

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen

Abteilung Allgemeine Orthopädie mit Poliklinik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker

**Veränderungen der muskulären
Leistungsfähigkeit nach Implantation einer
Kniegelenksendoprothese**

Eine prospektive Verlaufskontrolle über einen
Zeitraum von vier Jahren

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

**Frank Dieterich
aus
Kirchheim/Teck**

2002

Dekan:

Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter:

Professor Dr. S. Sell

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. E. Winter

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Historische Entwicklung	1
1.2 Knieendoprothesensysteme und ihre Indikation	3
1.2.1 Schlittenprothesen (ungekoppelter teilweiser Oberflächenersatz)	3
1.2.2 ungekoppelter totaler Oberflächenersatz	4
1.2.3 teilweise gekoppelter totaler Oberflächenersatz	5
1.2.4 vollgekoppelter Totalersatz (achsgekoppelte Scharnierprothese)	5
1.3 Modellbeschreibung der Miller-Galante-II-Prothese	6
1.4 Fragestellung mit Übersicht über wesentliche Arbeiten zu diesem Thema	9
2. Material und Methoden	13
2.1 Patientengut	13
2.1.1 Prothesentypen	13
2.1.2 Geschlechtsverteilung	13
2.1.3 Grunderkrankungen	14
2.1.4 Alter bei der Operation	15
2.1.5 Voroperationen am betroffenen Bein	16
2.1.6 anthropometrische Daten	17
2.2 Methodik	17
2.2.1 Cybex-System	18
2.2.2 Isokinetik	19
2.2.3 Isometrie	20
2.2.4 Untersuchungsablauf	20
2.2.5 Scoreerhebung	22
2.2.6 Statistik	25
3. Ergebnisse	26
3.1 Nachuntersuchungsquote	26
3.2 Auswertung	27
3.2.1 Selektion	27
3.2.2 Gruppenbildung	28
3.3 Score	31
3.3.1 Scoreentwicklung (Gruppe 1)	31
3.3.2 Scoreentwicklung (Gruppe 3a)	32
3.4 Isokinetik	34
3.4.1 Isokinetik (Gruppe 2)	34
3.4.1.1 konzentrische Maximalkraftentwicklung bei 60°/s	34
3.4.1.2 Gelenkstellung bei Entfaltung der Maximalkraft	35
3.4.2 Isokinetik (Gruppe 3a)	36
3.4.2.1 konzentrische Maximalkraftentwicklung bei 60°/s	36
3.4.2.2 isokinetischer Kraftgewinn/-verlust (konzentrische Maximal- und Ausdauerkraft) gegenüber dem präoperativen Status	38
3.4.2.3 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)	40
3.4.2.4 Flexions-/Extensionsquotient (=H/Q-ratio) bei 60°/s	44

3.5 Isometrie	45
3.5.1 Isometrie (Gruppe 2)	45
3.5.1.1 maximale Drehmomente bei Gelenkposition 60°	45
3.5.2 Isometrie (Gruppe 3a)	46
3.5.2.1 Maximalkraftentwicklung operiertes Bein (OB) und Gegenbein (GB)	46
3.5.2.2 prozentualer Kraftgewinn/-verlust gegenüber dem präoperativen Status	51
3.6 Bewegungsausmaße (range of motion=ROM)	52
3.6.1 Bewegungsausmaße (Gruppe 3a)	52
3.6.2 Streckdefizite (Gruppe 1)	54
3.7 Oberschenkelumfänge (Gruppe 3a)	55
4. Diskussion	57
4.1 Bedeutung der Muskulatur	57
4.2 Isokinetische Dynamometrie	57
4.3 Schwerkraftkorrektur	62
4.4 Isokinetik	65
4.4.1 isokinetische Kraftentwicklung des OP-Beines	67
4.4.2 isokinetische Kraftentwicklung des Gegenbeines	69
4.4.3 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)	71
4.4.4 Extensorenkraftdefizit	75
4.4.5 Flexions-/Extensionsquotient (=H/Q-ratio)	79
4.4.6 Gelenkstellung bei Entfaltung des maximalen Drehmoments	82
4.5 Isometrie	84
4.5.1 Stellenwert der Isometrie	84
4.5.2 isometrische Grundkenntnisse	84
4.5.3 isometrische Kraftentwicklung	85
4.5.4 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)	88
4.5.5 Extensorenkraftdefizit	89
4.6 Score	90
4.7 Bewegungsausmaße	96
4.8 Oberschenkelumfänge	100
5. Zusammenfassung	104
6. Abkürzungsverzeichnis	107
7. Anhang	109
7.1 Tabellenanhang	109
7.2 Statistikanhang	136
7.3 Erhebungsbogen Abschlußuntersuchung	141
8. Literaturverzeichnis	147
9. Danksagung	165
10. Lebenslauf	166

1. EINLEITUNG

1.1 Historische Entwicklung

Bereits Ende des 19. Jahrhunderts stellten Chirurgen Bestrebungen an, die Idee des künstlichen Gelenkersatzes in die Tat umzusetzen, allen voran Themistocles Gluck. Er gilt durch die Konzeption des künstlichen Gelenkersatzes am Knie als der eigentliche Pionier der Kniegelenkendoprothetik. Im Jahr 1890 nahm er nach entsprechender experimenteller Vorarbeit den ersten Ersatz eines Kniegelenks durch eine Prothese aus Elfenbein vor. Alle damaligen Bemühungen in der Prothetik waren aber hauptsächlich aus zwei Gründen zum Scheitern verurteilt: Zum einen durch die häufig nach chirurgischen Eingriffen auftretende Infektionsproblematik aufgrund mangelnder Sterilität und zum anderen wegen falscher Indikationsstellung. So war der Hauptgrund für das Ersetzen von Gelenken die Tuberkulose, deren progredienter Gelenkzerfall, destruktive Potenz und Fistelneigung mit resultierenden Superinfektionen schlichtweg unterschätzt wurden. Dennoch war das endoprothetische Wissen für die damalige Zeit beachtlich und die bei der Pionierarbeit gewonnen Erkenntnisse haben teilweise bis heute ihre Gültigkeit erhalten. So hatte zum Beispiel schon Gluck erkannt, daß die äußere Narbe nicht exakt mit der Gelenklinie des Implantats korrespondieren darf [Wessinghage, 1998].

Danach wurde es aufgrund fehlender Erfolge und der oben aufgezeigten Probleme sehr ruhig um die Knieendoprothetik. In den 40er Jahren des 20. Jahrhunderts berichtet die Literatur von vereinzelten erfolgreichen Dauerimplantationen in den Vereinigten Staaten [Engelbrecht, 1981]. Anhaltend hohe Metallose- und Infektionsraten verhinderten auch in den 50er Jahren eine positive Entwicklung der Prothetik an Knie und Hüfte. Erst in den 60er Jahren gelang dem Engländer Charnley mit der Einführung der „low-friction-arthroplasty“, zunächst am Hüftgelenk, wenig später dann am Kniegelenk, der entscheidende Durchbruch [Blauth und Donner, 1979]. Die bereits von ihm

favorisierte Gleitpaarung Metall-Polyäthylen ist in der Knieendoprothetik im Gegensatz zu der Hüftendoprothetik nach wie vor eigentlich unumstrittener Standard. In den letzten 20 Jahren sind die KTEP-Implantationszahlen sprunghaft angestiegen und haben gegenüber der Hüftendoprothetik an Bedeutung gewonnen, nicht zuletzt weil die Verweildauer etablierter Knieendoprothesen die der Hüftprothesen erreicht oder sogar übertrifft [Pletz, 1991]. Auch eine ständig geringer werdende Komplikationsrate bei sowie nach Einbau der Prothesen führte offensichtlich zu einer besseren Akzeptanz in der Bevölkerung und war für die jährlich größer ausfallenden Steigerungsraten in Europa und in den USA mitverantwortlich [Heck et al., 1998], [Knutson et al., 1994]. Dieser Aufwärtstrend wird aufgrund der generell verbesserten Lebenserwartung der Bevölkerung auch in den nächsten Jahren wohl kaum abreißen, denn es wurde in großen epidemiologischen Studien gezeigt, daß mit zunehmendem Alter die Arthroseprävalenz und -inzidenz, insbesondere an den unteren Extremitäten, ansteigt. Zudem ist bei Frauen, mutmaßlich durch die veränderte Hormonsituation in der Menopause, eine besonders große Gonarthroseinzidenzrate ab dem 50. Lebensjahr zu beobachten [Sun et al., 1997].

Es ist schwierig, für Deutschland genaue Implantationszahlen anzugeben, da ein Nationalregister wie z.B in Schweden, das alle Prothesenimplantationen erfaßt, hierzulande bisher nicht existiert. Um dennoch eine Vorstellung über die Größenordnung der KTEP- Implantationszahlen zu bekommen, wurde Mitte der 90er Jahre eine bundesweite Umfrage durchgeführt . Angeschrieben wurden alle orthopädischen oder chirurgischen Abteilungen (n=472) , die einen alloarthroplastischen Ersatz des Kniegelenks ausführten. Die 246 Kliniken, von denen die Untersucher eine Antwort erhalten haben, implantierten im Jahr 1994 insgesamt 14374 Knieendoprothesen [Fuchs und Jerosch, 1997a].

1.2 Knieendoprothesensysteme und ihre Indikation

Die Modellvielfalt der zur Zeit auf dem Markt zur Verfügung stehenden Knieendoprothesen ist so groß, daß sie kaum mehr überschaubar ist. Die wesentlichen Unterscheidungskriterien verschiedener Prothesensysteme sind die Art der Verankerung, die Anzahl der ersetzten Gelenkflächen sowie die Zahl der Freiheitsgrade und damit der Stabilisierungsgrad der Prothese. Dennoch lassen sich eigentlich alle angebotenen Modelle ganz grob auf vier Grundprinzipien zurückführen. In Anlehnung an die international normierte Klassifizierung (ISO 7207/1) von 1985 unterscheidet man folgende Prothesensysteme [Plitz, 1991]:

- 1) Teilersatz (mit weiterer genauerer Differenzierung)
- 2) ungekoppelte totale Knieendoprothese
- 3) teilweise gekoppelte totale Knieendoprothese
- 4) vollgekoppelter totaler Kniegelenkersatz

Zum besseren Verständnis des weiteren Textes soll hier kurz auf die wichtigsten Prothesensysteme eingegangen werden.

1.2.1 Schlittenprothesen (ungekoppelter teilweiser Oberflächenersatz)

Durch ein uni- oder bikondyläres, kufenförmiges Metallimplantat, dem sogenannten Schlitten, werden hier die pathologisch veränderten Gelenkflächen am Femur ersetzt. Die korrespondierende Tibiakopfgelenkfläche wird in der Regel durch einen Polyäthylenkörper mit planer Oberfläche ersetzt. Durch das punktförmige Aufsetzen der Metallkufe auf dem Polyäthylenplateau sind trotz prothetischem Ersatz Bewegungen entlang aller physiologischerweise im Kniegelenk vorkommender Freiheitsgrade möglich [Engelbrecht, 1971]. Diese Art von Prothesensystem soll nur gewählt werden, wenn eine intakte Kooperation der aktiven und passiven Kniegelenkstabilisatoren erhalten ist [Nieder, 1991].

Klinische Ergebnisse haben gezeigt, daß bei lokalisiertem, degenerativ bedingtem, unikompartimentellem Gelenkverschleiß die Schlittenprothesen nach wie vor ihre Berechtigung behalten. Die Implantation einer Schlittenprothese bei

rheumatoider Arthritis oder bei bereits manifester Retropatellararthrose würde allerdings ein Überschreiten der Indikationsgrenzen bedeuten [Liebau et al., 1998].

1.2.2 Ungekoppelter totaler Oberflächenersatz

Mit diesem Prothesensystem werden jeweils die gesamten, korrespondierenden Kniegelenkflächen an Femur und Tibia ersetzt, ohne dabei miteinander verbunden zu sein. Bei der Femurkomponente sind die Kondylen meist in medialer und lateraler Richtung abgeflacht, um eine breitere Auflagefläche gegenüber dem Tibiaplateau zu erreichen. Die physiologische Asymmetrie der Kondylen wird damit nachgeahmt. Zudem wird durch diese Formgebung bei zunehmender Flexion die Spannung des lateralen Seitenbandes stärker vermindert als die des medialen Seitenbandes, wodurch die auch beim gesunden Knie mögliche Schlußrotation des Unterschenkels gegenüber dem Femur ermöglicht wird. Bei der Tibiakomponente sind mediales und laterales Tibiaplateau analog zu den natürlichen Gegebenheiten am Knie ungleich. Vor allem in Extensionsstellung besteht ein enger, idealerweise flächenförmiger Kontakt zu den künstlichen Femurkondylen, der bei zunehmender Flexion etwas weniger eng wird (um die Schlußrotation zu ermöglichen).

Konstruktionsbedingt wird eine Translation nach ventral und dorsal meist verhindert, so daß die Zahl der Freiheitsgrade um eins reduziert ist. Bei vielen Modellen ist sowohl die zementierte als auch zementfreie Verankerung beider Komponenten möglich. Zusätzlich besteht bei den meisten Prothesensystemen die Möglichkeit, den vieldiskutierten Patellarückflächenersatz vorzunehmen. Um Instabilitätszustände zu vermeiden, ist die Implantation eines ungekoppelten Totalersatzes nur indiziert, wenn ein intakter Muskel- und Bandapparat ohne allzugroße Achsfehlstellungen (bis 20°) bzw. Beugekontrakturen (bis 30°) vorliegen. In operationstechnischer Hinsicht stellt diese Art des Oberflächenersatzes sehr hohe Ansprüche [Kienapfel et al., 1991], [Blauth und Schuchardt, 1986].

Als Beispiele für dieses Prothesensystem seien die PCA-Prothese (Howmedica Inc., Rutherford, NJ, USA), die Insall-Burstein-Prothese (Zimmer, Warsaw, Indiana, USA), das Genesis-Prothesensystem (Smith + Nephew Richards Inc., Memphis, TN, USA) und die später noch genauer beschriebene Miller-Galante-Prothese (Zimmer, Warsaw, Indiana, USA) genannt.

1.2.3 Teilweise gekoppelter totaler Oberflächenersatz

Diese Prothesen stellen eine Kompromißlösung zwischen den ungekoppelten Oberflächentotalprothesen und den Scharnierprothesen dar. Sie sind z. B. durch einen das Tibiaplateau kranial überragenden Zapfen, der, ohne fest mit der Femurkomponente verbunden zu sein, als intrakondyläre Führungsstruktur fungiert, stärker stabilisiert und schränken die Zahl der Freiheitsgrade auf zwei oder drei ein. Zu diesem Typ von Prothese gehören die GSB-Prothese (Allopro AG, Baar, Schweiz) sowie das ENDO-Rotationsknie (Link GmbH, Hamburg, Deutschland).

Als Indikation für dieses Prothesensystem gelten Knie bis zu einer mäßigen Valgus- oder Varusfehlstellung und damit verbundener Überdehnung des Kapselbandapparates. Auch bei einem Genu flexum mit deutlicher Beeinträchtigung der hinteren Kapsel ist diese Prothese denkbar [Engelbrecht, 1981].

1.2.4 Vollgekoppelter Totalersatz (achsgekoppelte Scharnierprothese)

Gemeinsames Merkmal aller vollgekoppelten Scharnierprothesen ist eine Achsverbindung, die die vielseitigen Bewegungsmöglichkeiten des menschlichen Kniegelenks auf einen Freiheitsgrad beschränkt. Diese Achsverbindung besteht aus einem nach kranial überstehenden Steg der Tibiakomponente, der über einen starren, transkondylären Gelenkachsenbolzen mit dem Femur so verbunden ist, daß nur eine Beugung um die Horizontalachse zugelassen wird. Durch diese starre Kopplung müssen anderen Freiheitsgraden entsprechende Kräfte zwangsweise in Form von Torsions-, Axial-, und Biegebeanspruchungen über die

Prothese auf das Knochenlager übertragen werden. Deshalb ist eine aufwendige Verankerung über die in die Markhöhle hineinreichenden Prothesenstiele notwendig. Vertreter dieser Prothesenvariante sind, um nur ein paar Beispiele zu nennen, die Guepar-Endoprothese (S.A. Benoist Girard & Cie., Bagneux, Frankreich), ein Modell des „St.Georg“-Prothesensystems (Link GmbH, Hamburg, Deutschland) und die Blauth-Prothese (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland).

Mit vollgekoppelten Totalersätzen lassen sich praktisch alle Kniegelenksveränderungen einschließlich grotesker Achsendeviationen und Beugekontrakturen korrigieren. Auch als Rückzugsprothese nach Fehlschlag, bei Tumoren in Gelenknähe und vereinzelt sogar bei vorbestehenden Ankylosen stellt dieser Prothesentyp eine Möglichkeit dar, um die Funktion eines derartig schwer geschädigten Kniegelenks wieder herzustellen [Blauth und Schuchardt, 1986], [Nieder, 1991].

1.3 Modellbeschreibung der Miller-Galante-II - Prothese

Da ein Großteil der Patienten unseres Studienkollektives mit einer Miller-Galante-II-Prothese versorgt ist, soll an dieser Stelle dieses Prothesensystem näher beschrieben werden.

Bei dem seit 1990 implantierten MG-II-Gelenk handelt es sich um eine ungekoppelte Oberflächenersatztotalprothese, die aus vier Komponenten besteht:

- 1) Anatomisch konfiguriertes Femurteil (Rechts-/Links-Version, 8 Größen)
- 2) Tibiaplateau (10 Größen)
- 3) Kunststoffinlay (7 Höhen)
- 4) Patellarückfläche (5 Durchmesser, 3 Höhen)

Die Prothese wird aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Schmiedelegerung hergestellt, wahlweise steht auch eine Femurkomponente mit der Materialzusammensetzung CoCrMb zur Verfügung. Titan zeichnet sich durch

hohe Biokompatibilität aus. Bisher gibt es keinen Hinweis für lokale oder systemische toxische Komplikationen oder Tumorinduktion bei Titan-Aluminium-Vanadium-Implantaten, auch nicht im Tierversuch [Landon et al., 1986], [Andersson et al., 1978], [Woodman et al., 1983], [Memoli et al., 1983].

Das MG-II-Kniesystem ermöglicht eine zementfreie ebenso wie eine zementierte Implantation. Die für die zementierte Fixation vorgesehenen Systemkomponenten sind mit PMMA (Polymethylmetacrylat) vorbeschichtet. Das für eine zementfreie Verankerung konzipierte Implantationssystem ist durch ein Reintitanfasernetz an den dem Knochen zugewandten Verankerungsflächen gekennzeichnet. Dieses wird in einem heißisostatischen Pressverfahren unter Hochvakuum auf die Ti(6)Al(4)V-Legierung aufgesintert (Porengröße von 150-400 Mikrometer, bei 50% Porosität). Durch diese Art von Oberfläche kommt nach der Implantation ein Prozeß in Gang, der dem der Frakturheilung ähnelt. Das Einwachsen des Knochens wird erleichtert und damit beschleunigt sich die Ausbildung einer stabilen Verbindungseinheit an der Implantat-Knochen-Grenze. Die positiven Eigenschaften der porösen Oberfläche konnten durch neuere Untersuchungen an Autopsieknieen bestätigt werden [Matsuda et al., 1999b].

Bei der zementfreien Version erfolgt die Primärverankerung über Schrauben, die durch die bei allen Versionen vorhandenen vier kurzen Verankerungszapfen des Tibiaplateaus den Knochen erreichen. Das Kunststoffinlay besteht aus ultrahochmolekularem Polyäthylen (UHMWPE), ebenso die Patellakomponente [Kienapfel et al., 1991], [Bläsius et al., 1995], [Zimmer Inc., 1990].

Das MG-Gelenk erlaubt die Erhaltung des hinteren Kreuzbandes, so daß im Stand und beim Treppen steigen eine möglichst physiologische Stabilität gewährleistet ist [Andriacchi und Galante, 1982], [Goodfellow und O`Connor, 1978]. Allerdings werden in neuerer Zeit die Vorteile eines HKB-Erhalts zunehmend kritisch gesehen, da durch eine Nachuntersuchung bei MG-I-Trägern mit einer durchschnittlichen Prothesenverweildauer von neun Jahren gezeigt wurde, daß das hintere Kreuzband zu diesem Zeitpunkt bei annähernd der Hälfte

der Patienten insuffizient war, was sich vor allem durch eine relativ schlechte a.-p.-Stabilität bemerkbar machte [Matsuda et al., 1999a].

In Abweichung von der zementfreien Originaltechnik wird in unserer Klinik das Tibiaplateau häufig teilzementiert. Nach Vorbereitung der Tibiaresektionsfläche werden einzig die vier Bohrungen mit Hilfe einer Zementspritze mit flüssigem Zement gefüllt und dann das Plateau aufgesetzt. Die Titanschrauben werden damit im abbindenden Zement verankert. Wir sind der Überzeugung, daß dadurch eine stabilere initiale Verankerung geschaffen wird, die die für das Einwachsen des Knochens in das Titangeflecht erforderliche mechanische Ruhe in höherem Maße gewährleistet als andere Fixationstechniken.

