden (76%) beurteilten ihre Kraft im verletzten Sprunggelenk als nicht beeinträchtigt, 11 Probanden (17%) gaben eine subjektive leichte Schwäche an, immerhin 4 Probanden (6%) beklagten eine starke Abnahme der Kraft. Eine normale Beweglichkeit wurde von 43 Probanden (68%) angegeben, 14 Versuchsteilnehmer (21%) berichteten über eine gering eingeschränkte, 6 Personen (11%) über eine stark eingeschränkte Beweglichkeit.

An Sportarten, bei denen die Verletzung auftrat, wurden vor der Verletzung ausgeübt: Aerobic, 3x Badminton, Basketball, Faustball, 18x Fußball, Fechten, 4x Gymnastik, 6x Handball, 4x Joggen, 9x Leichtathletik, 3x Radfahren, Skifahren, 3x Squash, 7x Tennis, 2x Turnen, 3x Volleyball.

32 Personen (51%) konnten nach der Verletzung den Sport, den sie vor der Verletzung ausübten, ohne Beschwerden wieder aufnehmen, 17 Probanden (27%) verspürten oder verspüren immer noch leichte Beschwerden (hauptsächlich belastungsabhängige Schmerzen). 11 Probanden (17%) mußten ihre Sportart wechseln (4x joggen, 2x radfahren, 2x Volleyball, 1 x schwimmen, 1x Gymnastik, 1x keine Angabe). Ursache für den Sportartwechsel waren jedoch auch Ängste vor erneuter Verletzung.

41 Patienten (65%) wurden postoperativ krankengymnastisch beübt, davon 18 Patienten (29%) bereits in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen, 11 (17%) davon wurden auch nach dem Krankenhausaufenthalt weiter physiotherapeutisch betreut. 23 Patienten (36%) erhielten erst nach dem Krankenhausaufenthalt Krankengymnastik. 22 Patienten wurden keiner Krankengymnastik zugeführt. Die Inhalte sowie Dauer der Übungsbehandlungen waren den Probanden im Einzelfall nicht mehr geläufig. Genannt wurden Kraftaufbau, Schulung der Beweglichkeit, Gelenkstellungssinn (PNF), Dehnungsübungen, vereinzelt Massagen.

Bei 9 Personen (14%) wurden seit der Achillessehnen-Operation Gonarthrosen festgestellt, 3x beidseitig, 2x auf der operierten Seite, 3x kontralateral. Ein Patient berichtete von einer beidseitigen Coxarthrose, zwei Probanden von Hüftarthrosen auf der operierten Seite, 3x kontralateral. Bei einem Probanden wurde sowohl von einer Cox- als auch Gonarthrose kontralateral, bei einem anderen Patienten sowohl von einer Cox- als auch Gonarthrose ipsilateral berichtet. Die Angaben zu Arthrosen stammen meistens von den Probanden oder deren Hausärzten und wurden orthopädisch nicht nachuntersucht.

3.2 Ergebnisse im Gesamtvergleich verletzte Seite - unverletzte Seite

3.2.1 Klinische Untersuchung

Bei 61 Probanden (97%) war die operierte Achillessehne im Bereich der Umkipp-Plastik unregelmäßig verdickt, lediglich zwei Patienten (3%) wiesen eine unauffällige, im Seitenvergleich normal konfigurierte Achillessehne auf. 61 Narben (97%) zeigten reizlose Verhältnisse, davon gaben 60 Patienten keinen, ein Patient einen leichten Druckschmerz an.

Drei Narben wurden als hypertroph beurteilt, zwei Patienten klagten über leichten Druckschmerz, ein Proband verspürte keine Schmerzen. Zwei Narben waren entzündet und druckschmerzhaft.

3.2.1.1 Umfangsmessungen

Es ergaben sich bei den Beinumfangen folgende Ergebnisse:

Meßstelle	verletzte Seite	unverletzte Seite	Differenz
20 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	51,4 cm (50,4 – 52,4)	51,9 cm (50,9 – 52,9)	0,5 cm
10 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	42,6 cm (41,8 – 43,4)	42,9 cm (42,1 – 43,7)	0,4 cm
Patella-Mitte	37,9 cm (37,3 – 38,5)	38,0 cm (37,4 – 38,6)	0,1 cm
15 cm distal d. medialen Kniegelenkspalts	36,3 cm (35,5 – 37,1)	37,3 cm (36,6 – 38,0)	1,1 cm

Tabelle 2: Beinumfangen und Umfangsdifferenz

Es fällt auf, daß das verletzte Bein immer dünner ist als das unverletzte. Jedoch betragen die Differenzen am Oberschenkel bei +20 cm (gemessen ab dem medialen Kniegelenkspalt) gerade mal 0,5 cm, bei + 10 cm 0,4 cm. Am Unterschenkel (bei -15 cm) beträgt der Unterschied jedoch bereits 1,1cm und ist mit $p < 0,001$ hochsignifikant. Während die Konfidenzintervalle der Messungen bei 20 cm, 10 cm und auf Höhe der Patella deutlich überlappen, kommt es bei den Messungen bei 15 cm distal des medialen Kniegelenkspalts nur zu einer knappen Überlappung der Konfidenzintervalle.

3.2.1.2 Beweglichkeit im Kniegelenk

Die Messung der Beweglichkeit erfolgte nach der Neutral-Null-Methode.

In Einzelwerten kam es vor, daß Probanden im Seitenvergleich ein Beugedefizit von bis zu 30° oder ein Streckdefizit bis zu 10° im Vergleich zur nicht operierten Seite hatten. Im Mittel ergeben sich jedoch keine Veränderungen in der Kniebeweglichkeit (Extension 0,1°, Flexion 0,3° Unterschied). Die Mittelwerte und die 95%-Konfidenzintervalle sind in Tabelle 3 angegeben:

n = 63	kleinste Differenz im BAM	größte Differenz im BAM	Mittelwert 95-Konfidenzintervall
Extension	-5,0	10,0	0,1 (-0,2 – 0,4)
Flexion	-30,0	10,0	0,3 (-0,9 – 1,5)

Tabelle 3: Bewegungsausmaße (BAM)

3.2.2 Ergebnisse der isokinetischen Messungen

3.2.2.1 Werte der maximalen Drehmomente für die Extension

	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Exzentrik -60°/s [Nm]	220,2 (204,8 – 235,6)	220,0 (203,6 – 236,4)	-0,2 Nm < 0,1%
Isometrie [Nm]	208,5 (193,2 – 223,8)	207,1 (192,8 – 221,4)	-1,4 Nm 0,6%
Konzentrik 60°/s [Nm]	156,1 (142,4 – 169,8)	161,4 (148,3 – 174,5)	5,3 Nm 3,3%
Konzentrik 180°/s [Nm]	98,8 (96,6 – 101,0)	96,3 (86,9 – 102,7)	2,5 Nm 2,5%

Tabelle 4: Maximale Drehmomente [Nm] für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall. Δ = Differenz. Gesamtvergleich n=63

Insgesamt zeigen sich bei der Extension im Kniegelenk (Tabelle 4) nur sehr geringfügige Unterschiede, die alle innerhalb der Konfidenzintervalle und im Bereich der Meßfehlergenauigkeit ($\leq 10\%$) liegen. Die gemessenen Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

3.2.2.2 Werte der maximalen Drehmomente für die Flexion

	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Exzentrik -60°/s [Nm]	127,8 (117,1 – 138,5)	129,6 (120,0 – 139,2)	1,8 Nm 1,4%
Isometrie [Nm]	118,8 (108,3 – 129,5)	121,2 (111,2 – 131,6)	2,4 Nm 2,0%
Konzentrik 60°/s [Nm]	89,0 (80,9 – 97,1)	90,6 (82,6 – 98,6)	1,6 Nm 1,7%
Konzentrik 180°/s [Nm]	68,7 (62,9 – 74,5)	70,2 (63,9 – 76,5)	1,5 Nm 2,1%

Tabelle 5: Maximale Drehmomente [Nm] für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall. Δ = Differenz. n=63 Gesamtvergleich

Auch bei der Flexion im Kniegelenk zeigen sich nur sehr geringfügige Unterschiede, die alle innerhalb der Konfidenzintervalle und im Bereich der Meßfehlerungenauigkeit ($\leq 10\%$) liegen. Es fällt auf, daß die ermittelten Werte der verletzten Seite in allen Belastungsarten gering (1,5 - 2,4 Nm \cong 1,4% - 2,1%) unter denen der unverletzten Seite liegen. Die gemessenen Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

3.2.2.3 Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt

Alle Angaben als Winkel in ° n=63	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Exzentrik (-60°/s)	62,0 (60,0 – 64,0)	63,3 (61,1 – 65,5)	1,3
Konzentrik (60°/s)	60,2 (58,6 – 61,8)	63,4 (56,2 – 70,6)	3,2
Konzentrik (180°/s)	56,9 (54,7 – 59,1)	55,9 (52,7 – 59,1)	1,0

Tabelle 6: Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt. Extension

Alle Angaben als Winkel in ° n=63	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Exzentrik (-60°/s)	28,5 (25,3 – 31,7)	27,3 (24,7 – 29,9)	1,2
Konzentrik (60°/s)	35,1 (31,2 – 39,0)	36,3 (32,3 – 36,3)	1,2
Konzentrik (180°/s)	46,3 (39,2 – 53,4)	49,9 (42,7 – 57,1)	3,6

Tabelle 7: Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt. Flexion

Die Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt, wurden ebenfalls ermittelt. Es kann keine Veränderung der Maximalkraft-abhängigen Winkelstellung nachgewiesen werden.

Graphisch stellt sich der isokinetische Test in Abbildung 31 dar:

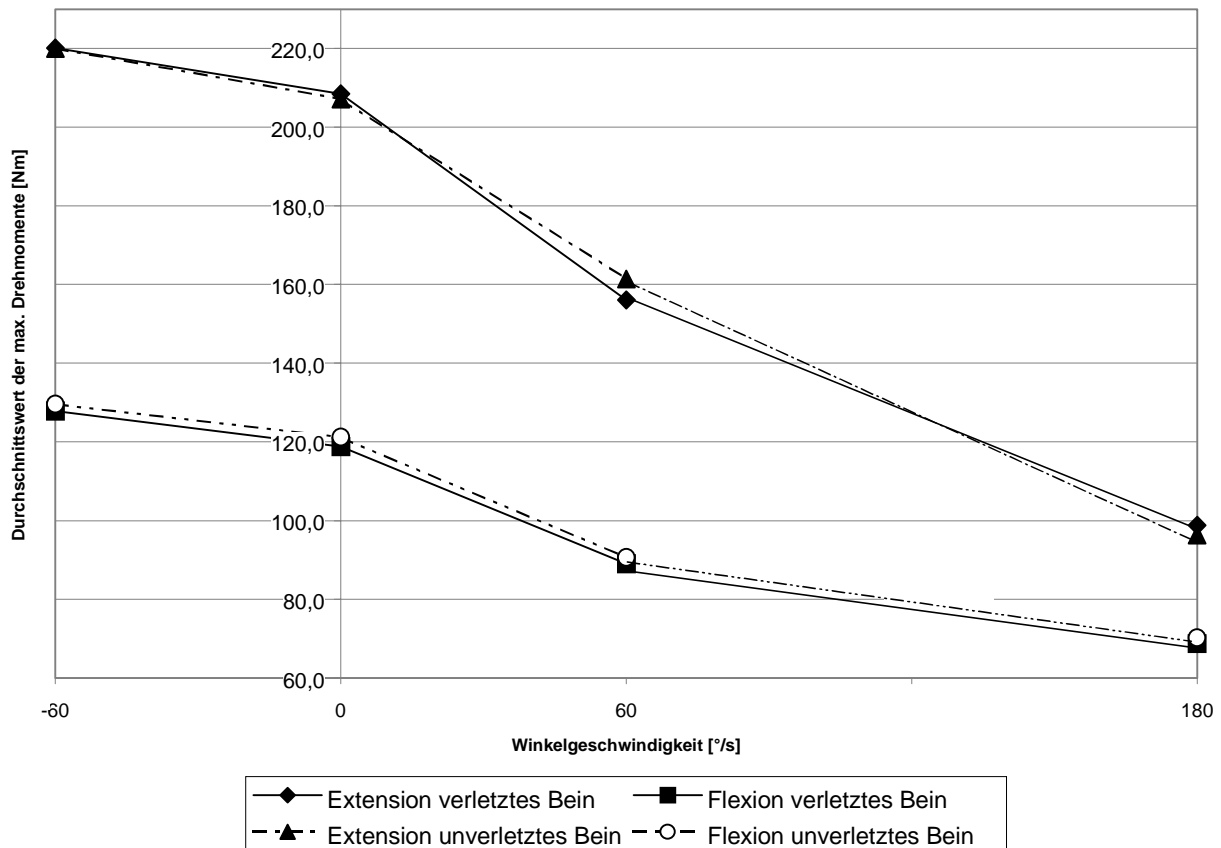


Abbildung 31: Isokinetik - Kurve Knie gesamt

3.2.2.4 Arbeit und Ermüdungsindex

Auch bei der Gesamtarbeit über eine Minute konnten nur minimale Unterschiede ermittelt werden. Sie liegen alle innerhalb der Konfidenzintervalle.

Auf der verletzten Seite erreichen die Knieextensoren eine Gesamtarbeit von 3349 J und liegen damit 2 Prozent über dem Ergebnis der nicht verletzten Kniestreckler [3272 J]. Die Flexoren auf der unverletzten Seite erbringen mit 2207 J 1% mehr Arbeit als die Flexoren der verletzten Seite [2176 J]. Die 95%-Konfidenzintervalle überlappen, statistisch sind die Unterschiede nicht signifikant.

► Arbeit und Ermüdungsindex Extension

n = 26	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Arbeit [J] 180°/s	3349 (2988 – 3711)	3272 (2922 – 3622)	-77 (2,3%)
Ermüdungsindex (in %)	63,3 (60,3 – 66,3)	65,0 (61,3 – 69,7)	1,7

Tabelle 8: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Δ = Differenz. Gesamtvergleich

► Arbeit und Ermüdungsindex Flexion

n = 26	verletzte Seite	unverletzte Seite	Δ
Arbeit [J] 180°/s	2176 (1913 – 2439)	2207 (1977 – 2437)	31 (1,4%)
Ermüdungsindex (in %)	65,7 (62,7 – 68,7)	66,6 (62,2 – 71,0)	0,9

Tabelle 9: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Δ = Differenz. Gesamtvergleich

Die Berechnung der Arbeit und der Ermüdungsindizes und die daraus resultierenden unterschiedlichen Probandenzahlen bei der Berechnung des Ermüdungsindex werden in Kapitel 2.3.2 Gesamtarbeit/Ermüdungsindex auf Seite 28 erklärt.

3.2.3 Ergebnisse der elektromyographischen Messungen

3.2.3.1 Extension

	M. vast. lat.		Δ	M. rect. fem		Δ
	verletzt	unverletzt		verletzt	unverletzt	
Konzentrik 60°/s	93,3 (86,0-100,6) n=49	96,8 (91,1-102,5) n=49	3,5 (4%)	98,5 (91,1-105,9) n=52	94,7 (87,6-101,8) n=52	3,8 (4%)
Isometrie	80,9 (77,5-84,3) n=54	84,3 (81,5-87,1) n=54	3,4 (4%)	84,1 (81,6-87,6) n=56	84,0 (81,2-86,8) n=56	0,1 (<1%)
Exzentrik - 60°/s	75,6 (68,0-83,2) n=46	75,0 (69,6-80,4) n=46	0,6 (<1%)	70,8 (64,9-76,7) n=50	68,6 (63,2-74,0) n=50	1,2 (3%)
Konzentrik 180°/s	77,6 (68,4-85,8) n=45	76,1 (68,8-83,4) n=45	1,5 (2%)	83,9 (75,2-92,6) n=45	70,9 (62,7-79,1) n=45	13,0 (18%)
Ausdauer*	-2,5	-3,3	0,8	-8,9	-10,7	1,8
	M. vast. med.		Δ	M. bic. fem		Δ
	verletzt	unverletzt		verletzt	unverletzt	
Konzentrik 60°/s	97,3 (89,0-105,6) n=42	102,4 (94,3-110,5) n=42	5,1 (5%)	17,8 (14,7-20,9) n=39	21,7 (16,1-27,3) n=39	3,9 (22%)
Isometrie	82,3 (77,3-87,3) n=52	82,8 (80,3-85,3) n=52	0,5 (<1%)	16,5 (14,2-18,8) n=46	17,8 (15,5-20,1) n=46	1,3 (8%)
Exzentrik - 60°/s	79,4 (71,4-87,4) n=44	75,8 (68,4-83,2) n=44	3,6 (5%)	15,2 (12,9-17,5) n=45	18,1 (15,3-20,9) n=45	2,9 (20%)
Konzentrik 180°/s	80,0 (70,2-89,8) n=39	77,0 (70,0-84,0) n=39	3,0 (4%)	18,1 (14,1-22,1) n=34	17,0 (14,0-20,0) n=34	1,1 (<1%)
Ausdauer*	-6,5	-6,5	0	2,5	0,2	2,3

Tabelle 10: Mean-EMG in % und Arbeit über 1 Minute für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall (in Klammern) und n=Probandenzahl. Ausdauer*=Erklärung im Text

Die Tabelle 10 zeigt die ermittelten Mean-EMG-Werte als Prozentwerte zum MVC (s. Seite 30). Die unterschiedlichen Probandenzahlen kommen daher, daß offensichtliche Fehlbestimmungen (z.B. durch lose Elektroden etc.) eliminiert wurden, beim gleichen Proband andere Muskelaufzeichnungen jedoch ohne Probleme funktionierten. Die ermittelten Daten wurden „paarig“ berechnet, d.h. wenn Werte in der verletzten Gruppe eli-

minierte wurden, mußten auch die korrespondierenden Werte in der unverletzten Gruppe gestrichen werden, selbst wenn diese schlüssig waren. *Der Wert der Ausdauer zeigt die Differenz (also die Zu- oder Abnahme der elektrischen Aktivität) zwischen dem Mittelwert der ersten fünf Kontraktionen und dem Mittelwert der letzten fünf Kontraktionen. Ein Minus vor dem Wert bedeutet demzufolge, daß die Messung der letzten fünf Bewegungszyklen im EMG höher ausfällt als die am Anfang.

► EMG-Werte der Extension im konzentrischen Modus bei 60°/s

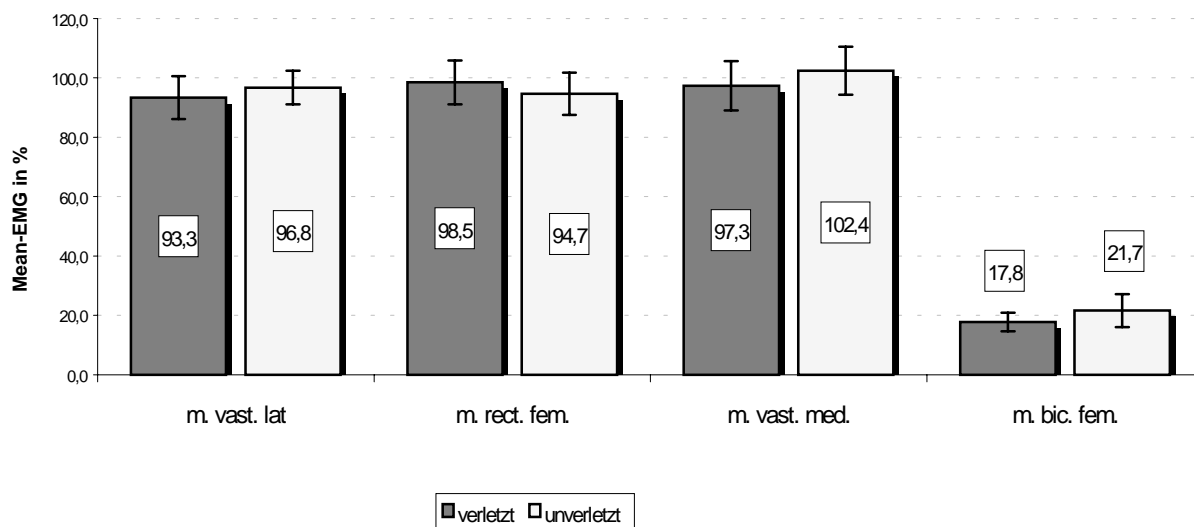


Abbildung 32: Mean-EMG in Extension bei Konzentrik 60°/s

Bei der konzentrischen Belastung mit 60°/s zeigt sich im EMG bei der Extension ein unterschiedliches Bild. Insgesamt sind die Differenzen sehr klein.

Das Mean-EMG auf der verletzten Seite liegt (mit Ausnahme des M. rectus femoris) unter dem Mean-EMG der unverletzten Seite. Der verletzte M. vastus lateralis liegt 4% unter dem Mean-EMG der unverletzten Seite. Der verletzte M. vastus lateralis liegt 4% unter dem unverletzten M. vastus lateralis. Beim M. vastus medialis liegt die verletzte Seite 5% unter der unverletzten. Die Differenz des verletzten M. biceps femoris beträgt gegenüber dem unverletzten M. biceps femoris immerhin 22%. Der verletzte M. rectus femoris liegt mit 4% knapp über dem unverletzten M. rectus femoris. Alle Konfidenzintervalle überlappen jedoch.

► EMG-Werte der Extension in Isometrie

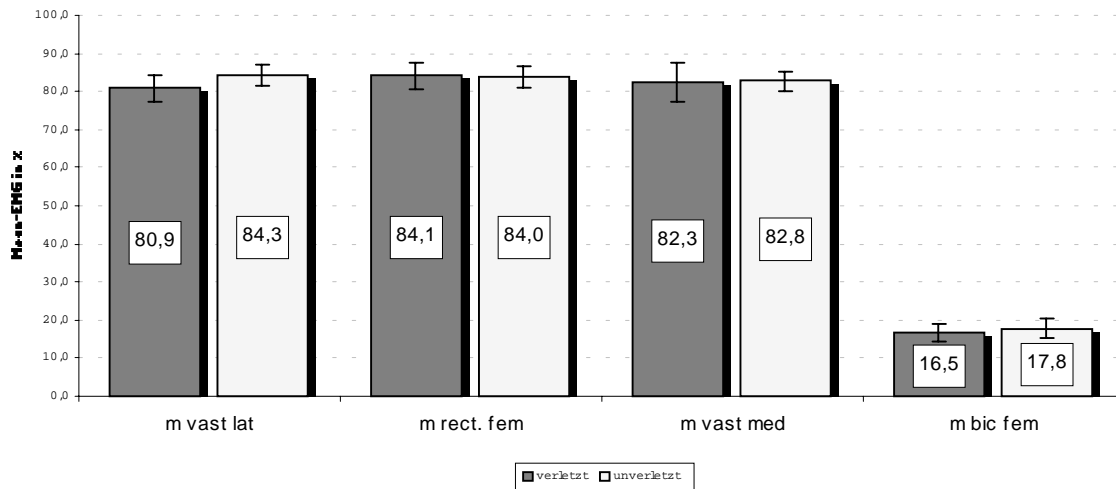


Abbildung 33: Mean-EMG der Extension in Isometrie

Auch bei isometrischen Kontraktionen liegt das Mean-EMG auf der verletzten Seite (mit Ausnahme des M. rectus femoris) unter dem Mean-EMG der unverletzten Seite. Die Differenzen sind jedoch sehr gering und liegen alle im Bereich der Meßungenauigkeit.

