

Aus der Klinik für Orthopädie
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einfluss mechanischer oszillierender Stimuli im Rahmen der
frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf
die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des
vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von

Michael Kombrink
aus Halle/ Westfalen

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. H. Mellerowicz
2. Prof. Dr. med. W. Noack
3. Priv.-Doz. Dr. med. F.C. Dimeo

Datum der Promotion: 15.12.2006

*Meiner Familie
und meinen Schwiegereltern
in Liebe gewidmet*

Einfluss mechanischer oszillierender Stimuli im Rahmen der
frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems
auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion
des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	7
1.1 Allgemeine Problematik in der Therapie von Knieverletzungen	7
1.2 Das vordere Kreuzband	8
1.3 Grundlagen der Neurophysiologie	10
1.4 Knieinnervation und Rezeptortypen	12
1.5 Muskulatur des Kniegelenkes	14
1.6 Ziele der Rehabilitation nach Bandrupturen	17
1.7 Auswirkungen auf die Koordination	17
1.8 Bedeutung der isokinetischen Technik in Forschung und Rehabilitation	19
1.9 Die Auswirkungen des isokinetischen Trainings	20
1.10 Methoden der Rehabilitation	21
1.11 Wirkmechanismus Galileo 2000	26
1.12 Ziel der Studie	27
1.13 Fragestellung	29
2 Material und Methoden	30
2.1 Patientengut	30
2.21 Op-Technik	31
2.22 Nachbehandlungsschema nach vorderer Kreuzbandplastik	34
2.23 Nachbehandlungsschema nach vorderer Kreuzbandplastik mit Galileo	35
2.31 Versuchsablauf	36
2.32 Aufwärmen	36
2.33 Messung am Cybex	37
2.34 Interpretation des Numerischen Berichtes	39
2.41 Muskelquerschnittsmessung mittels Ultraschall	42
2.42 Untersuchungsposition	44
2.5 Tenger und Lysolmscore	44
2.6 Statistik	47

3 Ergebnisse	48
3.1 Extensoren	48
3.2 Flexoren	58
3.3 Ultraschall	66
3.4 Tenger und Lysholm-Score	74
4 Diskussion	76
4.1 Bewertung der Methodik	76
4.2 Daten der Cybexmessungen	79
4.3 Daten der Ultraschallmessungen	82
4.4 Daten des Tenger-Score	85
4.5 Daten des Lysholm-Score	86
4.6 Vergleich mit anderen Nachbehandlungskonzepten	87
4.7 Ergebnisse vergleichbarer Untersuchungen	93
4.8 Bewertung der Ergebnisse	93
5 Zusammenfassung	98

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Problematik in der Therapie von Knieverletzungen

Einen beachtenswerten großen Raum in der orthopädischen Praxis nehmen die kombinierten Knieverletzungen ein. Einer Statistik der Sportklinik Bad Cannstadt aus den Jahren 1972-1986 zufolge waren von allen Sportverletzungen, die in diesem Zeitraum behandelt wurden, knapp 70 % an der unteren Extremität. Es wurde auch eine stetig ansteigende Zahl an Kniegelenksläsionen festgestellt. Die Gründe hierfür sind vielgestaltig. Als Beispiel sei hier die stetige Zunahme alpiner Skifahrer genannt. Durch die hierfür sind vielgestaltig. Durch die Modernisierung und Weiterentwicklung der Skiausrüstung (z.B. Skistiefel) werden die Sprunggelenke weitestgehend von Verletzungen geschützt. Die Kniegelenke sind dagegen bei Stürzen wesentlich verletzungsgefährdeter (STEINBRÜECK 1993).

Die postoperative Behandlung in der Orthopädie hat durch die Neuerungen in der medizinischen Technik und in den Trainingskonzepten einen Wandel durchgemacht. So ist durch vermehrten Einsatz technischer Geräte ein gezieltes Training der einzelnen Körperregionen möglich. Gleichzeitig werden aber auch Konzepte aus den Trainingswissenschaften vermehrt auf den therapeutischen Bereich übertragen (FREIWALD 1992).

In der modernen Trainingslehre wird ein besonderer Wert auf die Fähigkeit der Kraftentwicklung gelegt. Durch die Anwendung der Konzepte soll in der Rehabilitation ein bestehendes Kraftdefizit der verletzten Extremität ausgeglichen werden. Diese Übertragung moderner Trainingskonzepte ist nur bedingt erfolgreich. So konnte anhand von Nachuntersuchungen von Patienten im nach vorderer Kreuzbandplastik nachgewiesen werden, dass trotz ausreichender Nachbehandlungsdauer und Intensität ein Defizit der verletzten zur unverletzten Seite bestand. Dieses Defizit betraf besonders die Kniestrecker vor allem bei niedriger Bewegungsgeschwindigkeit (KLINGER 1990).

Die reine Anwendung der modernen Trainingslehre im rehabilitativen Bereich kann zur Folge haben, dass die verletzungsbedingten Besonderheiten der Patienten nicht ausreichend berücksichtigt werden und eine fehlerhafte Belastung erfolgt (z.B. beim auxotonischen Muskeltraining gegen einen festen Widerstand). Außerdem scheint

die Muskulatur nach einer Operation vermindert auf Trainingsreize anzusprechen (FREIWALD 1994).

Insgesamt gestaltet sich die Nachversorgung von Patienten mit vorderen Kreuzbandplastiken als schwierig, da kein einheitliches Nachbehandlungskonzept existiert. Neurophysiologische Konzepte aus der Krankengymnastik, welche die propriozeptive Fähigkeiten der verletzten Extremität fördern sollen, scheinen nicht den gewünschten Erfolg zu haben; die konventionellen neurophysiologischen Konzepte scheinen keinen Vorteil gegenüber der konventionellen Physiotherapie zu haben (WEIGMANN 1995).

1.2 Das vordere Kreuzband

Das vordere Kreuzband zählt zusammen mit dem hinteren Kreuzband, dem Innen- und Außenband und den Meniski zu den Stabilisatoren des Kniegelenkes und ist

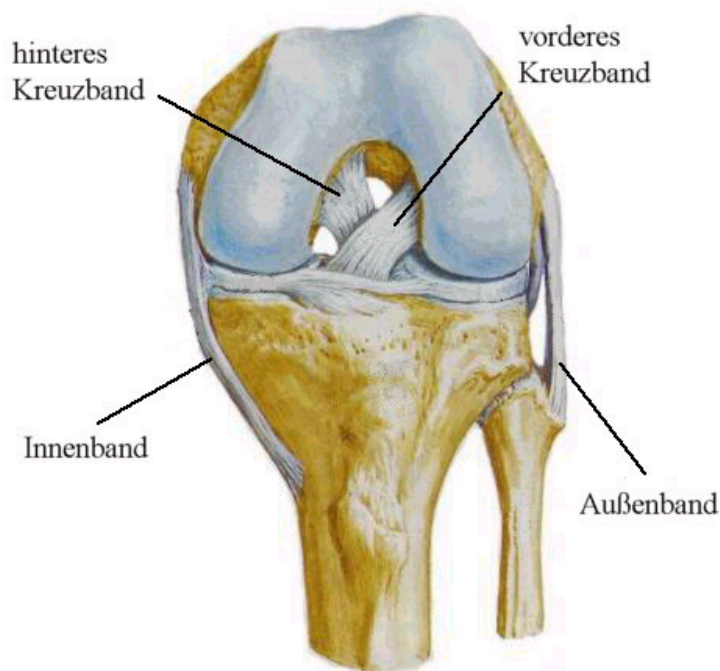


Abbildung 1-1 : Anatomie Knie/ vorderes Kreuzband

selbst der wichtigste Stabilisator. Das vordere Kreuzband ist ein ca. 2 cm langes und etwa kleinfingerdickes Faserbündel, das im Kniegelenk vom Schienbeinkopf zum Oberschenkel zieht. Bei Riß des Kreuzbandes kommt es zur Ausbildung einer chronischen Instabilität des Kniegelenkes. Die Gelenkfunktion ändert sich und die übrigen Stabilisatoren des Gelenkes werden zusätzlich belastet. Durch den Verlust des

vorderen Kreuzbandes kommt es insbesondere bei unbewußten, muskulär nicht kontrollierten Bewegungen zum typischen Wegknicken mit Herausrutschen des Unterschenkels. Wiederholtes Wegknicken führt im Laufe der Zeit zur Auslockerung

des Kapsel-Band-Apparates und damit zu einer komplexen Knieinstabilität. Zusätzlich können Meniskusrisse und Knorpelschäden an den Oberschenkelrollen entstehen. Um die Folgeschäden zu vermeiden, sollte eine vordere Kreuzbandersatzplastik durchgeführt werden.

Die vordere Kreuzbandruptur gehört zu den häufigsten Bandverletzungen beim Menschen. Entsprechend amerikanischen Studien und Angaben aus der sportmedizinischen Industrie ist pro Jahr pro 1000 Einwohner eine Kreuzbandruptur zu erwarten. Das vordere Kreuzband kann heutzutage jedoch problemlos ersetzt werden. Gemäß neuerer Literatur kann in spezialisierten Einrichtungen mit einer 90%igen Erfolgsrate gerechnet werden. Die 80iger Jahre waren geprägt von der Einführung verschiedener synthetischer Materialien zum Einsatz der Kreuzbänder. In einem kritischen Rückblick muß festgestellt werden, daß die innovativen Materialien zum Einsatz des vorderen Kreuzbandes nicht die hohen Erwartungen erfüllen konnten. Die Kunststoffbänder haben in der heutigen Praxis keine Bedeutung mehr. Die Kunststofftransplantate wurden dann von autologen (patienteneigenen) Sehmentransplantaten abgelöst. Bei den autologen Transplantaten kommen das mittlere Drittel der Kniescheibensehne (Patellarsehne) sowie die Pes anserinus-Sehnen (Semitendinosus- und Gracilis) zur Anwendung.

Das vordere Kreuzband zählt zusammen mit dem hinteren Kreuzband, dem Innen- und Außenband und den Meniski zu den Stabilisatoren des Kniegelenkes und ist selbst der wichtigste Stabilisator. Das vordere Kreuzband ist ein ca. 2 cm langes und etwa kleinfingerdickes Faserbündel, das im Kniegelenk vom Schienbeinkopf zum Oberschenkel zieht. Bei Riß des Kreuzbandes kommt es zur Ausbildung einer chronischen Instabilität des Kniegelenkes. Die Gelenkfunktion ändert sich und die übrigen Stabilisatoren des Gelenkes werden zusätzlich belastet. Durch den Verlust des vorderen Kreuzbandes kommt es insbesondere bei unbewußten, muskulär nicht kontrollierten Bewegungen zum typischen Wegknicken mit Herausrutschen des Unterschenkels. Wiederholtes Wegknicken führt im Laufe der Zeit zur Auslockerung des Kapsel-Band-Apparates und damit zu einer komplexen Knieinstabilität. Zusätzlich können Meniskusrisse und Knorpelschäden an den Oberschenkelrollen entstehen. Um die Folgeschäden zu vermeiden, sollte eine vordere Kreuzbandersatzplastik durchgeführt werden.

Bei Beuge-/Drehbewegungen wie z.B. beim Fußballspielen oder bei Skiunfällen insbesondere bei geringem Tempo oder gar Stillstand kommt es zu einem ungünstigen Hebelmechanismus, der von der Muskulatur nicht mehr gehalten werden kann, so daß das vordere Kreuzband reißt. Beim Riß des vorderen Kreuzbandes handelt es sich um eine schwere, das Kniegelenk betreffende Verletzung, die meistens mit starken Schmerzen einhergeht. Nach einigen Stunden kommt es zu einer Schwellung des Gelenkes mit einem sich ausbildenden Gelenkerguß. Beim Punktieren des Gelenkergusses wird in den meisten Fällen Blut gewonnen. Die Diagnose einer Kreuzbandruptur kann normalerweise anhand der Anamnese und einer eingehenden klinischen Untersuchung gestellt werden. Gesichert wird die Diagnose durch eine Kernspintomographie und eine arthroskopische Untersuchung.

Wer sollte bei einem Riß des vorderen Kreuzbandes operiert werden? Patienten mit einer Instabilität des Kniegelenkes sollten operiert werden, da durch den Ausfall des Kreuzbandes, das wichtigster Stabilisator des Gelenkes ist, die übrigen Kniegelenkstabilisatoren überfordert und auf Dauer geschädigt werden. Bei einem instabilen Kniegelenk ist mit Meniskus- und Knorpelschäden in einem hohen Prozentsatz zu rechnen. Eine muskuläre Stabilisierung der vorderen Kreuzbandinsuffizienz ist nicht möglich. Zurückhaltend zur Kreuzbandplastik sollte die Indikation bei Patienten über 60 Jahren gestellt werden, desweiteren sollten Patienten mit einer schweren Arthrose des Kniegelenkes nicht mit einem Kreuzbandtransplantat versorgt werden.

1.3 Grundlagen der Neurophysiologie

Der wellenförmige Drehmomentkurvenverlauf wird mit Hilfe der Neurophysiologie erklärt, ebenso die niedrigen Drehmomentmaxima und größeren Einbrüche der Streckmuskulatur auf der operierten Seite.

Zum besseren Verständnis werden spinale Reflexmechanismen, die Neuroanatomie der arthronalen Einheit Kniegelenk und die unterschiedliche Faserverteilung der quergestreiften Muskulatur kurz dargestellt.

Spinale Reflexmechanismen

Reflexe dienen dazu, „immer wieder vorkommende stereotype Reaktionen des Organismus auf seine Umwelt in zuverlässiger Art und Weise und mit möglichste geringem Aufwand durchzuführen (SCHMIDT 1987)“. Dies geschieht über neuronale Verschaltungen, die von einem peripheren Rezeptor über das Zentralnervensystem zum peripheren Effektor reichen.

Motorische Einheiten bestehen aus alpha-Motoneuronen als effektorische Endstufen der willkürlichen Motorik und den von ihnen innervierten Muskelfasern. Jedes Motoneuron integriert die Information von ca. 6000 teils erregenden, teils hemmenden Synapsen. Nur bei einem Überwiegen der erregenden Komponenten kommt es zu einer Muskelkontraktion.

Rezeptoren in der Muskulatur und den Sehnen sorgen für eine Regulierung der Länge (Muskelspindeln) und der Spannung (Golgi-Sehnenorgane).

Von der Muskelspindelendung geht die afferent Faser (Ia-Afferenz) ohne Umschaltung zum homonymen alpha-Motoneuron (erregend) und über ein Interneuron zum Antagonisten (hemmend).

Die in der Spindel sich befindenden (intrafusale) Muskulatur wird über das τ -Motoneuron innerviert. Eine Kontraktion dieser Muskulatur führt nicht zu einem meßbaren Spannungsanstieg im Gesamtmuskel, „sondern bedingt eine veränderte Längenmeßempfindlichkeit der Muskelspindel“ (MEYER-LOHMANN). Die Verkürzung der intrafusalen Muskulatur führt zu einer Erhöhung der Entladungsfrequenz der Muskelspindelendigungen.

An einem Beispiel seien weitere wichtige Begriffe erläutert.

Die schmerzhaft Reizung der Hinterpfote einer Katze führt über eine Aktivierung der alpha-Motoneuronen zu einer Beugung im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk (Flexorreflex) und zu einer Hemmung der Extensorenmotoneurone. Auf der kontralateralen Seite werden über spinale Verschaltungen die Extensormotoneurone erregt (gekreuzter Streckreflex) und die Flexormotoneurone gehemmt. Es handelt sich hierbei um ein polysynaptisches Reflexgeschehen .

Eine erhöhte Reflexbereitschaft, d.h. ein Verschieben des Verhältnisses von erregenden zu hemmenden Synapsen am alpha-Motoneuron hin zu den Erregenden, kommt aber nicht nur durch die Ia-Afferenzustände, sondern auch durch andere afferente Nervenfasern, beispielsweise aus Haut- oder Gelenkrezeptoren. Diese über polysynaptische Reflexwege einwirkenden Afferenzen werden auch als Flexor-Reflex-Afferenz (FRAU) bezeichnet, da sie „... fast regelmäßig die Beuger der betreffenden Extremität fördern und die Strecker hemmen“(SCHOMBURG 1979)

Laut MENSE und SCHOMBURG werden die FRAU und die von ihnen aktivierten Interneuronsysteme in eine komplexe Kontrolle von Bewegungen mit einbezogen, was bei einer starren Verschaltung im Sinne eines Flexor-Reflex-Musters nicht möglich wäre (MENSE 1988)

Die Golgi-Sehnenorgane bewirken bei einer Spannungszunahme des Muskels über die Ib-Afferenzen eine Hemmung der homonymen α -Motoneurone und Erregung der Motoneurone der antagonistischen Muskulatur. Dies führt zu einer Spannungsabnahme des eigenen Muskels.

Die Fasern der α -Motoneurone haben je nach Durchmesser laut verschiedener Autoren Leistungsgeschwindigkeiten zwischen 1 und 100 m/s

1.4 Knieinnervation und Rezeptortypen

Das Kniegelenk wird von drei afferent leitenden Nerven versorgt, dem N. articularis posterior (NAP) und aus dem N. articularis medius (NAM) aus dem N. saphenus und/oder dem N. obturatorius und dem N. articularis lateralis (NAL) und aus dem N. peroneus (JOHANSSON).

Der NAP als der größte der Knienerven versorgt u.a. die hintere Kapsel, das mediale und laterale Seitenband, das vordere und hintere Kreuzband und die hinteren Anteile des lateralen und medialen Meniskus.

Der NAM innerviert u.a. die antero-medialen Strukturen der fibrösen Kapsel, des medialen Seitenbandes und des Ligamentum patellae.

Der inkonstante vorkommende Nal versorgt, wenn vorhanden, die Kapsel des oberen tibio-fibularen Gelenkes und die inferiolateralen Gewebe des Kniegelenkes.

Die Kreuz- und Seitenbänder, lange Zeit als reine mechanische Stütz- und Haltestrukturen des Kniegelenkes angesehen, sind reich an Nervengewebe, das VKB enthält beispielsweise 1 bis 2,5% davon (JOHANSSON).

Basierend auf lichtmikroskopischen und physiologischen Untersuchungen, zuerst an Katzen, klassifizierten FREEMAN und Wyke vier verschiedene Neurorezeptortypen von Gelenken, die auch beim Menschen nachgewiesen werden konnten. Diese kommen in den Kniegelenkstrukturen in unterschiedlicher Häufigkeit vor und übermitteln differente Sinnesmodalitäten, wie Druck, Bewegung, Beschleunigung, Schmerz etc. (FREIWALD, JÄGER 1992)

Typ-I-Rezeptoren, die Ruffini Endings, sind verkapselte Körperchen, die in der Kapsel, dem medialen Meniskus und in den Kreuzbändern vorkommen. Es handelt sich hier um statische und dynamische Mechanorezeptoren, die die Gelenkposition, den intraartikulären Druck und die Geschwindigkeit messen. Sie adaptieren langsam und haben eine niedrige mechanische Schwelle.

TYP-II-Rezeptoren, die Pacinian Corpuscles sind ebenfalls eingekapselte Rezeptoren, die schnell adaptieren und eine niedrige Schwelle gegenüber mechanischem Stress haben. Sie kommen in der Gelenkkapsel, dem medialen Meniskus und den Kreuzbändern vor. Dieser Rezeptor-Typ mißt die Beschleunigung und Abbremsung, in Ruhe ist er inaktiv.

Typ-III-Rezeptoren, die Golgi Tendon Organ-Like-Endings, sind dünn verkapselt, adaptieren langsam und besitzen eine hohe mechanische Reizschwelle. Sie sind mit den Rezeptoren der Muskel-Sehnen-Verbindung laut ZIMNY (1991) identisch. In den Seitenbändern und Kreuzbändern sind sie hauptsächlich anzutreffen. Wegen ihrer hohen Schwelle messen sie die Spannung der Bänder in den Extremstellungen des Kniegelenkes.

Die Free Nerve Endings sind Nociceptoren. Diese sind „sensorische Nervenendigungen, die darauf spezialisiert sind, Schadenreize zu registrieren und

die Informationen über die Einwirkung der Reize an das Zentralnervensystem weiterzugeben“.

Die freien Nervenendigungen reagieren bei „abnormaler, mechanischer Deformation“ oder auf chemische Auslöser, wie die Entzündungsmediatoren Histamin, Prostaglandin und Bradykinin. Letztgenanntes wird als effektivste Reizsubstanz „praktisch bei allen pathologischen Gewebsveränderungen (Ischämie, pH-Senkung, Blutgerinnung, Entzündung) aus den Plasmaproteinen freigesetzt und ist daher ubiquitär vorhanden“

1.5 Muskulatur des Kniegelenkes

Der M. quadriceps femoris besteht aus vier Köpfen(drei Mm. Vastii, M. rectus

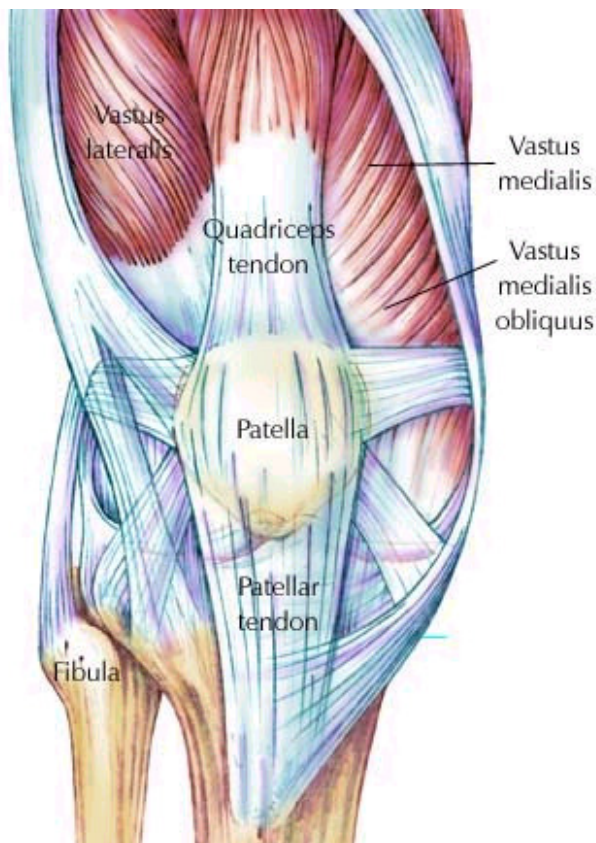


Abbildung 1-2 Anatomie Knie / Muskulatur

femoris), welche mit ihrer gemeinsamen Ansatzsehne, dem Lig. Patellae, an der Tuberositas tibiae inserieren. In das Ligamentum patellae ist die Patella als größtes Sesambein des Menschen eingelagert. Das Ligamentum patellae und die Retinaculae patellae verstärken die Kniegelenkkapsel. Die Retinaculae sind Faserzüge der Mm.vastii, die an den Rändern der Patella vorbeilaufen. Die Funktion des M. quadriceps femoris besteht in der Streckung des Kniegelenkes. Dabei wird er von der Patella als Hebel unterstützt. Die Innervation aller Anteile des M. quadriceps femoris erfolgt über den N. femoralis. Die Funktion der einzelnen

Muskelköpfe sind in Tabelle 2-1 zusammengefaßt (SCHIEBLER 1987).

Muskel	Gelenke	Funktion
M. rectus femoris	2	Kniegelenkstreckung Hüftbeugung
M. vastus lateralis	1	Kniegelenkstreckung Außenrotation
M. vastus medialis	1	Kniegelenkstreckung Innenrotation

Tabelle 2-1 : Funktion von drei Muskelköpfen des M. quadriceps femoris (M. intermedius nicht aufgeführt)

Die ischiokrurale Muskulatur besteht aus dem M. Biceps femoris (Caput longum), dem M. semitendinosus und dem M. semimembranosus. Diese Muskelgruppe wirkt im Hüftgelenk streckend und im Kniegelenk beugend. Die Innervation erfolgt über den N. ischiadicus. Forschungsergebnisse der letzten Jahre schreiben dieser Muskelgruppe, welche im angloamerikanischen Raum auch Hamstrings bezeichnet werden, noch weitere Funktionen am Knie zu. So stellten GRÜBER et al. 1986 fest, dass man durch isolierten Zug am vorderen Kreuzband im EMG eine Aktivierung dieser Muskeln feststellen kann. Die Autoren verstehen diesen Aktivitätsanstieg als einen Schutzmechanismus für das Kniegelenk. Die Hamstrings werden dabei als Synergisten zum vorderen Kreuzband beschrieben (GRÜBER 1986).

Eine ähnliche Entdeckung machte auch 1987 die Forschungsgruppe von Solomonov et al. anhand von Tierversuchen. Normalerweise zeigen die Kniegelenksstrecker während der Beugung eine niedrige Aktivität im EMG. Bei Zug am vorderen Kreuzband sinkt diese Aktivität, während gleichzeitig die Aktivität der Kniegelenksbeuger zunahm. In dieser Arbeit wurden die Kniegelenksbeuger als Kniestabilisatoren bezeichnet (SOLOMONOW 1987). Die Einstufung der Kniegelenksbeuger als Synergisten zum vorderen Kreuzband nimmt auch das Anatomielehrbuch von RAUBER/KOBSCH (1985) vor.

1.6 Ziele der Rehabilitation nach Bandrupturen

Die anteromedialen Strukturen des Kniegelenkes, wie das vordere Kreuzband werden aufgrund seiner speziellen anatomischen und biomechanischen Gegebenheiten häufig verletzt.

Durch große Fortschritte in der Sportmedizin ist sowohl in der operativen Vorgehensweise als auch in der Diagnostik zur sicheren Erkennung von Bandrupturen vieles verbessert worden. Nach Bandrupturen im Kniegelenk sollten 3 Formen der Stabilisierung erfolgen: Einmal die knöchernde und die Kapsel-Band-Stabilisierung, die beide Ziel einer operativen Therapie sind, zum Anderen die muskuläre Stabilisierung, die Domäne der Rehabilitation ist, besonders auch unter Einsatz des isokinetischen Muskelaufbautrainings. (BOCHDANSKY 1945)

Die nach der Verletzung und folgende Operation erforderliche Immobilisation durch eine Schiene wird nicht einheitlich gehandhabt. Die Meinungen darüber klaffen weit auseinander. In den letzten Jahren hat man sich aber mehr und mehr auf eine kürzere Immobilisationsphase und daraus folgend frühere Rehabilitationsphase geeinigt. Aus der Überlegung heraus, dass eine zu lange Ruhigstellung vor allem zur starken Muskelhypotrophie (insbesondere der Kniegelenkstrecker) mit damit verbundenen weiteren Stabilitätsverlust und außerdem zur Gelekversteifung mit Elastizitätsverlust der mitbetroffenen Sehen (vor allem des m. quadriceps femoris und m. biceps femoris) führt. Die Nebenwirkung der sich ausbildenden Muskelatrophie hat wiederum gravierende Auswirkungen auf den gesamten Gelenkbereich, nämlich eine reduzierte Leistungsfähigkeit durch Reduktion der aktiven Kniestabilisatoren (SEGESSER 1993), eine Störung des Chondrosynovialen Stoffwechsels und eine Fehlbelastung und dadurch eine erhöhte Retraumatisierungsgefahr durch muskuläre Dysbalancen. Die lange Ruhigstellung hat außerdem eine Ausbildung von Adhärenzen und starker postoperativer „umstrukturierter Narbenbildung“ (HEFTI 1995) am operierten Ligament zur Folge. Diese Narbenbildung kann reduziert werden, wenn das involvierte Band in der Rehabilitation unter Zugbelastung gestellt wird und sich so kollagene Fasern ausbilden können, die sich der eigentlichen Struktur des Bandes angleichen.

Dieses komplexe System des Kniegelenkes und die Koordination aller beteiligten anatomischen Strukturen der Knochen, Bänder und Muskeln unterliegt der

Steuerung durch Propriozeptive Rezeptoren (FREIWALD 1994). Diese Rezeptoren lassen sich nachgewiesenermaßen auch im Bereich der Kreuzbandansätze finden (FINK 1994). Betrachtet man also das Kniegelenk als eine komplexe sensomotorische Einheit, so hat eine Bandruptur nicht nur den passiven Stabilitätsverlust, sondern auch eine Verminderung der Propriozeption und Koordination durch Zerstörung der im und um das Kreuzband befindlichen Rezeptoren zur Folge. Die Schlußfolgerung aus einer Studie gewonnen Erkenntnis besagt, dass einer der Gründe des posttraumatischen Kraftdefizites in einer „aufgrund der Kreuzbandverletzung reduzierten Aktivierung der Muskelfaser liegt“. Ziel der Rehabilitation muß daher auch sein, neben der wichtigen Verbesserung der muskulären Situation, die natürliche Koordination wiederherzustellen.

Um diese genannten akuten und chronischen Veränderungen zu minimieren oder gar zu verhindern, setzt man verschiedene Behandlungsmethoden zur Frühmobilisation in der Rehabilitation ein. Dabei steht neben dem Wiedererlangen von Muskelkraft und der intra- und intermuskulären Koordination, die Vorbereitung auf die Tätigkeit des normalen alltäglichen Lebens an vorrangiger Stelle, daraus folgt also nicht nur die Kraftquantitäten, sondern auch die Kraftqualitäten sind zu fördern (FROBOESE 1993). Das aber setzt das Erreichen von sogenannten funktionellen Geschwindigkeiten (OW von 1987) voraus. Das bedeutet, dass Bewegungen, wie z.B. Gehen, Laufen und Treppensteigen im Normalfall nach dem Training wieder gut durchführbar sein sollten. Weiterhin wird eine möglichst komplette Beschwerdefreiheit für den Patienten angestrebt mit Schmerzfreiheit und einem subjektiven Gefühl der Stabilität, das nach Bandrupturen häufig verloren gegangen ist. Die durch das Training bewirkte Muskelhypertrophierung, dient als direkter Schutz und zur Indirekten Stabilisierung der verletzten Kreuzbandstruktur.