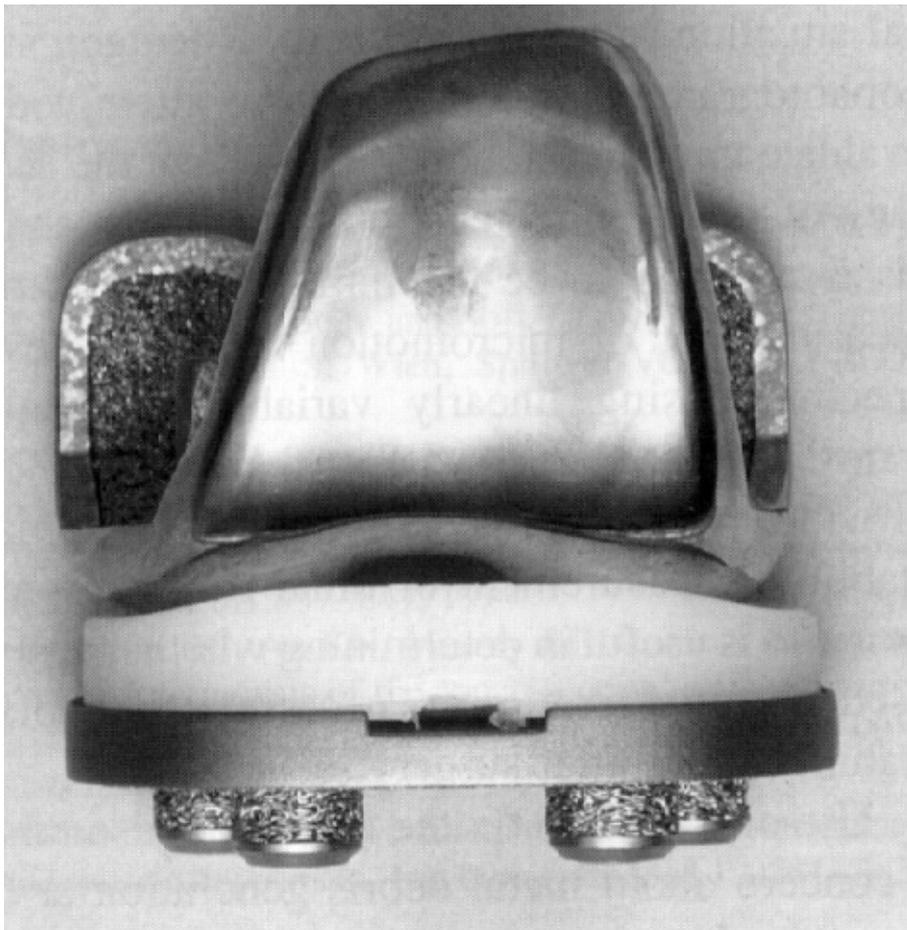


Abb. 1a: Artikulationsflächen der Miller-Galante-II-Prothese

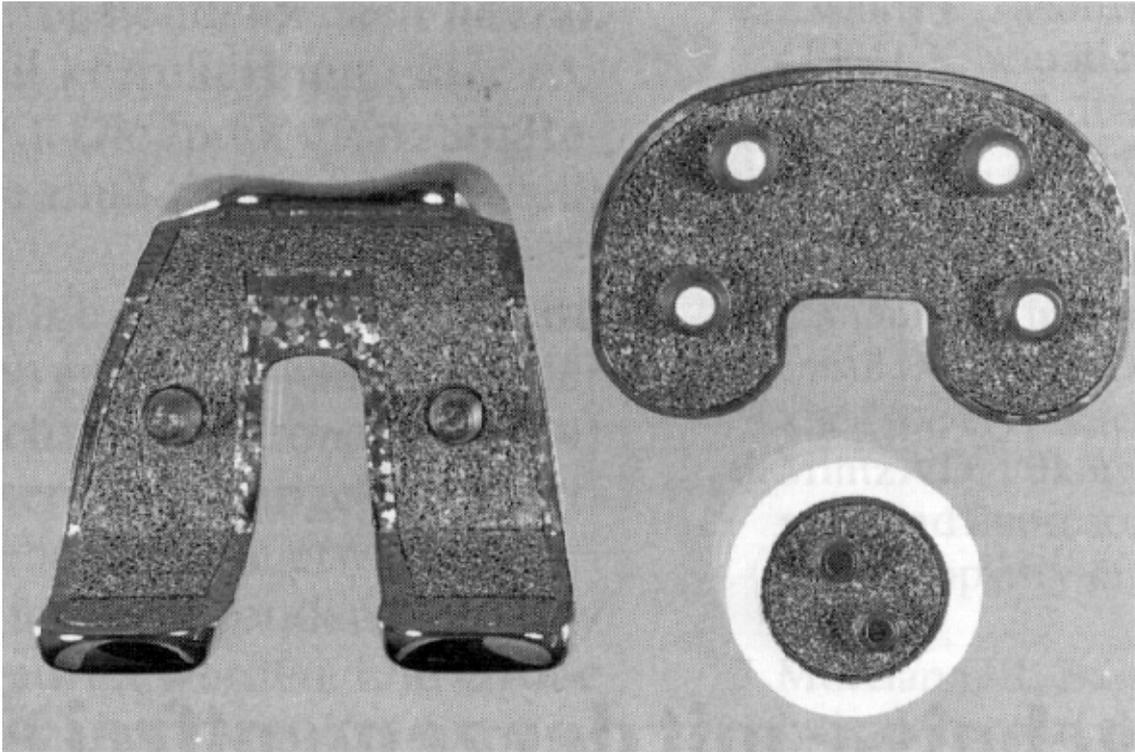


Abb. 1b: Knochenkontaktflächen der MG-II-Prothesenkomponenten

Für das MG-II-Knieprothesensystem gelten die oben genannten Indikationskriterien für ungekoppelte Oberflächenersatzprothesen. Zusätzlich werden in der OP-Anleitung der Herstellerfirma explizit folgende Kontraindikationen genannt: nicht ausreichende Knochensubstanz an der tibialen, femoralen oder patellaren Oberfläche, Unreife des Skelettsystems und neuropathische Arthropathie.

1.4 Fragestellung mit Übersicht über wesentliche Arbeiten zu diesem Thema

Die Nachuntersuchung von Kniegelenksendoprothesen ist bereits Gegenstand einer Vielzahl von Arbeiten gewesen. Verschiedene Aspekte standen dabei einzeln oder kombiniert im Vordergrund: Zahlreiche Studien lieferten mittels postoperativer radiologischer Evaluationen einen wichtigen Beitrag zur kritischen Beurteilung und Qualitätssicherung in der Knieendoprothetik [Bugbee

et al., 1998], [Fischer - Hülser, 1994], [Schurman et al., 1985]. Andere Studien versuchten anhand von Überlebensanalysen Aussagen über den Erfolg verschiedener Prothesensysteme zu machen [Blauth und Hassenpflug, 1991], [Holy, 1998], [Font-Rodriguez et al., 1997].

Viele Untersucher nahmen zur Beurteilung des postoperativen Zustandes und zur Quantifizierung eines Operationserfolges ein numerisches Bewertungssystem in Form eines Scores zu Hilfe [Brinker et al., 1990], [Choa et al., 1994], [Insall et al., 1974]. Weitere Untersuchungsschwerpunkte lagen auf den Themen Schmerzbefreiung/Schmerzreduktion [Calder et al., 1999], Materialeigenschaften/-abrieb [Colizza et al., 1995], Veränderungen des Bewegungsumfanges und der Gehfähigkeit durch eine Prothesenoperation [Gore et al., 1986] [Li et al., 1999] sowie Komplikationsformen und ihre Behandlung [Drobny und Munzinger, 1991], [Egeler und Gekeler, 1997], [Fehring und Griffin, 1998], [Herzog und Morscher, 1991]. An dieser langen und sicherlich nicht vollständigen Liste von Nachuntersuchungen an Knieprothesenpatienten fällt auf, daß fast alle Untersuchungsmethoden von subjektiven Patientendaten abhängig sind und die wenigen objektiven Verfahren allesamt nur eine Erfassung statischer Parameter zulassen. Neuere Untersuchungen an Patienten mit Hüfttotalendoprothesen haben gezeigt, daß eine signifikante Diskrepanz in der gesonderten Beurteilung des Operationserfolges durch den Arzt und durch den Patienten vorliegt [Lieberman et al., 1996]. Dies verdeutlicht die Schwierigkeit, bei subjektiv geprägter Methodik ein wirklich korrektes Statement zur Erfolgsbeurteilung eines Operationsverfahrens abzugeben.

Auch die statischen Meßmethoden sind nur von begrenzter Aussagekraft, da sie realitätsfremd sind. Die Forderung nach objektiven Meßverfahren, die idealerweise Parameter messen, welche möglichst vergleichbar mit den täglichen Anforderungen und Aktivitäten eines Patienten sind, also eine dynamische Funktionsbeurteilung vornehmen, ist deshalb mehr als gerechtfertigt. Eine

unserer Meinung nach geeignete Methode, um den eben gestellten Forderungen nachzukommen, ist die isokinetische Dynamometrie.

Daher haben wir den Schwerpunkt unserer Studie ganz bewußt auf die Isokinetik gelegt. Zudem gibt es nur wenige Untersuchungen zur Veränderung der Muskulatur bei Implantation eines künstlichen Kniegelenks und die vorhandenen Untersuchungen auf diesem Gebiet lassen zahlreiche Fragen offen, da es sich meist um kurzfristige Verlaufskontrollen bis maximal zwei Jahre postoperativ handelt. So berichteten verschiedene Autoren von einem Kraftdefizit der Extensorenmuskulatur nach sechs Monaten [Lorentzen et al., 1999] bzw. zwei Jahren [Berman et al., 1991] gegenüber der Gegenseite. Ein weiterer Untersucher stellte einen kontinuierlichen Kraftzuwachs postoperativ fest, aber auch diese Studie liefert nur Daten bis zwei Jahre postoperativ [Murray et al., 1983]. In zwei anderen Studien hat man Knieprothesenpatienten zwar nach durchschnittlich vier bzw. 7,6 Jahren nachgemessen, aber es existieren jeweils keine präoperativen Werte, so daß nur der Vergleich mit entsprechend gewählten gesunden Kontrollgruppen möglich ist und Aussagen über den postoperativen Verlauf allenfalls spekulativ wären [Huang et al., 1996], [Wilson et al., 1996]. Die Kraftmessung wurde auch in zwei Fällen zur Beurteilung operativer Zugänge verwendet, wobei auch hier alle Messungen innerhalb eines 3- bzw. 12-Monatszeitraumes postoperativ vollzogen wurden [Faurè et al., 1993], [Garvin et al., 1995].

Zusammenfassend ist also unser Ziel, in einer 4-jährigen follow-up-Studie mittels der selektiven isokinetischen Muskelfunktionsdiagnostik objektiv zu überprüfen, ob die Patienten von einer Prothesenimplantation muskulär profitieren. Damit hoffen wir, Informationen über die Funktionsfähigkeit von Knie totalprothesen zu erhalten sowie Aussagen über die mittelfristigen Endoprothetikerggebnisse machen zu können. Um diese Aussagen über die postoperative Situation der Patienten noch besser zu fundieren und um die eingebauten Knieprothesen noch umfassender bewerten zu können, haben wir bei allen vier Untersuchungs-

terminen neben der Kraftmessung im isokinetischen Modus eine isometrische und klinische Untersuchung, einen Patientenfragebogen sowie einen Kniescore als weitere Beurteilungskriterien in unsere Arbeit miteinfließen lassen. Damit hoffen wir folgenden Fragen ausreichend beantworten zu können:

- Inwieweit ist der muskuläre Status für die Patienten überhaupt von Bedeutung und ist er als Parameter für die Qualität und Funktionalität einer Kniegelenk-
endoprothese überhaupt geeignet ?
- Wie verändert sich der muskuläre Status des operierten Beines im Vergleich
zum nichtoperierten Bein ? Wie verändert sich dabei das Flexoren/Extensoren-
Verhältnis ?
- Sind die von einigen Untersuchern v.a. im Extensorenbereich beobachteten
muskulären Defizite nach gewisser Zeit reversibel ?
- Ist der von einigen Autoren bei Knieprothesenpatienten beschrieben muskuläre
Benefit auch längerfristig, d.h. über den Zeitraum von zwei Jahren hinaus, von
Bestand ?
- Welchen Einfluß hat die Schmerzsituation auf den muskulären Status ?

2. MATERIAL und METHODEN

2.1 Patientengut

An der orthopädischen Universitätsklinik Tübingen wurden im Zeitraum von Mai 1994 bis Oktober 1995 von insgesamt acht verschiedenen Operateuren 147 Knieendoprothesen implantiert. Von diesem Kollektiv sind, ohne irgendeine Selektion vorzunehmen, 66 Patienten mit 71 Prothesen in diese Studie aufgenommen worden. Folglich waren fünf Patienten mit beiden Kniegelenken in dieser Studie vertreten. Weitere 13 Patienten waren beidseits am Knie prothetisch versorgt, allerdings erfolgte die Operation am kontralateralen Knie außerhalb des obengenannten Zeitraumes. Grundsätzlich wurden nur solche Patienten in diese auf vier Jahre angelegte Studie aufgenommen, die sich bereit erklärten, zu weiteren Kontrolluntersuchungen in unserer Klinik zu erscheinen. Beide Beine mußten praktisch gleich häufig operiert werden. Das Verhältnis rechts zu links betrug 35 zu 36. Im Durchschnitt hatten alle Patienten zum Operationszeitpunkt seit 7 (+/- 5,7) Jahren Beschwerden, wobei eine Streuung zwischen einem und 20 Jahren festzustellen war.

2.1.1 Prothesentypen

Insgesamt wurden drei Typen von Prothesen implantiert:

- 48 mal eine Miller-Galante-II - Prothese (67,6 %)
- 22 mal eine Blauth - Prothese (31 %)
- einmal eine Unikompartiment-Schlittenprothese Typ „Wessinghage“ (Allopro AG, Baar, Schweiz) (1,4 %)

2.1.2 Geschlechtsverteilung

Von den 71 Prothesen wurden 59 bei Frauen (83,1 %) und zwölf bei Männern (16,9 %) implantiert. In der weiblichen Patientengruppe war die Miller-Galante-II-Prothese 41 mal vertreten (69,5 %), die Blauth-Prothese 17 mal (28,8 %) und die Schlittenprothese nach Wessinghage einmal (1,7 %).

In der männlichen Patientengruppe sieht die Aufschlüsselung nach Prothesentypen folgendermaßen aus:

- Miller-Galante- II: 7 (58,3 %)
- Blauth: 5 (41,7 %)

2.1.3 Grunderkrankungen

Die operierten Personen konnten in zwei große Gruppen eingeteilt werden. Eine Gruppe mit degenerativer Arthrose als Grundkrankheit (in 43 Fällen, also 60,6 %), die zweite Gruppe mit chronischer Arthritis als Grunderkrankung (in 28 Fällen, also 39,4 %). In der Arthrosegruppe war bei zwei Patienten ein post-traumatischer Gelenkverschleiß anzunehmen. Die Arthritisgruppe kann man noch genauer differenzieren in chronische Polyarthritits (85,7%), Monarthritits (7,1%) und Psoriasisarthritis (7,1%). 30 Patienten mit Arthrose erhielten eine Miller-Galante-II-Prothese, zehn eine Blauth-Prothese (zwei davon beidseits) und ein Patient eine Schlittenprothese nach Wessinghage. Bei den Patienten mit cP kann folgende Implantatverteilung festgestellt werden: 16 Patienten (zwei davon beidseits) erhielten eine Prothese vom Typ Miller-Galante-II, in zehn Fällen wurde eine Blauth-Prothese implantiert. In der Gruppe mit entzündlich-rheumatischen Gelenkdestruktionen ist der prozentuale Anteil an Scharnierprothesen (35,7 %) etwas höher als in der Gruppe mit degenerativem Gelenkverschleiß (27,9 %). In beiden Gruppen dominieren aber die Oberflächenersatzprothesen. Die zumindest ähnliche Typverteilung in den folgenden Abbildungen 2a und 2b soll verdeutlichen, daß nicht die Grunderkrankung per se die Wahl des Prothesentypes bestimmt, sondern daß die Indikationsstellung für den Oberflächenersatz bzw. für die Scharnierprothese nach anderen Gesichtspunkten erfolgt (vgl. Kap. 1.2).

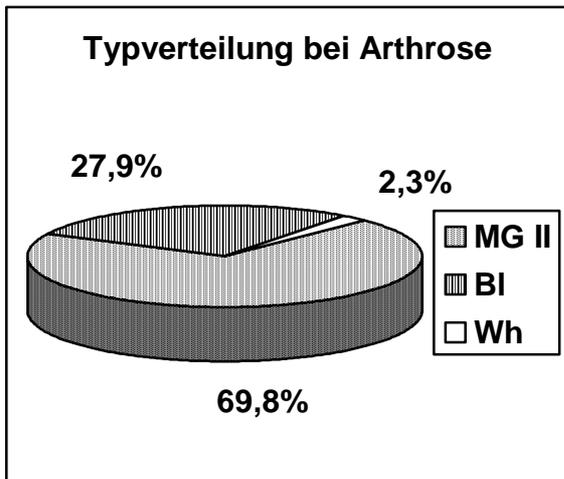


Abb. 2a: Prothesentypverteilung in der Arthrosegruppe; MG = Miller-Galante-II, BI = Blauth, Wh = Wessinghage

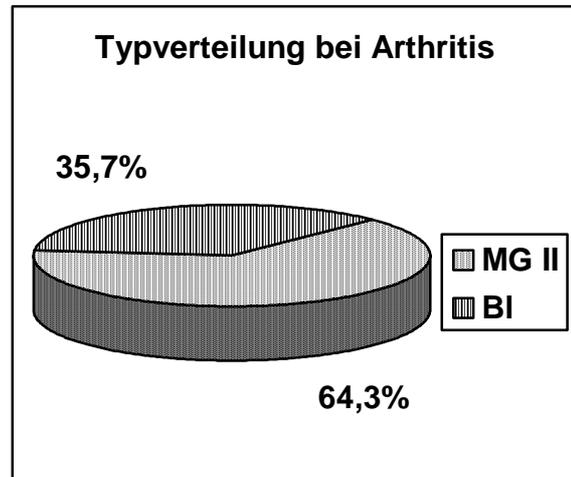


Abb. 2b: Prothesentypverteilung in der Arthritisgruppe; MG = Miller-Galante-II, BI = Blauth

Die Zahl der Patienten, die beidseits mit einer Knieprothese versorgt waren, war in der Patientengruppe mit der Grunderkrankung chronische Polyarthrits beträchtlich erhöht (44 %) gegenüber der Patientengruppe mit der Grunderkrankung Arthrose (30 %). Dies ist bei der typischerweise symmetrischen Manifestation der rheumatoiden Arthritis wenig verwunderlich. Auch wiesen die Polyarthritispatienten weitaus häufiger noch zusätzliche künstliche Gelenke auf (29,3 % gegenüber 18,6 % in der Arthrosegruppe), wobei die Hüftendoprothetik an erster Stelle zu nennen ist.

2.1.4 Alter bei der Operation

Das Durchschnittsalter aller Patienten lag zum Operationszeitpunkt bei 64,8 Jahren, wobei kein nennenswerter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern auszumachen war (weiblich 65 Jahre, männlich 64 Jahre). Der Altersunterschied zwischen ältestem und jüngstem Patienten war allerdings beträchtlich und betrug 45 Jahre und zehn Monate: der älteste Patient war fast 83 Jahre alt, der Jüngste gerade einmal 37 Jahre.

Die Patienten, die eine Miller-Galante-Prothese erhielten, waren durchschnittlich 63,5 Jahre alt. Die Patienten, denen primär eine Blauth-Endoprothese implantiert wurde, waren im Mittel 4,5 Jahre älter (68 Jahre) .

Das Durchschnittsalter in der cP-Gruppe lag mit 62,3 Jahren deutlich unter dem der Arthrose-Gruppe mit 66,5 Jahren, obwohl die beiden jüngsten Patienten aus der Gruppe mit degenerativer Arthrose waren. Die insgesamt jüngere Altersverteilung der Patienten mit Arthritis ist auch in der Abbildung 3 zu erkennen.

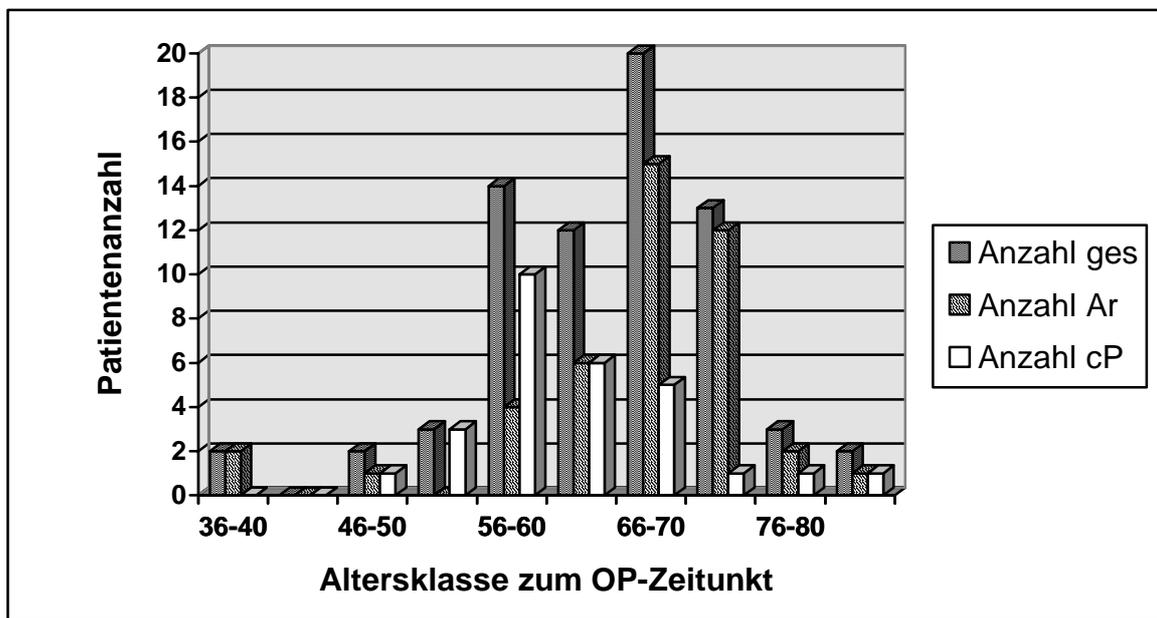


Abb. 3: Altersverteilung des Patientenlientels insgesamt und nach Grunderkrankung differenziert; Einteilung in Altersklassen zu 5 Jahren.
 ges = gesamt, Ar = Arthrose-Pat., cP = Patienten mit chronischer Polyarthritits

2.1.5 Voroperationen am betroffenen Bein

Mit 46% wies fast die Hälfte des Patientenlientels eine Voroperation am betroffenen Kniegelenk auf. Mit Abstand am häufigsten erfolgte eine Arthroskopie gefolgt von der Synovektomie. Bei drei Patienten wurde vor der jetzigen Operation bereits eine Umstellungsosteotomie bei Beinachsenfehlstellung mit unterschiedlichem Erfolg durchgeführt.