Der verletzte M. vastus lateralis liegt 4% unter dem unverletzten M. vastus lateralis. Sowohl beim M. vastus medialis als auch beim M. rectus femoris läßt sich jeweils kein Unterschied (< 1%) messen. Die Differenz des verletzten M. biceps femoris beträgt gegenüber dem unverletzten M. biceps femoris 8%. Alle Konfidenzintervalle überlappen.

► EMG-Werte der Extension bei exzentrischer Belastung

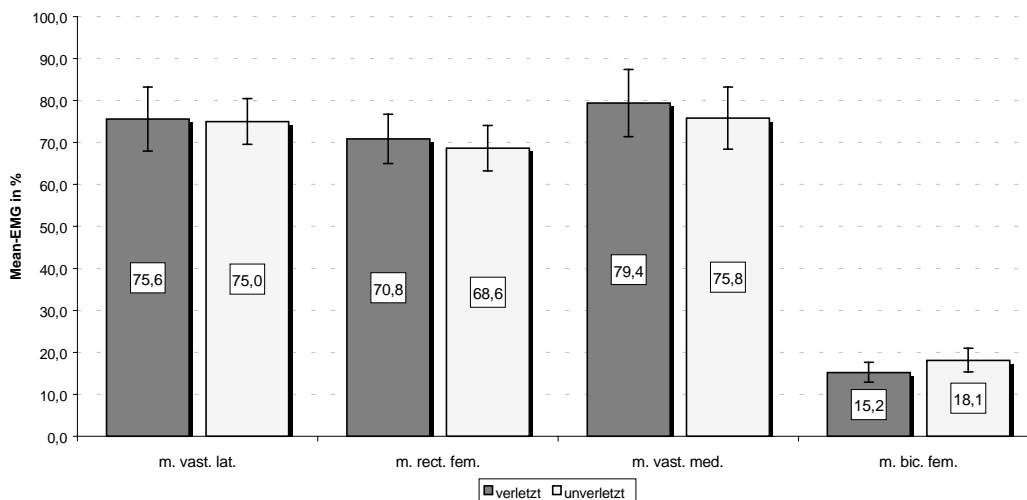


Abbildung 34: Mean-EMG der Extension in Exzentrik

Die Extensoren auf der verletzten Seite zeigen im exzentrischen Modus eine erhöhte EMG-Aktivität, wobei die Differenz beim M. vastus lateralis nicht meßbar (<1%) ist. Der Unterschied beim M. rectus femoris beträgt nur 3%. Auch der Unterschied beim M. vastus medialis ist mit 5% sehr gering. Der M. biceps femoris als Beuger zeigt auf der verletzten Seite eine Aktivitätsminderung von 20%. Alle Konfidenzintervalle überlappen.

► EMG-Werte der Extension im konzentrischen Modus bei 180°/s.

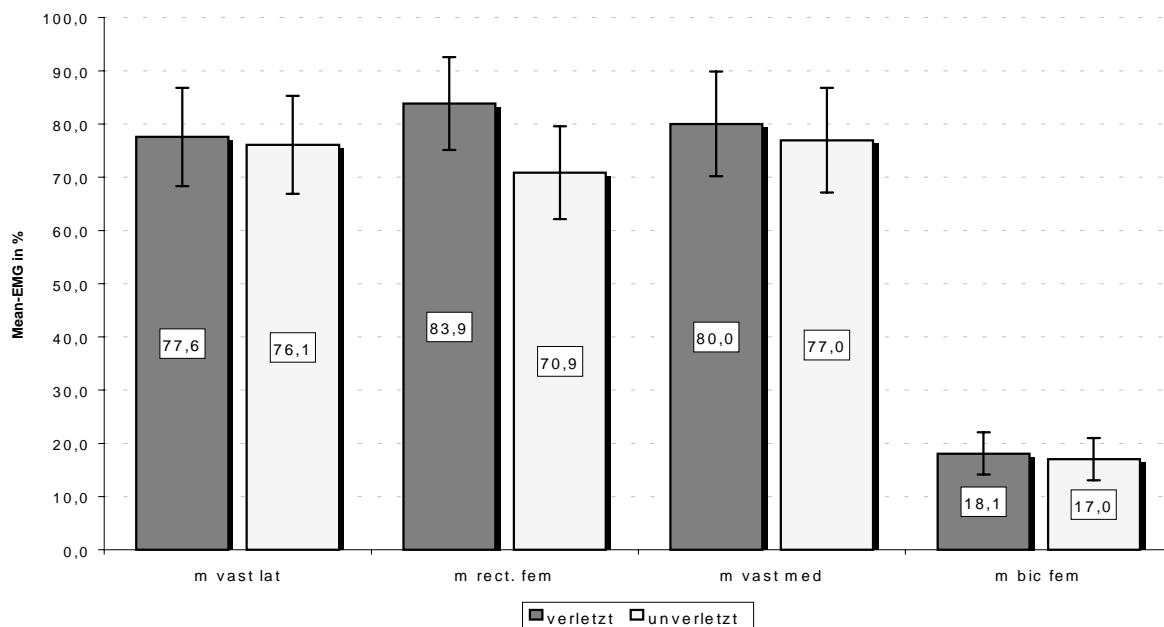


Abbildung 35: Mean-EMG in Extension bei Konzentrik 180°/s

Im konzentrischen Modus bei 180°/s liegen alle Mean-EMG Werte der Muskeln auf der verletzten Seite über dem Niveau der Muskeln auf der unverletzten Seite. Der M. rectus femoris der betroffenen Seite wird 18% höher angesprochen. Die Differenzen der übrigen Muskeln sind jedoch gering. Alle Werte liegen innerhalb der Konfidenzintervalle.

► EMG-Werte der Extension im einminütigen Ausdauerersuch

Bei der Ermittlung der Ausdauerdaten über eine Minute wurde wie folgt vorgegangen:

Zuerst wurde das EMG über die gesamte Dauer von 1 Minute aufgezeichnet. Danach wurden die Mean-EMG-Werte wie in Kap. 2 beschrieben für die ersten fünf Bewegungen berechnet (nachfolgend Anfangswert genannt). Diese entsprechen auch den in Tabelle 10 Zeile Konzentrik 180°/s angegebenen Werten. Dann wurde der Mittelwert der

3. Ergebnisse

letzten fünf Bewegungen errechnet (Endwert) und von dem Wert der ersten fünf Bewegungen abgezogen. Ein Minus vor dem Wert bedeutet demzufolge, daß die Messung der letzten fünf Bewegungszyklen im EMG höher ausfällt als die am Anfang. Aus allen Einzelberechnungen (Anfangswert minus Endwert) wurde dann der Mittelwert gebildet. Aufgrund der paarigen Berechnung mußten Anfangswerte, zu denen keine korrespondierender Endwerte vorhanden waren, eliminiert werden. Das Ergebnis, nachfolgend Ausdauerwert genannt, kann naturgemäß von der Subtraktion $\text{Mittelwert}_{\text{Anfang}}$ minus $\text{Mittelwert}_{\text{Ende}}$ abweichen, ist aber methodisch genauer.

Im folgenden sollen verglichen werden:

- die Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf jeder verletzten Seite
- die Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf jeder unverletzten Seite
- Die Ausdauerwerte der verletzten Seite mit den Werten der unverletzten Seite

Übersicht 13: Vergleich der Ausdauerwerte

Vergleich der Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf der verletzten Seite

M. vast. lat		M. rect. fem		M. vast. med		M. bic. fem	
A	E	A	E	A	E	A	E
85,9	88,4	86,5	95,4	88,4	94,9	19,8	17,3
(74,3 – 97,5)	(76,6 – 100,2)	(75,6 – 97,4)	(79,7 – 111,1)	(77,6 – 99,2)	(81,2 – 108,6)	(14,7 – 24,9)	(13,0 – 21,6)
n=29		n=29		n=28		n=25	

Tabelle 11: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerwert. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall in Klammern, n=Anzahl A=Anfangswert E=Endwert.

3. Ergebnisse

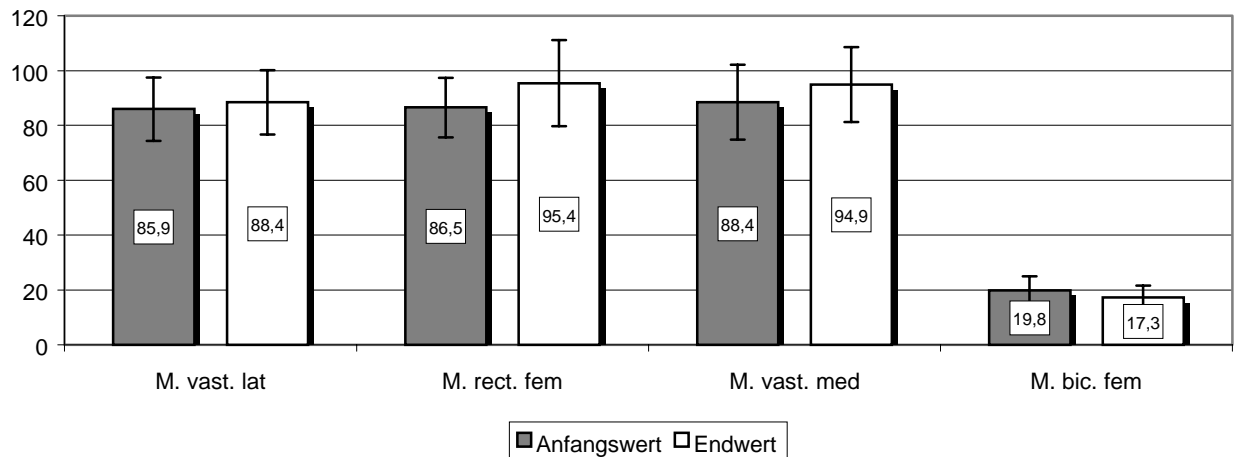


Abbildung 36: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, verletzte Seite Gesamtgruppe

Im Ausdauerersuch über eine Minute (Konzentrik 180°/s) kommt es bei den Extensoren zu einer geringen Zunahme der elektrischen Aktivität. Auf der verletzten Seite beträgt der Unterschied zwischen Anfangswert und Endwert beim M. vastus lateralis zwar nur 3%, beim M. rectus femoralis jedoch 10% und beim M. vastus medialis 7%. Hier ist eine Ermüdung festzustellen (um die gleiche muskuläre Leistung zu erbringen, ist eine höhere neuro-elektrische Innervation nötig). Die Differenzen liegen alle innerhalb der Konfidenzintervalle. Der M. biceps femoris wird bei den ersten fünf Bewegungen um ca. 13% höher angesteuert als am Ende der Ausdauerbelastung.

Vergleich der Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf der unverletzten Seite

M. vast. lat		M. rect. fem		M. vast med		M. bic. fem	
A	E	A	E	A	E	A	E
78,6	81,9	72,4	83,1	77,7	84,2	17,5	17,3
(69,6 – 88,0)	(71,8 – 92,0)	(63,3 – 81,5)	(72,6 – 93,6)	(68,0 – 86,0)	(74,8 – 93,6)	(13,9 – 21,6)	(13,8 – 20,8)
n=29		n=29		n=28		n=25	

Tabelle 12: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall n=Probandenzahl. A=Anfangswert E=Endwert

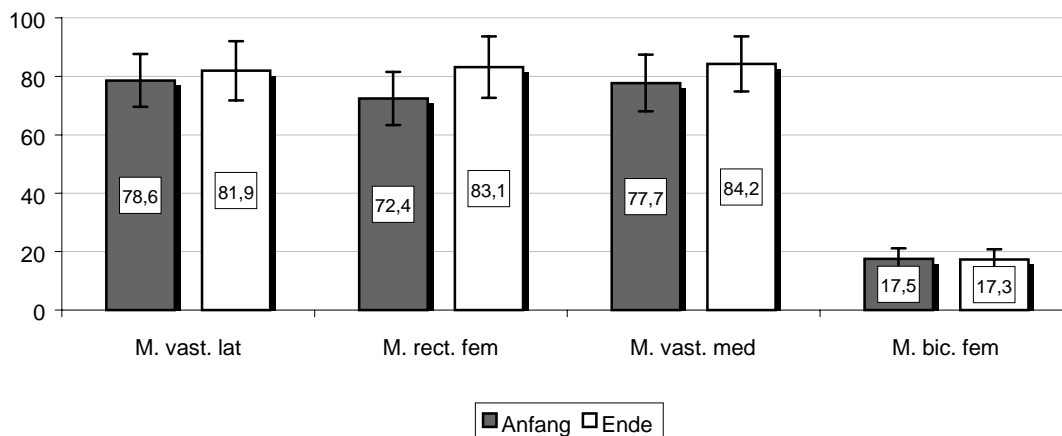


Abbildung 37: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauererprobungstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, unverletzte Seite Gesamtgruppe

Im Ausdauererprobungstest über eine Minute (Konzentrik 180°/s) kommt es auch bei den Extensoren der unverletzten Seite zu einer Zunahme der elektrischen Aktivität. Hier beträgt der Unterschied zwischen Anfangswert und Endwert beim M. vastus lateralis ca. 4% (verletzte Seite 3%), beim M. rectus femoralis 15% (10%), beim M. vastus medialis 8% (7%). Auch auf der unverletzten Seite ist eine Ermüdung festzustellen. Die Differenzen liegen jedoch auch alle innerhalb der Konfidenzintervalle. Beim M. biceps femoris kommt es entgegen der verletzten Seite (-13%) bei den letzten fünf Bewegungen zu keinem nennenswerten (1%) Unterschied.

Vergleich der Ausdauerwerte der verletzten Seite mit den Werten der unverletzten Seite

	M. vast. lat			M. rect. fem.			M. vast. med.			M. bic. fem.		
	A	E	Ausd	A	E	Ausd	A	E	Ausd	A	E	Ausd
v	85,9	88,4	-2,5	86,5	95,4	-8,9	88,4	94,9	-6,5	19,8	17,3	2,5
u	78,6	81,9	-3,3	72,4	83,1	-10,7	77,7	84,2	-6,5	17,5	17,3	0,2
Diff	7,3	6,5		14,1	12,3		10,7	10,7		2,3	0,0	

Tabelle 13: Aktivierungsniveaus am Anfang und am Ende der Ausdauer-Belastung Extension

A = Anfang, E = Ende, u = unverletzte Seite, v = verletzte Seite, Ausd = Ausdauerwert (Differenz von Anfangs- und Endwert), Diff = Differenz von verletzt und unverletzt

Die Tabelle 13 gibt das Aktivierungsniveau der Extension der Oberschenkelmuskulatur zu Beginn und am Ende des Ausdauererprobungstests wieder. Es zeigt sich, daß das Aktivierungsniveau auf der verletzten Seite immer über dem der unverletzten Seite liegt (ausgenommen der Endwert des M. biceps femoris, der bei beiden Gruppen gleich ist). Die

3. Ergebnisse

Ausdauerwerte der Strecker auf der verletzten Seite liegen bis auf gleiche Werte beim M. vastus medialis unter den Ausdauerwerten der unverletzten Seite. Dies bedeutet eine größere Ermüdung. Beim M. biceps femoris kommt es auf der unverletzten Seite zu keiner nennenswerten Veränderung im Ausdauerwert, beim verletzten M. biceps femoris kann im Schnitt keine Ermüdung festgestellt werden.

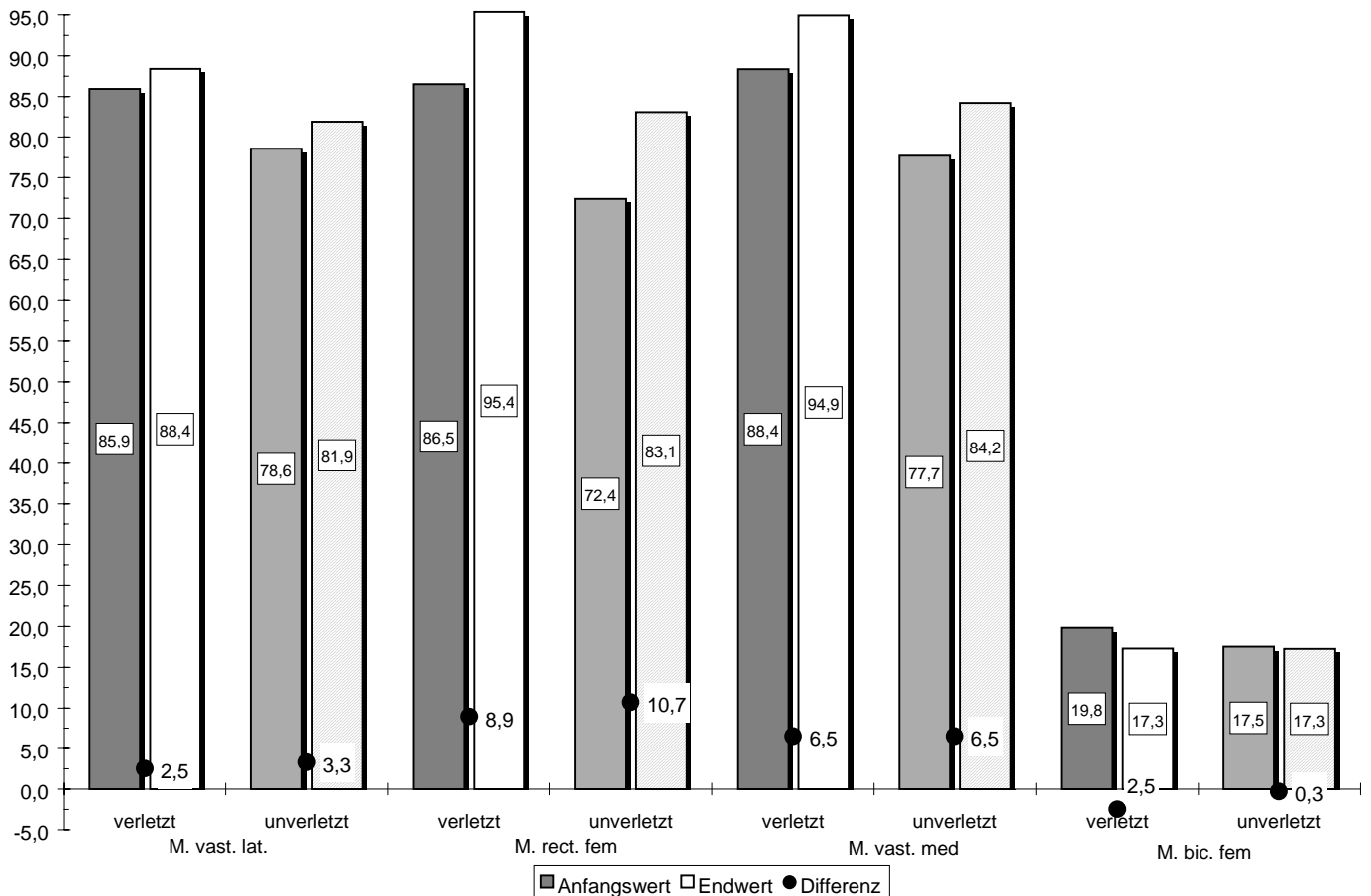


Abbildung 38: Vergleich der Anfangs- und Endwerte auf der verletzten und unverletzten Seite im Ausdauerwert Extension

3.2.3.2 Flexion

	M. vast. lat.		Δ	M. rect. fem		Δ
	verletzt	unverletzt		verletzt	unverletzt	
Konzentrik 60°/s	12,9 (10,5 – 15,2) n=45	16,9 (14,5 – 19,2) n=45	4,0 (31%)	11,5 (9,8 – 13,2) n=50	13,2 (11,2 – 15,2) n=50	1,8 (15%)
Isometrie	14,0 (11,2 – 16,8) n=54	16,5 (11,8 – 21,2) n=54	2,5 18%	11,9 (10,6 – 13,2) n=56	11,9 (10,8 – 13,0) n=56	0,0 0%
Exzentrik - 60°/s	13,4 (11,0 – 15,8) n=45	15,8 (13,5 – 18,1) n=45	2,5 18%	11,5 (9,8 – 13,2) n=51	11,7 (10,6 – 12,8) n=51	0,2 2%
Konzentrik 180°/s	17,4 (12,4 – 22,4) n=44	15,4 (12,9 – 17,9) n=44	2,1 12%	13,4 (10,0 – 16,8) n=45	11,5 (9,6 – 13,4) n=45	1,9 14%
Ausdauer	0,4	1,2	0,8	0,2	1,3	1,1
	M. vast. med		Δ	M. bic. fem.		Δ
	verletzt	unverletzt		verletzt	unverletzt	
Konzentrik 60°/s	20,2 (15,8 – 24,6) n=43	22,9 (19,0 – 26,8) n=43	2,8 14%	101,7 (93,8 – 109,6) n=37	98,0 (89,6 – 106,4) n=37	3,7 4%
Isometrie	17,2 (14,1 – 20,3) n=51	17,6 (15,5 – 19,7) n=51	0,3 2%	86,0 (80,5 – 91,5) n=48	89,3 (86,3 – 92,3) n=48	3,2 4%
Exzentrik - 60°/s	15,3 (13,1 – 17,5) n=43	17,7 (14,5 – 20,9) n=43	2,4 16%	75,3 (68,0 – 82,6) n=38	74,7 (68,6 – 82,8) n=38	0,7 1%
Konzentrik 180°/s	16,8 (13,0 – 20,6) n=39	18,3 (15,3 – 21,3) n=39	1,4 9%	83,9 (73,8 – 94,0) n=31	82,2 (72,1 – 92,3) n=31	1,8 2%
Ausdauer	1,9	-0,3	1,6	7,0	5,0	2

Tabelle 14: Mean-EMG in % und Arbeit über 1 Minute als Differenz 180°/s für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n).

Die Tabelle 14 zeigt die ermittelten Mean-EMG-Werte als Prozentwerte zum MVC (s. Seite 30).

