

Aus der Orthopädischen Abteilung der
Moritz-Klinik GmbH & Co. KG
Bad Klosterlausnitz

Untersuchungen zum Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden
Muskulatur bei Gonarthrose vor und nach Implantation einer
Kniegelenktotalendoprothese

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Doktorgrades

Dr. med.

(doctor medicinae)

an der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von Steffen Hein

aus Hohenmölsen

Magdeburg 2010

Dokumentationsblatt

Bibliographische Beschreibung:

Hein, Steffen:

Untersuchungen zum Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur bei Gonarthrose vor und nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese.

2010. – 71 Bl.: 13 Abb., 7 Tab.

Kurzreferat

Bei 39 Patienten wurde der Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur bei Gonarthrose vor und nach K-TEP-Implantation anhand objektiver Parameter erfasst und mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Es wurden klinische, elektromyographische, isokinetische und sonographische Untersuchungen zu Auswirkungen der Gonarthrose, Einfluss des OP-Traumas und Veränderungen im postoperativen Verlauf insbesondere für die zentrale Muskelansteuerung durchgeführt. Die Untersuchung der Kontrollgruppe erfolgte einmalig und die Untersuchung der Patientengruppe zu den Zeitpunkten präoperativ, AHB-Anfang, AHB-Ende und 26 Wochen postoperativ.

Im Ergebnis zeigt sich, dass es durch die Gonarthrose zu einer komplexen Funktions einschränkung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur kommt, welche durch das Operationstrauma nochmals verstärkt wird. Es ist eine signifikante Einschränkung der zentralen Muskelansteuerung nachweisbar, die vor allem den Musculus quadriceps femoris betrifft. Ursache für die zentrale Ansteuerungsproblematik sind schmerz bedingte zentrale Hemmmechanismen. Auch zum Ende der AHB ist noch immer eine komplexe muskuläre Funktionsstörung nachweisbar. Als Konsequenz bedarf es zum einen einer suffizienten postoperativen Schmerztherapie. Zum anderen sollte die rehabilitative Behandlung im Anschluss an die AHB fortgeführt werden. Das betrifft vor allem die Schulung und Wiedererlangung der koordinativen Fähigkeiten durch ein gezieltes reaktiv-sensorisches Training.

Schlüsselwörter

Kniegelenk-Totalendoprothese (K-TEP)

Anschlussheilbehandlung (AHB)

Elektromyographie (EMG)

Ermüdung

Musculus quadriceps femoris

Schmerz

	Inhaltsverzeichnis	Seite
	Abkürzungsverzeichnis	
1	Einführung	7
1.1	Einleitung	7
1.2	Zielstellung	10
1.3	Theoretische Grundlagen	12
2	Material und Methoden	15
2.1	Untersuchungsgruppe	15
2.2	Kontrollgruppe	16
2.3	Untersuchungszeitpunkte	17
2.4	Untersuchungsverfahren	17
2.4.1	Klinische Parameter	18
2.4.2	EMG	18
2.4.3	Isokinetik	24
2.4.4	Sonographie	25
2.5	Datenauswertung	26
3	Ergebnisse	27
3.1	Klinische Parameter	27
3.1.1	Body-Mass-Index	27
3.1.2	Beweglichkeit	29
3.2	EMG	30
3.2.1	Musculus rectus femoris	32
3.2.2	Musculus vastus medialis	33
3.2.3	Musculus vastus lateralis	35

3.2.4	Weitere untersuchte Muskulatur ohne M. quadriceps	
	femoris	36
3.2.5	VAS und Borg-Skala	39
3.3	Isokinetik	43
3.3.1	Isokinetik Frauen	43
3.3.2	Isokinetik Männer	45
3.3.3	Verhältnis Extension/Flexion	47
3.4	Sonographie	48
4	Diskussion	51
5	Zusammenfassung	60
6	Literaturverzeichnis	61
	Danksagung	69
	Erklärung zur Promotion	70
	Lebenslauf	71

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	-	Abbildung
AHB	-	Anschlussheilbehandlung
BMI	-	Body-Mass-Index
bzw.	-	beziehungsweise
d.h.	-	das heißt
EMG	-	Elektromyographie
etc.	-	et cetera
et al.	-	et alii
J.	-	Jahre
Kontrollgr.	-	Kontrollgruppe
K-TEP	-	Kniegelenk-Totalendoprothese
M.	-	Musculus
postop.	-	postoperativ
SENIAM	-	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
u.a.	-	unter anderem
usw.	-	und so weiter
Wo.	-	Woche

1 Einführung

1.1 Einleitung

Derzeit leiden zirka 20 Millionen Bürger in der Bundesrepublik Deutschland an arthrotischen Veränderungen von mindestens einem Gelenk (Jerosch et al. 1997, Vetter 1998). Das Kniegelenk ist gefolgt vom Hüftgelenk das am häufigsten von der Arthrose betroffene große Gelenk (Reichel 2000, Debrunner 2005).

Durch die zunehmende Lebenserwartung, aber auch die steigende Zahl von Sportverletzungen mit Gelenkbeteiligung, welche oft posttraumatische Gelenkveränderungen nach sich ziehen, wird diese Zahl auf absehbare Zeit nicht abnehmen, sondern sich eher noch erhöhen. Neben den enormen sozioökonomischen Folgen durch medizinische Behandlungsnotwendigkeiten, Arbeitsunfähigkeit, Aufwendungen für vorzeitige Berentungen usw. führt dies zu einer beträchtlichen Zahl orthopädisch-unfallchirurgisch zu behandelnder Patienten (Vetter 1998).

Eine Heilung der Arthrose ist heute und auch in der näheren Zukunft wahrscheinlich nicht möglich. Aus diesem Grund ist derzeit das Ziel der medizinischen Behandlung, die Gelenkfunktion zu erhalten oder wiederherzustellen und damit verbunden die subjektiven Beschwerden und dabei insbesondere die Schmerzsymptomatik positiv zu beeinflussen. Nach Ausschöpfung aller konservativen Maßnahmen gilt heute der endoprothetische Gelenkersatz als Goldstandard zur Behandlung degenerativer Gelenkerkrankungen (Erler et al. 2007, Jerosch/Heisel 1998, Salis Soglio 2007).

Die mit Abstand häufigsten endoprothetischen Operationen betreffen das Knie- und Hüftgelenk. Während die Anzahl der implantierten Hüftgelenkendoprothesen in den letzten Jahren relativ konstant blieb, ist bezüglich der Kniegelenkendoprothesen ein stetiger Anstieg der Implantationszahlen zu verzeichnen.

Gegenwärtig werden in der Bundesrepublik Deutschland ca. 100.000 Kniegelenk-Totalendoprothesen pro Jahr implantiert, wobei der ungekoppelte bikondyläre Ober-

flächenersatz den weitaus überwiegenden Teil ausmacht (Jerosch et al. 1997, Erler et al. 2007).

Wichtige Kriterien für den Erfolg einer Endoprothesenimplantation sind neben der Standzeit der implantierten Endoprothese klinische Parameter, wie aktives Bewegungsausmaß, passive Gelenkstabilität und Schmerzfreiheit. Diese genannten Kriterien sind von einer Reihe von Faktoren abhängig. Als die wesentlichsten sind eine korrekte Implantatplatzierung, eine weichteilschonende Operationstechnik und eine suffiziente Rehabilitationsbehandlung zur Wiederherstellung und Verbesserung von Beweglichkeit, Kraft und muskulärer Koordination anzusehen (Erler et al. 2007).

Aus den biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenkes ergibt sich insbesondere für den ungekoppelten bikondylären Oberflächenersatz die Notwendigkeit intakter, das Kniegelenk umgebender Weichteilstrukturen. Das gilt sowohl für die stabilisierenden Bandstrukturen, also inneres und äußeres Seitenband, und, wenn erhalten, hinteres Kreuzband jeweils in Verbindung mit der fibrösen Gelenkkapsel, als auch für die das Kniegelenk umgebende Muskulatur.

Ein Ziel der Operation ist die passive und aktive Stabilität der implantierten Kniegelenkendoprothese. Intakte Kapsel-Band-Strukturen bei gleichzeitig vorhandener suffizienter muskulärer Führung des Gelenkes sind dazu zwingend erforderlich. Diese Stabilität der Gelenkführung ist neben korrekten Achs- und Rotationsverhältnissen das entscheidende Kriterium für die mechanische Beanspruchung der implantierten Endoprothese und hat somit entscheidenden Einfluss auf den Verschleiß der Endoprothesenkomponenten und letztlich auf die Standzeit der Endoprothese.

Die Bandstabilität ist unmittelbar mit der korrekten Platzierung des Implantates verknüpft und somit nur intraoperativ steuerbar. Die Beeinflussung der muskulären Stabilität bzw. Suffizienz hingegen ist intraoperativ nur sehr gering und somit fast ausschließlich prä- und postoperativ möglich.

Für eine physiologische Gelenkfunktion sind komplexe Bewegungsabläufe erforderlich. Diese sind in ihrer Komplexität immer das Ergebnis des Zusammenspiels von sensorischen Afferenzen und motorischen Efferenzen, was letztlich als Sensomotorik bezeichnet wird (Bochdansky/Kollos 1998). Funktionstüchtige sensomotorische Systeme sind eine unabdingbare Voraussetzung für die korrekte Wahrnehmung der jeweiligen Gelenkstellung unter statischen als auch dynamischen Bedingungen, aber

ebenso zur situativ adäquaten Gelenkbewegung und Gelenkstabilisation. Dem Oberbegriff Sensomotorik ist daher der Begriff Bewegungskoordination, welcher die zielgerichtete, situationsadäquate Organisation motorischer Aktionen beschreibt, unterzuordnen. Als Ausführungs- bzw. Erfolgsorgan der Bewegungskoordination bedarf es einer suffizienten Muskulatur (Neumann et al. 1999, Erler et al. 2007).

Degenerative Veränderungen und posttraumatische Zustände führen zwangsläufig zu Störungen im sensomotorischen Bereich (Freiwald/Engelhardt 1996, Reuter et al. 1996, Sparmann et al. 1996, Freiwald et al. 1997, Jerosch et al. 1998). Als Folge kommt es durch Reizung oder Ausfall von Rezeptoren zu einer Hemmung bzw. Aktivierung muskulärer Strukturen, die nicht dem normalen Bewegungsmuster entsprechen, sondern sich an den vorliegenden pathologischen Veränderungen orientieren (Angermüller et al. 1994, Erler et al. 1996, Erler et al. 1997, Anders 1998, Erler et al. 1998b).

Der menschliche Organismus ergreift unwillkürlich Mechanismen, um das erkrankte Gelenk zu schützen. Diese manifestieren sich letztendlich als muskuläre Koordinationsstörungen und verändern den motorischen Stereotyp (Pap et al. 1998, Koralewicz/Engh 2000, Saari et al. 2005). In der Folge kommt es zu Funktions einschränkungen des erkrankten Gelenkes mit Verringerung des möglichen Bewegungsausmaßes im Sinne eines Streck- bzw. Beugedefizits und/oder Verminderung der Maximalkraft bzw. Kraftausdauer mit Ausbildung einer Muskel atrophie. Bewegungseinschränkungen sind u. a. durch Verkürzungen bzw. eine ver minderte Verlängerungsfähigkeit vor allem der Haltemuskulatur, wie z. B. des M. rectus femoris, begründet. Die Muskelatrophie hingegen betrifft eher die Bewegungsmuskeln wie z. B. den M. vastus medialis und den M. vastus lateralis (Pap et al. 2000, Schünke 2000, Anchuela et al. 2001).

Durch das operative Trauma werden diese vorbestehenden Beeinträchtigungen der Funktionseinheit Gelenk nochmals verstärkt, was sich in persistierenden Schwellungszuständen mit gestörter Trophik, Zunahme der vorbestehenden muskulären Dysbalancen, schmerzbedingter weiterer Verminderung des möglichen Bewegungsausmaßes mit Schonhaltungen usw. äußert (Erler et al. 1998a, Neumann et al. 1999).

In der Summe ist festzustellen, dass die korrekte Implantation der Endoprothese sicher einen entscheidenden Teil für den Erfolg des Gelenkersatzes darstellt, dass aber andererseits die Wiederherstellung der motorischen Leistungsfähigkeit einhergehend

mit suffizienten, stabilisierenden muskulären Verhältnissen einen nicht minder wichtigen Bestandteil der erfolgreichen Endoprothesenimplantation ausmacht und somit das Ziel der postoperativen Rehabilitationsbehandlung darstellt (Fuchs et al. 1997, Erler et al. 1998a, Fuchs et al. 1998, Ayers et al. 2005).

Aus diesem Grund besteht die Notwendigkeit einer gezielten und situationsadäquaten Nachbehandlung, die zum einen das mit der operativen Versorgung erreichte Ergebnis stabilisiert und zum anderen die motorischen und funktionellen Fähigkeiten des Patienten weiter verbessert. Die mit der korrekten Operationstechnik erreichte Primärstabilität des Kniegelenkes soll dadurch gesichert und vor allem für einen möglichst langen Zeitraum erhalten werden (Erler et al. 2007).

Das Ziel der operativen Behandlung muss ein zufriedener Patient sein, dessen arthrosebedingte funktionelle Beschwerden mit den sich daraus ergebenden objektiven und subjektiven Einschränkungen der Lebensqualität für einen möglichst langen Zeitraum minimiert oder noch besser beseitigt sind.

1.2 Zielstellung

Ziel unserer Untersuchung war die Erfassung objektiver Parameter über die muskuläre Situation und den Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur vor der geplanten Endoprothesenimplantation und im Verlauf des ersten halben Jahres nach der Implantation. Das Hauptaugenmerk legten wir dabei auf das Ermüdungsverhalten des M. quadriceps femoris als wichtigsten aktiven Stabilisator des Kniegelenkes (Debrunner 2005).

Durch einen Ermüdungsversuch wurde die EMG-Aktivität des M. quadriceps femoris und benachbarter Kennmuskeln unter standardisierten Untersuchungsbedingungen bestimmt. Ergänzend wurden klinische Parameter erfasst sowie sonographische Untersuchungen und isokinetische Kraftmessungen durchgeführt.

Von Interesse war dabei insbesondere die Frage, ob es im Rahmen der Ausprägung einer Gonarthrose und im Verlauf nach der Endoprothesenimplantation zu einer

Störung der zentralen Ansteuerung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur kommt, denn der Patient ist nur bei adäquater zentraler Ansteuerung in der Lage, die entsprechenden Muskelgruppen zur aktiven Stabilisierung des operativ versorgten Gelenkes einzusetzen.

Es ist in der Literatur belegt, dass sich aufgrund der pathologischen Veränderungen bei der Ausprägung einer Gonarthrose Störungen der aktiven Muskelfunktion entwickeln (Ekdahl et al. 1989, Madsen et al. 1995, Horstmann et al. 2000, Anchuela et al. 2001, Gechev et al. 2004). Dabei spielen zentrale Ermüdungsprozesse bzw. Hemmmechanismen mit einer Veränderung der Ansteuerung der peripheren Motoneurone eine wichtige Rolle (Appell et al. 1991, Comerford/Mottram 2001b).

Durch die vorliegende Untersuchung präoperativ und im Verlauf nach der Endoprothesenimplantation sollten zum einen Veränderungen bzw. Störungen der zentralen Ansteuerung der Muskulatur als Folge der degenerativen Gelenkveränderungen und zum anderen Veränderungen in der motorischen Ansteuerung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur im Verlauf nach erfolgter Operation untersucht bzw. nachgewiesen werden.

Als Ergebnis erwarteten wir Aussagen zur zentralen Ansteuerung der untersuchten Muskulatur auch in Abhängigkeit vom zeitlichen Intervall zur erfolgten Operation und somit Erkenntnisse, ob und wann die Muskulatur überhaupt in der Lage ist, ihre Aufgabe zur Stabilisierung des operierten Kniegelenkes zu erfüllen.

Anhand der Untersuchungsergebnisse sollen Schlussfolgerungen für den Rehabilitationsprozess von Patienten nach K-TEP-Implantation und dessen zeitliche und inhaltliche Optimierung gezogen werden.

Zusammenfassend sollen durch die vorliegende Arbeit insbesondere folgende Fragestellungen untersucht werden:

1. Welche Auswirkungen hat die Gonarthrose auf die Funktion der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur und kommt es zu einer Störung der zentralen Muskelansteuerung, insbesondere des Musculus quadriceps femoris?
2. Welchen Einfluss hat das operative Trauma auf die muskuläre Funktion bzw. die zentrale Ansteuerung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur?

3. Wie verändert sich die muskuläre Funktion bzw. die zentrale Muskelansteuerung im postoperativen Verlauf, d.h. während der Anschlussheilbehandlung und weiter im ersten halben Jahr nach der Endoprothesenimplantation?
4. Welche Schlussfolgerungen können für die Optimierung der postoperativen Nachbehandlung/Rehabilitation gezogen werden?

1.3 Theoretische Grundlagen

Nach Luttmann et al. ist die Ermüdung eines Muskels durch das „Nachlassen der Fähigkeit, eine geforderte oder angestrebte Kraft aufrechtzuerhalten“ gekennzeichnet (Luttmann et al. 2000). Gandevia et al. definieren muskuläre Ermüdung als „jede übungsbedingte Verminderung der Fähigkeit, Muskelkraft zu produzieren, unabhängig davon, ob die Aufgabe ausgeführt werden kann oder nicht“ (Gandevia et al. 1995).

Im Rahmen des Ermüdungsprozesses der Muskulatur muss zwischen peripherer und zentraler Ermüdung unterschieden werden (Bigland-Ritchie et al. 1978, Gandevia et al. 1995). Die periphere Ermüdung ist durch eine Veränderung der metabolischen Situation bei direkt an der Muskelfaser ablaufenden Prozessen gekennzeichnet und äußert sich elektromyographisch in einer Verminderung des Frequenzinhaltes hin zu niedrigen Frequenzen im EMG. Grund hierfür ist die verminderte Ausbreitungsgeschwindigkeit der elektrischen Potentiale auf der Zellmembran (Anders 1998).

Zentrale Ermüdungsprozesse hingegen sind durch eine Veränderung der Ansteuerung der peripheren Motoneurone charakterisiert. Diese können beispielsweise durch eine veränderte Afferenzkontrolle bedingt sein, was im EMG-Signal ebenfalls zu einer Verminderung der Medianfrequenz führt. Für angewandte praktische Fragestellungen muss von einem Auftreten beider Komponenten mit unterschiedlicher Ausprägung ausgegangen werden. Kompensatorisch ist im Prozess der muskulären Ermüdung immer eine Erhöhung der EMG-Amplitude zu beobachten (Anders 1998).