2.1.6 anthropometrische Daten

Die Durchschnittsgröße aller Patienten, die eine MG-II-Prothese erhielten und zur 4-Jahreskontrolle zur Verfügung standen (n=45), lag zum Operationszeitpunkt bei 1,63 (+/- 0,07) m (Streuung zwischen 1,48 m und 1,78 m), bei der letzten Kontrolluntersuchung nach durchschnittlich vier Jahren im Mittel bei 1,62 (+/- 0,07) m.

Durchschnittlich verlor das gleiche Patientenkollektiv 0,69 kg an Gewicht. Das präoperative Ausgangsgewicht von 74,56 (+/- 11,3) kg sank innerhalb von vier Jahren auf 73,87 (+/- 13,8) kg.

22 der 45 Patienten haben die Empfehlung zur Gewichtsreduktion erfolgreich in die Tat umgesetzt. Der BMI-Wert blieb mit 28,14 (+/- 3,9) (Einheit kg/m x m) versus 28,12 (+/- 5) nach 48 Monaten praktisch konstant. Der Adipositasanteil (BMI > 30) lag zu dem jeweiligen Zeitpunkt bei 33,3 % bzw. 42,2 %.

Für alle rekrutierbaren Blauth-Prothesenpatienten (n=17) gelten für den unmittelbaren präoperativen Status bzw. für die 4-Jahres-Nachuntersuchung folgende Werte:

Größe gemittelt: 1,65 (+/- 0,07) m bzw. 1,64 (+/- 0,08) m

Gewicht gemittelt: 77,82 (+/- 11,9) kg bzw. 77,94 (+/- 12,3) kg

durchschnittlicher BMI: 28,49 (+/- 4,3) bzw. 28,80 (+/- 4)

Adipositasanteil: 5/17(29,4%) bzw. 4/17 (23,5%)

2.2 Methodik

Die an unserer prospektiven Studie teilnehmenden Patienten wurden unmittelbar präoperativ sowie sieben Wochen, 14 Wochen und 48 Monate nach der Prothesenimplantation untersucht. Ausgehend von den Ergebnissen der letzten Untersuchung wurden Vergleiche zu den ersten drei Untersuchungen angestellt. Bei allen drei Verlaufskontrollen wurden analog zur Erstuntersuchung eine Patientenbefragung, eine klinische Untersuchung und eine Kraftmessung im

isokinetischen und isometrischen Modus durchgeführt. Eine detaillierte Auflistung der erhobenen Parameter erfolgt bei der Beschreibung des Untersuchungsablaufes (vgl. Kap. 2.2.4).

2.2.1 Das Cybex-System

Zum Erfassen der isometrischen und isokinetischen Meßwerte verwendeten wir als Dynamometer CYBEX 340 (Lumex Inc., New York, USA) mit der amerikanischen Originalsoftware Version 2.1 . Diese Originalsoftware bietet u.a. durch eine Neukalibrierung vor jeder Messung (warm -up) deutlich exaktere und reproduzierbarere Meßwerte als die deutsche Software ISOKIN (Orthodata, Schwerte, Deutschland) [Schönle et al., 1995].

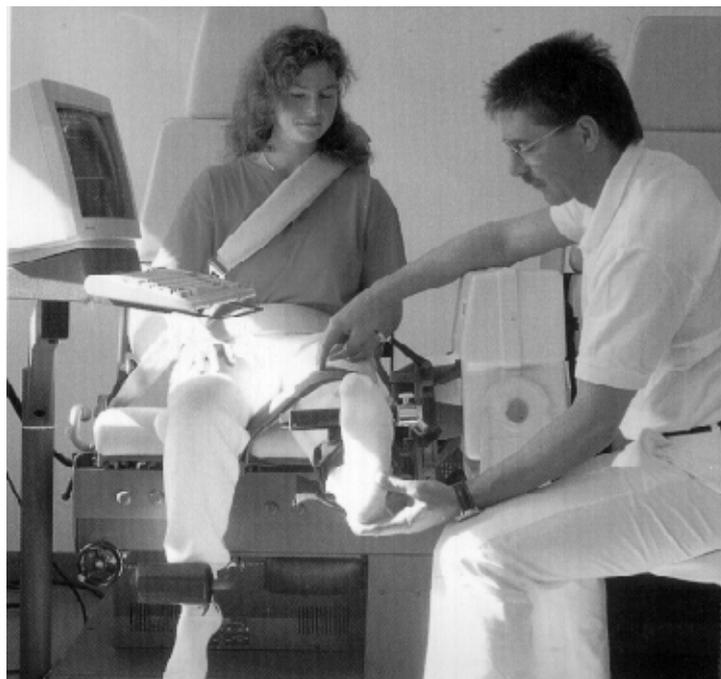


Abb. 4: Cybex 340-Dynamometer mit Hardwareinheit

Das Cybex-System ist sowohl zum Zweck klinischer und wissenschaftlicher Studien als auch zum Erreichen einer effizienten Rehabilitation einsetzbar. Diese

breite Anwendungspalette ist wohl mitverantwortlich dafür, daß das Cybex-System das am weitesten verbreitete isokinetische Meßsystem darstellt [Francis und Hoobler, 1987], [Lord et al., 1992]. Für unsere Studie eignete sich die isokinetische Dynamometrie deshalb besonders, weil sie ein Höchstmaß an Sicherheit für den Patienten und für das implantierte Kunstgelenk bietet. Eine Gefährdung ist bei korrekter und gewissenhafter Anwendung selbst in der vulnerablen Phase (frühpostoperativ) praktisch ausgeschlossen. Die Grundfunktionsweise isokinetischer Dynamometer ist in der Literatur bereits detailliert dargestellt [Hislop und Perrine, 1967], [Thistle et al., 1967], dennoch soll das Prinzip der isokinetischen Messung im folgenden Abschnitt kurz erläutert werden.

2.2.2 Isokinetik

Der Name Isokinetik an sich sagt schon aus, daß die Bewegungsgeschwindigkeit konstant gehalten wird. Um eine Muskelkontraktion im isokinetischen Modus zu erfassen, dürfen also sämtliche Parameter mit Ausnahme der Bewegungsgeschwindigkeit variabel sein.

Der Patient versucht während des Meßvorganges durch Beschleunigung eines am distalen Unterschenkel befestigten Hebelarmes die vom Untersucher gewählte Bewegungsgeschwindigkeit zu erreichen. Das Dynamometer hält, unabhängig von der aufgebrauchten Kraft und dem daraus resultierenden Beschleunigungsvermögen des Patienten, die Bewegungsgeschwindigkeit konstant und mißt für jede Position das geleistete Drehmoment. Ziel der isokinetischen Dynamometrie ist demnach also die objektive Quantifizierung der muskulären Leistungsfähigkeit an jedem Bewegungspunkt zwischen maximaler Flexion und maximaler Extension.

2.2.3 Isometrie

Bei der isometrischen Kontraktion eines Muskels wird die Länge desselben konstant gehalten. Die Kontraktion des Muskels führt somit einzig und allein zu einer Spannungsänderung des Muskels. Diese Änderung des Spannungszustandes ist dann in der isometrischen Meßmethodik als Kraft ablesbar. Genaugenommen handelt es sich bei der Isometrie um einen Spezialfall der Isokinetik. Die konstante Bewegungsgeschwindigkeit beträgt eben 0 Grad pro Sekunde, d.h. es wird gegen einen festgestellten Hebel Kraft aufgebracht.

2.2.4 Untersuchungsablauf

Neben dem Aufnehmen der persönlichen Daten war das Erfassen des subjektiven Befindens des Patienten ein wichtiger Aspekt unserer Untersuchung. Anhand eines speziell für unsere Zwecke selbst erstellten Patientenfragebogens (s. Kap. 7.3) wurde die momentane Situation des Patienten erfragt, wobei wir unser Hauptaugenmerk auf die Bereiche Schmerz, Mobilität und Lebensqualität richteten. Der Fragebogen wurde so konzipiert, daß er für das Erheben eines Kniescores (s. Kap. 2.2.5) verwendbar ist.

Der zweite Teil der Untersuchung bestand aus einer ausführlichen klinischen Untersuchung. Das Erfassen des Bewegungsausmaßes und der Oberschenkelumfänge sowie die Beurteilung der Gelenkstabilität, der Achsenverhältnisse, des Gangbildes und des lokalen Befundes einschließlich der Narbenverhältnisse stellten die untersuchten Parameter dar.

Den dritten Untersuchungsteil bildete die Messung am Cybex-Dynamometer. Der Patient wurde dabei über den Ablauf der Messung genauestens und in verständlicher Weise aufgeklärt, so daß von einem einheitlichen Verhalten der Patienten bei der Messung ausgegangen werden kann. Alle Patienten wurden gebeten, sich maximal anzustrengen, aber bei evtl. auftretenden Schmerzen die Messung ohne Zögern abubrechen.

Um die Untersuchungsbedingungen zu standardisieren, die kniegelenks-umfassende Muskulatur isoliert zu messen und einen adjuvanten Einfluß anderer Muskeln auf die Meßwerte weitestgehend zu vermeiden, mußten die Testpersonen bei der Messung die Arme vor der Brust verschränken. Desweiteren wurden die Testpersonen aus den eben genannten Gründen, wie im Cybex-Anwenderbuch empfohlen, fixiert. Die Fixierung geschah durch einen Ansnallgurt - vergleichbar dem im Auto -, einem Oberschenkelfixationsgurt sowie einem Unterschenkelfixationsgurt, der den Unterschenkel im distalen Teil straff am Hebelarm befestigte. Die Messung erfolgte ohne Schwerkraftkorrektur und wurde stets mit dem nichtoperierten Bein begonnen. Waren beide Kniegelenke prothetisch versorgt, wurde das Knie, das nicht in der Studie war, zuerst gemessen. Waren beide Knie in der Studie, wurde mit dem zuerst operierten Knie begonnen.

In aufgeführter Reihenfolge wurden folgende Parameter bestimmt:

- isometrische Kraftmaxima bei 30°, 45°, 60°, 75° Gelenkstellung, jeweils Extension und Flexion (größter Kraftwert, der drei Sekunden lang gehalten werden konnte, wurde festgehalten)
- isokinetische Kraftmessung bei 60°/s konstanter Bewegungsgeschwindigkeit (vier Übungsbewegungen, um ein Gefühl für die gewählte Geschwindigkeit zu bekommen, dann Aufzeichnen von vier kompletten Bewegungen ausgehend von maximaler Flexion)
- isokinetische Kraftmessung bei 180°/s als Konstante (vier Übungsbewegungen, dann Aufzeichnen von 20 kompletten Bewegungen ausgehend von maximaler Flexion).

Neben den isometrischen Einzelwerten wurden folgende, isokinetisch erfaßten Meßwerte für unsere Auswertung verwendet:

- maximales Drehmoment bei Flexion und Extension mit jeweiligem Winkel aus vier kompletten Bewegungszyklen bei 60°/s und 180°/s

- Gesamtarbeit, die sich aus den aufsummierten Flächen unter der Kraftkurve bei 20 Wiederholungen (bei 180°/s) zusammensetzt. Flexion und Extension wurden getrennt betrachtet.

2.2.5 Scoreerhebung

Durch die Angaben aus dem Patientenfragebogen und die Ergebnisse der klinischen Untersuchung war es möglich, unseren bisher erhobenen Parametern ein numerisches Bewertungsschema in Form eines Kniescores hinzuzufügen. Für diese Studie verwendeten wir mit dem Score nach Ranawat und Shine einen international anerkannten, und seit seiner ersten Veröffentlichung 1973 häufig angewendeten HSS - Score (Hospital for Special Surgery) [Ranawat und Shine, 1973], [Krämer und Maichl, 1993]. Die Gewichtung subjektiv/objektiv beträgt bei diesem Scoring-System 62 % zu 38 %. Der Vorteil dieses Scores besteht darin, daß man eine Beurteilung „künstlicher Knie“ genauso vornehmen kann wie die von völlig gesunden Kniegelenken. Damit ist ein Vergleich zwischen prothetisch ersetzttem Kniegelenk und kontralateralem Kniegelenk möglich.

Dieser Score mit der maximalen Punktzahl von 100 ist in sechs Beurteilungsschwerpunkte mit unterschiedlicher Gewichtung aufgeteilt (vgl. Abb. 5):

Schmerz max. 30 Pkt.

Funktion max. 22 Pkt.

Bewegungsausmaß max. 18 Pkt.

Muskelkraft max. 10 Pkt.

Flexionsdeformität max. 10 Pkt.

Instabilität max. 10 Pkt.

Abzüge gibt es für die Notwendigkeit einer Gehilfe (max. 3 Pkt.), für ein Streckdefizit (max. 5 Pkt.) und für Achsfehlstellungen (jeweils für 5° Abweichung einen Punkt Abzug).

Es gibt bei diesem Score vier verschiedene Ergebniskategorien:

85 - 100 Pkt. bedeuten ein exzellentes Ergebnis (excellent)

70 - 84 Pkt. bedeuten ein gutes Ergebnis (good)

60 - 69 Pkt. bedeuten ein ausreichendes Ergebnis (fair)

0 - 59 Pkt. bedeuten ein in allen Belangen unzureichendes Ergebnis (poor)

Die Begründer dieses Bewertungsschemas bezeichnen ein Knie, das 100 Punkte erreicht, als ein „perfektes“ Knie. Zudem gehen sie davon aus, daß nach einer Arthrodese in der Regel 60 Punkte erreicht werden [Ranawat und Shine, 1973].

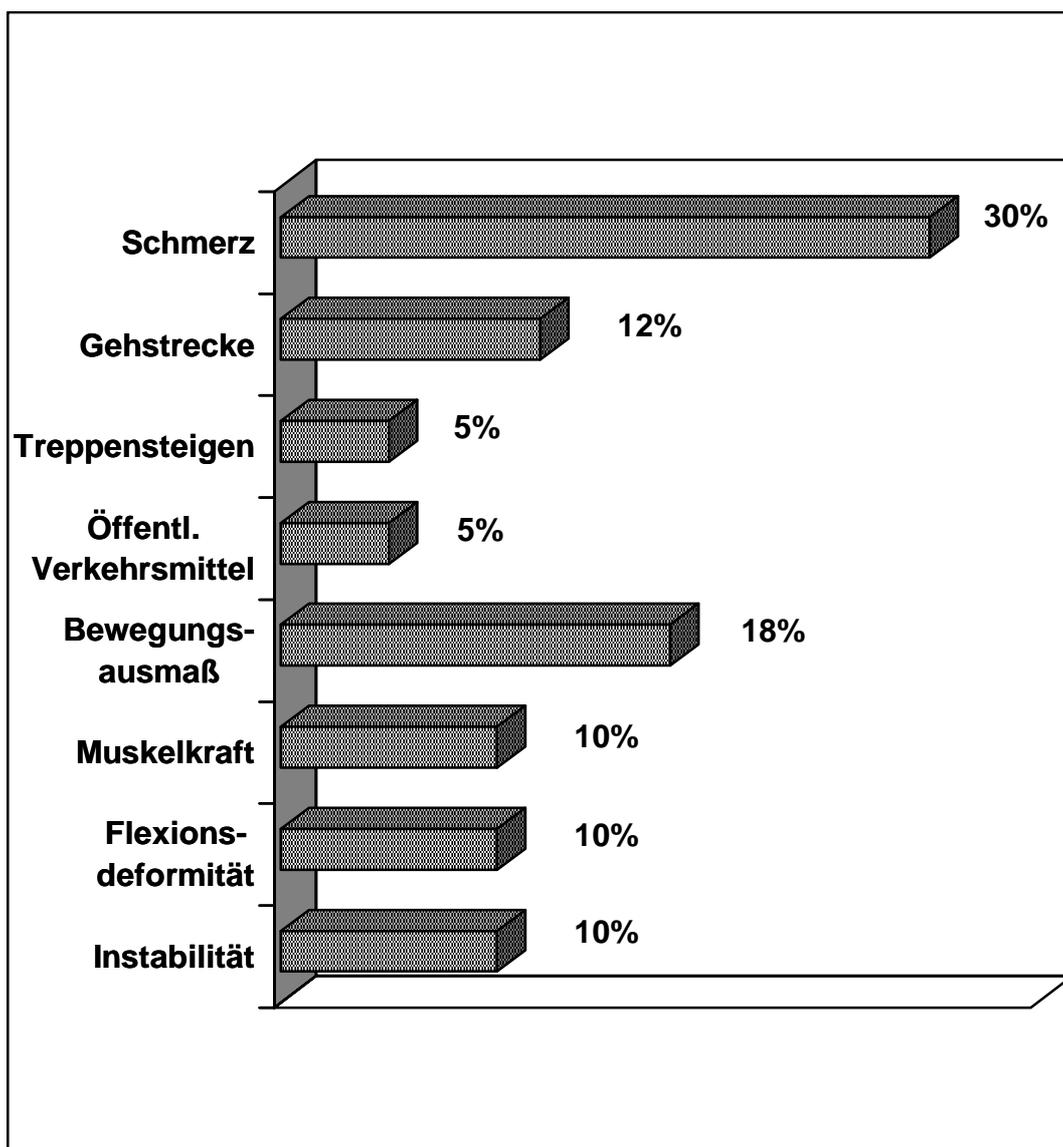


Abb. 5: Gewichtung der verschiedenen Untersuchungsbereiche beim HSS-Score nach Ranawat und Shine

Die folgende Tabelle zeigt den verwendeten Score in seiner Originalversion.

Pain (30 points)	No pain any time	30
	No pain on walking	15
	Mild pain on walking	10
	Moderate pain on walking	5
	Severe pain	0
	No pain at rest	15
	Mild pain at rest	10
	Moderate pain at rest	5
	Severe pain at rest	0
Function (22 points)	Walking and standing unlimited	12
	Walking distance of 5-10 blocks and standing ability intermittent (< 0,5 hour)	10
	Walking 1-5 blocks and standing ability up to 0,5 hour	8
	Walking less than 1 block	4
	Cannot walk	0
	Climbing stairs	5
	Climbing stairs with support	2
	Transfer activity	5
	Transfer activity with support	2
Range of motion (18 points)	1 point for each 8° of arc of motion to a maximum of 18 points	max. 18
Muscle strength (10 points)	Good: can't break the quadriceps power	10
	Good: can break the quadriceps power	8
	Fair: moves through the arc of motion	4
	Poor: can't move through the arc of motion	0
Flexion deformity (10 points)	No deformity	10
	Few degrees	8
	5 - 10°	5
	11° or more	0
Instability (10 points)	None	10
	Mild: 0 - 5°	8
	Moderate: 6 - 15°	5
	Severe: 16° or more	0
Sub- struction	One cane	1
	One crutch	2
	Two crutches	3
	Extension lag of 5°	2
	Extension lag of 10°	3
	Extension lag of 15°	5
	Each 5° of varus	1
	Each 5° of valgus	1

Tab. 1: HSS-Score nach Ranawat und Shine

2.2.6 Statistik

Bei der Auswertung, die mit dem Statistikprogramm SigmaStat V 1.0 (Jandel scientific software, San Rafael, USA) erfolgte, wurden vier verschiedene Testverfahren angewandt:

- Vorzeichenrangtest nach Wilcoxon (zum Vergleich zweier abhängiger Stichproben)
- Rangvarianzanalyse von Friedman (zum Vergleich von mehr als zwei abhängigen Stichproben)
- Student-Newman-Keuls-method (Einzelvergleiche der verschiedenen Stichproben bei positivem Friedman-Test zur detaillierteren Ergebnisinterpretation)
- gepaarter t-Test für verbundene Stichproben (bei Normalverteilung der Meßwerte)

Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $p < 0.05$ festgelegt. Die jeweiligen Signifikanzwerte sowie das jeweils angewandte statistische Testverfahren gehen aus den im statistischen Anhang (Kap. 7.2) aufgeführten Tabellen hervor.

Da an vereinzelt Stellen die angegebenen Daten auf Erhebungen an einem kleinen Patientenkollektiv basieren und diese Meßwerte von denen an einer großen Studienpopulation ermittelten Werten theoretisch deutlich abweichen könnten, haben wir im Tabellenanhang (s. Kap. 7.1) jeweils das 95%-Konfidenzintervall mitangegeben. Bei einer kleinen Patientenzahl sollen diese Werte oftmals sogar aussagekräftiger und informativer als der p-Wert sein [Dorey et al., 1993]. Der weitere Nutzen und die Notwendigkeit der Angabe von Konfidenzintervallen bei der Präsentation orthopädischer Daten wurde von Dorey et al. (1993) detailliert aufgezeigt.

3. ERGEBNISSE

3.1 Nachuntersuchungsquote

Alle 66 Patienten, die sich zur Teilnahme an dieser klinischen Studie bereit erklärt haben, sind am Tag vor der geplanten Operation untersucht worden (diese Untersuchung wird im Folgenden U 1 genannt). Bei fünf Patienten wurden beide Kniegelenke mit einer Prothese versorgt, allerdings in allen Fällen zweizeitig. Von also 71 implantierten Prothesen konnten nach sieben Wochen und nach 14 Wochen jeweils 56 Implantate (78,9 %) beurteilt werden. Diese Untersuchungen werden im Folgenden U 2 bzw. U 3 genannt. Die Meßwerte der Untersuchungstermine U 1 - U 3 wurden von Herrn Christoph Winkler (Doktorand) erhoben und sind deshalb im folgenden mit einem * gekennzeichnet. Diese Rohdaten dienten nach entsprechender tabellarischer und statistischer Aufarbeitung als Basis- bzw. Referenzdaten. Nach durchschnittlich 48,3 (+/- 3,7) Monaten erfolgte dann in analoger Art und Weise zu den ersten drei Untersuchungen die Abschlußkontrolle (als U 4 bezeichnet), bei der 62 von 64 (96,9 %) verbliebenen Prothesen evaluiert werden konnten.