► EMG-Werte der Flexion im konzentrischen Modus bei 60°/s

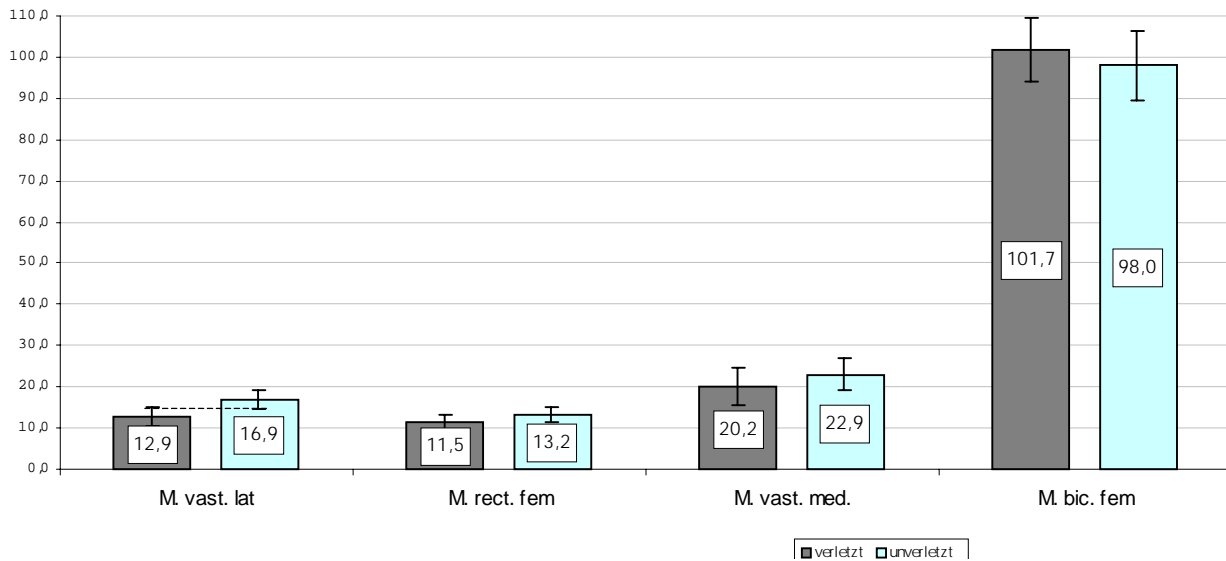


Abbildung 39: Mean-EMG in Flexion bei Konzentrik 60°/s

Bei der konzentrischen Belastung zeigt sich auch bei der Flexion im EMG ein unterschiedliches Bild. Hier liegt das Mean-EMG auf der verletzten Seite (mit Ausnahme des M. biceps femoris [-4%]) unter dem Mean-EMG der unverletzten Seite (M. vastus lateralis 31%, M. rectus femoris 15%, M. vastus medialis 13%). Alle Konfidenzintervalle überlappen, beim M. vastus lateralis jedoch nur knapp.

► EMG-Werte der Flexion in Isometrie

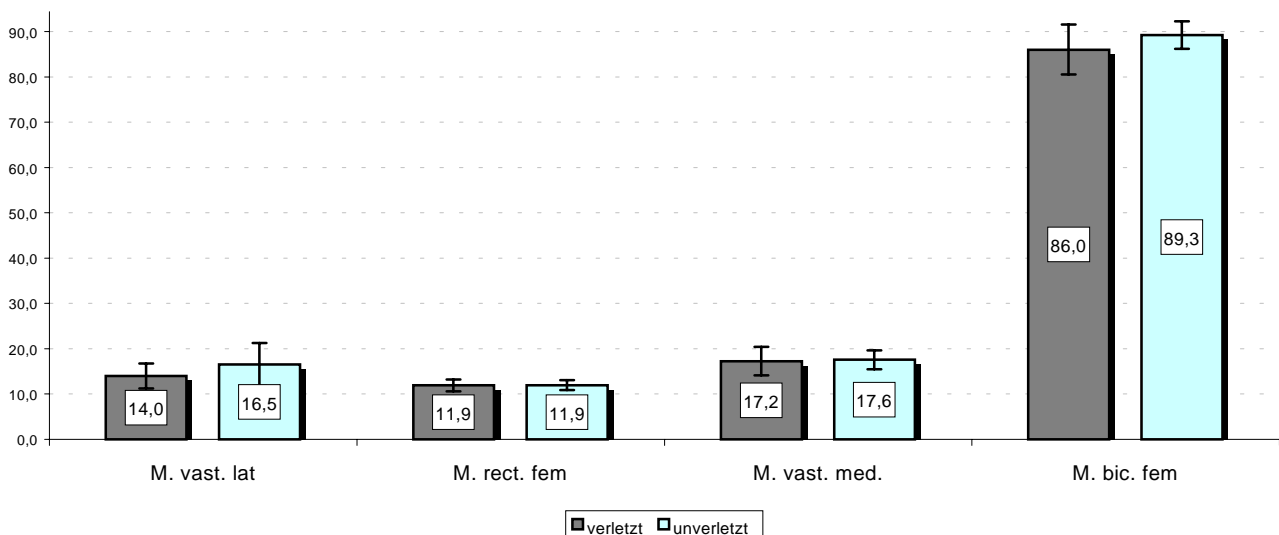


Abbildung 40: Mean-EMG der Flexion in Isometrie

3. Ergebnisse

Bei der Flexion im isometrischen Modus zeigen sich folgende Ergebnisse: Bei den Extensoren konnten beim M. rectus femoris kein Unterschied und beim M. vastus medialis keine nennenswerte Differenz (2%) im EMG festgestellt werden. Der M. vastus lateralis wird auf der verletzten Seite um 18% weniger angesprochen. Die Differenz liegt jedoch innerhalb der Konfidenzintervalle. Der M. biceps femoris auf der verletzten Seite wird zwar ebenfalls geringer angesprochen, der Unterschied beträgt jedoch nur 4%. Die Konfidenzintervalle der Mm. bic. fem. überlappen auch.

► EMG-Werte der Flexion bei exzentrischer Belastung

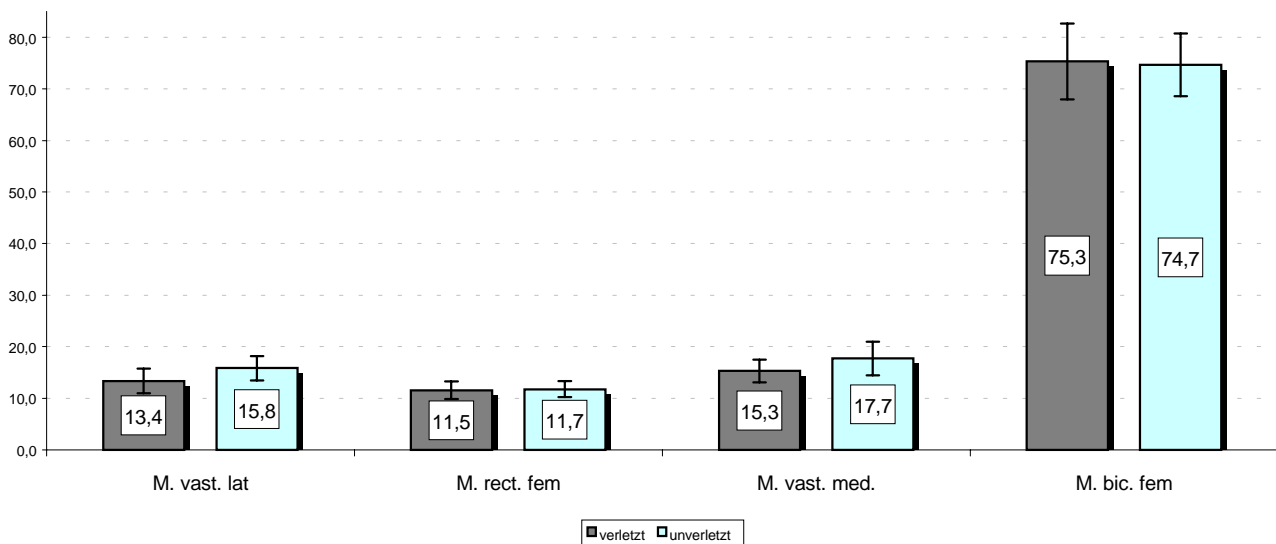


Abbildung 41: Mean-EMG der Flexion in Exzentrik

Die beiden Mm. vasti medialis et lateralis auf der verletzten Seite zeigen bei der Flexion im exzentrischen Modus eine um 18% (M. vastus lateralis) bzw. um 16% (M. vastus medialis) erniedrigte EMG-Aktivität. Beim M. rectus femoris kann keine nennenswerte Differenz im EMG festgestellt werden (2%). Der M. biceps femoris zeigt im Seitenvergleich keine Aktivitätsminderung (<1%). Alle Konfidenzintervalle überlappen.

► EMG-Werte der Flexion im konzentrischen Modus bei 180°/s

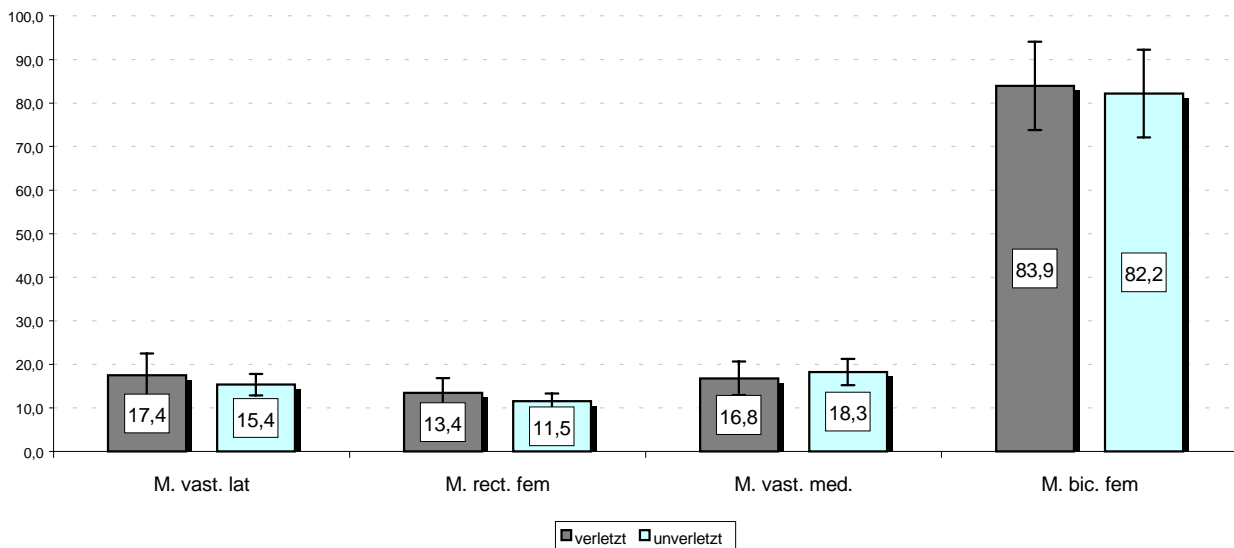


Abbildung 42: Mean-EMG in Flexion bei Konzentrik 180°/s

Im konzentrischen Modus bei 180°/s liegen bis auf den M. vastus medialis (9%) alle Mean-EMG Werte der extensorisch wirkenden Muskeln auf der verletzten Seite über dem Niveau der Muskeln auf der unverletzten Seite (M. vastus lateralis 12%, M. rectus femoris 14%). Beim M. biceps femoris ist mit nur 2% keine nennenswerte Differenz festzustellen. Die Differenzen liegen alle innerhalb der Konfidenzintervalle.

► EMG-Werte der Flexion im einminütigen Ausdauerersuch

Vergleich der Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf der verletzten Seite

M. vast. lat		M. rect. fem		M. vast med		M. bic. fem	
A	E	A	E	A	E	A	E
15,9	16,3	10,9	11,1	19,0	20,9	92,8	99,8
(11,7 – 21,1)	(11,8 – 28,8)	(9,0 – 12,8)	(9,1 – 13,1)	(14,2 – 23,8)	(14,7 – 27,1)	(83,1 – 102,5)	(87,3 – 113,3)
n=29		n=29		n=28		n=20	

Tabelle 15: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerersuch. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall in Klammern, n=Anzahl A=Anfangswert E=Endwert.

3. Ergebnisse

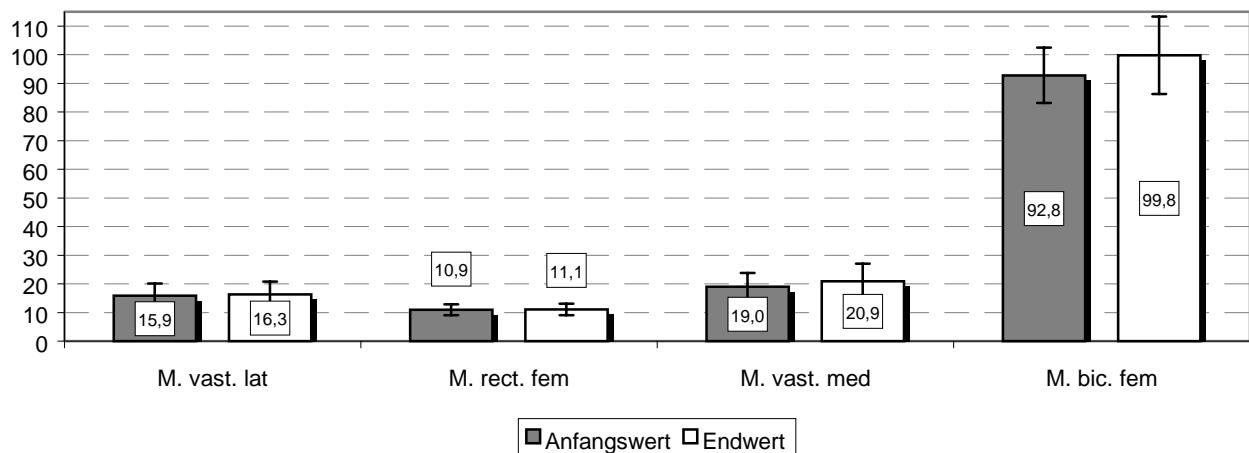


Abbildung 43: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, verletzte Seite Gesamtgruppe

Im Ausdauerersuch über eine Minute (Konzentrik 180°/s) kommt es während der Flexion auf der verletzten Seite nur zu einer geringen Zunahme der elektrischen Aktivität. Beim M. vastus lateralis und beim M. rectus femoris ist kein Unterschied zwischen Anfangswert und Endwert zu erkennen (jeweils <1%), beim M. vastus medialis beträgt der Unterschied nur 2%. Der M. biceps femoris wird bei den letzten fünf Bewegungen um ca. 7% höher angesteuert als am Anfang der Ausdauerbelastung. Die Differenzen liegen alle innerhalb der Konfidenzintervalle.

Vergleich der Werte der ersten fünf Bewegungen mit den Werten der letzten fünf Bewegungen auf der unverletzten Seite

M. vast. lat		M. rect. fem		M. vast med		M. bic. fem	
A	E	A	E	A	E	A	E
15,1	16,3	11,1	12,4	18,6	18,3	83,9	88,9
(12,1 – 18,1)	(12,1 – 20,5)	(8,7 – 13,5)	(11,7 – 15,1)	(14,9 – 22,3)	(14,8 – 21,8)	(73,5 – 94,3)	(77,8 – 100,0)
n=24		n=30		n=27		n=22	

Tabelle 16: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall n=Probandenzahl. A=Anfangswert E=Endwert

3. Ergebnisse

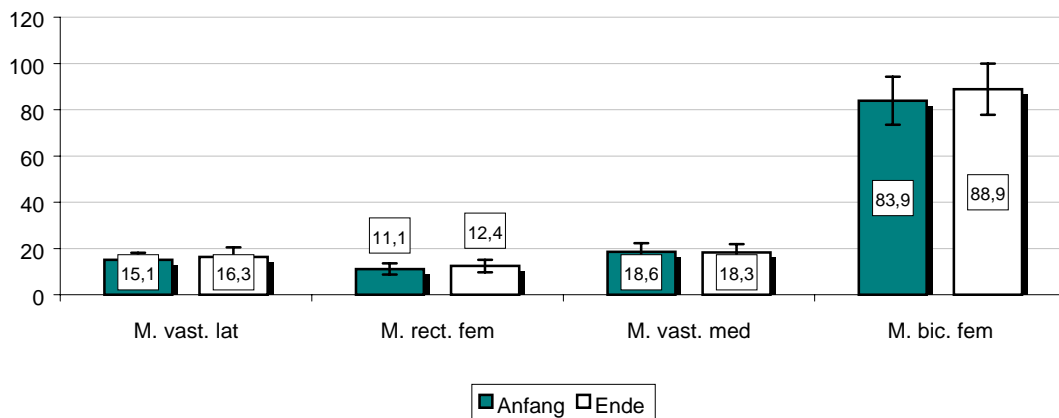


Abbildung 44: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauererprobung. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, unverletzte Seite Gesamtgruppe

Im Ausdauererprobung über eine Minute (Konzentrik 180°/s) kommt es auch bei Flexion auf der unverletzten Seite zu einer Zunahme der elektrischen Aktivität. Hier beträgt der Unterschied zwischen Anfangswert und Endwert beim M. vastus lateralis ca. 8% (verletzte Seite <1%,) beim M. rectus femoralis 12% (<1%), nur beim M. vastus medialis ist mit 2% kein nennenswerter Unterschied festzustellen. (2% auch auf der verletzten Seite) Die Differenzen liegen auch alle innerhalb der Konfidenzintervalle. Beim M. biceps femoris kommt es wie bei der verletzten Seite (7%) bei den letzten fünf Bewegungen zu einer Zunahme von 6%.

Vergleich der Ausdauerwerte der verletzten Seite mit den Werten der unverletzten Seite

	M. vast. lat			M. rect. fem.			M. vast. med.			M. bic. fem.		
	A	E	Ausd	A	E	Ausd	A	E	Ausd	A	E	Ausd
v	15,9	16,3	0,4	10,9	11,1	0,2	19,0	20,9	1,9	92,8	99,8	7,0
u	15,1	16,3	1,2	11,1	12,4	1,3	18,6	18,3	-0,3	83,9	88,9	5,0
Diff	0,8	0,0		0,2	1,3		0,4	2,6		8,9	10,9	

Tabelle 17: Aktivierungsniveaus am Anfang und am Ende der Ausdauer-Belastung Flexion
 A = Anfang, E = Ende, u = unverletzte Seite, v = verletzte Seite, Ausd = Ausdauerwert (Differenz von Anfangs- und Endwert), Diff = Differenz von verletzt und unverletzt

Die Tabelle 17 gibt das Aktivierungsniveau der Oberschenkelmuskulatur in der Flexion zu Beginn und am Ende des Ausdauererprobung wieder. Im Gegensatz zur Extension liegt das Aktivierungsniveau auf der verletzten Seite nur beim M. vastus medialis und beim Anfangswert des M. vastus lateralis über dem der unverletzten Seite (der Endwert des M. vastus lateralis ist bei beiden Gruppen gleich). Die Werte des verletzten M. rec-

tus femoris liegen unter denen der verletzten Seite. Die Ausdauerwerte der Strecker auf der verletzten Seite liegen bis auf den Wert des M. vastus medialis gering unter den Ausdauerwerten der unverletzten Seite. Die Werte deuten auf keine größere Ermüdung hin. Beim M. biceps femoris kommt es auf der unverletzten Seite zu keiner nennenswerten Veränderung im Ausdauerwert, beim verletzten M. biceps femoris kann im Schnitt nur eine geringe Ermüdung festgestellt werden.

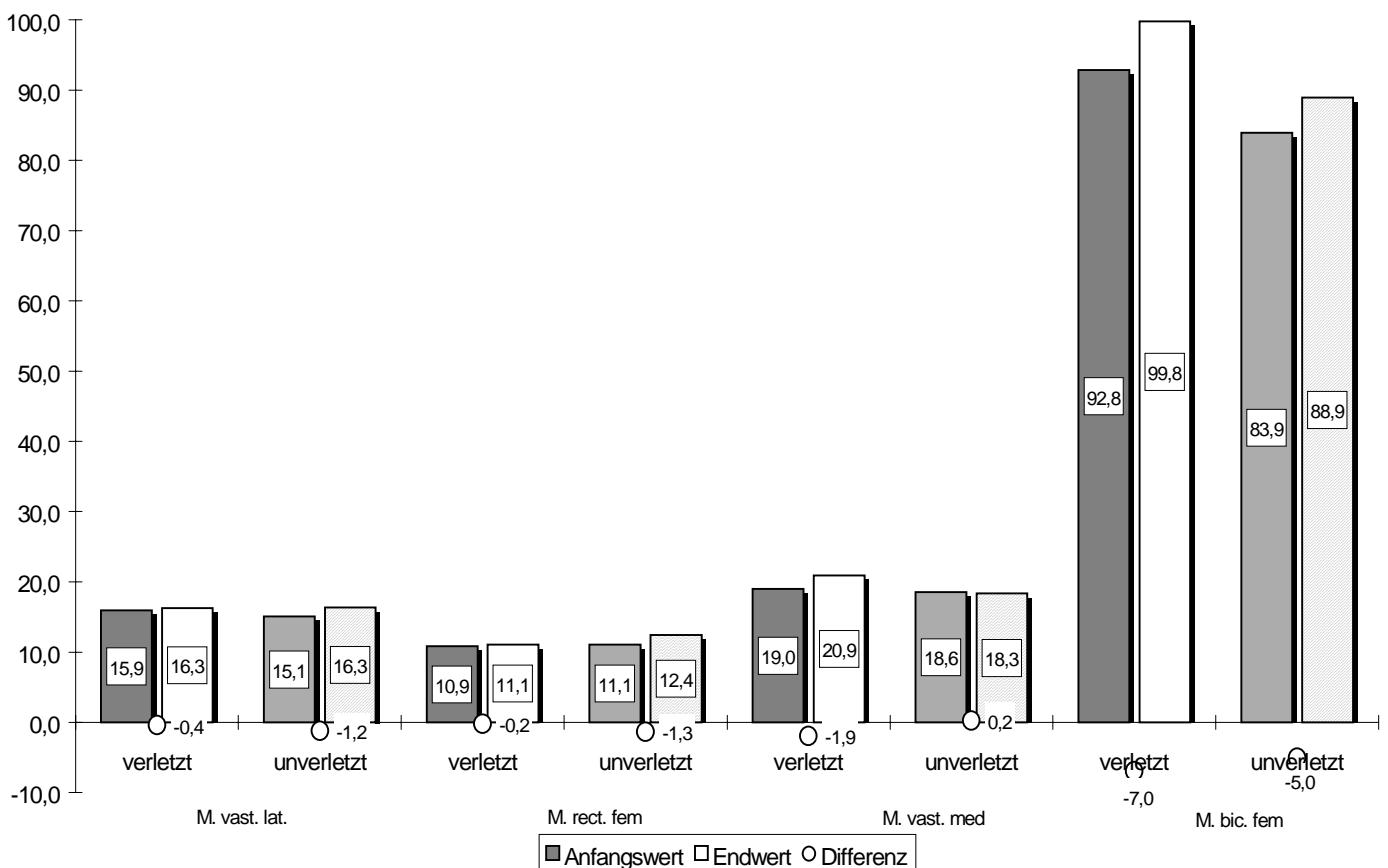


Abbildung 45: Vergleich der Anfangs- und Endwerte auf der verletzten und unverletzten Seite im Ausdauerwert Flexion

3.3 Vergleich der Subgruppen „verletztes Sprungbein / verletztes Schwungbein“ mit der Gesamtgruppe

In der vorausgehenden Betrachtung der Gesamtgruppe konnten keine eindeutigen Unterschiede zwischen der verletzten und unverletzten Seite nachgewiesen werden. Daher soll im folgenden versucht werden zu zeigen, daß sich die Operationsfolgen unterschiedlich auswirken, je nach dem ob das Sprung- oder Schwungbein verletzt war. Es werden im Kapitel 3.3 Subgruppen gebildet, in die jeweils nur Probanden eingeschlos-

sen werden, die das Sprungbein (n=32) bzw. Schwungbein (n=31) verletzt hatten und an diesem operiert wurden.