Grundsätzlich ist aber festzustellen, dass ein Muskel nur dann ermüdet, wenn er angesteuert wird. Appell et al. beschreiben eine „fehlende Ermüdung atrophierter Muskeln als ein paradoxes Phänomen“ und erklären sich dieses aus einer Innervationshemmung bei atrophierten Muskeln (Appell et al. 1991). Für dieses „Phänomen“ werden Mechanismen zentraler Hemmung verantwortlich gemacht. Durch die differenzierte Betrachtung und Analyse des Amplituden- und Frequenzverhaltens im EMG-Signal ist es möglich, verschiedene Muskelfunktionszustände zu differenzieren bzw. Veränderungen im Funktionsverhalten der jeweils untersuchten Muskulatur nachzuweisen (Luttmann 1996, Anders 1998, Luttmann et al. 2000).

In der Literatur sind mehrere Modelle zur Differenzierung der Muskelfunktion beschrieben (Kondraske et al. 1987, Kiryu et al. 1992, Luttmann 1996, Kiryu et al. 1997). Da diese meist hohe Anforderungen an die Analyse der Untersuchungsergebnisse stellen und teilweise sehr aufwändige Versuchsanordnungen zur Datenerfassung notwendig sind, ist deren Einsatz für praktische Fragestellungen nur eingeschränkt möglich (Anders 1998).

Ein für unsere Fragestellung praktikables und geeignetes Verfahren zur Differenzierung der muskulären Funktionszustände stellt das von Luttmann et al. veröffentlichte JASA-Schema dar (Luttmann et al. 2000, Abb. 1).

Durch die gleichzeitige Betrachtung der zeitlichen Veränderung von EMG-Amplitude und Medianfrequenz kann nach diesem Schema der jeweilige Funktionszustand des untersuchten Muskels mit den Qualitäten Kraftzunahme, Ermüdung, Kraftabnahme oder Erholung beschrieben werden.

Für die Frage nach einer zentralen Ansteuerungsproblematik ist insbesondere die Veränderung der EMG-Amplitude von Interesse. Die mit einer Amplitudenerhöhung einhergehenden qualitativen Muskelfunktionsbeschreibungen Kraftzunahme und Ermüdung sind durch einen unterschiedlichen Trainingszustand der untersuchten Muskeln zu erklären. Beide Funktionszustände sind jedoch durch das Vorhandensein einer zentralen Ansteuerung und auch die Möglichkeit einer Erhöhung derselben charakterisiert. Die Amplitudenabnahme hingegen ist ein eindeutiges Kriterium für eine Verminderung oder gar ein Fehlen dieser zentralen Ansteuerung (Anders 1998).

Somit kann durch eine reliable, wiederholbare Versuchsanordnung mittels eines Oberflächen-EMG bei einer definierten Belastung eine qualitative Aussage über den



Abb. 1: Schematische Darstellung der Methode zur:
 „Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude = JASA“
 (Luttmann et al. 2000)

jeweiligen Muskelfunktionszustand gemacht werden. Das Oberflächen-EMG bietet hierfür eine Reihe von Vorteilen. Es ist nichtinvasiv und durch den derzeit erreichten technischen Standard ist es möglich, reliable Ergebnisse zu erzielen. Aus diesem Grund wird es zunehmend in der Sportwissenschaft, Rehabilitation und auch zu arbeitsmedizinischen Untersuchungen eingesetzt (Erler et al. 2000, Farina et al. 2002, Marshall/Murphy 2003, Ollivier et al. 2005, Cifrek et al. 2009). Aus den genannten Gründen stellt das Oberflächen-EMG für die vorliegende Arbeit ein geeignetes Untersuchungsverfahren dar.

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchungsgruppe

Untersucht wurden insgesamt 39 Patienten (Alter 68,8 Jahre \pm 6,2 Jahre), bei denen zwischen November 2002 und April 2006 in der Helios Klinik Blankenhain ein endoprothetischer Kniegelenkersatz erfolgte. In der Untersuchungsgruppe befanden sich 26 weibliche (70,5 Jahre \pm 5,3 Jahre) und 13 männliche (64,9 Jahre \pm 6,4 Jahre) Patienten.

In allen Fällen erfolgte die Implantation einer bikondylären Oberflächenersatzprothese. Die Indikation für den bikondylären Oberflächenersatz stellte 36 mal eine primäre Gonarthrose und 3 mal eine sekundäre Gonarthrose dar. Die sekundäre Gonarthrose hatte sich in einem Fall im Rahmen einer primär chronischen Polyarthritid, in einem Fall als posttraumatische Gonarthrose nach konservativ behandelter medialer Tibiakopffraktur und in einem Fall als Folge einer kompletten Meniskektomie des Außenmeniskus entwickelt.

Die Operation erfolgte über einen standardisierten ventralen Zugang mit antero-medianer Hautinzision von der Tuberossitas tibiae bis ca. 5 cm oberhalb der Patella-oberkante und nachfolgender anteromedialer Arthrotomie. Alle Endoprothesen wurden in der zementierten Technik sowohl femoral als auch tibial implantiert. Ein Patellarückflächenersatz wurde nicht durchgeführt.

Bei 24 der 39 Patienten mit bikondylärem Oberflächenersatz wurde eine bikondyläre Oberflächenersatzprothese vom Typ Solution-TC® (Firma Smith & Nephew) und bei 15 Patienten eine bikondyläre Oberflächenersatzprothese vom Typ Scorpio® (Firma Stryker) implantiert. Die operierte Seite war 19 mal rechts und 20 mal links. Bei 8 Patienten war anamnestisch bereits ein endoprothetischer Ersatz der Gegenseite erfolgt. Dieser wurde 7 mal bikondylär und 1 mal unikondylär ausgeführt. 14 Patienten wiesen auf der Gegenseite eine klinisch und röntgenologisch gesicherte Gonarthrose auf. Die anderen 17 Patienten waren bezüglich der Gegenseite beschwerdefrei.

Bei allen Patienten erfolgte eine stationäre Anschlussheilbehandlung in der Moritz-Klinik Bad Klosterlausnitz. Die Aufnahme zur AHB erfolgte durchschnittlich 14 Tage postoperativ ($14,1 \text{ d} \pm 3,4 \text{ d}$) und die Aufenthaltsdauer in der stationären AHB betrug im Schnitt 22 Tage ($21,7 \text{ d} \pm 2,2 \text{ d}$).

Alle Patienten wurden während der stationären AHB mit einem standardisierten Therapieprogramm behandelt. Dieses Programm umfasst aktive krankengymnastische und sporttherapeutische Einzel- als auch Gruppenbehandlungen, welche zum Teil auch im Bewegungsbad durchgeführt wurden, Gehschule und Endoprothesenschule, Elektromyostimulation sowie passive physiotherapeutische Maßnahmen wie Kryotherapie und klassische Massage.

Bezüglich des durchschnittlichen Umfanges der aktiven und passiven therapeutischen Maßnahmen gab es bei den Patienten keine signifikanten Unterschiede.

Nach Abschluss der stationären Anschlussheilbehandlung wurden alle Patienten entweder über die traumatologische Ambulanz der Helios-Klinik Blankenhain oder die jeweiligen Hausärzte bzw. ambulant tätigen Fachärzte weiterbetreut, wobei in allen Fällen die physiotherapeutische Weiterbehandlung bis mindestens zur 13. postoperativen Woche gewährleistet war. Alle Patienten erhielten mit Entlassung aus der AHB ein Gerät zur Elektromyostimulation sowie ein Programm zur Selbstübung im häuslichen Milieu.

Die Patienten erklärten sich freiwillig bereit an dieser Untersuchung teilzunehmen und realisierten die Anreise zur Nachuntersuchung auf eigene Kosten.

2.2 Kontrollgruppe

Wie bereits dargestellt, zeigten sich in unserer Untersuchungsgruppe bezüglich der Gegenseite bei 14 Patienten gesicherte arthrotische Veränderungen und 8 Patienten waren an der Gegenseite bereits operativ endoprothetisch versorgt, sodass die Gegenseite als Kontrolle für unsere Untersuchung nicht herangezogen werden konnte.

Aus diesem Grund nutzten wir als Kontrollgruppe 26 Gesunde (66,0 Jahre \pm 6,0 Jahre), bei denen weder klinisch noch radiologisch Anzeichen für das Vorliegen einer Gonarthrose bzw. Coxarthrose bestanden. In der Kontrollgruppe befanden sich 17 Frauen (64,4 Jahre \pm 6,1 Jahre) und 9 Männer (67,1 Jahre \pm 5,9 Jahre).

Alle Probanden der Kontrollgruppe zeigten klinisch weder Bandinstabilitäten, Gelenkergüsse noch schmerzbedingte Einschränkungen der Beweglichkeit in Knie- und Hüftgelenk. Bei allen Probanden lag anamnestisch eine altersentsprechend uneingeschränkte Geh- und Stehfähigkeit vor. Sie erklärten sich ausnahmslos freiwillig bereit, an dieser Untersuchung teilzunehmen.

2.3 Untersuchungszeitpunkte

Alle Patienten der Untersuchungsgruppe wurden unmittelbar präoperativ, d. h. 1 bzw. 2 Tage vor der Endoprothesenimplantation, am Beginn der Anschlussheilbehandlung (AHB-Anfang) und zum Abschluss der Anschlussheilbehandlung (AHB-Ende) untersucht. Die Kontrolluntersuchung in der 26. postoperativen Woche konnte bei 31 der 39 Patienten vorgenommen werden. Zu dieser Nachuntersuchung erhielten alle Patienten eine schriftliche Einladung in die Moritz-Klinik Bad Klosterlausnitz. 8 Patienten nahmen den Nachuntersuchungstermin in der 26. postoperativen Woche nicht wahr. Der Grund für die Nichtteilnahme der bereits erwähnten 8 Patienten ist uns nicht bekannt. Die Untersuchung der Probanden der Kontrollgruppe erfolgte einmalig.

2.4 Untersuchungsverfahren

Zur Untersuchung der Patienten der Untersuchungsgruppe und der Probanden der Kontrollgruppe wurden folgende Verfahren herangezogen:

- klinische Parameter
- EMG-Polygraphie inklusive der Bestimmung des Anstrengungs- und Schmerzempfindens
- Isokinetik
- Sonographie

Alle Untersuchungen der vorgenannten 4 Verfahren wurden grundsätzlich vom jeweils gleichen Untersucher durchgeführt.

2.4.1 Klinische Parameter

Als klinische Parameter wurden zunächst Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht und die zu operierende Seite erfasst. Als wichtige Parameter wurden das Vorhandensein einer Fehlstellung, d.h. Varus- oder Valgusdeformität, und die Bewegungsausmaße bezüglich Extension und Flexion nach der Neutral-Null-Methode bestimmt. Aus den Daten Größe und Gewicht wurde als Vergleichsparameter der Body-Mass-Index (BMI) berechnet.

2.4.2 EMG

Die EMG-Untersuchungen erfolgten in einem bipolaren Messverfahren im Sinne einer EMG-Polygraphie mit einem 16-Kanal-Oberflächen-EMG-Gerät (Fa. Biovision, Wehrheim) mit einer Abtastrate von 1000Hz. Als Elektroden zur EMG-Ableitung wurden einheitlich ARBO H93-Klebeelektronen der Firma Kendall verwendet.

Da für eine Vergleichbarkeit von Oberflächen-EMG-Signalen eine exakte Reproduzierung der Elektrodenlokalisierung eine wesentliche Voraussetzung darstellt (Basmajan/de Luca 1985, Scholle et al. 1998), wurde die Elektrodenplatzierung nach

den Richtlinien des Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles-Projektes (SENIAM) unter standardisierten Bedingungen vorgenommen (European Commission on Surface EMG 2000).

Im Rahmen der EMG-Polygraphie wurden folgende Muskeln untersucht:

- M. adductor longus
- M. rectus femoris
- M. vastus medialis
- M. vastus lateralis
- M. biceps femoris
- M. gastrocnemius
- M. tibialis anterior
- M. glutaeus maximus

Die Elektroden wurden in Faserrichtung des jeweiligen Muskels mit einem Abstand von 2 cm wie folgt platziert (Abb. 2):

- M. adductor longus : 1/4 der Verbindungslien zwischen Schambeinast und Epicondylus femoris medialis in Muskelbauchmitte
- M. rectus femoris : Mitte der Verbindungslien zwischen Spina iliaca anterior superior und dem oberen Patellapol
- M. vastus medialis : 4/5 der Verbindungslien zwischen Spina iliaca anterior superior und dem medialen Gelenkspalt am ventralen Rand des medialen Seitenbandes des Kniegelenkes
- M. vastus lateralis : 2/3 der Verbindungslien zwischen Spina iliaca anterior superior und der Mitte der lateralen Patellaseite
- M. biceps femoris : Mitte der Verbindungslien zwischen Tuber ischiadicum und dem Epicondylus lateralis femoris
- M. gastrocnemius : 1/3 der Verbindungslien zwischen Caput fibulae und dem Ansatz der Achillessehne am Calcaneus
- M. tibialis anterior. : 1/3 der Verbindungslien zwischen Caput fibulae und dem Malleolus medialis
- M. glutaeus maximus : Mitte zwischen Os sacrum und dem Trochanter major

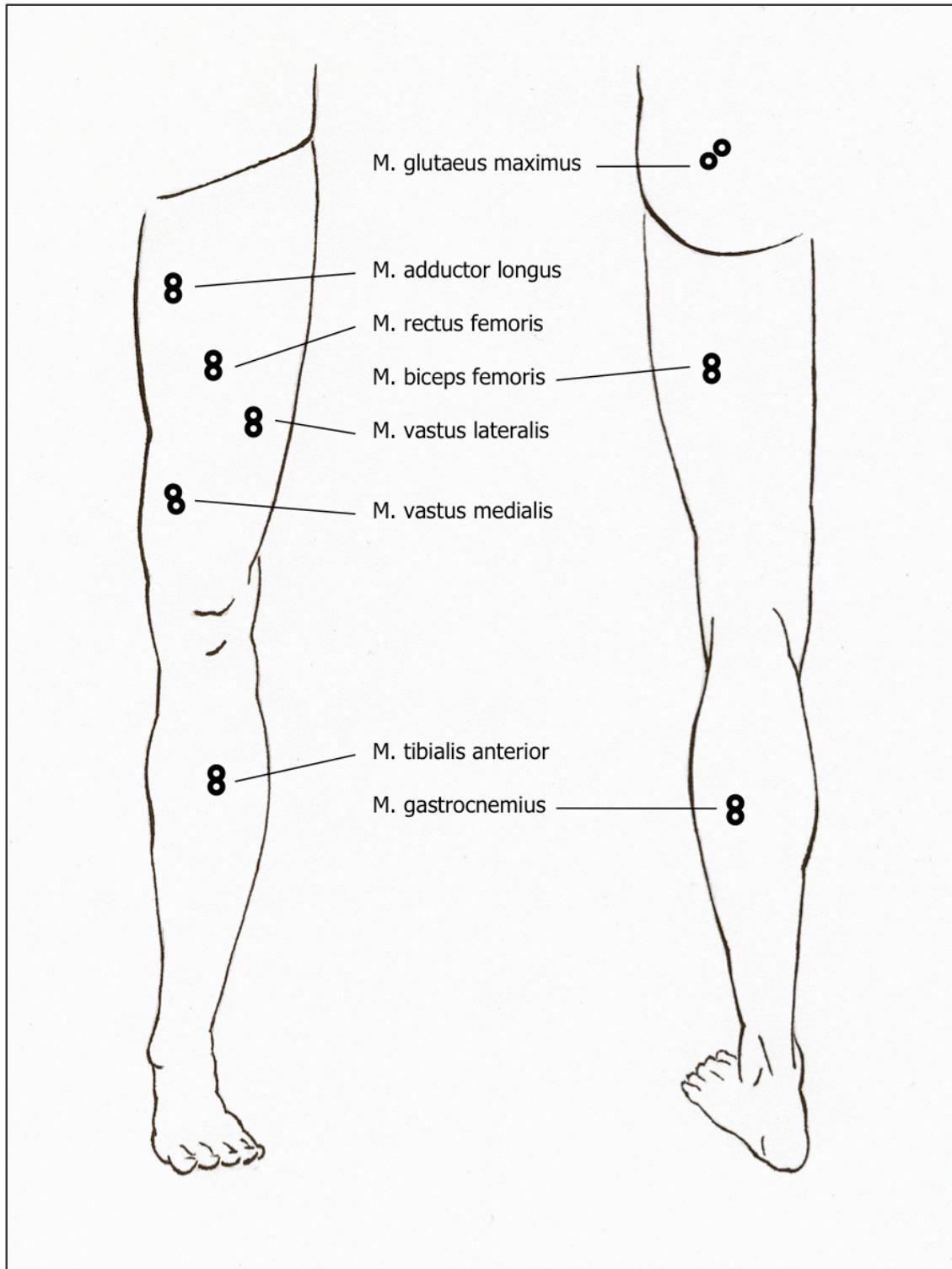


Abb. 2: Elektrodenplatzierung nach den Richtlinien der SENIAM, Ansicht von ventral und dorsal

Üblicherweise werden EMG-Untersuchungen insbesondere zum Vergleich von Messungen verschiedener Personen während einer maximalen Willkürkontraktion durchgeführt. Die Bestimmung der Maximalkraft hat jedoch auch Nachteile. Sie ist ausgesprochen motivationsabhängig und wird durch die Umstände der jeweiligen Untersuchungssituation im Niveau beeinflusst (Anders 1998, Kent Braun/Le Blanc 1996, Koutedakis et al. 1995, Victor et al. 1995). Da sich bei der Beurteilung der postoperativen Situation der Nachteil einer ausgesprochenen Motivationsabhängigkeit als problematisch erweisen könnte, wurde eine Versuchsanordnung mit einer standardisierten und reproduzierbaren submaximalen muskulären Belastung gewählt, die auch von einem Patienten in einem kurzen zeitlichen Intervall von ca. 2 Wochen nach einer K-TEP-Implantation bewältigt werden kann.

Die EMG-Untersuchung erfolgte am aufrecht auf einer höhenverstellbaren Untersuchungsliege sitzenden Patienten. Die Kniekehlen des Patienten befanden sich direkt an der Kante der Untersuchungsliege. Die Füße hatten keinen Bodenkontakt und die Arme befanden sich vor dem Körper. Oberhalb des Knöchels der zu untersuchenden Extremität wurde eine gepolsterte Gewichtsmanschette mit einem Gewicht von 5 kg mittels Klettverschlüssen angebracht (Abb. 3). Der Patient wurde nun aufgefordert eine 40°-Beugestellung in dem operierten Kniegelenk einzunehmen und diese Stellung möglichst über 10 min zu halten. Dabei wurde vor Untersuchungsbeginn die 40°-Beugestellung mit dem Winkelmesser ausgemessen und zur Orientierung und zur Kontrolle während der Untersuchung eine Höhenmarkierung neben der Versuchsanordnung angebracht.