Die Zahl 64 an verbliebenen Prothesen erklärt sich folgendermaßen (vgl. Tab 2): Vier Patienten mit fünf Prothesen sind zwischen U 3 und U 4 aus Gründen verstorben, die in keinem Zusammenhang mit der Knieprothese standen. Bei zwei Patienten mußte zwischen den beiden letzten Verlaufskontrollen ein Prothesenwechsel vorgenommen werden. In einem Fall wurde bei einer zum Operationszeitpunkt 64 Jahre alten Patientin ein Wechsel aufgrund persistierender Schmerzen und rezidivierender Schwellungszustände bei auch nach der Primäroperation persistierender Valgusfehlstellung notwendig. Diese Wechseloperation erfolgte drei Jahre nach der Initialoperation. Für die ausgebaute Miller-Galante-II-Prothese wurde an einer auswärtigen Klinik eine Wallaby-Revisionsprothese (Sulzer Orthopedics Inc., Austin, Texas, USA) eingebaut. Im zweiten Fall handelt es sich um eine bei der Operation 62-jährige Patientin, bei

der es durch Progredienz eines Morbus Ahlbaeck zur aseptischen Lockerung der medialen Schlittenprothese kam. Bei der nach 25 Monaten durchgeführten Revisionsoperation wurde eine kondyläre Prothese vom Typ Nex-Gen (Zimmer, Warsaw, Indiana, USA) implantiert.

	Patientenzahl	Prothesenzahl
Studienpopulation gesamt	66	71
verstorben	4	5
Wechseloperation	2	2
potentieller U 4-Bestand	60	64
Kontakt verloren	2	2
bei U 4 nachuntersucht	58	62

Tab. 2: Gründe für das Ausscheiden von Patienten aus der Studie

Von den 71 Prothesen konnte von 69 (97,2 %) der Status vier Jahre postoperativ geklärt werden, lediglich von zwei Prothesen lagen bei U 4 überhaupt keine Daten vor. Trotz aller Bemühung und dem Angebot, die Patienten auch zu Hause abzuholen, war für 21 der kontaktierten Patienten eine vierte Untersuchung in unserer Klinik aus diversesten Gründen (Wegzug in anderes Bundesland, Multimorbidität, persönliche Gründe usw.) nicht möglich, so daß von diesen keine U 4 - Kraftwerte vorliegen. Aber alle anderen Parameter (Patientenfragebogen, klinische Untersuchung durch den Hausarzt) konnten bei diesen Patienten per Post oder via Telefon erhoben werden.

3.2 Auswertung

3.2.1 Selektion

Im Ergebnisteil wird ausschließlich über die Resultate der Patienten mit einer MG-II-Prothese berichtet. Auf eine Darstellung der Ergebnisse der Patienten, die mit einer Blauth-Prothese versorgt wurden, haben wir aus verschiedenen Gründen

bewußt verzichtet. Zum einen ist die Anzahl der Blauth-Patienten mit fünf über vier Jahre lückenlos beobachteten Patienten (davon war noch bei vier Patienten das Kontrollbein durch eine Operation verändert) so gering, daß eine Schlußfolgerung aus diesem Minipatientenkollektiv zu gewagt wäre. Zum anderen hegen wir den Verdacht, daß in der Blauth-Gruppe im Gegensatz zu der MG-Gruppe nur die Patienten zu den Nachuntersuchungen erschienen, bei denen ein gutes Resultat vorlag, wohingegen die Patienten mit schlechteren Behandlungsergebnissen nicht zu Nachuntersuchungen bereit waren. Diese Vermutung basiert auf der Tatsache, daß der Score der Blauth-Patienten, die zur U 4 erschienen, im Durchschnitt deutlich besser ausfiel als der Score der Patienten, bei denen zum U 4 - Termin Informationen lediglich über den Postweg oder telefonisch eingeholt werden konnten. Damit war in der Blauth-Gruppe, nicht aber in der Miller-Galante-Gruppe, der positive Selektionseffekt, wie von König et al. (1999) beschrieben, gegeben. Dieser konnte belegen, daß sich Ausgeschiedene und in einer Knieendoprothesenstudie Verbliebene vor allem in Bezug auf den allgemeinen Gesundheitszustand unterscheiden. Damit ist, besonders bei Anwendung des HSS-Scoring-Systems, die Gefahr einer Datenzensur gegeben. Somit wäre ein ursprünglich geplanter Vergleich zwischen den beiden Kunstgelenken Miller-Galante-II und Blauth, der durch die Tatsache, daß es sich um zwei völlig verschiedene Prothesensysteme mit jeweils völlig diverser Indikationsstellung handelt, an sich schon problematisch ist, noch mehr verzerrt worden.

3.2.2 Gruppenbildung

Zu bestehenden Unterschieden zwischen den Patienten bezüglich Geschlecht, Grunderkrankung und Prothesentypen kamen im Laufe der 4-jährigen Studienzeit weitere Disparitätsmerkmale hinzu. Durch eine unterschiedliche Anzahl an absolvierten Untersuchungen oder eine teilweise durchgeführte Operation am kontralateralen Knie, die eine Manipulation des Gegenbeines darstellt und dieses somit nicht mehr als Kontrollbein fungieren kann, wurde dieses Inhomogenitäts-

problem verstärkt. Deshalb war es bei Abschluß der Messungen notwendig, Patienten mit gleichen oder ähnlichen Merkmalen in Gruppen zusammenzufassen.

Diese Gruppenbildung bringt verschiedene Vorteile:

- weitgehende Homogenität innerhalb einer Gruppe
- damit bessere Vergleichbarkeit mit anderen Studien/-populationen
- effizientere und wissenschaftlich korrektere Auswertung der Daten
(Minimierung des methodischen Fehlerrisikos)

Um die Übersichtlichkeit zu wahren, haben wir uns bei der Ergebnisdarstellung auf drei Gruppen beschränkt:

Gruppe 1 (n=45): In diese Gruppe sind alle Miller-Galante-Prothesen eingeschlossen, die bei U 4 über eine klinische Untersuchung und den HSS-Score evaluiert werden konnten.

Gruppe 2 (n=33): Diese Gruppe stellt die maximale Anzahl an Patienten aus Gruppe 1 dar, von denen neben den Evaluationsparametern der Gruppe 1 zusätzlich Kraftwerte zumindest von U 1 und U 4 vorlagen.

Gruppe 3 (n=17): Diese Gruppe wurde gebildet von den Patienten aus Gruppe 1, die alle Untersuchungen in vollem Umfang absolviert haben und nur einseitig mit einer MG-Prothese versorgt waren. In dieser Gruppe ist also über den gesamten Studienzeitraum ein Vergleich mit dem Gegen- bzw. Kontrollbein möglich.

Gruppe 3a (n=13): Diese Gruppe enthält alle Patienten weiblichen Geschlechts aus Gruppe 3.

Gruppe 3b (n=4): Diese Gruppe enthält alle Patienten männlichen Geschlechts aus Gruppe 3.

Weshalb wir eine weitere Auftrennung von Gruppe 3 nach Geschlecht vorgenommen haben und wie sehr ein einziger Disparitätsparameter (z.B. Geschlecht) die Ergebnisse beeinflussen kann, wird bereits aus der

getrenntgeschlechtlichen Auswertung der isokinetischen Maximalkraftentwicklung des OP-Beines von Gruppe 3 (60°/s) ersichtlich (Abb. 6a/b).

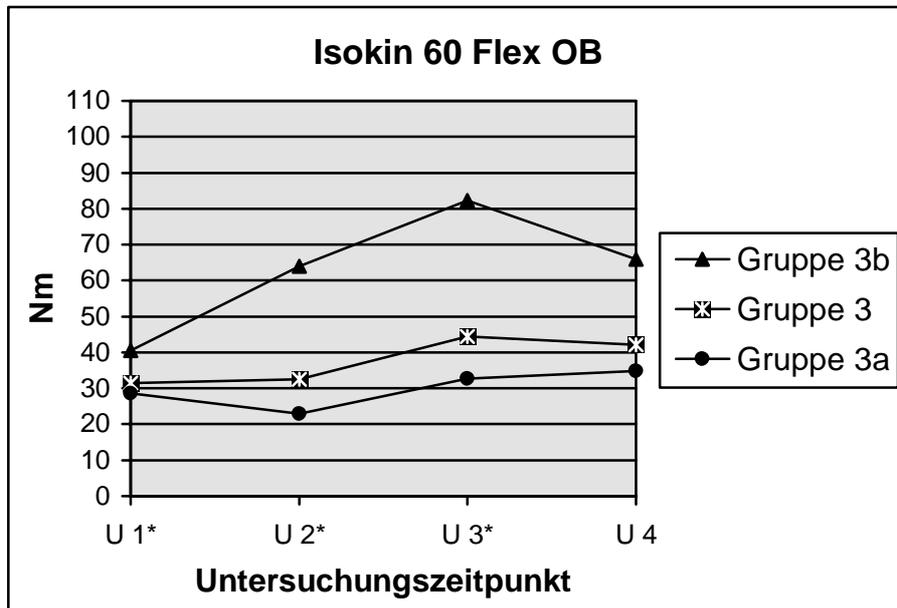


Abb. 6a: Isokinetische maximale Drehmomente der Flexoren des OP-Beines (OB) bei 60°/s; Männer (Gruppe 3b) , Frauen (Gruppe 3a) und gemischt (Gruppe 3); * → s. Abkürzungsverzeichnis (Kap. 6)

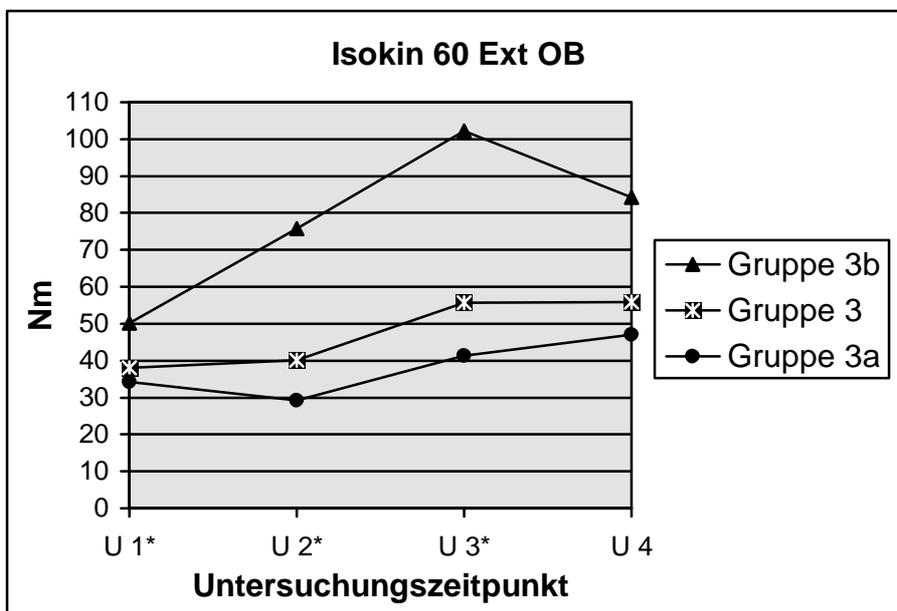


Abb. 6b: Isokinetische maximale Drehmomente der Extensoren des OP-Beines (OB) bei 60°/s; Männer (Gruppe 3b), Frauen (Gruppe 3a) und gemischt (Gruppe 3); * → s. Abkürzungsverzeichnis (Kap. 6)

Schon auf den ersten Blick erkennt man, daß sich die Flexionskurven und Extensionskurven von Männern und Frauen in der Gruppe 3 (n=17) deutlich unterscheiden, und zwar sowohl im Kurvenverlauf als auch im Kurvenniveau (Abb. 6a/b). Die männlichen Patienten wiesen deutlich höhere Kraftwerte auf. Es handelte sich um vier Männer und 13 Frauen. Durch diese unterschiedliche Anzahl sind die Kurven nicht direkt miteinander vergleichbar, dennoch muß ein unterschiedlicher Kurvenverlauf angenommen werden. Um eine absolut homogene Gruppe zu erhalten, unterteilten wir daher die Gruppe 3 in Frauen (Gruppe 3a) und Männer (Gruppe 3b). Bei nur vier Männern wäre eine Aussage zu verwegen, deshalb wird ausschließlich die weibliche Gruppe einer näheren Analyse unterzogen.

3.3 Score

3.3.1 Scoreentwicklung (Gruppe 1)

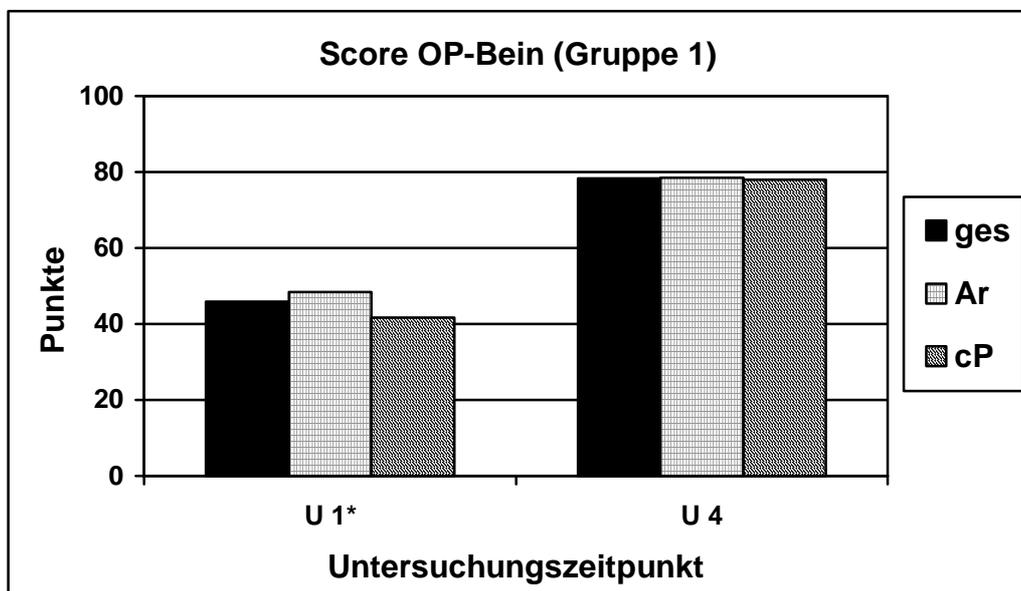


Abb. 7: Scoreergebnis des OP-Beines (Gruppe 1) zu Beginn und am Ende der Studie: Gesamtkollektiv (ges) sowie Arthrose-Gruppe (Ar) und Arthritis-Gruppe (cP) im Vergleich

Alle 45 Patienten, bei denen ein Score zum Zeitpunkt U 1 und U 4 erhoben werden konnte, haben sich in der Gesamtpunktzahl des Scores nach Ranawat und Shine verbessert. Die Verbesserung war hochsignifikant ($p < 0.0001$) und betrug im Durchschnitt 32,4 Punkte. Der Patient mit der geringsten Verbesserung wies ein Plus von vier Punkten auf. Die größte Punktsteigerung von U 1 auf U 4 betrug 58 Punkte. Durchschnittlich entsprach die Steigerung von 45,87 (± 11) auf 78,31 ($\pm 8,1$) Punkte einer Rate von + 70,7 % (Abb. 7).

3.3.2 Scoreentwicklung (Gruppe 3a)

Die Scoreergebnisse des nicht operierten Beines bewegten sich in einem relativ kleinen Bereich zwischen 73 und 82 Punkten. Der ermittelte durchschnittliche Ausgangswert betrug 80,7 ($\pm 10,7$) Punkte und lag somit in der Bewertungskategorie „gut“. Rund sieben Wochen nach der Operation war ein Rückgang auf 77,8 ($\pm 10,8$) Punkte zu verzeichnen. Bis zur nächsten Untersuchung kam es zu einem Anstieg um 4,2 Punkte auf 81,2 (± 10) Punkte. Dieses Resultat stellte den Hochpunkt der Scoreentwicklung des Kontrollbeines dar. In dem Zeitraum zwischen den beiden letzten Meßterminen ereignete sich eine signifikante Abnahme der Scorepunktzahl auf 73,6 ($\pm 10,6$) (Abb. 8). Dieses Endresultat lag aber immer noch in der Kategorie „gut“.

Die Entwicklungskurve des mit einem Implantat versorgten Beines zeigte eine stetige Aufwärtstendenz. Das Ausgangsniveau lag mit 48,5 ($\pm 9,2$) Punkten 40% unter dem des Kontrollbeines (80,7 Punkte). Eine Punktzahl von 48,5 Punkten wird in dem Bewertungsschema nach Ranawat und Shine als „unzureichend“ bezeichnet.

Die signifikant positive Entwicklung bis zur ersten postoperativen Nachuntersuchung machte betragsmäßig 13,23 Punkte, das entsprach einer Steigerung um 27,3%, aus. Bis zu U 3 war eine erneute Zuwachsrate von 15,2 % auf 71,08 ($\pm 12,6$) Punkte zu verzeichnen. Eine abermalige, signifikante Steigerung um 10,9 % führte dazu, daß sich, begünstigt durch einen kontralateralen Scorerückgang, die

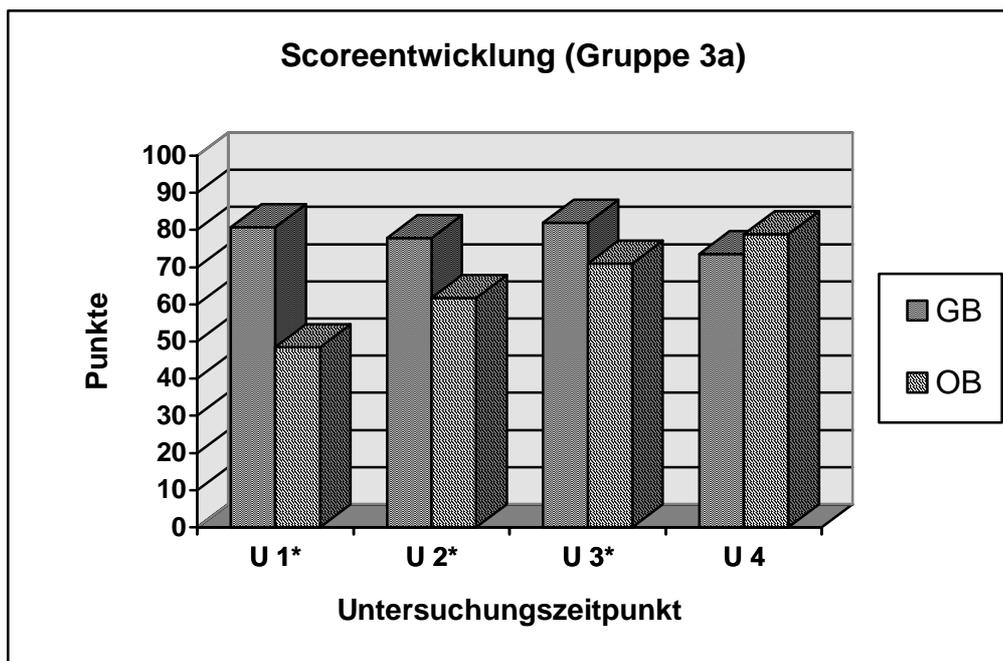


Abb. 8: Scoreentwicklung (Gruppe 3a) des OP-Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) über den gesamten Studienzeitraum

Entwicklungskurven von operiertem und nicht operiertem Bein zwischen U 3 und U 4 schnitten. Das Scoreendresultat der Knieendoprothese lag mit 78,9 (+/- 9,2) Punkten (entspricht der Kategorie „gut“) also um 5,2 Punkte über dem des belassenen Kniegelenks. Die Gesamtsteigerungsrate des Prothesenbeines war mit 61,4 % bzw. 30,4 Punkten sehr beachtlich (Abb. 8).

Dieser Aufwärtstrend machte sich auch in der Zuteilung zu einer Resultatskategorie entsprechend dem Scoreergebnis bemerkbar. Während präoperativ zwölf von 13 Kniegelenken (92,3 %) mit unzureichend bewertet wurden, war nach vier Jahren nur noch ein Knie aufgrund eines Frühinfektes, der zwar konservativ erfolgreich behandelt wurde, aber eine deutliche Funktions- und Bewegungseinschränkung hinterließ, in dieser Kategorie. Nach 48 Monaten konnte unter Verwendung dieses numerischen Bewertungsschemas bei elf von 13 Patienten (85%) ein exzellentes oder gutes Behandlungsergebnis konstatiert werden (Tab. 3).

Resultat	präoperativ	nach 7 Wo	nach 14 Wo	nach 48 Mo
excellent	--	--	2	4
good	--	5	5	7
fair	1	4	3	1
poor	12	4	3	1

Tab. 3: Prothesenanzahl in der jeweiligen Ergebniskategorie zu allen vier Untersuchungszeitpunkten (Gruppe 3a)

3.4 Isokinetik

3.4.1 Isokinetik (Gruppe 2)

3.4.1.1 konzentrische Maximalkraftentwicklung bei 60°/s

Vergleicht man die präoperativen isokinetischen Kraftmaxima des operierten Beines mit denen nach 48 Monaten, so kann man sowohl im Flexoren- als auch Extensorenbereich einen signifikanten Kraftzuwachs feststellen, und zwar für beide isokinetischen Kraftarten (konzentrische Maximal- und Ausdauerkraft) sowie für beide Geschwindigkeiten (60°/s und 180°/s). Exemplarisch ist in Abbildung 9 die konzentrische Kraftentwicklung (Gruppe 2) bei 60°/s dargestellt. Bei dieser Winkelgeschwindigkeit betrug der mittlere Anstieg der Flexorenkraft 12,6 Nm und war damit hochsignifikant ($p < 0.0001$). Bei einem durchschnittlichen Ausgangswert von 25,6 Nm entsprach dies einer Steigerungsrate von 49,2 %. Für die Extensoren lag die ebenfalls hochsignifikante ($p < 0.0001$) Kraftsteigerung sogar bei 63,7 %. Vier Jahre postoperativ waren die mittleren maximalen Drehmomente mit 54,5 Nm um durchschnittlich 21,2 Nm höher als vor der Prothesenimplantation.