3.3.1 Klinische Untersuchung

3.3.1.1 Umfangsmessungen

Es ergaben sich bei den Beinumfangen folgende Ergebnisse:

Meßstelle	verletzte Seite			unverletzte Seite			Differenz in cm		
	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt
20 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	51,6	51,2	51,4	52,3	51,4	51,9	0,7	0,3	0,5
10 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	42,6	42,6	42,6	43,0	42,8	42,9	0,5	0,3	0,4
Patella-Mitte	37,9	37,9	37,9	38,0	38,0	38,0	0,1	0,1	0,1
15 cm distal d. medialen Kniegelenkspalts	36,3	36,3	36,3	37,4	37,2	37,3	1,1	1,0	1,1

Tabelle 18: Beinumfänge (in cm) und Umfangsdifferenz der Subgruppen mit der Gesamtgruppe

Die Abnahme der Beinumfänge in den Subgruppen folgt im wesentlichen den Ergebnissen der Gesamtgruppe. Bei den Meßstellen 20 cm, 10 cm und Patella-Höhe können keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden (Sprungbein 20 cm $p=0,008$), weder in Bezug auf das andere Bein noch auf die anderen Gruppen. Wie bereits im Kapitel 3.2.1.1 ermittelt gibt es jedoch einen deutlichen Umfangsunterschied bei -15cm. Auch in den Subgruppen ist diese Tendenz verfolgbar. Im Vergleich der Gruppen gibt es keine Unterschiede. Es fällt auf, daß die Beinumfänge am Oberschenkel bei der Gruppe, die das Sprungbein verletzt hatte, geringfügig über der Gesamtgruppe liegen. Ebenso ist auffällig, daß das verletzte Bein in den vorliegenden Messungen im Mittel dünner ist als das unverletzte.

3.3.1.2 Beweglichkeit im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe

Die Messung der Beweglichkeit erfolgte nach der Neutral-Null-Methode.

In Einzelwerten kam es vor, daß Probanden im Seitenvergleich ein Beugedefizit von bis zu 30 Grad oder ein Streckdefizit bis zu 10 Grad im Vergleich zur nicht operierten Seite hatten. Im Mittel ergaben sich jedoch in allen Gruppen keine Veränderungen in der Kniebeweglich-

keit. Die Mittelwerte und die 95%-Konfidenzintervalle sind im Anhang in Tabelle 24 angegeben.

3.3.2 Vergleich der Ergebnisse der isokinetischen Messungen

3.3.2.1 Werte der maximalen Drehmomente für die Extension

Insgesamt zeigen sich auch im Gruppenvergleich bei der Extension im Kniegelenk nur sehr geringfügige Unterschiede, die alle innerhalb der Konfidenzintervalle liegen und statistisch nicht signifikant sind. (Tabelle 27 im Anhang)

3.3.2.2 Werte der maximalen Drehmomente für die Flexion

Auch bei der Flexion zeigen sich im Gruppenvergleich nur sehr geringfügige Unterschiede, die alle innerhalb der Konfidenzintervalle liegen und statistisch nicht signifikant sind (Tabelle 28 im Anhang.)

3.3.2.3 Arbeit und Ermüdungsindex

Bei der Gesamtarbeit über eine Minute konnten keine großen Unterschiede ermittelt werden. Sie liegen alle innerhalb der Konfidenzintervalle.

► Arbeit und Ermüdungsindex Extension

Sowohl auf der verletzten als auch auf der unverletzten Seite liegt die erbrachte Arbeit bei der Extension in den Subgruppen unter der erbrachten Arbeit in der Gesamtgruppe. (Tabelle 25 im Anhang). Beim Ermüdungsindex konnten keine Auffälligkeiten entdeckt werden.

► Arbeit und Ermüdungsindex Flexion

Der Vergleich der Gesamtgruppe mit den Subgruppen ergibt nur geringe Unterschiede, die alle deutlich unter 10% liegen.

Die höchsten erreichten Werte für die Arbeit liegen auf beiden Seiten in der Schwungbein-Gruppe, die niedrigsten in der Sprungbein-Gruppe. Die Unterschiede liegen jedoch alle innerhalb der Konfidenzintervalle. Beim Ermüdungsindex sind keine Tendenzen feststellbar.

3.3.3 Ergebnisse der elektromyographischen Messungen

3.3.3.1 Extension

	M. vast. lat.						M. rect. fem.					
	verletzt			unverletzt			verletzt			unverletzt		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Konzentrik 60°/s	95,8 (87,2-104,4)	96,4 (87,9-104,9)	93,3 (86,0-100,6)	93,4 (85,0-101,8)	101,3 (93,1-109,5)	96,8 (91,1-102,5)	92,2 (83,6-100,8)	102,4 (92,4-112,4)	98,5 (91,1-105,9)	89,7 (82,0-98,4)	100,7 (90,2-111,2)	94,7 (87,6-101,8)
Isometrie	81,0 (76,6-5,4)	82,1 (77,6-86,6)	80,9 (77,5-84,3)	86,6 (82,6-90,6)	83,2 (79,4-87,0)	84,3 (81,5-87,1)	83,9 (78,9-88,9)	86,7 (83,0-90,4)	84,1 (81,6-87,6)	86,7 (82,6-90,8)	82,5 (78,5-86,5)	84,0 (81,2-86,8)
Exzentrik - 60°/s	77,8 (70,3-85,3)	77,5 (65,1-89,9)	75,6 (68,0-83,2)	82,4 (73,3-91,5)	73,9 (67,5-80,3)	75,0 (69,6-80,4)	70,1 (62,1-78,1)	73,5 (64,9-82,1)	70,8 (64,9-76,7)	74,8 (66,5-83,1)	69,4 (61,7-77,1)	68,6 (63,2-74,0)
Konzentrik 180°/s	86,6 (73,1-100,1)	76,2 (63,3-76,2)	77,6 (68,4-85,8)	82,8 (71,0-94,6)	73,9 (63,2-84,6)	76,1 (68,8-83,4)	86,9 (75,3-98,5)	87,0 (74,0-100,0)	83,9 (75,2-92,6)	78,7 (68,8-88,6)	71,4 (57,6-85,2)	70,9 (62,7-79,1)
Ausdauer	-0,6	-0,9	-2,5	-3,5	-1,3	-3,3	-5,5	-6,2	-8,9	-9,4	-10,0	-10,7
	M. vast. lat.						M. rect. fem.					
	verletzt			verletzt			unverletzt			unverletzt		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Konzentrik 60°/s	101,0 (89,3-112,7)	97,9 (87,9-107,9)	97,3 (89,0-105,6)	98,4 (85,7-111,1)	107,2 (96,2-118,2)	102,4 (94,3-110,5)	17,7 (14,0-21,4)	17,1 (12,5-20,7)	17,8 (14,7-20,9)	15,6 (12,0-19,2)	17,9 (14,3-21,5)	21,7 (16,1-27,3)
Isometrie	82,2 (77,2-87,0)	85,9 (79,3-92,5)	82,3 (77,3-87,3)	83,2 (79,5-86,9)	82,7 (79,5-85,9)	82,8 (80,3-85,3)	17,0 (13,7-20,3)	15,9 (12,6-19,2)	16,5 (14,2-18,8)	17,6 (13,7-21,5)	14,7 (13,7-15,7)	17,8 (15,5-20,1)
Exzentrik - 60°/s	80,8 (69,8-91,8)	82,7 (71,6-93,8)	79,4 (71,4-87,4)	78,8 (69,2-88,4)	77,6 (66,1-89,1)	75,8 (68,4-83,2)	16,0 (11,6-20,4)	13,9 (11,9-15,9)	15,2 (12,9-17,5)	17,0 (13,1-20,9)	18,9 (15,3-22,5)	18,1 (15,3-20,9)
Konzentrik 180°/s	82,8 (70,7-94,9)	82,3 (67,8-96,0)	80,0 (70,2-89,8)	83,3 (72,9-93,7)	76,5 (66,4-86,6)	77,0 (70,0-84,0)	24,2 (17,2-31,2)	11,8 (9,6-14,0)	18,1 (14,1-22,1)	19,5 (14,9-24,1)	14,7 (11,0-18,4)	17,0 (14,0-20,0)
Ausdauer	-8,2	-7,3	-6,5	-4,8	-5,1	-6,5	0,4	0,2	2,5	1,2	1,7	0,2

Tabelle 19: Mean-EMG in % und Arbeitsleistung über 1 Minute als Differenz 180°/s für die Extension im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen Sprungbein (Sprb) und Schwungbein (Schwb) mit der Gesamtgruppe (ges). Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall

Die Tabelle 19 zeigt die ermittelten Mean-EMG-Werte der Subgruppen Sprungbein (Sprb) und Schwungbein (Schwb) im Vergleich mit der Gesamtgruppe bei der Extension. Die maximalen Werte der einzelnen Übungen und Muskeln sind grau schattiert. Im einzelnen kommt es im Gruppenvergleich zu geringen Differenzen. Die Unterschiede liegen alle jedoch innerhalb der Konfidenzintervalle. Tendenzen sind nicht zu erkennen. Auch bei den Werten im Ermüdungsversuch zeigen sich keine gravierenden Unterschiede.

3. Ergebnisse

3.3.3.2 Flexion

	M. vast. lat.						M. rect. fem.					
	verletzt			unverletzt			verletzt			unverletzt		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Konzentrik 60°/s	13,8 (11,5-18,1)	11,9 (10,0-13,8)	12,9 (10,5-15,2)	17,4 (13,5-21,3)	16,9 (14,1-19,7)	16,9 (14,5-19,2)	10,5 (8,6-12,4)	12,0 (9,3-14,7)	11,5 (9,8-13,2)	13,0 (9,9-16,1)	13,4 (10,6-16,2)	13,2 (11,2-15,2)
Isometrie	12,2 (9,5-14,9)	15,4 (10,9-19,9)	14,0 (11,2-16,8)	13,5 (10,9-16,1)	18,8 (10,6-27,0)	16,5 (11,8-21,2)	11,4 (9,9-12,9)	12,6 (10,5-14,7)	11,9 (10,6-13,2)	12,0 (10,3-13,7)	11,8 (10,4-13,2)	11,9 (10,8-13,0)
Exzentrik - 60°/s	13,8 (9,3-18,3)	12,5 (10,5-14,5)	13,4 (11,0-15,8)	14,7 (11,6-17,8)	16,4 (13,1-19,7)	15,8 (13,5-18,1)	10,4 (8,1-12,7)	12,4 (10,0-14,8)	11,5 (9,8-13,2)	10,9 (8,7-13,1)	12,2 (10,0-14,4)	11,7 (10,6-12,8)
Konzentrik 180°/s	12,1 (7,5-16,7)	16,3 (11,4-21,2)	17,4 (12,4-22,4)	15,1 (11,2-19,0)	15,0 (11,8-18,2)	15,4 (12,9-17,9)	9,3 (7,5-11,1)	13,7 (9,3-18,1)	13,4 (10,0-16,8)	11,8 (9,0-14,6)	11,0 (8,2-13,8)	11,5 (9,6-13,4)
Ausdauer **	-0,4	0,7	0,4	-1,1	1,0	1,2	0,7	0,5	0,2	0,3	0,2	1,3
	M. vast. med.						M. bic. fem.					
	verletzt			unverletzt			verletzt			unverletzt		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Konzentrik 60°/s	13,6 (10,3-16,9)	23,0 (16,6-29,4)	20,2 (15,8-24,6)	17,9 (13,2-22,6)	24,0 (19,2-28,2)	22,9 (19,0-26,8)	100,1 (89,6-110,6)	93,1 (84,1-102,1)	101,7 (93,8-109,6)	100,4 (90,3-110,5)	105,0 (94,0-116,0)	98,0 (89,6-106,4)
Isometrie	13,9 (10,9-16,9)	19,6 (14,6-24,6)	17,2 (14,1-20,3)	15,8 (12,8-18,8)	18,7 (15,7-21,7)	17,6 (15,5-19,7)	91,8 (85,2-98,4)	86,1 (79,9-92,3)	86,0 (80,5-91,5)	87,6 (82,6-92,6)	90,6 (86,6-94,6)	89,3 (86,3-92,3)
Exzentrik - 60°/s	14,3 (10,3-18,3)	15,9 (13,6-18,2)	15,3 (13,1-17,5)	16,4 (13,4-1,4)	19,0 (13,3-24,7)	17,7 (14,5-20,9)	76,8 (67,1-86,5)	69,6 (60,8-78,4)	75,3 (68,0-82,6)	74,0 (67,8-80,2)	77,2 (68,8-85,6)	74,7 (68,6-82,8)
Konzentrik 180°/s	11,5 (9,3-13,7)	18,4 (14,0-22,8)	16,8 (13,0-20,6)	17,5 (12,7-22,3)	18,6 (14,5-22,7)	18,3 (15,3-21,3)	90,5 (76,1-104,9)	79,7 (65,3-94,1)	83,9 (73,8-94,0)	81,3 (70,6-92,0)	83,7 (67,4-100)	82,2 (72,1-92,3)
Ausdauer **	-1,3	0,3	1,9	-0,2	-0,2	-0,3	-2,0	5,0	7,0	-6,8	-2,1	5,0

Tabelle 20: Mean-EMG in % und Arbeitsleistung über 1 Minute als Differenz 180 für die Flexion im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall

Die Tabelle 20 zeigt die ermittelten Mean-EMG-Werte der Subgruppen Sprungbein (Sprb) und Schwungbein (Schwb) im Vergleich mit der Gesamtgruppe bei der Flexion. Die maximalen Werte der einzelnen Übungen und Muskeln sind grau schattiert. Im einzelnen kommt es im Gruppenvergleich zu geringen Differenzen. Die Unterschiede liegen alle jedoch innerhalb der Konfidenzintervalle. Tendenzen sind nicht zu erkennen. Die Werte für die Ermüdung sind bei der Flexion nicht einheitlich. Differenzen, die über die normale Streuung hinausgehen, sind jedoch auch nicht zu erkennen.

4 Diskussion

Längerfristige Immobilisation nach Traumata und/oder chirurgischen Eingriffen haben ausgeprägte Atrophien der Muskulatur zur Folge [3, 4].

Während es in der Literatur eine ganze Reihe Veröffentlichungen zu isokinetischen Messungen und EMG-Messungen bei Knieverletzungen (insbesondere Kreuzband und Meniskus) und auch spärliche Literatur zur isokinetischen und EMG-kontrollierten Nachuntersuchung von Achillessehnenrupturen [16, 122] gibt, ist die Auswirkung der Immobilisation der Oberschenkelmuskulatur nach operativer Versorgung der Achillessehnenruptur von dieser Seite bisher nicht beleuchtet worden.

So kann diese Arbeit sicher als richtungsweisend gelten. Ziel dieser Studie war nachzuweisen, daß nach längerer Immobilisation ein Muskel über eine geringere Maximalkraft und Kraftausdauer verfügt und diese Veränderungen dauerhaft bestehen bleiben. Mittels Isokinetik und EMG sollten sich diese Veränderungen quantifizieren lassen.

In der sporttraumatologischen Versorgung nehmen die Verletzungen und Erkrankungen der Kniegelenke eine exponierte Position ein. Mit jedem Trauma bzw. mit jeder erkrankungsbedingten Veränderung an den Gelenken sind Veränderungen des neuromuskulären Systems verbunden [30]. Durch OP, Blutsperre und anschließende Immobilisation verändert sich die elektrische Aktivität des Muskels und der Muskel atrophiert [3, 4, 53, 110]. Experimentelle Studien beschreiben eine vollständige, irreversible Destruktion des Muskelgewebes nach einer ischämischen Periode von 5-7 Stunden. In der klinischen Diskussion gibt es keine übereinstimmenden Empfehlungen, die Angaben über längstmögliche, noch vertretbare Blutsperrezeiten variieren zwischen ein und drei Stunden. Intraoperativ entnommene Muskelproben zeigen erhebliche pathologische Veränderungen, die sich in zeitlicher Abfolge zwischen 15 und 90 min Blutsperre in intrazellulärer Ödembildung, gehäuftem Auftreten von Lysosomen als Ausdruck autophagischer Aktivität und schließlich segmentalen Fasernekrosen äußern. Von der Atrophie sind hauptsächlich die oxidativen Typ I-Fasern (slow-switch fibers), die unter anderem für die Alltags- und Ausdauerleistung zuständig sind, betroffen [4]. Der Immobilisationsschaden ist nach DIEKSTALL jedoch weitgehend reversibel [28], wäh-

rend APPELL die Vermutung äußert, daß der Weg von der Immobilisationsatrophie zum Langzeitdefizit vorgezeichnet ist [3].

4.1 *Methodenkritik*

Die Patientengruppe stellt ein selektiertes Probandenkollektiv dar, die alle ihre Achillessehnenverletzung im dafür typischen Alter erlitten hatten.

Zunächst blieb in eigenen Vorversuchen die Reihenfolge der Messungen zuerst am unverletzten Bein vor dem verletzten konstant. Es zeigte sich jedoch, daß die Probanden mit der erwarteten stärkeren Seite sehr verhalten an die Kraftmessung herangingen und teilweise die verletzte Seite stärker gemessen wurde. Grund hierfür dürften unbewußte Ängste vor der ungewohnten Belastung ("Was kommt da auf mich zu") sein. Daher wurde im Versuchsprotokoll die Randomisierung vorgenommen. Probleme traten auf, wenn die Fixierung mit Klettbindern während des Versuchs sich löste oder wenn es trotz adäquater Fixation zu Kabel- und Elektrodenlockerungen kam. Diese Fehler gehen nicht quantifizierbar in oben genannte Daten ein. Bei der Arbeit mit Probanden kann der Störfaktor „Mensch“ trotz ausreichend optimierter Versuchsbedingungen nie ganz ausgeschlossen werden. Die Probanden wurden in den Maximalkraftübungen ausgiebig verbal motiviert, dennoch ist nicht sicher, ob alle als „Maximalkraftübung“ definierten Übungen auch maximal durchgeführt wurden.

Auf einen Re-Test während der probandenorientierten Versuche mußte aus Zeit- und organisatorischen Gründen verzichtet werden. In der einschlägigen Literatur gibt es jedoch ausreichende Reliabilitätsstudien. Die Reliabilität der Kraftmessungen am LidoAct wurde von MCCRORY 1989 untersucht [91], von BROWN et al. (1992) und PATTERSON u. SPIVEY (1982) gibt es ebenfalls Studien zur Reliabilität und Validität der Kraftmessung am LidoAct [22, 100]. Eine ausführliche Betrachtung von Reliabilitätsstudien findet sich bei HORSTMANN (1998) [57] und HORSTMANN et al. (2000) [58].

Auch für die EMG-Messungen gibt es Reliabilitätsstudien. An einem kombiniert isokinetisch-elektromyographischen Messplatz wurden 1999 von FREIWALD et al. Kniestreck- und Beugebewegungen bei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten erhoben [39]. Die Berechnung der Reliabilitätswerte zeigte eine ausreichende Reliabilität der

Messwerte sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten (Isokinetik 60°/s und 180°/s $r = 0,83$ bis $0,98$; EMG mean value 60°/s $r = 0,60$ bis $0,93$; bei 180°/s $r = 0,78$ bis $0,94$; EMG mean frequency 60°/s $r = 0,74$ bis $0,95$). Bei isokinetischen Messungen, die EMG-kontrolliert werden sollen, stellt sich zunächst die Frage, ob die Oberflächen-EMG-Ableitung ausreichend ist. Durch fehlerhafte Elektroden-Applikation, unzureichende Hautbedingungen (z.B. Hautwiderstand etc.) oder das „Mit-Messen“ benachbarter Muskeln (sogenannter Cross-Talk) können falsche Ergebnisse entstehen (s. Kap. 2.2.5). Die Alternative dazu wäre eine intramuskuläre EMG-Ableitung durch Nadel-elektroden. Dies stellt jedoch eine invasive Maßnahme mit der Möglichkeit der Infektion oder des Elektrodenbruchs etc. dar. In dieser Studie wäre die intramuskuläre Ableitung an den freiwilligen Probanden nicht gerechtfertigt gewesen.

In Studien konnte ein enger korrelativer Zusammenhang zwischen oberflächlichen und intramuskulär abgeleiteten EMG-Signalen gefunden werden. BUISSET und MATON leiteten bei 30 Versuchspersonen parallel sowohl oberflächliche (uni- und bipolar) als auch intramuskuläre EMG-Signale am M. biceps brachii ab. Sie fanden mit $r = 0,96$ engste Korrelationen zwischen intramuskulärer und oberflächlicher EMG-Ableitung [zit. in 37]. Daher ist die Oberflächenableitung des EMGs in dieser Studie durchaus einsetzbar.