Die EMG-Ableitung erfolgte somit in einer definierten, standardisierten Untersuchungssituation bei submaximaler, isometrischer Kontraktion des M. quadriceps femoris.

Als Hauptparameter der EMG-Untersuchung wurden die Amplitude und die mittlere Frequenz sowie deren zeitliche Änderung im Untersuchungsablauf bestimmt. Die mittlere Frequenz wurde verwendet, da sie den Verlauf der Änderung des Frequenzinhaltes besser widerspiegelt als die Medianfrequenz. Dieses Vorgehen entspricht einer internationalen Empfehlung, die auf van Dieen zurückgeht (Anders/van Dieen 1999). Es wurde ohne Hoch- oder Tiefpassfilter gearbeitet und lediglich die Nulllinie ausgeblendet. Somit stand der gesamte Messbereich von 0 Hz bis zur Nyquistfrequenz zur Verfügung.



Abb. 3: EMG-Untersuchungsposition mit angelegter 5 kg-Gewichtsmanschette oberhalb des Knöchels und Markierung der 45°-Position

Die Werte für Amplitude und Frequenz wurden mittels Fouriertransformation berechnet. Um die Unterschiede in der Haltezeit auszugleichen, wurde in der Auswertung der Untersuchungsergebnisse eine Normierung der Daten auf eine Minute vorgenommen. Waren die untersuchten Personen nicht in der Lage, die Untersuchungssituation über 10 Minuten aufrecht zu erhalten, wurde die Zeit bis zum Untersuchungsabbruch gemessen.

Entsprechend unserer Ziel- bzw. Fragestellung wurden die ermittelten EMG-Parameter Amplitude und Medianfrequenz herangezogen, um entsprechend des JASA-Schemas eine qualitative Einteilung in die 4 Gruppen Kraftzunahme, Ermüdung, Kraftabnahme

und Erholung vorzunehmen (Luttmann et al. 2000, s. Abb. 1). Zur Auswertung dieser qualitativen Einteilung wurden bei der statistischen Aufarbeitung die Anteile jeweils prozentual bestimmt und in zwei Gruppen eingeteilt:

Gruppe 1: Kraftzunahme und Ermüdung als Funktionszustände ohne Einschränkung der zentralen Ansteuerung

Gruppe 2: Kraftabnahme und Erholung als Funktionszustände mit Einschränkung der zentralen Ansteuerung

Außerdem erfolgte unmittelbar nach dem Ermüdungsversuch die Bestimmung des Anstrengungsempfindens nach der Borg-Skala sowie eine Einschätzung des Schmerzempfindens entsprechend der visuellen Analogskala (VAS) durch die untersuchten Personen. Die Borg-Skala gilt im angelsächsischen Raum als Standard zur Bestimmung des Anstrengungsempfindens bei Belastungsuntersuchungen (Borg 1962, Löllgen et al. 1975, Borg 2004, Löllgen/Ulmer 2004). Sie eignet sich insbesondere auch bei der Auswertung isometrischer Untersuchungen. (Löllgen 2004)

Die VAS ist heute ein weit verbreitetes Instrument zur Bestimmung der subjektiven Schmerzintensität und anderer Missemmpfindungen und hat sich zur Erfassung der Schmerzintensität weitgehend durchgesetzt (Seemann 1993). Bei der VAS handelt es sich um einen unskalierten 10 cm langen Balken, dessen linker Rand einer nicht schmerzhaften Empfindung entspricht, während der rechte Rand die Toleranzgrenze, d.h. den stärksten vorstellbaren Schmerz, darstellt. Die jeweilige Schmerzintensität wird durch die Länge der auf diesem Balken markierten Strecke ausgedrückt (Anton 1993). Auf der Rückseite der Skala kann der vom Patienten eingestellte Wert vom Untersucher als Zahl zwischen 1 und 10 auf einer Zentimeterskala abgelesen werden.

2.4.3 Isokinetik

Die isokinetischen Untersuchungen wurden mit dem Cybex 6000® (Firma Proxomed Hess Medizintechnik GmbH, Wolfratshausen) durchgeführt (Abb. 4). Es können mit diesem Gerät für das Kniegelenk charakteristische isokinetische Bewegungen bei konstanter Winkelgeschwindigkeit realisiert werden.

Isokinetische Systeme werden anerkanntermaßen zur Funktionsdiagnostik als auch zur Therapie nach K-TEP-Implantation angewandt (Fuchs et al. 2004, Handel et al. 2006, Schroer et al. 2010).



Abb. 4: isokinetische Untersuchung am Cybex 6000®

Bei den isokinetischen Kraftmessungen wurde die Kraft der Knieextension und -flexion mit einem standardisierten Testprogramm gemessen. Dabei wurde das Drehmoment in verschiedenen Untersuchungssituationen beidseitig bestimmt.

Diese Untersuchungssituationen waren:

- 6 Wiederholungen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 90 °/s,
- 8 Wiederholungen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 120 °/s und
- 15 Wiederholungen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 150 °/s

Die Untersuchung erbrachte somit zum einen Werte, die eher der Maximalkraft (6 Wiederholungen bei 90°/s) und zum anderen Werte, die eher der Kraftausdauer (15 Wiederholungen bei 150°/s) entsprechen. Aus den gewonnenen Daten wurde als weiterer Parameter das prozentuale Verhältnis der Kraft von Knieextensoren zu Knieflexoren bestimmt.

2.4.4 Sonographie

Die sonographischen Messungen erfolgten mit einem Sonoline SI 400® (Firma Siemens) mit einem 7,5 MHz-Linearschallkopf. Es wurde die Dicke bzw. der Durchmesser des M. vastus intermedius in saggitaler Ausdehnung sowohl in Ruhe als auch in maximaler willkürlicher Kontraktion des M. quadriceps femoris gemessen. Hierzu wurde 20 cm proximal des medialen Gelenkspaltes durch gezieltes Verschieben des Schallkopfes die Ebene bestimmt, in der sich der M. vastus intermedius und der M. rectus femoris mit ihrem maximalen Sagittaldurchmesser direkt übereinander projizieren. Zunächst wurde der im Weiteren als Dicke bezeichnete anterior-posteriore Durchmesser des M. vastus intermedius in Ruhe gemessen. Anschließend wurde der Patient angehalten, eine maximale willkürliche isometrische Kontraktion des M. quadriceps femoris durchzuführen, indem das ausgestreckte Bein auf die Unterlage gedrückt und gleichzeitig die Fußspitze in Richtung Nase gezogen wurde. In dieser Untersuchungssituation wurde die Dicke des M. vastus intermedius an identischer Stelle 20 cm oberhalb des medialen Gelenkspaltes ohne Verschieben des Schallkopfes erneut bestimmt. Die Zunahme der Dicke wird als Maß für die Kontraktionsfähigkeit

des M. vastus intermedius angesehen und prozentual in Bezug auf den Ruhedurchmesser angegeben (Neumann et al. 2001, Abb. 5).

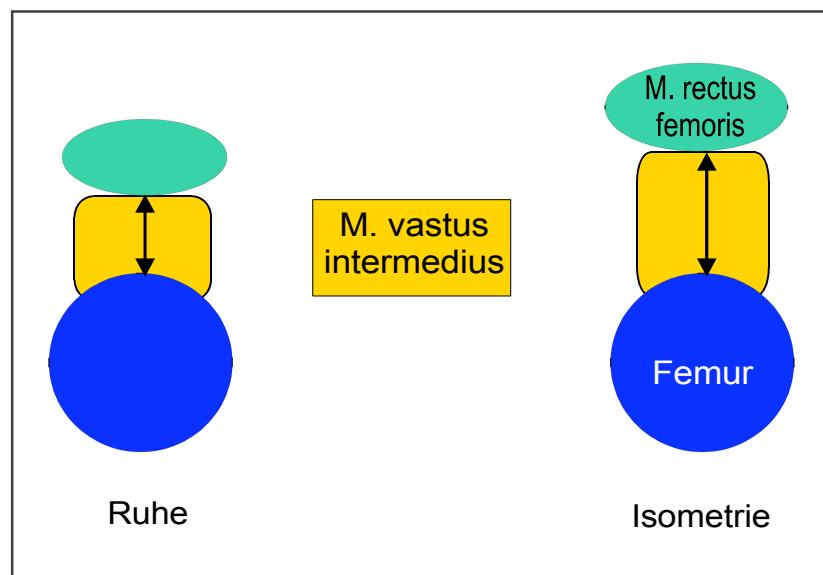


Abb. 5: Schematische Darstellung der sonographischen Bestimmung der Dicke des M. vastus intermedius in Ruhe und bei isometrischer Kontraktion (Neumann et al. 2001)

2.5 Datenauswertung

Die statistische Aufarbeitung und Auswertung der Untersuchungsdaten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows Version 13.0. Zur Anwendung kamen jeweils nicht-parametrische statistische Tests und dabei der Friedman-Test für abhängige und der Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben. Die statistische Aufarbeitung der Ergebnisse der EMG-Untersuchungen und dabei insbesondere der Zuordnung zu den Gruppen ohne bzw. mit Einschränkungen der zentralen Ansteuerung erfolgte mit dem Vierfeldertest.

3 Ergebnisse

Die statistische Aufarbeitung unserer Untersuchungsergebnisse hat sowohl bei den klinischen Parametern als auch in der Sonographie und der Isokinetik teilweise signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden innerhalb der Untersuchungs- bzw. Kontrollgruppe erbracht, was in der Ergebnisdarstellung Berücksichtigung fand. Bei der Auswertung der elektromyographischen Daten fanden sich hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Geschlechtern sowohl in der Untersuchungs- als auch in der Kontrollgruppe, weshalb die Ergebnisse ohne Trennung nach dem Geschlecht dargestellt werden.

3.1 Klinische Parameter

3.1.1 Body-Mass-Index

In der Kontrollgruppe und auch in der Untersuchungsgruppe gab es bis auf die Untersuchung präoperativ keine signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Lediglich bei der präoperativen Untersuchung war der Body-Mass-Index der Frauen signifikant höher als der der Männer ($p<0,05$; Mann-Whitney-U-Test).

Insgesamt konnten wir feststellen, dass es in unserer Untersuchungsgruppe sowohl bei den Frauen als auch bei den Männern im Verlauf nach der Operation zu einer geringfügigen Abnahme des Body-Mass-Index kam. Signifikante Veränderungen traten jedoch nicht auf.

Bei den weiblichen Patienten unserer Untersuchungsgruppe war der Body-Mass-Index jeweils zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant höher als in der Kontrollgruppe ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test; Tab. 1).

Tab. 1: Body-Mass-Index der Untersuchungsgruppe im Verlauf und im Vergleich zur Kontrollgruppe (Signifikanz zur Kontrollgruppe: * p<0,05; ** p<0,01, Mann-Whitney-U-Test).

	präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26. Wo. postop.	Kontrollgr.
weiblich:					
Median	30,5	29,9	29,7	30,1	26,8
1.-3. Quartil	28,6 - 34,0	28,0 - 33,8	28,8 - 33,4	27,9 - 33,8	26,1 - 28,1
Signifikanz	**	**	**	**	
männlich:					
Median	28,0	27,8	28,5	27,8	25,9
1.-3. Quartil	26,9 - 29,0	25,8 - 29,3	27,7 - 31,7	26,6 - 28,7	24,1 - 26,5
Signifikanz	*		**	*	
gesamt:					
Median	29,4	29,1	29,4	29,1	26,5
1.-3. Quartil	28,0 - 33,2	27,2 - 32,6	27,8 - 32,8	27,3 - 32,0	25,4 - 27,9
Signifikanz	**	**	**	**	

Bei den männlichen Patienten war der BMI bis auf den Untersuchungszeitpunkt AHB-Anfang ebenfalls stets signifikant höher als in der Kontrollgruppe, wobei die Unterschiede quantitativ betrachtet insgesamt weniger deutlich als bei den weiblichen Patienten waren (Tab. 1).

3.1.2 Beweglichkeit

Bei der Untersuchung der Beuge- bzw. Streckfähigkeit gab es in der Kontrollgruppe keinen signifikanten Unterschied zwischen Männern und Frauen. In der Untersuchungsgruppe gab es bis auf die Beugefähigkeit am Ende der AHB ($p<0,05$; Mann-Whitney-U-Test) ebenfalls zu keinem Zeitpunkt einen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern, weshalb die Ergebnisse ohne Geschlechtertrennung dargestellt werden.

Tab. 2: Beugefähigkeit und Streckdefizit der Untersuchungsgruppe im Verlauf und der Kontrollgruppe in Grad ($^{\circ}$) (Signifikanz zur Kontrollgruppe:
* $p<0,05$; ** $p<0,01$, Mann-Whitney-U-Test).

	präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26. Wo. postop.	Kontrollgr.
Beugefähigkeit					
Median	120	85	95	120	140
1. - 3. Quartil	102,5 - 125	80 - 90	92,5 – 102,5	110 – 122,5	140 - 140
Signifikanz	**	**	**	**	
Streckdefizit					
Median	5	5	5	0	0
1. - 3. Quartil	0 – 7,5	5 - 10	0 – 5	0 – 2,5	0 - 0
Signifikanz	**	**	**		

In unserer Untersuchungsgruppe war zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ, AHB-Anfang und AHB-Ende eine deutliche Einschränkung der Beugefähigkeit als auch ein eindeutiges Streckdefizit im Vergleich zur Kontrollgruppe zu konstatieren ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Bezüglich der Beugefähigkeit war dies auch 26 Wochen post-

operativ unverändert. Ein Streckdefizit hingegen war 26 Wochen postoperativ nicht mehr zu verzeichnen (Tab. 2).

Zusammenfassend betrachtet war die Beweglichkeit der betroffenen Kniegelenke in unserer Untersuchungsgruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten sowohl für Frauen als auch Männer signifikant schlechter als in der Kontrollgruppe.

Innerhalb der Untersuchungsgruppe zeigte sich bezüglich der Beugefähigkeit eine signifikante Verschlechterung zum Anfang und auch zum Ende der AHB im Vergleich zur präoperativen Untersuchung. Nach 26 Wochen war die Beugefähigkeit wieder auf dem gleichen Niveau wie vor der K-TEP-Implantation und lag wiederum signifikant höher als zu den beiden Untersuchungen am Anfang und Ende der AHB. Am schlechtesten war die Beugefähigkeit zu AHB-Anfang und lag hier auch signifikant unter dem Wert zum Ende der AHB ($p<0,01$; Friedman-Test).

Das Streckdefizit hatte sich zwischen der präoperativen Untersuchung und dem Beginn der AHB nur minimal und nicht signifikant verändert, um sich im weiteren Verlauf stetig bis zur 26. Woche postoperativ zu verbessern. Dabei war das Streckdefizit zu AHB-Ende signifikant geringer als zu den beiden vorherigen Untersuchungen und lag nach 26 Wochen nochmals signifikant unter dem Wert zum Ende der AHB ($p<0,05$ für AHB-Ende zu präoperativ und AHB-Anfang und für 26. Wochen postoperativ zu AHB-Ende; $p<0,01$ für 26 Wochen postoperativ zu präoperativ und AHB-Anfang; Friedman-Test).

3.2 EMG

In Tabelle 3 werden die entsprechend des JASA-Schemas bestimmten prozentualen Anteile der Gruppen ohne und mit Einschränkung der zentralen Ansteuerung für die EMG-Untersuchung des M. quadriceps femoris dargestellt. Im Folgenden werden die Muskeln einzeln besprochen.

Tab. 3: Prozentualer Anteil der qualitativen Muskelfunktionszustandsbeschreibungen für den M. rectus femoris, M. vastus medialis und M. vastus lateralis in unserer Untersuchungsgruppe im Verlauf und in der Kontrollgruppe (Signifikanz zur Kontrollgruppe: * p<0,05; ** p<0,01; Vierfeldertest).

	Präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26 Wochen postop.	Kontrollgruppe
M. rectus femoris					
Kraftzunahme	23,1	13,8	0,0	13,3	23,1
Ermüdung	33,3	13,8	29,4	53,3	42,3
gesamt Gruppe 1	56,4	27,6	29,4	66,6	65,4
Kraftabnahme	38,5	62,1	70,6	33,4	34,6
Erholung	5,1	10,3	0,0	0,0	0,0
gesamt Gruppe 2	43,6	72,4	70,6	33,4	34,6
Signifikanz zur Kontrollgr.	*	**	**	keine	
M. vastus medialis					
Kraftzunahme	7,7	3,4	2,9	13,3	38,6
Ermüdung	38,5	13,8	32,4	36,7	53,8
gesamt Gruppe 1	46,2	17,2	35,3	50,0	92,4
Kraftabnahme	43,6	69,0	52,9	43,3	3,8
Erholung	10,2	13,8	11,8	6,7	3,8
gesamt Gruppe 2	53,8	82,8	64,7	50,0	7,6
Signifikanz zur Kontrollgr.	**	**	**	**	
M. vastus lateralis					
Kraftzunahme	10,2	3,4	2,9	6,7	26,9
Ermüdung	43,6	10,3	23,6	40,0	65,5
gesamt Gruppe 1	53,8	13,7	26,5	46,7	92,4
Kraftabnahme	43,6	79,4	67,6	53,3	7,6
Erholung	2,6	6,9	5,9	0,0	0,0
gesamt Gruppe 2	46,2	86,3	73,5	53,3	7,6
Signifikanz zur Kontrollgr.	**	**	**	**	

3.2.1 Musculus rectus femoris

In der Kontrollgruppe betrug der Anteil der Gruppe ohne Einschränkung der zentralen Ansteuerung 65,4%. In unserer Untersuchungsgruppe lag der Anteil dieser Gruppe präoperativ, zu AHB-Anfang und zu AHB-Ende signifikant unter dem Wert in der Kontrollgruppe (Tab. 2).

Innerhalb unserer Untersuchungsgruppe kam es zu Beginn und zum Ende der Anschlussheilbehandlung zu einer signifikanten Veränderung derart, dass sich bei jeweils mehr als 70 % unserer Patienten eine Einschränkung der zentralen Muskelansteuerung des M. rectus femoris darstellte und sich dieser Anteil somit im Vergleich zu präoperativ signifikant erhöhte (Abb. 6, Tab. 3). Dieser signifikante Unterschied bestand jeweils für AHB-Anfang und AHB-Ende im Vergleich zu den beiden anderen Untersuchungszeitpunkten ($p<0,01$ für die genannten Signifikanzen; Vierfeldertest).