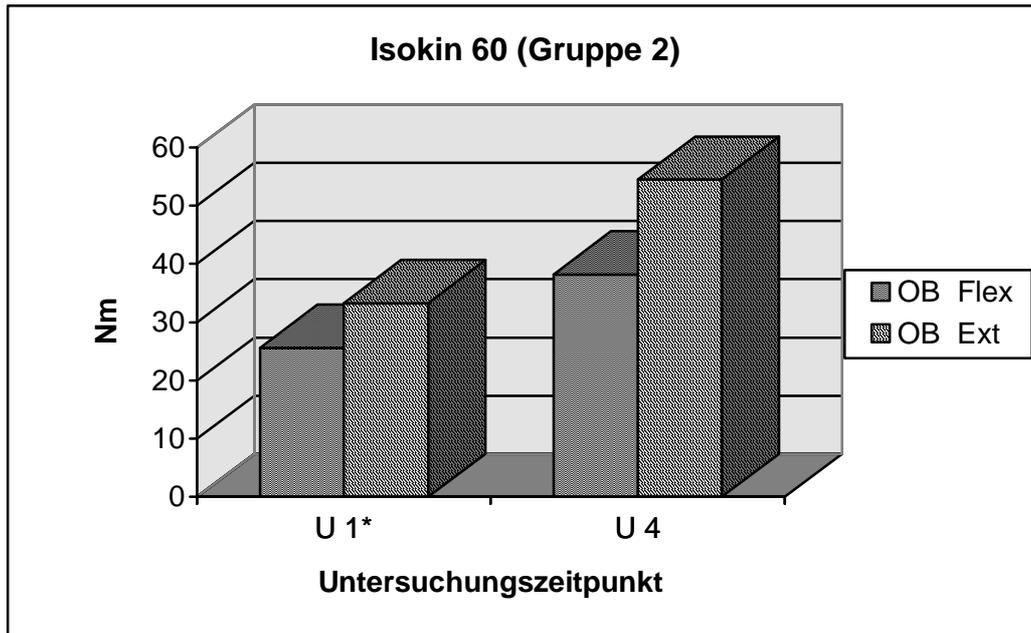


Abb. 9: Isokinetische maximale Drehmomente der Flexoren und Extensoren des operierten Beines bei 60°/s zu Beginn und am Ende der Studie

3.4.1.2 Gelenkstellung bei Entfaltung der Maximalkraft (Gruppe 2)

Betrachtet man die Gelenkstellung, bei der das maximale Drehmoment geleistet wurde, ist festzustellen, daß bei fortschreitendem Studienverlauf die isokinetischen Kraftmaxima in der jeweiligen Bewegungsrichtung immer früher auftraten, d.h. der Einfallswinkel wurde bei Extension größer, bei Flexion kleiner. Bei der Flexionsbewegung trat bei U 4 das maximale Drehmoment bei einer Gelenkstellung von 38,9 (+/- 8,3)° auf, also 2,2° früher als vor der Prothesenoperation. Für die Extensionsbewegung betrug der Unterschied 4,2°. Präoperativ belief sich der durchschnittliche Einfallswinkel für das maximale Drehmoment auf 49,8 (+/- 10,6)°, vier Jahre postoperativ war ein Wert von 54 (+/- 9,5)° festzustellen (Tab. 4). Alle bisher genannten Zahlen in diesem Abschnitt gelten für die langsame Bewegungsgeschwindigkeit 60°/s, die Veränderungen sind nicht signifikant. Für 180°/s wurden folgende Zahlen ermittelt: Die Flexionsmaximalkraft wurde nach vier Jahren 4° früher entfaltet (38,9 (+/- 10,2)° statt 42,9 (+/- 6,3)°), für die Extensionsbewegung erfolgte die Maximalkraftentladung präoperativ bei 47,4 (+/- 9,2)°, 48 Monate postoperativ bei 50,3 (+/- 11,8)°. Der Einfallswinkel des

maximalen Drehmoments war also bei den Beugern für beide Geschwindigkeiten exakt gleich, bei den Streckern wurde das maximale Drehmoment bei der geringeren Geschwindigkeit $3,7^\circ$ früher in Extensionsrichtung geleistet als bei $180^\circ/s$ (Tab.4).

	60°/s	180°/s
Flex (U 1* → U 4)	41,1° → 38,9°	42,9° → 38,9°
Ext (U 1* → U 4)	49,8° → 54,0°	47,4° → 50,3°

Tab. 4: Veränderung der Gelenkstellung , bei der das jeweilige maximale Drehmoment auftrat, von U 1 auf U 4 (operiertes Bein) (Gruppe 2)

3.4.2 Isokinetik (Gruppe 3a)

3.4.2.1 konzentrische Maximalkraftentwicklung bei 60°/s

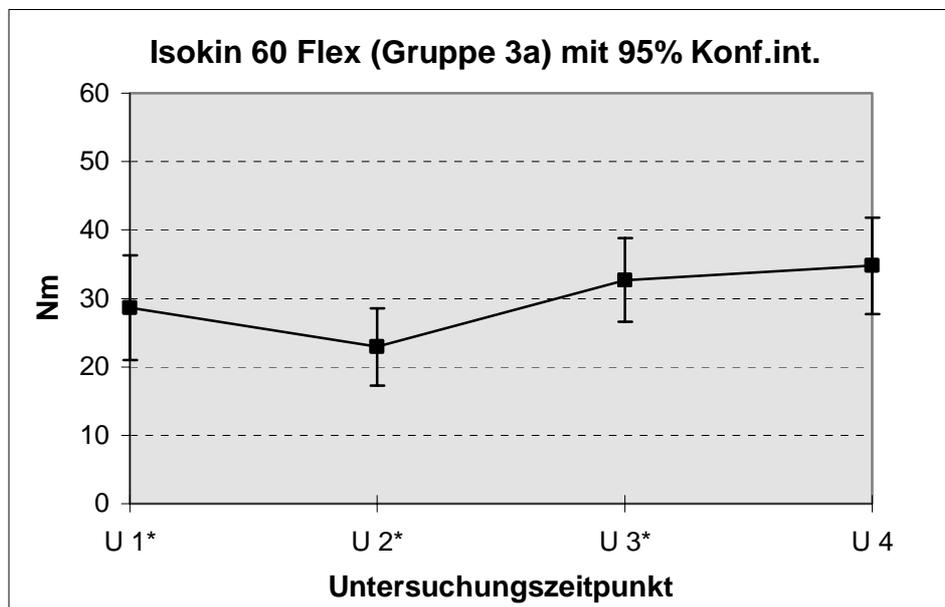


Abb. 10a: 4-Jahresentwicklung der isokinetischen Maximalkraft der Flexoren des operierten Beines bei $60^\circ/s$ mit 95%-Konfidenzintervallen (Gruppe 3a)

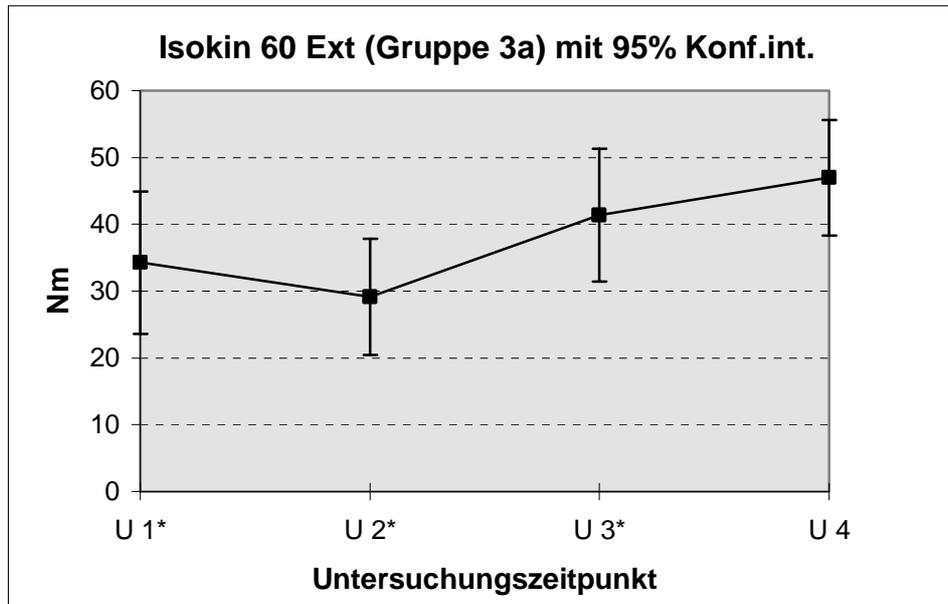


Abb. 10b: 4-Jahresentwicklung der isokinetischen Maximalkraft der Extensoren des operierten Beines bei 60°/s mit 95%-Konfidenzintervallen (Gruppe 3a)

Die Patienten aus Gruppe 3a starteten präoperativ mit einem maximalen Flexorendrehmoment am OP-Bein von durchschnittlich 28,6 (+/- 16,1) Nm bei 60°/s Winkelgeschwindigkeit. Bei U 2 war zunächst ein frühpostoperativer, signifikanter Kraftverlust von 5,7 Nm zu verzeichnen, bevor dann bis zur dritten Untersuchung ein signifikanter Kraftanstieg auf 32,7 (+/- 12,9) Nm (um 42,8 %) zu beobachten war. Zwischen U 3 und U 4 war ein weiterer, wenn auch geringer ausgeprägter, Anstieg (um 6,4%) des maximalen Drehmoments zu beobachten (Abb. 10a/b).

Bei analogen Bedingungen verlief die Extensorenkurve ähnlich, allerdings auf höherem Niveau. Präoperativ betrug das maximale Drehmoment 34,3 (+/- 22,4) Nm, ehe ebenfalls kurz nach der Operation ein Kraftverlust eintrat. Zwischen U 2 und U 3 sowie zwischen U 3 und U 4 waren jeweils ein Anstieg der Maximalkraft zu konstatieren. Die erste Kraftzunahme war mit 40,8 % signifikant und deutlich größer als die Zweite mit 13,5 %. Damit war der prozentuale Kraftgewinn von U 2 zu U 3 im Flexoren- und im Extensorenbereich annähernd gleich (42,8% bzw. 40,8%). Zwischen U 3 und U 4 war der absolute Maximalkraftzugewinn im

Extensorenbereich mehr als doppelt so groß wie im Flexorenbereich (Abb. 10a/b). Der initiale Kraftverlust nach der Operation betrug im Flexorenbereich 19,9 % (signifikant), im Extensorenbereich 14,9 % (nicht signifikant).

3.4.2.2 isokinetischer Kraftgewinn/-verlust (konzentrische Maximal- und Ausdauerkraft) gegenüber dem präoperativen Status

Bei der Gegenüberstellung der verschiedenen isokinetischen Testergebnisse von Gruppe 3a konnte auch bei unterschiedlichen Testbedingungen eine ähnliche Grundtendenz konstatiert werden und das sowohl bei den Streckern als auch bei den Beugern. Unabhängig von der isokinetischen Kraftart (Maximal- oder Ausdauerkraft) wiesen alle Patienten nach der Operation einen anfänglichen Kraftverlust auf, der bei der Testgeschwindigkeit 180°/s deutlicher ausgeprägt war als bei 60°/s. Von diesem Kraftverlust waren die Flexoren bei der langsamen Winkelgeschwindigkeit stärker betroffen als die Extensoren, bei der schnellen Winkelgeschwindigkeit war der Unterschied des prozentualen Verlustes zwischen Extensoren und Flexoren minimal und lag jeweils bei ca. 30%. Bei U 3 war dann unter allen konzentrisch-isokinetischen Testkonditionen bereits eine Steigerung der Kraftwerte eingetreten. Allerdings war die Steigerungsrate erneut abhängig von der Testgeschwindigkeit: Bei 60°/s betrug die Kraftzunahme bei den Flexoren 14,5 %, bei den Extensoren 20,7%. Bei 180°/s war der Maximalkraftbenefit mit +20 % vor allem im Flexorenbereich auszumachen. Der Kraftzuwachs im Extensorenbereich 14 Wochen nach der Operation belief sich auf lediglich 2 % gegenüber dem präoperativen Wert (Abb. 11a/b).

Die Ausdauerkraftwerte, ebenfalls bei 180°/s ermittelt, zeigten in den ersten 14 Wochen postoperativ ebenfalls im Flexorenbereich einen steileren Anstieg als im Extensorenbereich (39,3 % gegenüber 8,8 %). Zwischen U 3 und U 4 war unter allen Testbedingungen ein weiterer muskulärer Benefit zu beobachten. Einzige Ausnahme in Form eines minimalen Kraftverlustes stellte die Flexorengruppe bei der Testgeschwindigkeit 180°/s dar.

Bei der Abschlußuntersuchung nach vier Jahren fiel auf, daß die Patienten kräftemäßig im Ausdauerbereich noch mehr profitierten als im Maximalkraft-

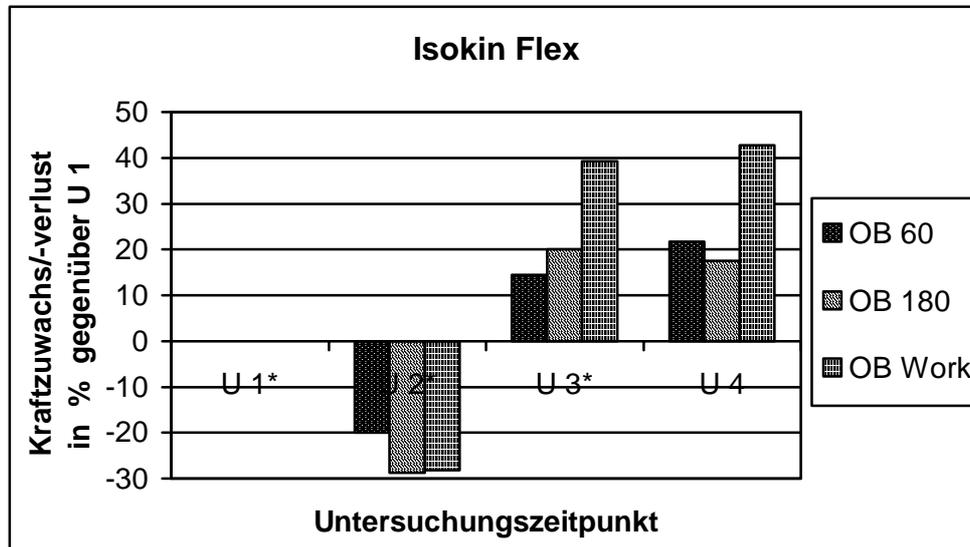


Abb. 11a: prozentualer Kraftzuwachs bzw. -verlust der Flexoren des OP-Beines (OB) gegenüber U 1 bei den Winkelgeschwindigkeiten 60°/s und 180°/s sowie der Gesamtarbeit bei 20 Bewegungszyklen (Work) (Gruppe 3a)

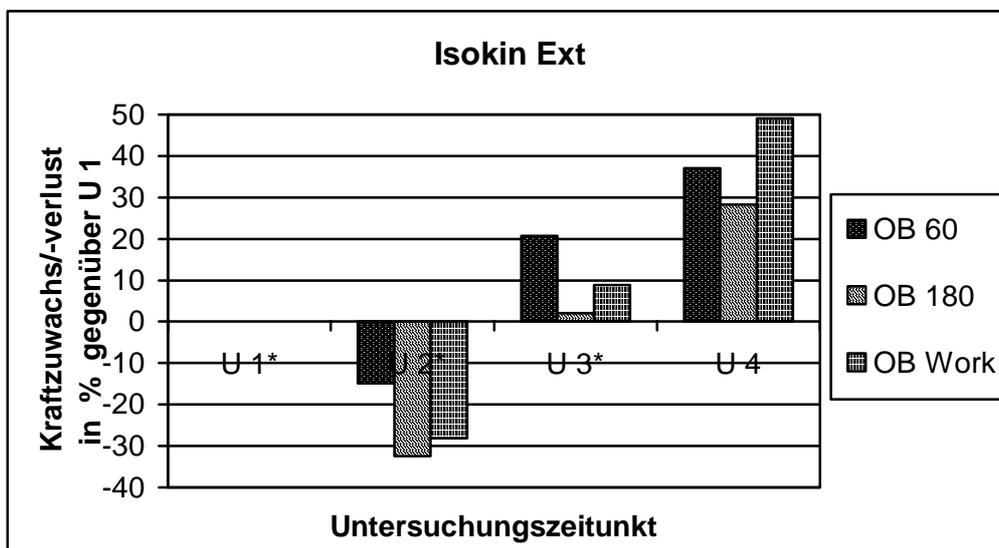


Abb. 11b: prozentualer Kraftzuwachs bzw. -verlust der Extensoren des OP-Beines (OB) gegenüber U 1 bei den Winkelgeschwindigkeiten 60°/s und 180°/s sowie der Gesamtarbeit bei 20 Bewegungszyklen (Work) (Gruppe 3a)

bereich. Die Kraftsteigerungsraten im Ausdauertest waren mit 42,8 % bei den Beugern und 49 % bei den Streckern gegenüber den präoperativen Werten beachtlich. Zur U 4 ist noch anzumerken, daß unter allen drei isokinetschen Untersuchungsbedingungen die prozentuale Extensorenkraftzunahme gegenüber den präoperativen Ausgangsbedingungen größer war als der entsprechende Kraftgewinn der Flexoren (als Beispiel: bei 60°/s Extensorensteigerung um 37 %, Flexorensteigerung um 21,7 % gegenüber den präoperativen Werten) (vgl. Abb. 11a/b).

3.4.2.3 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)

Vergleicht man die Entwicklung der muskulären Kräfte des operierten Beines (OB) mit denen des Gegenbeines (GB), so fällt sowohl im Extensoren- als auch im Flexorenbereich eine ähnliche Tendenz auf. Die Muskelkraft der Flexoren war zu Beginn unserer Studie sowohl an dem pathologisch veränderten Bein als auch am Kontrollbein geringer als die der Extensoren.

Die Drehmomententwicklung der Beuger des operierten Beines bei 60°/s verlief, wie oben bereits beschrieben, über einen Kraftverlust bei U 2 und einen deutlichen Kraftzuwachs bei U 3 bis auf einen Wert von 34,8 (+/- 14,9) Nm. Das Kraftpotential des intakten Beines war bei U 1 signifikant größer, nämlich um 4,5 Nm bzw. um 15,7 %. Diese Differenz wurde bei U 2 mit 12,9 Nm (56,3%) noch ausgeprägter, weil das Kontrollbein einen kontinuierlichen Kraftzuwachs aufwies, während auf der operierten Seite ein frühpostoperativer Kraftverlust auftrat. Bei U 3 war das Maximalkraftverhältnis ebenfalls zugunsten des Kontrollbeines verteilt. Zu diesem Zeitpunkt betrug der Kraftunterschied 7,8 Nm (23,9%) und war somit quantitativ immer noch deutlich ausgeprägter als bei U 1. Bei U 4 hatte sich dann die ganze Situation grundlegend geändert. Das operierte Bein hatte das Kontrollbein kräftemäßig überholt. Es wies ein um 3 Nm größeres DMM auf, was eine Überlegenheit von 9,4 % (nicht signifikant) bedeutete. Mit 34,8 (+/- 14,9) Nm lag die Maximalkraft der prothetisch versorgte Seite sogar über dem Ausgangswert der Kontrollflexoren (33,1 (+/- 13,8) Nm) (Abb 12a).

Für die ventrale Muskelgruppe war der Unterschied zwischen „gesunder“ und „kranker“ Seite bereits am ersten Untersuchungstermin mit 43,4 % deutlich ausgeprägter als bei den Flexoren (15,7%). Der weitere Verlauf zeigte zunächst eine Kraftzunahme des nicht operierten Beines und einen Kraftverlust des Interventionsbeines. Der Kraftunterschied belief sich bei U2 auf 25,1 Nm (86%) und bei U 3 auf 14,8 Nm (35,7%) (jeweils signifikant), wobei die besseren Kraftwerte

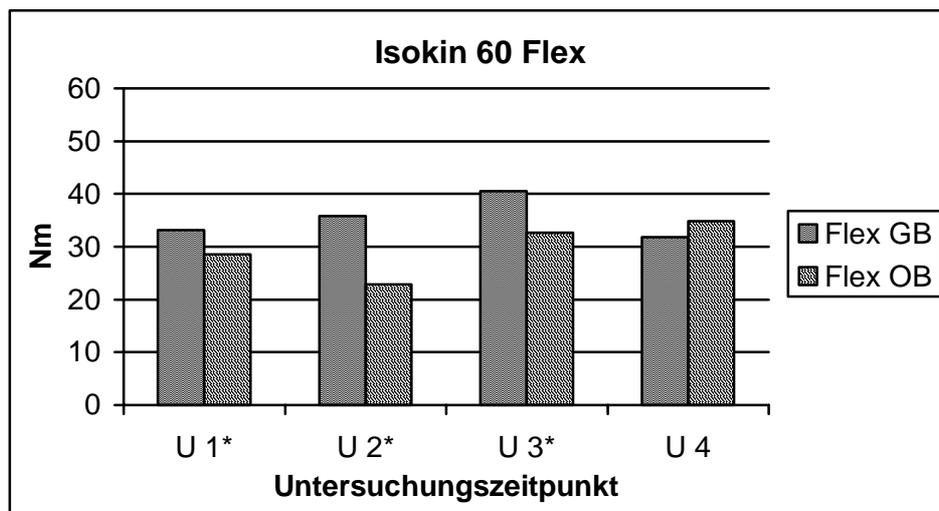


Abb. 12a: Maximale Drehmomente der Flexoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei 60°/s (Gruppe 3a)

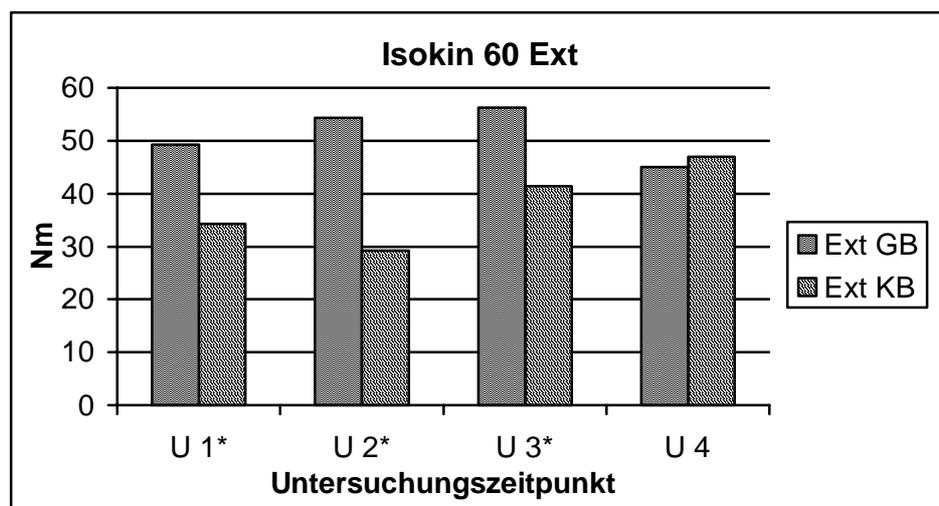


Abb. 12b: Maximale Drehmomente der Extensoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei 60°/s (Gruppe 3a)

jeweils auf Seiten der Extensoren des Kontrollbeines lagen. Nach vier Jahren ergab sich, wie im Flexorenbereich, eine grundsätzlich veränderte Situation. Das DMM lag mit 47 (+/- 18,1) Nm knapp über dem Wert des Kontrollbeines (45 (+/- 14,1) Nm), allerdings geringfügig unter dem Ausgangswert der Kontrollextensoren (49,2 (+/- 22,2) Nm) (Abb. 12b).