4.2 Ergebnisse in der Diskussion

4.2.1 Klinische Untersuchungen, Umfänge und Bewegungsausmaße

Umfangsmessungen der Extremitäten auf vorher festgelegter Höhe sind in der klinischen Beurteilung von Muskelatrophien durchaus üblich, da sie einfach und kostengünstig, technisch nicht aufwendig und nicht invasiv oder strahlenbelastend durchzuführen sind. Empfohlen werden am Kniegelenk die Messungen auf Höhe der Patella-Mitte, 10 cm und 20 cm oberhalb des medialen Kniegelenkspalts [u.a in 12, 35, 83] sowie zur Beurteilung der Wadenmuskulatur 15 cm distal des medialen Kniegelenkspalts. Allerdings sind diese Untersuchungen in ihrer Aussagekraft nicht unumstritten. Nach Untersuchungen von HUMOLLER et al. (1952) und EICHELBERGER et al. [zit. in 42], HÄGGMARK und ERIKSON [50] sowie NOACK [97] wird die Reduktion des Muskelgewebes durch eine Zunahme von (auch Unterhaut-) Fettgewebe teilweise kompensiert. Daher können Umfangsmessungen der Ex-

tremitäten nicht direkt Auskunft über Muskelatrophien geben. Nach FREIWALD (1992) führt Muskeltraining zu einem Schwund des Unterhautfettgewebes, wodurch die Genauigkeit der Meßergebnisse ebenfalls, vor allem bei Verlaufsuntersuchungen, beeinträchtigt werden kann [35]. FRÖHNER und BÖRNERT verglichen die Meßwerte der Oberschenkelumfänge mit sonographisch, computertomographisch und mittels MRT ermittelten Muskelquerschnittsflächen. Es zeigte sich bei gesunden Probanden eine gute Korrelation zwischen Umfangsmessung und Muskelquerschnitt. Bei Patienten mit vorausgehender Knieverletzung ging dieser Zusammenhang aber verloren [42].

Die in dieser Studie ermittelten Umfangsdifferenzen (Gesamtübersicht in Tabelle 23 auf Seite 93), die statistisch gesehen bis auf die Werte an der Wade jedoch nicht signifikant sind, werden u. a. von KRÜGER-FRANKE et al. bestätigt. Dort fanden sich bei 122 Patienten eine durchschnittliche Umfangsdifferenz von 1,4 cm auf einer Höhe von 15 cm unterhalb des medialen Kniegelenkspalts bei nahezu gleichbleibenden Oberschenkelumfängen. Eine Signifikanz wurde nicht berechnet [70].

RICHTER (1997) konnte von 55 Patienten, die eine Achillessehnenruptur erlitten, 51 standardisiert nachuntersuchen. 23 Patienten wurden konservativ, 28 Patienten operativ behandelt. Die mittlere Differenz des Wadenumfanges (verletzt - unverletzt) betrug in der operativen Gruppe 1,6 cm (0 - 5 cm) und in der konservativen Gruppe 2,4 cm (0 - 5 cm) [104].

NEUSEL et al. (1990) berichten von einer durchschnittlichen Umfangsminderung von 1,5 cm, ebenfalls 15 cm distal des medialen Kniegelenkspalts gemessen [95].

Von LUKAS (2000) wurde EMG-gestützt eine weitgehend isolierte Atrophie des M. soleus als Ursache der Umfangsdifferenz postuliert. [83].

RUPP et al. beschrieben 1994 eine Nachuntersuchung von 32 Patienten, bei denen die Diagnose der Achillessehnenruptur verspätet (> 7 Tage) gestellt wurde und erst dann die operative Therapie eingeleitet werden konnte [106]. Diesem Kollektiv wurden 32 zufällig ausgewählte Patienten gegenüber gestellt, die innerhalb 48 Stunden operiert wurden. Die Differenz des Wadenumfanges bei den Patienten, die verspätet operiert wurden, betrug im Mittel 1,8 cm gegenüber 1,4 cm in der Gruppe der sofort operierten Patienten. Der Unterschied erwies sich als statistisch nicht signifikant.

In der eigenen Studie wurden die Patienten zwischen sofort (am Tage der Verletzung) und spätestens 115 Tagen (im Mittel 6 Tage \pm SA 12,4 Tage) operiert. Verspätet im Sinne RUPPS wurden 23 Patienten operiert. Leider konnten von diesen 23 Patienten nur 4 Probanden ermittelt werden. Diese wiesen bei 20 cm proximal des medialen Kniegelenkspalts eine Umfangsdifferenz von 0,6 cm (0,5 cm in der Gruppe der sofort operierten), bei 10 cm proximal des medialen Kniegelenkspalts 1,6 cm (0,3 cm; $p < 0,003$), auf Höhe der Patella 0,8 cm (0,0 cm) und bei 15 cm distal des medialen Kniegelenkspalts 1,9 cm (1,0 cm $p < 0,001$) auf (gegenüber 1,1 cm in der Gesamtgruppe). In der Gruppe, die das Sprungbein verletzt hatte, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der Umfangsdifferenz gegenüber der Gesamtgruppe. Da allerdings die gemessenen Umfänge größer waren als die der Gesamtgruppe, könnte dies für einen Trainingseffekt des Sprungbeins sprechen.

HÄGGMARK und ERIKSON (1979) konnten bei Patienten, die nach einer Achillessehnenruptur operiert und danach im Gips ruhiggestellt wurden, drei Monate postoperativ im CT der Wadenmuskulatur eine deutliche Atrophie ($\approx 23\%$) feststellen. Histologische Untersuchungen zeigten eine isolierte Atrophie der Typ I-Fasern (50). Diese Ergebnisse werden von anderen Autoren [3, 4, 28, 37, 38] bestätigt.

WIEK und VERDONK veröffentlichten 1997 eine Studie mit an der Achillessehne operierten Patienten versus einer Kontrollgruppe, die sich unter anderem einer Ganganalyse unterziehen mußten [132]. Zuvor wurden wie auch in vorliegender Studie die Bewegungsausmaße (BAM) im Oberen Sprunggelenk und im Knie gemessen.

Deutlich sind die Defizite des BAM am Sprunggelenk mit über 10 Grad zwischen Patienten und Vergleichskollektiv. Auffällig ist allerdings der geringe Unterschied von nur 3 Grad im Seitenvergleich der Achillessehnenpatienten. Offensichtlich findet hier eine Adaption der nicht betroffenen Seite zur Minimierung von Seitenasymmetrien statt.

Beim Kniegelenk liegen alle Ergebnisse in einer Spannbreite von weniger als 2 Grad. Die Werte der betroffenen Seite sind geringfügig größer als die der nicht betroffenen Seite. Das gleiche Bild zeigt sich beim Hüftgelenk. Die betroffene Seite hat ein um ca. 2 Grad größeres BAM als die nicht betroffene Seite. Der Unterschied zum Normwert ist mit 3 Grad sogar noch etwas deutlicher.

KRÜGER-FRANKE et al. fanden bei der Messung der Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode im Kniegelenk bei 101 Patienten einen unauffälligen Befund mit freier Beweglichkeit, bei 9 Patienten war die Plantarflexion um 10° gegenüber der gesunden Seite reduziert. Bei 5 Patienten lag eine Einschränkung der Dorsalextension zwischen 5° und 10° vor, in 7 Fällen fand sich eine Spitzfußstellung von 5° . Kniewinkel wurden nicht ermittelt [70].

In einer Arbeit von RUPP et al. (1994) wiesen von 32 Patienten, die innerhalb von 48 Stunden nach Eintritt der Achillessehnenruptur operiert wurden, 71,9% eine Einschränkung der Plantarflexion auf. Dabei zeigten 14 Probanden eine Einschränkung von $<10^\circ$. Neun Patienten wiesen eine eingeschränkte Plantarflexion von $10 - 20^\circ$ auf. Die Gruppe im Vergleich bestand aus Patienten, bei denen die Verletzung verspätet (>7 Tage) erkannt wurde. In dieser Gruppe waren die Einschränkungen im Bewegungsausmaß signifikant höher ($p < 0,01$) [106].

In der eigenen Studie zeigten im Gesamtvergleich zwei Patienten ein Flexionsdefizit von 10° bzw. 30° sowie ein (anderer) Patient ein Streckdefizit von 5° in Bezug auf die nicht operierte Gegenseite. Allerdings zeigten auch fünf Patienten im Vergleich zur Gegenseite ein mit 10° in der Beugung mobiles Kniegelenk. Ein Patient bot auf der unverletzten Seite eine Streckhemmung von 10° bei unauffälligen Verhältnissen auf der operierten Seite. Bei 32 Patienten zeigte sich im Vergleich der BAM nach der Neutral-Null-Methode an beiden Kniegelenken zwar rechnerisch kein Unterschied, die BAM fielen aber mit Extension/0/Flexion 0/0/120 äußerst gering aus. Bei vier Patienten zeigte sich auf beiden Seiten ein Streckdefizit von bis zu 15° . In den Subgruppen „Sprungbein“ und „Schwungbein“ zeigten sich ähnliche Ergebnisse. Beim Eingipsen in Spitzfußstellung wird das Knie in gebeugter Stellung immobilisiert. Es scheint so, als ob diese Ruhigstellung sich noch Jahre später in einer eingeschränkten Beweglichkeit manifestiert. Die Tendenz zur Minimierung von Seitenasymmetrien wurde auf der vorhergehenden Seite schon beschrieben.

Aus der Ganganalyse von WIEK und VERDONK [132] folgen maßgeblich zwei Defizite als Ursache für die Probleme von Achillessehnenpatienten beim Gehen: die eingeschränkte Flexibilität des betroffenen Sprunggelenkes und die mangelhafte Funktion der unteren Streckerkette in Verbindung mit atrophierter Wadenmuskulatur. Das reduzierte Bewegungsausmaß verursacht eine Abnahme der Schrittlänge. Auffällig sei insbesondere die bilaterale Reduktion des Bewegungsausmaßes der Achillessehnenpatienten. Das geringere Bewegungsausmaß des betroffenen Sprunggelenkes wird durch vermehrte Bewegung in Knie- und Hüftgelenk

kompensiert. Daraus könnte eine Mehr- und Fehlbelastung resultieren, die sich in Problemen anliegender Gelenke niederschlagen könnte.

Selbst eine nur vierwöchige Immobilisation führt zu charakteristischen Veränderungen am hyalinen Knorpel [28, 97], da die Versorgung des Gelenkknorpels mit Nährstoffen ausschließlich über die Synovialflüssigkeit erfolgt. Unter den Bedingungen der Immobilisation nimmt die Knorpeldicke ab und es kommt zu einer Lockerung des Kollagenfasernetzwerks und zu einer Reduktion der elastischen Widerstandsfähigkeit. Die Folge davon können arthrotische Veränderungen sein.

Ein gehäuftes Auftreten von Arthrosen in den Knie- oder Hüftgelenken ist zwar denkbar, konnte in der eigenen Studie aber nicht belegt werden.

Interessant ist die in der vorliegenden Arbeit mit 5 Probanden relativ hohe Zahl an Patienten, die über persistierende Rückenschmerzen, insbesondere über ischialgiforme Rückenbeschwerden klagten. MAFFULLI et al. [85] verglichen im Jahre 1998 Patienten, die eine Achillessehnenruptur erlitten hatten, mit einer Kontrollgruppe bezüglich Rückenschmerzen, Wirbelsäulendiagnostik und dem Auftreten von Ischiasbeschwerden. Während hinsichtlich der Rückenbeschwerden die Kontrollgruppe mit 75% deutlich vor den Achillessehnenpatienten rangierte und die Zahl der radiologisch erhobenen Wirbelsäulenbefunde nahezu identisch war, zeigte sich bei den ischialgiformen Beschwerden ein deutliches Übergewicht der Patienten (35%) gegenüber der Kontrollgruppe (12%). Auch wenn MAFFULLI et al. in der Interpretation ihrer Ergebnisse noch sehr vorsichtig sind, ergab sich ein hochsignifikanter Bezug zwischen dem Auftreten einer Ischias-Symptomatik und einem Achillessehnenriß. Es wird vermutet, daß die Beziehung auf einer Beeinträchtigung afferenter Signale vom Unterschenkel oder Fuß beruht. Dies ist um so wahrscheinlicher, da der *M. triceps surae* vom *N. tibialis*, einem Ast des Ischiasnervs, versorgt wird und die Achillessehne ebenfalls Fasern aus Ästen des Ischiasnervs erhält und an diese abgibt.

4.2.2 Kraftmessungen, Isokinetik und Ausdauermessung

Ein wesentliches Ziel dieser Studie war es, zur Diskussion von Immobilisationsschäden Kraftdaten zu ermitteln.

NEUSEL et al. [95] veröffentlichten 1990 Kraftunterschiede durch einen einfachen Test, der von EYB 1981 vorgeschlagen wurde [33]:

suffizient	Zehenballenstand länger als 1 Minute möglich
leicht insuffizient	Zehenballenstand 1 Minute möglich, aber Ermüdung und Ziehen in der Wadenmuskulatur
insuffizient	Zehenballenstand 1 Minute nicht möglich

Übersicht 14: Beurteilung der Kraft der Wadenmuskulatur nach EYB (33)

Bei der Auswertung der 33 von NEUSEL nachuntersuchten Patienten ergaben sich in 27 Fällen suffiziente Verhältnisse. Bei 3 Patienten bestand eine leicht insuffiziente, in 2 Fällen eine völlig insuffiziente Kraft der Wadenmuskulatur. Werte für Kraftmessungen in der Oberschenkelmuskulatur wurden nicht angegeben. [95]

Bei RICHTER et al. konnten 24 Probanden (85,7%) aus der Gruppe der Patienten, die nach Achillessehnenruptur operiert wurden, und 21 Personen (91,3%) aus der konservativ geführten Gruppe auf der *unverletzten* Seite sowie 22 (78,6%) bzw. 17 (74%) auf der *verletzten* Seite einen einminütigen Zehenstand vorzeigen. Jeweils vier Patienten aus jeder Gruppe zeigten ein insuffizientes Ergebnis [104].

Bei RUPP et al., die einen Vergleich von verspätet operierten Achillessehen mit „intime“ versorgten Rupturen durchführten, konnten 5 Patienten (15,6%) der verspätet operierten nur einen leicht insuffizienten Ein-Minuten-Test durchführen. In der Gruppe der rechtzeitig operierten waren es 3 Patienten (9,4%). Ein vorzeitiger Abruch kam in beiden Gruppen nicht vor [106].

In der eigenen Studie wurde zwar der Fersen-Bodenabstand bei beidseitigem Zehenstand gemessen. Auf den Minutentest wurde jedoch verzichtet, da eine objektive Kraftmessung mittels isokinetischer Messung der erbrachten Drehmomente erfolgen kann.

Eine ausführliche Darstellung der Vor- und Nachteile isokinetischer Messungen findet sich unter anderem bei BROWN [22], HORSTMANN [57, 58], MASCHMANN [87] und MAYER [88, 89].

Einige Autoren haben neben der klinischen Untersuchung der Patienten, die sich einer Achillessehnen-Operation unterziehen mußten auch isokinetische Testreihen durchgeführt.

Die aktive Extension und Flexion im oberen Sprunggelenk waren bei RICHTER in beiden Gruppen uneingeschränkt. Während der isokinetischen Cybexmessung ($60^\circ/\text{s}$) erzielten die Patienten nach Sehnenadaptation auf der verletzten Seite im Mittel 86% (SA = 26,6) der gegenseitigen Kraft. Nach funktionell konservativer Therapie betrug das Verhältnis zur unbetreffenen Wade nur 75% (SA = 19,7). Dies entsprach einem signifikanten Kraftdefizit ($p = 0,012$) im Vergleich zur operativen Gruppe. Die isokinetische Kraft der Extensoren war in beiden Gruppen vergleichbar groß (operative Gruppe: 98% ; S = 19,1 und konservative Gruppe: 98,7%; S = 31,0). Die Verteilung der Beindominanz zeigte keine gruppenbezogenen Differenzen [104].

LEPPILAHTI et al. (1996) untersuchten 101 Patienten nach kompletter Ruptur der Achillessehne. Verglichen wurde das operierte Bein gegenüber dem unverletzten Bein bei Winkelgeschwindigkeiten von 30, 90 und $240^\circ/\text{s}$. Dabei konnten sie in der Gesamtgruppe keine signifikanten Kraftunterschiede bei der Dorsalextension feststellen, in der Plantarflexion konnte ein signifikantes Kraftdefizit in allen gemessenen Winkelgeschwindigkeiten festgestellt werden. Die Kraftunterschiede bei den Frauen waren deutlich höher als bei den Männern. Das Alter der Probanden, der Operationstyp sowie die Follow-up-time ergaben keinen Einfluß auf die Ergebnisse [76].

LUKAS (2000) fand bei einer isokinetischen Kraftmessung am Sprunggelenk (im Rahmen einer Nachuntersuchung bei 63 Patienten, die sich nach einer Achillessehnenruptur einer Umkipplastik nach Silverskjöld unterzogen) keine Kraftunterschiede in der Dorsalextension in konzentrischen Modi bei 60 und $180^\circ/\text{s}$, Isometrie und Exzentrik $-60^\circ/\text{s}$. Bei der Plantarflexion zeigte sich das verletzte Bein in allen Tests etwas schwächer, die Unterschiede waren statistisch jedoch nicht signifikant, die 95%-Konfidenzintervalle überlappten etwas. Am größten waren die Unterschiede in der Exzentrik und Konzentrik bei $60^\circ/\text{s}$.

Da in der durchgesehenen Literatur keine Daten für Kraftverluste nach Oberschenkelimmobilisation wegen einer Achillessehnenruptur gefunden wurden, werden die im Kapitel 3 ermittelten Ergebnisse auch anhand Studien diskutiert, die sich auf Oberschenkelimmobilisation unterschiedlicher Ursache beziehen.

GAPEYEVA et al. (2000) untersuchten 21 Probanden, die sich einer arthroskopischen Meniskusteilresektion unterziehen mußten, nach einem Monat, nach drei und nach sechs Monaten postoperativ auf Seitendifferenzen in der Kraft der Kniestrecker. Verwendet wurde dabei das Cybex II Dynamometer bei Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s und 180°/s. Sie fanden dabei nach einem und nach drei Monaten in beiden Winkelgeschwindigkeiten signifikante ($p < 0,001$) Unterschiede der erbrachten Drehmomente. Sechs Monate nach der Operation konnte im konzentrischen Modus bei 180°/s keine ($p > 0,05$) signifikante Kraftdifferenz nachgewiesen werden, während bei 60°/s nach wie vor ein Kraftunterschied bestand [44].

In der eigenen Untersuchung konnten im Seitenvergleich keine signifikanten Kraftdefizite ermittelt werden. Auch die Subgruppenanalysen von Sprung- bzw. Schwungbeingruppen ergaben in den einzelnen Gruppen, aber auch im Vergleich mit der Gesamtgruppe keine auffälligen Kraftunterschiede.

FRONTERA et al. veröffentlichten 2000 eine Studie über die Dysfunktion der Kniestreckmuskulatur, welche mit sozialen und gesundheitlichen Problemen im Alter verbunden zu sein scheint. 9 Männer ($65,4 \pm 4,2$ Jahre) konnten 1985/86 sowie 12 Jahre später 1997/98 untersucht werden. Die isokinetische Muskelkraft der Kniestrecker und – beuger zeigte in dieser Zeitspanne einen signifikanten Abfall von 20-30% in Abhängigkeit von der Winkelgeschwindigkeit, was einem jährlichen Kraftverlust von 1,4-2,5% entspricht. Computertomographisch ließ sich eine Abnahme des Muskelquerschnitts der Wade (14,7%), des Quadriceps femoris (16,1%) und der Beuger (14,9%) nachweisen. Muskelbiopsien des M. vastus lat. zeigten eine Abnahme des Anteils an Typ I-Fasern (60% bei Ausgangsuntersuchung und 42% nach 10 Jahren), wobei es zu keiner Veränderung der mittleren Fläche der einzelnen Fasern kam. Das Verhältnis der Kapillaren zu Muskelfasern nahm ebenfalls während des 12jährigen Alterungsprozesses ab. Die Ergebnisse zeigen, daß ein quantitativer Verlust an Querschnittsfläche der Hauptgrund für den Kraftverlust im Alter ist, wobei die Ausgangskraft ebenfalls eine entscheidende Rolle spielt [43].

MASCHMANN ermittelte 1995 mit untrainierten gesunden männlichen Probanden am LidoAct am Knie- und Sprunggelenk eine Normwerttabelle und fand ebenfalls eine Abnahme der isokinetisch ermittelten Kraft an der Oberschenkelmuskulatur in Bezug auf

verschiedene Altersgruppen [87]. Im Vergleich hierzu schneiden die Probanden in der eigenen Studie zunächst besser ab. Allerdings kommt es zu auffälligen Veränderungen der Kraftwerte mit Nicht-überlappenden Konfidenzintervallen bei der Flexion im konzentrischen Modus bei 180°/s und bei der einminütigen Ausdauer.

Um die eigenen Isokinetik-Ergebnisse mit der Normwert-Tabelle von MASCHMANN vergleichen zu können, müssen aus der Tabelle 4 und der Tabelle 5 die Werte der weiblichen Probanden eliminiert werden. Angegeben sind die max. Drehmomente und die Probandenzahl (n). Zum besseren Vergleich sind die Ergebnisse wie bei MASCHMANN auf ganze Zahlen gerundet.