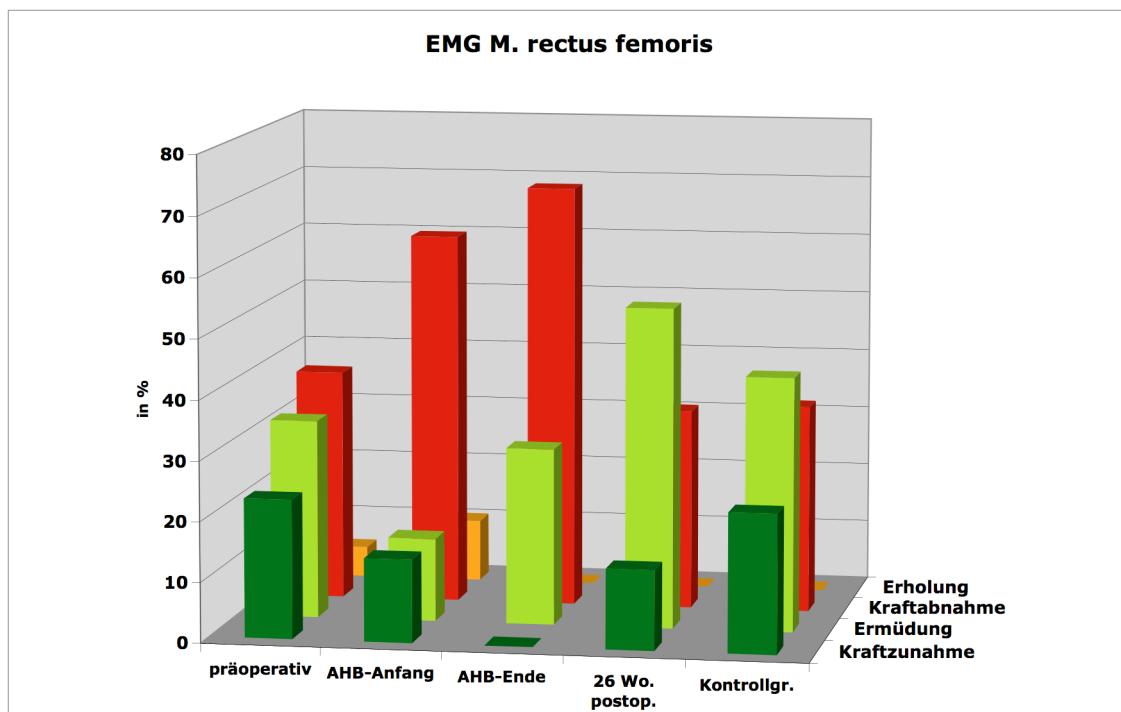


Abb. 6: Qualitative Muskelfunktionszustandsbeschreibung des M. rectus femoris in der Untersuchungsgruppe im Verlauf und in der Kontrollgruppe

Zwischen AHB-Anfang und AHB-Ende hingegen gab es keine signifikanten Unterschiede. 26 Wochen postoperativ zeigte sich dann kein Unterschied mehr zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe und ein signifikanter Anstieg des Anteils der qualitativen Muskelfunktionszustandsbeschreibungen Kraftzunahme/Ermüdung, also der Gruppe mit vorhandener zentraler Ansteuerung im Vergleich zu der präoperativen Untersuchung ($p<0,05$; Vierfeldertest).

Zusammenfassend ist somit festzustellen, dass in der Gruppe der K-TEP-Patienten bei der EMG-Untersuchung des M. rectus femoris der Anteil der Patienten, die im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe eine Einschränkung der zentralen Muskelansteuerung aufwiesen, präoperativ und während der gesamten AHB signifikant höher war, und dass es durch das Operationstrauma zu einer Verschlechterung der Ansteuerungssituation kam.

Andererseits war der M. rectus femoris der einzige Anteil des M. quadriceps femoris, bei dem es 26 Wochen postoperativ keine Unterschiede mehr zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe gab.

3.2.2 Musculus vastus medialis

In der Kontrollgruppe betrug der Anteil der Gruppe ohne Einschränkung der zentralen Ansteuerung 92,4%. Bei der Betrachtung der qualitativen Muskelfunktionszustandsbeschreibungen des M. vastus medialis in unserer Untersuchungsgruppe zeigte sich im Verlauf zunächst ein ähnliches Bild wie beim M. rectus femoris (Abb. 7, Tab. 3). Es kam am AHB-Anfang zur signifikanten Abnahme des Anteils der Gruppe 1 Kraftzunahme/Ermüdung im Vergleich zur präoperativen Untersuchung. Zum AHB-Ende nahm der Anteil dieser Gruppe dann wieder signifikant zu, lag aber immer noch signifikant unter dem präoperativen Wert. 26 Wochen postoperativ zeigte sich ein signifikanter Anstieg des Anteils der Gruppe 1 gegenüber dem AHB-Ende und es bestand dann kein signifikanter Unterschied zum präoperativen Wert ($p<0,01$ für die genannten Signifikanzen; Vierfeldertest, Tab. 3).

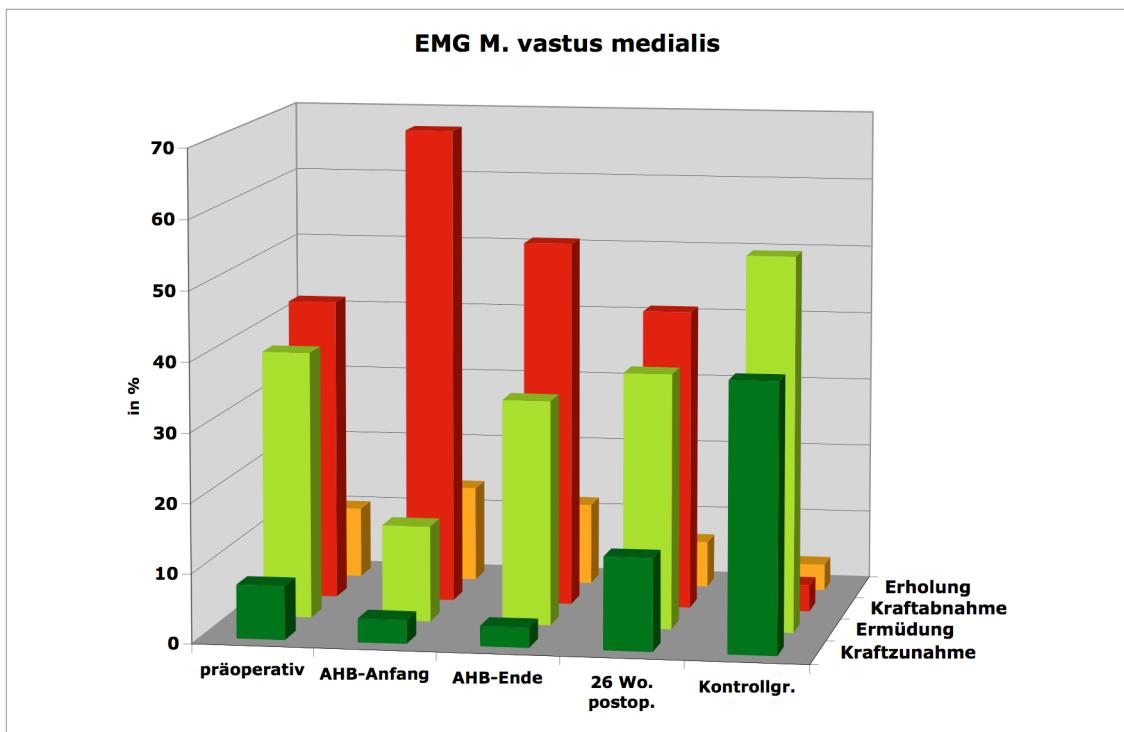


Abb. 7: Qualitative Muskelfunktionszustandsbeschreibung des M. vastus medialis in der Untersuchungsgruppe im Verlauf und in der Kontrollgruppe

Im Gegensatz zu den Ergebnissen für den M. rectus femoris unterschieden sich allerdings die Werte unserer Untersuchungsgruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant von denen der Kontrollgruppe, in welcher, wie schon beschrieben, über 90% der Probanden keine Einschränkung der zentralen Ansteuerung aufwiesen.

Auffällig war auch, dass in unserer Untersuchungsgruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten der Anteil der Ermüdung innerhalb der Gruppe Kraftzunahme/Ermüdung bei weitem überwog, während in der Kontrollgruppe ein fast ausgewogenes Verhältnis zwischen diesen beiden Qualitäten bestand und somit der Anteil Kraftzunahme deutlich höher war.

3.2.3 Musculus vastus lateralis

In der Kontrollgruppe betrug der Anteil der Gruppe ohne Einschränkung der zentralen Ansteuerung 92,4%. Bei der Betrachtung der qualitativen Muskelfunktionszustandsbeschreibungen des M. vastus lateralis zeigte sich im Verlauf in unserer Untersuchungsgruppe ein ähnliches Verhalten wie beim M. vastus medialis (Abb. 8, Tab. 3).

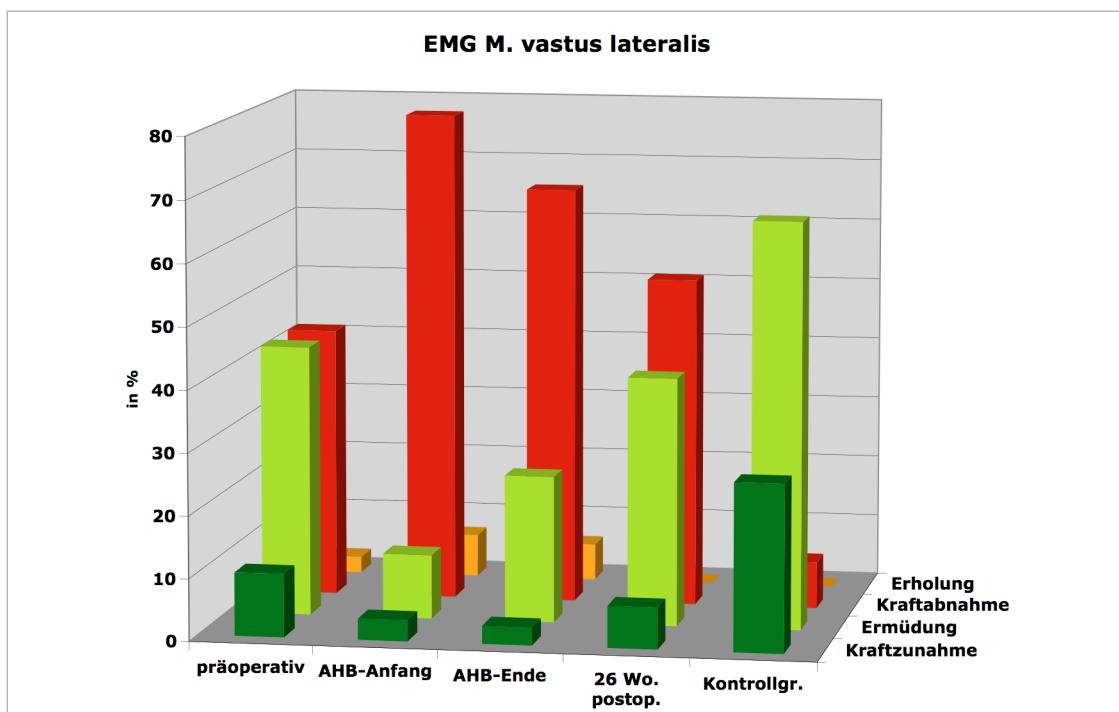


Abb. 8: Qualitative Muskelfunktionszustandsbeschreibung des M. vastus lateralis in der Untersuchungsgruppe im Verlauf und in der Kontrollgruppe

Es kam am AHB-Anfang zur signifikanten Abnahme des Anteils der Gruppe 1 Kraftzunahme/Ermüdung im Vergleich zur präoperativen Untersuchung. Zum AHB-Ende nahm der Anteil dieser Gruppe wieder signifikant zu, lag aber immer noch signifikant unter dem präoperativen Wert. 26 Wochen postoperativ zeigte sich ein signifikanter Anstieg des Anteils der Gruppe 1 gegenüber dem AHB-Ende und es bestand nunmehr

kein signifikanter Unterschied zum präoperativen Wert, obwohl dieser nicht ganz erreicht wurde ($p<0,01$ für die genannten Signifikanzen; Vierfeldertest).

Im Unterschied zu den Ergebnissen für den M. rectus femoris unterschieden sich auch für den M. vastus lateralis die Werte unserer Untersuchungsgruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant von denen der Kontrollgruppe. Auffällig ist, dass bei der Betrachtung der Muskelfunktionszustandsbeschreibungen des M. vastus lateralis in unserer Untersuchungsgruppe wiederum zu allen Untersuchungszeitpunkten der Anteil der Ermüdung innerhalb der Gruppe Kraftzunahme/Ermüdung bei weitem überwog.

In der Kontrollgruppe ist der Anteil Kraftzunahme zwar deutlich höher als in der Patientengruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten, aber letztlich überwog der Anteil Ermüdung auch in der Kontrollgruppe.

3.2.4 Weitere untersuchte Muskulatur ohne M. quadriceps femoris

Bei der EMG-Untersuchung des **M. biceps femoris** zeigte sich zu Beginn der AHB ein signifikanter Unterschied mit einer Verminderung des Anteils Kraftzunahme/Ermüdung im Vergleich zu den 3 anderen Untersuchungszeitpunkten, d.h. durch das Operationstrauma kam es wie beim M. quadriceps femoris zu einer statistisch signifikanten Einschränkung der zentralen Muskelansteuerung ($p<0,01$; Vierfeldertest). Zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ, AHB-Ende und 26 Wochen postoperativ stellten sich nahezu identische Verteilungen der qualitativen Muskelfunktionszustände in den beiden Gruppen dar. Im Vergleich dieser 3 Untersuchungszeitpunkte untereinander zeigten sich keine signifikanten Unterschiede (Tab. 4). Auffällig ist, dass innerhalb der Gruppe mit vorhandener zentraler Ansteuerung der Ermüdungsanteil jeweils wieder bei weitem überwog.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe bestanden zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikante Unterschiede im Sinne eines Ansteuerungsdefizits ($p<0,01$; Vierfeldertest). Zusammenfassend war festzustellen, dass der M. biceps femoris ähnlich dem M. quadriceps femoris bedingt durch die Gonarthrose ein gestörtes Ansteuerungsverhalten

Tab. 4: Prozentualer Anteil der qualitativen Muskelfunktionszustandsbeschreibungen für den Musculus biceps femoris, Musculus glutaeus maximus, Musculus adductor longus, Musculus gastrocnemius und Musculus tibialis anterior in unserer Untersuchungsgruppe im Verlauf und im Vergleich zur Kontrollgruppe (* p<0,05; ** p<,01; Viefeldertest).

	Präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26 Wochen postop.	Kontrollgruppe
M. biceps femoris					
Kraftzunahme	5,1	0,0	2,9	6,7	30,8
Ermüdung	51,3	37,9	52,9	50,0	53,8
gesamt Gruppe 1	56,4	37,9	55,8	56,7	84,6
Kraftabnahme	35,9	44,8	35,3	36,6	7,7
Erholung	7,7	17,3	8,9	6,7	7,7
gesamt Gruppe 2	43,6	62,1	44,2	43,3	15,4
Signifikanz zur Kontrollgr.	**	**	**	**	
M. glutaeus maximus					
Kraftzunahme	5,1	0	8,9	0,0	0,0
Ermüdung	43,6	37,9	44,1	56,7	53,8
gesamt Gruppe 1	48,7	37,9	53,0	56,7	53,8
Kraftabnahme	30,8	41,4	17,6	16,7	19,3
Erholung	20,5	20,7	29,4	26,6	26,9
gesamt Gruppe 2	51,3	62,1	47,0	43,3	46,2
Signifikanz zur Kontrollgr.	keine	**	keine	keine	
M. adductor longus					
Kraftzunahme	12,8	6,9	2,9	16,7	26,9
Ermüdung	41,0	41,4	44,1	46,6	46,2
gesamt Gruppe 1	53,8	48,3	47,0	63,3	73,1
Kraftabnahme	23,1	41,4	44,1	36,7	15,4
Erholung	23,1	10,3	8,9	0,0	11,5
gesamt Gruppe 2	46,2	51,7	53,0	36,7	26,9
Signifikanz zur Kontrollgr.	**	**	**	keine	
M. gastrocnemius					
Kraftzunahme	43,6	27,6	35,3	53,3	42,3
Ermüdung	30,8	27,6	20,6	26,6	30,8
gesamt Gruppe 1	74,4	55,2	55,9	79,9	73,1
Kraftabnahme	12,8	10,3	17,6	6,7	15,4
Erholung	12,8	34,5	26,5	13,4	11,5
gesamt Gruppe 2	25,6	44,8	44,1	20,1	26,9
Signifikanz zur Kontrollgr.	keine	**	**	keine	

M. tibialis ant.					
Kraftzunahme	46,2	20,7	26,5	40,0	34,7
Ermüdung	20,5	31	23,6	30,0	26,9
gesamt Gruppe 1	66,7	51,7	50,1	70,0	71,6
Kraftabnahme	20,5	34,5	38,1	30,0	26,9
Erholung	12,8	13,8	11,8	0,0	11,5
gesamt Gruppe 2	33,3	48,3	49,9	30,0	28,4
Signifikanz zur Kontrollgr.	keine	**	**	keine	

zeigte, und dass dieses Ansteuerungsdefizit zumindest im ersten halben Jahr nach erfolgter K-TEP-Implantation bestehen bleibt.

Beim **M. glutaeus maximus** gab es ebenfalls zu AHB-Anfang signifikante Veränderungen mit einer Verminderung des Anteils Kraftzunahme/Ermüdung gegenüber den anderen 3 Untersuchungszeitpunkten ($p<0,01$; Vierfeldertest). Zwischen präoperativ, AHB-Ende und 26 Wochen postoperativ gab es keine signifikanten Unterschiede.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe bestand lediglich zu AHB-Anfang eine signifikante Verminderung der zentralen Muskelansteuerung, während es zu den anderen 3 Untersuchungszeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe gab (Tab. 4).

Bei der EMG-Untersuchung des **M. adductor longus** zeigten sich zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ, AHB-Anfang und AHB-Ende keine signifikanten Unterschiede. 26 Wochen postoperativ erhöhte sich der Anteil der Gruppe 1 signifikant und es bestanden dann im Gegensatz zu den 3 anderen Untersuchungszeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe ($p<0,01$; Vierfeldertest, Tab. 4).

Der **M. gastrocnemius** und der **M. tibialis anterior** zeigten ein nahezu identisches Verhalten mit einem signifikanten Abfall des Anteils Kraftzunahme/Ermüdung zu AHB-Anfang und AHB-Ende gegenüber präoperativ, 26 Wochen postoperativ und der Kontrollgruppe ($p<0,01$; Vierfeldertest). Zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ bzw. 26 Wochen postoperativ gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe (Tab. 4).

Zusammenfassend betrachtet kam es elektromyographisch bei allen 5 zuletzt dargestellten Muskeln bedingt durch die Operation zum Auftreten bzw. zur Verstärkung einer vorbestehenden Störung der zentralen Muskelansteuerung, welche außer beim M. biceps femoris spätestens 26 Wochen postoperativ und beim M. glutaeus maximus schon zum Ende der AHB nicht mehr nachweisbar war.