1.7 Auswirkungen auf die Koordination

Durch die postoperative Immobilisation kommt es nicht nur zu muskulären und bindegewebigen Veränderungen, sondern, wie eingangs schon beschrieben, auch zu einer verschlechterten koordinativen Fähigkeit, beim Ablauf von Bewegungen. Bekanntlich wird der normale Bewegungsablauf über den sogenannten

„arthrokinetischen Reflexbogen“ (ECKARDT 1994) gesteuert, der die Bewegung von ZNS über α -Motoneuronen bis hin zur Muskulatur beschreibt.

Durch neue histologische und biochemische Untersuchungen konnten die in und um die Kreuzbänder befindlichen Rezeptoren und deren Mitschädigung bei der Bandruptur nachgewiesen werden. Diese Rezeptoren lassen sich unterteilen in die Pachinirezeptoren, die Ruffini-Rezeptoren, die Golgi-Sehenenorgane und schließlich die Muskelspindeln (FREIWALD 1993).

Die Funktion dieser „multisensoriellen Konvergenzen“ besteht in einer „verletzungsverhütenden Funktion“, wobei einer Gelenkschädigung durch Überdehnung und einer zu hohen Kraftentwicklung vorgebeugt werden kann.

Tritt eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes und damit der Rezeptoren ein, so werden sowohl die nervale Afferenzen als auch die daran gekoppelten Efferenzen verändert bzw. gestört. Durch Traumatisierung werden als typischer Schutzreflex die Flexormotoneurone gefördert, während die der Extensoren gehemmt werden.

Als Folge davon kommt es posttraumatisch vor allem zu einer Schwäche und Kraftreduktion der Kniegelenkstrecker sowie zu einem geschädigten „koordinativ-muskulären Zusammenspiel“ der einzelnen Muskelpartien der gesamten betroffenen Extremität (nicht nur des Knie-, sondern auch des Sprunggelenkes). Die Anpassung des Kniegelenkes an verschiedenste Situationen und Gegebenheiten ist durch „diese verringerte sensorische Fähigkeit“ (ECKARDT 1994) aufs Empfindlichste gestört, was unter Umständen die Gefahr einer erneuten Verletzung und einer dauerhaften Mehrbeanspruchung des Gelenks mit der Folge einer frühzeitigen Arthrosenbildung erhöht. Vielleicht läßt sich daraus sogar folgern, dass sich auch die interpersonell unterschiedliche Rekonvalensenzdauer und das individuell unterschiedliche Ergebnis nach der Behandlung von vorderen Kreuzbandrupturen erklären lassen; je nachdem in welchem Ausmaß die Rezeptoren mit ihren „neuromuskulären Veränderungen“ mitgeschädigt sind, sind auch Ergebnisse besser oder schlechter. Man sollte bedenken, dass man erst nach 6-12 Wochen postoperativ immunhistochemisch die ersten nervalen Einsprossungen hat nachweisen können.

Aus diesen Erkenntnissen muß als Konsequenz die Koordinationsschulung ein Pfeiler der Nachbehandlung nach vorderen Kreuzbandrissen sein. All diese neue Ergebnisse und Überlegungen sollen in die rehabilitative Trainingsplanung miteingebracht und mitberücksichtigt werden, um eine möglichst umfassende und effiziente Nachbehandlung durchführen zu können.

1.8 Bedeutung der isokinetischen Technik in Forschung und Rehabilitation

Die Steigerung der Maximalkraft stand in der Rehabilitation lange als wichtiger Parameter im Vordergrund (FREIWALD 1993). In der Krankengymnastik werden zur Quantifizierung der Kraftleistung Muskelfunktionstests, Umfangsmessungen und ultraschallgestützte Muskelmessungen durchgeführt (MAYER 1994). Weite Verbreitung zur Erfassung der körperlichen Leistungsfähigkeit finden z.B. der Lysholm- und Tenger-Score.

Im Rahmen von Forschungsarbeiten werden oft isometrische Messungen durchgeführt. Ausgehend von der so ermittelten Maximalkraft wird auf Muskeleigenschaften (wie z.B. Kraft- Ausdauerverhalten) gefolgert (MATON 1980). Das isometrische Muskeltraining gehört inzwischen zum Standard in der postoperativen Behandlung. Der Vorteil der Behandlungsmethode liegt darin, dass sie gelenkschonend und sofort postoperativ einsetzbar ist. Sie verhindert nachweislich eine muskuläre Atrophie und schützt vor dem Untergang neuraler Strukturen im Muskel.

In den vergangenen 15 Jahren haben isokinetische Geräte zunehmend in der Diagnostik, der Rehabilitation, der Forschung und den Sportwissenschaften an Bedeutung gewonnen. Das CYBEX-System ist dabei eines der am häufigsten benutzten Geräte. Die isokinetische Kraft ist definiert als die „dynamische Kraft, welche innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufes unter kontrollierter, vorgegebener Geschwindigkeit entfaltet werden kann. Das bedeutet, dass der Patient am Gerät eine individuelle Kraftleistung erbringt, wobei sich das Gerät dem Patienten hinsichtlich des Widerstandes weitgehend angepaßt. Dabei werden die individuellen Gegebenheiten des Patienten wie Schmerz, Ermüdung und Kraft so optimal wie möglich berücksichtigt und gleichzeitig wird die Winkelgeschwindigkeit unvermindert beibehalten, Der Widerstand tritt erst dann auf, wenn die vorher festgelegte Geschwindigkeit vom Patienten erreicht wird. Mit den isokinetischen Geräten ist ein konzentrisches und exzentrisches Training möglich. Während der Messung kann unter dynamischen Bedingungen die individuelle Kraftleistung an jedem Punkt des Bewegungsradius gemessen werden. Genauso können auch isometrische Messungen durchgeführt werden.

1.9 Die Auswirkungen des isokinetischen Trainings

Hauptangriffspunkte

Die isokinetischen Systeme haben zwei Trainingshauptangriffspunkte: Koordination und Kraft, wobei die Kraft in folgende 3 Subkategorien unterteilt wird: Maximalkraft, Kraftausdauer und Schnellkraft. Folgende Abbildungen zeigen einen groben Überblick über die Unterteilungen der Kraft (HARRE 1986) und deren Erscheinungsformen im Sport (Abbildung 3-6: Erscheinungsformen der Kraft im Sport) (EHLENZ 1987).

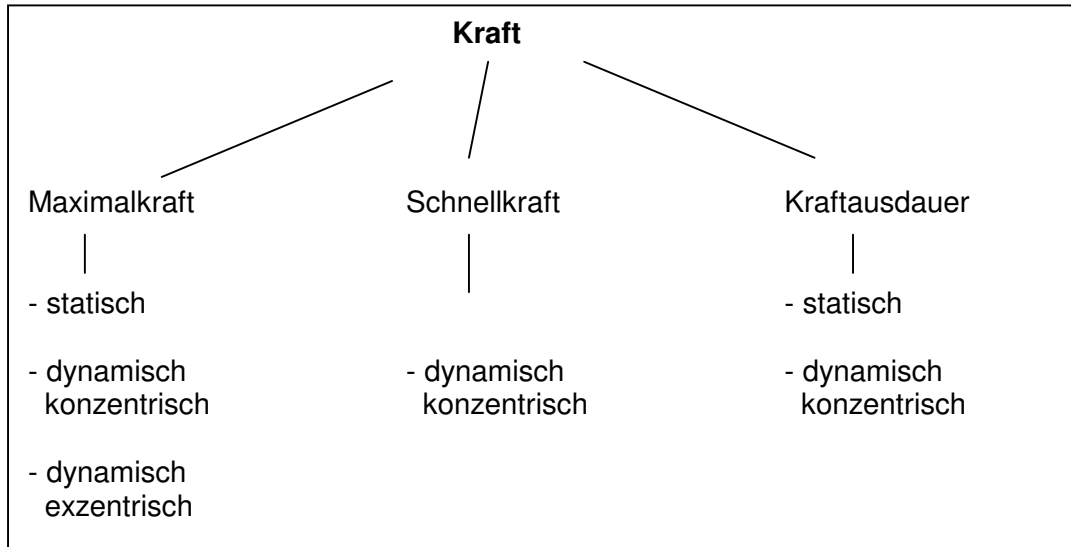


Abbildung 1-3 Formen der Kraft

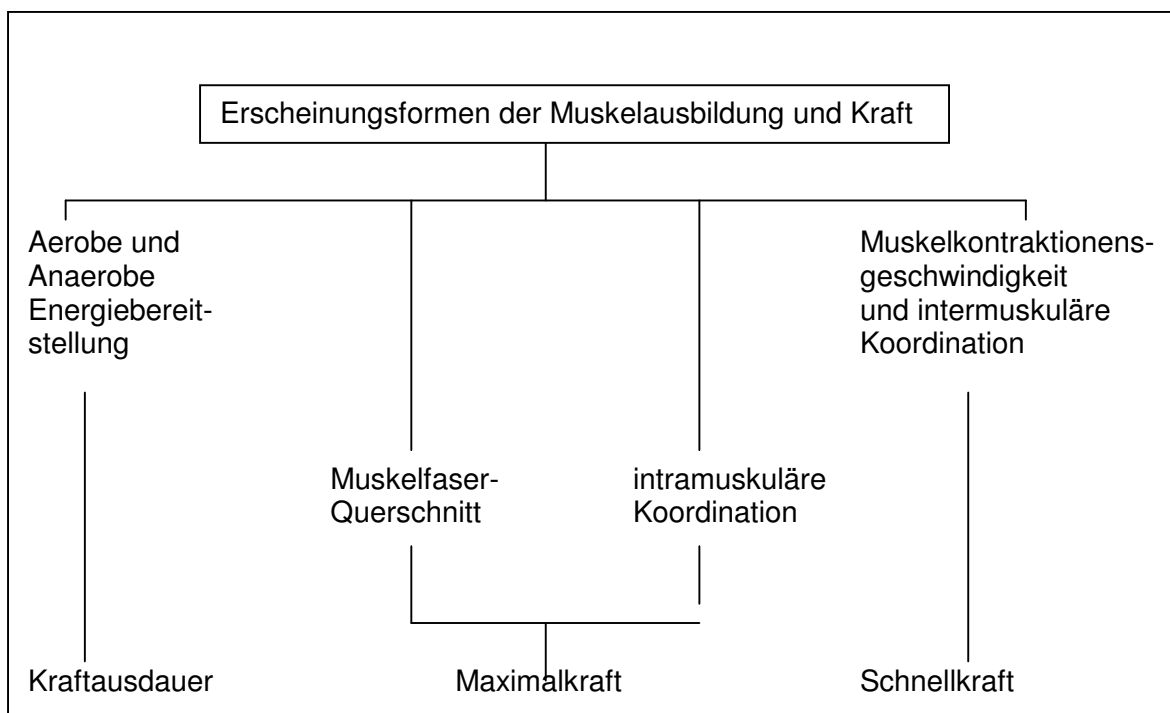


Abbildung 1-4 : Erscheinungsformen der Muskelkraft im Sport

1.10 Methoden der Rehabilitation

Krankengymnastik

Unter Krankengymnastik, versteht man „planmäßige körperliche Übungen mit bestimmten medizinischen Zielen“ (GÜNTHER 1982). Diese Ziele bestehen vor allen Dingen darin, durch Vergrößerung des möglichen Gelenkbewegungsumfanges durch Mobilisation und Dehnung bestehende Defizite auszugleichen. Desweiteren soll die Kraft und Koordination der Bewegungen durch Innovationsschulung verbessert werden. Im Allgemeinen geht es um die Wiederanpassung der Muskulatur und des Gelenkes an die normalen Funktionen. Das erfordert neben fachlich gut ausgebildeten Krankengymnasten eine gute aktive Mitarbeit und Motivation des Patienten.

Die Krankengymnastik gehört sowohl in der zeitlichen Einordnung als auch in ihrer Bedeutung in der Rehabilitation an die erste Stelle. Durch sogenannte passive Übungen kann der Patient schon sehr bald ganz individuell beübt werden. Bei diesen Übungen ist entweder die Hand des Krankengymnasten oder ein Gerät die Kraftquelle. Durch anfangs nur leichte Widerstandsübungen und Dehnungen kann eine gute, erste Kräftigung der Muskulatur erreicht werden. In der Krankengymnastik gibt es verschiedene Schulen und Methoden, nach denen behandelt wird. Solche Systeme sind hierbei deshalb notwendig, da für das Personal dadurch eine einheitliche rationale Ausbildung möglich wird und die Übungen reproduzierbar sind.

Bei allen Patienten wurde darauf geachtet, dass sie während und nach den Übungen schmerzfrei bleiben. In der Literatur werden Untersuchungen beschrieben, die gezeigt haben, dass sogar ein Jahr nach Bandruptur die „mechanischen und histologischen Eigenschaften der Bänder“ noch nicht wieder voll ausgebildet sind. Deshalb ist es wichtig, besonders anfangs nicht zu ligamentbelastend zu trainieren, um Rerupturen zu vermeiden.

Die Patienten begannen etwa in der 6. postoperativen Woche mit isometrischen Übungen, in denen sie in 6 Sekunden Spannung aufbauen, dann halten und wieder abbauen sollten.

Diese isometrischen Übungen bewirken eine schnelle und deutliche Kraftzunahme. Ein weiterer wichtiger, durch Krankengymnastik beeinflussbarer Faktor, ist das von KABAT in den USA entwickelte System der PNF (propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation) (STEUDEL 1987). Dabei werden durch einen „maximalen Widerstand propriozeptive Impulse (GÜNTHER 1982)“ ausgelöst, die die Spannung im Muskel erhöhen und durch sogenannte Irradiation (SCHMIDT 1990) benachbarter Muskeln mit einbeziehen und die, durch die Verletzung des Kreuzbandes gestörten Mechanorezeptoren wieder zu aktivieren versuchen.

Dieses hier angewandte krankengymnastische Konzept war eine wichtige Voraussetzung dafür, dass die Patienten später auch an Isokinetischen Übungsgeräten trainieren dürfen und die Rehabilitation dadurch nach effektiver gestaltet werden konnte.

Isokinetisches Training

An dieser Stelle, möchte ich das isokinetische Training nur vollständigheitshalber erwähnen, weil es zu einer der cardinalen Nachbehandlungsmethoden zählt. Da diese Trainingsform aber Ausgangspunkt meines Promotionsthemas ist, werde ich in Kapitel 3 gesondert darauf eingehen. Die spezielle Bedeutung der isokinetischen Rehabilitation liegt im Wesentlichen im Kraft- und Muskelaufbau mit einer daraus resultierenden Adaptation des Kapsel-Band-Apparates an die neuen postoperativen mechanischen Beanspruchungen und eine damit verbundene Erhöhung der Gesamtstabilität des Gelenkes. Durch diese sogenannte funktionelle Rehabilitation, soll vor allem auch eine Prophylaxe für erneute Verletzungen geschaffen werden.

Isotonisches Training

Unter der isotonischen Trainingsform versteht man die Festsetzung eines bestimmten Widerstandes. Der Patient trainiert hierbei mit einem vorgegebenen Gewicht, z.B. Hanteln, Sandsäcke etc. Die Muskelspannung bleibt während der gesamten Bewegung konstant. Die Geschwindigkeit, mit der das Gewicht bewegt wird, ist unterschiedlich und von vielerlei Faktoren abhängig, wie z.B. vom Grad der Ermüdung, der Motivation des Patienten oder von Schmerzen. Ein weiterer bei dieser Trainingsform wenig berücksichtigter Faktor ist, dass die Muskulatur in verschiedenen Gelenkstellungen unterschiedlich große Kräfte aufgrund der

Veränderung der Hebelverhältnisse entwickeln kann. Oben genannte Abbildung kann diese Zusammenhänge besser verdeutlichen (STOBOY 1988).

Dieses Krafttraining fördert die Muskelkraft und die Koordination durch „Verbesserung der agonistischen Muskelfunktion und eine Hemmung antagonistischer Muskeln“, das „zu einer Ökonomisierung und einer Verminderung der Energieausgabe führt“.

Isotonisches Training kann man in zwei Untergruppen ausgliedern: Die konzentrische und die exzentrische Methode. Unter Ersterem, versteht man die eigentliche Muskelkontraktion, bei Letzterem, die Dehnung des kontrahierten Muskels durch eine Last. Dabei kommt es zu einer Spannungsentwicklung, die ein hohes Verletzungsrisiko birgt. Daher ist es empfehlenswert, die exzentrische Methode erst im späteren Verlauf der Rehabilitation einzubauen, wenn deren Durchführung ohne Schmerzen und Überlastung möglich ist.

Das isotonische Training, unter fachkundiger Aufsicht durchgeführt, ist ein wichtiger Pfeiler in der Nachbehandlung von vorderen Kreuzbandrupturen. Bei dieser Methode ist allerdings, wegen der schon erwähnten Hebelverhältnisse, die Gefahr der über- bzw. Unterforderung besonders zu berücksichtigen, da hierbei keine optimale Anpassung der Muskulatur stattfinden kann.

Die folgende Tabelle soll nochmals die einzelnen Charakteristika der verschiedenen Muskeltrainingsformen aufführen.

	Isometrisch	Isotonisch (auxotonisch)	Isokinetisch
Arbeitsform	statisch	dynamisch	dynamisch
Geschwindigkeit	null	unbekannt	vorgegeben
Widerstand	starr	fixes Gewicht	Anpassung an Krafteinsatz
Trainingsform	isometrisch	konzentrisch/ exzentrisch	konz./konz. exz./exz. exz./konz. konz./exz.
Indikations- Schwerpunkte	<p>direkt postoperativ Spannungserhöhung Atrophieprophylaxe</p> <p>Zusätzlich könnte man hier die aktive Muskelpumpe nennen, die zu einem verbesserten Abtransport von Lymphe und Entzündungsmediatoren führt und somit eine Allg. Anschwellung erreicht</p> <p>Eigenständige Erweiterung</p>	<p>Kraftaufbau Koordinations- schulung Fitness</p>	<p>Diagnostik Rehabilitation Abbau von Muskel-dysbalancen</p>

Tabelle 1 -2 Muskeltrainingsformen

Alternative Behandlungsmethoden

Nur sechs Wochen dauert es, bis Patienten, die unter Wasser radeln, das Bein wieder ganz strecken und sieben Wochen, bis sie es wieder ganz beugen können.

Dies hat Dr. Martin von Kathen von der Orthopädischen Universitätsklinik in Bochum berichtet.

Der Ansatz, mit dem Rad unter Wasser die Patienten zu therapieren, habe sich aus dem erfolgreich praktizierten Training auf dem Standfahrrad und dem Aquajogging ergeben. Durch die Führung über die Radpedale sei es für die Patienten offenbar leichter, das Bein schneller zu strecken. Den Kühlungseffekt im Wasser sowie den Auftrieb und das damit verbundene Gefühl der Schwerelosigkeit nannte von Kathen als Hauptgründe für das positive Ergebnis. Außerdem verspürten die Patienten keine akuten Schmerzen.

Bei der Standardtherapie sei der Widerstand durch die Versteifung und Verkürzung der Muskeln und Sehnen aufgrund der Immobilisierung im Anschluß an die Operation offenbar größer. Die Patienten radelten drei bis fünf Mal pro Woche auf einem nicht rostenden Gerät, das auf die Bedürfnisse des Patienten einstellbar ist. Neben der schnelleren Mobilisation gelang es bei den Unterwasser-Fahrradfahrern auch, den Kniegelenkerguß im Behandlungszeitraum zu beseitigen, während bei der Kontrollgruppe am Ende der Therapie eine Seitendifferenz von einem halben Zentimeter bestand.(AERZTE ZEITUNG 2001)

1.11 Wirkmechanismus Galileo 2000

Wirkung auf Muskelmasse, Muskelkraft und Muskelleistung

Mit Galileo werden Muskelkraft und Muskelleistung sowie Balancereaktionen trainiert. Das Gerät arbeitet als Wippe mit einer Amplitude von 0-5 mm (medial nach distal) bei veränderbarer Frequenz. Zur Steigerung der Muskelleistung hat sich eine Frequenz von 25-27 Hertz bewährt, welches einer durchschnittlichen Zyklusdauer von ca. 38,5 Millisekunden entspricht. Dies ist die Zeit, die benötigt wird, um bei Auf- und Abbewegungen jeweils einen natürlichen Dehnungsreflex der Agonisten und Antagonisten zu erzeugen.

Die reflektorischen provozierten Muskelkontraktionen erzeugen einen Zuwachs an Muskelkraft und Muskelleistung, je nach Variation der Trainingsbedingungen. Durch die zyklisch und schnell ablaufenden Stimulation verbessert sich die inter- und intramuskuläre Koordination, meßbar als Kraft- und Leistungszuwachs.

Begriff Muskelleistung in einer Formel ausgedrückt:

Muskelleistung = Muskelkraft x Geschwindigkeit

denn: Leistung = Kraft x Geschwindigkeit

Zum Beispiel wird bei isometrischen Spannungsübungen viel Kraft, jedoch keine Leistung erbracht. In dem Produkt "Kraft x Geschwindigkeit" ist unter isometrischen Bedingungen die **Geschwindigkeit = 0**, und damit ist auch die **Leistung = 0**.

Das Ziel einer Rehabilitation sollte demnach in der Steigerung von Leistung **und** Kraft liegen, denn eine sichere Alltagsbewältigung erfordert schnelle und kräftige Bewegungen.

Beim Trainieren mit dem Galileo™ ist der Körper bestrebt, den Kopf in der Horizontalen und den Rumpf ruhig und aufrecht zu halten. Alle Muskeln, die unseren Körper in dieser Stellung halten, müssen auf die oszillierende, durch Galileo™ aufgezwungene Bewegungsform reagieren. Unser posturales System lernt nun, unter Einfluß dieser Störung das Gleichgewicht zu finden und zu erhalten. Darüber hinaus kann die Zielmotorik in die Übung miteingebracht werden. Beispiele dafür sind Kniebeugen oder Hüftkreisen auf dem Galileo™. In jeder einzelnen Stellung der Bewegung muß sich das posturale System an die veränderte Lage adaptieren. Bei

einer Frequenz von 25 Schwingungen pro Sekunde ergeben sich 1500 Zyklen pro Minute. Diese große Wiederholungszahl bewirkt den außergewöhnlich hohen Trainingseffekt auf das neuronale System.

1.12 Ziel der Studie

Im Rahmen dieser Studie soll ergänzend zu den „allgemeinen“ rehabilitativen Maßnahmen der Einfluß von Galileo 2000 auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes untersucht werden. Ist es praktikabel und sinnvoll den propriozeptiven Apparat der unteren Extremität frühfunktionell in den Rehabilitationsprozeß mit einzubeziehen?

Um viele der Komplikationen nachdem ACL Rekonstruktion (verlängerte KniestEIFheit, Beschränkung der kompletten Streckung, verzögerte Wiederherstellung der Kraftentfaltung sowie rezidivierender Knieschmerz), zu überwinden und dennoch noch Kniestabilität beizubehalten, entwickelten SHELBOURNE und NITZ (1990) ein Rehabilitationsprotokoll das volle Kniestreckung am ersten postoperativen Tag und die sofortige Vollbelastung entsprechend der Toleranz des Patienten hervorhebt. Von 800 Patienten, bei denen eine intraarticuläre ACL patellar Sehne-KnochenTransplantationrekonstruktion, durch den gleichen Chirurgen durchgeführt wurden, folgten die letzten 450 Patienten den beschleunigten Rehabilitationszeitplan wie in dem Protokoll skizziert. Ein 2 Jahres follow-up wird für 73 der Patienten in der beschleunigten Rehabilitationsgruppe notiert. Am 1. postoperativen Tag wurden diese Patienten an angeregt, mit vollem Körpergewicht und voller Kniestreckung zu gehen. Ab der 2. postoperativen Woche nahmen die Patienten, welche einen Bewegungsumfang von 100-Grad-durchführen konnten an einer trainerassistierten Übung und Kräftigungsprogramm teil. Ab der 4. Woche wurde den Patienten die Erlaubnis erteilt unbegrenzte Tätigkeiten des täglichen Lebens durchzuführen ferner wurden gewährt zu leichte sportliche Tätigkeiten schon in der 8. Woche zurückzugehen, wenn die Cybex Werte der beteiligten Extremität 70% der der nichtverletzten Extremität überstiegen und der Patient ein Sportspezifisches Programm durchgeführt hatte. Die Patientendaten wurde von häufigen klinischen

Prüfungen, periodische Kniefragebögen und objektive Informationen, wie Umfang der Bewegungsmaße, Werte der KT-1000 und Cybex Werten komplettiert. Eine Reihe von Transplantationbiopsien, die zu den verschiedenen Zeiten gewonnen wurden, haben keine nachteilige histologische Reaktion nachgewiesen. Ferner konnte gezeigt werden, dass frühzeitige intensive Rehabilitation im Gegensatz zur eher defensiveren Rehabilitationsformen die Streck und Beugelimitierung positiv beeinflusst sowie einen Kraftverlust vorbeugt. Parallel erhöht sich die Stabilität des Kniegelenkes und der rezidivierende Knieschmerz wird vorgebeugt. Diese Ergebnisse wurden durch eine erneute Studie des gleichen Autors bestätigt, bei der ein Nachbetrachtungsintervall von zwei bis sechs Jahre zugrundegelegt wurde. (SHELBOURNE 1995)

Die Mittelzeit für Patienten, zu den Sportspezifischen Tätigkeiten zurückzugehen war 6.2 Wochen und zur athletischen Konkurrenz an der vollen Kapazität waren 6.2 Monate postoperativ. Im Long-term stellten Patienten volle Strecke der Bewegung, der ausgezeichneten Stabilität, der guten Stärke und einer Rückkehr der vollen Funktion in den meisten Fällen aus. (SHELBOURNE 1995)

STEVEN und GLASGOW (1993) werteten zurückblickend den Effekt von früher (Mittel, 5 Monate) gegen späte (Mittel, 9 Monate) Rückkehr zu intensiven Aktivitäten auf das langfristige Resultat nach vorhergehender Kreuzbandrekonstruktion aus. Vierundsechzig Rekonstruktionen mit einer distal angebrachten Mitteldrittel Patellar-Sehne wurden im Durchschnitt von 46 Monaten postoperativ wiederholt untersucht. Im Anschluß an die operative Versorgung basierte das TIMING der Rückkehr zu kräftigen Tätigkeiten auf die biologischer Fixierung des Transplantates. Hierbei stand ein negativer Lachman Tests, das Fehlen eines Ergusses und der Wunsch des Patienten zur vorhergehenden Tätigkeit zurückzugehen im Vordergrund. Die 64 Patienten wurden zurückblickend in zwei Gruppen getrennt. Die „frühere“ Gruppe bestand aus 31 Patienten, die zur Tätigkeit 2 bis 6 Monate nach Rekonstruktion ihre Aktivitäten aufnahmen während die „späte“ Gruppe, welche aus 33 Patienten bestand, ihre Tätigkeit 7 bis 14 Monate nach Rekonstruktion wieder aufnahmen. Durch klinische Prüfung, arthrometer KT-1000 Maße, subjektive Auswertung und prüfendes Cybex, gab es keine Unterschiede zwischen den frühen und späten Gruppen. Nach einem durchschnittlichen follow-up von 46 Monaten zeigt diese Studie, dass eine frühe Rückkehr zu den kräftigen körperlichen Aktivitäten, nachdem

ACL Rekonstruktion Patienten nicht zur „reinjury“ vorbereitet oder zu einem weniger zufriedenstellenden langfristigen Resultat prädisponiert.

Hierbei stellte sich nun die Frage, ob im Rahmen eines „accelerated rehabilitation program“ der positive Einfluss von Galileo 2000 einfließen kann oder nicht.

1.13 Fragestellung

Hypothese : Besitzt Galileo 2000 im Rahmen der frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems einen Einfluss auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes

2 Material und Methode

2.1 Patientengut

Die untersuchte Gruppe umfaßte insgesamt 51 Patienten, von denen sich 36 der Nachuntersuchung stellten. Im Folgenden werden nur die Patientendaten ausgewertet, welche sich auch der Nachuntersuchung stellten.

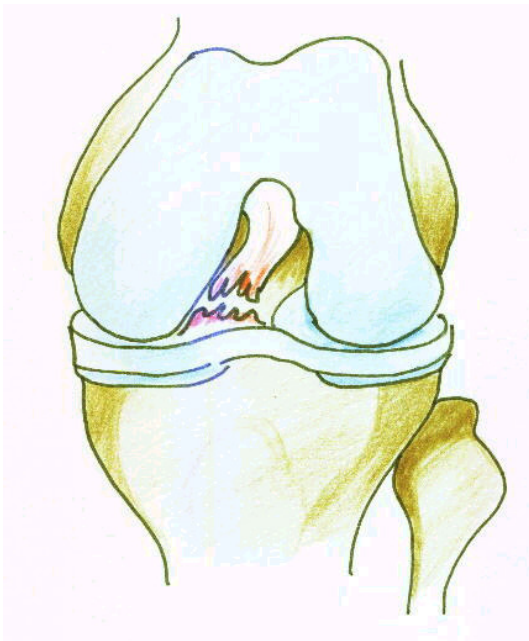
Sie wurden in der Zeit von November 2000 bis Juli 2001 in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums der freien Universität zu Berlin durch die beiden Belegärzte Dr. med. Mauz und Dr. med. Laute operiert. Als Operationsverfahren diente die arthroskopisch durchgeführte vordere Kreuzbandplastik mit dem Lig. Semitendinosum. Das Geschlechterverhältnis betrug 26 Männer und 10 Frauen. Das Durchschnittsalter konnte mit 27,3 Jahren ermittelt werden, wobei der jüngste Patient 16 und der älteste 52 Jahre zum Zeitpunkt der Operation war. Das Durchschnittsintervall, welches zwischen Unfall und Operation lag, errechnet sich mit 5,3 Monaten. Das kürzeste Intervall betrug 28 Tage und das längste 45 Monate. Es war immer nur ein Bein betroffen.