Extension

	verletzte Seite eigene Versuche	Unverletzte Seite eigene Versuche	AG 3* n=14	AG 4* n=16
Exzentrik -60°/s [Nm]	237 (220 – 254)	238 (220 – 256)	211 (188 – 244)	184 (157 – 211)
Isometrie [Nm]	226 (209 – 241)	224 (209 – 239)	201 (173 – 229)	183 (164 – 202)
Konzentrik 60°/s [Nm]	171 (155 – 187)	177 (163 – 191)	177 (152 – 202)	159 (144 – 174)
Konzentrik 180°/s [Nm]	111 (102 – 120)	110 (100 – 120)	126 (112 – 140)	104 (95 – 113)

*AG 3= Altersgruppe 3 (41-50) im Alter von durchschnittlich $45 \pm 3,1$ Jahren

*AG 4= Altersgruppe 4 (51-60) im Alter von durchschnittlich $55 \pm 3,8$ Jahren

Tabelle 21: Vergleich der ermittelten max. Drehmomente mit einer Normwert-Tabelle (Extension)

Die Abbildung 46 auf der nächsten Seite zeigt die Daten aus Tabelle 21

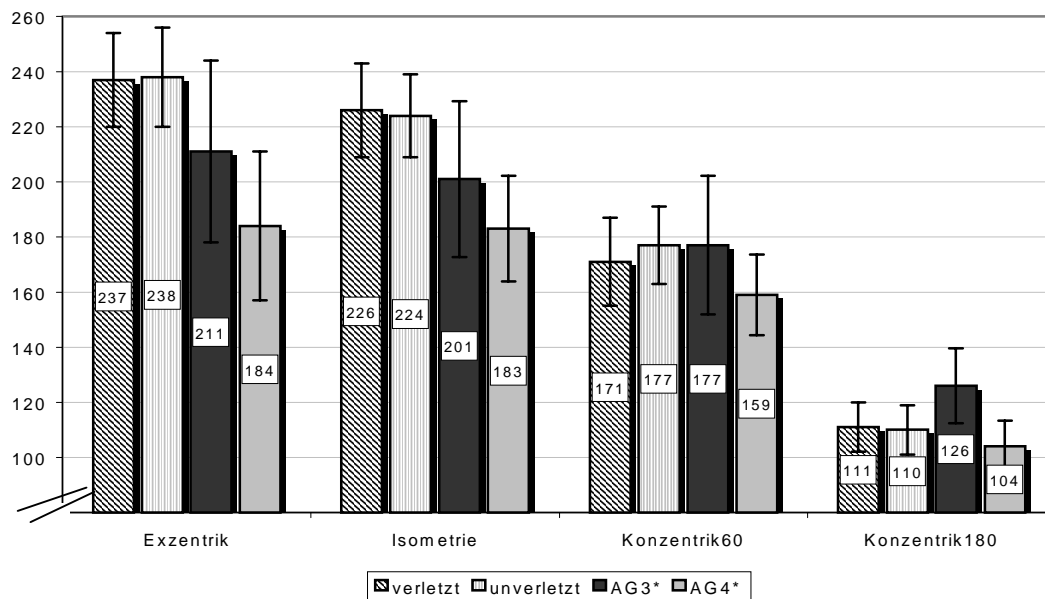


Abbildung 46: Vergleich männlicher Probanden mit den Altersgruppen 3 und 4 einer Normwert-Tabelle. Extension (Durchschnitt der max. Drehmomente [Nm],)

Bei der Betrachtung der Drehmomentwerte, die nur von männlichen Probanden erbracht wurden, kann wie im Gesamtvergleich kein Unterschied ermittelt werden. Im Vergleich mit der Normwert-Tabelle liegen die Werte der Drehmomente bei den verletzten Probanden in der Exzentrik und Isometrie sowohl auf der verletzten als auch auf der unverletzten Seite deutlich über denen der beiden Vergleichsgruppen. Die Differenz der verletzten Seite betragen im exzentrischen Modus zur AG3 12% (überlappende Konfidenzintervalle), zur AG4 29% (außerhalb der Konfidenzintervalle). Die Unterschiede auf der unverletzten Seite sind zur AG3 13% (überlappende Konfidenzintervalle) und zur AG4 ebenfalls 29% (außerhalb der Konfidenzintervalle). Bei der Isometrie errechnen sich folgenden Unterschiede: In der Konzentrik 60°/s liegt die verletzte Seite zwar unter dem Wert der Altersgruppe 3, aber über dem Wert der Altersgruppe 4. Die unverletzte Seite ist gleich mit der AG 3 und liegt über der AG 4. Die Differenzen liegen innerhalb der Konfidenzintervalle. In der Konzentrik 180°/s liegen sowohl die verletzte als auch die unverletzte Seite unter der AG 3, jedoch über der AG 4. Die Konfidenzintervalle überlappen.

Flexion

	verletzte Seite eigene Versuche	Unverletzte Seite eigene Versuche	verletzte Seite AG 3*	Unverletzte Seite AG 4*
Exzentrik -60°/s [Nm]	140 (128 -152)	141 (131-151)	126 (105-147)	113 (96-130)
Isometrie [Nm]	132 (121-143)	135 (124-146)	123 (109-137)	119 (105-133)
Konzentrik 60°/s [Nm]	99 (90-108)	101 (92-110)	100 (88-112)	93 (84-102)
Konzentrik 180°/s [Nm]	55 (53-57)	57 (54-60)	83 (74-92)	71 ± 6 (65-77)

*AG 3= Altersgruppe 3 (41-50) im Alter von durchschnittlich $45 \pm 3,1$ Jahren

*AG 4= Altersgruppe 4 (51-60) im Alter von durchschnittlich $55 \pm 3,8$ Jahren

Tabelle 22: Vergleich der ermittelten max. Drehmomente mit einer Normwert-Tabelle (Flexion)

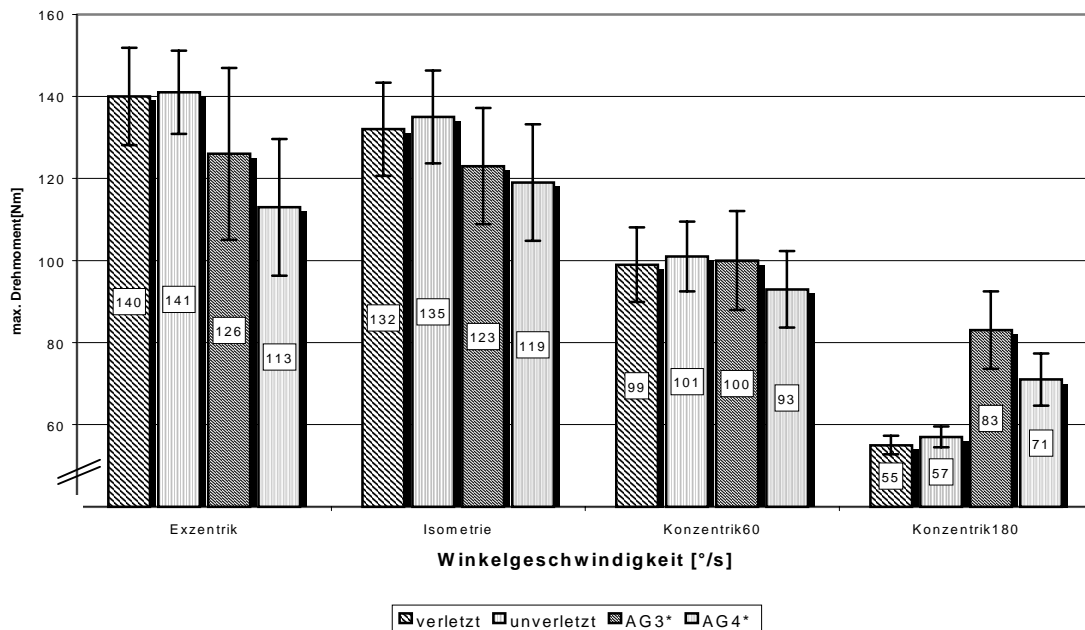


Abbildung 47: Vergleich männlicher Probanden mit den Altersgruppen 3 und 4 einer Normwert-Tabelle. Flexion (Durchschnitt der max. Drehmomente [Nm])

Im Vergleich mit der Normwert-Tabelle liegen die Werte der Drehmomente bei den verletzten Probanden in der Exzentrik und Isometrie sowohl auf der verletzten als auch auf der unverletzten Seite über denen der beiden Vergleichsgruppen. In der Konzentrik 60°/s liegt die verletzte Seite zwar unter dem Wert der Altersgruppe 3, aber über dem Wert der Altersgruppe 4. Die unverletzte Seite ist nahezu gleich mit der AG 3 und liegt über der AG 4. Die Konfidenzintervalle überlappen. In der Konzentrik 180°/s liegen

sowohl die verletzte als auch die unverletzte Seite jeweils 45% unter der AG 3 und 29% bzw. 24% unter der AG 4. Die Differenzen in der Konzentrik $180^\circ/s$ liegen außerhalb der Konfidenzintervalle.

Die von MASCHMANN erhobenen Daten sind Werte von untrainierten gesunden männlichen Probanden. Somit könnte man folgern, daß das eigene Probandengut deutlich trainierter wäre (insb. im Blick auf die Daten der Exzentrik und Isometrie). Allerdings kann nach Ermittlung der Ausdauerwerte und Drehmomentwerte bei $180^\circ/s$ eine deutliche Schwächung gegenüber beiden Altersgruppen der Normwerttabelle gefunden werden. Die zuvor postulierte Ausdauerschwäche wird damit nicht sicher belegt, jedoch zumindest wahrscheinlich.

4.2.3 Ausdauer/Ermüdung

In den einzelnen Gruppen gibt es kaum Unterschiede bei der Ermittlung der Ausdauer und der Ermüdungsindizes. Daher liegt der Schluß nahe, daß es nach 10 Jahren nach Gips-Immobilisation wegen einer Achillessehnen-Operation zu keinen nennenswerten Kraftunterschieden beider Beine kommt.

Auch die nicht direkt durch Verletzung oder Operation betroffene Muskulatur erfährt in der frühen postoperativen Phase schwerste reaktive Veränderungen in Bezug auf ihr Kraft und Koordinationsverhalten. Dies konnte von HÖRSTER [53] festgestellt werden.

Daher ist mit den eigenen Messungen nicht geklärt, ob die kontralaterale Muskulatur nicht auch einen Immobilisationsschaden erleidet. Ein Indiz hierfür wäre ebenfalls der im Kapitel 4.2.2 angeführte Vergleich mit der Normwerttabelle nach MASCHMANN [87].

4.2.4 Elektromyographische Messungen

Das EMG liefert prinzipiell Aufschlüsse über das Entladungsverhalten der Alpha-Motoneurone und damit über die Rekrutierungsfähigkeit der jeweils untersuchten Muskulatur.

HÖRSTER [53] und FREIWALD et al. [u.a. in 39] untersuchten die Oberschenkelmuskulatur bei Patienten, die ein direktes Knie Trauma erlitten hatten und/oder sich einer Knie-Operation mit anschließender Immobilisation unterziehen mußten. Sie beschreiben

übereinstimmend einen Kraftverlust und elektrophysiologische Veränderungen des Quadrizepsmuskels, vornehmlich des M. vastus medialis. Aufgrund der Datenlage in der Literatur wurde dies zunächst auch in dieser Studie vermutet. Es läßt sich jedoch mit den ermittelten Daten nicht beweisen, da die Differenzen meistens weit unter der allgemein angenommenen Meßungenauigkeit von ca. 20% liegen [53,59].

Ein direktes Trauma im Gelenk (damit kann auch eine Operation gemeint sein) führt zu Veränderungen und Verletzungen intraartikulärer Rezeptoren, die Auswirkung auf die Muskulatur haben. Dem in dieser Studie aufgeführten Probandengut fehlt das direkte Trauma. Es wurde zwar ein Trauma im Bereich des Sprunggelenks gesetzt, ein direktes Trauma für die Oberschenkelmuskulatur fehlt hier, daher ist die Tendenz zu einem Immobilisationsschaden geringer.

Die zum Teil auffälligen, statistisch jedoch nicht signifikanten Daten für den M. biceps femoris, vor allem in der Schwungbeingruppe könnten daher kommen, daß Typ I-Fasern (vornehmlich Haltemuskulatur wie Biceps femoris, Soleus etc) bei Immobilisation stärker atrophieren [3]. Hinzu kommt, daß die größte Atrophie dann eintritt, wenn der Muskel verkürzt immobilisiert wird, wie es im Spitzfußgips bei leichter Beugung im Knie der Fall ist.

Wie im Ergebnisteil gezeigt, kommt es jedoch zu keiner seitenunterschiedlichen Atrophie in den „normalen Testmodi“ Konzentrik, Isometrie und Exzentrik. Erst im konzentrischen Modus bei 180°/s sowie in der Ausdauermessung machen sich Unterschiede bemerkbar.

Die Patientengruppe, die das Schwungbein verletzt hatte, behält am ehesten ein Defizit zurück. Anscheinend wird durch die normale Alltagsbelastung das Sprungbein besser auftrainiert.

Unklar sind die vergleichenden Daten der Ausdauermessung, die zum einen eine deutliche Zunahme der Ermüdung, jedoch aber paradoxerweise auch wieder vermeintliche Stärke zeigen. Selbst in einer fortgeschrittenen Rehabilitationsphase bestehen jedoch langfristige Innervationsdefizite, die sich in der Unfähigkeit der Rekrutierung einer nennenswerten Anzahl motorischer Einheiten, besonders der des schnellen Typs, und damit in einem deutlich verringertem Kraftniveau äußern. Aufgrund dieser schlechten Rekrutierungs-

fähigkeit zeigen solche Muskeln eine scheinbar paradoxe Ermüdungsresistenz, die jedoch nicht als Zeichen besonderer Leistungsfähigkeit interpretiert werden kann [4].

Es wäre von Vorteil, die Ausdauerleistung nochmals gezielt nachzuuntersuchen.

Zur Zeit ist nicht systematisch untersucht, wie sich der Verlauf der Regeneration der rupturierten Achillessehne darstellt und wann Belastungen in welchen Größenordnungen in der Rehabilitation auf die Struktur einwirken dürfen. ASSHEUER et al. [11] verfolgten zwei Patienten im Heilungsverlauf. Ein Patient wurde über einen Zeitraum von zwei Jahren postoperativ beobachtet, ein weiterer Patient über die Dauer von einem Jahr. Zur Darstellung des Heilungsverlaufes wurden in unregelmäßigen Abständen von mehreren Monaten kernspintomographische Aufnahmen der betroffenen Struktur in sagittaler- und transversaler Schnittrichtung gemacht. Die Vermessung der Sehnenquerschnitte zeigt in der Verlaufsuntersuchung des Heilungsprozesses einer Achillessehnenruptur auch nach zwei Jahren postoperativ keine vollständige Wiederherstellung des belastbaren Sehngewebes. Die prozentuale Reorganisation im Heilungsprozeß beträgt in einem Fall nach einem Jahr nur etwa 10% belastbaren Sehngewebes mit kollagenem Material, während das übrige Gewebe aus granulierten, bindegewebigen und nur bedingt belastbaren Strukturen besteht.

Folgende Hypothesen wurden zu Beginn der Arbeit aufgestellt:

- Durch OP, Blutsperrung und anschließende Immobilisation verändert sich die elektrische Aktivität des Muskels und der Muskel atrophiert. [3, 4, 53] ⇒ Der Muskel verfügt über eine geringere Maximalkraft und Kraftausdauer.
- Diese Veränderung bleibt dauerhaft bestehen

Es galt, folgende Arbeitsfragen zu beantworten:

A1) Besteht eine Reduktion der Maximalkraft im Bereich der Oberschenkelmuskulatur?

⇒ Eine Reduktion der Maximalkraft im Seitenvergleich verletzt vs. unverletzt läßt sich nicht zeigen.

A2) Besteht eine Reduktion der Kraftausdauer?

⇒ Eine Reduktion der Kraftausdauer im Seitenvergleich verletzt vs. unverletzt läßt sich nicht sicher beweisen.

A3) Lassen sich die Veränderungen der elektrischen Aktivität während der isokinetischen Kraftmessung mit Isokinetik und EMG quantifizieren?

⇒ Es konnten keine auffälligen Veränderungen festgestellt werden.

Die o.g. Hypothesen ließen sich nicht bestätigen

Abschließend läßt sich sagen, daß sich mit vorstehenden Daten und Versuchen, obwohl in der einschlägigen Literatur vielfach beschrieben, nach 10 Jahren keine veränderte EMG-Aktivität der Oberschenkelmuskulatur als Folge einer Achillessehnenoperation und Nachbehandlung nachweisen läßt.

5 Zusammenfassung

Die Achillessehnenruptur ist eine schwerwiegende Sportverletzung, die bis vor einigen Jahren immer eine operative Versorgung und lang andauernde Immobilisation erforderte. Erst in den letzten Jahren wurden Konzepte veröffentlicht, die nach Operation eine frühfunktionelle Krankengymnastik ermöglichten und/oder ganz auf die Operation verzichteten.

Aus der Literatur ist bekannt, daß eine längerfristige Immobilisation zu einer Atrophie der ruhiggestellten Muskulatur führen kann.

Ziel der vorgenannten Studie war es, zu belegen, daß selbst nach im Schnitt 10,8 Jahren nach Trauma und operativer Versorgung noch ein Kraftdefizit am Oberschenkel nachzuweisen war. Diese Vermutung konnte jedoch mittels isokinetischer Kraftmessung und EMG-Ableitung der Oberschenkelmuskulatur, weder in der Gesamtgruppe noch in den Subgruppen, bewiesen werden. Viele Gründe sind hierfür denkbar, u.a:

- Ausreichende Zeit zum Auftrainieren der atrophierten Muskulatur
- Adaptation/Down-Regulation der kontralateralen Muskulatur
- Ruhigstellung ohne begleitendes Trauma (z.B. Ruptur oder OP) reicht für signifikante Unterschiede nicht aus.

Ein intraindividuellem Vergleich der einzelnen Muskeln, z.B zeitliche Abfolge des Ansprechens im EMG etc. konnte in dieser Studie nicht mehr erfolgen. Weitere Untersuchungen und Berechnungen wären sicherlich sinnvoll und könnten weitere interessante Ergebnisse erbringen.

Die Probanden wurden alle in einer Zeit operiert, in der die konsequente Ruhigstellung im Gips noch als übliche Maßnahme galt. Konservative Verfahren waren eher in der Unterzahl. In der Zwischenzeit hat sich als Nachbehandlung auch nach operativen Verfahren eine frühfunktionelle Übungsbehandlung durchgesetzt und die Gips-Ruhigstellung tritt immer mehr in den Hintergrund [21, 40, 72, 118, 119].

6 Literatur

- 1 Andreeff, J.; B.Wladimirov: Über die Mikrozirkulation der Achillessehnen. Aus: G.Chapal (Hrsg): Sportverl - Sportschad (1983) 73 -75,
- 2 Alfredson, H.; T. Pietilä, R. Lorentzon: Chronic Achilles tendinitis and Calf muscle Strength, Am J Sport Med, Vol 24 No 6 (1996) 829 –833
- 3 Appell, H.-J.: Die Morphologie der immobilisierten Muskulatur und der Effekt von prä- und postoperativen Trainingsprogrammen. In: Zichner, L, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg): Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ. Rheumatologie - Orthopädie Novartis Pharma-Verlag Nürnberg 1998, 53 -58
- 4 Appell, H.-J.: Der Muskel in der Rehabilitation. Der Orthopäde 26 (1997) 930 - 934
- 5 Appell, H.-J.; A. Verdonk, F. Duisberg, P. Windeck: Fehlende Ermüdung der Muskulatur bei Patienten nach Immobilisation – ein Paradoxon? Sportverl – Sportschad 5 (1991) 205 – 207
- 6 Armbrecht, A.; W. Zenker; H.J. Egbers; D. Havemann: Die gipsfreie, frühfunktionelle Nachbehandlung der operativ versorgten Achillessehnenruptur. Chirurg 64 (1993) 926-930.
- 7 Arndt, A. N.: Entstehung und Auswirkung asymmetrischer Belastung der menschlichen Achillessehne unter besonderer Berücksichtigung ihrer Morphologie. Verlag Sport und Buch Strauß, Köln (1997)
- 8 Arndt, K-H.: Untersuchungen zum Problem der subkutanen Achillessehnenrupturen unter traumatologischen und sportpraktischen Aspekten. Promotionsschrift, Erfurt (1971)
- 9 Arndt, K-H.: Achillessehnenruptur und Sport. Sportmedizinische Schriftenreihe Bd 10. J.A. Barth Leipzig (1976)
- 10 Arner, O; A, Lindholm: Subcutaneous Rupture of the achilles Tendon. Act Chir Scand, Suppl. 239, (1959)
- 11 Assheuer, J.; V. Zschorlich, E. Hille: Die Darstellung des postoperativen Repairverhaltens nach Achillessehnen-Ruptur im Fallbeispiel. In: V. Zschorlich (Hrsg.), Prävention und Rehabilitationen des Haltungs- und Bewegungsapparates. Verlag Czwalina Hamburg. (1999)
- 12 Berger, S.: Untersuchungen zur Standardisierbarkeit sonographischer Meßmethoden bei Störungen im neuromuskulären System Kniegelenk. Dissertationsschrift (1994), Leipzig
- 13 Dt. Ges. f. Orthopädie und Traumatologie + Berufsverb. d. Ärzte f. Orthopädie (Hrsg.) Leitlinien der Orthopädie. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 1999, S. 17ff AMWF-Register-Nummer 033/011
- 14 Basmajian, J. V.: Muscles Alive. Williams and Wilkins Company, Baltimore, 1979.