3.2.5 VAS und Borg-Skala

Das subjektive Schmerzempfinden nach der visuellen Analogskala zeigte eine eindeutige Korrelation zu den qualitativen EMG-Veränderungen. Die meisten Schmerzen wurden von unseren Patienten zum Untersuchungszeitpunkt AHB-Anfang empfunden. Die mit der VAS ermittelten Werte lagen zu diesem Zeitpunkt signifikant über den Werten für die anderen 3 Untersuchungszeitpunkte ($p<0,01$; Friedman-Test, Tab. 5).

Tab. 5: Subjektives Schmerzempfinden nach der VAS, Anstrengungsempfinden nach der Borg-Skala, Haltezeit bis zum Untersuchungsabbruch in s und Untersuchungsabbruch in % von Untersuchungs- und Kontrollgruppe (Signifikanz im Vergleich zur Kontrollgruppe: ** $p<0,01$; * $p<0,05$; Mann-Whitney-U-Test).

	präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26. Wo. postop.	Kontrollgr.
<u>VAS</u>					
Median	0	4,6	1,5	0	0
1.-3. Quartil	0 – 4,3	2,6 – 6,1	0 – 5	0 – 1,5	0 - 0
Signifikanz	**	**	**	*	
<u>Borg-Skala</u>					
Median	13	15	13	13	13
1.-3. Quartil	13 – 15	15 – 17	13 – 15	11 – 13	13 - 13
Signifikanz		**			
<u>Haltezeit in s</u>					
Median	600	139	479	600	600
1.-3. Quartil	484 - 600	34 - 299	221 – 600	560 - 600	600 – 600
Signifikanz	**	**	**	*	
Abbruch (%)	30,8	87,2	59,0	19,4	0

26 Wochen postoperativ lag das subjektive Schmerzempfinden auch signifikant unter dem Wert zu AHB-Ende ($p<0,01$; Friedman-Test). Von präoperativ zu AHB-Ende und zu 26 Wochen postoperativ gab es keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigte sich zu allen Untersuchungszeitpunkten ein signifikant höheres subjektives Schmerzempfinden (Tab. 5).

Ein nahezu identisches Bild fand sich im Verlauf in der Untersuchungsgruppe für das Anstrengungsempfinden. Auch hier liegen die ermittelten Werte zum AHB-Anfang signifikant über den Werten zu den anderen Untersuchungszeitpunkten ($p<0,01$; Friedman-Test). 26 Wochen postoperativ lag der Wert für das Anstrengungsempfinden zudem signifikant unter dem Wert für präoperativ und AHB-Ende ($p<0,05$; Friedman-Test). Zwischen präoperativ und AHB-Ende zeigten sich keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Untersuchungsgruppe. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigte sich lediglich zu AHB-Anfang ein signifikant höheres Anstrengungsempfinden in der Untersuchungsgruppe (Tab. 5).

Die Ergebnisse nach VAS und Borg-Skala spiegeln sich auch in der absolvierten Haltezeit bis zum eventuellen Untersuchungsabbruch wider. Die meisten Abbrüche der Untersuchung gab es zum AHB-Anfang, wobei die Ursache aller Abbrüche jeweils eine schmerzbedingte Unfähigkeit zur weiteren Aufrechterhaltung der Untersuchungssituation war. Lediglich 5 Patienten unserer Untersuchungsgruppe absolvierten zum AHB-Anfang die Untersuchung über die vollen 10 Minuten. Bei allen 5 Patienten zeigte sich in der EMG-Untersuchung eine vorhandene zentrale Ansteuerung von mindestens 2 der 3 untersuchten Anteile des Musculus quadriceps femoris. Bei 3 dieser 5 Patienten konnte im EMG das Vorhandensein der zentralen Ansteuerung für alle 3 untersuchten Quadriceps-Anteile nachgewiesen werden. Diese 3 Patienten waren die einzigen Patienten unserer Untersuchungsgruppe, die in der VAS eine subjektive Schmerzempfindung von 0 angegeben hatten.

Bei den 34 Patienten, welche die Untersuchung vorzeitig abbrechen mussten, zeigte sich in der EMG-Auswertung lediglich bei 6 Patienten eine vorhandene zentrale Ansteuerung von mindestens einem untersuchten Anteil des Musculus quadriceps femoris. Das bedeutet, bei 28 von 34 Probanden unserer Untersuchungsgruppe, welche zum Untersuchungszeitpunkt AHB-Anfang schmerzbedingt unfähig zur weiteren Aufrechterhaltung der Untersuchungssituation waren, zeigte sich eine Verminderung

bzw. Störung der zentralen Muskelansteuerung von allen 3 untersuchten Anteilen des M. quadriceps femoris.

Zum AHB-Ende konnten 16 Patienten die volle Untersuchungszeitdauer von 10 Minuten absolvieren. Bei 14 dieser 16 Patienten zeigte sich in der EMG-Auswertung das Vorhandensein einer zentralen Ansteuerung von mindestens 1 Quadricepsanteil, bei 8 dieser 14 von mindestens 2 und bei 5 dieser 14 Patienten von allen 3 Quadricepsanteilen. Die subjektive Schmerzangabe nach der VAS betrug bei diesen 16 Patienten im Median 0.

Bei den 23 Patienten, welche die Untersuchung abbrechen mussten, betrug die subjektive Schmerzangabe im Median 4,5 und lag signifikant über dem Wert der Patienten, welche die volle Untersuchungsdauer absolvierten ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Lediglich bei 5 der vorgenannten 23 Patienten war im EMG das Vorhandensein einer zentralen Ansteuerung von mindestens einem und nur bei 2 dieser 5 Patienten von 2 Quadricepsanteilen nachweisbar.

Um einen möglichen Zusammenhang zwischen den Untersuchungsergebnissen bezüglich VAS und Borg-Skala bzw. Haltezeit und dem Ansteuerungsverhalten der Muskulatur festzustellen, wurde die Patientengruppe in 2 Teilgruppen unterteilt. Kriterium für die Teilgruppe war dabei die vorhandene bzw. nicht vorhandene zentrale Ansteuerung des M. rectus femoris zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten. Die Ergebnisse diesbezüglich sind in Tabelle 6 dargestellt.

Es zeigt sich zunächst präoperativ lediglich bei der Haltezeit ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Zum AHB-Anfang und zum AHB-Ende hingegen stellen sich für alle 3 Untersuchungsparameter signifikante Unterschiede zwischen der Teilgruppe mit vorhandener und der Teilgruppe mit eingeschränkter zentraler Ansteuerung des Musculus rectus femoris dar.

Anders ausgedrückt kann man feststellen, dass das Schmerzempfinden nach der VAS bei der Teilgruppe mit vorhandener zentraler Ansteuerung des M. rectus femoris signifikant geringer ist als das Schmerzempfinden der Teilgruppe, bei der eine verminderte oder fehlende zentrale Ansteuerung des M. rectus femoris vorlag.

Es besteht somit ein signifikanter Zusammenhang zwischen subjektiver Schmerzempfindung und normaler bzw. eingeschränkter zentraler Muskelansteuerung.

Tab. 6: Darstellung von VAS, Borg-Skala und Haltezeit in Abhängigkeit von normaler oder verminderter zentraler Ansteuerung des Musculus rectus femoris (Signifikanz jeweils zu den Untersuchungszeitpunkten zwischen den beiden Gruppen mit und ohne Ansteuerung: ** p<0,01; * p<0,05; Mann-Whitney-U-Test).

	präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26 Wo. postop.
<u>VAS</u>				
norm. Ansteuerung				
Median	0,6	1,8	0,0	0,0
1. – 3. Quartil	0,0 – 3,2	0,0 – 3,5	0,0 – 0,0	0,0 – 0,0
verm. Ansteuerung				
Median	0,0	5,3	4,2	0,0
1. – 3. Quartil	0,0 – 5,4	4,2 – 6,5	0,0 – 5,4	0,0 – 2,0
Signifikanz		**	**	
<u>Borg-Skala</u>				
norm. Ansteuerung				
Median	13,0	13,0	12,0	11,0
1. – 3. Quartil	13,0 – 14,8	11,0 – 13,5	11,0 – 13,0	11,0 – 13,0
verm. Ansteuerung				
Median	14,5	15,5	13,0	13,0
1. – 3. Quartil	13,0 – 15,0	15,0 – 17,0	13,0 – 15,0	13,0 – 15,0
Signifikanz		**	**	*
<u>Haltezeit in s</u>				
norm. Ansteuerung				
Median	600	600	600	600
1. – 3. Quartil	600 - 600	489 - 600	600 – 600	600 - 600
verm. Ansteuerung				
Median	480	138	325	516- 600
1. – 3. Quartil	385 - 600	82 -240	199 - 580	186
Signifikanz	**	**	**	*

3.3 Isokinetik

Die Auswertung der Isokinetik wird exemplarisch an den Winkelgeschwindigkeiten 90°/s und 150°/s vorgenommen. Diese beiden Winkelgeschwindigkeiten wurden ausgewählt, da sich anhand dieser zum einen Aussagen eher zur Maximalkraft und zum anderen eher zur Kraftausdauer machen lassen. Die Ergebnisse bei 120°/s sind von der Grundaussage identisch und die ermittelten Werte liegen zwischen den Werten der beiden anderen Winkelgeschwindigkeiten. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde auf die graphische Darstellung der Werte bei 120°/s verzichtet. Verweise auf die entsprechenden Werte erfolgen im Text.

Die bei den verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten ermittelten Drehmomentwerte für die Extension als auch für die Flexion zeigten sowohl in der Untersuchungsgruppe als auch in der Kontrollgruppe meist signifikante Unterschiede zwischen Frauen und Männern. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse nach Geschlechtern getrennt dargestellt.

3.3.1 Isokinetik Frauen

Die in der Extension von den weiblichen Patienten der Untersuchungsgruppe erzielten mittleren Drehmomentwerte lagen zu allen Zeitpunkten signifikant unter denen der Kontrollgruppe ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Im Untersuchungsverlauf zeigte sich bei allen Winkelgeschwindigkeiten ein ähnliches Bild. Zunächst kam es zu einem signifikanten Abfalls des erreichten Drehmomentes von präoperativ bis zum Anfang der AHB. Zum Ende der AHB lag dieses wiederum signifikant über dem Wert für den AHB-Anfang, aber noch immer signifikant unter dem präoperativen Wert ($p<0,01$; Friedman-Test). Nach 26 Wochen wurde der präoperative Wert wieder erreicht und das Extensionsdrehmoment lag signifikant über den Werten für AHB-Anfang und AHB-Ende ($p<0,01$; Friedman-Test, Abb. 9).

Die von den weiblichen Patienten der Untersuchungsgruppe in der Flexion erzielten mittleren Drehmomentwerte lagen ebenfalls zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant unter denen der Kontrollgruppe ($p<0,01$, Mann-Whitney-U-Test).

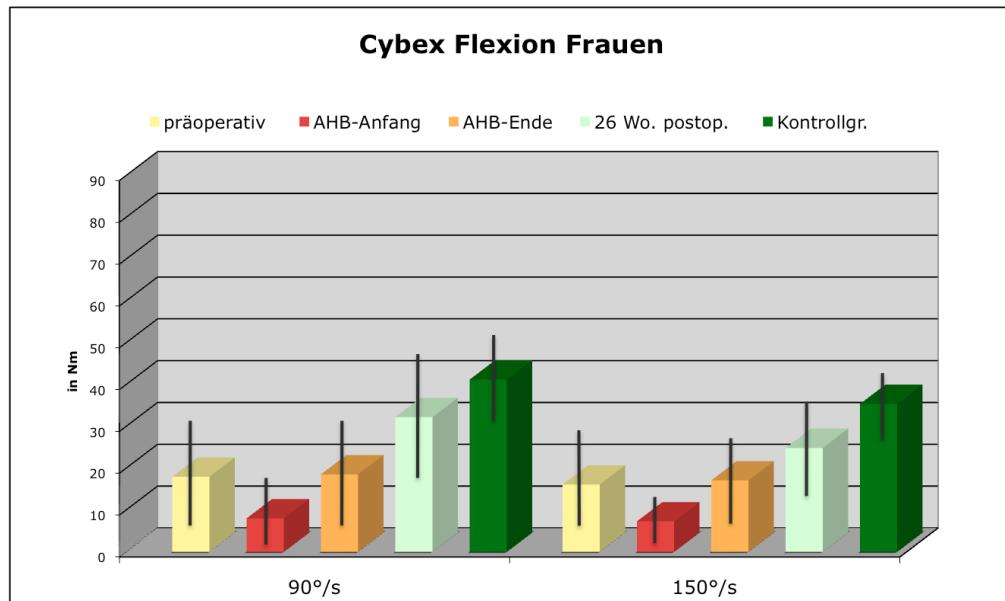
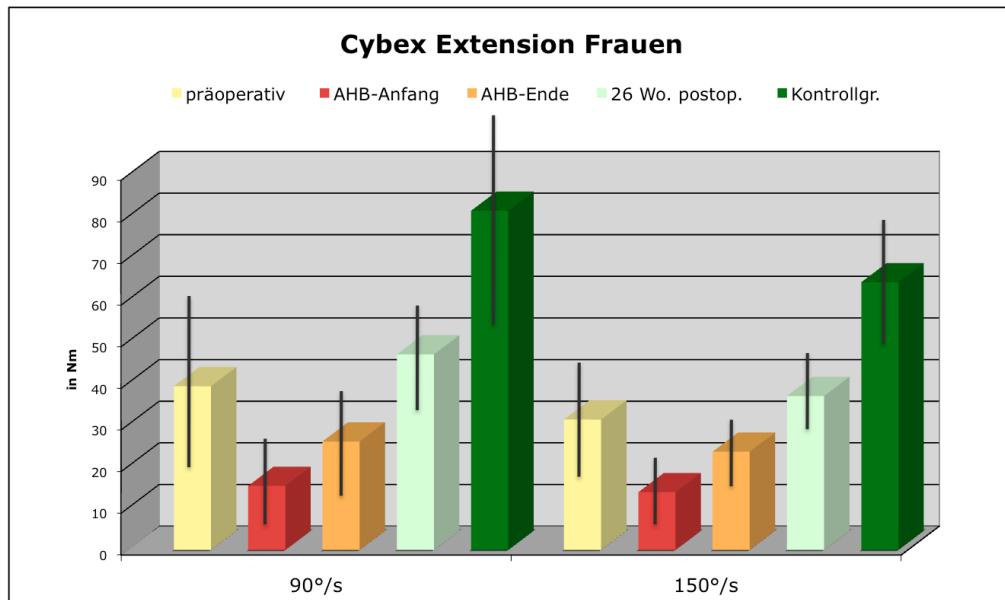


Abb. 9 und 10: Isokinetik Drehmomente Extension und Flexion Frauen, Mittelwert und Standardabweichung (Signifikanzen siehe Text)

Bei der Betrachtung der Flexionsdrehmomente im Verlauf zeigten sich in unserer Untersuchungsgruppe bei allen 3 Winkelgeschwindigkeiten ähnliche Verlaufsmuster. Zunächst kam es zu einem signifikanten Abfall zum AHB-Anfang gegenüber dem präoperativen Wert und dann wiederum zu einem signifikanten Anstieg zum AHB-Ende gegenüber dem Wert zu AHB-Anfang ($p<0,05$; Friedman-Test). Bei allen 3 Winkelgeschwindigkeiten wurden zum AHB-Ende die Ergebnisse der präoperativen Untersuchung erreicht und es zeigten sich zwischen diesen beiden Untersuchungszeitpunkten keine signifikanten Unterschiede.

In der 26. postoperativen Woche lagen die erzielten Drehmomente für die Flexion jeweils signifikant über den Ergebnissen der 3 vorherigen Untersuchungszeitpunkte (zu präoperativ und AHB-Ende $p<0,05$; zu AHB-Anfang $p<0,01$; Friedman-Test, Abb. 10).

3.3.2 Isokinetik Männer

Die Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe bezüglich der erreichten mittleren Extensionsdrehmomente bei den Männern waren für die Winkelgeschwindigkeiten $90^\circ/s$ und $120^\circ/s$ zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Bei der Winkelgeschwindigkeit $150^\circ/s$ hingegen gab es signifikante Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe nur zu den Untersuchungszeitpunkten AHB-Anfang und AHB-Ende ($p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Präoperativ und 26 Wochen postoperativ waren keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe zu verzeichnen (Abb. 11).

In der Betrachtung der Extensionsdrehmomente im Verlauf gab es wiederum ähnlich den Frauen für alle 3 Winkelgeschwindigkeiten ein typisches Verhalten. Zunächst kam es auch bei den Männern zu einem signifikanten Abfall des erreichten Drehmomentes am AHB-Anfang gegenüber dem präoperativen Wert. Zum Ende der AHB liegt dieses wiederum signifikant über dem Wert für den AHB-Anfang, aber noch immer signifikant unter dem präoperativen Wert ($p<0,01$; Friedman-Test). 26 Wochen postoperativ wird

der präoperative Wert dann sogar bei allen 3 Winkelgeschwindigkeiten signifikant übertrffen (p<0,05; Friedman-Test, Abb. 11).