25 Eingriffe erfolgten am rechten und 11 Eingriffe am linken Knie.

31 Patienten gaben als Unfallereignis sportliche Aktivitäten an. Davon entfielen auf: Fußball 10; Skifahren 7; Volleyball 5; Handball 3; Tennis 2; Basketball 1; Inliner-Fahren 1, alpines Wandern 1; Skateboardfahren 1 und rhythmische Sportgymnastik 1. Die durchschnittliche sportliche Aktivität wurde mit 2,1 Stunden angegeben.

In der Galileogruppe fanden sich insgesamt 16 Patienten; 9 Männer und 7 Frauen. Das Geschlechterverhältnis in der Kontrollgruppe zeigte sich mit 11 Frauen und 9 Männern.

2.21 OP-Technik



**Abbildung 2-1 : OP-Technik/
gerissenes Kreuzband**

Als Befund erkennen wir in dieser Skizze das gerissene vordere Kreuzband mit den beiden verbleibenden Stümpfen. Diese werden arthroskopisch entfernt. Zum Kreuzbandersatz werden die beiden Pes anserinus-Sehnen (Gracilis und Semitendinosus) verwendet. Von dem kleinen Hautschnitt am Schienbeinkopf werden die Sehnen mit einem Sehnenstripper entnommen. Man gewinnt mit der Semitendinosus- und Gracilissehne zwei Sehnen von einer Länge von ca. 26 bis 28 cm. Die beiden Sehnen werden unter einer Vorspannung miteinander vernäht, um

dann als gedoppelte Schlinge als Kreuzbandersatz in das Kniegelenk eingezogen zu werden



**Abbildung 2-2 Op-Technik/
Bohrkanal**

Mit Hilfe eines tibialen Zielgerätes wird ein Draht in den Schienbeinkopf eingebracht, der zentral im Stumpf des gerissenen Kreuzbandes tibial in das Gelenk eintritt. Der Draht wird anschließend mit einem Hohlbohrer überbohrt. Der Durchmesser des Bohrkanals richtet sich nach dem Durchmesser des gedoppelten Sehnentransplantates, zwischen 7 und 9 mm liegend. Durch den tibialen Bohrkanal wird ein Zielgerät für den Femur eingebracht. Mit Hilfe des femoralen Zielgerätes wird jetzt der femorale Bohrkanal hergestellt. Meist ist auch hier die korrekte Position des femoralen Kreuzbandansatzes durch einen noch erhaltenen kleinen Bandstumpf gegeben. Mit

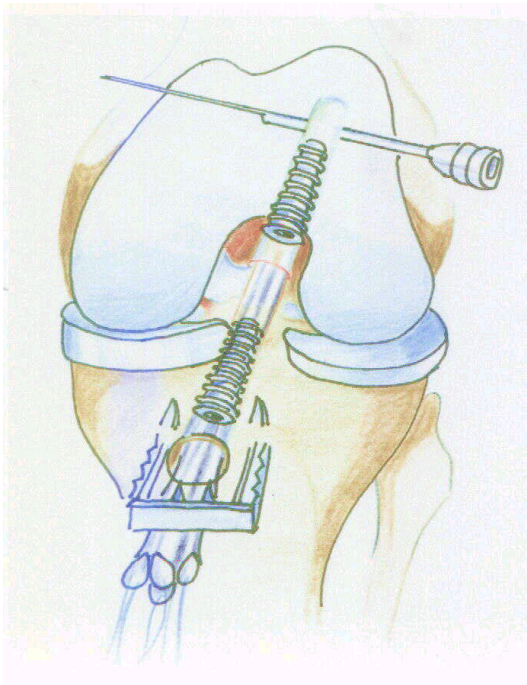
Hilfe des Zielgerätes wird jetzt ein K-



Draht in den Femur eingebracht. Dieser K-Draht wird überbohrt. Länge des femoralen Bohrkanals 35 mm.

In den tibialen und femoralen Bohrkanal wird jetzt das gedoppelte Sehnentransplantat eingezo-

**Abbildung 2-3 OP-Technik/
Transplantateinzug**



Femoral wird das Transplantat mit einer transversal eingebrachten Hohlschraube fixiert (Transfix-Schraube). Das aus dem tibialen Kanal herausreichende Ende des Transplantates wird nun kräftig angespannt und mit einer Ligamentklammer befestigt. Um Bewegungen des Transplantates in den Bohrkanälen zu vermeiden, werden zusätzlich in die Bohrkanäle resorbierbare Schrauben eingebracht. Hiermit wird die Stabilität des Transplantates erhöht und eine Migration im Bohrkanal verhindert.

**Abbildung 2-4 OP-Technik/
Fixation des Transplantates**

Operativer Kreuzbandersatz - eigene Technik:

Während bis vor einigen Jahren große Schnitte am Kniegelenk gemacht werden mußten, um eine Ersatzoperation des vorderen Kreuzbandes durchzuführen, genügt jetzt neben den zwei Einstichen zur Arthroskopie ein ca. 3 cm großer Schnitt am Schienbeinkopf, um die Ersatzoperation durchzuführen.

Zum Kreuzbandersatz werden die beiden Pes anserinus-Sehnen (Gracilis und Semitendinosus) verwendet. Von dem kleinen Hautschnitt am Schienbeinkopf werden die Sehnen mit einem Sehnenstripper entnommen. Man gewinnt mit der Semitendinosus- und Gracilissehne zwei Sehnen von einer Länge von ca. 26 bis 28 cm. Die beiden Sehnen werden unter einer Vorspannung miteinander vernäht, um dann als gedoppelte Schlinge als Kreuzbandersatz in das Kniegelenk eingezogen zu werden. Nach der Entnahme der Sehnen werden arthroskopisch die Stümpfe des rupturierten Kreuzbandes entfernt, mit Hilfe eines tibialen Zielgerätes ein Draht in den Schienbeinkopf eingebracht, der zentral im Stumpf des gerissenen Kreuzbandes tibial in das Gelenk eintritt. Der Draht wird anschließend mit einem Hohlbohrer überbohrt. Der Durchmesser des Bohrkanals richtet sich nach dem Durchmesser des gedoppelten Sehnentransplantates, zwischen 7 und 9 mm liegend. Durch den tibialen Bohrkanal wird ein Zielgerät für den Femur eingebracht. Mit Hilfe des femoralen Zielgerätes wird jetzt der femorale Bohrkanal hergestellt. Meist ist auch hier die korrekte Position des femoralen Kreuzbandansatzes durch einen noch erhaltenen kleinen Bandstumpf gegeben. Mit Hilfe des Zielgerätes wird jetzt ein K-Draht in den Femur eingebracht. Dieser K-Draht wird überbohrt. Länge des femoralen Bohrkanals 35 mm. In den tibialen und femoralen Bohrkanal wird jetzt das gedoppelte Sehnentransplantat eingezogen. Femoral wird das Transplantat mit einer transversal eingebrachten Hohlschraube fixiert (Transfix-Schraube). Das aus dem tibialen Kanal herausreichende Ende des Transplantates wird nun kräftig angespannt und mit einer Ligamentklammer befestigt. Um Bewegungen des Transplantates in den Bohrkanälen zu vermeiden, werden zusätzlich in die Bohrkanäle resorbierbare Schrauben eingebracht. Hiermit wird die Stabilität des Transplantates erhöht und eine Migration im Bohrkanal verhindert.

2.22 Nachbehandlung nach vorderer Kreuzbandplastik

Phase 1

bis 8. Tag:

- Mecronschiene Tag und Nacht Motorschiene Ex/Flex 0-10-90
- Patellamobilisation Spannungsübungen
- Bodenkontakt

ab 9. Tag:

- Don-Joy-Orthese Ex/Flex 0-10-90 KG mit Orthese, Mobilisation +
Kräftigung
- Bodenkontakt

evtl. je nach Bedarf:

- Elektrotherapie Lymphdrainage

medikamentös:

- Schmerzmedikation bei Bedarf NSAR für 10 Tage (3x50mg
Diclofenac)
- Thromboseprophylaxe für 14 Tage 1x wöchentlich
Thrombozytenkontrolle

Phase 2

ab 14. Tag:

- Don-Joy-Orthese Ex/Flex 0-0-90 KG mit Orthese, Mobilisation +
Kräftigung
- Ergometerfahrrad Propiozeptives Training
- PNF Mobilisation in volle Streckung
- Vollbelastung bis 4. Woche erreichen evtl. Elektrotherapie

ab 4. Woche:

- Don-Joy-Orthese freigestellt KG ohne Orthese
- Erreichen des vollen Bewegungsausmaßes Kraft- und Ausdauertraining

- Verbesserung der koordinativen Fähigkeiten Dehnungen
- Evtl. Elektrotherapie
- Übergang zum alltags- und berufsspezifischen Trainings

Phase 3

ab 7. Woche-12. Woche:

- | | |
|---|--------------------------------|
| • Keine Orthesenbehandlung | Stretching |
| • Verbesserung der Alltagsmotorik
Training | Übergang zu sportsspezifischem |
| • Isokinetisches Krafttraining | Koordinationstraining |
| • Beginn Lauftraining ebenes Gelände
(Sprünge) | Beginn reaktives Training |

2.23 Nachbehandlungsschema nach vorderer Kreuzbandplastik mit Galileo 2000

Alle Patienten erhielten folgenden Hinweis für ihre Physiotherapeuten, damit ein möglichst einheitliches Nachbehandlungsregime eingehalten werden konnte.

Zusätzlich erfolgte bei den Patienten, welche an der propriozeptiven Trainingsmethode mit dem Galileo teilnahmen, folgender Plan.

- Drei Wochen Pause nach der Operation
- In der vierten Woche langsamer Trainingsbeginn mit initial 50 auf Fußposition eins für maximal 5 Minuten und drei mal pro Woche.
- In der fünften Woche Steigerung der Frequenz auf 100 Einheiten
- In der sechsten bis achten Woche konnte kein einheitliches Regime eingehalten werden, da es in der bisherigen Literatur hierfür keine Hinweise gab und das Rekonvaleszenzpotential der einzelnen Patienten zu unterschiedlich war. Die Patienten mussten jedoch mindesten dreimal in der Woche sich der Galileoanwendung unterziehen.

- In der neunten Woche erfolgte die erste Messung nach der Operation

Weitere Messungen konnten nicht durchgeführt werden, da die meisten Patienten sich wieder im Berufsleben etc. befanden und trotz telefonischer Anfragen sich keiner weiteren Untersuchung stellen wollten.

2.31 Versuchsablauf

Der Patient wurde nach der Begrüßung über die ca. eine Stunde dauernde Untersuchung informiert. Danach wurde er zu seinen persönlichen Daten befragt. Die Scores wurden vom Untersucher erklärt.

Anschließend wurden die sonografischen Querschnitts- und die Bewegungsmasse an den beiden unteren Extremitäten gemessen.

Nach dem Messen der anthropometrischen Daten und dem Abschluß der Befragung wurde mit der isokinetischen Messung begonnen.

Messung am Cybex

2.32 Aufwärmen

Das Schema wurde nach *FREIWALD* durchgeführt.

Der Patient wurde angewiesen, auf einem Fahrradergometer 8 Minuten eine individuell angepaßte Leistung zu erbringen. Es sollte eine Pulsfrequenz von ca. 120/min erreicht werden. Wahlweise war auch eine individuelle Belastung von 1 Watt je kg Körpergewicht möglich. Die Pulsfrequenz durfte nicht zu hoch werden, um eine übermäßige Laktatbildung zu verhindern.

Nach dem Fahrradfahren führten die Patienten zur Dehnung der Beinmuskulatur milde Stretchingübungen aus. Speziell wurden dabei die Kniegelenksbeuger, die ein- und zweigelenkigen Kniegelenkstrecker und die ein und zweigelenkigen

Wadenmuskulatur gedehnt. Die Dehnungszyklen wurden 3x mit einer Pause von ca. 20 sec. Zwischen zwei Zyklen durchgeführt.

2.33 Messung am Cybex

Zur Messung reproduzierbarer Daten mit dem CYBEX- System ist es äußerst wichtig, dass die Gelenkachse mit der Geräteachse übereinstimmt; dies schont das Gelenk (geringe Scherkräfte) und liefert uns aussagekräftige Ergebnisse. (BARBEE 1984, HOLDEN 1984)

Bei einer Reihe von Untersuchungen hat sich gezeigt, dass eine genaue Sitzposition sowohl für die Flexoren als auch für die Extensoren eine maximale Drehmomententwicklung erzeugt. Eine genaue Sitzeinstellung erlaubt es den Knieflexoren, in einem vorteilhaften und reproduzierbaren Verhältnis zwischen Muskellänge und Muskelspannung zu arbeiten, ohne dass dabei das Bewegungsausmaß in der Extension beeinträchtigt wird. (Little 1985)

Anatomische Merkmale sind meist deutlich palpierbar (Fibulaköpfchen, lateraler Gelenkspalt), so dass die Rotationsachse des Kniegelenkes schnell lokalisiert werden kann.

Die Roll/Gleitbewegungen bei der Extension und Flexion im Kniegelenk lassen die Gelenkachse verschieben.

Bei der Extension verschiebt sich das Tibiaplateau leicht nach vorne, bei der Flexion leicht nach hinten. Bei stabilen Kniegelenken ist diese Achsverschiebung so gering, dass sie keinen Einfluss hat auf das vom Patienten entwickelte Drehmoment.

Die meisten anatomischen Probleme beim Kniegelenkstest hängen mit dem Komfort des Patienten bzw. der Hyperextension des Kniegelenkes zusammen. Deshalb ist es wichtig, den Oberschenkel gut zu fixieren. Unzureichendes Polster unter dem Oberschenkel oder ein zu straff angezogener Oberschenkelfixierungsgurt stören den Patienten beim Test und beeinflussen deutlich das zu entwickelnde Drehmoment.

Das Maß der Hyperextension ist von der Bewegungsgeschwindigkeit abhängig. Eine niedrigere Geschwindigkeit ruft keine Überstreckung der Kniegelenkes hervor. Bei hohen Geschwindigkeiten wird die kontrahierende Muskulatur durch die Masseträgheit des Unterschenkels sowie der damit verbundenen Hebelarm

begünstigt, den natürlichen Widerstand der Haut, Kapsel und Bänder zu übersteigen. Dabei kann es zu erheblichen Überstreckungen kommen. Des Weiteren kann es vorkommen, dass der Oberschenkel bei unzureichender Fixierung bei der Streckung etwas von der Sitzfläche abhebt. Das Überschreiten des normalen Bewegungsausmaßes wird denn vom Computer (fälschlich) auch als Hyperextension registriert.

Diese Faktoren haben keinen wesentlichen Einfluß auf das vom Patienten aufgebrauchte Drehmoment, ausgenommen während der ersten 1/8-Sekunde einer starken Muskelkontraktion (hohes Drehmoment); der Oberschenkel wird in das Sitzpolster, der Unterschenkel in das Unterschenkelpolster gedrückt. Diese „Verschiebungen“ können im Vergleich zum Positions-Sollwert eine Positionsabweichung von +5 oder -5 Grad hervorrufen. Richtung und Größe der Abweichung hängen von der Bewegungsrichtung und Größe des aufgebrauchten Drehmomentes ab.

Diese Abweichungsgröße entsteht nur bei Kniegelenk Ex/Flex. Trotzdem ist die Abweichung im klinischen Bereich durchaus akzeptabel, weil die Positionsmessung (Winkel) zum entwickelten Drehmoment ist in jeder Beziehung exakt zu bestimmen. Für den Fall, dass sich ein biomechanisches Problem im femoropatellaren Gleitlager zeigt, kann eine Bewegungsgeschwindigkeit von 60%/s über den gesamten Bewegungsbereich zu langsam sein. In diesem Fall sind eher Geschwindigkeiten von 90-120%/s zu empfehlen. Aus diesen Gründen sind in unserer Versuchsanordnung drei Geschwindigkeiten vorgegeben worden.

Bei manchen Patienten die Begrenzung des Bewegungsbereiches äußerst wichtig sein. So ist es in den ersten drei Monaten nach vorderer Kreuzbandrekonstruktion nicht erlaubt, in die volle Streckung bzw. Beugung zu testen oder zu trainieren. Die Limitierung des Bewegungsausmaßes wird über das integrierte Bewegungs-Begrenzungssystem (IBB) eingestellt.

Zur Messung der isokinetischen Messung lag die Rückfläche des Oberschenkels vollständig auf der Sitzfläche auf. Die Rückenlehne wurde so eingestellt, dass der Patient mit 90° gebeugtem Hüftgelenk zu sitzen kam. Die Sitzfläche und die Höhe des verstellbaren Dynamometerkopfes wurde mittels der einer Verschiebevorrichtung so eingestellt, dass der Kniegelenkspalt etwa auf Höhe der Drehachse des Dynamometers lag. Abschließend wurden der Gurt am ventralen Teil des

Oberschenkels und der zur Fixierung des Beckens und des Oberkörpers angelegt und straff angezogen.

Der Patient wurde über die isokinetische Testung aufgeklärt und musste einen Durchlauf (dreimalige Testung) bei vorabgewählter Geschwindigkeit von 90%/s „Probe“-Bewegungen durchführen.

Es wurde zuerst immer das nichtbetroffene Bein (= nichtoperierte) gemessen, mit der langsamen Geschwindigkeit (90%/s) wurde begonnen.

Bei der Geschwindigkeit von 90%/120° und 150%/s wurden jeweils 3 Wiederholungen durchgeführt. Zwischen den Untersuchungen verblieben nunmehr 90 Sekunden zur Regeneration bis zur nächsten Serie. Anschließend wurde eine Neupositionierung d.h. Messung der operierten Seite durchgeführt.

Der Patient wurde vor der jeweiligen Messung mit einem standardisierten Text instruiert:

„Ich führe jetzt mit Ihnen einen isokinetischen Krafttest durch, um die Kraft der Muskulatur der Kniegelenkstrecker und der Kniegelenksbeuger zu messen. Die Messungen werden je Bein dreimal bei verschiedenen, einer langsamen, einer mittleren und einer schnelleren Geschwindigkeit durchgeführt. Wir beginnen mit dem nicht- betroffenen Bein. Die Pause zwischen den Messungen beträgt 90 Sekunden. Atmen Sie während der Messung ruhig und gleichmäßig weiter, halten Sie bitte nicht die Luft an. (Pause von ca. 3 Sekunden)

Versuchen Sie, die Kraft so explosiv wie möglich zu entwickeln; zeigen Sie von Anfang an Ihre volle Kraft. Wir beginnen mit der langsamen Geschwindigkeit.

Haben Sie alles verstanden oder noch Fragen?“

Nach Beantwortung der Frage wurde der Test begonnen.

2.34 Interpretation des Numerischen Berichtes

Der numerische Bericht beinhaltet in kompakter Form alle Leistungsparameter, die beim Test gemessen bzw. errechnet wurden. Dieser Abschnitt wird alle Parameter des numerischen Berichtes Zeile um Zeile erläutern und erklären, wie sie berechnet wurden. Die Erläuterungen beziehen sich auf den nachfolgenden numerischen Bericht.

Isokinetischer numerischer und aktivassistierter numerischer Bericht (Test)

Die erste Zeile trägt den **Namen** des **Institutes** bzw. der **Klinik**

Patientenname und **ID-Nummer**

In der dritten Zeile wird das **Datum** der Testdurchführung eingeblendet. Auch die **Art** des **Berichtes** wird angegeben (Status, abgebrochen, bilateral, Retest).

Getestete **Muskelgruppen** und **Körpergewicht** des Patienten bzw. Probanden

DAP-Code; **Bewegungsmuster** und **Belastungsart** des Systems (Konzentrisch, Exzentrisch)

Testdatum für jede Seite. In dem Test/Retest-Bericht werden zwei unterschiedliche Data eingetragen. Der erste Test bzw. die zuerst getestete Seite kommt in die erste Spalte. Es ist deshalb wichtig, dass bei einem bilateralen Test (li./ re.) die nichtbetroffene Seite zuerst getestet wird.

Körpergewicht des Patienten und **MAX-Self-Wert** (**MAX**imaler **S**chwerkraft**E**in**F**luß) für die getestete Extremität werden hier eingeblendet.

Die **Wiederholungszahl** für jeden Satz wird vom Computer in dieser Zeile eingetragen.

Die **Art** der **Muskelkontraktion** und die **Funktion** des **Muskels** werden angegeben.

Die **Geschwindigkeiten** für jeden Satz werden vom Computer in dieser Zeile eingetragen. Wichtige Bemerkung: Jedesmal, wenn die Geschwindigkeit in einem Protokoll wiederholt wird, kombiniert das CYBEX-Computerprogramm die Daten der beiden identischen Sätze, d.h., dass das maximale Drehmoment, das maximale Drehmoment vs. Geschwindigkeit, die Wiederholung mit dem bestem Arbeitswert (WBA= Wiederholung mit dem Bestem Arbeitswert) und andere Parameter sämtlicher Wiederholungen dieser Geschwindigkeit ermittelt werden.

Maximales Drehmoment in Newtonmeter (Nm)

Das maximal erzeugte Drehmoment, d.h. der vom Computer bei den einzelnen Bewegungsgeschwindigkeiten gemessene höchste Wert, wird für jede Geschwindigkeit gesondert aufgeführt

Maximales Drehmoment in bezug auf das Körpergewicht

Der Computer dividiert den maximalen Drehmomentwert durch das Körpergewicht des Patienten, multipliziert den Quotienten mit 100 und drückt diesen Wert in Prozent aus.

Winkelposition bei maximalem Drehmoment

Es handelt sich um die Winkelposition des Gelenkes (Hebelarmes), wobei der Computer das maximale Drehmoment gemessen hat.

Drehmomente bei zusätzlichen Winkeln

Im Fenster „Isokinetischer-Bericht-Auswahl“ wird rechts oben die Möglichkeit gegeben 1 bzw. 2 zusätzliche Winkelpositionen einzugeben. Zeile 14 und 15 geben die in den zusätzlichen Winkelpositionen erzeugten Drehmomente an.

Beschleunigungszeit

Vom Patienten/Probanden benötigte Zeit zur Erreichung der im voraus festgelegten Dynamometergeschwindigkeit.

Arbeit (WBA) in Joules (J)

Der Parameter Gesamtarbeit (WBA) ist die Arbeit, die bei der „besten“ Wiederholung geleistet wurde. Die WBA ist die Wiederholung, bei der der Patient die höchste Arbeit entwickelt hat.

Arbeit (WBA) in bezug auf das Körpergewicht

Die erbrachte Arbeit wird durch das Körpergewicht dividiert und der Quotient mit 100 multipliziert. Dieser Wert wird in Prozent ausgedrückt.

Durchschnittliche Leistung (WBA) in Watt (W)

Leistung ist Arbeit pro Zeiteinheit. Der Parameter „Leistung“ drückt aus, wie intensiv die Bewegung durchgeführt wurde. Da er auf die Zeiteinheit bezogen wird, sind Werte der unterschiedlichen Geschwindigkeitsbereiche miteinander zu vergleichen. Auch spielt das BAM bei der durchschnittlichen Bewegung eine untergeordnete Rolle.

2.41 Muskelquerschnittsmessung mit Ultraschall

Der Querschnitt des Muskels reflektiert normalerweise seine Kraft und kann offensichtlich zur Beurteilung und klinischen Untersuchung als eine verlässliche und einfache Methode als Bewertungskriterium herangezogen werden. Ultraschall hingegen wurde schon mehrfach mit Erfolg zur Untersuchung oberflächlicher Strukturen und des Muskels eingesetzt.

Ausgehend von der Bedeutung der Muskulatur als dynamischer Stabilisator kommt der Verifizierung des Schädigungsmaßes eine entscheidende Bedeutung zu. Um genauere Aussagen in bezug auf Qualität und Quantität der vorhandenen Funktionsstörungen der Muskulatur treffen zu können, bedarf es oft technisch aufwendiger Untersuchungsmethoden (z.B. EMG, isokinetische Meßplätze usw.)

Neben diesen Verfahren existieren direkte und indirekte Verfahren der Muskelquerschnittsmessung.

Zu den *indirekten Verfahren* gehören das Erfassen von Extremitätenumfangsmaßen in verschiedenen Höhen. Dieses Verfahren hat sich in der medizinischen Praxis eingebürgert, darüber hinaus wird es von zahlreichen Autoren als Verfahren zur Verifizierung muskulärer Ausfälle, zur Objektivierung von Trainingseffekten im Sport, in der Rehabilitation und im Begutachtungsbereich angegeben. (DEBRUNNER 1978, ROMPE 1992, HÜLLEMANN 1980, HETTINGER 1983, HOLLMANN 1980, ROMPE 1992) Messungen des Umfangs des Gliedmaße mit einem Tape oder Zentimetermaß können nicht zwischen den einzelnen Muskeln noch und des Fettgewebes unterscheiden.

Nach Untersuchungen von *Humoller* u. Mitarbeiter 1952, *Eichelberger* und Mitarbeiter 1958 wird die Reduktion von Muskelgewebe durch die Zunahme von Fettgewebe teilweise kompensiert, so dass Umfangsmessungen der Extremitäten nicht direkt über das Ausmaß der Muskelatrophie Auskunft geben können (GUNTENBRUNNER 1990). Andererseits führt Muskeltraining zu einem Schwund des Unterhautfettgewebes, wodurch wiederum die Meßungenauigkeit erheblich eingeschränkt wird. Da sich der Umfang der Extremität aus dem Horizontalquerschnitt von Muskulatur, Bindegewebe, Fett und Knochen ergibt, wir jedoch ausschließlich den Zustand der Muskulatur beurteilen wollen, müssen wir die anderen Gewebe als Störgrößen betrachten.

Zu den *direkten Verfahren* gehören die Computertomographie, die Kernspintomographie und die Sonographie.

Die Sonographie ist heute in allen orthopädischen, chirurgischen und sportmedizinischen Praxen vorhanden, ist kostengünstig und nicht strahlenbelastend.

Ausgehen von der Annahme, dass der M. vastus medialis am sensibelsten auf eine Schädigung des Kniegelenkes reagiert (PALMA 1954, DIPPOLD 1980, WIRTH 1984), muß eine Messhöhe gewählt werden, die diesen Muskel bestmöglich repräsentiert.

Unsere Messpunkte für die sonographischen Horizontalschnitte 10 und 20 cm über dem medialen Kniegelenkspalt entsprechen auch den in der Literatur empfohlenen Meßpunkten zur Bestimmung des Oberschenkelumfanges.

Um Aufdruckdifferenzen möglichst zu minimieren, wurden Messungen anhand der Ultraschallbilder nur dann durchgeführt, wenn unter minimalstem Aufdruck soeben ein Bild erzeugt werden konnte.

Ultraschalldickenmessungen der Muskeln des quadriceps femoris ermöglichen eine exakte, reproduzierbare Verifizierung der Schädigung dieser Muskeln. (BÖERNERT 1994, BERGER 1994)

2.42 Untersuchungsposition

Zur Ultraschallanalyse benutzten wir ein Siemens® SI-400 Sonoline Ultraschallgerät. Die Muskelquerschnitte der Patienten wurden vor dem Aufwärmungsprogramm und der Untersuchung am Cybex 6000 gemessen. Die Personen wurden in liegender Position mit parallel ausgerichteten unteren Extremitäten und in einer Linie mit dem Oberkörper untersucht. Als Markierungspunkte wurden standardmäßig sechs Regionen gewählt, die in etwa dem musculus vastus lateralis, des intermedius inkl. rectus femoris und des musculus vastus medialis entsprechen. Hierzu wurden Linien 10cm und 20 cm proximal des palpierbaren Kniegelenkspaltes mit einem Filzstift auf die Haut aufgetragen. Danach eine Verbindungslinie zwischen der Spina iliaca anterior superior des Os ilium mit einem Faden zur Patellaspitze hergeleitet und der Schnittpunkt derselben mit den zuvor aufgetragenen Markierungslinien als Mittelpunkte definiert. Anschließend wurden an der distalen Markierungslinie sowohl in medialer als auch in lateraler Richtung 5 cm und an der proximalen 8 cm abgetragen und jeweils durch einen kurzen Querstrich markiert. So erhält man sechs Schnittpunkte pro Extremität, die als Meßpunkte dienen. Es wurde zwar nicht immer der größtmögliche Querdurchmesser der einzelnen Muskeln gemessen, aber durch diese Vorgehensweise wurden Messfehler, welche durch die subjektive Einschätzung der Region mit dem größten messbaren Querschnitt, weitestgehend vermieden.

2.5 Tenger und Lysolmscore

Der rangskalierte Tenger-Score ist eine in 10 Stufen eingeteilte Bewertungsskala, die das Aktivitätsniveau vor und nach der Behandlung mißt. Der ursprünglich von Tenger

1985 für Schweden erarbeitete Score wurde in der für Deutschland überarbeiteten Form benutzt (JAEGER 1991). Mit diesem Schema kann die Rehabilitation des Kniegelenkes durch ein Ansteigen der allgemeinen körperlichen Aktivität des Patienten verfolgt werden.

Bei dieser Untersuchung wurde von beiden Tenger-Werten (vor und nach der Behandlung) die Differenz gebildet.

Punkte	Aktivitätsgrad	Tätigkeit
10	Leistungssport	Fußball (Bundesliga)
9	Leistungssport	Eishockey, Ringen, Gymnastik, Fußball (untere Klassen)
8	Leistungssport	Skifahren, Badminton, Squash, Leichtathletik (Weitsprung)
7	Leistungssport	Handball, Tennis, Basketball, Leichtathletik (Laufen), Querfeldeinlauf
	Freizeitsport	Eishockey, Fußball, Squash, Weitsprung, Querfeldeinlauf
6	Freizeitsport	Badminton, Tennis, Handball, Basketball, Skifahren, Joggen bis 5x/Woche
5	Leistungssport	Radfahren, Skilanglauf
	Freizeitsport	Joggen auf unebenem Boden mind. 2x/Woche
	Arbeit	Schwerarbeit (Bauarbeiter)
4	Freizeitsport	Skifahren, Radfahren, Joggen auf ebenem Boden mind. 2x/Woche
	Arbeit	Zeitweise schwere Arbeit(z.B. LKW-Fahrer)
3	Leistungssport	Schwimmen
	Freizeitsport	Schwimmen
	Arbeit	leichte körperliche Arbeiten
	Gehen	Gehen auf unebenem Boden problemlos (z.B. im Wald)
2	Arbeit	kaum körperliche Arbeit
	Gehen	Gehen im Wald unmöglich
1	Arbeit	überwiegend sitzend
	Gehen	Gehen nur auf ebenem Boden möglich
0	Arbeit	Arbeitsunfähigkeit aufgrund der Knieverletzung
	Gehen	Normales gehen nicht möglich

Tabelle 2-1 Tenger-Score

Der Lysholm-Score dient zur subjektiven Bewertung der Kniefunktion. Bei diesem von Lysholm und Gillquist 1982 entwickeltem Schema beurteilt der Patient das Ergebnis anhand von acht Fragen. Insgesamt 100 Punkte können erreicht werden. Das hier benutzte Schema war ebenfalls ins Deutsche übertragen.