- 15 Beskin, J.L.; R. Sanders, S. Hunter, J. Hughston: Surgical repair of Achilles tendon ruptures, *Am J Sport Med*, Vol 15 No 1 (1987) 1 – 8
- 16 Bindig, H.-W.; H.P. Koerfgen, H. Beck: Operative Möglichkeiten, Nachbehandlungen und Ergebnisse der Achillessehnenruptur beim Sportler. In: H. Rieckert (Hrsg) *Sportmedizin – Kursbestimmung* Springer-Verlag Berlin (1987) 170 – 173
- 17 Bochsansky, T.: Die Messung der Muskulatur mittels oberflächlicher Ableitung – Möglichkeiten und Grenzen. In Zichner, L, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg): *Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ. Rheumatologie - Orthopädie* Nr. 3 Novartis Pharma-Verlag Nürnberg (1998) 59 - 68
- 18 Böhm, E., A. Thiel, S. Czieske.: Die Achillessehnenruptur, *Sportverletzungen - Sportschaden* 4 (1990) 36 - 40
- 19 Bond, V.; RG Adams, RJ. Tearny, K. Gresham und W. Ruff: Effects of active and passive recovery on lactate removal and subsequent isokinetic muscle function, *J Sports Med Phys Fitness*. 31 (1991) 357 – 361
- 20 Bosch, U: Sehnenverletzungen: An der Schwelle zu einer neuen Ära. *Orthopäde* 29 (2000) 173
- 21 Buchgraber,A.; H.-H. Pässler: Percutaneous repair of Achilles tendon rupture. Immobilization versus functional postoperative treatment. *Clin Orthop* 341 (1997) 113-122
- 22 Brown, I.E.; M. Whitehurst, J.R. Bryant: Reliability of LIDO-ACTIVE isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinetics and Exercise Science* 4 (1992) 191 -194
- 23 Bruns, J.; J. Steinhagen: Der Knorpelschaden als präarthrotische Deformität – Biologische Grundlagen. *Dt Z f Sportmed* 51, Nr. 2 (2000) 42 - 47
- 24 Carls, J.; - C. J. Wirth: Die Sehnennaht - Operative Techniken. *Orthopäde* 29 (2000) 188-195
- 25 Crolla, R. M.; D.M. van Leuwen, B. van Ramshorst, V. van der Werken: Acute rupture of the tendon calcaneus. *Acta orthop belg* 53 (1987) 492
- 26 De Koning, J. J., G. de Groot, G. J. van Ingen Schenau. Muscle Coordination in Elite and Trained Speed Skaters. In: *International Society of Electrophysiological Kinesiology*: Amsterdam, (1988) 485-488,
- 27 De Koning, J. J.: *Biomechanical Aspects of Speed Skating*. Krips Repro Meppel, Ter Aar, 1991
- 28 Diekstall, R.; W. Schulze, W. Noak: Der Immobilisationsschaden. *Sportverl – Sportschad* 2 (1995) 35 - 43
- 29 Dittel, K.K.; U. Röhn: Die zweizügelige Trizeps-surae-Augmentationsplastik. *Unfallchirurg* 97 (1994) 159 - 163

- 30 Engelhardt, M.; J. Freiwald: EMG-kontrollierte Muskelrehabilitation – Knieverletzung, Sportverl – Sportschad 11 (1997) 87 - 99
- 31 Erggelet, C.; B. Mandelbaum; Andreas Lahm: Der Knorpelschaden als therapeutische Aufgabe – Klinische Grundlagen. Dt Z f Sportmed Jahrgang 51, Nr. 2 (2000) 48 -54
- 32 Ericht, H-G.: Zur Achillessehnenruptur bei stumpfen Trauma ohne degenerative Vorschädigung der Sehne. Med u. Sport 4 (1964) 210 –214
- 33 Eyb, R.: Subkutane Achillessehnenruptur. Unfallheilkunde (1981) 427 - 431
- 34 Fink, C.; C. Hoser, K.P. Benedetto, W. Judmeier: (Neuro-)Muskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des Vorderen Kreuzbandes, Sportverl – Sportschad 8 (1994) 25 - 30
- 35 Freiwald, J: Veränderungen von Umfangmaßen, isometrischen und isokinetischen Kraftwerten nach Schädigung des Kniegelenks. Dissertationsschrift (1992), Oberursel
- 36 Freiwald, J.; A. Jäger, M. Starker: EMG - gestützte Funktionsanalyse im Rahmen einer Nachuntersuchung nach arthroskopisch versorgten vorderen Kreuzbandverletzungen, Sportverl – Sportschad 7 (1993) 122 - 128
- 37 Freiwald, J.; M. Engelhardt, I. Reuter: Die Messung der Muskulatur mittels isokinetischer und kombiniert elektrographischer Meßstationen In: Zichner. L, M. Engelhardt, J. Freiwald: Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ. Rheumatologie - Orthopädie Nr. 3 Novartis Pharma-Verlag Nürnberg (1998) 69 -98
- 38 Freiwald, J.; M. Engelhardt, I. Reuter: neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport – Ursachen, Einornung und Behandlung. In: Zichner. L, M. Engelhardt, J. Freiwald: Neuromuskuläre Dysbalancen. Rheumatologie - Orthopädie Nr. 7 Novartis Pharma-Verlag Wehr/Baden (1997) 165 - 168
- 39 Freiwald, J: Diagnose-, Interpretations- und Trainingsstrategien – EMG und Isokinetik. Vortrag beim 5. Symposium der dvs-Sektion Biomechanik „Apparative Biomechanik - Methodik und Anwendungen“ 11.-13. März 1999, Institut für Bewegungswissenschaften Westfälische Wilhelms-Universität Münster
- 40 Frisch, W.; A. Machens Die frühfunktionelle Behandlung der operativ behandelten Achillessehnenruptur:– ein neues Behandlungskonzept. AktTraumatol 25 (1995) 56-58
- 41 Froböse, I.; K. Röttker: Möglichkeiten und Grenzen der qualitativen und quantitativen Beurteilung von Drehmomentkurven isokinetischer Systeme. Orthop Praxis 8 (1995) 549 - 553
- 42 Fröhner, G.; K. Börner: Die sonographische Diagnostik bei Störungen des neuromuskulären Systems Kniegelenk. In: Zichner. L, M. Engelhardt, J. Freiwald: Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ. Rheumatologie - Orthopädie Nr. 3 Novartis Pharma-Verlag Nürnberg (1998) 167 - 172

- 43 Frontera, M.: Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol* 88 (2000) 1321-1326
- 44 Gapeyeva, H.; M.Pääsuke; J. Erelaine; A. Pintsaar, A. Eller: Isokinetic torque deficit of the knee extensor muscles after arthroscopic partial menisectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Volume 8, Issue 5 (2000) 301 - 304.
- 45 Gardner, M.J; D.G. Altman: *Statistics with confidence.* British Medical Journal(1996) London, 6 – 20
- 46 Gregoire, L., H. E. Veeger, P. A. Huijijng, G. J. van Ingen Schenau. Role of Mono- and Biarticular Muscles in Explosive Movements. *Int J Sports Med*, 5(1984) 301-305
- 47 Gottlieb G., G. Agawal. Filtering of Electromyographic Signals. *Am J Phys Med*, 49, 2: (1970) 142-146,
- 48 Guidetti, L., G. Rivellini, F. Figura. EMG Pattern during Running: Intra- and Interindividual Variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 6, 1: (1996) 37-48
- 49 Haapala, J.: Incomplete restoration of immobilisation induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50 week remobilisation. *Int J Sports Med* 21 (2000), 76-81
- 50 Häggmark, T.; E. Eriksson: Hypotrophy of the soleus muscle in man after achilles tendon rupture. Discussion of findings obtained by CT and morphologic studies. *Am J Sports Med* 7 (1979), 121 – 126.
- 51 Hislop, H.J.; J.J. Perrine: The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther.* 47 (1967) 114 - 117
- 52 Hof, A.L: The relationship between electromyogram and muscle force, *Sportverl – Sportschad* 11 (1997) 79 – 86
- 53 Hörster, G.: Die Muskulatur in Sport und Medizin. In: Zichner, L, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg): *Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ.* Rheumatologie - Orthopädie Nr. 3 Novartis Pharma-Verlag Nürnberg (1998) 9 - 40
- 54 Hopf, T.; M. Gleitz, T. Hess, U. Mielke, B. Müller: Propriozeptives Defizit nach Kreuzbandschädigung - afferente Störung oder kompensatorischer Mechanismus? *Z. Orthop.* 133 (1995) 347 -351
- 55 Holz, U.: Die Bedeutung der Gewebsregeneration bei der Achillessehnenruptur und Achillodynie. *Habilitationsschrift, Tübingen* (1979)
- 56 Holz, U.; I. Ascherl: Die Achillessehnenruptur. Eine klinische Analyse von 560 Verletzungen, *Chir. Praxis* 28 (1981) 511 – 526
- 57 Horstmann, Th.: Ganganalyse, Kraftverhalten und energetische Aspekte bei coxarthrotischen und hüftendoprothetisch versorgten Patienten. *Habilitationsschrift, Tübingen* (1998)

- 58 Horstmann, Th.; C. Venter, D. Axmann, F. Mayer, H.-H. Dickhuth: Reproduzierbarkeit von isokinetischen Kraftmessungen und EMG-Signalen der hüftumgreifenden Muskulatur. Dt Z Sportmedizin 50(1) (1999) 17 – 22
- 59 Horstmann, Th.; persönliche Mitteilung
- 60 Jaric, S.; R. Ropret, M. Kukulj, D. Ilic: Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. Eur J Appl. Physiol (1995) 464 – 468.
- 61 Kadaba M.P.; H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten; J. Gainey, G. Gorton, G.V. Cochran: Repeatability of kinematik, kinetik and electromyographic data in normal adult gait. J orthop. Res 3 (1985) 350 - 359
- 62 Kanehisa, H.; S. Ikegawa, T. Fukunaga: Force-Velocity Relationships and Fatiguability of Strength and Endurance-Trained Subjects. Int. J. Sports. Med 18 (1997) 106 - 112
- 63 Kahle, W; H. Leohardt, W. Platzer: Taschenatlas der Anatomie Bd1 Bewegungsapparat 5. Auflage, (1986) Thieme-Verlag Stuttgart – New York
- 64 Kellis, E.; V. Baltzopoulos: The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. Eur J Appl Physiol 76 (1997): 253 - 259
- 65 Kellis, E.; V. B. Unnithan: Co-activation of vastus lateralis and biceps femoris muscles in pubertal children and adults. Eur J Appl Physiol 79 (1999) 504 – 511
- 66 Kibele, A.: Zur Variabilität von Kraft- und EMG-Kennwerten bei dynamisch-konzentrischen Armstreckbewegungen. In: E. Loosch & M. Tamme (Hrsg.): Motorik - Struktur und Funktion. 4. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik. Czwalina Verlag Hamburg (1997), 183-187
- 67 Könn, G.; H.J. Everth: Morphologie der spontanen Sehnenzerreißen, Hefte Unfallheilk. 91 (1967) 255 - 262
- 68 Könn, G. F. Löbbecke: Zur Morphologie und den Ursachen der spontanen Achillessehnenruptur Hefte Unfallheilk. 121 (1975) 297 – 301
- 69 Komi, P.V.; M. Saloonen, M. Järvinen, O. Kokko: In vivo registation of achilles tendon forces in man. Int J Sports Med 8 (1987) 3 – 8 Suppl.
- 70 Krüger-Franke, M.; S. Scherzer, A. Kugler, B. Rosemeyer: Langzeitergebnisse operativ behandelter Achillessehnenrupturen. Unfallchirurg 96 (1993) 524 - 528
- 71 Krüger-Franke, M.; H.-H. Troullier, A. Kugler, B. Rosemeyer: Die Achillessehnenreruptur. Sportorthop – Sporttraumatol 12.1 (1996) 43 - 46
- 72 Kvist, M.: Achilles tendon injuries in athletes. Sports Med 18 (3) (1994) 173-201
- 73 Lang, J u. K. Vierstein: Degeneration, Riß und Regeneration der Achillessehnen. Z. Orthop. 101 (1966) 160 – 186

- 74 Laurig, W.: Elektromyographie. In: Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft "Grundkurs Datenerhebung 1": 67-94, Limpert Verlag, (1977).
- 75 Lea, R.B; L. Smith: Non-surgical treatment of tendon achilles rupture. J. Bone Jt. Surg 54A 1398 – 1407 (1972)
- 76 Leppilahti, J.; P. Siira, H. Vanharanta, S. Orava: Isokinetic Evaluation of Calf Muscle Performance after Achilles Rupture Repair Int. J. Sports Med. (17) 619 – 623
- 77 LeVeau, B.; G. Andersson: Output forms: Data analysis and applications – Interpretation of the elektromyographic signal. In: Selected topics in surface elektromyography for use in occupational setting: Expert perspectives. US Department of Health and Human Services. (1992) 70-102
- 78 Lippert H.: Lehrbuch Anatomie, 3. Auflage. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore (1993),
- 79 Li, Q., Bührle, M., Kibele A., Müller, K.-J., Schwirtz, A.: Messen die verschiedenen Kraft-Diagnose-Verfahren die gleichen Krafftfähigkeiten? Erfassung einer Probandengruppe mit verschiedenen Testverfahren. In: M. Bührle, M. Schurr (Hrsg.): Leistungssport: Herausforderung für die Sportwissenschaft, Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 72, (1991) 372-378
- 80 Lill, H.; C. Moor, A. Schmidt, V. Echtermayer: Treatment of the rupture of the Achilles tendon - current nationwide review. Chirurg 67 11 (1996) 1160 - 1165
- 81 Löbach, R.: Die Behandlung der Achillessehnen-Ruptur. In Chirurgie-Skript Merbach, Universität Köln (1998)
- 82 Luca, C. J. de.:The Use of Surface Eletromyography in Biomechanics. J Appl Biomech 13 (1997)135-163
- 83 Lukas, Chr.: Kraftverhalten und elektromyographische Untersuchungen an der Unterschenkelmuskulatur bei Patienten nach operativ versorgter Achillessehnen-ruptur. Promotionsschrift (2000) Tübingen
- 84 Ma, G.; Th. Griffith: Percutaneous repair of acute closed ruptured Achilles tendon. A new technique. Clin Orth Rel Res 128 (1977) 247-255
- 85 Maffulli, N: Achilles tendon rupture and sciatica – a possible correlation. Brit J Sports Med 32 (1998) 174-177
- 86 Majewski, M.; Aspekte zur Sportverletzung Achillessehnenruptur – Ätiologie, Diagnose, Therapie und Rehabilitation. Promotionsschrift (1998) Heidelberg
- 87 Maschmann, J.: Kraft und Stoffwechselbelastung der Beinmuskulatur bei isokinetischer Belastung. Promotionsschrift (1995) Tübingen
- 88 Mayer, F.; Th. Horstmann, W. Küsswetter, H.-H- Dickhuth: Isokinetik – eine Standortbestimmung. Dt. Z Sportmedizin Heft 7/8 (1994) 45, 272 – 287
- 89 Mayer, F.; Th. Horstmann; A. Niess; K. Röcker; H. Striegel; H.C. Heitkamp; H.-H. Dickhuth: Muskuläre Reaktionen nach vorwiegend exzentrischer Belastung der

- Schulter in Abhängigkeit von Vorerfahrung und Belastungswiederholung. Dt Z Sportmedizin Heft 9 (1999) 50, 280 – 284
- 90 Mayer, F.; S. Grau, W. Bäurle; M. Beck; I. Krauss; C. Maiwald; H. Baur: Achillessehnenbeschwerden im Sport – eine aktuelle Übersicht. Dt Z Sportmedizin Heft 5 (2000) 51, 161 - 167
- 91 McCrory, M.; S. Aitkens, C. Avery, E. Bernauer: Reliability of concentric and excentric measurements on the LIDO active isokinetic system; Med Sci Sports Exerc. 21 (1989) 52
- 92 Mohr, W.: Pathologie des Bandapparates. In: W. Doerr, G. Seiffert, E. Uehlinger (Hrsg.) Spez. path. Anatomie Bd. 19 Springer, Berlin - Heidelberg - New York, (1987)
- 93 Motta, P.; C. Errichiello; I. Pontini: Achilles tendon rupture. A new technique for easy surgical repair and immediate movement of the ankle and foot. Am J Sports Med 25 (2) (1997) 172-176
- 94 Müller, G.; A. Stacoff, E. Stüssi: Mögliche Ursachen von Problemen im Bereich der Achillessehne. Schweiz Z Sportmed Sporttraumatol 44 (1) (1996) 27 - 31
- 95 Neusel, E, J. Graf, C. Jochem, G. Rompe: Langzeitergebnisse nach subkutaner Achillessehnenruptur, Sportverl - Sportschad 4 (1990) 22 - 28
- 96 Nigg, B. M., W. Herzog. Biomechanics of the Musculo-Skeletal System. John Wiley & Sons, New York, (1994)
- 97 Noack, W.: Funktionelle Therapie – neueste Erkenntnisse und ihr Konsequenz für die orthopädische Behandlung. Satellittensymposium im Rahmen des Efort-Kongresses 6.7.1995, München. Internet journal of orthopedig surgery and related subjects <http://www.gopher.rz.uni-duesseldorf.de/www/medfak/orthopaedie/journal/issue4-95/effort1.htm>
- 98 Pässler HH: Die perkutane Achillessehnennaht. Sportorthop Sporttraumatol 14 (1998) 93-95
- 99 Paré, A.: Les Oevres. 9^{ieme} édition (1575)
- 100 Patterson, L.A.; W. Spivey: Validity and reliability of the LIDO ACTIVE isokinetic system. J orthop sports phys ther 15 (1992) 32 - 36
- 101 Petersen, H. Laprell: Die "schleichende" Ruptur der Achillessehne nach Ciprofloxacin induzierter Tendopathie , ein Fallbericht, Unfallchirurg 101 Issue 9 (1998) 731-734
- 102 Raunest, J.; K.F. Bürrig, E. Derra: Zur Pathogenese der Achillessehnenruptur. Chirurg 61 (1990) 815 - 819
- 103 Quenu, J; S.M. Stoianovich: Les ruptures du tendon d'Achille . Rev Chir 67 (1929), 647 - 678

- 104 Richter, J.; A. Pommer, M. Hahn, A. David, G. Muhr: Möglichkeiten der funktionell konservativen Therapie akuter Achillessehnenrupturen. *Chirurg* 68 (1997) 517–524
- 105 Riede, D.: Ätiologie, Diagnose und Therapie der subkutanen Achillessehnenruptur. *Med u. Sport* 12 (1972) 321
- 106 Rupp, S.; S. Tempelhof: Die verspätete Versorgung der Achillessehnenruptur. *Akt. Traumatol* 24 (1994) 269 - 273
- 107 Sapega, A. A.: Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg* 72 (1990), 1562 –1574
- 108 Schaaf, D.; H.-J. Gutzer, H. Weber: Die typische Achillessehnenruptur und ihre Behandlung. *Med Welt* 32: 597 - 602
- 109 Schaff, P.; V. Senner: Elektromyographie. *Sportorthop – Sporttraumatolog* 15.1 (1999) 34 - 36
- 110 Scharf, H.-P.; Diesch, M. Degenhart, W. Puhl: Das Atrophiemuster der Oberschenkelmuskulatur nach Sportverletzungen und seine Konsequenzen für die Rehabilitation
- 111 Schwarz, B.; J. Heisel, H. Mittermeier: Achillessehnenrupturen, Ursache - Prognose - Therapie - Spätergebnisse. *Akt. Traumatol.* 14 (1984) 8 - 14
- 112 Schneider, U.; J. Graf, F.U. Niethard: Die Durchblutung der Achillessehne, - dargestellt mit der Plastinationsmethode. *Hefte Unfallheilk.* 200 (1988) 63 - 64
- 113 Silfverskjöld, N.: Über die subkutane totale Achillessehnenruptur und deren Behandlung. *Acta chir. scand.* 85 (1941) 393 – 413
- 114 Sobotta J.: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2, 20. Auflage. Putz R., Pabst R. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore (1993), 325
- 115 Spiess, St.; A. Schelbert: Konservative, früh funktionelle Behandlung der Achillessehnenruptur. Internetveröffentlichung Uni Zürich http://www.ruz.unizh/N17_Artikel03.html
- 116 Stallkamp, F.: Dreidimensionale Bewegungsanalyse und elektromyographische Untersuchung beim Inline-Skating unter Berücksichtigung eines Weichschalen- und eines Hartschalenschuhs. Dissertationsschrift (1998) Münster
- 117 Steger, J.; J. Denoth: Das bilaterale Defizit: Analysen anhand von Kraft- EMG- und EEG-Messungen. *Schweiz Z für Sportmed und Sporttraum* 44 (4) (1996) 155 – 159
- 118 Steinbrück, K.: Achillessehnenruptur – operative Behandlung. In: Braun A (Hrsg): *Praktische Orthopädie* 39. Tagung des BV der Ärzte für Orthopädie. Steinkopf Verlag, Darmstadt, (1999) 118-121
- 119 Steinbrück, K.: Achillessehnenrupturen im Sport – Epidemiologie, aktuelle Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. Analyse von 791 Fällen. *Zeitschrift für Sportmedizin* 51(5) (2000) 154 –160

- 120 Sust, M.; Kibele, A.: Relationship between Quantities of EMG and Force. XIV Congress of Biomechanics in Paris (1993). Abstracts Volume, 1304-1305
- 121 Sutherland, A.; N. Maffulli: Die perkutane Naht der Achillessehnenruptur in einer modifizierten Technik. *Op Orthop und Traumatol* 11 (4) (1999) 307 -316
- 122 Tamaki, H.; K. Kitada, T. Akamine, T. Sakou, H. Kurata: Electromyogram patterns during plantarflexion at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. *Eur. J. Appl. Physiol* 75 (1997) 1 - 6
- 123 Thermann, H.: Die Behandlung der Achillessehnenruptur, *Unfallchirurg* (1998) 299-314
- 124 Thermann, H.; H. Zwipp: Achillessehnenruptur. *Orthopäde* 18 (1989) 321 – 335
- 125 Thermann ,H.; H. Zwipp, H. Tscherne: Funktionelles Behandlungskonzept der frischen Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 98 (1995) 21 – 32
- 126 Thermann, H.; O. Frerichs, A. Biewener, C. Krettek, P. Schandelmeier: Die funktionelle Behandlung der frischen Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 98 (1995) 507 - 513
- 127 Thermann, H.; O. Frerichs, A. Biewener, C. Krettek, P. Schandelmeier: Biomechanische Untersuchungen zur menschlichen Achillessehnenruptur. *Unfallchirurg* 98 (1995) 570 – 575
- 128 Thermann, H.; T. Hübner, H. Tscherne: Achillessehnenruptur. *Orthopäde* 29 (2000) 235-250
- 129 Thorstensson, A.: Muscle strength, fibre types and enzyme activities in man, *Acta Physiol. Scand* 443 (1976) 1 - 45
- 130 Verdonck, A.: Anwendung und Fallbeispiele zum Einsatz biokinetischer Messverfahren. Krankenhaus für Sportverletzte Hellersen, Lüdenscheid. Internetveröffentlichung (<http://www.sportkrankenhaus.de>) (1997)
- 131 Völker-Albrecht, B.; V. Höltnke, H. Albrecht, M. Steuer: Zum Einfluß der Pausengestaltung auf das Laktatverhalten beim isokinetischen Training. Internetveröffentlichung (<http://www.sportkrankenhaus.de>) (1997)
- 132 Wiek, M.; A. Verdonk.: Standardisierte Ganganalysen an Patienten mit operativ versorgter Achillessehnenruptur: Meßmethodik, Ergebnisse und Vergleich mit einem gesundem Normkollektiv. Krankenhaus für Sportverletzte Hellersen Abteilung für Sportmedizin, Internetveröffentlichung (<http://www.sportkrankenhaus.de>) (1997)
- 133 Wiek, M.; Entwicklung und Technik biokinetischer Meßsysteme. Krankenhaus für Sportverletzte Hellersen Abteilung für Sportmedizin, Internetveröffentlichung (<http://www.sportkrankenhaus.de>) (1997)
- 134 Winter, D. A.: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley and Sons, New York, (1990)

- 135 Winter, D. A.; G. Rau, R. Kadefors, H. Broman, C.J. De Luca: Units, terms and standards in reporting of EMG research. *Electrophysiol Kinesiol* (1980)
- 136 Winter, E.; K. Weise, S. Weller, T. Ambacher: Surgical repair of Achilles tendon rupture - Comparison of surgical with conservative treatment. *Arch Orthop Trauma Surg* (1998) 117 : 364–367
- 137 Winter, E.; T. Ambacher, F. Maurer, S. Weller: Operative Therapie der Achillessehne. *Unfallchirurg* 98 (1995), 468 - 473
- 138 Wirth, C. J.; J. Carls · Pathologie der akuten und chronischen Sehnenverletzung. *Orthopäde* 29 (2000) 174 – 181
- 139 Yang, J.F; D.A. Winter: Electromyographic amplitude normalization methods - Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 65 (1984) 517 - 521
- 140 Yue, G.; A. J. Fuglevand, M. A. Nordsrom, R. M. Enoka: Limitations of the surface electromyography technique for estimating motor unit synchronisations. *Biol-Cybern* 73(3) (1995) 223 -233
- 141 Zichner, L, M. Engelhardt, J. Freiwald: Die Muskulatur - sensibles, integratives und meßbares Organ. *Rheumatologie - Orthopädie* Nr. 3 Novartis Pharma-Verlag Nürnberg (1998)
- 142 Zichner, L, M. Engelhardt, J. Freiwald: Neuromuskuläre Dysbalancen. *Rheumatologie - Orthopädie* Nr. 7 Novartis Pharma-Verlag Wehr/Baden (1997)
- 143 Zipp, P. Recommendations for the Standardization of Lead Positions in Surface Electromyography. *Eur J Appl Physiol*, 50(1982): 35-40,
- 144 Zipp, P. Optimierung der Oberflächenableitung bioelektrischer Signale. VDI-Reihe 17, Nr.45, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1988.
- 145 Zwick, E.B.; P. Konrad: EMG-Fibel. Kongressbeilage zum Noraxon EMG Meeting 1994 Berlin
- 146 Zwipp,H.; N. Südkamp, H. Thermann, N. Samek: Die Achillessehnenruptur - 10-Jahresergebnisse nach operativer Behandlung. *Unfallchirurg* 11 (1989) 554 - 559
- 147 Zwipp,H.; H. Thermann, N. Südkamp, H. Tscherne, H. Milbradt, P. Reimer, P. Heintz: Ein innovatives Konzept zur primärfunktionellen Behandlung der Achillessehnenruptur. *Sportverletzung - Sportschaden* 4 (1990) 29 - 35