Setzt man das vom nichtoperierten Bein geleistete maximale Drehmoment zu jedem der vier Untersuchungszeitpunkte gleich 100 Prozent (Referenzlinie Abb. 13a/b) und gibt die jeweilige prozentuale Kraftleistung des Prothesenbeines als Vergleichswert an, so beobachtet man unabhängig ob sich um Maximal- oder Ausdauerkraftwerte handelt, eine synchrone Entwicklung. Bei 60°/s besaßen die Flexoren der zur Operation anstehenden Seite 86,4 % der Maximalkraft der Flexoren des Kontrollbeines. Bei U 2 leisteten die Flexoren der bereits operierten Seite 64 % der Kraft der Gegenseite. Bei U 3 betrug die Kraft immerhin 80,7 % der Gegenseite und bei U 4 fand sich dann auf der operierten Seite ein Kraftpotential von 109,4 % im Vergleich zum Kontrollbein. Bei analogen Bedingungen entwickelten sich die Extensoren folgendermaßen: Präoperativ wiesen sie ein Kraftdefizit von 30,3 % gegenüber der klinisch unauffälligen Seite auf, d.h. das U 1-Drehmoment des beeinträchtigten Beines belief sich durchschnittlich auf lediglich 69,7 % des entsprechenden Drehmoments der Gegenseite. Die weitere Gesamtentwicklung war allerdings sehr positiv: Nach einer frühpostoperativen Verschlechterung auf 53,8 % stieg die Maximalkraft des OP-Beines im Seitenvergleich bis zu U 3 auf 73,7 % an. Bei U 4 betrug diese sogar 104,4 %. Vier Jahre nach der Primäroperation leistete also das prothetisch versorgte Bein, sowohl was die Extensoren als auch die Flexoren betraf, ein größeres Drehmoment als das Nichtprothesenbein, d.h. die Drehmomentwerte des operierten Beines lagen über der 100 %-Referenzlinie. Diese Feststellung galt für die isokinetische Maximalkraft (bei 60°/s und 180°/s) genauso wie für die Ausdauerkraft (Abb. 13a/b).

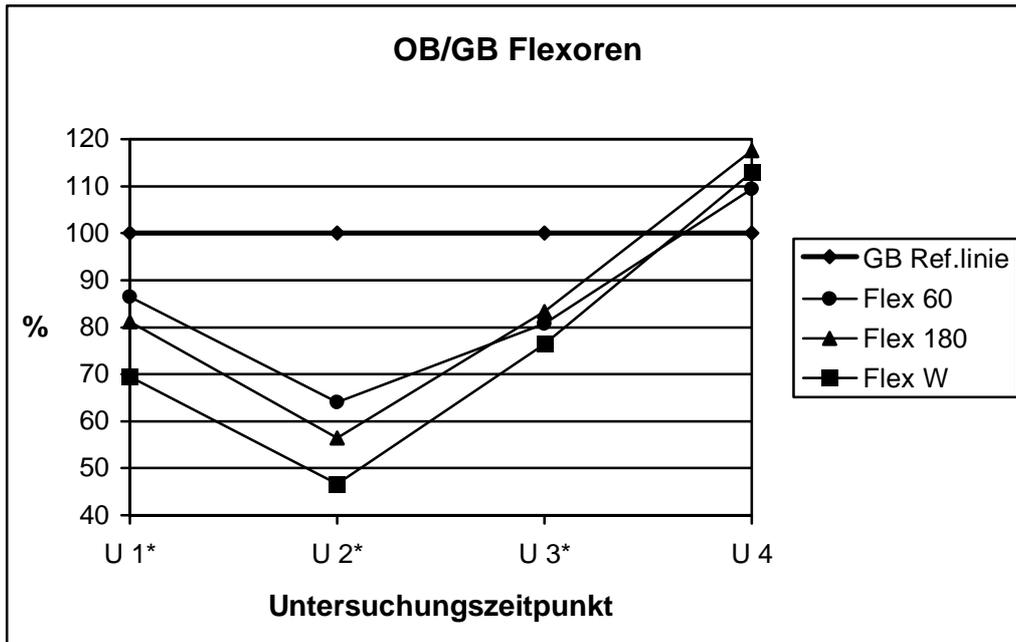


Abb. 13 a: prozentuales Kraftvermögen des operierten Beines (OB) im Vergleich zur Kraft des Gegenbein (GB) (= 100%-Referenzlinie)

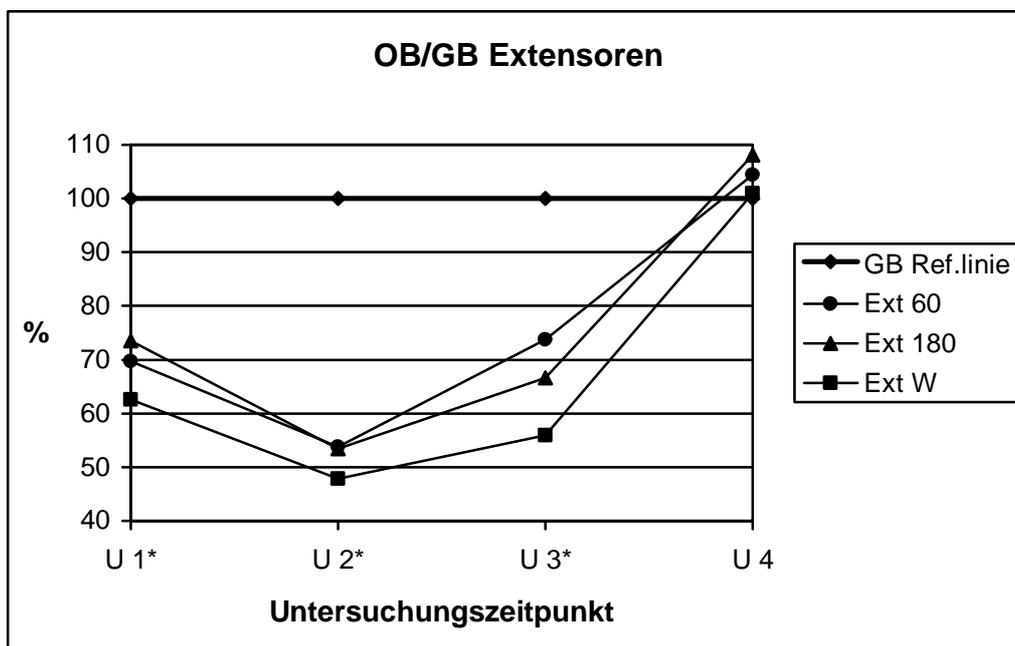


Abb. 13 b: prozentuales Kraftvermögen des operierten Beines (OB) im Vergleich zur Kraft des Gegenbeines (GB) (= 100%- Referenzlinie)

Der im Seitenvergleich mit dem Kontrollbein größte Kraftvorteil des Kunstgelenks war für die Flexorenmaximalkraft bei 180°/s zum Zeitpunkt U 4 auszumachen. Betragsmäßig belief sich dieser Kraftvorteil auf 17,5 %. Die entsprechenden Extensorenkraftwerte lagen 8,1 % über denen der Kontrollseite (Abb. 13a/b). Zum Abschluß der Studie war für beide Geschwindigkeiten und für beide Kraftarten das Drehmomentübergewicht des Prothesenbeines im Flexorenbereich größer als im Extensorenbereich. Allerdings starteten die Strecker auch mit einem deutlich größeren Kraftdefizit im Seitenvergleich. Für 60°/s war dieses Defizit bei U 1 streckseitig um 16,7 % größer als auf Flexorenseite. Der Unterschied zwischen Flexoren und Extensoren im OB/GB-Vergleich wurde im Verlauf der Studie stets kleiner. Bei U 2 bezifferte er sich auf 10,2 %, bei U 3 auf 7 % und bei U 4 auf 5 %, jeweils zu Ungunsten der Extensoren (Tab. 5).

	OB / GB			
	U 1*	U 2*	U 3*	U 4
Flexoren (60°/s)	86,4 %	64,0 %	80,7 %	109,4 %
Extensoren (60°/s)	69,7 %	53,8 %	73,7 %	104,4 %
Differenz Flex.wert - Ext.wert	16,7 %	10,2 %	7,0 %	5,0 %

Tab. 5: OB/GB-Quotient (OB = operiertes Bein, GB = Gegenbein) der isokinetischen Maximalkraft bei 60°/s der Flexoren und Extensoren (Gruppe 3a) einschließlich der Differenzwerte (Flexorenwert-Extensorenwert)

3.4.2.4 Flexions-/Extensionsquotient (=H/Q-ratio) bei 60°/s

Bildet man den aus den gemessenen maximalen Drehmomentwerten der Flexoren und Extensoren einen Quotienten, ergibt sich das Flexions-/Extensionsverhältnis. Zum Zeitpunkt U 1 betrug dieses bei 60°/s 0,834. Bereits bei U 2 lag das Verhältnis mit 78,4 % deutlich niedriger. Bis zum dritten Untersuchungszeitpunkt blieb dieser Wert praktisch konstant (U 3 - Wert: 79%). Bis zur Abschlußuntersuchung war dann ein weiteres Absinken dieses Quotienten auf 0,74 zu registrieren (Tab. 6).

Der Ausgangswert der H/Q-ratio des Kontrollbeines lag mit 67,3 % um 16,1 % niedriger als der des zur Operation anstehenden Beines. Bei den folgenden drei Kontrolluntersuchungen am Gegenbein betrug das Flexorendrehmoment im Vergleich zum Extensorendrehmoment: bei U 2 65,9 %, bei U 3 72,1 %, bei U 4 70,7 % (Tab. 6).

Die Differenz der Flexions-/Extensionsquotienten von „ehemals krankem“ und „gesundem“ Bein wird im Studienverlauf immer geringer. Bei U 4 ist der Wert die H/Q-ratio nur noch um 3,3 % kleiner als der entsprechende Quotient des Kontrollbeines. Der Seitenunterschied ist somit im Verlauf der Studie auf rund ein Fünftel des Ausgangswertes gesunken (Tab. 6).

Gruppe	Seite	U 1*	U 2*	U 3*	U 4
3a	OB	83,4	78,4	79,0	74,0
	GB	67,3	65,9	72,1	70,7
	Differenz OB-GB	16,1	12,5	6,9	3,3

Tab. 6: Entwicklung des Flexions-/Extensionsquotienten des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei 60°/s
(alle Angaben in %)

3.5 Isometrie

3.5.1 Isometrie (Gruppe 2)

3.5.1.1 Maximale Drehmomente bei Gelenkposition 60°

Auch die Isometrie betreffend war durch die Operation ein Kraftbenefit zu verzeichnen. Für die Beugermuskulatur war im isometrischen Meßmodus bei der Gelenkposition 60° ein signifikanter ($p < 0.0001$) Anstieg des Drehmoments von 27,7 (+/- 13,2) Nm auf 37,1 (+/- 17,7) Nm feststellbar. Die entsprechenden Werte für die Streckermuskulatur lauteten: U 1: 46,2 (+/- 24,4) Nm, U 4: 68,3 (+/- 30,4) Nm ($p < 0.0001$) (Abb. 14).

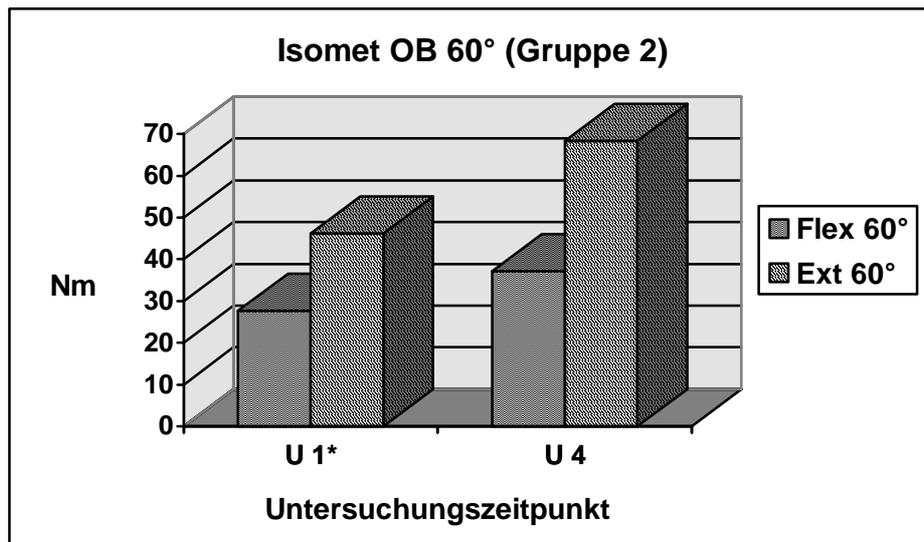


Abb. 14: Isometrische Maximalkraft der Flexoren und Extensoren des operierten Beines (OB) bei einer Gelenkstellung von 60° zu Beginn und am Ende der Studie (Gruppe 2)

Es gilt also für die Isometrie analog zu der Isokinetik, daß sowohl das Kraftniveau als auch der prozentuale Kraftzuwachs für die Extensoren größer war. In vier Jahren betrug die isometrische Steigerungsrate im Flexorenbereich 33,9 %, für den Extensorenbereich belief sie sich auf 47,8 %.

3.5.2 Isometrie (Gruppe 3a)

3.5.2.1 Maximalkraftentwicklung operiertes Bein (OB) und Gegenbein (GB)

Für die isometrische Meßwertdarstellung haben wir die ermittelten Kraftwerte bei den Winkelpositionen 45° und 60° gewählt, um Unterschiede und Gemeinsamkeiten beider Winkelstellungen hervorzuheben. Insgesamt ist aber anzumerken, daß die gemessenen Drehmomente als Werte von mittleren Gelenkstellungen für den kompletten isometrischen Meßbereich repräsentativ sind und sich in der Grundentwicklungstendenz nicht von den ebenfalls gemessenen Drehmomenten bei den nicht mehr im mittleren Gelenkstellungsbereich gelegenen Winkelpositionen 30° und 75° unterscheiden.

Berücksichtigt man die konkreten numerischen Werte (in Nm), so ergab sich bei einer Winkelstellung von 45° folgende Entwicklung der isometrischen Kraftparameter:

Das Kontrollbein startete bei U 1 mit einem Beugerkraftpotential von 33,85 (+/- 9,8) Nm. Bei den zwei folgenden Untersuchungen war jeweils ein Kraftzuwachs von 3,23 Nm (nicht signifikant) bzw. 6,77 Nm (signifikant) zu verbuchen. Von U 3 auf U 4 mußte ein erheblicher, signifikanter Kraftverlust von 10,21 Nm auf 33,64 (+/- 9,4) Nm konstatiert werden. Dieses Kraftpotential entsprach praktisch dem U 1 - Potential (Abb 15a).

Die Extensoren des Kontrollbeines entwickelten sich analog dazu, allerdings auf höherem Niveau. Bei der Eingangsuntersuchung wiesen die Strecker des Gegenbeines ein maximales Drehmoment von 54,62 (+/- 19,4) Nm auf, es folgte bei U 2 und U 3 eine Steigerung um 1,1 Nm bzw. um 4,06 Nm. Auch bei den Extensoren war von U 3 auf U 4 ein starker Abfall der Muskelkraftparameter zu verzeichnen. Dieser signifikante Kraftverlust in Höhe von 14,38 Nm führte sogar dazu, daß das U 4 -Kraftvermögen 9,27 Nm unter dem U 1-Kraftvermögen lag (Abb. 15b).

Für das Prothesenbein sah die 4-Jahresentwicklung komplett anders aus. Der Startpunkt der Flexoren lag bei 32,08 (+/- 9,8) Nm, also nur geringfügig unterhalb dem entsprechenden Wert des Kontrollbeines (33,85 (+/- 9,8) Nm). Frühpostoperativ betrug der Kraftverlust der dorsalen Muskelgruppe gerade einmal 0,31 Nm, ehe dann ein beachtlicher Kraftanstieg von 7,29 Nm zwischen U 2 und U 3 feststellbar war. Der Zuwachs an isometrischer Spontankraft zwischen den beiden letzten Untersuchungen war mit 1,25 Nm etwa halb so groß wie der Zugewinn der Extensoren derselben Extremität im selben Zeitraum. Dieser Flexorenabschlußwert von 40,31 (+/- 13,2) Nm war größer als die U 1 -, U 2 - und U 4 - Werte des zum Vergleich gemessenen kontralateralen Beines (Abb. 15a).

Die Extensoren des zur Operation anstehenden Beines leisteten bei U 1 ein maximales Drehmoment von lediglich 40,93 (+/- 19) Nm und wiesen damit ein gravierendes Defizit gegenüber dem Kontrollbein (54,26 (+/- 19,4) Nm) auf. Bei U 2 fiel dieser Unterschied zwischen operierter und nicht operierter Extremität

durch eine gegenläufige Kraftentwicklung noch extremer aus. Er betrug 16,46 Nm. Beim dritten Meßtermin verringerte sich durch einen zwischenzeitlich schnelleren

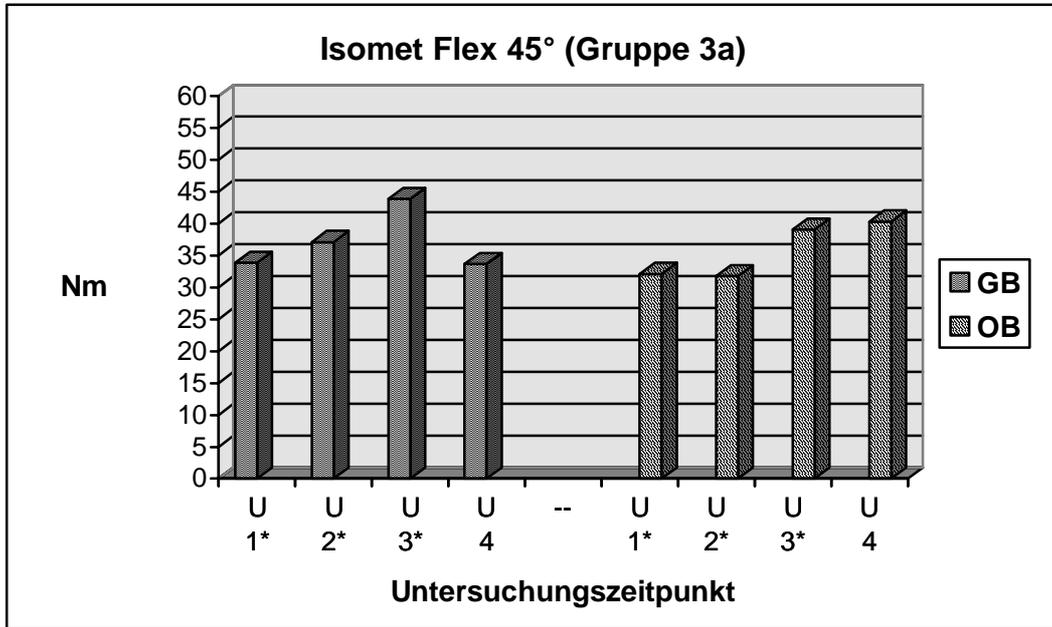


Abb. 15a: Isometrische Maximalkraft der Flexoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei der 45°- Gelenkstellung (Gruppe 3a)

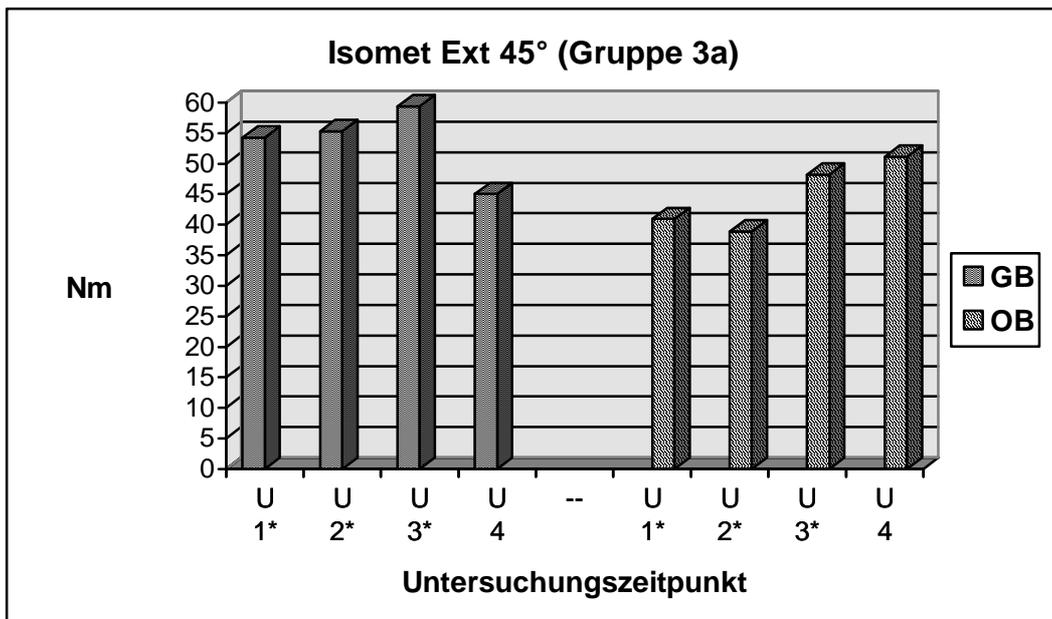


Abb. 15b: Isometrische Maximalkraft der Extensoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei der 45°- Gelenkstellung (Gruppe 3a)

Kraftzuwachs am OP-Bein als am gesunden Bein dieses Defizit auf 11,15 Nm. Das Kraftpotential des prothetisch versorgten Beines belief sich zu diesem Zeitpunkt (U 3) auf 48,22 (+/- 20,3) Nm. Bis zur 4-Jahres-Abschlußuntersuchung stieg es um annähernd 3 Nm auf 51,14 (+/- 14,3) Nm. Das initiale Kraftdefizit von 13,33 Nm gegenüber den Streckern am Kontrollbein wurde innerhalb des Studienzeitraums in einen Extensorenkraftvorteil von durchschnittlich 6,15 Nm umgewandelt (Abb. 15b).