	Funktion	Punkte
Hinken	nein	5
	leicht oder ab und zu	3
	sehr und immer	0
Gehilfen	nein	5
	Stock oder Gehstütze	2
	keine Belastung möglich	0
Blockierung	keine	15
	Einklemmung /keine Block.	10
	Blockierung gelegentlich	6
	Blockierung häufig	2
	Blockierung während Untersuchung	0
Instabilität	Kein Wegknickereignis	25
	Selten beim Sport oder schwerer Arbeit	20
	oft beim Sport oder schwerer Arbeit	15
	gelegentlich im Alltag	10
	oft im Alltag	5
Schmerzen	Bei jedem Schritt	0
	Keine	25
	Zeitweise bei schwerer Arbeit	20
	Merklich bei schwerer Arbeit	15
	Merklich bei >2 km Wegstrecke	10
	Merklich bei <2 km Wegstrecke	5
Schwellung	Immer	0
	Keine	10
	Bei schwerer Tätigkeit	6
	Bei normaler Tätigkeit	2
Treppen- Steigen	Immer	0
	Keine Probleme	10
	Leichte Beeinträchtigung	4
In die Hocke Gehen	Immer und nur eine Stufe möglich	2
	Unmöglich	0
	Keine Probleme	5
In die Hocke Gehen	Leichte Beeinträchtigung	4
	Nicht über 90°	2
	Unmöglich	0

Tabelle 2-2 Lysholm-Score

2.6 Statistik

Die erhobenen Patientendaten wurden quantitativ mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS ausgewertet und deskriptiv dargestellt.

Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogoroff-Smirnoff-Test. Da von den 36 Daten 26 nicht normalverteilt und manche Datenpaare (operierte/gesunde Extremität) sowohl normal als auch nicht normal verteilt sind, habe ich mich gelegentlich dazu entschlossen, Mittelwert (mw), Median (md) und Standardabweichung (s) gemeinsam anzugeben.

Aus diesem Grund wurde auch bei der Prüfung auf signifikante Unterschiede zwischen den Wertepaaren ein Einheitliches Testverfahren eingesetzt, nämlich der (nichtparametrische) Wilcoxon-matched-pairs-Test. Bei den gewählten Fragestellungen erscheint ein Vergleich von Paardifferenzen aussagefähiger, gerade dann, wenn eine Normalverteilung der Daten nur grenzwertig vorliegt (FREIWALD 1992).

Die Prüfung auf Zusammenhänge wurde mit der Pearson-Korrelation durchgeführt.

Um eine graduelle Beurteilung der statistischen Signifikanz zu ermöglichen, wurde eine vierfache Abstufung gewählt:

$p > 0.05$	=	nicht signifikant
$p \leq 0.05$	=	schwach signifikant
$p \leq 0.01$	=	signifikant
$p \leq 0.001$	=	hoch signifikant

3 Ergebnisse

3.1 Extensoren

In dem folgenden Abschnitt werden die Cybex-Daten der Extensoren der Galileo- und Kontrollgruppe hinsichtlich der Unterschiede der Drehmomentmaximaⁱ bei 90 %s, 120 %s und 150 %s dargestellt.

Die einzelnen Mittelwerte bei den jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten prae Op werden angegeben.

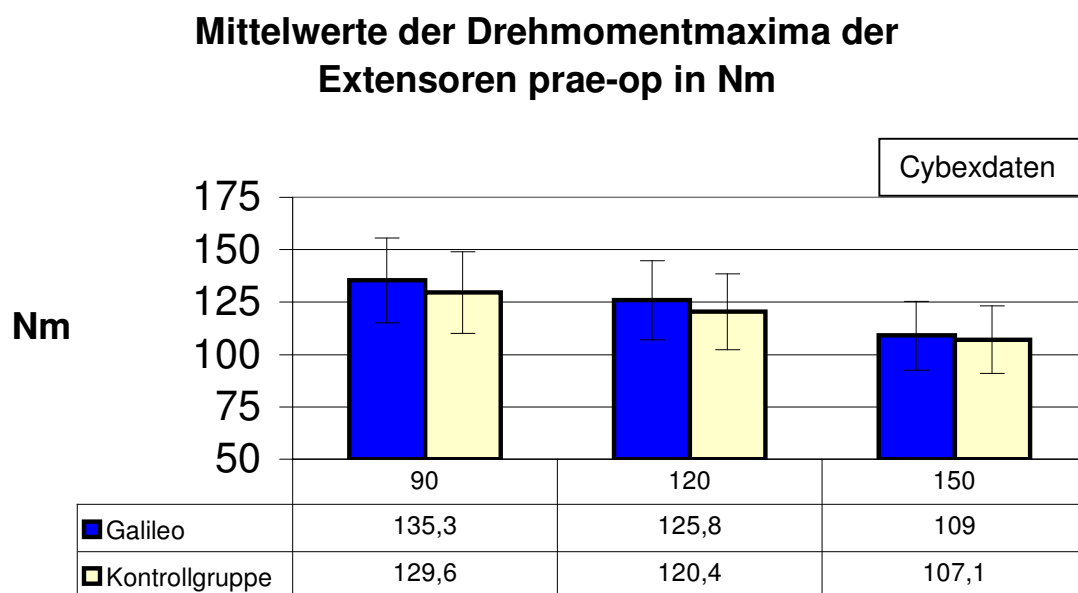


Abbildung 3-1 Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Extensoren bei 90 %s, 120 %s und 150 %s Winkelgeschwindigkeit der betroffenen Extremität prae Op

In diesem wie auch in den folgenden Diagrammen wird der Galileogruppe die blaue und der Kontrollgruppe die gelbe Farbe zugeordnet. Zur Darstellung gelangen die Mittelwerte der Drehmomentmaxima in Nm abhängig von den einzelnen Winkelgeschwindigkeiten von 90 %s, 120 %s und 150 %s. Es zeigt sich ein im

ⁱ **Maximales Drehmoment in Newtonmeter (Nm)**

Das maximal erzeugte Drehmoment, d.h. der vom Computer bei den einzelnen Bewegungsgeschwindigkeiten gemessene höchste Wert wird für jede Winkelgeschwindigkeit gesondert aufgeführt

Durchschnitt höherer Wert bei der Galileogruppe. Dieser ist jedoch statistisch nicht signifikant ($p > 0.05$).

Die Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Extensoren ähneln sich in beiden Gruppen, obwohl die Galileogruppe absolut höhere Ausgangswerte erreicht. In der Tendenz jedoch reduzieren sie sich in beiden Gruppen.

Die Drehmomentmaxima liegen in beiden Gruppen bei 90%/s auf dem höchsten Niveau, um dann relativ konstant abzufallen. In der Galileogruppe befindet sich das Maximum bei 90%/s bei 135,3 Nm, während in der Kontrollgruppe nur ein Wert von 129,6 Nm erreicht wird. Dieser ist um 5,7 Nm geringer als in der Galileogruppe. Ähnliche Wertepaare sind bei den Winkelgeschwindigkeiten von 120%/s und 150%/s zu erkennen, welche dem obigen Diagramm entnommen werden können.

Die Prüfung auf Streuung und Signifikanz führen zu dem gleichen Ergebnis. Es liegen ähnliche Streuwerte der einzelnen Meßreihen vor, welche der folgenden Tabelle entnommen werden können. Die Prüfung auf Signifikanz erbrachte keinen eindeutigen Unterschied.

	90%/s	120%/s	150%/s
Galileo	S=23,2	S=19,2	S=13,2
Kontrollgruppe	S=25,2	S=20,2	S=25,0
Signifikanz	P=0,34	P=0,44	P=0,52

Tabelle 3-1 Signifikanz der Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Extensoren bei den jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten von 90%/s, 120%/s und 150%/s prae Op

Setzt man den maximalen Wert, welcher bei 90%/s erreicht wird mit 100% fest, ergeben sich folgende prozentuale Differenz:

	90%/s	120%/s	150%/s
Galileo	135,3 Nm=100%	125,8 Nm=92,63%	109,0 Nm=80,26%
Kontrollgruppe	129,6 Nm=100%	120,4 Nm=92.90%	107,1 Nm=82.63%

Tabelle 3-2 Vergleich der Drehmomentmaxima prae-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität (Ausgangswert bei 90%/s entspricht 100%)

Dieses Rechenbeispiel verdeutlicht die konstante Abnahme der maximal erreichbaren Drehmomentwerte der Extensoren. Ein eindeutige statistische Formel liegt ihr nicht zugrunde.

In der vergleichenden Statistik konnte keine Signifikanz zwischen den beiden Messgruppen gezeigt werden. Sämtliche Werte lagen im nicht signifikanten Bereich von $p < 0.05$

Die einzelnen Mittelwerte der Drehmomentmaxima bei den jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten von 90%/s, 120%/s und 150%/s post Op werden wie oben korrelierend angegeben.

Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Extensoren post-op in Nm

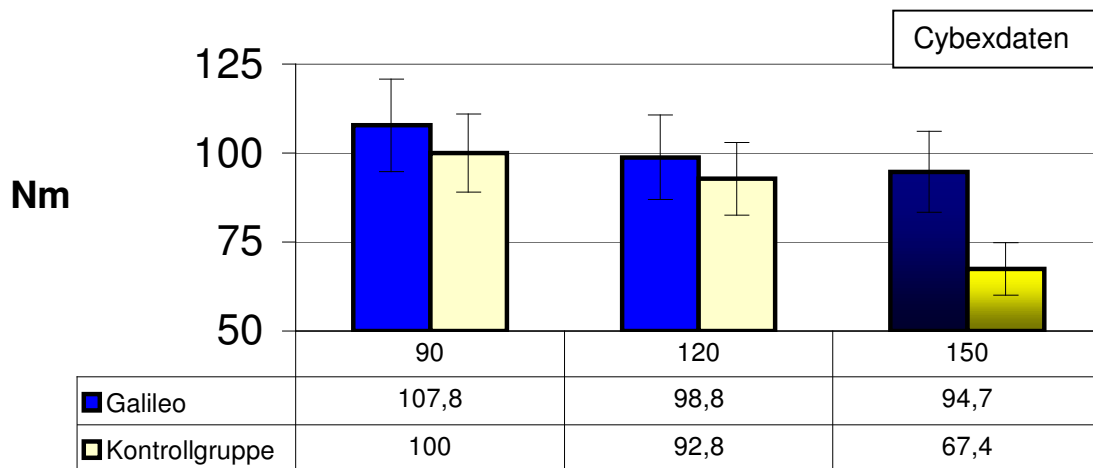


Abbildung 3-2 Vergleich der Drehmomentmaxima bei 90%/s, 120%/s und 150%/s post-OP zwischen der Galileo und der Kontrollgruppe der betroffenen Extremität

Es zeigt sich bei den beiden Winkelgeschwindigkeiten von 90° und 120° ein ähnliches Verhalten in beiden Gruppen wie in dem praeoperativen Diagramm nur auf entsprechend geringerem Niveau. In beiden Gruppen sinken die erreichten Maxima von 90%/s auf 120%/s. In der Galileogruppe von 107,8 Nm auf 98,8 Nm (insgesamt 9 Nm Differenz); in der Kontrollgruppe von 100Nm auf 92,8 Nm (insgesamt 7,2 Nm Differenz).

In diesem Diagramm auffällig ist das unterschiedliche Verhalten der Gruppen bei der Geschwindigkeit von 150%/s. Während in der Galileogruppe die Tendenz zur kontinuierlichen Abnahme der Maxima beibehalten wird, fällt in der Kontrollgruppe der Trendverlauf deutlich ab.

Es stehen bei 150%/s 94,7 Nm in der Galileogruppe nur 67,4 Nm in der Kontrollgruppe gegenüber.

Während die Differenz zwischen den Werten in der Galileogruppe von 120%/s zu 150%/s mit $98,8\text{Nm} - 94,7\text{Nm} = 4,1\text{Nm}$ errechnet wird, liegt diese Differenz in der Kontrollgruppe deutlich höher bei $92,8\text{Nm} - 67,4\text{Nm} = 25,4\text{Nm}$.

Dieses unterschiedliche Trendverhalten wird nun einer statistischen Prüfung unterzogen.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=12,2	S=15,2	S=9,9
Kontrollgruppe	S=16,2	S=15,1	S=8,8
Signifikanz	P=0,23	P=0,33	P=0,01

Tabelle 3-3 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaxima post-OP zwischen der Galileo und der Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

Im Bereich von 90°/s und 120°/s verhalten sich die Streuung als auch die Signifikanz der beiden Gruppen ähnlich. Einen Signifikanten Unterschied betreff der Messreihen lässt sich nicht errechnen. Die Streuung in der Galileogruppe liegen bei 90°/s bei 12Nm und bei 120°/s bei 15,2Nm, während in der Kontrollgruppe 16,2 Nm bei 90°/s und 15,1Nm bei120°/s anzugeben sind. Auch in der Streuung bei 120°/s sind das Verhalten von Galileo und Kontrollgruppe vergleichbar. Signifikante Unterschiede lassen sich nur bei 150°/s erkennen. Bei dieser Winkelgeschwindigkeit differieren die Ergebnisse derart stark, so dass die Signifikanz mit $p=0,01$ errechnet wird, was einen signifikanten Unterschied bedeutet.

Eine andere Darstellung dieses signifikanten Unterschiedes wird in der folgenden Tabelle genutzt. Bei dieser Form des Vergleiches wird der jeweils höchste Wert einer Reihe mit 100% zugrunde gelegt und die übrigen einer prozentualen Analyse unterzogen. In diesem Fall sind die höchsten Werte beider Gruppen bei 90°/s und werden somit gleich 100% gesetzt.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	107,8 Nm=100%	98,8 Nm=91,65%	94,7 Nm=87,84%
Kontrollgruppe	100,0 Nm=100%	92,8 Nm=92,80%	67,4 Nm=67,40%

Tabelle 3-4 Vergleich der Drehmomentmaxima post-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s (Ausgangswert bei 90°/s entspricht 100 %)

In der Galileogruppe werden bei 120°/s 91,65% und bei 150°/s immerhin noch 87,84% im Vergleich zu 107,8Nm bei 90°/s erreicht, was den Grundwert von 100%

bedeutet. Dieses bedeutet, dass das maximale Drehmoment bei 150% 12,16% unter dem bei 90% liegt.

Im Gegensatz hierzu errechnen sich die Prozentzahlen in der Kontrollgruppe wie zu erwarten war anders. Auch hier wird bei 90% der größte Wert des maximalen Drehmoments erreicht, der wiederum mit 100% belegt wird. Bei 120% fällt der Wert um 7,20% auf 92,80%. Ähnlich wie in der Galileo-Gruppe ab. Der oben errechnete signifikante Unterschied wird in dem prozentualen Unterschied der Kontrollgruppe im Vergleich 90%/s=100% zu 150%/s=67,40% deutlich. Während das der Unterschied der Drehmomentmaxima in der Galileo-Gruppe 12,16% zwischen 150% und 90% beträgt, liegt die Differenz in der Kontrollgruppe bei 33,60%.

Um diesen Unterschied in dem Verlauf der Drehmomentmaxima-Entwicklung zu verdeutlichen, werden nun die Differenzen in Nm, welche zwischen den prä- und postoperativen Werten bestehen, dargestellt

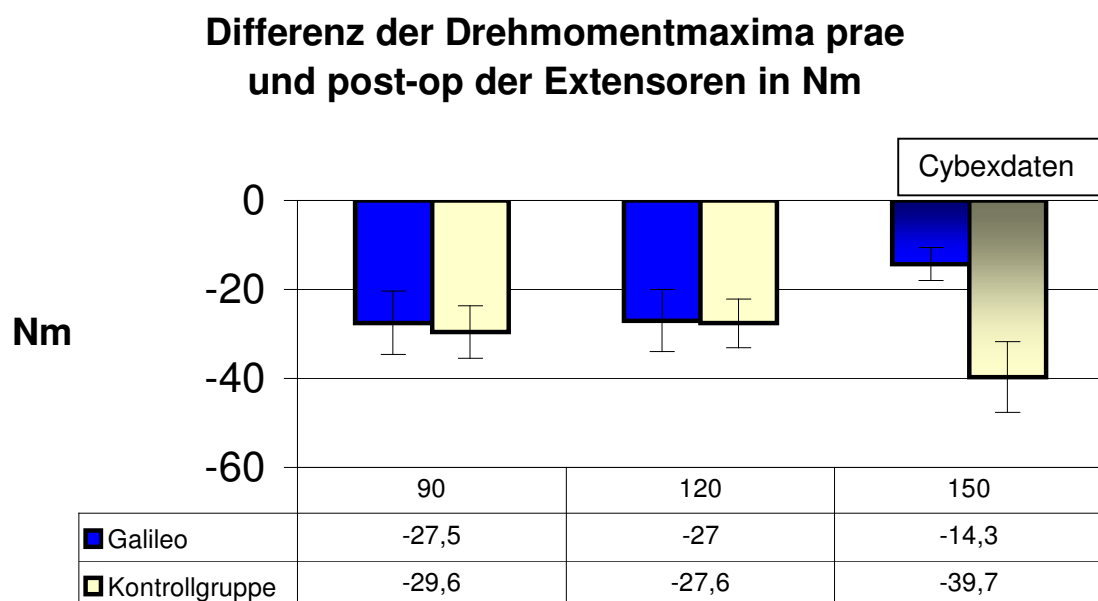


Abbildung 3-3 Vergleich der Drehmomentmaximadifferenzen prä und post-OP in Nm zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90%/s, 120%/s und 150%/s

Während in beiden Gruppen in den ersten Meßreihen von 90% und 120% eine relativ konstante Differenz von 27-29 Nm errechnet werden kann, wird dieses Resultat in der Reihe mit 150% in beiden Gruppen nicht erzielt.

Während in der Galileo-Gruppe die Differenz bei 150% auf 14,3Nm abnimmt, steigt sie in der Kontrollgruppe auf 39,7 Nm an.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=8,3	S=9,2	S=3,3
Kontrollgruppe	S=7,9	S=8,8	S=12,4
Signifikanz	P=0,20	P=0,38	P=0,09

Tabelle 3-5 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz prae und post-OP in Nm zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität

Aufgrund der Tatsache, dass die absoluten Werte in der Kontrollgruppe wie oben angegeben in der Ausgangssituation niedriger liegen, werden die Differenzen in prozentuale Anteile gemessen an der Ausgangssituation berechnet. Bei diesen so er

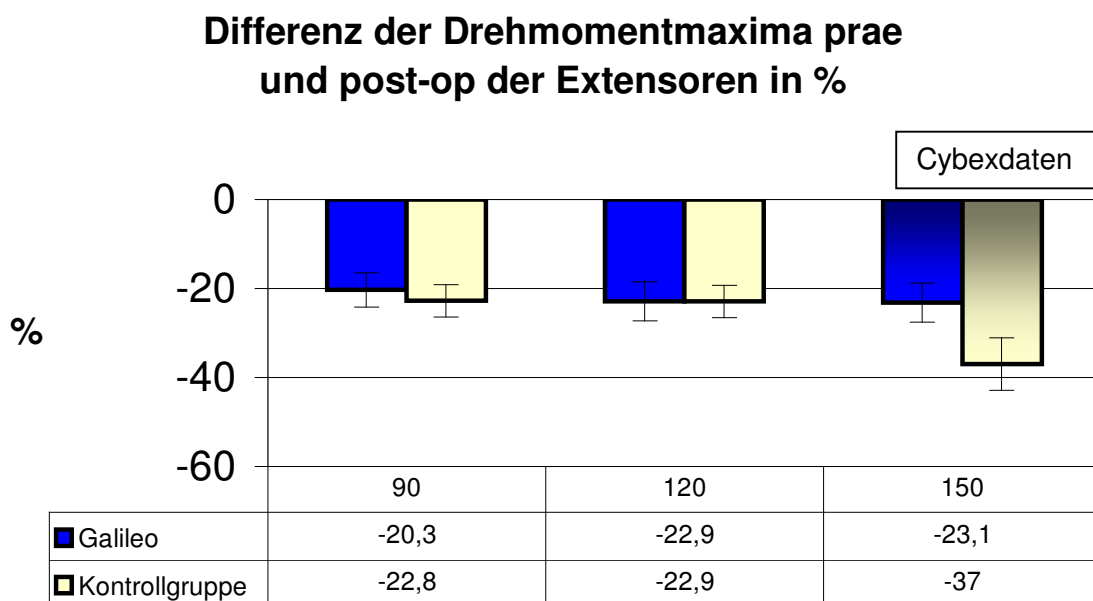


Abbildung 3-4 Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz prae und post-OP in Prozent zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

zielten Ergebnissen stellt sich die Situation wie folgt dar:

Eine Abnahme bezogen auf den ursprünglichen Ausgangswert um ca. 20% bis 25% findet man in den beiden niedrigeren Meßreihen beider Gruppen von 20,3-22,9% . In den Meßreihen von 150°/s divergiert das Ergebnis der Kontrollgruppe mit einem Wert von 37%, während das der Galileogruppe sich mit 23,1% an die Differenz der übrigen Werte angleicht.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=8,3	S=9,2	S=7,2
Kontrollgruppe	S=7,9	S=8,2	S=12,2
Signifikanz	P=0,33	P=0,28	P=0,01

Tabelle 3-6 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz prae und post-OP in Prozent zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

Vergleichend wird in unten stehender Tabelle das Verhältnis zwischen der verletzten zur unverletzten Extremität gestellt, indem die unverletzte Extremität mit 100 % an

Vergleich der verletzten/ unverletzten Extremität der Extensoren prae op

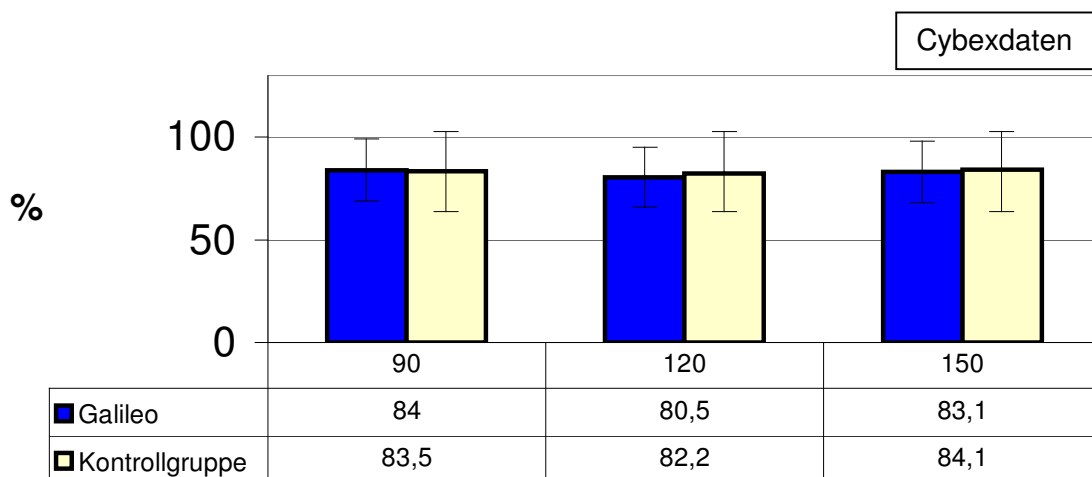


Abbildung 3-5 Verhältnis in Prozent zwischen der verletzten und unverletzten Extremität prae-OP (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

gegeben wird.

In dieser Darstellung wird die verletzte Seite mit der unverletzten Seite verglichen. Die Drehmomentmaxima der unverletzten Seite werden mit 100% gesetzt und dazu die verletzte Seite in prozentuale Korrelation gesetzt.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=10,2	S=13,2	S=19,9
Kontrollgruppe	S=18,3	S=19,2	S=22,2
Signifikanz	P=0,78	P=0,55	P=0,88

Tabelle 3-7 Signifikanz des Verhältnis in Prozent zwischen der verletzten und unverletzten Extremität prae-OP (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

Statistische Unterschiede lassen sich weder grafisch noch rechnerisch aufzeigen. In beiden Gruppen zeigt die verletzte Extremität einen ca. 80 % Kraftanteil gegenüber der unverletzten Extremität.

Der schon in den obigen Tabellen zum Ausdruck gebrachte Sachverhalt der „Kraftabnahme bei 150°“ spiegelt sich natürlich auch in dem Verhältnis der verletzten

Vergleich der verletzten/unverletzten Extremität der Extensoren post-op

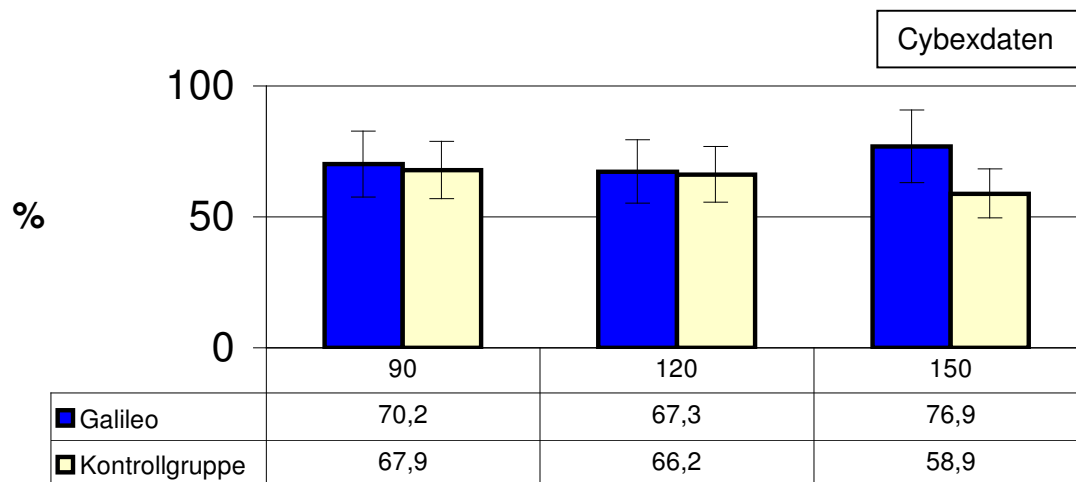


Abbildung 3-6 Verhältnis in Prozent zwischen der verletzten und unverletzten Extremität post-OP (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

zur

unverletzten Extremität wieder.

In dieser grafische Darstellungsform wird der erzielte Wert des Drehmomentmaximums der unverletzten Extremität der Galileogruppe und der Kontrollgruppe mit 100% gesetzt und mit der verletzten Extremität verglichen. Hierbei spiegelt sich der in diesem Kapitel dargelegte Sachverhalt der statistisch relevanten unterschiede bei 150°s wider. Während die Ergebnisse im Rahmen der 90°s und 120°s Messreihen ähnliche Zahlen und keine statischen Unterschiede erzielen, ergeben sich diese allerdings bei 150°s. Im Vergleich zu gesunden Seite wurde in der Galileogruppe ein Vergleichswert von 76,9% errechnet, während in der Kontrollgruppe dieser Vergleichswert nur mit 58,9 angegeben werden kann.

	90% ^s	120% ^s	150% ^s
Galileo	S=7,2	S=10,0	S=12,2
Kontrollgruppe	S=8,2	S=13,2	S=7,2
Signifikanz	P=0,42	P=0,55	P=0,12

Tabelle 3-8 Signifikanz des Verhältnis in Prozent zwischen der verletzten und unverletzten Extremität post-OP (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

Dieser Sachverhalt äußert sich auch in der statistischen Prüfung, wobei die Ergebnisse in obiger Tabelle aufgeführt werden. Außer bei 150%^s liegt mit $p=0,12$ keine Signifikanz vor.

3.2 Flexoren

In dem folgenden Abschnitt werden die Daten der Flexoren der beiden Gruppen hinsichtlich der Unterschiede im Bereich der Drehmomentmaximaⁱ dargelegt.

Es werden die Daten in ähnlicher Reihenfolge präsentiert wie in dem vorangegangenen Kapitel betreffs der Extensoren.

Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Flexoren prae-op

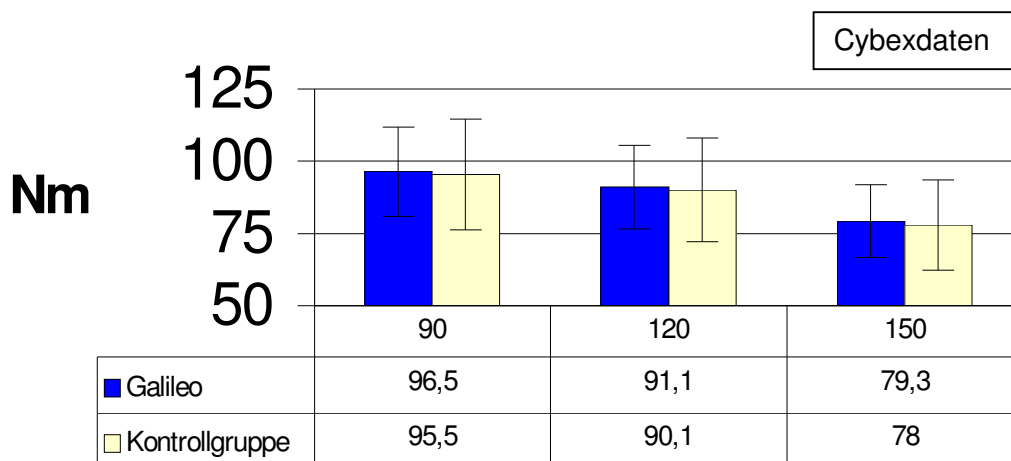


Abbildung 3-7 Vergleich der Drehmomentmaxima der Flexoren prae-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

Die Galileogruppe erhält die blaue Säule, während die Kontrollgruppe durch die gelbe Säule symbolisiert wird. Orientierend sind die Standardabweichungen als Bälkchen mitaufgeführt. Die Mittelwerte der Drehmomentmaxima praeoperativ werden bei 90°/s, 120°/s und 150°/s grafisch dargestellt. Die Mittelwerte der Flexoren ähneln sich in beiden Gruppen, obwohl auch hier die Galileogruppe absolut

ⁱ Maximales Drehmoment in Newtonmeter (Nm)

Das maximal erzeugte Drehmoment, d.h. der vom Computer bei den einzelnen Bewegungsgeschwindigkeiten gemessene höchste Wert wird für jede Winkel-Geschwindigkeit gesondert aufgeführt

höhere Ausgangswerte erreicht. In der Tendenz jedoch reduzieren sich die Drehmomentmaxima in beiden Gruppen.

Das Drehmomentmaximum ist bei der Messung mit der geringstem Winkelgeschwindigkeit in beiden Gruppen mit 95-96 Nm am höchsten. Die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen sind bei den Flexorenmessungen geringer, als bei den Extensorenmessungen. In der Galileogruppe werden bei 90°/s 96,5Nm erreicht, während in der Kontrollgruppe 95,5 Nm erzielt werden. In den beiden anderen Winkelgeschwindigkeiten fallen die Drehmomentmaxima wie auch bei den Flexoren über 120°/s bei ca. 90Nm auf ca. 79Nm bei 150°/s ab. Die graphische Darstellung läßt keine signifikanten Unterschiede optisch erkennen, was auch durch die unten stehende Statistik widergespiegelt und bestätigt wird.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=13,3	S=15,2	S=18,2
Kontrollgruppe	S=19,2	S=20,2	S=23,2
Signifikanz	P=0,61	P=0,55	P=0,83

Tabelle 3-9 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaxima der Flexoren prae-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

In beiden Gruppen liegt die Streubreite als Minimum zwischen 13,3 gemessen in der Reihe 90°/s der Galileogruppe und 23,2 als Maximum bei 150°/s in der Kontrollgruppe. Signifikante Unterschiede stellen sich nicht dar.

Setzt man den maximalen Wert, welcher bei 90°/s erreicht wird mit 100% gleich, ergeben sich folgende prozentuale Differenz:

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	96,5 Nm = 100%	91,1 Nm = 94,40%	79,3 Nm = 82,17%
Kontrollgruppe	95,5 Nm = 100%	90,1 Nm = 94,34%	78,0 Nm = 86,52%

Tabelle 3-10 Vergleich der Drehmomentmaxima prae-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s (Ausgangswert bei 90°/s entspricht 100 %)

Eine Tendenzdifferenz ist bei diesem Abfall in Prozent nicht zu stellen. Galileo- und Kontrollgruppe verhalten sich ähnlich. Eine statistische Signifikanz zwischen den

beiden Gruppen konnte nicht nachgewiesen werden. Beide Gruppen verhalten sich in ihrem „Leistungsabfall“ ähnlich.

Die einzelnen Mittelwerte bei den jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten post Op werden angegeben.

Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Flexoren post-op in Nm

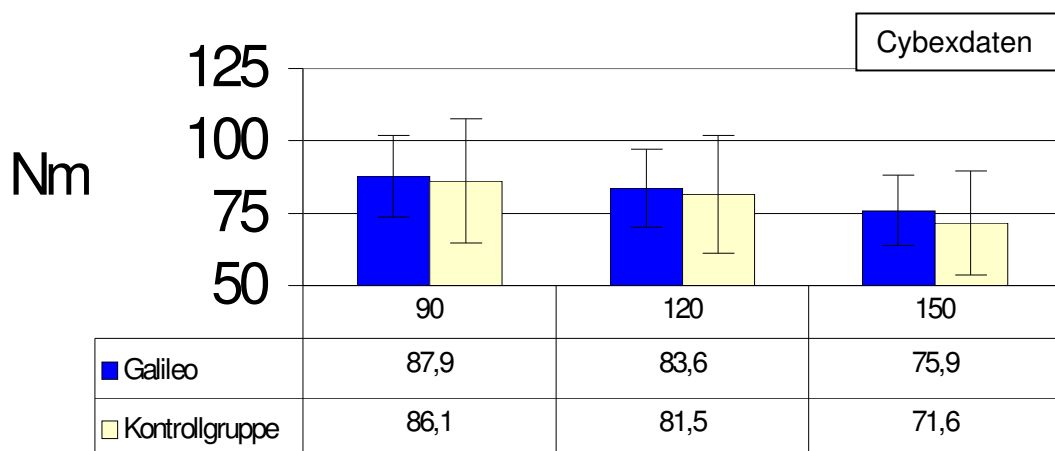


Abbildung 3-8 Vergleich der Drehmomentmaxima der Flexoren post-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90%/s, 120%/s und 150%/s

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der Extensoren lassen sich bei den Flexoren keine eindeutigen Trendunterschiede zwischen den beiden Gruppen finden. Sowohl die blaue Säule der Galileogruppe als auch die gelbe der Kontrollgruppe verhalten sich bei den postoperativ gemessenen Drehmomentmaxima bei 90%/s, 120%/s und 150%/s ähnlich. Es lässt sich auch in diesem Fall eine Abnahme der maximalen Drehmomente von den niedrigeren hin zu den höheren Winkelgeschwindigkeiten erkennen. In beiden Gruppen liegt das Drehmomentmaximum in der Meßreihe von 90%/s um 87Nm, um dann über 82Nm bei 120%/s auf ca. 73Nm bei 150%/s zu fallen. In der statistischen Analyse ergeben sich Streubreiten angefangen von 12,3 bei 90%/s in der Galileogruppe bis hin zu 20,2 bei 120%/s in der Kontrollgruppe. In der Signifikanzprüfung stellen sich die in Tabelle 4-11 gezeigten Ergebnisse berechnen. Ein statistische Signifikanzdifferenz liegt hierbei nicht vor.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	S=12,3	S=18,2	S=13,3
Kontrollgruppe	S=18,2	S=20,2	S=17,2
Signifikanz	P=0,45	P=0,61	P=0,56

Tabelle 3-11 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaxima der Flexoren post-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s

Wiederum wird der Wert, welcher bei 90°/s erreicht wird mit 100% gesetzt, um den prozentualen Verlauf des Drehmomentmaximaverlaufes zu veranschaulichen.

	90°/s	120°/s	150°/s
Galileo	87,9 Nm = 100%	83,6 Nm = 95,10%	75,9 Nm = 86,34%
Kontrollgruppe	86,1 Nm = 100%	81,5 Nm = 94,65%	71,6 Nm = 83,15%

Tabelle 3-12 Vergleich der Drehmomentmaxima post-OP zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°/s, 120°/s und 150°/s (Ausgangswert bei 90°/s entspricht 100 %)

In beiden Gruppen ist die Abnahme zwischen 90°/s und 120°/s ca. 5 % und im nächsten Intervall von 120°/s zu 150°/s ca. 10 %.

Statistisch signifikante Differenzen zwischen den beiden Gruppen zeigen sich nicht.

Ebenso wie bei den Extensoren die Unterschiede zwischen den prae und postoperativen Werten verglichen werden, wird dieses Verfahren nun bei den Flexoren durchgeführt.

Hierbei wird die Differenz der Wertepaare errechnet, wobei der postoperative Wert von dem praeoperativen subtrahiert wird.

Differenz der Drehmomentmaxima prae und post-op der Flexoren in Nm

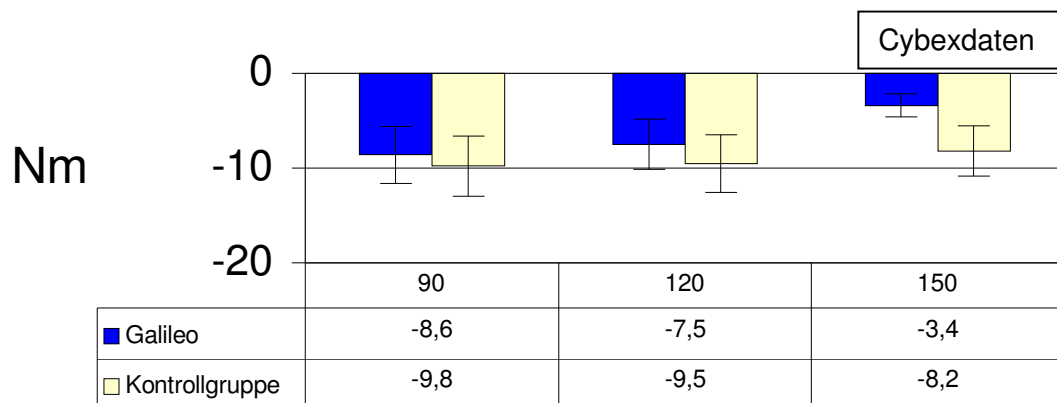


Abbildung 3-9 Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz prae und post-OP in Nm zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°s, 120°s und 150°s

In den Geschwindigkeitsgruppen von 90°s und 120°s liegen weder grafisch noch rechnerisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen vor. Optisch auffällig ist jedoch der Unterschied bei 150° in der Differenz der beiden Wertepaargruppen. Während die Kontrollgruppe eine Differenz von 8,2 Nm postoperativ aufweist, liegt diese bei der Galileogruppe nur bei 3,4 Nm.

	90°s	120°s	150°s
Galileo	S=3,3	S=2,9	S=2,2
Kontrollgruppe	S=3,9	S=2,8	S=3,0
Signifikanz	P=0,56	P=0,34	P=0,15

Tabelle 3-13 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz prae und post-OP in Nm zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität

Dieser rechnerische und grafisch auffällige Unterschied hält jedoch einer Signifikanzprüfung nicht stand, da bei $p=0,152$ bei 150% kein signifikanter Unterschied besteht.

Vergleicht man die Drehmomentmaximadifferenzen in Prozentanteilen miteinander, zeigen sich auch hierbei weder grafisch noch statistisch signifikante Unterschiede.

Differenz der Drehmomentmaxima prae und post-op der Flexoren in %

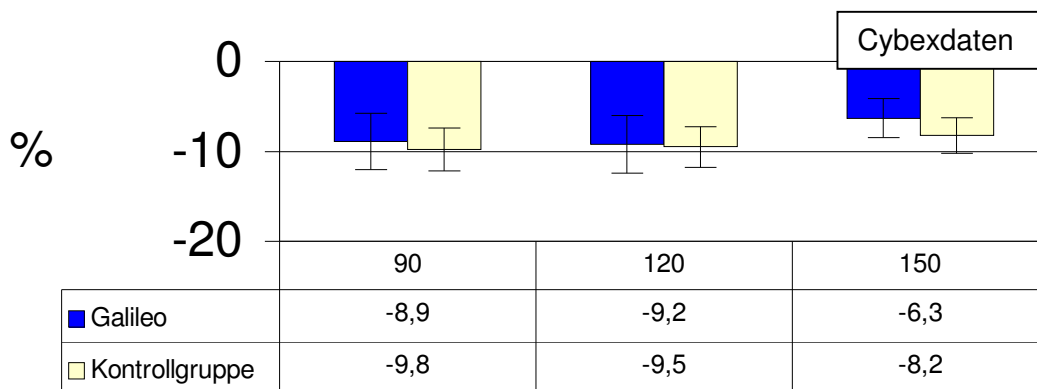


Abbildung 3-10 Vergleich der Drehmomentmaximadifferenzen der Flexoren prae und post-OP in Prozent zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität bei 90°s, 120°s und 150°s

Bei dieser Form der Darstellung wird wiederum der Ausgangswert praeoperativ als Basis genommen mit 100% gesetzt und die prozentuale Differenz mit den postoperativ erhobenen Daten errechnet und dargelegt. In allen sechs Wertepaargruppen befindet sich die Differenz zwischen ca. 6-10%.

Weder die geringfügigen Differenzunterschiede bei 90° und 120° als auch bei 150°s zeigen eine statistische Signifikanz bei $p<0,05$ in allen Winkelgeschwindigkeitsstufen.

	90°s	120°s	150°s
Galileo	S=3,0	S=2,8	S=2,1
Kontrollgruppe	S=3,7	S=2,6	S=2,7
Signifikanz	P=0,69	P=0,44	P=0,20

Tabelle 3-14 Signifikanz im Vergleich der Drehmomentmaximumdifferenz der Flexoren prae und post-OP in Prozent zwischen der Galileo und Kontrollgruppe der betroffenen Extremität

Die Streuung bei den Messungen liegen in allen Bereichen im niedrigen einstelligen Bereich. Ebenso lassen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede aufzeigen.

Vergleichend wird in der unten stehenden Tabelle das Verhältnis zwischen der verletzten zur unverletzten Extremität prae-operationem gestellt. Es wird die unverletzte Extremität mit 100% zugrunde gelegt und das Drehmomentmaximum der

Vergleich der verletzten/ unverletzten Extremität der Flexoren prae op

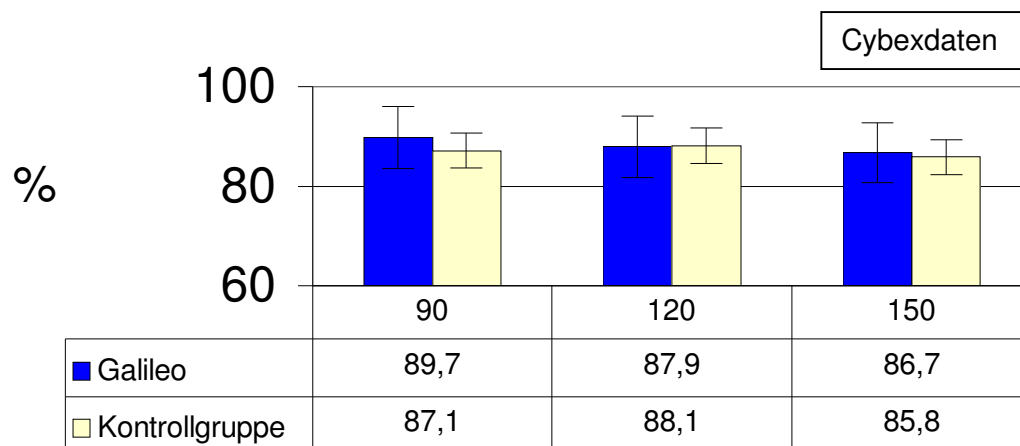


Abbildung 3-11 Verhältnis in Prozent der Flexoren zwischen der verletzten und unverletzten Extremität prae-OP bei 90°s, 120°s und 150°s (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

unverletzten Extremität dazu prozentual angegeben.

In der praeoperativen Ausgangslage zeigt sich das Verhältnis zwischen der verletzten zur unverletzten Extremität in beiden Gruppen ausgeglichen, wobei das maximale Drehmomentmaximum des betroffenen Beines Werte von 80-90% aufweist. Wie in dieser Abbildung grafisch sichtbar, lassen sich signifikante Unterschiede in der Verteilung der Gruppen nicht erheben.

	90°s	120°s	150°s
Galileo	S=16,2	S=22,2	S=23,3
Kontrollgruppe	S=18,3	S=24,2	S=28,2

Signifikanz	P=0,76	P=0,56	P=0,67
--------------------	--------	--------	--------

Tabelle 3-15 Signifikanz im Verhältnis in Prozent der Flexoren zwischen der verletzten und unverletzten Extremität prae-OP bei 90°s,120°s und 150°s (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

Im dem nachstehendem Diagramm werden erneut wie oben schon dargelegt, das Verhältnis der verletzten zur unverletzten Extremität gestellt. Der Wert wird in prozentualer Form angegeben, wobei der Wert der unverletzten Extremität mit 100% angegeben wird.

Beispiel : verletzt/ unverletzt =x mal 100 in Prozent

Vergleich der verletzten/ unverletzten Extremität der Flexoren post op

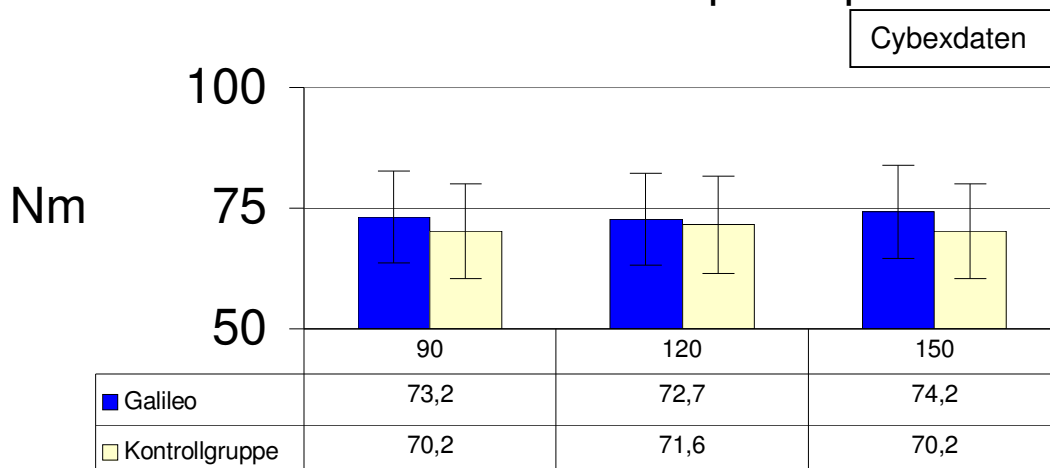


Abbildung 3-12 Verhältnis in Prozent der Flexoren zwischen der verletzten und unverletzten Extremität post-OP bei 90°s,120°s und 150°s (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

Ebenso wie bei den Extensoren ist der Kraftanteil der verletzten Extremität bei den Flexoren ca. 70-75% im Vergleich zur gesunden Seite. Statistische Signifikanzen zeigen sich nicht. Alle werte liegen bei p>0,5.

	90°s	120°s	150°s
Galileo	S=15,2	S=16,2	S=20,2
Kontrollgruppe	S=18,2	S=22,2	S=19,3
Signifikanz	P=0,71	P=0,79	P=0,81

Tabelle 3-16 Signifikanz im Verhältnis in Prozent der Flexoren zwischen der verletzten und unverletzten Extremität post-OP (unverletzte Extremität wird mit 100 % gesetzt)

Als Kernaussage im Kapitel Flexoren kann man zusammenfassen:

Statistisch relevante Unterschiede bei den Drehmomentmaxima zwischen der Galileo und Kontrollgruppe bestehen nicht

3.3 Ultraschallauswertung

In dem folgenden Abschnitt werden die Daten der Extensoren der beiden Gruppen hinsichtlich der Unterschiede im Bereich des Muskeldurchmessers dargelegt.

Die einzelnen Mittelwerte bei den jeweiligen Lokalisationen prae Op werden angegeben

Das Messverfahren wurde in Kapitel 2 Muskelquerschnittsmessungen (Seite 42) und

Muskelquerschnitte der verletzten Extremität prae-op

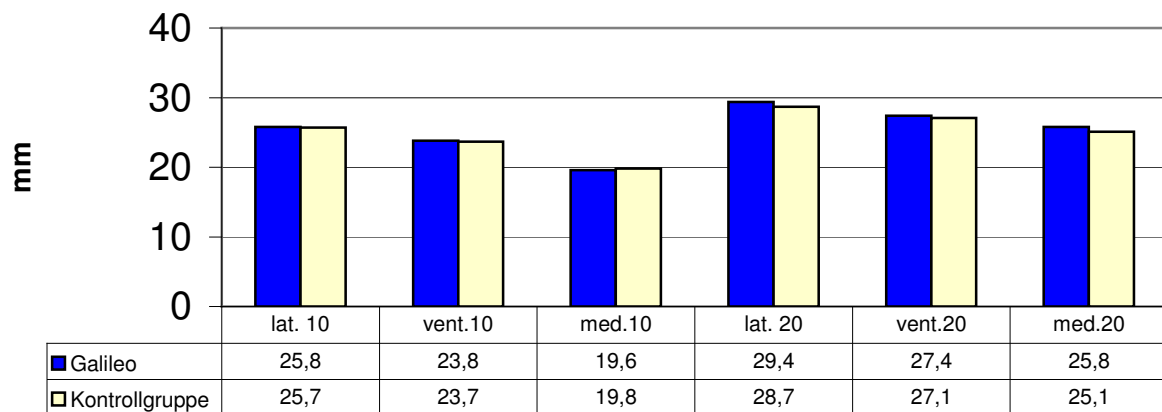


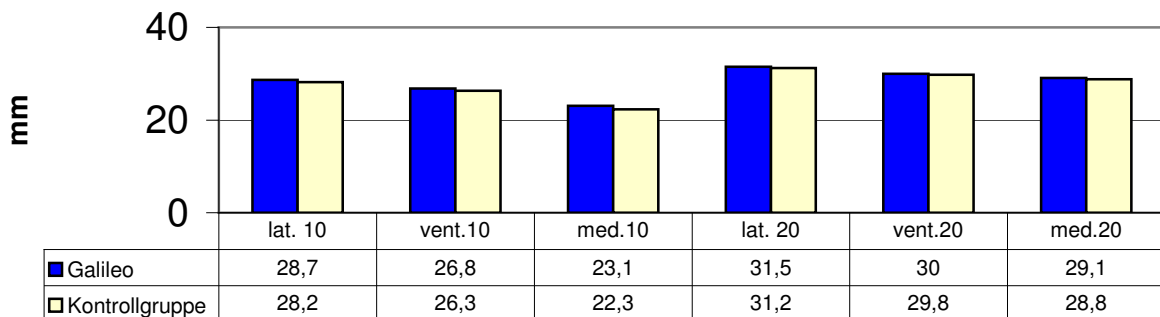
Abbildung 3-13 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität prae-OP in mm jeweils 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

die Untersuchungsposition in Kapitel 2 (Seite 44) erläutert, an denen die angegebenen Lokalisationen der Muskelquerschnittsdurchmesser erhoben wurden. In der Abbildung 3-13 werden die Mittelwerte der Muskeldurchmesser von der verletzten Extremität der Galileo und der Kontrollgruppe an den einzelnen Messpunkte in Millimeter angegeben.

Hierbei zeigt sich eine Gleichverteilung in beiden Gruppen hinsichtlich der Ausgangswerte praeoperativ. In der Galileogruppe sind diese zwar durchweg höher, ohne jedoch eine signifikante Relevanz aufzuzeigen. Es zeigt sich in der Meßreihe 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes, dass der Muskelquerschnitt im lateralen Anteil der größte ist, gefolgt vom ventralen und medialen Anteil. Die Galileogruppe besitzt die blauen Säulenfarbe während die Kontrollgruppe die gelbe Säulenfarbe zugeordnet wird.

Diese Verteilung wiederholt sich in der Meßreihe 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes, wobei die relativen und absoluten Unterschiede kleiner werden. Es sei an dieser Stelle nochmals ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei dieser Meßmethode nur um eine Verlaufskontrolle im Rahmen der Studie handelt und keine eindeutigen Hinweise auf den definitiven individuellen Muskelaufbau liefern kann.

Muskelquerschnitte der unverletzten Extremität praeop



Die Situation der Muskelquerschnitte praeoperativ an den definierten Messpunkten 10 und 20 cm oberhalb des Kniegelenkes der unverletzten Extremität gibt Abbildung 3-14 wieder. Die Mittelwerte angegeben in Millimeter der Galileogruppe und der Kontrollgruppe zeigen eine vergleichbare Ausgangssituation. Ein Unterschied der Gruppen konnte weder graphisch noch statistisch erhoben werden ($p > 0,1$). Während in 10 cm das laterale Kompartiment den größten Durchmesser aufweist, bestehen in 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes eine Dicke von ca. 30 mm

Im folgenden werden die Ergebnisse der Muskelquerschnittsmessung postoperationem der verletzten Extremität wiedergegeben.

Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-op

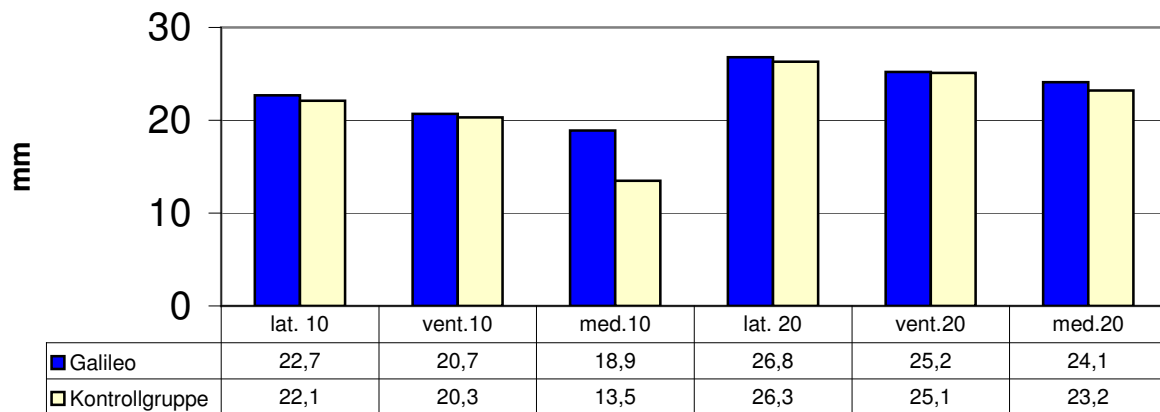


Abbildung 3-15 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-OP in mm jeweils 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

In Abbildung 3-15 werden die Ergebnisse der Muskequerschnittsmessungen in Millimeter an den definierten Messpunkte 10 und 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes als Mittelwerte dargelegt.

In dieser Meßreihe zeigt sich in beiden Gruppen erneut die oben schon erwähnte Gleichverteilung in den beiden Gruppen bis auf eine Ausnahme. Im Bereich des medialen Kompartiments 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes weisen die Galileo- und die Kontrollgruppe einen Unterschied auf.

In diesem Messbereich fällt die deutliche Reduktion des Querschnittes in der Kontrollgruppe auf 13,5 cm auf, während in der Galileogruppe der Abfall auf 18,9 cm als moderat zu bezeichnen ist. Ansonsten verhalten sich die Muskelqueschnittsdurchmesser in der postoperativen Phase ähnlich in der Korrelation zu der praeoperativen Phase. Der größte Durchmesser 10 cm proximal des Kniegelenkes befindet sich auch hier in dem lateralen Kompartiment und fällt über das ventrale in das mediale Kompartiment ab. Unterzieht man diesen Sachverhalt einer statistischen Überprüfung, ergibt sich untenstehende Tabelle 3-17. In dieser Tabelle sind die Streubereiche an den einzelnen definierten Messpunkte der Galileo- und der Kontrollgruppe als auch die Signifikanzen angegeben. Es konnte sich errechnen lassen, dass sich die Streuungen in den Gruppen an den Messpunkten ähnlich verhalten haben. Signifikante Unterschiede 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes zeigten sich zwischen den beiden Gruppen nicht. Signifikant

auffällig stellte sich einzig der Messbereich im medialen Kompartiment 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes dar.

	Lat.10	Vent.10	Med.10	Lat.20	Vent.20	Med.20
Galileo	S=4,2	S=3,9	S=3,3	S=5,3	S=4,8	S=5,1
Kontrollgruppe	S=4,1	S=4,2	S=3,0	S=5,5	S=5,0	S=5,4
Signifikanz	P=0,55	P=0,76	P=0,04	P=0,78	P=0,80	P=0,75

Tabelle 3-17 Signifikanz Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-OP in mm jeweils 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

In diesem Bereich 10 cm proximal des Knies in der Muskelquerschnittsmessung zwischen der Galileo- und der Kontrollgruppe ist eine schwach positive Signifikanz mit $p=0,04$, während an den anderen definierten Punkten im lateralen ventralen und medialen Kompartiment 10 bzw. 20 cm proximal des KGS keine Signifikanz errechnet werden konnte.

In dem folgendem Diagramm wird die Differenz zwischen den prae und postoperativ erhobenen Messwerten der verletzten Extremität aufgeführt. Angegeben sind die Mittelwerte der Muskelquerschnitte 10 und 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes der betroffenen Extremität im medialen, ventralen und lateralen Kompartiment laut Definition der Messpunkte im Kapitel 2.

Hierbei zeigt sich die deutliche Differenz zwischen den beiden Werten an dem

Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-op

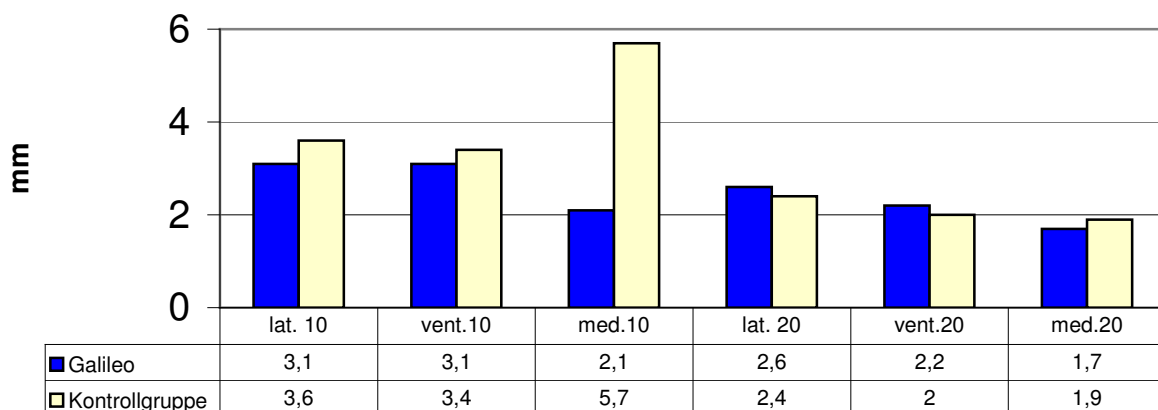


Abbildung 3-16 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität. Angabe als Differenz in mm zwischen den prae und post-OP Werten 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

medialen Messpunkt 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes zwischen der Kontrollgruppe und der Galileo-Gruppe. Während an den übrigen Messstellen eine Reduktion des Querschnittsdurchmessers um 1,7 cm (med. 20 cm Galileo) bis 3,6 cm (lat. 10 cm Kontrollgruppe) zu verzeichnen ist, nimmt der Querschnittsdurchmesser in der Kontrollgruppe im medialen Anteil 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes um 5,7 cm ab. In diesem Bereich ist die Differenz in der Galileo-Gruppe zwischen den prae und postoperativ gemessenem Wert nur 2,1 mm. Dies bedeutet wiederum einen Unterschied zwischen der Galileo- und der Kontrollgruppe von 3,6 mm.