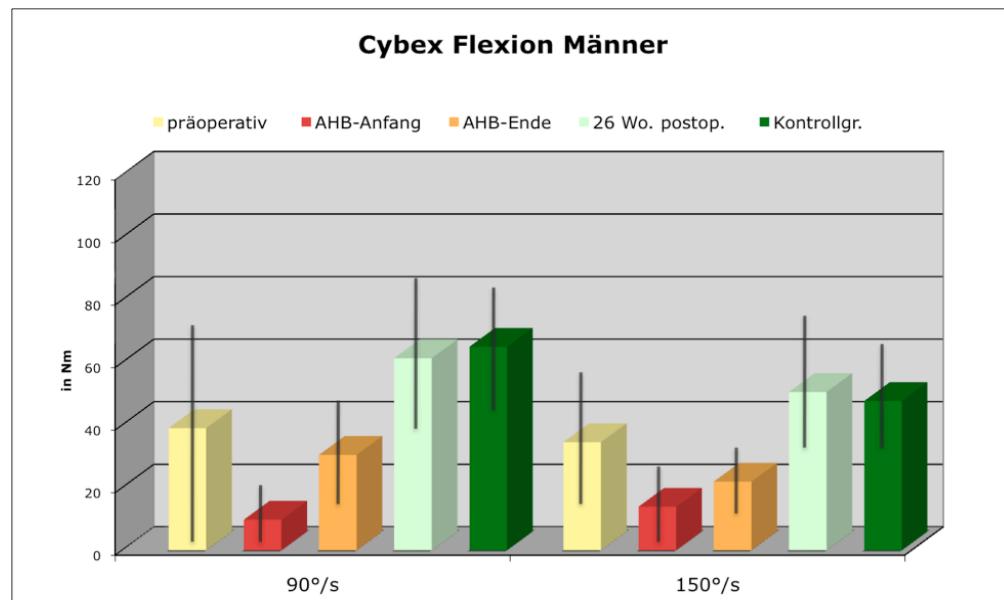
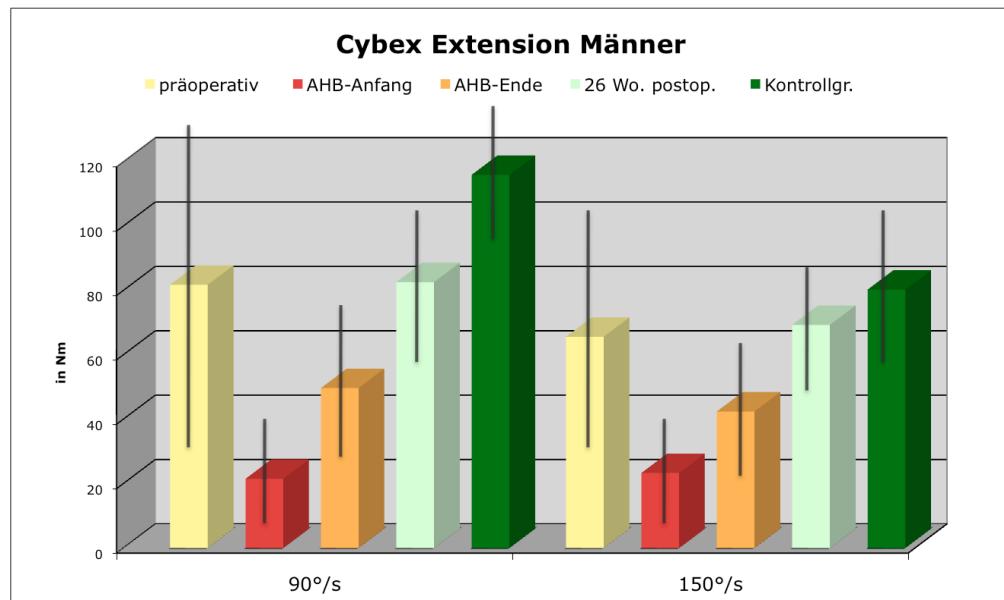


Abb. 11 und 12: Isokinetik Drehmomente Extension und Flexion Männer, Mittelwert und Standardabweichung (Signifikanzen siehe Text)

Bei der Flexion zeigten sich zu den Untersuchungszeitpunkten präoperativ, AHB-Anfang und AHB-Ende signifikante Unterschiede zwischen der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe (präoperativ $p<0,05$; AHB-Anfang und AHB-Ende $p<0,01$; Mann-Whitney-U-Test). 26 Wochen postoperativ hingegen war in allen 3 Winkelgeschwindigkeiten kein signifikanter Unterschied zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe zu verzeichnen. Die von der Untersuchungsgruppe erreichten Flexionsdrehmomentwerte lagen bei der Winkelgeschwindigkeit $150^\circ/\text{s}$ sogar etwas über den Werten der Kontrollgruppe. Bei der Bestimmung des Flexionsdrehmomentes der männlichen Patienten der Untersuchungsgruppe im Verlauf zeigten sich in allen 3 Winkelgeschwindigkeiten ähnliche Veränderungen wie bei den Frauen. Zunächst kam es zu einem signifikanten Abfall zum Anfang der AHB und dann wieder zu einem signifikanten Anstieg zum Ende der AHB ($p<0,01$; Friedman-Test). Im Gegensatz zu den Frauen lagen die Flexionsdrehmomente jedoch bei allen 3 Untersuchungssituationen zum AHB-Ende immer noch signifikant unter den Werten der präoperativen Untersuchung ($p<0,01$; Friedman-Test). In der Untersuchung 26 Wochen postoperativ lagen die erzielten Drehmomente für die Flexion dann wie bei den Frauen jeweils signifikant über den Werten der 3 vorherigen Untersuchungszeitpunkte ($p<0,01$; Friedman-Test) und es zeigten sich nun keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe (Abb. 12).

3.3.3 Verhältnis Extension/Flexion

Bei der Betrachtung des Verhältnisses von Flexion zu Extension gab es zu keinem Untersuchungszeitpunkt sowohl in der Untersuchungs- als auch in der Kontrollgruppe signifikante Unterschiede zwischen Frauen und Männern, weshalb die Ergebnisse hier in der Gesamtheit dargestellt werden.

Insgesamt betrachtet gab es bei der Bestimmung des Extensions-Flexionsverhältnisses bei allen Winkelgeschwindigkeiten und zu keinem Zeitpunkt signifikante Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe (Mann-Whitney-U-Test) und die

ermittelten Werte lagen für die Untersuchungs- als auch die Kontrollgruppe jeweils im Normbereich.

Im Verlauf zeigt sich für alle 3 Winkelgeschwindigkeiten ein ähnliches Muster. Präoperativ ist das Verhältnis leicht zugunsten der Extension verändert. Am Anfang der AHB gibt es keinen Unterschied zur Kontrollgruppe und am Ende der AHB sowie 26 Wochen postoperativ ist das Verhältnis zwischen Extension und Flexion dann leicht zugunsten der Flexion verändert (Abb. 13). Auch im Verlauf in der Untersuchungsgruppe ergaben sich bei allen Winkelgeschwindigkeiten zu keinem Untersuchungszeitpunkt signifikante Unterschiede (Friedman-Test).

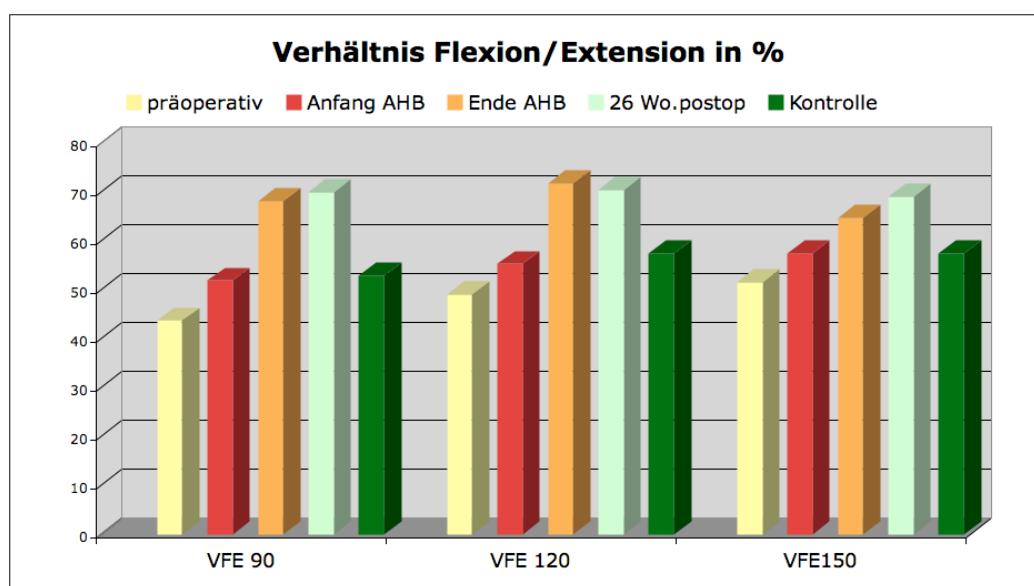


Abb. 13: Isokinetik Verhältnis Extension/Flexion.

3.4 Sonographie

Die Kontraktionsfähigkeit des M. vastus intermedius zeigte sowohl in der Kontrollgruppe ($p<0,05$; Mann-Whitney-U-Test) als auch in der Untersuchungsgruppe zu den

Untersuchungszeitpunkten präoperativ und 26. Woche postoperativ signifikante Unterschiede zwischen Frauen und Männern (jeweils $p < 0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Dem gegenüber waren zu Beginn und Ende der AHB keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern zu verzeichnen. Im Verlauf der Untersuchung zeigten sich wiederum bei beiden Geschlechtern ähnliche Veränderungen. Sowohl bei den Frauen als auch bei den Männern gab es präoperativ und 26 Wochen postoperativ keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungsgruppe und Kontrollgruppe. Die größte Abnahme der Kontraktionsfähigkeit des M. vastus intermedius war zu Anfang der AHB zu konstatieren. Die Unterschiede waren hier für Frauen und Männer im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant ($p < 0,01$; Mann-Whitney-U-Test). Zum Ende der AHB zeigte sich in der Untersuchungsgruppe bei beiden Geschlechtern ein signifikanter Anstieg der Kontraktionsfähigkeit des M. vastus intermedius gegenüber dem AHB-Anfang ($p < 0,01$; Friedman-Test). Bei den Frauen waren zum Ende der AHB keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe mehr vorhanden. Bei den Männern war die Kontraktionsfähigkeit des M. vastus intermedius zum Ende der AHB im Vergleich zur Kontrollgruppe immer noch signifikant vermindert ($p < 0,01$; Mann-Whitney-U-Test, Tab. 7).

Tab. 7: Kontraktionsfähigkeit des M. vastus intermedius in Prozent
(Signifikanz im Vergleich zur Kontrollgruppe. ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test).

	präoperativ	AHB-Anfang	AHB-Ende	26. Wo. postop.	Kontrollgr.
weiblich					
Median	39,0	11,4	34,1	45,8	42,9
1. - 3. Quartil	27,7 - 58,3	7,1 - 23,6	25,0 - 53,8	29,4 - 50,0	31,3 - 61,5
Signifikanz		**			
männlich					
Median	66,7	16,7	36,4	56,3	69,2
1. - 3. Quartil	53,1 - 80,0	2,6 - 29,1	31,6 - 50,1	53,9 - 67,8	58,3 - 90,0
Signifikanz		**	**		

In der Untersuchungsgruppe gab es bei den Frauen im Verlauf keine signifikanten Unterschiede zwischen präoperativ, AHB-Ende und 26 Wochen postoperativ und jeweils signifikante Unterschiede für den AHB-Anfang im Vergleich zu den drei anderen Untersuchungszeitpunkten ($p<0,01$ für AHB-Anfang zu präoperativ und 26 Wochen postoperativ; $p<0,05$ für AHB-Anfang zu AHB-Ende; Friedman-Test).

Bei den Männern gab es keine Unterschiede zwischen präoperativ und 26 Wochen postoperativ, und für diese beiden Zeitpunkte signifikante Unterschiede zu AHB-Anfang ($p<0,01$; Friedman-Test) und AHB-Ende ($p<0,05$; Friedman-Test). Zwischen AHB-Anfang und AHB-Ende gab es keine signifikanten Unterschiede (Tab. 7).

Die Untersuchungsgruppe wies zu fast allen Untersuchungszeitpunkten einen signifikant höheren BMI als die Kontrollgruppe auf. Die Ursache für diese Unterschiede ist sehr vielgestaltig, wobei sicherlich 2 Gründe eine wesentliche Rolle spielen.

Zum einen spielt in der Genese der Gonarthrose, welche letztlich die Indikation zur Implantation einer K-TEP darstellt, Übergewicht und damit verbunden eine höhere mechanische Belastung des Skelettsystems, insbesondere der Hüft- und Kniegelenke, eine wesentliche Rolle. Die Wahrscheinlichkeit für die Indikation zur Implantation einer K-TEP ist bei Personen mit einem BMI zwischen 25 und 29,9 kg/m² etwas mehr als 3 mal so hoch und bei einem BMI zwischen 30 und 34,9 kg/m² fast 9 mal so hoch wie bei Personen mit einem BMI unter 25 kg/m² (Bourne 2007). Zum anderen führt die Gonarthrose zur Limitierung der körperlichen Belastungsfähigkeit und letztlich zur Minderung der körperlichen Aktivität, was im Regelfall mit einer Gewichtszunahme verbunden ist und somit zum Ansteigen des BMI führt. Übergewicht ist ein Bilanzproblem. Es ist somit nicht verwunderlich, dass unsere Untersuchungsgruppe, die sich ja aus Patienten mit klinisch und röntgenologisch gesicherter Gonarthrose rekrutiert, einen signifikant höheren BMI aufweist.

Der Arthrosepatient befindet sich somit in einem „Teufelskreis“. Zum einen führt Übergewicht oft zu vorzeitigem bzw. stärkerem Verschleiß der Gelenke und erhöht somit auch die Inzidenz der Gonarthrose, zum anderen sind die Möglichkeiten zur Gewichtsreduktion durch die Limitierung der körperlichen Belastbarkeit und insbesondere durch die den Patienten erheblich beeinträchtigenden Belastungsschmerzen deutlich eingeschränkt. Gerade im Hinblick auf die Standzeit einer implantierten Endoprothese spielt die mechanische Belastung des Implantates eine Rolle, so dass auch aus Sicht des Operationsergebnisses im Langzeitverlauf eine Gewichtsreduktion bei bestehendem Übergewicht dringend angestrebt werden muss.

Der Aufklärungsstand der Bevölkerung über derartige Zusammenhänge ist insgesamt unzureichend, weshalb die Schulung des Gesundheitsbewusstseins einen wichtigen Teil der Patientenberatung während einer AHB darstellen sollte. In der Moritz-Klinik Bad Klosterlausnitz erfolgt für die Patienten in separaten Gruppen im Rahmen der Endo-

prothesenschule auch eine Ernährungsberatung mit Lehrküche etc., um die Patienten entsprechend zu schulen. Insgesamt kam es in unserer Untersuchungsgruppe im vergleichsweise kurzen Untersuchungszeitraum von 26 Wochen zu keinen signifikanten Veränderungen des BMI, aber tendenziell zu einer geringen Abnahme des BMI in der Gesamtgruppe von $30,6 \text{ kg/m}^2$ präoperativ auf $29,9 \text{ kg/m}^2$ 26 Wochen nach der Operation, was allerdings immer noch deutlich im Bereich des Übergewichtes liegt.

Untersuchungen über längere Zeiträume zeigen jedoch auch, dass diese anfänglichen kleinen Erfolge nicht von Dauer sind. Bei einer Untersuchung von übergewichtigen Patienten vor und nach K-TEP-Implantation konnten nur 18 % eine dauerhafte Gewichtsreduktion erzielen (Booth 2002) und im Langzeitverlauf kommt es tendenziell sogar zu einer Zunahme des BMI nach 5 bzw. 10 Jahren (Erler et al. 2007).

Erwartungsgemäß fanden wir in unserer Untersuchungsgruppe zu allen Untersuchungszeitpunkten eine signifikant eingeschränkte Bewegungsfähigkeit der betroffenen Kniegelenke im Vergleich zur Kontrollgruppe. Dies betrifft sowohl die maximal mögliche Beugung, aber auch die Streckfähigkeit. Einschränkungen der Beweglichkeit sind zunächst als Folge der Gonarthrose zu betrachten (Erler et al. 1998a, Comerford und Mottram 2001, Massin et al. 2009, Erler et al. 2007).

Durch die Implantation der K-TEP kam es im frühen postoperativen Verlauf nochmals zu einer signifikanten Abnahme der Beugefähigkeit, was als direkte Folge des Operationstraumas mit entsprechender postoperativer Weichteilschwellung und auch Gelenkergussbildung anzusehen ist (Rossi et al. 2006, Erler et al. 2007). Auch das präoperativ vorhandene Streckdefizit blieb zunächst unverändert.

Die zum AHB-Ende erreichte Beweglichkeit gab den Patienten die Möglichkeit zur Verrichtung der Tätigkeiten des täglichen Lebens und auch von leichten sportlichen Aktivitäten.

Wichtig für das funktionelle Ergebnis nach der K-TEP-Implantation ist jedoch insbesondere die im Verlauf zu verzeichnende signifikante Abnahme des Streckdefizits. 26 Wochen postoperativ gab es bezüglich des Streckdefizits keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe.

Muskuläre Dysfunktionen mit Einschränkung der normalen Beweglichkeit führen zu Stabilitätsdysfunktionen im betreffenden Gelenk und die Mobilisierung dieser Gelenk- und Bindegewebeinschränkungen ist im Management dieser Stabilitätsdysfunktionen

unabdingbar (Comerford und Mottram 2001). Die Kniegelenksbeugemuskulatur zeigt ihre größte Kraftentwicklung nahe der Streckstellung des Kniegelenkes. Eine volle Streckfähigkeit des Kniegelenkes ist eine wichtige Voraussetzung für die muskuläre Balancierung zwischen Beugern und Streckern und somit für die Gelenkstabilität und die Bewegungseffizienz (Kellis und Katis 2007).

Die Beugefähigkeit bleibt zwar über den gesamten Untersuchungszeitraum signifikant unter der Kontrollgruppe, das erreichte Niveau der Flexion von durchschnittlich 120° 26 Wochen nach der Operation erlaubt den Patienten jedoch ein normales Gangbild und die problemlose Durchführung von Aktivitäten, wie Treppensteigen, Fahrradfahren usw.. Dies ist wiederum wichtig, um die körperliche Aktivität zu fördern, die Muskulatur zu trainieren und dadurch vielleicht das Übergewicht zu verringern.

Ein stabilisiertes Gelenk vermindert die mechanische Beanspruchung für das Implantat, was unmittelbar Einfluss auf den mechanischen Verschleiß und somit auf die Standzeit der Endoprothese als eines der wichtigsten Kriterien für das Langzeitergebnis nach Endoprothesenimplantation hat. Zwingende Voraussetzung für die stabilisierende Wirkung der Muskulatur ist deren Fähigkeit zur willkürlichen Kontraktion verbunden mit der zentralen Ansteuerung der entsprechenden Muskeln.

Die Ergebnisse der EMG-Untersuchungen belegen zunächst, dass eine Störung der zentralen Ansteuerung des Musculus quadriceps femoris als Folge der Gonarthrose bereits präoperativ vorhanden ist. Als Grund hierfür sind die bestehenden Bewegungseinschränkungen und Schmerzen mit dem damit verbundenen Fehlen sensorisch-reaktiver Reize anzusehen. Der verminderte propriozeptive Input führt letztlich zu einer veränderten Rekrutierung motorischer Einheiten (Comerford und Mottram 2001b). Diese Ansteuerungsproblematik betrifft alle drei von uns elektromyographisch untersuchten Quadricepsanteile, wobei sich die Veränderungen bei dem M. vastus medialis und dem M. vastus lateralis noch ausgeprägter darstellen als beim M. rectus femoris.

Auch der M. biceps femoris als Beugemuskel zeigt präoperativ ähnliche Veränderungen und entspricht in seinem Niveau etwa dem M. rectus femoris. Gleiches gilt für den M. adductor longus. Da letzter genannter Muskel im eigentlichen Sinne nicht auf die Beweglichkeit im Kniegelenk wirkt, zeigt sich hier die generelle Auswirkung der Gonarthrose auf die Muskulatur der unteren Extremität.