Die Kraftwerteentwicklung bei der Winkelposition 60° (Abb. 16a/b) unterschied sich von den bei 45° abgegriffenen Kraftpotentialen (Abb. 15a/b) nur in folgenden Bereichen:

- Die Werte der Kontrollflexoren lagen bei weitgehend synchronem Kurvenverlauf bei der 60°-Position durchschnittlich um ca. 5 Nm niedriger. Die 60°-Flexorenkraftwerte des OP-Beines lagen ebenfalls über den gesamten Studienverlauf unter den entsprechenden Werten bei der 45°-Position.
- Bei der Streckermuskulatur des Kontrollbeines zeigte sich dagegen bei 60° ein permanenter Kraftvorteil unterschiedlicher Ausprägung (von 3 Nm bis 12 Nm) gegenüber der 45°-Position. Dieselbe Feststellung galt auch für die ventrale Muskelgruppe des Interventionsbeines. An diesem Bein betrug der positionsbedingte Kraftunterschied zwischen 5 Nm und 10 Nm, jeweils zu Gunsten der 60°-Gelenkstellung.
- Erwähnenswert ist, daß bei der 60° Position von U 1 auf U 2 die Kraft des Kontrollbeines im Streckerbereich leicht abnahm (um 2,08 Nm) , wohingegen bei der 45° - Winkelposition bereits eine geringe Zunahme von 1,05 Nm zu beobachten war. Dies war allerdings der einzige Entwicklungsbereich, in dem die Kurvenverläufe beider Winkelpositionen in unterschiedliche Richtungen zeigten.
- Der Extensorenkraftzuwachs am Bein mit Kunstgelenk war mit 1,36 Nm zwischen U 3 und U 4, sowohl prozentual als auch absolut, kleiner und der Flexorenkraftanstieg im selben Zeitraum mit 3,75 Nm größer als die

entsprechenden Zugewinne bei einer Winkelposition von 45° (2,92 Nm bei den Streckern, 1,25 Nm bei den Flexoren).

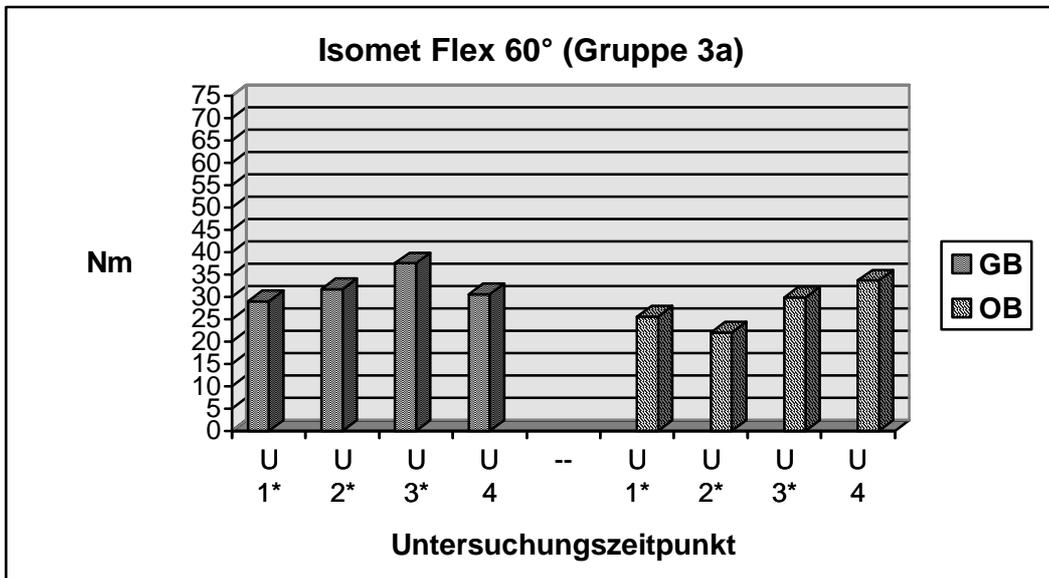


Abb. 16a: Isometrische Maximalkraft der Flexoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei der 60°- Gelenkstellung (Gruppe 3a)

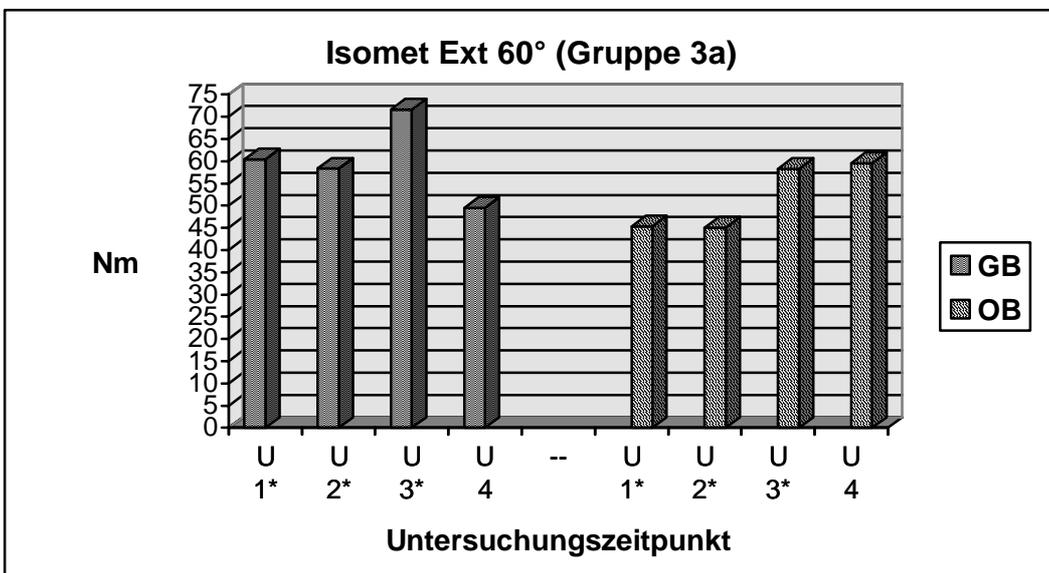


Abb. 16b: Isometrische Maximalkraft der Extensoren des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) bei der 60°- Gelenkstellung (Gruppe 3a)

3.5.2.2 prozentualer Kraftgewinn/-verlust gegenüber dem präoperativen

Status

Vergleicht man die bei U 2, U 3 und U 4 gemessenen Drehmomente mit dem U 1-Ausgangswert, so waren auch bei dieser Art von Betrachtung Parallelen zur isokinetischen Meßreihe zu beobachten. Der größte Drehmomentzuwachs gegenüber dem U 1-Referenzdrehmoment war am Kontrollbein zum Zeitpunkt U 3, am Gegenbein zum Zeitpunkt U 4 festzustellen, wobei diese Kraftsteigerungen bei der Winkelposition 60° einen größeren Betrag hatten als bei einer Gelenkstellung von 45°. Diese Aussage gilt für beide Beine und für beide betrachteten Muskelgruppen. Die maximalen Kraftzugewinne betragen am Kontrollbein 29,5 % für die Flexoren und 18,6 % für die Extensoren. Am Prothesenbein erwiesen sich bei U 4 die Beuger um 31,8 % stärker als bei der ersten Untersuchung, die Strecker um 31,5 % (vgl. Tab. 7)..

Auch die Kraftgewinn- und Kraftverlustwerte gegenüber U 1 spiegelten den bereits genannten immensen Kraftverlust des Kontrollbeines und den weiteren Kraftzuwachs des operierten Beines in der Zeitspanne, die zwischen den beiden letzten Untersuchungszeitpunkten lagen, deutlich wider (Tab. 7).

	Gegenbein				operiertes Bein			
	U 1*	U 2*	U 3*	U 4	U 1*	U 2*	U 3*	U 4
Flex 45°	--	+9,5	+18,3	- 0,6	--	- 1,0	+21,8	+25,7
Flex 60°	--	+9,7	+29,5	+5,8	--	-13,9	+17,1	+31,8
Ext 45°	--	+1,9	+9,4	- 17,1	--	- 5,1	+17,8	+24,9
Ext 60°	--	-3,4	+18,6	- 18,1	--	- 0,7	+28,5	+31,5

Tab. 7: prozentuale Veränderungen von isometrischer Flexoren- und Extensorenkraft des operierten Beines und des Gegenbeines bei der 45°- und 60°- Gelenkstellung gegenüber den U 1-Ausgangswerten (Gruppe 3a)

3.6 Bewegungsausmaße (range of motion = ROM)

3.6.1 Bewegungsausmaße (Gruppe 3a)

Bei der Beurteilung des Bewegungsausmaßes muß man zwischen Beugefähigkeit und Bewegungsumfang differenzieren. Die Beugefähigkeit gibt das Winkelmaß an, bis zu dem ein Patient sein Kniegelenk beugen kann. Der Bewegungsumfang ist die Summe an Winkelgraden zwischen maximaler Streckung und maximaler Beugung. Der Bewegungsumfang ist also durch die maximale Beugefähigkeit abzüglich eines eventuell bestehenden Streckdefizites festgelegt.

Die Beugefähigkeit des unbeeinträchtigten Kniegelenkes stieg von $114 (+/- 15,8)^\circ$ auf $118 (+/- 14,1)^\circ$ (U 2- Wert). Bei den beiden folgenden Messungen war ein geringer Abfall auf $116 (+/- 16,8)^\circ$ bzw. $115 (+/- 11,7)^\circ$ zu verzeichnen. Die dazugehörige Bewegungsumfangskurve verlief parallel zur Beugefähigkeitskurve auf einem durch geringe Streckdefizite bedingten um 2° niedrigerem Niveau (Abb. 17).

Das Bewegungspotential des Interventionsbeines entwickelt sich in Bezug auf Niveau, Tendenz und Lage zu den Beugefähigkeitswerten völlig anders. Die Beugefähigkeit dieses Beines begann bei der Eingangsuntersuchung mit $103 (+/- 14,7)^\circ$. Die Fortsetzung der Messungen ergab bei U 2 einen um 10° erniedrigten Wert. Von U 2 auf U 3 war ein Anstieg um 1° , von U 3 auf U 4 ein Anstieg um weitere 6° zu verzeichnen (vgl. Abb. 17). Zum Zeitpunkt der Abschlußuntersuchung konnte man zwischen operiertem Bein und nicht operiertem Bein, die Beugefähigkeit betreffend, einen Unterschied von fast 16° konstatieren.

Die Bewegungsumfangskurve des Prothesenbeines verlief nicht parallel zur Beugefähigkeitskurve, sondern näherte sich dieser während des Studienverlaufes immer mehr an (Abb.17). Der Anfangsunterschied von 7° verringerte sich während des Beobachtungszeitraumes auf weniger als 1° . Die Differenzierung zwischen Beugefähigkeit und Bewegungsumfang ist beim operierten Bein besonders wichtig. Betrachtet man nur die Beugefähigkeit, so stellt man fest, daß nach vier Jahren ein Defizit von $3,5^\circ$ gegenüber dem präoperativen Status offenbar

war. Beim Bewegungsumfang hat dagegen nach 48 Monaten ein Zugewinn von 3° gegenüber präoperativ stattgefunden. Dies ist folgendermaßen zu erklären: Es war zwar postoperativ oftmals zu beobachten, daß ein Patient sein Kniegelenk weniger weit abwinkeln konnte, aber der Zugewinn bei endgradiger Streckung (durch Reduktion bzw. Beseitigung der Streckdefizite) überwog den Verlust bei endgradiger Beugung, so daß im Endeffekt ein vergrößerter Bewegungszyklus zur Verfügung stand.

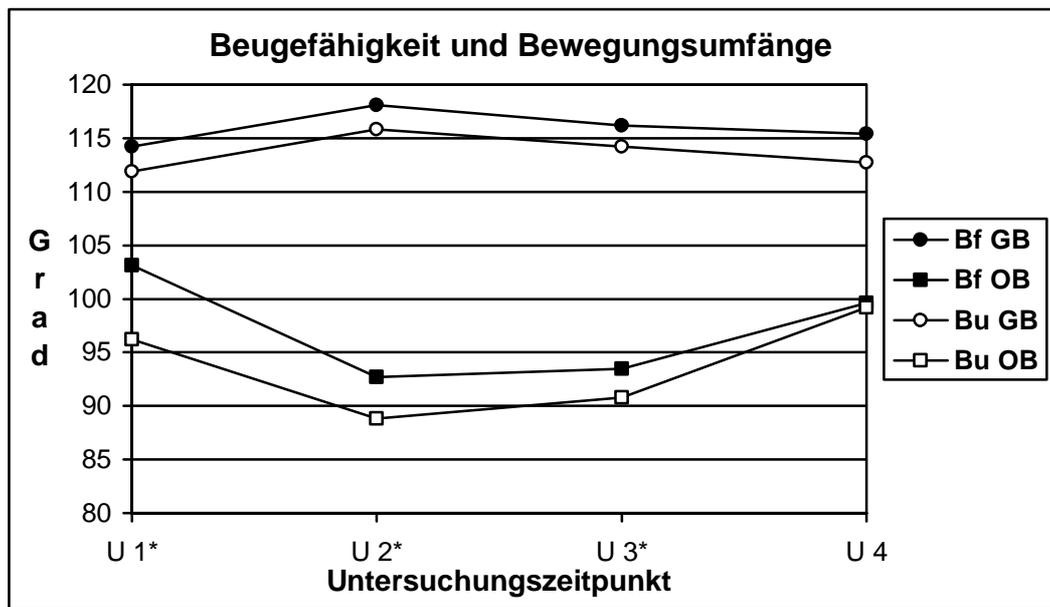


Abb. 17: Beugefähigkeit (Bf) und Bewegungsumfänge (Bu) des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB) (Gruppe 3a)

Außerdem reduzierte sich die Zahl der Patienten mit Streckdefizit deutlich. An den zur Operation anstehenden Kniegelenken war in acht Fällen (62%) ein Streckdefizit zu beobachten, davon in sechs Fällen in einer Ausprägung von 10° oder mehr. Die Anzahl der Kniegelenke mit unvollständiger Streckfähigkeit nahm ebenso ab wie die Schwere der Bewegungseinbußen im Extensionsbereich, insbesondere zwischen U 3 und U 4. Bei der Abschlusserhebung waren zehn Kniegelenke bezüglich Streckung ohne Defizit. Lediglich drei Kniegelenke erreichten keine Vollstreckung, wobei in keinem Fall bis zur 0°-Gelenkstellung mehr als 5° fehlten (Tab. 8).

OP - BEIN	U 1*	U 2*	U 3*	U 4
Anzahl der Knie ohne SD	9	10	11	14
Anzahl der Knie mit SD	8	7	6	3
Ausprägung < 5°	1	1	0	2
Ausprägung 5-9°	1	3	5	1
Ausprägung 10-14°	2	2	1	0
Ausprägung 15-19°	3	1	0	0
Ausprägung 20-24 °	1	0	0	0

Tab. 8: Anzahl und Ausprägung der Streckdefizite (SD) des operierten Beines (OB) (Gruppe 3a)

3.6.2 Streckdefizite (Gruppe 1)

Auch für Gruppe 1 gelten die für Gruppe 3a gemachten Beobachtungen. Die Anzahl der Kniegelenke mit manifestem Defizit nahm ebenso ab wie die Schwere der endgradigen Streckhemmung. Präoperativ wiesen 76 % der Patienten ein Streckdefizit, teilweise mit einer Ausprägung über 20° auf. Nach vier Jahren erreichten 33 von 45 Patienten (73%) Vollstreckung. Bei den restlichen zwölf Kniegelenken (27%) betragen die gemessenen Streckdefizite maximal 5° (Tab. 9).

OP - BEIN	U 1*	U 4
Anzahl der Knie ohne SD	11	33
Anzahl der Knie mit SD	34	12
Ausprägung < 5°	5	7
Ausprägung 5-9°	4	5
Ausprägung 10-14°	11	0
Ausprägung 15-19°	8	0
Ausprägung 20-24 °	6	0

Tab. 9: Anzahl und Ausprägung der Streckdefizite (SD) des operierten Beines (OB) (Gruppe 1)

3.7 Oberschenkelumfänge (Gruppe 3a)

Die mit einem Maßband ermittelten Oberschenkelumfänge waren 10 cm über dem Kniegelenkspalt durchschnittlich um ca. 7 cm geringer als 20 cm über dem Gelenkspalt. Die Messungen an beiden Punkten zeigten einen gleichen Entwicklungsverlauf. Präoperativ war jeweils der Umfang des nicht beeinträchtigten Beines größer: an der distalen Meßstelle standen ein Umfang von 46,8 (+/- 5,8) cm einem Umfang von 46,2 (+/- 5,8) cm gegenüber. Die entsprechenden Werte der proximalen Meßlinie lauteten 54,2 (+/- 5,9) cm und 53,4 (+/- 6,1) cm. Die jeweiligen Differenzen hatten einen Betrag von 6 bzw. 9 mm, das entspricht einer prozentualen Differenz von 1,3 % bzw. 1,5 %.

Das Bein, das der Operation unterzogen wurde, zeigte in Bezug auf den Oberschenkelquerschnitt nur minimale Veränderungen. Distal blieben die Meßwerte mit 46,1 (+/- 5,4) cm, 46,2 (+/- 5,5) cm und 46 (+/- 6,7) cm bei U 2, U 3 und U 4 beinahe konstant. Proximal wurden bei den drei letzten Untersuchungen folgende Werte festgestellt: 52,6 (+/- 5,8) cm, 53,2 (+/- 5,9) cm, 53,2 (+/- 6,3) cm. Für beide Meßstellen konnte also eine geringe Abnahme von 1 mm bzw. 6mm bis zur ersten postoperativen Untersuchung beobachtet werden. Der entsprechende Umfangsverlust am kontralateralen Bein war mit 9 mm bzw. 17 mm doch beträchtlich ausgeprägter. Am OP-Bein folgte dann von U 2 auf U 3 ein geringer Anstieg auf das präoperative Niveau. 10 cm über dem Kniegelenkspalt verminderte sich von U 3 auf U 4 der Umfang geringfügig um 2 mm, an der Meßlinie 20 cm über dem Gelenkspalt fand im selben Zeitraum keine Änderung statt (Abb. 18a/b).

Am Kontrollbein wurde der Umfang von U 2 auf U 3 wieder merkbar größer und blieb dann für den restlichen Studienverlauf praktisch konstant. Die distalen und proximalen Endwerte des Kontrollbeines reichten allerdings nicht ganz an die entsprechenden Ausgangswerte heran. Das Defizit bezifferte sich auf 0,4 cm bzw. 0,8 cm. Es war damit deutlich größer als das Pendant am Prothesenbein. Bei

diesem fehlten zum Abschluß der Studie auf den U 1-Umfangswert jeweils lediglich 2 mm (Abb. 18a/b).