	Lat.10	Vent.10	Med.10	Lat.20	Vent.20	Med.20
Galileo	S=0,87	S=0,40	S=0,29	S=0,45	S=0,39	S=0,17
Kontrollgruppe	S=0,77	S=0,78	S=1,12	S=0,89	S=0,77	S=0,44
Signifikanz	P=0,37	P=0,23	P=0,04	P=0,34	P=0,67	P=0,33

Tabelle 3-18 Signifikanz Muskelquerschnitt der verletzten Extremität. Angabe als Differenz in mm zwischen den prae und post-OP Werten 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

Um den Sachverhalt der Abnahme des Muskelquerschnittes im medialen

Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post op

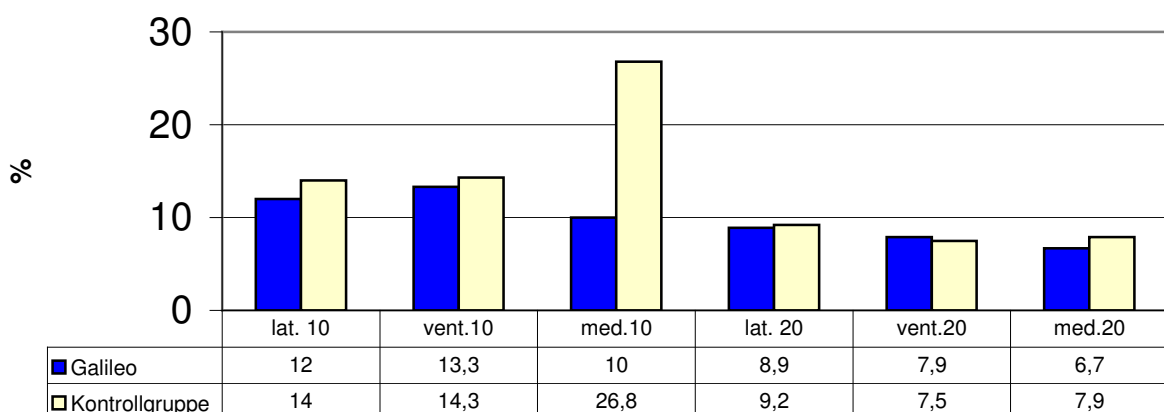


Abbildung 3-17 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität. Angabe als Differenz in Prozent zwischen den prae und post-OP Werten 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

Kompartiment 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes zu verdeutlichen, wird in dem oben abgebildetem Diagramm die prozentuale Abnahme zwischen dem

praeoperativem Wert, welcher mit 100 % belegt wird und dem postoperativ erzieltem Wert in Korrelation gesetzt. Die Rechenformel lautet

$$100\text{-postoperativ mal } 100 / \text{praeoperativ.}$$

Hierbei zeigt sich eine im Durchschnitt um ca. 10-15 % Reduktion des Mittelwertes der Muskelquerdurchmesser der verletzten Extremität postoperativ sowohl in der Galileo, als auch in der Kontrollgruppe. , wenn man den Wert der Kontrollgruppe med. 10 außer Acht lässt.. Am geringsten ist die Differenz im medialen Messpunkt 20 cm proximal des KGS in der Galileogruppe von 6,7 % und am größten im ventralen Abschnitt 10 cm proximal des KGS in der Kontrollgruppe von 14,3%. Auffällig ist die große Differenz in der Kontrollgruppe von 26,8% an der Stelle med. 10 cm proximal des KGS.

	Lat.10	Vent.10	Med.10	Lat.20	Vent.20	Med.20
Galileo	S=3,9	S=2,2	S=1,9	S=2,2	S=2,0	S=1,6
Kontrollgruppe	S=3,7	S=3,5	S=4,4	S=4,0	S=3,1	S=3,0
Signifikanz	P=0,44	P=0,40	P=0,03	P=0,50	P=0,70	P=0,42

Tabelle 3-19 Signifikanz Muskelquerschnitt der verletzten Extremität. Angabe als Differenz in Prozent zwischen den prae und post-OP Werten 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

Um einen Anhaltspunkt für die praeoperativ bestehende Muskelatrophie der verletzten Extremität an den definierten Meßpunkten im medialen, lateralen und ventralen Bereich jeweils 10 und 20 cm proximal des Knies zu bekommen, habe ich die verletzte Extremität in Korrelation zur unverletzten nach der Rechenformel

Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-op

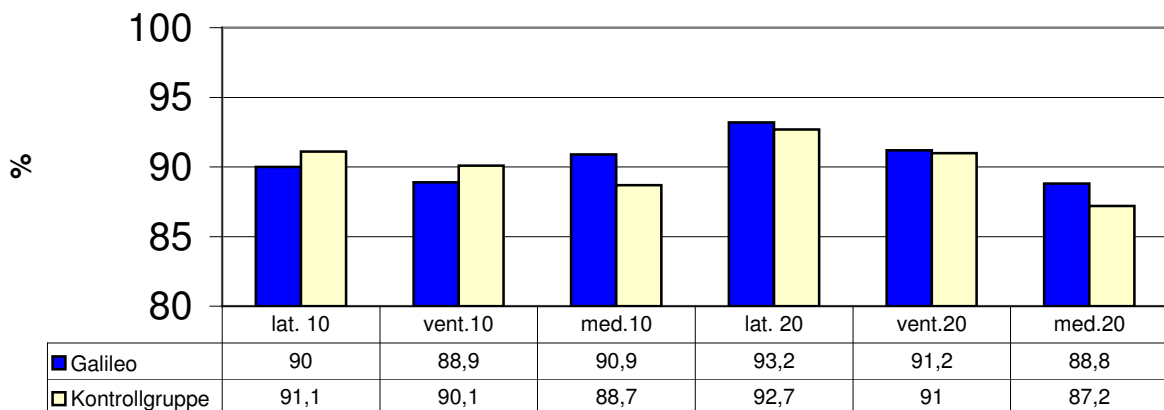


Abbildung 3-18 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität im Vergleich mit der unverletzten Extremität prae-OP. Angabe in Prozent 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

verletzter-Wert x 100/ unverletzter-Wert. gesetzt.

Aus dem obigen Diagramm kann man erkennen, dass sowohl in der Galileo- als auch in der Kontrollgruppe eine Minderung der Muskulaturdicke der betroffenen Extremität im Vergleich zur Gegenseite von ca. 90% vorliegt. Diese Minderung betrifft alle Meßpunkte ohne eine Präferenz eines Punktes. Auch in dem postoperativ auffälligem medialen Segment 10 cm proximal des Kniegelenkes in der Kontrollgruppe, ist zu diesem Zeitpunkt keine ausgeprägt Muskelathropie zu sehen.

Dieser Sachverhalt spiegelt sich auch in der statistischen Auswertung wieder. Wie aus der unten aufgeführten Tabelle zu entnehmen, lassen sich in keinem Kompartiment signifikante Unterschiede zwischen der Galileo- und der Kontrollgruppe entnehmen.

	Lat.10	Vent.10	Med.10	Lat.20	Vent.20	Med.20
Galileo	S=15,2	S=17,2	S=19,2	S=14,3	S=22,2	S=20,0
Kontrollgruppe	S=17,2	S=17,9	S=15,2	S=24,2	S=17,7	S=18,0
Signifikanz	P=0,44	P=0,21	P=0,20	P=0,48	P=0,61	P=0,77

Tabelle 3-20 Signifikanz Muskelquerschnitt der verletzten Extremität im Vergleich mit der unverletzten Extremität prae-OP. Angabe in Prozent 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

Um die augenfällige Muskeldickenreduktion im Bereich des med. Kompartimentes in Höhe von 10 cm proximal des KGS in der Kontrollgruppe im Vergleich zur Galileo

Muskelquerschnitt der verletzten Extremität post-op

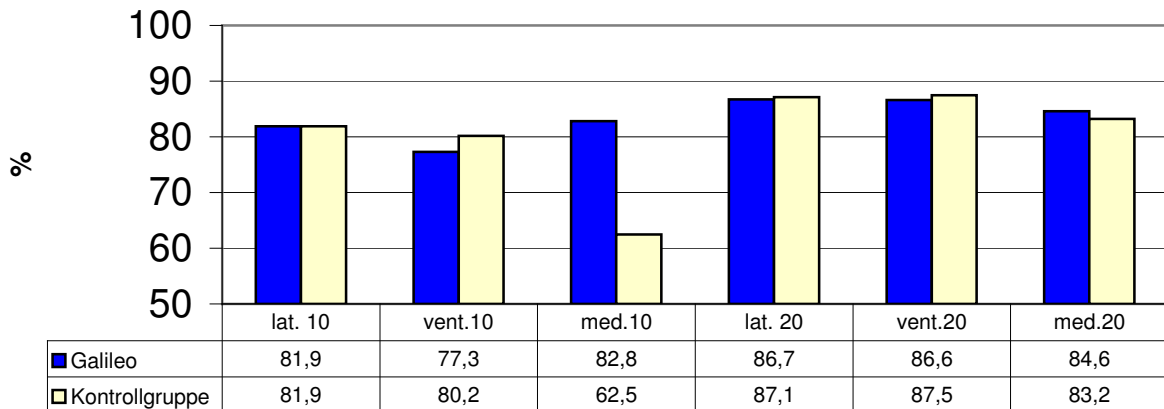


Abbildung 3-19 Muskelquerschnitt der verletzten Extremität im Vergleich mit der unverletzten Extremität post-OP. Angabe in Prozent 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

gruppe zu verdeutlichen, wird der postoperative Vergleich zwischen den beiden Extremitäten graphisch dargestellt. Hierzu wird ebenfalls die Formel verletzte Extremität x 100/ unverletzte Extremität benutzt.

Im Vergleich mit den praeoperativ erzielten Werten reduziert sich der sonographisch gemessen und rechnerisch ermittelte Mittelwert der Muskulaturdicke der verletzten Extremität in fast allen Bereichen um weitere 10 % auf nunmehr etwa 75-85%. Auffällig ist wie schon in den Diagrammen an anderer Stelle dieses Abschnittes erwähnt, die Reduktion in der Kontrollgruppe im med. Meßpunkt 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes . In diesem medialen Kompartiment an dem definiertem Meßpunkt 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes ist die Muskulaturdicke in der Kontrollgruppe nur noch 62,5% so stark, wie an der gesunden Extremität der Gegenseite. In der Galileogruppe wird in diesem Bereich von durchschnittlich 82,8% gemessen.

	Lat.10	Vent.10	Med.10	Lat.20	Vent.20	Med.20
Galileo	S=22,2	S=19,2	S=27,2	S=17,2	S=21,2	S=16,2
Kontrollgruppe	S=20,2	S=24,4	S=25,5	S=21,1	S=10,1	S=18,1
Signifikanz	P=0,77	P=0,34	P=0,05	P=0,33	P=0,42	P=0,56

Tabelle 3-21 Signifikanz Muskelquerschnitt der verletzten Extremität im Vergleich mit der unverletzten Extremität post-OP. Angabe in Prozent 10 und 20 mm proximal des Kniegelenkspaltes im lateralen, ventralen und medialen Kompartiment

3.4 Tenger und Lysholm Score

Tenger-Score

Vor der Ruptur des vorderen Kreuzbandes hatten alle Patienten Aktivitäten von 3 bis 9 in beiden Gruppen.

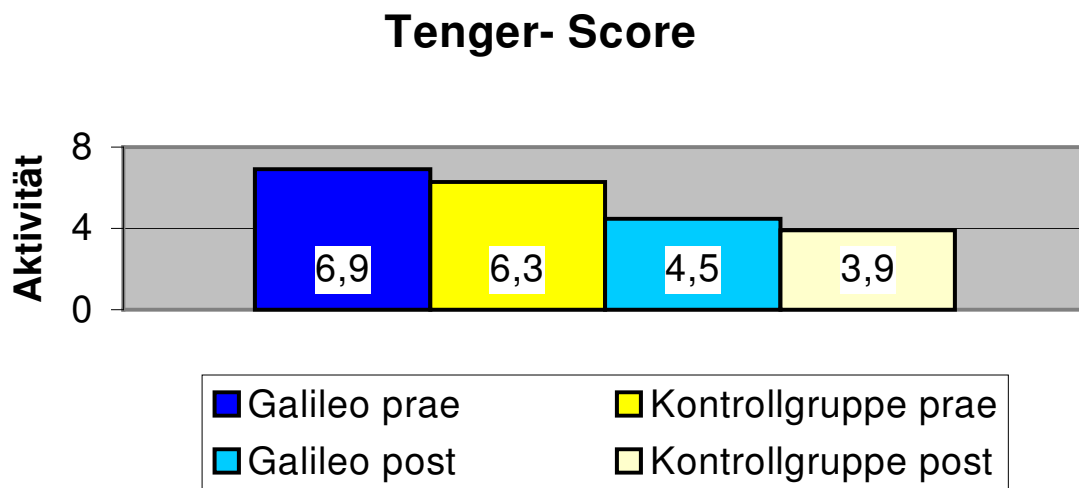


Abbildung 3-20 Tengerscore der Galileo und der Kontrollgruppe prae- und post OP

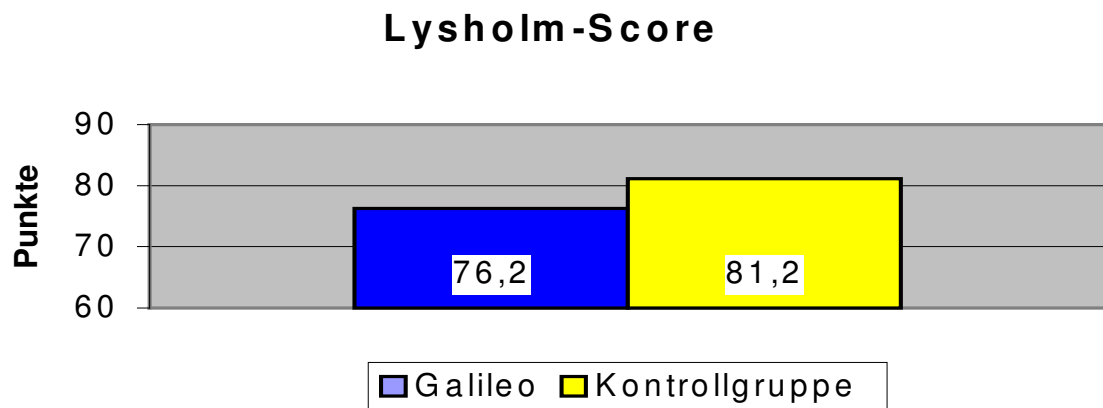
	Prae-OP	Post-OP
Galileo	S=2,2	S=2,7
Kontrollgruppe	S=2,4	S=1,9
Signifikanz	P=0,05	P=0,21

Tabelle 3-22 Signifikanz des Tengerscore der Galileo und der Kontrollgruppe prae- und post OP

In der Galileogruppe konnte ein Mittelwert von 6,9 prae und 4,5 Punkten post-operationem festgestellt werden. In der Kontrollgruppe zeigten sich insgesamt niedrigere Werte. Der Ausgangswert von 6, 3 ist um 0,6 Punkte niedriger als in der Galileogruppe. Ebenso ist der postoperative Wert von 3,9 ebenfalls geringer, wenn auch nur um 0,6.

Diese Verteilung legt die Vermutung nahe, dass die Patienten in der Galileogruppe sportlich aktiver sind, als die der Kontrollgruppe. Die ermittelte statistische Signifikanz ist mit $p= 0.048$ in der Galileogruppe prae-OP grenzwertig schwach positiv.

In der subjektiven Beurteilung sind die Patienten in der Kontrollgruppe in dem relativen kurzen Abstand nach der Operation mit dem Ergebnis mit 81,2 Punkte „zufriedener“ als in der Galileogruppe. Dies spiegelt sich allerdings nicht in einer



statistischen Signifikanz mit $p= 0,34$ wieder.

Abbildung 3-21 Lysholmscore der Galileo und der Kontrollgruppe

	Post-OP
Galileo	S=33,3
Kontrollgruppe	S=29,2
Signifikanz	P=0,29

Tabelle 3-23 Signifikanz des Lysholmscore der Galileo und der Kontrollgruppe

Es wäre zu erwarten, dass Patienten mit niedriger Tengeraktivität (nach der Operation) auch niedrigere Werte im Lysholms-Score haben. Es besteht jedoch kein Zusammenhang zwischen diesen beiden klinischen Tests ($p=0,29$).

Außerdem wäre zu erwarten, dass Patienten mit großer praeoperativer Aktivität eine postoperative Instabilität eher negativ bewerten würden, d.h. niedriger Lysholm-Score als ein untrainierter Patient. Dies würde sich in einem Zusammenhang von Tenger-Aktivitätswert vor der Operation und Lysholmscore ausdrücken. Das ist ebenfalls nicht der Fall ($p=0,53$).

4 Diskussion

4.1 Kritik der Methodik

Persönliche Motivation: Die Einstellung der Patienten zum Heilungsverlauf und zur Ersatzplastik selbst spielt eine bedeutende Rolle für den Therapieerfolg. Shelbourne (1990) beginnt nicht ohne Grund präoperativ mit einer mentalen Vorbereitung des Patienten. Er wies dem Patienten Eigenverantwortung und damit eine Beteiligung am Therapieerfolg zu. Er und Nitz konnten feststellen, daß Patienten, die weniger ängstlich waren und sich weniger an Restriktionen hielten, bessere Ergebnisse ihrer Kniegelenksfunktion erzielten. In unserer Untersuchung erzielte ein 34 Jahre alter Mann der Galileogruppe im Rahmen der Cybexuntersuchung 10 Wochen postoperativ bei allen drei Winkelgeschwindigkeiten von 90°-120° und 150°/s einen um 2,2% höheren Wert als in der praeoperativen Untersuchung. Ob dies mit der Zufriedenheit und dem Vertrauen zum postoperativen Ergebnis korreliert ist wahrscheinlich. Andererseits konnte eine 28 jährige Frau der Kontrollgruppe nur 50 % des Ausgangswertes erzielen. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass auch in dieser Untersuchung die persönliche Motivation des Einzelnen von nicht zu unterschätzender Bedeutung ist. Ob hierbei das Vertrauen in die eigene Kraft und die Zufriedenheit mit dem Ergebniss der Operation Einfluss findet, gibt Anlaß zu weiteren Diskussionen

Aufgrund der erschwerten Zugängigkeit der Galileogeräte, welche in der Praxis von Dres. Mauz und Laute aufgestellt waren, mussten einige Patienten aufgrund der Dauer des langen Anfahrtsweges auf die Galileoanwendungen verzichten. Deshalb konnte auch keine randomisierte Studie durchgeführt werden.

Die geringe Fallzahl dieser Untersuchung erlaubt keine definitive Beurteilung der hier erzielten Ergebnisse. Trotz der an einer Stelle signifikanten Unterschiede ist die Fallzahl ein möglicher Kritikpunkt dieser Studie. Diese erklärt sich daraus, dass diese Untersuchung in dem ambulant operierenden Bereich angesiedelt war und hier die Möglichkeiten einer Untersuchung in einem großen Kollektiv nur schwer oder nicht möglich gewesen ist. Prospektiv randomisierte Doppelblindstudien sollten zur Untermauerung unserer Ergebnisse an einem größeren Kollektiv durchgeführt werden.

Die Rehabilitation eines Patienten nach Kreuzbandplastischer Operation unterliegt nach unserem aktuellem Verständnis vier allgemeinen Zielsetzungen :

1. Der Wiederherstellung der ligamentären Gelenkstabilität des Kniegelenkes mit ausreichender Bewegungsführung und ausmaß
2. Der Wiederherstellung der muskulären Stabilität in jedem Bereich der freigegebenen Bewegung des Kniegelenkes für die Dauer einer rehabilitationspezifischen Belastung
3. Der Wiederherstellung der koordinativen Muskel- und Gelenkfunktionen für sportartspezifische Bewegungsabläufe
4. Der Wiederherstellung und Erhaltung bzw. Verbesserung der allgemeinen Kondition, um den Wiedereinstieg in die sportliche und private Aktivität risikooptimiert und dauerhaft zu ermöglichen

Nachdem die 1. Zielsetzung der Rehabilitation, die Wiederherstellung der ligamentären Gelenkstabilität mit ausreichender ligamentärer Bewegungsausführung nach der arthroskopisch erfolgten OP des vorderen Kreuzbandes als gesichert angesehen werden kann, war die Fragestellung nach dem Gelingen der 2. Zielsetzung der Rehabilitation, der Wiederherstellung der muskulären Stabilisierung des Kniegelenkes Gegenstand dieser Untersuchung.

Eine wesentliche Grundlage dieser Arbeit sind die Untersuchungen von Shelbourne in seinem Artikel „Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction“ (SHELBOURNE 1990) Der Zweck dieser Studie war die Untersuchung zweier Gruppen, die einem beschleunigten Rehabilitationprogramm folgten nachdem sie mit ACL Rekonstruktion mit der gleichen Technik durch den gleichen Chirurgen (KDS) behandelt worden waren.

Ergänzend zu einer einheitlichen Physiotherapie nahmen Patienten an einer frühzeitigen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf die Oberschenkelmuskulatur im Rahmen der Rehabilitation mit Hilfe des Wirkmechanismus Galileo 2000 teil.

Das Gerät arbeitet als Wippe mit einer Amplitude von 0-5 mm (medial nach distal) bei veränderbarer Frequenz. Zur Steigerung der Muskelleistung hat sich eine Frequenz von 25-27 Hertz bewährt, welches einer durchschnittlichen Zyklusdauer von ca. 38,5 Millisekunden entspricht. Dies ist die Zeit, die benötigt wird, um bei Auf-

und Abbewegungen jeweils einen natürlichen Dehnungsreflex der Agonisten und Antagonisten zu erzeugen.

Die reflektorischen provozierten Muskelkontraktionen erzeugen einen Zuwachs an Muskelkraft und Muskelleistung, je nach Variation der Trainingsbedingungen. Durch die zyklisch und schnell ablaufenden Stimulation verbessert sich die inter- und intramuskuläre Koordination, meßbar als Kraft- und Leistungszuwachs.

Alle Patienten erhielten o.g. Hinweise für ihre Physiotherapeuten, damit ein möglichst einheitliches Nachbehandlungsregime eingehalten werden konnte.

Zusätzlich erfolgte bei den Patienten, welche an der propriozeptiven Trainingsmethode mit dem Galileo teilnahmen, folgender Plan:

- Drei Wochen Pause nach der Operation
- In der vierten Woche langsamer Trainingsbeginn mit initial 50 auf Fußposition eins für maximal 5 Minuten und drei mal pro Woche.
- In der fünften Woche Steigerung der Frequenz auf 100 Einheiten
- In der sechsten bis achten Woche konnte kein einheitliches Regime eingehalten werden, da es in der bisherigen Literatur hierfür keine Hinweise gab und das Rekonvaleszenzpotential der einzelnen Patienten zu unterschiedlich war. Die Patienten mussten jedoch mindesten dreimal in der Woche sich der Galileoanwendung unterziehen.
- In der zwölften Woche erfolgte die erste Messung nach der Operation

Durch die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) werden bei der Muskulatur der betroffenen Extremität Mechanismen auf neuro- und muskelphysiologischer Ebene in Gang gesetzt, die das verletzte Kniegelenk vor allzu starken Belastungen schützen sollen.

In unserer Untersuchung wird auf die propriozeptiven Ansätze des Galileosystems zur frühfunktionellen Behandlung zurückgegriffen, um eine mögliche Muskelatrophie der Quadricepsmuskulatur zu verhindern. Es konnte eine Verminderung der Muskelatrophie im Bereich des M. vastus medialis unter Galileoanwendung gezeigt werden. Ferner stieg das Drehmoment in der Galileogruppe bei 150%/s an. Die Patienten, welche das Galileoprinzip angewendet haben, führten dies parallel zu ihrer verordneten Krankengymnastik durch. 25 % haben die Anwendung aus unterschiedlichen Gesichtspunkten nicht beendet.

Durch Reflexmechanismen wird die Kraftentwicklung der Muskulatur reguliert. Haut, Gelenk und Muskelafferenzen üben einen hemmenden Einfluß auf die α -Motoneurone aus. Es kommt trotz frühfunktioneller krankengymnastischer Behandlung zu einer Abschwächung der Drehmomente der Oberschenkelstreckmuskulatur und damit zu einer Verschiebung des Quadriceps/Hamstrings-Verhältnisses hin zu den Beugern, die als Agonisten des VKB und auch des Patellasehnenansatzes aufzufassen sind. Diese Veränderung der muskulären Balance soll allzu großen ventralen Vorschub der Tibia verhindern und des Transplantat verhindern.

In unserer Analyse fließen die Daten der Kraftmessung mittels Cybex- als auch der Ultraschallmessung zur Beurteilung des Muskelatropieausmaßes ein. Ferner wurden sowohl der Tenger-Score zur sportlichen Aktivität als auch der Lysholmscore zur Beurteilung der subjektiven Beurteilung herangezogen.

Im Folgenden werden zunächst die statistisch relevanten beiden Meßreihen der Cybexdaten und der Ultraschallmessungen erneut dargestellt. Als verlässlicher Maximalkraftparameter bei isokinetischen Kraftmessungen hat sich das maximale Drehmoment erwiesen. (BYNUM 1995, HAEGGMARK 1985, LUDWIG 1997)

4.2 Daten der Cybexmessungen

Es wurde zuerst immer das nichtbetroffene Bein (= nichtoperierte) gemessen, mit der

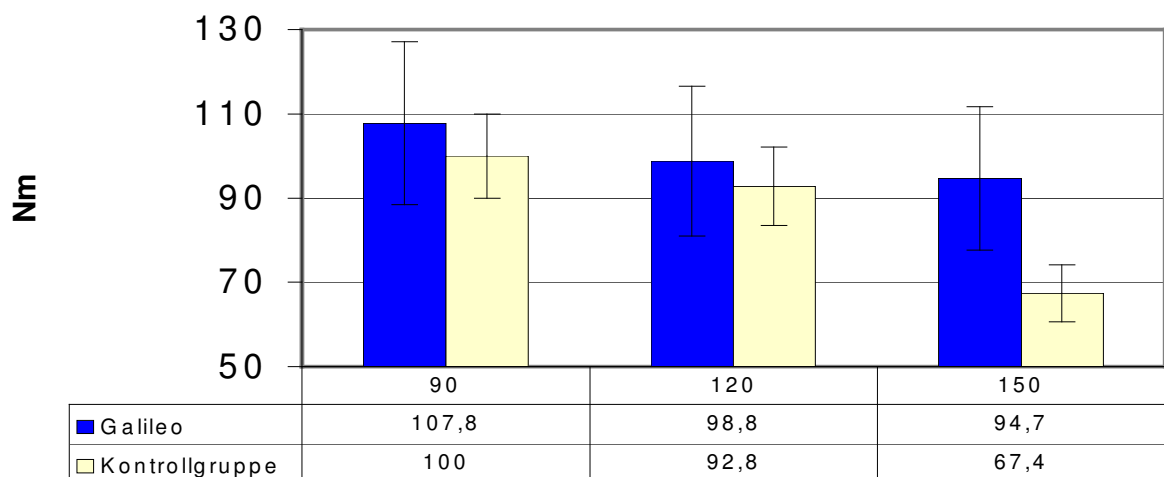


Abbildung 4-1 Mittelwerte Drehmomentmaxima der Extensoren post-OP bei 90°/s, 120°/s und 150°/s der verletzten Extremität

langsamen Geschwindigkeit (90%/s) wurde begonnen.

Bei den Geschwindigkeiten von 90%/ 120° und 150%/s wurden jeweils 3 Wiederholungen durchgeführt. Zwischen den Untersuchungen verblieben nunmehr 90 Sekunden zur Regeneration bis zur nächsten Serie. Anschließend wurde eine Neupositionierung d.h. Messung der operierten Seite durchgeführt.

Die Interpretation der erhobenen Drehmomente muss mit Vorsicht vorgenommen werden, da Gelenkbewegungen naturgemäß alle Strukturen des Arthrons (Gelenkeinheit) beteiligt sind, ist es somit nicht möglich, eine Teilstruktur gesondert zu betrachten. Das heißt, dass eine isolierte Muskelkraftmessung nicht realisierbar ist und in der Interpretation der Werte berücksichtigt werden muss.

- Eine Justierung des Patienten (Anbringen des Gelenkkopfes auf Kniegelenkspalthöhe) ist wegen des Roll-Gleitmechanismus des Knies nur näherungsweise zu lösen.
- Die Positionierung und Befestigung des Patienten ist ebenfalls von großer Wichtigkeit, da die Kraftübertragung des M. rectus femoris entscheidend vom Hüftgelenkwinkel abhängt. In der Untersuchung wurde bei allen Versuchspersonen ein Winkel von 90° gewählt.
- Bei der Schnittstelle Mensch-Maschine muss u.a. eine möglichst direkte und die Messung nicht beeinflussende Kraftübertragung gefordert werden.

Als letztes und sicher wichtigstes geräteunabhängiges Kriterium sei die Motivation des Patienten genannt. Durch verbale oder visuelle Unterstützung kann bei jedem Patienten das Drehmoment gesteigert werden.