Bei den anderen untersuchten Muskeln, also M. glutaeus maximus, M. tibialis anterior und M. gastrocnemius, gab es präoperativ bezüglich der zentralen Ansteuerung keine signifikanten Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe. Sie scheinen also durch die Gonarthrose und die damit einhergehenden Veränderungen weniger bzw. nicht betroffen zu sein oder werden durch die konkrete Untersuchungssituation nicht angesprochen. Letzteres gilt sicherlich auch für den M. glutaeus maximus und den M. gastrocnemius. Der M. tibialis anterior hingegen wird durch die konkrete Untersuchungsaufgabe angesprochen und scheint somit wirklich keine Veränderungen bedingt durch die Gonarthrose aufzuweisen.

Durch das Operationstrauma kommt es im Vergleich zur präoperativen Situation bei allen untersuchten Muskeln zu einer Zunahme des Anteils der Gruppe mit verminderter oder fehlender zentraler Ansteuerung oder anders gesagt, das Operationstrauma führt zumindest an der operierten Extremität zu einer Verstärkung der vorbestehenden komplexen Störung der muskulären Funktion. Dabei spielt die Einschränkung der zentralen Ansteuerung eine wichtige Rolle. Da diese letztlich alle untersuchten Muskeln mehr oder weniger betrifft, zeigt sich, dass das Operationstrauma einen erheblichen Einfluss auf die Funktionsfähigkeit der Muskulatur der gesamten operierten unteren Extremität hat.

Die quantitativ größten Veränderungen finden sich diesbezüglich wieder bei dem M. quadriceps femoris, die alle 3 untersuchten Muskelanteile in etwa gleicher quantitativer Ausprägung betrifft.

Die gleichzeitige Betrachtung der subjektiven Schmerzempfindung belegt, dass der Hauptgrund für die Störung der zentralen Ansteuerung in einer schmerzbedingten zentralen neuronalen Hemmung der Muskelaktivierung zu liegen scheint.

Derartige Mechanismen der zentralen Hemmung sind in der Literatur belegt. Farina et al. (2005) konnten eine Abnahme der EMG-Aktivität des M. tibialis anterior nach experimenteller Schmerzinduktion durch Injektion von hypertoner Kochsalzlösung nachweisen. Graven-Nielsen et al. (2002) beschreiben eine zentral bedingte muskuläre Hemmung mit Abnahme der Muskelkraft bzw. Drehmomente in isokinetischen Untersuchungen nach experimentell ausgelöstem Muskelschmerz. Stevens et al. (2003) berichten über eine schmerzbedingte Verminderung von Muskelkraft und Willküraktivität 26 Tage nach erfolgter K-TEP-Implantation.

In der vorliegenden Arbeit lässt sich diese zentrale schmerzbedingte Hemmung am eindeutigsten bei der vergleichenden Betrachtung von EMG-Ergebnissen bezüglich des qualitativen Muskelfunktionszustandes und subjektivem Schmerz- bzw. Anstrengungs-empfinden zu den Untersuchungszeitpunkten AHB-Anfang und AHB-Ende belegen. Hier besteht eine eindeutige Korrelation zwischen Schmerzempfindung und verminderter bzw. fehlender zentraler Ansteuerung der Quadricepsmuskulatur.

Bei allen anderen untersuchten Muskeln sind die gefundenen Veränderungen zwar quantitativ weniger ausgeprägt, aber dennoch signifikant. Wir können also allgemein im Bereich der operierten Extremität eine bestehende muskuläre Ansteuerungsproblematik nachweisen, die sich aufgrund der unmittelbaren traumatischen Alteration durch den operativen Zugang am Musculus quadriceps femoris am ausgeprägtesten zeigt, letztlich jedoch die gesamte Muskulatur der operierten Extremität betrifft.

Zum AHB-Ende stellt sich eigentlich im Vergleich zum AHB-Anfang ein nur gering verändertes Bild dar. Das präoperative Ansteuerungsniveau wird lediglich bei dem M. biceps femoris und dem M. glutaeus maximus wieder erreicht.

Alle anderen untersuchten Muskeln zeigen in ihrem Ansteuerungsverhalten in etwa das Niveau vom AHB-Anfang, was heißt, dass auch zum AHB-Ende der M. quadriceps femoris die größte Ansteuerungsproblematik aufweist.

26 Wochen postoperativ hat der M. quadriceps femoris wieder das präoperative Niveau erreicht. Die anderen untersuchten Muskeln unterscheiden sich mit Ausnahme des M. biceps femoris bezüglich des Vorhandenseins einer zentralen Ansteuerung nicht mehr signifikant von den Ergebnissen der Kontrollgruppe.

Der M. quadriceps femoris zeigt für seine 3 elektromyographisch untersuchten Anteile unterschiedliche Ergebnisse. Zunächst besteht zum AHB-Ende für alle 3 untersuchten Muskelanteile eine persistierende zentrale Ansteuerungsproblematik. Beim M. rectus femoris waren dann 26 Wochen postoperativ keine Unterschiede mehr zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe nachzuweisen, während eine Einschränkung der muskulären Ansteuerung bezüglich des M. vastus medialis und des M. vastus lateralis auch noch 26 Wochen postoperativ bestand.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Gonarthrose zu einer signifikant nachweisbaren Störung der zentralen Ansteuerung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur und dabei vor allem des M. quadriceps femoris führt.

Durch das Operationstrauma wird die bestehende muskuläre Insuffizienz nochmals verstärkt. Dies betrifft, sicherlich durch den operativen Zugang bedingt, vor allem den Musculus quadriceps femoris, aber letztlich alle an den Bewegungen des Kniegelenkes beteiligten Muskelgruppen. Als eine wichtige Ursache für die Störung der zentralen Ansteuerung ist der vorbestehende und durch die Operation verstärkte Schmerz anzusehen, welcher zu einer Hemmung der Muskelaktivierung führt.

Die Veränderungen bezüglich der Ansteuerung des Musculus quadriceps femoris bleiben zunächst über das AHB-Ende hinaus bestehen, während alle anderen Muskelgruppen einschließlich der Beugemuskulatur des Kniegelenkes relativ schnell wieder das präoperative Niveau erreichen. Diese Aussage wird durch die Ergebnisse der isokinetischen Untersuchungen bezüglich des prozentualen Verhältnisses von Extension zu Flexion bestätigt. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit einer Fortführung der rehabilitativen Behandlung auch nach der AHB, insbesondere im koordinativen Bereich.

Die sonographische Bestimmung der Kontraktionsfähigkeit des Musculus vastus intermedius stellt durch die einfache und gut reproduzierbare Untersuchungstechnik ein geeignetes Verfahren zur Untersuchung der Aktivierungsfähigkeit des Musculus quadriceps femoris im Rehabilitationsverlauf dar.

Durch das Operationstrauma kommt es zu einer signifikanten Abnahme der Kontraktionsfähigkeit des Musculus vastus intermedius, die sich sowohl zu Beginn als auch zum Ende der AHB statistisch signifikant nachweisen lässt. Die Ergebnisse der sonographischen Untersuchung bestätigen somit unsere gefundenen EMG-Veränderungen im Ansteuerungsverhalten des Musculus quadriceps femoris. Während der Anschlussheilbehandlung kommt es nicht zuletzt durch die verschiedenen Therapiemaßnahmen zu einer stetigen Verbesserung der Untersuchungsergebnisse.

Im Verlauf betrachtet resultiert 26 Wochen postoperativ eine mit der Kontrollgruppe vergleichbare Kontraktionsfähigkeit des Musculus vastus intermedius. Die Tatsache, dass sich die sonographisch bestimmte Kontraktionsfähigkeit relativ schnell normalisiert, ist sicherlich auch durch die Untersuchungscharakteristik bestimmt. Eine isometrische Kontraktion des Muskels im Liegen, ohne diesen zu belasten und ohne die Wirkung der Schwerkraft, bereitet dem Patienten weniger Schmerzen als eine aktive und mit gleichzeitiger Belastung einhergehende Muskelkontraktion.

Im Gegensatz zu allen anderen Verfahren des Untersuchungsprogrammes zeigten sich in der Auswertung der Isokinetik signifikante Unterschiede zwischen Frauen und Männern. Dies betrifft sowohl unsere Untersuchungs- als auch unsere Kontrollgruppe. Der Grund dafür sind geschlechtsspezifische Unterschiede. Die Muskelkraft ist im Durchschnitt bei Männern höher als bei Frauen (Kanehisa et al. 1996, Pincivero et al. 2000). Dies ist zum einen bedingt durch eine größere Muskelmasse und einen höheren Anteil von schnellen Muskelfasern bei den Männern (Henriksson-Larsen 1985, Simoneau und Bouchard 1989), aber auch durch eine geschlechtsspezifische Charakteristik in der Muskelaktivierung (Cioni et al. 1994, Hakkinen 1994, Pincivero et al 2001). Unabhängig davon betrachtet sind die weiblichen Patienten in der präoperativen Untersuchung bezüglich der möglichen Kraftentfaltung in Extension und Flexion deutlicher eingeschränkt als die männlichen Patienten. Die Gonarthrose wirkt sich also offensichtlich bei Frauen deutlicher auf die maximale Kraftentfaltung in Beugung und Streckung des Kniegelenkes aus als bei Männern.

Im Gegensatz zu den beschriebenen quantitativen Unterschieden zwischen Frauen und Männern zeigte sich im Verlauf unserer Untersuchung grundsätzlich ein einheitliches Veränderungsmuster bei Frauen und Männern.

Prinzipiell sind die maximalen Kraftentwicklungen sowohl für Flexion als auch für Extension bedingt durch die Gonarthrose signifikant vermindert. Einschränkungen der maximalen Willkürkraft und der Willküraktivität des M. quadriceps femoris bedingt durch die Gonarthrose sind in der Literatur belegt (Pap et al. 2000, Stevens 2003).

In den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ist die Maximalkraft absolut betrachtet etwas mehr eingeschränkt als die Kraftausdauer. Da für eine maximale Kraftentwicklung die synchronisierte Aktivierung vieler motorischer Einheiten erforderlich ist, dürfte auch hierfür die zentrale Einschränkung der muskulären Ansteuerung der Grund sein.

Durch das Operationstrauma kommt es zu einer signifikanten Verschlechterung sowohl der Flexions- als auch der Extensionsfähigkeit, die beide Bewegungsarten in gleichem Maße betrifft. Dabei wirkt sich das Operationstrauma bei den Männern noch deutlicher aus, weshalb zu AHB-Beginn keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen Frauen und Männern bestanden. Im Verlauf während der AHB kommt es zu einem signifikanten Anstieg der Kraft, wobei das präoperative Niveau jedoch zum AHB-Ende

noch nicht erreicht wird.

Zum AHB-Ende zeigt sich auch, dass sich die maximale Kraftentfaltung in der Flexion schneller erholt bzw. verbessert als die Extensionskraft. Dies bestätigt sich dann 26 Wochen postoperativ. Die Extensionskraft hat das präoperative Niveau wieder mindestens erreicht bzw. bei den Frauen sogar signifikant übertroffen, liegt aber noch immer signifikant unter dem Niveau der Kontrollgruppe. Die maximale Flexionskraft hingegen liegt nunmehr generell signifikant über dem präoperativen Niveau und es gibt keine Unterschiede zur Kontrollgruppe.

Dies bestätigt sich auch beim Betrachten des Verhältnisses Extension/Flexion. Insgesamt gab es zwar zu keinem Untersuchungszeitpunkt signifikante Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe, aber das Verhältnis Extension/Flexion veränderte sich im Verlauf in der Untersuchungsgruppe zugunsten der Flexion. Dies ist auch ein Indiz für eine schnellere Erholung der Flexionsmuskulatur nach erfolgter K-TEP-Implantation.

Zusammenfassend kann in Beantwortung unserer Ausgangsfragestellungen gesagt bzw. festgestellt werden:

1. Die durchgeführte Untersuchung hat zunächst nachgewiesen, dass es durch die Gonarthrose zu komplexen Funktionseinschränkungen der das Kniegelenk umgebenden und stabilisierenden Muskulatur kommt. Dies spiegelt sich in allen unseren Untersuchungsparametern wider. Die Muskulatur ist im Regelfall verkürzt bzw. die Verlängerungsfähigkeit ist nicht derart vorhanden, dass ein normales Bewegungsausmaß erreicht werden kann. Die mögliche Kraftentfaltung ist sowohl in Beugung als auch in Streckung eingeschränkt und die Kontraktionsfähigkeit ist herabgesetzt.

Eine entscheidende Einschränkung betrifft aber nicht den Muskel selbst, sondern seine zentrale Ansteuerung. Es zeigt sich in der vorliegenden Untersuchung, dass es durch die Gonarthrose und vor allem die damit verbundenen Schmerzen zu einer eindeutigen neuronalen Störung mit verminderter bzw. fehlender zentraler Ansteuerung der das Kniegelenk umgebenden bzw. stabilisierenden Muskulatur kommt. Diese manifestiert sich hauptsächlich am Musculus quadriceps femoris, aber auch die Funktion der Beugemuskulatur des Kniegelenkes ist deutlich beeinträchtigt.

2. Alle genannten Einschränkungen, insbesondere des Musculus quadriceps femoris, werden durch das Operationstrauma weiter verstärkt. Schmerzbedingt kam es zu einer weiteren zentralen Hemmung der motorischen Ansteuerung der Muskulatur, die in der Summe alle von uns untersuchten Muskeln der operierten Extremität betraf und sich am deutlichsten am Musculus quadriceps femoris dokumentierte.

3. Während der Anschlussheilbehandlung und im weiteren postoperativen Verlauf ist insgesamt eine stetige Funktionsverbesserung zu verzeichnen, wobei jedoch unverändert Einschränkungen bestehen bleiben und insbesondere die Ansteuerungsproblematik gerade für die Streck- und Beugemuskulatur persistiert.

4. Die weiterhin bestehende zentrale Störung der Muskelaktivierung sollte in der Gestaltung der Therapiepläne während der Anschlussheilbehandlung Beachtung finden. Da als wichtige Ursache der zentralen Hemmung der Muskelaktivierung eine bestehende Schmerzsymptomatik anzusehen ist, erfordert dies zunächst eine suffiziente Schmerztherapie. Aktive Behandlungsmaßnahmen haben sicherlich weitaus bessere Behandlungserfolge und -effekte, wenn der entsprechende Muskel zur aktiven Kontraktion fähig ist, was eine zentrale Ansteuerung desselben voraussetzt. Das bedeutet im Umkehrschluss auch, dass bei eingeschränkter willkürlicher Aktivierungsfähigkeit der Muskulatur passiv-aktive Maßnahmen, wie z. B. die Elektromyostimulation vermehrt Anwendung finden sollten. Das kann unter anderem auch so weit führen, dass während der Anschlussheilbehandlung elektromyographische Untersuchungen zur Erhebung des individuellen Ansteuerungsniveaus durchgeführt werden, um die Therapiemaßnahmen und insbesondere das Verhältnis zwischen aktiven und passiven Behandlungsformen zu steuern bzw. die eventuelle Notwendigkeit einer Optimierung der Schmerztherapie zu erkennen. Die Oberflächen-EMG-Ableitung stellt dafür ein geeignetes, aber auch sehr aufwändiges Untersuchungsinstrument dar.

Da die gefundenen Veränderungen über die Zeit der AHB hinaus bestehen bleiben, ist eine Fortführung der rehabilitativen Behandlungsmaßnahmen im ambulanten Bereich dringend notwendig. Dabei sollte verstärkt Wert auf koordinative Inhalte im Sinne eines reaktiv-sensorischen Trainings gelegt werden.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Erfassung objektiver Parameter über den muskulären Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur bei Patienten mit Gonarthrose vor und nach K-TEP-Implantation. Bei 39 Patienten ($68,8 \pm 6,2$ J.) nach K-TEP-Implantation und einer Kontrollgruppe von 26 Probanden ($66,0 \pm 6,0$ J.) wurden klinische, elektromyographische, isokinetische und sonographische Untersuchungen zu Auswirkungen der Gonarthrose, Einfluss des OP-Traumas und Veränderungen im postoperativen Verlauf, insbesondere für die zentrale Muskelansteuerung, durchgeführt. Bei allen Patienten erfolgte eine standardisierte stationäre AHB. Die Untersuchung der Kontrollgruppe erfolgte einmalig und die Untersuchung der Patientengruppe zu den Zeitpunkten präoperativ, AHB-Anfang, AHB-Ende und 26 Wochen postoperativ. Im Ergebnis zeigt sich, dass es durch die Gonarthrose zu einer komplexen Funktions einschränkung der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur kommt. Im EMG ist eine signifikante Einschränkung der zentralen Muskelansteuerung nachweisbar, die vor allem den M. quadriceps femoris betrifft. Ursache für die zentrale Ansteuerungsproblematik sind vor allem schmerzbedingte zentrale Hemmmechanismen. Durch die muskuläre Ansteuerungsstörung kommt es zu einer Verminderung der Muskelkraft und der Kontraktionsfähigkeit der betroffenen Muskeln mit einer resultierenden muskulären Funktionsstörung, welche durch das operative Trauma nochmals verstärkt wird. Die komplexe Störung der muskulären Funktion bleibt in den ersten Wochen nach der Endoprothesenimplantation weitestgehend bestehen. Auch 26 Wochen postoperativ ist noch eine Störung der zentralen Ansteuerung für Teile des Musculus quadriceps femoris nachweisbar. Als Konsequenz aus den Untersuchungsergebnissen ist festzustellen, dass die weiterhin bestehende zentrale Störung der Muskelaktivierung in der Gestaltung der Therapiepläne während der Anschlussheilbehandlung Beachtung finden muss. Da die wichtigste Ursache der zentralen Hemmung die bestehende Schmerzsymptomatik darzustellen scheint, ist eine suffiziente Schmerztherapie unabdingbar. Die rehabilitative Behandlung sollte im Anschluss an die AHB fortgeführt werden. Das betrifft vor allem aktive Therapiemaßnahmen und insbesondere die für eine suffiziente muskuläre Funktion wichtige Schulung und Wiedererlangung der koordinativen Fähigkeiten durch ein gezieltes reaktiv-sensorisches Training.