7 Verzeichnisse

7.1 Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Anatomie der Achillessehne und des M. triceps surae (aus [62])</i>	2
<i>Abbildung 2: Kernspin einer Achilles-sehnenruptur mit Abriss des M. soleus</i>	6
<i>Abbildung 3: Delle im Sehnenbereich</i>	9
<i>Abbildung 4: Thompson-Test (aus [122])</i>	10
<i>Abbildung 5: Sonographie der Achillessehnenruptur</i>	10
<i>Abbildung 6: Seitenvergleichende Sonographie mit Hämatom auf der rupturierten Seite</i>	10
<i>Abbildung 7: Möglichkeiten der operativen Versorgung von Sehnen-Rupturen (aus [23], Abb. 1 aus [118])</i>	11
<i>Abbildung 8: Möglichkeiten der plastischen Versorgung von Sehnen-Rupturen (aus [23])</i>	12
<i>Abbildung 9: Chirurgisches Vorgehen bei der Versorgung von Achillessehnenrupturen durch eine Umkippl-Plastik</i>	13
<i>Abbildung 10: Hautschnitt und Präparation</i>	13
<i>Abbildung 11: OP-Situs mit zersplissener Sehne</i>	13
<i>Abbildung 12: Anlage der ersten Fäden zur Naht</i>	13
<i>Abbildung 13: postop. Gipsanlage in Spitzfußstellung</i>	13
<i>Abbildung 14: Dipol- Modell nach Winter (entnommen aus [16])</i>	17
<i>Abbildung 15: isokinetische Meßeinrichtung</i>	19
<i>Abbildung 16: Skizze zur Geräteanrichtung des Lidoacts (modif. nach Wieck [132])</i>	19
<i>Abbildung 17: Ausmessen der Ableitungspunkte für die EMG-Ableitung</i>	21
<i>Abbildung 18: Schmirgel</i>	22
<i>Abbildung 19: mäanderförmige Kabelverlegung und Fixierung</i>	22
<i>Abbildung 20: Position der Probandin auf der Meßeinrichtung bei gestrecktem Bein</i>	23
<i>Abbildung 21: Originalaufzeichnung einer isokinetischen Belastung am Knie bei 60°/s</i>	24
<i>Abbildung 22: Originalaufzeichnung einer isometrischen Belastung am Knie</i>	25
<i>Abbildung 23: Originalaufzeichnung einer exzentrischen Belastung am Knie bei (-)60°/s</i>	26
<i>Abbildung 24: Originalaufzeichnung der konzentrischen Ausdauerbelastung am Knie bei 180°/s</i>	27
<i>Abbildung 25: Originalaufzeichnung der ersten fünf Bewegungszyklen bei der konzentrischen Ausdauerbelastung am Knie bei 180°/s</i>	27
<i>Abbildung 26: skizzierte Arbeitskurve zum Ausschluß in der Ermittlung des EI</i>	28
<i>Abbildung 27: Roh-EMG</i>	29
<i>Abbildung 28: Gleichrichtung</i>	29

<i>Abbildung 29: Linear envelope</i>	29
<i>Abbildung 30: Ensemble Average</i>	29
<i>Abbildung 31: Isokinetik - Kurve Knie gesamt</i>	38
<i>Abbildung 32: Mean-EMG in Extension bei Konzentrik 60°/s</i>	41
<i>Abbildung 33: Mean-EMG der Extension in Isometrie</i>	42
<i>Abbildung 34: Mean-EMG der Extension in Exzentrik</i>	42
<i>Abbildung 35: Mean-EMG in Extension bei Konzentrik 180°/s</i>	43
<i>Abbildung 36: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, verletzte Seite Gesamtgruppe</i>	45
<i>Abbildung 37: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, unverletzte Seite Gesamtgruppe</i>	46
<i>Abbildung 38: Vergleich der Anfangs- und Endwerte auf der verletzten und unverletzten Seite im Ausdauerstest Extension</i>	47
<i>Abbildung 39: Mean-EMG in Flexion bei Konzentrik 60°/s</i>	49
<i>Abbildung 40: Mean-EMG der Flexion in Isometrie</i>	49
<i>Abbildung 41: Mean-EMG der Flexion in Exzentrik</i>	50
<i>Abbildung 42: Mean-EMG in Flexion bei Konzentrik 180</i>	51
<i>Abbildung 43: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, verletzte Seite Gesamtgruppe</i>	52
<i>Abbildung 44: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, unverletzte Seite Gesamtgruppe</i>	53
<i>Abbildung 45: Vergleich der Anfangs- und Endwerte auf der verletzten und unverletzten Seite im Ausdauerstest Flexion</i>	54
<i>Abbildung 46: Vergleich männlicher Probanden mit den Altersgruppen 3 und 4 einer Normwert-Tabelle. Extension (Durchschnitt der max. Drehmomente [Nm],)</i>	70
<i>Abbildung 47: Vergleich männlicher Probanden mit den Altersgruppen 3 und 4 einer Normwert-Tabelle. Flexion (Durchschnitt der max. Drehmomente [Nm]</i>	71
<i>Abbildung 48: Beinumfang und Umfangsdifferenzen.</i>	93

7.2 Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Kennmuskeln und ihre zugehörigen Ableitungspunkte, modifiziert nach (76)</i>	21
<i>Tabelle 2: Beinumfang und Umfangsdifferenz</i>	35
<i>Tabelle 3: Bewegungsmaßße (BAM)</i>	36
<i>Tabelle 4: Maximale Drehmomente [Nm] für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall. Δ = Differenz. Gesamtvergleich n=63</i>	36
<i>Tabelle 5: Maximale Drehmomente [Nm] für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall. Δ = Differenz. n=63 Gesamtvergleich</i>	37
<i>Tabelle 6: Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt. Extension</i>	37
<i>Tabelle 7: Vergleich der Winkel, an denen die Maximalkraft auftritt. Flexion</i>	37
<i>Tabelle 8: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Δ = Differenz Gesamtvergleich</i>	39
<i>Tabelle 9: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Δ = Differenz. Gesamtvergleich</i>	39
<i>Tabelle 10: Mean-EMG in % und Arbeit über 1 Minute für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall (in Klammern) und n=Probandenzahl.</i>	40
<i>Tabelle 11: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall in Klammern, n=Anzahl A=Anfangswert E=Endwert.</i>	44
<i>Tabelle 12: Anfangs- und Endwerte der Extension des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall n=Probandenzahl. A=Anfangswert E=Endwert</i>	45
<i>Tabelle 13: Aktivierungsniveaus am Anfang und am Ende der Ausdauer-Belastung Extension</i>	46
<i>Tabelle 14: Mean-EMG in % und Arbeit über 1 Minute als Differenz 180 für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, Konfidenzintervall und Probandenzahl (n).</i>	48
<i>Tabelle 15: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall in Klammern, n=Anzahl A=Anfangswert E=Endwert.</i>	51
<i>Tabelle 16: Anfangs- und Endwerte der Flexion des Mean-EMG im Ausdauerstest. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall n=Probandenzahl. A=Anfangswert E=Endwert</i>	52
<i>Tabelle 17: Aktivierungsniveaus am Anfang und am Ende der Ausdauer-Belastung Flexion</i>	53
<i>Tabelle 18: Beinumfang und Umfangsdifferenz der Subgruppen mit der Gesamtgruppe</i>	55
<i>Tabelle 19: Mean-EMG in % und Arbeitsleistung über 1 Minute als Differenz 180 für die Extension im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen Sprungbein (Sprb) und Schwungbein (Schwb) mit der Gesamtgruppe (ges). Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall</i>	57
<i>Tabelle 20: Mean-EMG in % und Arbeitsleistung über 1 Minute als Differenz 180 für die Flexion im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe. Mittelwerte, Konfidenzintervall</i>	58

<i>Tabelle 21: Vergleich der ermittelten max. Drehmomente mit einer Normwert-Tabelle (Extension)</i>	69
<i>Tabelle 22: Vergleich der ermittelten max. Drehmomente mit einer Normwert-Tabelle (Flexion)</i>	71
<i>Tabelle 23: Übersicht über alle Umfangsdifferenzen</i>	93
<i>Tabelle 24: Bewegungsausmaße im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe</i>	94
<i>Tabelle 25: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Vergleich der Subgruppen mit dem Gesamtvergleich</i>	94
<i>Tabelle 26: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall und Probandenzahl (n). Vergleich der Subgruppen mit dem Gesamtvergleich</i>	94
<i>Tabelle 27: Maximale Drehmomente [Nm] für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, Sprb=Sprungbeingruppe (n=32) Schwb=Schwungbeingruppe (n=31) ges=Gesamtgruppe</i>	95
<i>Tabelle 28: Maximale Drehmomente [Nm] für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, Sprb=Sprungbeingruppe (n=32) Schwb=Schwungbeingruppe (n=31) ges=Gesamtgruppe</i>	95

7.3 Übersichtsverzeichnis

<i>Übersicht 1: Typische Bewegungsmuster, die zu einer Achillessehnenruptur führten (nach [10])</i>	4
<i>Übersicht 2: Definition der Degeneration</i>	7
<i>Übersicht 3: Grade der Degeneration</i>	7
<i>Übersicht 4: Formen der isokinetischen Belastung [nach 88]</i>	15
<i>Übersicht 5: Hypothesen und Arbeitsfragen</i>	17
<i>Übersicht 6: Probandendaten</i>	18
<i>Übersicht 7: Ausschlußkriterien</i>	18
<i>Übersicht 8: Versuchsablauf</i>	20
<i>Übersicht 9: Höhe der Umfangsmessungen</i>	21
<i>Übersicht 10: Ausschluß submaximal arbeitender Probanden aus der Arbeitsberechnung</i>	28
<i>Übersicht 11: Signifikanzanpassung nach Bonferroni</i>	32
<i>Übersicht 12: Beschwerden</i>	33
<i>Übersicht 13: Vergleich der Ausdauerwerte</i>	44
<i>Übersicht 14: Beurteilung der Kraft der Wadenmuskulatur nach EYB (33)</i>	66

8 Anhang

8.1 *Abkürzungsverzeichnis:*

ASR	Achillessehnenruptur
BAM	Bewegungsausmaß nach der Neutral-Null-Methode
bic. fem	biceps femoris
fem.	femoris (bei Muskelbezeichnungen)
lat.	lateral
M.	Muskel, Musculus
med.	medial
Mm.	Muskeln, Musculi
vast.	vastus
s.	siehe
S.	Seite
i.d.R	in der Regel

zu 3.2.1.1 Umfangsmessungen

Die Tabelle 23 und die Abbildung 48 zeigen nochmals eine Übersicht über alle in dieser Studie ermittelten Umfangsdifferenzen.

Meßstelle	verletzte Seite			unverletzte Seite			Differenz in cm		
	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt	Sprung-bein	Schwung-bein	gesamt
20 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	51,6	51,2	51,4	52,3	51,4	51,9	0,7	0,3	0,5
10 cm proximal d. medialen Kniegelenkspalts	42,6	42,6	42,6	43,0	42,8	42,9	0,5	0,3	0,4
Patella-Mitte	37,9	37,9	37,9	38,0	38,0	38,0	0,1	0,1	0,1
15 cm distal d. medialen Kniegelenkspalts	36,3	36,3	36,3	37,4	37,2	37,3	1,1	1,0	1,1

Tabelle 23: Übersicht über alle Umfangsdifferenzen

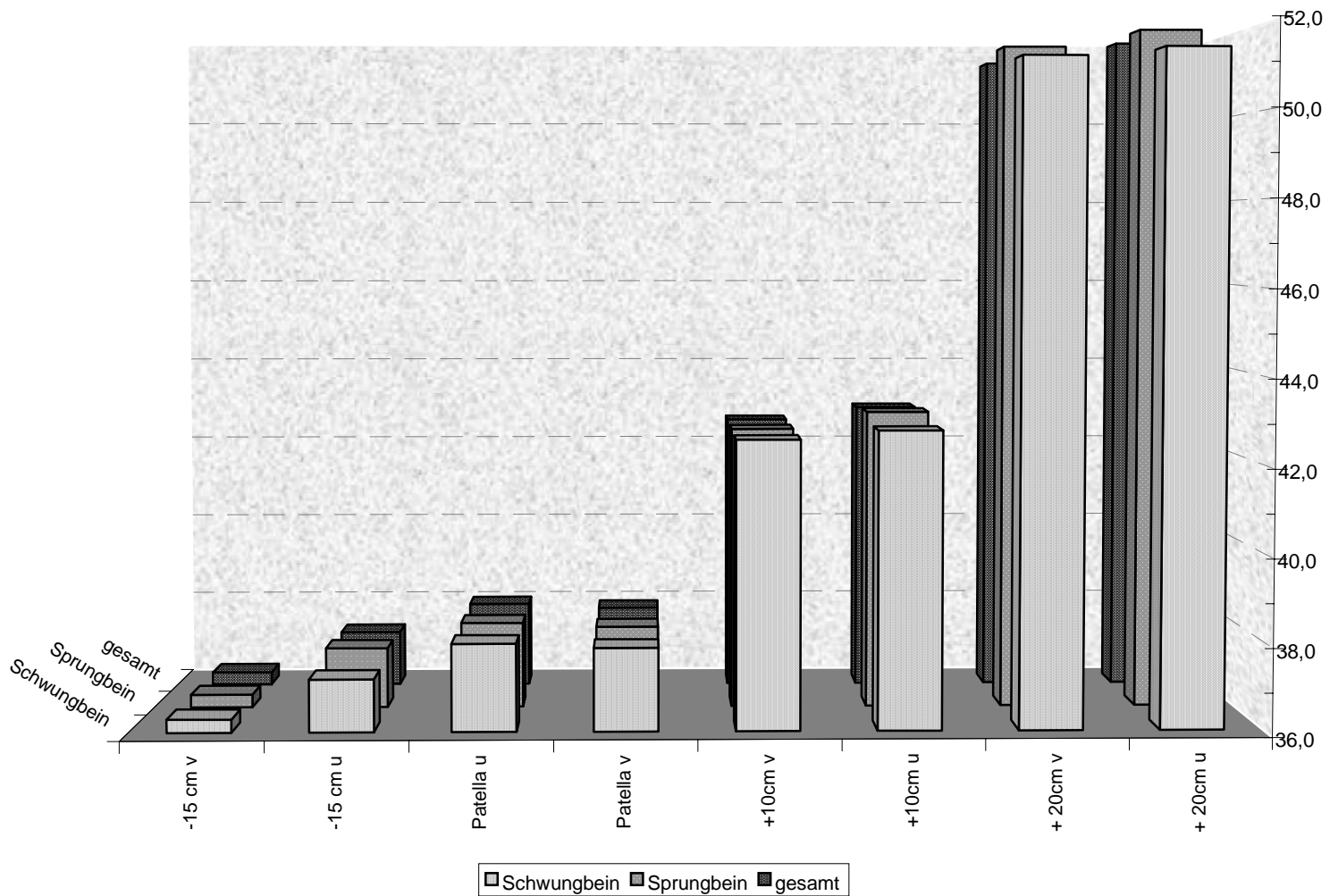


Abbildung 48: Beinumfänge und Umfangsdifferenzen.

zu 3.3.1.2 Beweglichkeit im Kniegelenk im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe

	Sprungbein			Schwungbein			gesamt		
	kleinste Differenz	größte Differenz	Mittelwert (95%-Konfidenzintervall)	kleinste Differenz	größte Differenz	Mittelwert (95%-Konfidenzintervall)	kleinste Differenz	größte Differenz	Mittelwert (95%-Konfidenzintervall)
Extension	-5,0	0	-0,2 (-0,5 – 0,1)	-10	10	0,3 (-0,3 – 0,9)	-5,0	10,0	0,1 (-0,2 – 0,4)
Flexion	-30,0	0	-0,3 (-2,5 – 1,9)	0	10	0,7 (-0,3 – 1,7)	-30,0	10,0	0,3 (-0,9 – 1,5)

Tabelle 24: Bewegungsausmaße im Vergleich der Subgruppen mit der Gesamtgruppe

zu 3.3.2.3 Arbeit und Ermüdungsindex

Extension

	verletzte Seite			unverletzte Seite		
	Sprungbein n=20	Schwungbein n=20	Gesamt n=26	Sprungbein n=20	Schwungbein n=20	Gesamt n=26
Arbeit [J] 180°/s	3342,1	3238	3349	3036,9	3454	3272
Ermüdungsindex (in %)	66,5	67,6	63,3	65,4	71,7	65,0

Tabelle 25: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte und Probandenzahl (n). Vergleich der Subgruppen mit dem Gesamtvergleich

Flexion

	verletzte Seite			unverletzte Seite		
	Sprungbein n=20	Schwungbein n=20	Gesamt n=26	Sprungbein n=20	Schwungbein n=20	Gesamt n=26
Arbeit [J] 180°/s	2154,3	2188,5	2176	2105,9	2389,5	2207
Ermüdungsindex (in %)	65,4	70,1	65,7	67,2	66,9	66,6

Tabelle 26: Arbeitsleistung über 1 Minute [J] und Ermüdungsindizes für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte und Probandenzahl (n). Vergleich der Subgruppen mit dem Gesamtvergleich

zu 3.3.2 Vergleich der Ergebnisse der isokinetischen Messungen

Extension

	verletzte Seite			unverletzte Seite		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Exzentrik -60°/s [Nm]	216,4 (197,3–235,7)	222,3 (197,9–246,7)	220,2 (204,8–235,6)	222,5 (198,2–246,8)	215,3 (192,9–237,7)	220,0 (203,6–236,4)
Isometrie [Nm]	216,1 (193,6–238,6)	199,2 (178,5–219,9)	208,5 (193,2–223,8)	215,1 (194,3–235,9)	197,8 (178,3–217,3)	207,1 (192,8–221,4)
Konzentrik 60°/s [Nm]	152,7 (131,6–173,8)	160,1 (145,6–174,6)	156,1 (142,4–169,8)	158,9 (138,7–179,1)	164,5 (147,7–181,3)	161,4 (148,3–174,5)
Konzentrik 180°/s [Nm]	102,1 (88,8–115,4)	95,5 ± 11,0 (84,5–106,5)	98,8 (96,6–101,0)	104,0 (91,3–116,7)	89,5 (75,8–103,2)	96,3 (86,9–102,7)

Tabelle 27: Maximale Drehmomente [Nm] für die Extension im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, Sprb=Sprungbeingruppe (n=32) Schwb=Schwungbeingruppe (n=31) ges=Gesamtgruppe

Flexion

	verletzte Seite			unverletzte Seite		
	Sprb	Schw	ges	Sprb	Schw	ges
Exzentrik -60°/s [Nm]	125,4 (111,1–139,7)	130,7 (114,4–147,0)	127,8 (117,1–138,5)	128,1 (114,5–141,7)	129,8 (126,2–143,4)	129,6 (120,0–139,2)
Isometrie [Nm]	119,0 (103,6–134,4)	117,9 (103,4–132,4)	118,8 (108,3–129,3)	123,9 (108,7–139,1)	117,1 (102,8–131,4)	121,2 (110,8–131,6)
Konzentrik 60°/s [Nm]	86,9 (75,0–98,8)	91,0 (79,9–102,1)	89,0 (80,9–77,1)	87,1 (76,6–98,6)	94,4 (83,4–105,4)	90,6 (82,6–98,6)
Konzentrik 180°/s [Nm]	70,2 (61,8–78,6)	66,9 ± 8,0 (58,9–74,9)	68,7 (62,9–74,5)	72,5 (63,2–81,8)	68,3 (59,8–76,8)	70,2 (63,9–76,5)

Tabelle 28: Maximale Drehmomente [Nm] für die Flexion im Kniegelenk. Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall, Sprb=Sprungbeingruppe (n=32) Schwb=Schwungbeingruppe (n=31) ges=Gesamtgruppe

Lebenslauf:

Name	Walz
Vorname.	Holger
Geburtsdatum/-ort:	16.05.1968 in Stuttgart
1974 - 1978	Grundschule „Reisachsule“ Stuttgart-Weilimdorf
1978 - 1988	Gymnasium Stuttgart – Weilimdorf Abschluß: Allgemeine Hochschulreife
SS 1990	Beginn des Medizinstudiums an der Universität Tübingen
1995	Physikum
1996	1. Staatsexamen
1997	Heirat mit Cornelia Walz, geb. Löffler; Chemisch-Technische Assistentin am Institut für Pharmakologie der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
1998	2. Staatsexamen
1996 - 1998	Experimentelle Vorarbeiten zur Dissertation "kraftspezifische und elektromyographische Untersuchungen an der Oberschenkelmuskulatur bei Patienten nach operativ versorgter Achillessehnenruptur"
10/98 - 9/99	Praktisches Jahr Katharinenhospital Stuttgart
11/1999	3. Staatsexamen
09/2001	Approbation

Ärztliche Tätigkeit:

01.02.00 - 30.09.00	Arzt im Praktikum im Kreiskrankenhaus Herrenberg, Klinik f. Allgemein- und Visceralchirurgie. CA Dr. med. M. Jugenheimer
01.10.00 - 31.08.01	Arzt im Praktikum im Kreiskrankenhaus Nagold, Chirurgische Abteilung. CA Dr. med. V. Götze
seit 01.09.2001	Anstellung als Weiterbildungsassistent im Kreiskrankenhaus Nagold, Chirurgische Abteilung. CA Dr. med. V. Götze

Danksagung

Für die Überlassung des Themas, die Einführung in die Versuchstechniken und die Betreuung der Arbeit danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Th. Horstmann.

Dank gebührt Herrn Dr. med. Chr. Lukas für intensive Diskussionen sowie Problemlösungen an den Arbeitsstationen

Ebenso danke ich Herrn R. Schneider, Doktorand im Institut für Sportmedizin für wertvolle Hinweise im Umgang mit den Geräten und Auswertemodalitäten.

Meiner Frau Cornelia danke ich sehr herzlich für ihre Bereitschaft, als "Probeopfer" zur Verfügung zu stehen, sowie für ihre Geduld und ihr Verständnis, welches sie für meine im Isokinetik-Labor, in Archiven, Literaturrecherche und andere Arbeit am Computer zugebrachte Zeit immer wieder aufbrachte.

Nagold, im Oktober 2001