In diesem Diagramm auffällig ist das unterschiedliche Verhalten der Gruppen bei der Geschwindigkeit von 150%/s. Während in der Galileogruppe die Tendenz zur kontinuierlichen Abnahme der Maxima beibehalten wird, fällt in der Kontrollgruppe der Trendverlauf deutlich ab.

Vergleich der verletzten/unverletzten Extremität der Extensoren post-op

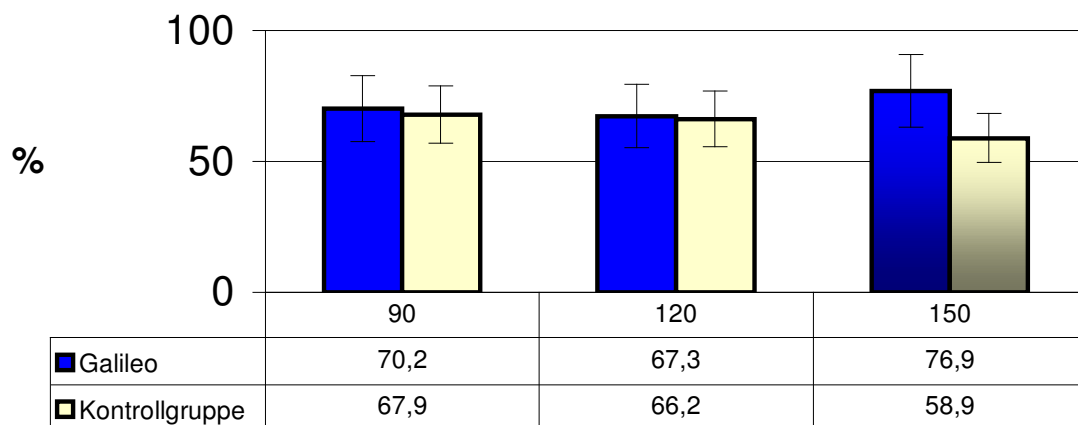


Abbildung 4-2 Verhältnis der Drehmomentmaxima der Extensoren post-OP zwischen der Galileo und der Kontrollgruppe zwischen betroffener zur unverletzten Extremität in Prozent

Es stehen bei 150%/s 94,7 Nm in der Galileogruppe nur 67,4 Nm in der Kontrollgruppe gegenüber.

Signifikante Unterschiede lassen sich nur bei 150%/s erkennen. Bei dieser Winkelgeschwindigkeit differieren die Ergebnisse derart stark, so dass die Signifikanz mit $p=0,01$ errechnet wird, was einen signifikanten Unterschied bedeutet.

Kazunori Yasuda et al stellte 1992 ebenfalls Kraftmessungen nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes heraus. (KAZUNORI 1990) Es hierbei wurde die Kraft mittels Cybex II drei Monate nach dem Eingriff gemessen und mit dem nichtoperierten Bein in prozentuale Relation gestellt. Unserer Ergebnisse sind in der oben stehenden Abbildung nochmals dargestellt.

In dieser Studie wurden insgesamt 65 Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bis sieben Jahre postoperativ begleitet. Interessant ist die Messung drei Monate postoperativ. Es zeigte sich bei der isometrischen Messung eine Kraftdifferenz von ca. 50 %.

Im Rahmen des letzten follow up zeigte sich bei den Männern eine ca. 85 % Kraftintensität der verletzten Extremität, was dem praeoperativem Wert entspricht. Die Frauen erreichten den einen signifikant geringeren Wert von 70 % . Vergleichbar mit unserer Studie ist der ca. 50- 60 % Kraftabfall wenige Monate nach der Operation. Diese Tendenz ist auch in unserer Untersuchung auch bei 90°/s und 120°/s erkennbar. Bei 150°/s unterscheidet sich jedoch dieser Verlauf in der Galileo und der Kontrollgruppe. Während die Kontrollgruppe deutlich Kraftereinbußen von 58,9 % verzeichnet, erreichen die Patienten der Galileogruppe einen Wert von 76,9 %.

Dass die Ergebnisse bei höheren isokinetischen Geschwindigkeit divergieren stellte auch schon PEKKA und KANNUS im Rahmen seiner isometrischen und isokinetischen Untersuchung bei Patienten mit chronischen Knieinstabilitäten fest. Hierbei wurden 8 Jahre nach dem Unfall die Daten erhoben. Im Durchschnitt zeigte sich ein bestehender Kraftverlust von 10-35 % bei den geringeren Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s. Bei den höheren Winkelgeschwindigkeiten von 180°/s zeigten sich jedoch erhebliche Variationen, welche auf die Abnahme der schnellzuckenden Typ II Muskelfasern zurückzuführen sei. Dieser Atrophie der schnellzuckenden Muskelfaser könnte das Prinzip des Galileo 2000 entgegenwirken.

4.3 Daten der Ultraschall-Messungen

Die sonographische Untersuchung ist im Weichteil, besonders in dem Muskelbereich reproduzierbar, kostengünstig und nicht strahlenbelastend.

Ausgehen von der Annahme, dass der M. vastus medialis am sensibelsten auf eine Schädigung des Kniegelenkes reagiert (PALMA 1954, DIPPOLD 1980, WIRTH 1984), muß eine Messhöhe gewählt werden, die diesen Muskel bestmöglich repräsentiert.

Unsere Messpunkte für die sonographischen Horizontalschnitte 10 und 20 cm über dem medialen Kniegelenkspalt entsprechen auch den in der Literatur empfohlenen Meßpunkten zur Bestimmung des Oberschenkelumfanges.

Wie die Cybexmessung ist auch die sonographische Messung folgenden möglichen

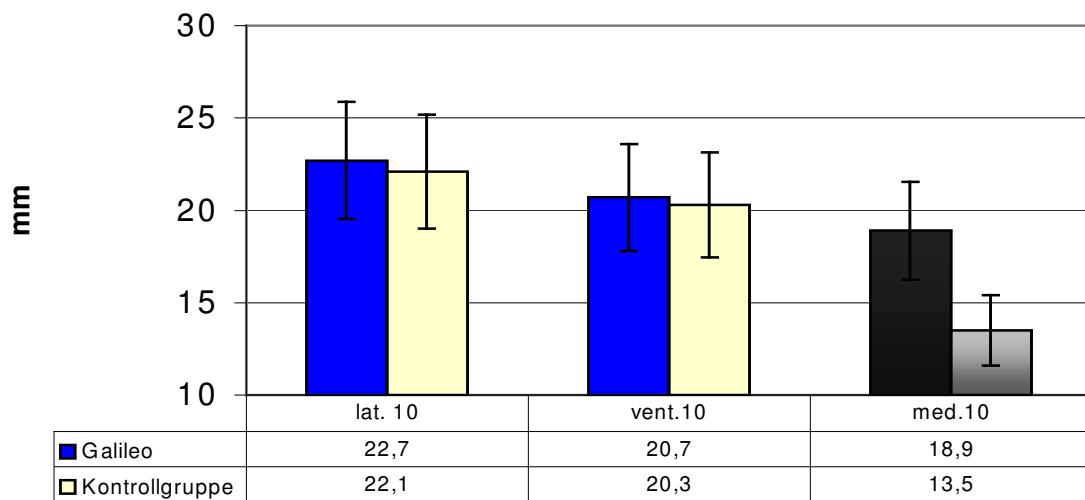


Abbildung 4-3 Ultraschallmessungen der verletzt Extremität post-OP in mm

Fehlerquellen unterworfen.

1. Trotz eindeutiger anatomischer Meßpunkte ungenaue Festlegung bei der erneuten Messung
2. Der Druck des Ultraschallkopfes variiert bei den einzelnen Messungen (der Versuch zur Herstellung einer Apparatur mit gleichen Anpressdrücken wurde frustran abgebrochen, da die Varianzbreite der Apparatur die der manuellen Messung übertraf)
3. Unwillkürliche Muskelkontraktion des Probanden

Festlegung der Fascien bzw. Knochengrenze

Aus den in den in Kapitel 4 aufgeführten Daten sind die Ergebnisse der Drehmomentmaxima Mittelwerte post-OP und die Muskeldurchmesser der verletzten Extremität post-OP bei 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes hervorzuheben.

Betrachtet man die statistische Signifikanz kann man ergänzend der schon bekannten Ergebnisse folgende Tabelle erstellen:

	90°/s	120°/s	150°/s	lat. 10 cm	vent. 10 cm	med. 10 cm
Galileo	107,8	98,8	94,7	22,7	20,7	18,9
Kontrollgruppe	100	92,8	67,4	22,1	20,3	13,5
Signifikanz	p=0,653	p=0,733	p=0,009	p=0,872	p=0,848	p=0,012

Tabelle 4-1 Mittelwerte der Drehmomentmaxima der Extensoren post-OP bei 90°/s, 120°/s und 150°/s sowie der Ultrachallmessungen der verletzt Extremität post-OP 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes in mm

Auffällig in ihrer Signifikanz sind die Unterschiede der beiden Gruppen zum einen bei 150°/s Drehmomentmaxima und zum anderen bei dem medialen Muskeldurchmesser bei 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes. Bei den Drehmomentmaxima konnte eine Signifikanz von p=0,009 (signifikant) und bei dem Muskeldurchmesser von p=0,012 (schwach signifikant) errechnet werden.

Ebenso wie bei den Cybexmessungen sind auch bei den Umfang/Muskelquerschnittmessungen mehrere Untersuchungen vorgenommen worden.(De CARVALHO 1985, ROSENBERG 1992, KARIYA 1989). Ein häufig durchgeführtes Verfahren benutzt die Messung 10 und 20 cm proximal des Kniegelenkspaltes. BÖENERT und FRÖHNER (1994) zeigen in ihrer Arbeit den Zusammenhang zwischen sonographischer Diagnostik und Störungen des neuromuskulären Systems Kniegelenk nach Kreuzbandverletzungen . Auch in diesen Untersuchungen finden sich vergleichbare postoperative Wertangaben betreff der Dickenmessungen der Oberschenkelmuskulatur. In dieser Untersuchung wird jedoch gezeigt, dass das Kompartiment des vastus intermedius anders als in unserer Studie sensibeler auf Muskelatrophie reagiert, als die anderen Kompartimente. Eine Ursache dieser Unterschiede in diesem Zusammenhang gelingt nicht. Es wird ein unterschiedliches Inervationsmuster der Muskelgruppen der einzelnen Vastusanteile diskutiert, was jedoch nicht nachgewiesen wird. Möglich ist die reflexbogenartige Reizung der Muskelabschitte durch Galileo 2000 welches in unserer Studie ein unterschiedliches Ergebnis hervorbringt.

4.4 Daten des Tenger-Score

Die Verteilung der sportlichen Aktivität zugunsten der Galileogruppe sowohl prae-OP

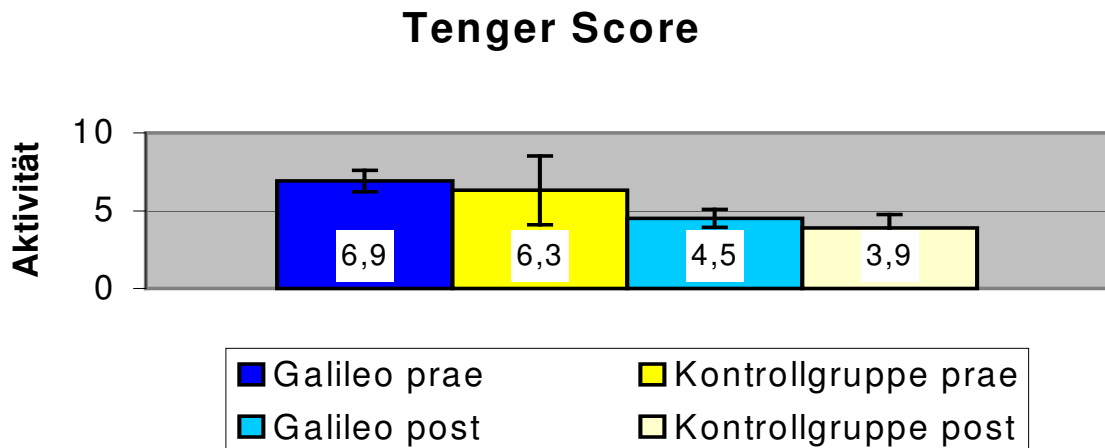


Abbildung 4-4 Tenger-Score : Vergleich der Aktivitäten zwischen der Galileogruppe und der Kontrollgruppe prae und post op in Punktwerten

als auch post-OP mit nachgewiesener schwach positiver Signifikanz, führt an dieser Stelle zu einer Relativierung der oben dargestellten Erläuterungen.

Zum einen kann man daraus den Schluß ziehen, dass im überwiegendem Maße sportlich aktivere Menschen auf das Angebot der zusätzlichen Galileoanwendung zurückgreifen. Diese Patientengruppe besitzt eine inneren Einstellung bzw. der Bereitschaft sich sportlich und damit rehabilitativ zu engagieren. Hieraus lassen sich die oben genannten Unterschiede nur teilweise erklären. Denn zum einen stellt sich die Frage, warum nur bei den höheren Winkelgeschwindigkeiten signifikante Unterschiede auftraten und zum anderen nur im medialen Anteil 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes (dem Tor zum Kniegelenk) Muskeldifferenzen zu verzeichnen waren.

4.5 Daten des Lysholm-Score

In der subjektiven Beurteilung sind die Patienten in der Kontrollgruppe in dem relativen kurzen Abstand nach der Operation mit dem Ergebnis mit 81,2 Punkte „zufriedener“ als

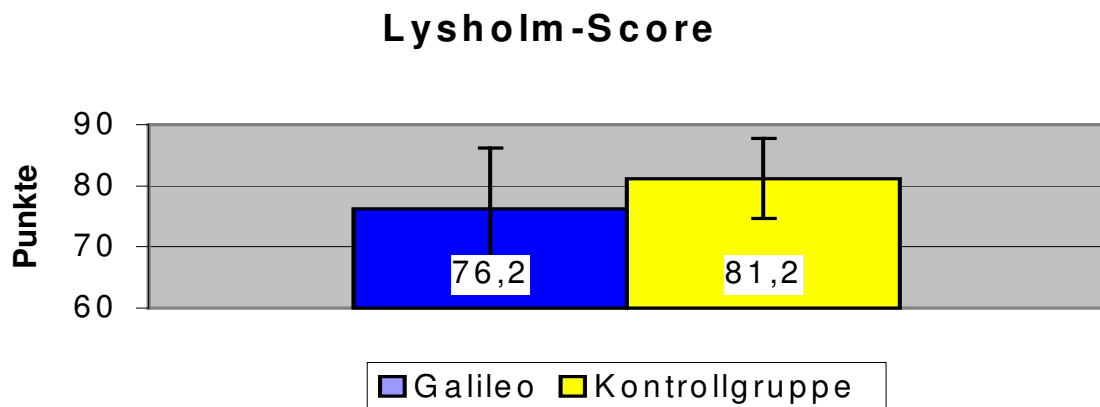


Abbildung 4-5 Lysholmscore als subjektive Bewertung der postoperativen Ergebnisse der Galileo und der Kontrollgruppe

in der Galileogruppe mit 76,2 Punkten. Dies spiegelt sich allerdings nicht in einer statistischen Signifikanz mit $p=0,34$ wieder.

Die Kernaussagen der Ergebnisse des Tenger und Lysholm-Scores lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

1. Die Verteilung der sportlichen Aktivität zugunsten der Galileogruppe sowohl prae-OP als auch post-OP zeigt eine schwach positive Signifikanz
2. In der subjektiven Beurteilung sind die Patienten in der Kontrollgruppe mit dem Ergebnis von 81,2 Punkte „zufriedener“ als in der Galileogruppe mit 76,2 Punkten, auch wenn rechnerisch keine Signifikanz besteht

An dieser Stelle muß eine Frage gestellt aber zur Zeit unbeantwortet bleiben; in wie weit eine aggressive Rehabilitation einen Einfluß auf Spätergebnisse Monate bis Jahre nach der Operation beeinflusst. GLASGOW und Mitarbeiter unterzogen in ihrer Studie zwei Patientengruppen ebenfalls einer intensiveren wie auch bis dahin konservativen Form einer Rehabilitation. Durch das Galileoprinzip mit der propriozeptiven Reizung der Reflexbögen mit oben genannten Ergebnissen werden neben den positiven Eigenschaften der geringeren „Muskelatrophie“ auch mögliche positive „Schutzmechanismen“ beeinflusst.

An dieser Stelle ist ausdrücklich von der undifferenzierten Anwendung des Galileoprinzipes ohne weiterführende Untersuchungen möglichst mit einem größeren Patientenkollektives zu warnen. Es ist nach dieser vorliegenden Untersuchung nur moderat im Rahmen der üblichen physiotherapeutischen Krankengymnastik anzuwenden.

4.6 Vergleich mit anderen Nachbehandlungskonzepten

Die frühere Favorisierung der regressiven Nachbehandlungskonzepte nach operativer Versorgung der vorderen Knieinstabilität durch Naht oder Ersatzplastik wurde erstmals 1987 von SHELBOURNE und PAESSLER (1993) in Frage gestellt. Er prägte bereits 1987 den Begriff der beschleunigten Rehabilitation. 1988 veröffentlichten LOBENHOFFER, BLAUTH und TSCHERNE (1988) ein Nachbehandlungskonzept, das bei gleichbleibend günstigen Ergebnissen hinsichtlich der Stabilität, deutlich bessere Bewegungsumfänge bei verkürzter Rehabilitationzeit ergab. Die genannten Autoren verglichen eine Gruppe von Patienten, die mit einer Polydioxan-Augmentationsplastik versorgt und nach einem funktionellen Nachbehandlungsschema behandelt wurden mit Kontrollpatienten, deren frische Kreuzbandruptur ohne Augmentation rekonstruiert wurde und die postoperativ für sechs Wochen mit einer Gipsschale immobilisiert wurden. Das bessere Ergebnis bei Patienten, die funktionell nachbehandelt wurden, verwundert heute nicht mehr.

Bei der Festlegung der frühen postoperativen Nachbehandlung stehen Überlegungen dazu im Vordergrund, welche Belastung und welches Bewegungsausmaß des operierten Kniegelenkes gewährt werden kann.

PÄSSLER und SHELBOURNE (1993) entschieden sich in einer Studie für die Vollbelastung, sobald der Patient ein flüssiges und schmerzfreies Gangbild zeigte. Sie verzichteten nicht nur auf eine Limitierung der Streckung, sondern propagierten sogar die Hyperextension unmittelbar nach der durchgeführten Kreuzbandplastik. Die postoperative Rehabilitation beginnt in einem 4-Phasen-Programm direkt postoperativ und schließt nach einer Woche das Muskelaufbautraining ein. Dies hat nach seiner Aussage die muskuläre Kontrolle des operierten Kniegelenkes zum Ziel. Neben halben Kniebeugen und Aquajoggen wendet SHELBOURNE die Beinpresse

als Trainingsgerät an. Allerdings limitiert er hier den Bewegungsausmaß ohne nähere Begründung auf Streckung / Beugung: 0-25-60°.

BEYNNON (1995) konnten aber beweisen, dass die Belastung des vorderen Kreuzbandes bei voller Streckung deutlich, ab 30° Beugung aber minimal ist und dann wieder mit zunehmender Beugung bis 90° noch in Abhängigkeit vom Trainingsgewicht anwächst

Durch das aufwendige Rehabilitationskonzept von PAESSLER und SHELBOURNE erreichten die Patienten neben der deutlich besseren Kniestabilität auch eine bessere Kniebeweglichkeit, die auf den hohen Stellenwert der sofortigen vollen Streckung des Kniegelenkes zurückgeführt wurde. Das Konzept verzichtet auf jegliche Limitierung der Streckung. Die Ergebnisse der Studie von SHELBOURNE rechtfertigen das Konzept, da die Patienten bei guter Beweglichkeit eine hohe Kniestabilität aufweisen. Sie stützten sich auf Untersuchungen von FORMAN und JACKSON (1993). Diese machen ein Zykloppsyndrom für die Streckhemmung verantwortlich und gehen davon aus, daß eine Einschränkung der Streckung dem Transplantat soviel Raum gibt, daß sich dieses fibrotisch verdickt und später keine volle Streckung mehr zuläßt. Shelbourne selbst macht hierfür allerdings nach eigenen histologischen Untersuchungen abgekapselte Hämatoome verantwortlich. Untersuchungen wurden an Patienten durchgeführt, die eine bone-tendon-bone-Ersatzplastik aus einem Patellarsehnedrittel erhielten. Den Vorteil ihres Konzeptes postulierten sie aber unabhängig von dem Operationsverfahren.

Eine weitere wichtige Komponente ihres 4-Phasen-Rehabilitationskonzeptes ist die Koaktivierung. Koaktivierung bedeutet das gleichzeitige Anspannen des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskulatur und sollte am zweiten postoperativen Tag möglich sein. Sie wird nicht nur im Liegen im Rahmen einer krankengymnastischen Übungstherapie, sondern auch beim koaktiven-kontrollierten Gang trainiert. Das simultane Anspannen der Agonisten und Antagonisten reduziert die tibiofemorale Translation.

Ein anderer Teilaspekt des beschleunigten Nachbehandlungskonzeptes stützt sich auf den Nachweis von Mechanorezeptoren sowohl im vorderen Kreuzband als auch in Transplantaten (BIEDRET 1992). In der dritten Phase ab der dritten postoperativen Woche wurden Balanceübungen auf Minitrampolinen in das Trainingsprogramm aufgenommen.

Im letzten Abschnitt, ab der 6. postoperativen Woche wird mit einem leichten Lauftraining begonnen.

Auch die Einstellung der Patienten zum Heilungsverlauf und zur Ersatzplastik selbst spielt eine bedeutende Rolle für den Therapieerfolg. SHELBOURNE beginnt nicht ohne Grund präoperativ mit einer mentalen Vorbereitung des Patienten. Er wies dem Patienten Eigenverantwortung und damit eine Beteiligung am Therapieerfolg zu. Er und NITZ konnten feststellen, daß Patienten, die weniger ängstlich waren und sich weniger an Restriktionen hielten, bessere Ergebnisse ihrer Kniegelenksfunktion erzielten.

Auch wenn es sich durch objektive Meßmethoden nur schwerlich signifikant untermauern läßt, so besteht aber doch die Berechtigung, die hohe subjektive Zufriedenheit auf das genannte Nachbehandlungsregime zurückzuführen. Die Patienten fühlten sich nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes zu einem früheren Zeitpunkt sicherer und waren früher bereit, ihre Arbeit wieder aufzunehmen.

Die Analyse der Ultraschallmessung mit einem schwach signifikanten Unterschied im medialem Kompartiment 10 cm proximal des Kniegelenkes konnte leider nicht durch andere Studien gestützt werden.

BOERNERT und FROEHNER (1994) zeigten, dass der M. vastus intermedius am empfindlichsten auf eine Alteration des Kniegelenkes reagiert. Sie fanden bei Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes langandauernde Oberschenkeldifferenzen 20 cm über dem medialem Kniegelenkspalt. Als anatomisches Korrelat dafür zeigte sich eine Atrophie des M. rectus femoris und des M. vastus intermedius. Diese Störung ließ sich computertomographisch, kernspintomographisch als auch sonographisch darstellen.

FROBOESE und VERDONCK (1993) zeigten in ihrer Untersuchung dass hohe Intensitäten des Trainings während eines vierwöchigem stationärem Aufenthalt besonderen Einfluss nehmen auf die intramuskuläre Koordination, dass aber Belastungsintensitäten bei der Beeinflussung des Muskelquerschnittes weitaus weniger Bedeutung besitzt. Hier vielmehr der Gesamtumfang der Trainingseinheit den spezifischen Hypertrophiereiz ausmacht.

Um unsere Untersuchung mit anderen Studien zu vergleichen, sollte man die einzelnen Rehabilitationsprogramme nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes in Gruppen einteilen.

Konventionelle, zurückhaltende Rehabilitation

Beschleunigte Rehabilitation

Rehabilitation mittels oszillierender Stimuli

Zur Beurteilung dieser Frage haben SHELBOURNE und NITZ (1990) mit ihrem Artikel „Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction“ einen wichtigen Beitrag gegeben.

Zeit nach Op	Gruppe I	Gruppe II	Kontrollgruppe	Galileogruppe
1. Woche	Passiv ROM 0°-90° Fixation in 10° Beugung, kein Bodenkontakt	Passiv ROM 0°-90° Fixation in Streckung mit Vollbelastung möglich	Passiv ROM 10°-90° Fixation in Streckung Mit Bodenkontakt	Siehe Kontrollgruppe
2. Woche	Kontinuierliche Fixation außer bei passiver Bodenkontakt	Beginn aktive KG (step-ups), limitierte Gelenkfreigabe, Vollbelastung	KG mit Orthese, Gelenklimitierung 0°-10°-90°, Bodenkontakt	Siehe Kontrollgruppe
3. Woche	Quadricepsübungen Aktiv ROM 0°-60°-90°	Keine Bewegungslimitierung, aktive KG Schwimmen	Gelenklimitierung 0°-0°-90°, KG mit Orthese, Beginn Vollbelastung	Siehe Kontrollgruppe
4.-6. Woche	Passiv ROM 0°-100° Aktive Bewegungslimitierung 0°-10°-100°	ROM 0°-0°-130° Beginn Jogging, ADL ohne Brace möglich, 1. Cybexmessung	Keine Gelenklimitierung, Ergometerfahrrad, Vollbelastung erreichen	Siehe Kontrollgruppe Mit Galileo Beginn
7-12 Woche	Aktiv ROM 0°-110° Ergometerfahrrad, Beginn Vollbelastung Schwimmen	Keine Gelenklimitierung, Intensivierung KG und Sport 2. Cybexmessung	Keine Orthesenbehandlung, sportspezifisches Training Cybexmessung mit Orthese	Siehe Kontrollgruppe Mit Galileo Cybexmessung mit Orthese

Tabelle 4-2 Vergleich der Rehabilitationsprogramme von Shelbourne von 1984-1985 Gruppe I das beschleunigte Rehabilitationsprogramm von 1987-1988 Gruppe II und das unsere von 2000-2001 der Galileo und der Kontrollgruppe

Die Arbeitsgruppe untersuchte insgesamt 800 Patienten, welche alle von einem Operateur einer Patellarsehnen-Kreuzbandoperation unterzogen wurden. Hiervon unterzogen sich von 1984-1985 insgesamt 350 einem eher gemäßigttem Rehabilitationsprogramm (Gruppe I), während von 1987 bis 1988 ein beschleunigtes Vorgehen bei 450 Patienten gewählt wurde (Gruppe II).

Vergleicht man die Rehabilitationsprogramme der Gruppe II mit dem von uns benutztem Plan, lassen sich viele Gemeinsamkeiten erkennen. Die passive Motorschienenbeübung ab der ersten Woche ist in beiden Gruppen ähnlich, wie auch der Beginn der krankengymnastischen Therapie. In Gruppe I besteht hier ein noch zurückhaltender Verlauf ohne KG sowie nur passiver ROM (Range of Motion). Es unterscheiden sich Gruppe II und unser Rehabilitationsplan jedoch in der Belastung der operierten Extremität. Während in Gruppe II eine Vollbelastung in der ersten Woche möglich und in der zweiten angestrebt wird, ist diese in unserem Plan erst ab der 3.-4. Woche möglich. Ab der 4-6. Woche, in der Gruppe II eine 1. Cybexmessung unterzogen wurde, unser Patientenkollektiv aktive KG unter Vollbelastung und die Galileogruppe zusätzlich mit ihrem Training begann, besaß die Gruppe I noch eine Bewegungslimitierung. Ab der 7-12. Woche erfolgte in der Gruppe I die Vollbelastung und Ergometertherapie, während in den anderen Untersuchungsgruppen das sportspezifische Training begonnen und die Cybexmessungen durchgeführt wurden. Im folgenden wird ein Vergleich der Cybexmessungen vorgenommen. SHELBOURNE und NITZ haben bei 180°s die Drehmomentmaximamittelwerte der Extensoren der betroffenen Extremität postoperativ prozentual mit der nichtbetroffenen Extremität verglichen. Dieses Verhältnis spiegelt sich in unserer Arbeit in Abbildung 3-6 wieder, wenn auch nicht bei 180°s sondern bei 150°s. Dennoch sollte ein Vergleich möglich sein.

Zeit nach Op	Gruppe I (180°/s)	Gruppe II (180°/s)	Kontrollgruppe (150°/s)	Galileogruppe (150°/s)
2-3 Monate		66%	58,9%	76,9% ⁱ
4-6 Monate	64%	75% ⁱⁱ		
7-10 Monate	75%	83% ⁱⁱⁱ		
1 Jahr	79%	91%		
mehr als 1 Jahr	90%	92%		

Tabelle 4-3 Prozentualer Vergleich der Drehmomentmaximamittelwerte der Extensoren von der verletzten mit der unverletzten Extremität postoperativ von Shelbourne und Nitz der Gruppen I und II bei 180°/s mit unseren Ergebnissen der Kontrollgruppe und der Galileogruppe bei 150°/s

In diesem prozentualen Vergleich der Extensorenwerte postoperativ der verletzten zur unverletzten Extremität befinden sich die Werte der Gruppe II mit 66% 2-3 Monate post-op etwa in der Mitte der von uns gemessenen Werte von 58,9% der Kontroll- und 76,9 der Galileogruppe.. Wie im zeitlichen Verlauf der Gruppen I und II ersichtlich wird, ist in den ersten Monaten der Rehabilitation ein signifikanter Unterschied erkennbar. Ab einem Jahr kann kein signifikanter Unterschied mehr erhoben werden. Da in diesem Zeitrahmen auch die körperliche Aktivität der Gruppe I zunimmt, verkleinert sich der Unterschied zwischen den beiden Gruppen.

Dieses würde angewendet auf unsere Untersuchung bedeuten, dass sich auch die beiden Gruppen der Kontroll- und Galileogruppe sich einem ähnlichem Wert annähern.