6 Literaturverzeichnis

1. Anchuela J, Gomez-Pellico L, Ferrer-Blanco M, Slocker M, Rodriguez R: Muscular function and bone mass after knee arthroplasty. *Int Orthop.* 25. 253-265. (2001)
2. Anders C, Schumann NP, Scholle HC: Objektive Quantifizierung der Rückenmuskel-Aktivität – Bipolare Oberflächen Poly-EMG. *Die Säule.* 3. 12-16 (1997)
3. Anders C: Erweiterte elektrophysiologische Kennzeichnung muskulären Ermüdungsverhaltens.
In: Radant S, Griebhaber R, Schneider W (Hrsg.) *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren – 4. Erfurter Tage.* 314-322. Monade Verlag Leipzig 1998
4. Anders C, van Dieen JH: Muscular fatigue
In: Mital A, Ayoub M, Kumar S, Wang MJ, Landau K (Hrsg.): *Industrial and occupational ergonomics: user's Encyclopedia. International Journal of Industrial Engineering – Theorie, Applications and Practice.* Cincinnati 1999
5. Angermüller F, Anders C, Schumann NP, Venbrocks RA, Scholle HC: Die klinische Anwendung des EMG-Mappings zur Objektivierung der Effektivität physiotherapeutischer Behandlung nach operativ versorgten Verletzungen des vorderen Kreuzbandes. In: Scholle HC, Struppler A, Freund HJ, Hefter H, Schumann NP (Hrsg.): *Motodiagnostik- Mototherapie II.* 245-252. Universitätsverlag Jena 1994
6. Anton, F: Schmerzmessung.
In: Zenz M, Jurna I (Hrsg.): *Lehrbuch der Schmerztherapie: Grundlagen, Theorie und Praxis für Aus- und Weiterbildung.* 35-45. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH. Stuttgart. 1993
7. Appell HJ, Verdonck A, Duesberg F, Windeck P: Fehlende Ermüdung der Muskulatur bei Patienten nach Immobilisation - ein Paradoxon?.
In: *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin.* 5. 205-207 (1991)
8. Ayers DC, Franklin PD, Ploutz-Snyder R, Boisvert CB: Total knee replacement outcome and coexisting physical and emotionell illness. *Clin Orthop Relat Res.* 440. 157-161 (2005)
9. Basmajian JV,, de Luca CJ: *Muscles alive – their functions revealed by electromyography.* William & Wilkins. Baltimore 1985

10. Bigland-Ritchie B, Jones DA, Hosking GP, Edwards RH: Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clinical science and molecular medicine*. 54. 609-614 (1978)
11. Bochdansky T, Kollos S: Sensomotorik und Rückenschule. *Die Säule*. 8. 16-18 (1998)
12. Booth RE Jr.: Total knee arthroplasty in the obese patient: tips and quirks. *J Arthroplasty*. 17(4 Suppl. 1). 69-70 (2002)
13. Borg G: Physical Performance and perceived exertion. Lund: CWK Gleerup. Dissertation (1962)
14. Borg G: Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Dtsch. Ärzteblatt*. 101 (15). A 1014-1015. (2004)
15. Bourne R, Mukhi S, Zhu N, Keresteci M, Marin M: Role of obesity on the risk for total hip or knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 465. 185-188 (2007)
16. Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S: Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 24 (4). 327-340 (2009)
17. Cioni R, Giannini F, Paradiso C, Battistini N, Navona C, Starita A: Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum. *J Appl Physiol*. 77. 2163-68(1994)
18. Comerford MJ, Mottram SL: Functional stability re-training. Principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Man Ther*. 6(1). 3-14 (2001)
19. Comerford MJ, Mottram SL: Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Man Ther*. 6(1). 15-26 (2001)
20. Debrunner A: Das Kniegelenk. In: Debrunner A: *Orthopadie/Orthopädische Chirurgie*. 4. Aufl., 1025-1105, Verlag Hans Huber, Bern 2005
21. Ekdahl C, Andersson SI, Svensson B: Muscle function of the lower extremities in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. A descriptive study of patients in a primary health care district. *Journal of clinical epidemiology*. 42. 947-954 (1989)
22. Erler K, Neumann U, Brückner L: EMG-Mapping zur Evaluierung des Rehabilitationsergebnisses bei Patienten mit Knieendoprothese. In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): *Evaluation in der Rehabilitation*. DRV-Schriften Band 6. 106-107. Frankfurt/M. 1996

23. Erler K, Neumann U, Brückner L, Babisch J, Anders C, Scholle HC: EMG-Mapping zur Erfassung motorischer Koordinationsstörungen bei Patienten mit Knieendoprothese.
In: Hirtz P, Nüske F (Hrsg.): Bewegungscoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet. 279-282, Czwalina Hamburg 1997
24. Erler K, Neumann U, Brückner L, Scholle HC, Anders C: Objectivation of the results of a spezial water therapy in the rehabilitation process after total knee arthroplasty.
In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.). Improving practice by research. DRV-Schriften. Band 10. 685 Frankfurt/M. 1998
25. Erler K, Neumann U, Brückner L, Babisch J, Scholle HC, Anders C: Objektivierung muskulärer Koordinationsstörungen bei Knieendoprothesen:
In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): Interdisziplinarität und Vernetzung. DRV-Schriften Band 11. 324-325. Frankfurt/M. 1998
26. Erler K, Neumann U, Brückner L, Scholle HC, Anders C: Effektivität unterschiedlicher Behandlungsstrategien in der stationären AHB nach KNEP-Implantation
In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): Reha-Bedarf – Effektivität – Ökonomie. DRV-Schriften Band 12. 309. Frankfurt/M. 1998
27. Erler K, Neumann U, Brückner L, Babisch J, Venbrocks R; Anders C, Scholle HC: EMG-Mapping-Anwendung und Ergebnisse zur Erfassung muskulärer Koordinationsstörungen bei Patienten mit Knieendoprothese (Knie-TEP). Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete. 138 (3). 197-203 (2000)
28. Erler K, Neumann U, Anders C, Babisch J, Brückner L: Objektive und subjektive Erfassung der funktionalen Gesundheit in einer Längsschnittstudie von 10 Jahren bei Patienten mit Knieendoprothese. Medizinisch-Orthopädische Technik. 3. 53-78 (2007)
29. European Commission on Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles: Proceedings of the European Commission on Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), Merletti Roberto (Hrsg.). Journal of electromyography and kinesiology, 10,5. Special issue. 283-374 (2000)
30. Farina D, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Arendt-Nielsen L: Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. European Journal of Applied Physiology. 86 (6). 469-478 (2002)
31. Farina D, Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T: Experimental muscle pain decreases voluntary EMG activity but does not effect the muscle potential evoked by transcutaneous electrical stimulation. Clin Neurophysiol. 116(7). 1558-65 (2005)

32. Freiwald J, Engelhardt M: Vordere Kreuzbandruptur – Aspekte der Propriozeption und der nervösen Versorgung – Teil 2. Physikalische Therapie, 17. 456-464 (1996)
33. Freiwald J, Engelhardt M, Reuter I, Konrad P, Gnewuch A: Die nervöse Versorgung der Gelenke. Wien med. Wschr. 147. 531-541 (1997)
34. Fuchs S, Thorwesten L, Niewerth S, Jerosch J: Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenkes mit und ohne Endoprothese. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete. 135 (4). 335-340 (1997)
35. Fuchs S, Tibesku CO, Floren M, Thorwesten L: Interdependence of clinical and isokinetic results after bicondylär knee prosthesis with special emphasis on quality of life. International Orthopaedics. 25 (5). 268-271 (2000)
36. Fuchs S, Frisse D, Laass H, Thorwesten L, Tibesku CO: Muscle strength in patients with unicompartmental arthroplasty. American journal of physical medicine & rehabilitation. 83 (8). 650-654 (2004)
37. Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK: Neurobiology of muscle fatigue. Advances and issues. Advances in experimental medicine and biology. 384. 515-525 (1995)
38. Gechev AG, Ilieva EM, Marinkev MD, Hadjigeorgiev GH: Diagnostic value of the muscle fiber conduction velocity for evaluation of muscle hypotrophy. Folia medica. 46. 41-46 (2004)
39. Graven-Nielsen T, Lund H, Arendt-Nielsen L, Danneskiold-Samsoe B, Bliddal H: Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: a centrally mediated mechanism. Muscle Nerve. 26(5). 708-12 (2002)
40. Hakkinen K: Neuromuscular fatigue in males and females during strenuous heavy resistance loading. Electromyogr Clin Neurophysiol. 34(4). 205-14 (1994)
41. Handel M, Riedt S, Perlick L, Schaumburger J, Kalteis T, Sell S: Changes in Muscle Torque in Patients after Total Knee Arthroplasty. Aktuelle Traumatologie. 36 (6). 2006-20012 (2006)
42. Henriksson-Larsen K: Distribution, number and size of different types of fibers in whole-cross sections of female m. tibialis anterior. An enzyme histochemical study. Acta Physiol Scand. 123. 229-35 (1985)
43. Horstmann T, Mayer F, Heitkamp HC, Merk J, Axmann D, Bork H, Dickhuth HH: Individuelles isokineticisches Krafttraining bei Patienten mit Gonarthrose. Zeitschrift für Rheumatologie. 59. 93-100 (2000)
44. Jerosch J, Fuchs S, Heisel J: Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. Deutsches Ärzteblatt 94 (45): A-449-454 [Heft 8]. (1997)

45. Jerosch J, Heisel J: Knieendoprothetik. Springer Verlag. Berlin 1998
46. Jerosch J, Schäffer C, Prymka M: Propriozeptive Fähigkeiten bei operativ und konservativ behandelten kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken. Der Unfallchirurg. 101 (1). 26-31 (1998)
47. Kanehisa H, Okuyama H, Ikegawa S, Fukanaga T: Sex differences in force generation capacity during repeated maximal knee extensions. Eur J Appl Physiol. 73. 557-62 (1969)
48. Kellis E, Katis A: Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. J Athl Train. 42(4). 477-85 (2007)
49. Kent Braun JA, Le Blanc R: Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. Muscle Nerve. 19 (7). 861-869 (1996)
50. Kiryu T, Saitoh Y, Ishioka K: A muscle fatigue index based on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response (MRR). IEEE transactions on bio-medical engineering. 39(2). 105-111 (1992)
51. Kiryu T, Takahashi K, Ogawa K: Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise. IEEE transactions on bio-medical engineering, 44(8). 665-672 (1997)
52. Kondraske GV, Deivanayagam S, Carmichael T, Mayer TG, Mooney V: Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue. Archives of physical medicine and rehabilitation. 68. 103-110 (1987)
53. Koralewicz LM, Engh GA: Comparison of proprioception in arthritic and age-matched normal knees. The Journal of bone and joint surgery. 82-A. 1882-1588 (2000)
54. Koutedakis Y, Frischknecht R, Vrbová G, Sharp NC, Budgett R: Maximal voluntary quadriceps strength patterns in Olympic overtrained athletes. Medicine and science in sports and exercise. 27 (4). 566-572 (1995)
55. Löllgen H, Ulmer HV, Gross R, Wilbert G, von Nieding G: Methodical aspects of perceived exertion rating and its relation to pedalling rate and rotating mass. European journal of applied physiology and occupational physiology. 34 (3). 205-215 (1975)
56. Löllgen H: Das Anstrengungsempfinden (RPE, Borg-Skala). Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 55 (11). 299-300 (2004)
57. Löllgen H, Ulmer HV: Das Gespräch während der Ergometrie: Die Borg-Skala. Deutsches Ärzteblatt. 101 (15). A 1014-1015. (2004)

58. Luttmann A: Nachweis von Muskelermüdung durch Elektromyographie. Wiener medizinische Wochenschrift, 146(13-14). 374-376 (1996)
59. Luttmann A, Jäger M, Laurig W: Analyse von EMG-Spektrum und Amplitude zur Identifikation von Muskelermüdung
In: Radant S, Griehaber R, Schneider W (Hrsg.) Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren – 6. Erfurter Tage. 136-155. Monade Verlag Leipzig 2000
60. Madsen OR, Bliddal H, Egsmose C, Sylvest J: Isometric and isokinetic quadriceps strength in gonarthrosis; inter-relations between quadriceps strength, walking ability, radiology, subchondral bone density and pain. Clinical rheumatology. 14. 308-314 (1995)
61. Massin P, Lautridou C, Cappelli M, Petit A, Odri G, Ducellier F, Sabatier C, Hulet C, Canciani JP, Letenneur J, Burdin P: Total knee arthroplasty with limitations of flexion. Orthop Traumatol Surg Res. 2009 Jun;95(4 Suppl):1-6. Epub 2009 May 12
62. Marshall P, Murphy B: The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 13 (5). 477-489 (2003)
63. Neumann U, Erler K, Brückner L: Der Nachweis des muskulären Koordinationsaufbaus während der Anschlussrehabilitation. Medizinische Orthopädie Technik. 119. 122-126 (1999)
64. Neumann U, Brückner L, Erler K: Koordinationsstörungen des M. vastus intermedius nach Knieendoprothesenimplantation – eine einfache Methode zur sonographischen Bestimmung. Orthopädische Praxis. 37 (2). 90-94 (2001)
65. Ollivier K, Portero P, Maïsetti O, Hogrel JY: Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 15 (5). 466-473 (2005)
66. Pap G, Machner A, Awiszus F: Propriozeptionsmessungen – Möglichkeiten und Grenzen. Z. Orthop. 136. 221-227. (1998)
67. Pap G, Machner A, Awiszus F: Funktionelle Veränderungen des Quadriceps Femoris Muskels bei Patienten mit Varusgonarthrose. Zeitschrift für Rheumatologie. 59. 380-387 (2000)
68. Pincivero DM, Gear WS, Sterner RL, Karunakara RG: Gender differences in the relationship between quadriceps work and fatigue during high-intensity exercise J Strength Condit Res. 14. 202-6 (2000)

69. Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikow Y, Bright A, Coelho AJ: Influence of contraction intensity, muscle and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol.* 90. 804-10 (2001)
70. Reichel H. Arthrose. In: Kohn D (Hrsg.). *Das Knie* 1. Aufl. 221-273, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2000
71. Reuter I, Engelhardt M, Freiwald J: Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur.
In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J (Hrsg.). *Die Muskulatur*. 41-52. Ciba-Geigy Wehr 1996
72. Rossi MD, Brown LE, Whitehurst M: Knee extensor and flexor torque characteristics before and after unilateral total knee arthroplasty. *Am J Phys Med Rehabil.* 85(9). 737-46 (2006)
73. Saari T, Carlsson L, Karlsson J, Kärrholm J: Knee kinematics in medial arthrosis. Dynamic radiostereometry during active extension and weight-bearing. *Journal of biomechanics.* 38. 285-292 (2005)
74. Salis Soglio G: Aktueller Stand und Perspektiven der Knieendoprothetik. Vortrag zum Unfallchirurgisch-Orthopädischem Symposium St. Elisabeth Krankenhaus Leipzig, Januar 2007
75. Scholle HC, Anders C, Schumann NP: Probleme der interindividuellen Bewertung oberflächenmyographischer Parameter am Menschen bei arbeitsphysiologischen Fragestellungen.
In: Radant S, Griehaber R, Schneider W (Hrsg.) *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren – 4. Erfurter Tage*. 286-295. Monade Verlag Leipzig 1998
76. Schroer WC, Diesfeld PJ, Reedy ME, Lemarr AR: Isokinetic Strength Testing of Minimally Invasive Total Knee Arthroplasty Recovery. *The Journal of arthroplasty.* 25(2). 274-79 (2010)
77. Schünke M: Funktionelle Anatomie-Topographie und Funktion des Bewegungs- systems. 80-81. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2000
78. Seemann, H: Schmerzdokumentation.
In: Zenz M, Jurna I (Hrsg.): *Lehrbuch der Schmerztherapie: Grundlagen, Theorie und Praxis für Aus- und Weiterbildung*. 63-76. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH. Stuttgart 1993
79. Sparmann M, Hessel C, Gosztonyi G: Innervationsstörungen des vorderen Kreuzbandes bei der idiopathischen Gonarthrose. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete.* 134 (3). 233-237 (1996)

80. Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L: Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Orthop Res.* 21(5). 775-9 (2003)
81. Simoneau JA, Bouchard C: Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am J Physiol.* 257. E567-72 (1989)
82. Victor RG, Secher NH, Lyson T, Mitchell JH: Central command increases muscle sympathetic nerve activity during intense intermittent isometric exercise in humans. *Circulation research.* 76 (1). 127-131 (1995)
83. Vetter C: Standard und Optionen für die Therapie der Arthrose. *Dtsch Ärztebl.* 95 (46). A-2896 (1998)

Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn PD Dr. med. habil. Lutz Brückner, Chefarzt der Orthopädischen Abteilung der Moritz-Klinik Bad Klosterlausnitz GmbH & Co. KG, für die Überlassung des Themas, die wissenschaftliche Betreuung und die unkomplizierte sowie konstruktive Zusammenarbeit im Verlauf der ganzen Arbeit.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Frau Dr. phil. Kerstin Erler für die immense Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und Aufarbeitung der Untersuchungsergebnisse sowie die fachkundige Betreuung und Beratung bei allen auftretenden Fragen. Durch ihr unermüdliches Engagement hat sie wesentlichen Anteil am Gelingen dieser Arbeit.

Für die konstruktive Kritik und ein stets offenes Ohr für Fragen, insbesondere bezüglich der Elektromyographie, sowie für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung danke ich ganz herzlich Herrn PD Dr. med. habil. Christoph Anders.

Ein herzliches Dankeschön gilt Biggi, Frizzi und Paul, die oft auf mich verzichten mussten, mir aber immer geduldig und hilfreich zur Seite standen. Ohne diese Unterstützung, auch in moralischer Hinsicht, wäre ein erfolgreicher Abschluss dieser Arbeit wohl kaum möglich gewesen.

Und nicht zuletzt gilt der Dank meinen Eltern, die es mir ermöglicht haben, diesen Weg bis hierhin zu gehen.

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel:

Untersuchungen zum Funktionszustand der das Kniegelenk stabilisierenden Muskulatur bei Gonarthrose vor und nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese

in der Orthopädischen Abteilung der Moritz-Klinik GmbH & Co. KG Bad Klosterlausnitz mit Unterstützung durch Frau Dr. phil. Kerstin Erler ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Bad Klosterlausnitz, den 21.03.2010

Steffen Hein

Darstellung des Bildungsweges

Steffen Hein

24.05.1963	Geboren in Hohenmölsen als Sohn von Sigrid Hein, geb. Grimme (Lehrerin) und Erhardt Hein (Lehrer)
1969 - 1977	Polytechnische Oberschule in Nessa
1977 - 1981	Erweiterte Oberschule „Goethe-Schule“ in Weißenfels
1981	Abitur
1981 - 1984	Wehrdienst
1984 - 1990	Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
1990 – 1997	Facharztausbildung für Chirurgie an der Chirurgischen Klinik der Friedrich Schiller-Universität Jena
1997	Anerkennung als Facharzt für Chirurgie
1997 – 2008	zunächst Stationsarzt und ab 2000 Oberarzt der Traumatologischen Abteilung der Helios-Klinik Blankenhain
2003	Anerkennung der Teilgebietsbezeichnung Unfallchirurgie
2008	Anerkennung als Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
seit 04/2008	Tätigkeit als niedergelassener Arzt in überörtlicher Berufsausübungsgemeinschaft mit angeschlossenem OP-Zentrum in Jena