ⁱ Signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe

ⁱⁱ Signifikanter Unterschied zur Gruppe I

ⁱⁱⁱ Signifikanter Unterschied zur Gruppe

4.7 Ergebnisse vergleichbarer Untersuchungen

Im folgenden werden zwei vergleichbare Untersuchungen aufgeführt, welche sich mit Vibrationstraining im Rahmen der frühfunktionellen Rehabilitation nach VKB-Plastik beschäftigt haben.

BERSCHING untersuchte in einer prospektiv randomisierten Studie die Eignung eines neuen Muskeltrainingprogrammes mittels einer Ganzkörpervibrationsplattform an einem Kollektiv von 40 Sportlern. Die Versuchsgruppe trainierte auf einer Vibrationsplatte, die Kontrollgruppe absolvierte ein Gerätetraining nach dem Prinzipien der medizinischen Trainingslehre. Neben der klinischen Untersuchung wurde der Rehabilitationsablauf durch eine Erhebung folgender Parameter überprüft: Lysholm-Score, isokinetische und isometrische Kraftdiagnostik, Stability Test und Treppensteigen.

Die Ergebnisse zeigten für die Versuchsgruppe bei allen getesteten Parametern vergleichbare oder auch bessere Werte als die Kontrollgruppe. Insbesondere auf der neuromuskulären Ebene konnte die Versuchsgruppe signifikant bessere Anpassungen erzielen.

BASTIAN untersuchte ebenfalls Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenks mit Vibrationstraining additiv zu der konventionellen Nachbehandlung. Ab der dritten postoperativen Woche wurde mit dem Vibrationstraining begonnen. Praeoperativ, 6 und 12 Wochen postoperativ wurden die Muskelumfänge 10 und 20 cm proximal sowie 15 cm distal der Patellarmitte ermittelt. Im Vergleich der Messwerte innerhalb der beiden Versuchsgruppen mit den entsprechenden praeoperativen Ausgangswerten zeigte sich eine signifikante Abnahme des Muskelumfanges nur in der Kontrollgruppe 6 Wochen postoperativ. Dieser Unterschied konnte jedoch 12 Wochen postoperativ nicht mehr bestätigt werden.

4.8 Bewertung der Ergebnisse

Die gemessenen Drehmomentreduzierungen bei der Kontrollgruppe im Vergleich mit der Galileogruppe respektive der signifikante Unterschied bei 150% erweckt den

Eindruck, dass hier Prinzipien der Regeltechnik Verwendung finden; das heißt, dass die Kraftentwicklung im Muskel bei Erreichen eines individuellen eingestellten Sollwertes angepaßt wird. Dies kann mit Hilfe von reflexhaften Verschaltungen auf spinaler Ebene (über Gelenkrezeptoren und dadurch über τ -Motoneurone) und/oder den unterschiedlichen Muskelfasertypen erklärt werden (Kapitel 2-Knieinnervation). Der Nutzen dieser Regulationen liegt im Schutz des Gelenkes und seiner angrenzenden Strukturen.

Am operierten Kniegelenk nun scheinen die Regulationsmechanismen durch Veränderungen der neurophysiologischen und/oder muskelspezifischen Voreinstellungen in eine sensiblere Richtung hin verschoben zu werden. In der Kontrollgruppe verringert sich der Muskeldurchmesser im medialen Bereich in 10 cm proximal des Kniegelenkes als auch das Drehmomentmaximum signifikant. Diese beiden Mechanismen dienen dazu die Kraftentwicklung der Strecker als Förderer des ventralen Vorschubes zu verringern und dadurch den Schaden am operierten Gelenk gering zu halten.

Die Reflextherorie besagt, dass die Streckmuskulatur der verletzten Extremität über die Rezeptoren im Kniegelenk , die durch das Trauma und die anschließende Operation eine Verlängerung der Voreinstellung erfahren haben, im Vergleich zur gesunden Seite niedrigere Drehmomentmaxima entwickelt. Die kann, wie schon erwähnt, als protektive Maßnahme für das Kniegelenk aufgefaßt werden.

Die Knierezeptoren am gesunden Gelenk sind über ihre Afferenzen zu den τ -Motoneuronen für ihre muskuläre „Steiffheit“ (stiffness) und somit die Gelenkstabilität mitverantwortlich. Die τ -Motoneurone innervieren die Muskulatur der Muskelspindel, die spindelaferenzen hemmen über die Ib-Afferenzen die α -Motoneuronen.

Am operierten Knie kommt es jedoch beispielsweise durch entzündliche Prozesse (Bradykinin, Histamin und Prostaglandine etc.) zu einer im Vergleich zur gesunden Seite veränderten „stiffness“ und deshalb zu einer erhöhten Reflexbereitschaft. Durch eine in unserem Versuchsaufbau gewählten Situation der Reizung spinaler Reflexmuster bestehen die Schutzmechanismen weiterhin in den niedrigeren Winkelgeschwindigkeiten, während in der Geschwindigkeit von 150%/s durch die durch die propriozeptive Reizung durch das Galileo die stiffness des operierten Kniegelenkes nicht mehr so im Vordergrund steht, wie bei den anderen. Ob hierbei es sich um einen Nutzen oder ein Risiko handelt, wird am Ende dieses Kapitels diskutiert.

Die Muskelfasertyptheorie stützt sich auf die unterschiedliche Verteilung der Muskelfasertypen. Es existieren die langsamer kontrahierenden, ermüdungsresistenteren (Typ I) und die schnellen jedoch auch schnellerermüdenden (Typ II) Muskelfasern und die sich dazwischen befindlichen Intermediärtypen. Nach Tidow und Wiemann kommt es "bei einem explosiv-ballistischen Krafteinsatz ohne jegliche Dosiervorgabe dazu, dass alle motorischen Einheiten eines Muskels vom Beginn des Kraftanstieges einen muskelmechanischen Beitrag leisten".

Es werden also bei einem explosiven Krafteinsatz möglichst alle motorischen Einheiten gleichzeitig mit höchster Impulsfrequenz rekrutiert.

ERIKSON schrieb schon 1981, dass die TYP I-Faseratrophie sehr schnell nach Immobilisation auftritt und sehr lange besteht. Den Grund darin sieht er in einer teilweisen irreversiblen Schädigung der motorischen Einheiten (α - Motoneuron und dazugehörige Muskelfaser). Dies geschieht seiner Meinung nach entweder durch Schmerzzustände, aber auch durch die Tatsache, dass die Operation in Blutleere durchgeführt wird. Ziel ist somit eine möglich kurzfristige Immobilisation und frühestmöglich KG. Der Einfluss der Blutleere kann man hierbei nicht berücksichtigen.

Kazunori Yasuda et al stellte 1992 ebenfalls Kraftmessungen nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes heraus. Es hierbei wurde die Kraft mittels Cybex II drei Monate nach dem Eingriff gemessen und mit dem nichtoperierten Bein verglichen.

In dieser Studie wurden insgesamt 65 Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bis sieben Jahre postoperativ begleitet. Interessant ist die Messung drei Monate postoperativ. Es zeigte sich bei der isometrischen Messung eine Kraftdifferenz von ca. 50 %.

Im Rahmen des letzten follow up zeigte sich bei den Männern eine ca. 85 % Kraftintensität der verletzten Extremität, was dem praeoperativem Wert entspricht. Die Frauen erreichten den einen signifikant geringeren Wert von 70 % . Vergleichbar mit unserer Studie ist der ca. 50- 60 % Kraftabfall wenige Monate nach der Operation. Diese Tendenz ist auch in unserer Untersuchung auch bei 90°s und 120°s erkennbar. Bei 150°s unterscheidet sich jedoch dieser Verlauf in der Galileo und der Kontrollgruppe. Während die Kontrollgruppe deutlich Krafteinbußen von 58,9 % verzeichnet, erreichen die Patienten der Galileogruppe einen Wert von 76,9 %.

Dass die Ergebnisse bei höheren isokinetischen Geschwindigkeit divergieren stellte auch schon PEKKA und KANNUS im Rahmen seiner isometrischen und isokinetischen Untersuchung bei Patienten mit chronischen Knieinstabilitäten fest.

Hierbei wurden 8 Jahre nach dem Unfall die Daten erhoben. Im Durchschnitt zeigte sich ein bestehender Kraftverlust von 10-35 % bei den geringeren Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s. Bei den höheren Winkelgeschwindigkeiten von 180°/s zeigten sich jedoch erhebliche Variationen, welche auf die Abnahme der schnellzuckenden Typ II Muskelfaser zurückzuführen sei. Diese Atrophie der schnellzuckenden Muskelfaser könnte das Prinzip von Galileo 2000 entgegenwirken.

Anwendungsbereiche der oszillierenden Stimuli sind bisher im Bereich der Osteoporosetherapie bekannt. ROESSLER untersuchte sowohl eine Trainingsgruppe von 21 Probanden (Geschlechterverhältnis 16 weibliche und 5 männliche; Altersdurchschnitt 23,1) als auch eine Kontrollgruppe (Geschlechterverhältnis 13w zu 4m; Altersdurchschnitt 22,4) mit einer Trainingshäufigkeit von zwei mal pro Woche über 4 Monate. Erhoben wurden neben anderen Parametern auch eine Kraftstuhlmessung mit statischer Maximalkraft. Es zeigte sich neben einer Zunahme der Knochendichte ein Zuwachs an statischer Maximalkraft und Kraftausdauer der Beugemuskulatur der Trainingsgruppe. Die Streckmuskulatur ließ keinen eindeutigen Trend nachweisen. Die Untersuchungsgruppen setzten sich aus Probanden mit niedrigerem körperliches Aktivitätsniveau zusammen. Es ist deshalb davon auszugehen, dass die, wegen des kurzen Untersuchungszeitraums von 4 Monaten doch überraschend hohen Steigerungen der Knochendichte am Oberschenkelhals und der Muskelkraft der Beinmuskulatur, ausschließlich auf die mechanischen Stimuli zurückzuführen sind.

Da beim Training im Stehen der Körper mit dem Gerät ein geschlossenes System darstellt, kommt es neben dem Training der Beinstrecker ebenfalls zu einer Stimulierung der Beinbeuger, da sie gemeinsam mit ihren Antagonisten die beanspruchten Gelenke gegenüber auftretenden Vibrationen stabilisieren. Dies erklärt laut Rößler die deutliche Zunahme der statischen Maximalkraft und Kraftausdauer der Beinbeugemuskulatur. Obwohl diese Verbesserungen auch bei der Streckmuskulatur erwartet wurden, gab es hier gegenläufige Tendenzen für das rechte und das linke Bein. Ursachen für dieses Verhalten sind noch unklar. Sie liegen möglicherweise in der geringen Anzahl der Probanden oder in der unterschiedlichen Motivation der Probanden während der Testdurchführung begründet.

Ebenfalls wurden Langzeiteffekte der oszillierenden Stimuli durch eine Arbeitsgruppe von M. Schlitter untersucht. In dieser Untersuchung wurden 75 gesunde

postmenopausale Frauen (50-65 Jahre). Hierbei wurden die Frauen in drei Gruppen a 25 Personen eingeteilt. Die erste Gruppe trainierte mit Galileo, die zweite durchlief ein konventionelles Krafttraining während die dritte als Vergleichsgruppe diente. Es zeigte sich, dass die Beinkraft gemessen an einer Beinpresse bei der konventionellen Trainingsgruppe um 19,4% und bei der Galileogruppe um 27,0% zunahm. Bei der isometrischen Drehmomentsmessung konnte keine signifikante Veränderung festgestellt werden.

Ein Vergleich dieser Untersuchungen kann nur ein deskriptiver Ansatz sein, da die Ansätze der Studien zu unterschiedlich sind.

Am operierten Kniegelenk scheinen die Regulationsmechanismen durch Veränderungen der neurophysiologischen und/oder muskelspezifischen Voreinstellungen durch oszillierende Stimuli in eine sensiblere Richtung hin verschoben zu werden. Diese beiden Mechanismen dienen dazu die Kraftentwicklung der Strecker als Förderer des ventralen Vorschubes zu beeinflussen und dadurch den Schaden am operierten Gelenk gering zu halten.

Zur Beantwortung der Hypothese, ob mechanische Stimuli mittels einer oszillierenden Intervention einen Einfluss im Rahmen der frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes besitzen, konnte gezeigt werden, dass Schutzmechanismen durch mechanische Stimuli mittels einer oszillierenden Intervention im Rahmen der frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes beeinflusst werden.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie wurde ergänzend zu den „allgemeinen“ rehabilitativen Maßnahmen der Einfluß mechanischer Stimuli mittels oszillierender Interventionen vom Galileo 2000 auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes untersucht.

Hierzu wurde eine Galileogruppe mit oszillierender Stimulation einer Kontrollgruppe ohne zusätzlich Stimulation zum ambulanten Rehabilitationsprogramm gegenübergestellt. Alle Patienten hatten eine arthroskopisch durchgeführte vordere Kreuzbandplastik mit Semitendinosus-Transplant erhalten, welche durch zwei Operateure durchgeführt wurde, die sich gegenseitig bei den einzelnen Operationen assistierten und dieselbe Technik verwendet haben. Die untersuchte Gruppe umfaßte insgesamt 51 Patienten, von denen sich 36 der Nachuntersuchung stellten. Das Galileo 2000 Gerät arbeitet als Wippe mit einer Amplitude von 0-5 mm (medial nach distal) bei veränderbarer Frequenz. Zur Steigerung der Muskelleistung hat sich eine Frequenz von 25-27 Hertz bewährt, welches einer durchschnittlichen Zyklusdauer von ca. 38,5 Millisekunden entspricht. Dies ist die Zeit, die benötigt wird, um bei Auf- und Abbewegungen jeweils einen natürlichen Dehnungsreflex der Agonisten und Antagonisten in einer geschlossenen Kette zu erzeugen. Es wurden sowohl praeoperativ als auch 12 Wochen postoperativ sonographische und isokinetische Messungen vorgenommen. Ergänzend wurde ein prae und postoperativer Scorevergleich mittels Tenger und Lysholmscore vorgenommen.

Bei der Cybexmessung zeigten sich bei den Mittelwerten der Drehmomentmaxima der Winkelgeschwindigkeiten von 90°/s und 120°/s postoperativ ein ähnliches Verhalten in beiden Gruppen. Signifikante Unterschiede lassen sich bei 150°/s erkennen. Während in der Galileogruppe die Tendenz zur kontinuierlichen Abnahme der Maxima beibehalten wird, fällt in der Kontrollgruppe der Trendverlauf deutlich ab. Zusätzlich wurden sonografisch Muskelquerschnitte bei 10cm und 20 cm proximal des palpierbaren Kniegelenkspaltes im Bereich des medialen, ventralen und lateralen Kompartiments vorgenommen. Im Vergleich mit den praeoperativ erzielten Werten reduziert sich die Muskulaturdicke der betroffenen Extremität postoperativ in fast allen Bereichen um weitere 10 % im Vergleich zu der nicht betroffenen Extremität. Auffällig ist die schwach signifikante Reduktion der Muskulaturdicke in der

Kontrollgruppe am medialen Meßpunkt 10 cm proximal des Kniegelenkspaltes im Vergleich zur gesunden Seite.

Die Verteilung der sportlichen Aktivität anhand des Tenger-Scores zugunsten der Galileo-Gruppe zeigt sowohl prae- als auch postoperativ eine schwach positive Signifikanz

In der subjektiven Beurteilung des postoperativen Ergebnisses mittels Lysholm-Score sind die Patienten in der Kontrollgruppe „zufriedener“ als in der Galileo-Gruppe, auch wenn rechnerisch keine Signifikanz besteht.

Am operierten Kniegelenk scheinen Regulationsmechanismen durch Veränderungen der neurophysiologischen und/oder muskelspezifischen Voreinstellungen durch die Galileoanwendung in eine sensiblere Richtung hin verschoben zu werden. In der Kontrollgruppe verringert sich der Muskeldurchmesser im medialen Bereich in 10 cm proximal des Kniegelenkes als auch das Drehmomentmaximum signifikant. Die Kraftentwicklung wird wie in unserem Experiment gesagt unter anderem auch durch Reflexmechanismen hier mittels mechanisch oszillierender Stimulie beeinflusst. Es kommt trotz frühfunktioneller krankengymnastischer Behandlung zu einer Abschwächung der Drehmomente der Oberschenkelstreckmuskulatur und damit zu einer Verschiebung des Strecker/Beuger Verhältnisses hin zu den Beugern, die als Agonisten des VKB und auch des Patellasehnenansatzes aufzufassen sind. Diese Veränderung der muskulären Balance soll allzu großen ventralen Vorschub der Tibia verhindern und des Transplantates verhindern. Hierbei können mechanische Stimulie zum Muskelaufbau mittels Oszillation wie bei Galileo 2000 ihren Beitrag leisten.

Schlußfolgerung:

Durch Förderung der Reflexmechanismen durch mechanische Stimuli mittels einer oszillierenden Intervention werden Schutzmechanismen im Rahmen der frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes beeinflusst.

Literatur

BARBEE J., LANDIS D.: Reliability of Cybex computer measure. Phys. Ther. 64, (1984) 737-742

BASTIAN JD, FRANZ W: Erfahrungen mit Ganzkörpervibrationstraining nach arthroskopischer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Dtsche Zeitschrift Sportmedizin 56 Nr. 7/8 (2005) 228

BERGER S. : Untersuchungen zur Standardisierbarkeit sonographischer Meßmethoden bei Störungen im neuromuskulären System Kniegelenk. Promotion A, (1994) Leipzig

BEYNONN B.D., FLEMING, B.C.; JOHNSON, R.J., NICHOLS, C.E, RENSTRÖM, P.A.: Pope, M.H.: Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. Am. J. Sports Med. Vol. 23, (1995) 24 - 34.

BERSCHING G., BEHRENS A., SOMMER HM.: Zum Einsatz von Vibrationskrafttraining in der Rehabilitation nach VKB-Rekonstruktion Dtsch. Zeitschrift Sportmedizin 56 Nr 7/8 (2005) 228

BIEDERT R.M., STAUFFER E., FRIEDERICH N.F.: Occurrence of the free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic evaluation. Am J.Sports Med.20, (1992), 430-433

BOCHDANSKY TH: Zur Rehabilitation von Kniegelenkverletzungen, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 45, (1994) 37-38

BÖRNERT K.;FRÖHNER G.: Die sonographische Diagnostik bei Störungen des neuromuskulären Systems Kniegelenk nach Kreuzbandverletzungen. Akt Traumatol. 24 (1994). 232-238 Thieme Verlag, Stuttgart, New York

BYNUM B.E.: Open versus Closed Chain Kinetic Exercises after anterior Cruciate Ligament Reconstruction- a prospective randomised Study. Am J. Sports Med., 23, (1995), 401-406

CARVALHO De F.: Controlled ultrasonographic measurements of cross-sectioneal areas of the quadriceps muscle submitted to dynamic strength training J. Sports Med., 25, (1985) 251-254

DEBRUNNER H.U. :Orthopädisches Diagnostikum. G. Thieme Verlag, (1978) Stuttgart, New York

DIETZ V D.: Pathophysiologie und Therapie spastischer Gangstörung. Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstivi (1994)121-127,

DIPPOLD A. : Untersuchungen zur muskulären Stabilität des Kniegelenkes. (1980) Diss B. Leipzig

ECKHARDT R.; SCHARF, H.-P. :Die Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderer Kreuzbandverletzungen. Sportverletzung und Sportschaden; 6 (1994) 16-23

EHLENZ H., GROSSER M., ZIMMERMANN E.: Krafttraining; Grundlagen, Methoden, Übungen, Trainingsprogramme, BLV Sportwissen (1987), München

FINK C.,HOSER C. :Neuromuskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes, Sportverletzung, Sportschaden, 8 (1994), 25-30

FORMAN S.K., JACKSON D.W.: Cyclops lesions in Jackson D.W.(ed): The anterior cruciate ligament. Current and future concepts. Raven Press, N.Y. (1993): 365-372

FREIWALD J.,. JAEGER H. THOMA K : Isokinetische und isometrische Muskelfunktionsanalyse nach arthroskopisch durchgeführten vorderen Kreuzbandplastiken. Sportverletzungen-Sportschäden, 6, (1992) 6-13,

FREIWALD J.,.STARISCHKA S. :Rehabilitatives Krafttraining, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin; 44 (1993) 368-378

FREIWALD J., STARKER M, ZICHNER L: Isokinetische und isometrische Funktionsdiagnostik auf neurophysiologischer Basis. Phys Rehab Kur Med, 3 (1993) 33-48,

FREIWALD J., ENGELHARDT F.: Zu Einschränkungen der Beweglichkeit, deren Ursache und möglicher Interventionen. In: Hoster M, Nepper HU (Hrsg.): Dehnen und Mobilisierung. Waldenburg, Stuttgart (1994) 72-101,

FREIWALD J.,. STAISCKA P. :Isokinetische und isometrische Funktionsdiagnostik zur Konkretisierung von Therapie- und Trainingsplänen, Dtsch. Z. Sportmed., 45 (1994) 26-27

FREIWALD J.: Veränderungen von Umfangsmaßen, isometrischen und isokinetischen Kraftwerten nach Schädigung des Kniegelenkes unter besonderer Berücksichtigung neurophysiologischer Ursachen. Inaugural-Dissertation Dresden 1992

FROBÖSE A., VERDONCK F., DUESBERG C., MUCHA N. : Auswirkungen unterschiedlicher Belastungsintensitäten im Rahmen eines postoperativen stationären Aufbautrainings auf Leistungsdefizite des M. Quadriceps femoris, Z. Orthop. 131 (1993) 164-167

FROBOESE I. : Im Brennpunkt: Isokinetik; Stellenwert des isokinetischen Trainings in der postoperativen ambulanten Rehabilitation nach Sport und Unfallverletzungen, Deutsche Sporthochschule Köln; (1993) 6-9

GLASGOW P.: The effect of erarly versus late return to vigorous activities on thr outcome of anterior crciate ligament reconstruction Am J Sport Medicine 21, (1987) 243-248

GRÜBER J., WOLTER D., LIERSE W.: Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). Unfallchirurgie 89(1986) 551-554

GÜNTHER R., JANTSCH H.: Physikalische Medizin; (1982) Springer Verlag , Stuttgart

GUTENBRUNNER C. :Muskeltraining und Muskelüberlastung. (1990) Thieme , Stuttgart

HÄGGMARK T.:Skelettmuskelveränderungen bei Verletzungen und Immobilisierung. In: CottaH.H. KrahlK. Steinbrück: Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates. Thieme, Stuttgart- New York (1980) 152-156

HARRE D.: Trainingslehre, 10. Auflage, Thieme (1986) Stuttgart

HEFTI F., STOLL T. :Heilung von Ligamenten und Sehnen, Der Orthopäde, 24, (1995) 237-245

HETTINGER T. :Isometrisches Muskeltraining G. Thieme Verlag,(1983) Stuttgart, New York

HOLGEN M., KOZLOWSKI B.: Relationship of reciprocal torque production to gait in hemiplegia. Phys. Ther. 64, 5 (1984) 714-716

HOLLMANN W. . :Sportmedizin. Arbeits- und Trainingsgrundlagen. (1980) Schattauer, Stuttgart, New York

HÜLLEMANN K.D. :Sportmedizin in Klinik und Praxis G. Thieme Verlag, (1980) Stuttgart, New York

JOHANSSON H., LORENTZON R.: Receptors in the knee Joint Ligaments and their Role in the Biomchanics of the joint. Critical Reviews in Biomedical Engineering ,18,(1994) 132-135

KARIYA T.: Magnetic resonance imaging and spectroscopy of thigh muscle in cruciate ligament insufficiency Acta Orthop Scand, 60, (1989) 322-325

KAZUNORI Y, YASUDA P.: Quantitativ evaluation of knee instability and muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction using patellar and quadriceps tendon Am J Sport Med. 20, (1993) 124-128

KLINGER M.: Stabilität und funktionelles Ergebnis nach vorderer Kreuzbandverletzungen am Kniegelenk. Krankengymnastik 7 (1990) 770-773,

LITTLE K., SINNING W.: Reliability of maximal isokinetic strength and work measures. Med. Sci. Sports Ex. 17 ,(1985) 247-251

LOBENHOFFER P, BLAUTH M, TSCHERNE H.: Resorbierbare Augmentationsplastik und

funktionelle Nachbehandlung bei frischer vorderer Kreuzbandruptur. Z.Orthop., 126, (1988): 296 - 299.

LUDWIG M. :Funktionsanalytische Untersuchungen des rehabilitativen Krafttrainings nach vorderer Kreuzbandplastik und ihre Konsequenzen. Dtsch. Z. Sportmed. 48 (1997) 193-200

MATON B. : Human Motor Unit Activity During the Onset of Muscle Fatigue in Submaximal Isometric Contraction. Eur J Appl Physiol, 46, (1981) 271-281

MENSE S.: Verhalten Nozizeptoren im normalen und entzündeten Muskel. Aus Schmerz und Sport Hrsg. R. Spintge und R. Droh. (1988) Springer Verlag Hamburg

MEYER-LOHMANN J., SCHOMBURG E.: Aspekte cerebraler und spinaler Mechanismen der Motorik. Aus der Reihe „Hirnfunktion Transparent, Informationen zum Thema Gehirn“ der Fa. Cassella Riedel

OW von, D ;HUENI, S. :Muskuläre Rehabilitation Beurteilung motorischer Funktionen; Patientengerechte Übungs- und Trainingskonzepte; (1987) Erlangen

PÄSSLER H.H., SHELBOURNE, K.D.: Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. Z. Ortop. ,22, (1993): 421-435

PALMA, A.F. de :Disaese of the knee. J.B. Lipincott, Philadelphia,London , Montreal (1954)

PEKKA H. KANNUS T. : Function of the quadriceps and hamstrings muscle in knees with chronic partial deficiency of the anterior cruciate ligament Am J sport med. 20 , (1988) 162-168

RAUBER T., KOBSCHE M. (Hsrg.): Anatomie des Menschen, Band 1, Thieme Stuttgart (1985)

RÖSSLER J., MARSCH S., ABENDROTH Th., MEUSER H., HÜBSCHER K.: Wirkung mechanischer Stimuli mittels oszillierender Intervention durch Galileo 2000 www.galileo2000.nl/studies/ Medisch-Roessler-power&botkwaliteit

ROMPE,G. :Begutachtung der Haltungs- und Bewegungsorgane G. (1992) Thieme Verlag, Stuttgart, New York

ROSENBERG N.: Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction Am J Sports Med 20 , (1992) 519-525

SCHIEBLER Th., SCHMIDT W : Anatomie, Springer Verlag 1987 Platzner W.: Taschenatlas der Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat. (1986) Thieme Stuttgart

SCHLITZER G., HARTARD S., HÄRING H., SCHIESSEL L.: Langzeiteffekte des Galileo 2000 , Präv. u. Rehab. Sportmedizin, Nuklearmedizin – Klinikum rechts der Isar-Technische Universität München, Novotec- Pforzheim

SCHMIDT R.F. : Grundriß der Neurophysiologie. Heidelberger Taschenbücher, 6. Auflage (1987),Springer-Verlag Berlin

SCHMIDT.F., THEWS G.: Physiologie des Menschen,(1990) Springer-Verlag, Berlin,

SCHOMBURG E.D.: Spinale Eigenleistungen in der Motorik. Aus Grundlagenforschung in der Sportmedizin, 3. Heidelberger Orthopädie-Symposium (1979). Thieme Verlag Stuttgart

SCHOMBURG E.D.: Zur Funktion nozizeptiver Afferenzen in der spinalen Motorik. Aus Schmerz und Sport Hrsg. R. Spintge und R. Droh. (1988) Springer Verlag Berlin

SEGESSEER, B.: Die Rehabilitation nach Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel des Ligamentum patellae beim Sportler. Sportverletzung, Sportschaden; 18 (1993) 18-21

SHELBOURNE T, GRAY P.: Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year followup Am J Sports Med, 25, (1991) 786-795

SHELBOURNE T., NITZ P.: Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction Am J Sport Medicine. 18. (1990) 123-129

SHELBOURNE, THOMAS E. KLOOTWYK, De CARLO :Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation program Am J. Sports Med., 23 (1995) Sept-Oct

SOLOMONOW M., BARATTA Bh., ZJOU EE., SHOIJ , BOSE W., BECK CD.; AMBROSIA R.: The synergistic action of the anterior cruciate ligament and the tight muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Medicine 15, (1987) 207-213,

STEINBRÜCK K: Epidemiologie von Sportverletzungen. In: Steinbrück K (Hrsg): Sportverletzungen und Überlastungsschäden. Prävention, Diagnostik, Therapie, Rehabilitation 9 (1992). 9-16,

STEVEN G., GLASGOW H.: The effect of early versus late return to vigorous activities on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction Am J Sports Med Vol. 21,2, (1993) 243-248

VITASALO JT: EMG, Reflex and Reaction Time Components, Muscle Structure and Fatigue During Intermittent Isometric Contractions in Man. Int J Sports Medicine,12, (1980) 185-190,

WEIMANN G: Bewegungstherapie bei Schlaganfallfolgen. In: Conradi E, Brenke R (Hsgr.): Bewegungstherapie. Berlin(1993), 164-177, Thieme Verlag Berlin

WIRTH C.J., JÄGER , KOLB :Die komplexe vordere Knieinstabilität. G. Thieme Verlag, (1984) Stuttgart, New York

WÜLKER N., KOHN D., SIEBERT W.E., WIRTH C.J.; Die Bedeutung der Aktivitäts-Scores bei der Bewertung der Kniebandrekonstruktion. Sportverl. Sportschad. , 5, (1991) 130-134

ZIMNY M., WINK C. : Neuroreceptors in the Tissues of Knee Joint. J. Electromyo Kinesio. Vol. 1, (1991) 148-157

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

Michael Kombrink

Erklärung

„Ich, Michael Kombrink , erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Einfluss mechanischer oszillierender Stimuli im Rahmen der frühfunktionellen Aktivierung des propriozeptiven Systems auf die Oberschenkelmuskulatur nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenkes“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Werther, den 24.03.2006

Unterschrift