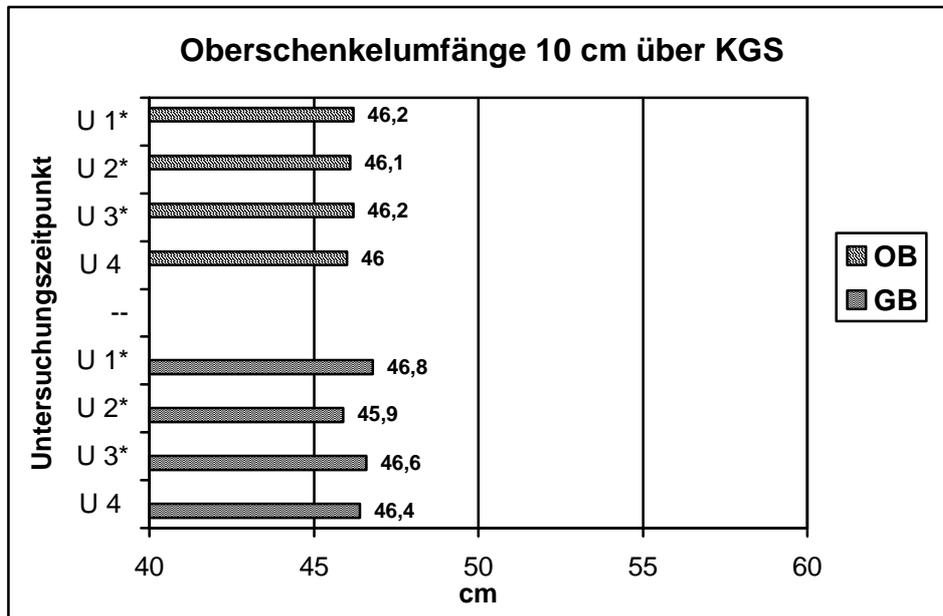


Abb. 18a: Oberschenkelumfänge des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB), 10 cm über dem Kniegelenkspalt (KGS) abgegriffen (Gruppe 3a)

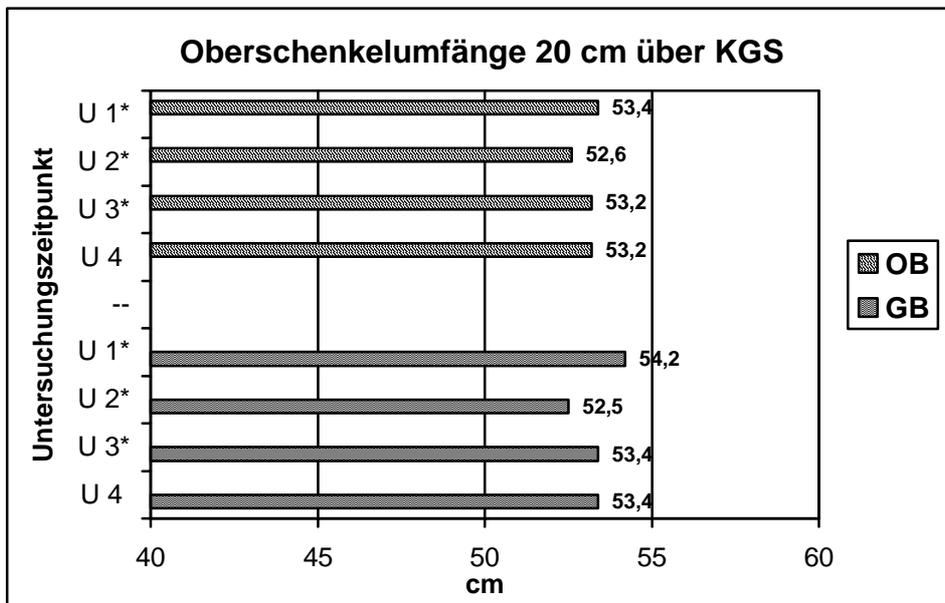


Abb. 18b: Oberschenkelumfänge des operierten Beines (OB) und des Gegenbeines (GB), 20 cm über dem Kniegelenkspalt (KGS) abgegriffen (Gruppe 3a)

4. DISKUSSION

4.1 Bedeutung der Muskulatur

Die Muskulatur ist ein Organ des menschlichen Körpers, dem oftmals zu wenig Beachtung gezollt wird. Ihre organspezifische Leistung ist die Kraft, die mit den unterschiedlichen Qualitäten - Maximalkraft, Schnellkraft und Ausdauerkraft - beschrieben werden kann. Diese Eigenschaften sind ausschlaggebend für jede Art von Fortbewegung in unserer Umwelt und bei Beeinträchtigung oft der limitierende Faktor für Mobilität und damit Lebensqualität. Besonders das Kniegelenk ist aufgrund seiner geringen knöchernen Führung der Gelenkkörper neben einer passiven ligamentären Stabilisierung auf eine potente und intakte muskuläre Stabilisierung angewiesen [Noack und Scharf, 1987]. Insbesondere nach künstlichem Gelenkersatz durch eine Oberflächenprothese ist durch ganzen oder teilweisen Ausfall der Stabilisation durch die Kreuzbänder ein intensives postoperatives Muskeltraining von entscheidender Bedeutung, um eine aktive muskuläre Sicherung des Implantats zu gewährleisten [Küsswetter, 1998]. Ein adäquater Trainingszustand der Muskulatur ist wesentliche Voraussetzung für ein gutes Ergebnis nach einer KTEP-Operation. Deshalb steht die Beurteilung der muskulären Leistungsfähigkeit vor und nach alloplastischem Gelenkersatz im Mittelpunkt unserer Untersuchung. Um andere Kriterien, an denen der Erfolg eines künstlichen Kniegelenks ebenfalls gemessen wird, nicht außer Acht zu lassen, werden auch nicht minder wichtige Themen wie Schmerzsituation und Bewegungsausmaße in den folgenden Kapiteln diskutiert [Plitz, 1991].

4.2 Isokinetische Dynamometrie

Zur Messung von Muskelkräften stehen unterschiedlich geeignete Methoden zur Verfügung. Die klinische grob-manuelle Beurteilung der Kraft ist semiquantitativ und vom Untersucher abhängig. Durch einfache Muskelkrafttests (Aufstehen vom Stuhl, Stehen auf einem Bein), wie z.B. von Ekdahl et al. (1989) angewandt,

werden erst gravierendere Kraftmängel erkannt, weil es sich um kombinierte und teilweise komplexe Bewegungsvorgänge handelt, bei denen eher das Koordinationsvermögen als das isolierte Kraftpotential einer Muskelgruppe geprüft wird. Die Maximalkraftmessung mit Federwaagen gibt nur über statische Kräfte in einer bestimmten Winkelstellung des Gelenkes Auskunft. Wesentlich selektiver und objektiver ist die Elektromyographie, die bei entsprechender quantitativer Auswertung über die maximale Innervationsfähigkeit sowie die neurophysiologische Ermüdung Auskunft gibt. Dies kann sowohl unter statischen als auch dynamischen Bedingungen erfolgen. Eine Messung der mechanisch wirksam werdenden Kraft ist jedoch trotz guter Korrelation nur indirekt möglich [Scharf und Noack, 1987].

Die Kraftmessung mit isokinetischen Systemen hat hingegen den Vorteil, daß sie im Rahmen eines funktionellen, im Idealfall eines für den individuellen Patienten belastungstypischen Bewegungsmusters, erfolgt und dabei die real auftretenden Kräfte an jedem Punkt der Gelenkbewegung erfaßt werden. Einschränkend muß man an dieser Stelle aber hervorheben, daß die Isokinetik durch die charakteristische Meßdynamik zwar den natürlichen Bewegungsmustern wesentlich näher kommt als statische Kraftmeßmethoden, aber die isokinetische Bewegung an sich eine relativ unnatürliche Bewegungsart darstellt. Damit besteht bei isokinetischen Messungen genauso wie bei anderen standardisierten Kraftmeßmethoden prinzipiell das Problem der Frage der Übertragbarkeit der Meßergebnisse auf physiologische Bewegungsabläufe [Mayer et al., 1994].

Ein weiterer Vorteil isokinetischer Messungen ist die gute Reproduzierbarkeit. Viele Untersucher lieferten Statistiken, die die gute Reliabilität von isokinetischen Messungen beweisen sollen [Burdett und van Swearingen, 1987], [Delitto et al., 1990], [Gleeson und Mercer, 1992], [Lesmes et al., 1978], [Mawdsley und Knapik, 1982], [Mayer et al., 1994], [Perrin, 1986]. Selbst bei gonarthrotischen Patienten war die Reliabilität identisch zur Kontrollgruppenreliabilität [Madsen et al., 1995]. Allerdings basiert diese Erkenntnis auf einer geringen Anzahl an Arthrotikern (n=9) und Kontrollpersonen (n=8) und scheint ausschließlich für das

rein weibliche Patientenklientel zuzutreffen, denn derselbe Untersucher stellte ein Jahr später an einem gemischten Untersuchungskollektiv (elf Patienten und zehn Patientinnen, die an Gonarthrose litten) v.a. die Flexoren betreffend deutlich höhere Präzisionsfehler fest. Er warnte deshalb, schon kleine Veränderungen der Muskelkraft, die in der Größenordnung der Intertestvariabilität liegen, allein als Therapieerfolg oder -mißerfolg zu interpretieren [Madsen und Brot, 1996]. Besonders das maximale Drehmoment wird als Testgröße angeführt, die bestens reproduzierbar und dazu noch valide ist [Burdett und van Swearingen, 1987], [Kannus und Järvinen, 1989], [Mayer et al., 1994], [Thorstensson et al., 1976]. Sapega (1990) bezeichnet das maximale Drehmoment gar als Goldstandard und die Referenzmeßgröße schlechthin in der isokinetischen Meßmethodik.

In der Literatur zur Isokinetik werden die Begriffe maximales Drehmoment und Maximalkraft oft synonym verwendet. Mit beiden Begriffen ist die größtmögliche von einer Muskelgruppe erbringbare Kraft gemeint. Die größte Kraft bei konzentrischer Bewegung wird physiologischerweise bei der isometrischen Kontraktion erzielt und unter isometrischen Bedingungen gemessen. Dennoch hat sich in der Fachliteratur der Begriff Maximalkraft, der ja eigentlich aus der Isometrielehre stammt, für das jeweilige höchste Drehmoment der entsprechenden Geschwindigkeit im isokinetischen Meßmodus eingebürgert. Für langsame Geschwindigkeiten nähert sich die dynamisch konzentrisch gemessene Kraft der isometrischen Maximalkraft an [Schmidtbleicher 1987]. Deshalb ist eine etwas unsaubere Verwendung des Begriffs Maximalkraft im isokinetischen Sinne durchaus zu rechtfertigen, wohl bewußt der Tatsache, daß es nur eine wirkliche Maximalkraft gibt.

Im Bereich der Ausdauerkraft ist praktisch ausschließlich der Parameter „Gesamtarbeit“ (total work) als reliabel einzustufen. Montgomery et al. (1989) gaben als Reliabilitätsindikator für diese Meßgröße einen ICC (mean intraclass correlation coefficient) von 0,92 an.

Weitere Untersuchungen zeigen, daß unter den isokinetischen Dynamometern speziell das Cybex II-Gerät in Bezug auf die Retest-Stabilität äußerst gut

abschneidet, sogar besser als neuere Dynamometer [Francis und Hoobler, 1987]. Insbesondere wenn der Abstand zwischen zwei Messungen mindestens zwei Wochen beträgt, ist kein signifikanter Drehmomentunterschied an den einzelnen Meßterminen zu erwarten [Mawdsley und Knapik, 1982]. Die individuelle Intertestvariabilität ist bei größeren Kraftwerten kleiner, d.h. die Reliabilität ist bei geringeren Testgeschwindigkeiten wegen der dabei auftretenden höheren Drehmomentwerte besser [Giles et al., 1990]. Allerdings weist nur eine Studie zum Testgütekriterium „Reliabilität“, die bei Testwiederholungen für verschiedene Geschwindigkeiten (0°/s, 30°/s, 90°/s und 180°/s) Reliabilitätskoeffizient von jeweils über 0,9 angibt, mit 352 Soldaten eine ausreichende Probandenzahl auf [Knapik und Ramos, 1980]. Bei allen anderen oben aufgeführten Untersuchungen zur Reliabilität muß bemängelt werden, daß nur sehr kleine (teilweise weniger als zehn Probanden) Studienpopulationen aufgebildet wurden. Deshalb muß man auch anderslautende Ergebnisse von Schönle et al. (1995) (an 95 Probanden) berücksichtigen, die an einem Cybex-Rumpfrotationsgerät die gute Reproduzierbarkeit nicht nachweisen konnten. Allerdings darf die Rumpfmuskulatur-Testung nicht direkt auf Messungen am Kniegelenk übertragen werden, da alle anderen Gelenke schlechter zu messen sind als das Kniegelenk [Watkins und Harris, 1983]. Zudem kommt die Software Isokin 4.0 (Firma Orthodata, Schwerte, Deutschland), die Schönle et al. (1995) als potentielle Fehlerquelle anführen bei uns als solche nicht in Betracht, da wir die amerikanische Originalsoftware verwendeten und so vor jeder Messung neu kalibrieren konnten.

Als Störfaktoren, die die Reliabilität der Meßwerte beeinträchtigen können, sind psychische Hemmschwellen durch Angst, Schmerz aber auch mangelnde Motivation und Rentenbegehren zu nennen [Bennett und Stauber, 1986], [Hollmann und Hettinger, 1980]. Durch Aufklärung u.a. über die Sicherheit des Cybex-Systems können diese Störeinflüsse zwar minimiert, aber nicht ganz ausgeschaltet werden. Deshalb bezeichnet Hettinger (1983) die isokinetische Dynamometrie einschränkend als „semiobjektive“ Meßmethode. Die eben schon

erwähnte Sicherheit des Cybex-Systems liegt zum einen darin begründet, daß der durch das Cybex-Dynamometer im isokinetischen Modus maschinell gebotene Widerstand sich schnell und exakt dem Drehmoment, das der Patient bietet, anpaßt. Damit wird die Gefahr, ein Gelenk über seine Möglichkeiten zu belasten, wie es bei herkömmlichen statischen Methoden durch z.B. Gewichte immer wieder der Fall war, minimiert. Nach Operationen oder bestimmten Verletzungen dürfen Gelenke oftmals noch nicht voll durchbewegt werden. Das Dynamometer bietet hier mittels zweier Gummiblöcke die Möglichkeit, das Bewegungsausmaß zu begrenzen. Allerdings muß bei einer Begrenzung geprüft werden, ob der verbleibende Bewegungszyklus das Erreichen der vorgewählten Testgeschwindigkeit und den Eintritt in die eigentliche isokinetische Bewegungsphase überhaupt zuläßt [Handel et al., 1994]. Auch ist ein Abbruch der Messung bei auftretenden Schmerzen oder Krämpfen jederzeit möglich. Dies sind alles Beiträge zur maximalen Sicherheit des Patienten [Osternig, 1986].

Neben den bereits genannten Störfaktoren werden immer wieder neuromuskuläre Lernprozesse bei Testwiederholungen als Ursache für Werteverfälschungen angeführt [Benett und Stauber, 1986], [Smith, 1974]. Bei unserer Untersuchung ist diese Fehlerquelle aufgrund der großen Abstände zwischen zwei Messungen und der geringen Anzahl von insgesamt vier Messungen aber praktisch ausgeschlossen. Auch die immer wieder zitierten Anwendungs- und Bedienungsfehler [Schönle et al., 1995] sind, gewissenhafte und sorgfältige Arbeitsweise vorausgesetzt, durch die breite Anwendung und damit ausreichende Erfahrung mit dem Cybex-System nicht wirklich von Bedeutung. Zur sorgfältigen Arbeitsweise gehören das Achten auf eine parallele Ausrichtung von Testbein und Kraftaufnehmer, das Vermeiden von Rotationsfehlern derselben und die Gewährleistung einer korrekten Fixierung des Patienten. Nur so erhält man reliable und zuverlässige Meßwerte, die für einen Vergleich mit Literaturergebnissen geeignet sind [Goslin und Charteris, 1979].

Desweiteren ist wichtig, eine Mißinterpretation von Meßartefakten unbedingt zu vermeiden. Nur in der beschleunigungsfreien Meßphase ist ein verlässlicher Rückschluß von gemessenem Drehmoment auf die tatsächlich im Muskel erzeugte

Kraft möglich. Während der Anfahr- und Abbremsphase wirken aufgrund der Beschleunigungen der Massen von bewegtem Körperteil und Meßarm zahlreiche weiteren Kräfte zwischen Muskel und Meßwerk, die von der Routinesoftware nur unzureichend berücksichtigt werden. Um beschleunigungsbedingte Meßfehler zu vermeiden, empfiehlt sich deshalb, die Auswertung auf den gesichert isokinetischen Bereich zu beschränken [Handel et al., 1994].

Zusammenfassend kann man also sagen, daß der Nutzen der isokinetischen Dynamometrie in der objektiven Quantifizierung der muskulären Leistungsfähigkeit bei isolierten Gelenkbewegungen liegt [Ostering, 1986], [Thistle et al., 1967]. In unserem Falle ist es also möglich, muskuläre Defizite der das Kniegelenk umspannenden Muskulatur nicht nur zu identifizieren, sondern auch zu quantifizieren. Insbesondere langsamere Bewegungsgeschwindigkeiten (30°/s oder 60°/s) scheinen eine bei pathologischen Prozessen sowie nach Verletzungen oder Operationen auftretende Muskelschwäche zu enthüllen [Sapega, 1990].

4.3 Schwerkraftkorrektur

Die Notwendigkeit einer Schwerkraftkorrektur ist ein viel diskutiertes Problem in der Muskelfunktionsdiagnostik, zu dem bis heute kein Konsens gefunden wurde. Wie uneinig man sich ist, ob und in welcher Form der Gravitätseffekt berücksichtigt werden muß, zeigt schon allein die Tatsache, daß auch in neuerer Zeit sowohl Messungen mit Schwerkraftkorrektur [Borges, 1989], [Madsen et al., 1995], [Yoon et al., 1991] als auch Messungen ohne Schwerkraftkorrektur [Giles et al., 1990], [Huang et al., 1996] durchgeführt wurden. Aus manchen Arbeiten geht nicht einmal hervor, ob es sich um gravitätskorrigierte Werte handelt oder nicht [Berman et al., 1991], [Hsieh et al., 1992]. So ist es nicht verwunderlich, daß Watkins und Harris (1983) das ungelöste Problem „Schwerkraftkorrektur“ als einen eigenen Punkt in der Liste mit den Nachteilen von Kraftmessungen an isokinetischen Dynamometern aufzählen.

In der Literatur finden sich verschiedene Angaben, inwieweit sich bei konzentrischer isokinetischer Meßmethodik korrigierte Werte von nicht korrigierten Kraftwerten unterscheiden. Fillyaw et al. (1986) beschreiben Unterschiede von 5 - 25 %, Winter et al. (1981) berichteten über eine Veränderung der Werte durch Korrektur um 55 % bis 500%. Diese immensen Unterschiede sind wohl dadurch zu erklären, daß unterschiedliche Korrekturverfahren angewandt wurden. Am bekanntesten sind die Korrekturmethode nach Nelson und Duncan (1983), Winter et al. (1981) und Lumex Inc. (1980). Nach wie vor herrscht Uneinigkeit darüber, welche Art von Korrektur am geeignetsten ist. Fillyaw et al. (1986) halten die Methode nach Nelson und Duncan für klinische Zwecke als am besten geeignet, weil sie einfach anzuwenden ist und dabei, ihrer Meinung nach, die korrektesten Werte liefert.

Die Tatsache, daß die Schwerkraft bei der Messung am Kniegelenk die Flexoren unterstützt und entgegen der Extensorenkraftrichtung wirkt, ist der Hauptgrund für die Forderung einer „Berichtigung“ der gemessenen Kraftwerte. Die ermittelten Flexorenkraftwerte sind also größer als die tatsächlich von dieser Muskelgruppe aufgebrauchte Kraft. Für die Extensorenwerte dagegen gilt, daß die aufgebrauchte Kraft größer ist als die gemessene. Ein Maß für den Betrag der Schwerkraftwirkung ist die GET (gravity effect torque). Sie stellt die Kraft dar, die durch das Eigengewicht von Extremität und Hebelarm, welche beide ebenfalls der Erdanziehung unterliegen, wirksam wird. Bei allen gängigen Korrekturmethode ermittelt man die korrigierten Kraftwerte nach folgendem Grundschemata:

korrigierte Extensionskraft = gemessene Extensionskraft + GET

korrigierte Flexionskraft = gemessene Flexionskraft - GET

Lediglich die Art, wie sich die GET berechnet, variiert je nach angewandtem Korrekturverfahren. Bei Patienten mit geringem Kraftpotential und bei höheren Testgeschwindigkeiten fällt die GET prozentual mehr ins Gewicht, da unter diesen Umständen generell ein niedrigeres Kraftniveau zu erwarten ist [Fillyaw et al., 1986].

Wie unausgereift und unterschiedlich die Methoden der Gravitätskorrektur sind, zeigen auch verschiedene Untersuchungen zu den Flexions-/Extensions-Kraftverhältnissen. Während die Untersucher, die keine Schwerkraftkorrektur durchgeführt haben, fast einheitlich davon berichten, daß bei steigender Testgeschwindigkeit der Flexoren-/Extensorenquotient größer wird [Davies et al., 1981], [Gilliam et al., 1979], [Wyatt und Edwards, 1981], gibt es bei den Untersuchern, die eine Schwerkraftkorrektur vorgenommen haben, diverse Ergebnisse. Richards (1981) und Schlinkmann (1984) kamen bei Anwendung einer Schwerkraftkorrektur zu denselben Ergebnissen wie die Untersucher, die eine Schwerkraftkorrektur abgelehnt haben. Fillyaw et al. (1986) dagegen beobachteten genau umgekehrte Verhältnisse, nämlich daß bei einer Korrektur der Meßwerte eine Erhöhung der Testgeschwindigkeit ein Absinken des Flexions-/Extensionsquotienten zur Folge hat. Zu aller Verwirrung präsentierten Yoon et al. (1991) sowie Appen und Duncan (1986) noch eine weitere Ergebnisvariante: Sie beobachteten bei gesunden Probanden, bei denen die isokinetischen Kraftwerte schwerkraftkorrigiert wurden, ein konstantes Hamstring/Quadrizeps-Verhältnis bei variierenden Winkelgeschwindigkeiten. Zum selben Ergebnis kommt auch Scudder (1980), allerdings ohne die Anwendung eines Schwerkraftkorrekturverfahrens.

Wir haben bei allen Messungen im Rahmen unserer Studie aus folgenden Gründen auf eine Schwerkraftkorrektur verzichtet:

- Weil weitestgehend Uneinigkeit herrscht, ob und nach welcher Methode eine Schwerkraftkorrektur vorgenommen werden soll.
- Bei jeder Muskelkontraktion kommt es gleichzeitig zu einer mehr oder minder ausgeprägten Aktivierung der antagonistisch wirkenden Muskelgruppe [Osternig, 1986]. In welcher Weise diese Antagonistenaktivität durch die Anwesenheit der Schwerkraft beeinflusst wird, ist noch nicht hinreichend erforscht. Deshalb ist, unserer Meinung nach, eine fehlerfreie Korrektur der Gravität schon aus diesem Grund bisher nicht möglich.

- Angesichts der oben aufgezeigten Ergebnisdiskrepanzen bei Studien mit Schwerkraftkorrektur bei gesunden Probanden ist der Einsatz eines Schwerkraftkorrekturverfahrens bei Patienten mit pathologisch veränderter Gelenkfunktion noch kritischer zu sehen.
- Der muskuläre Status eines Patienten ist immer das Ergebnis seiner individuellen Aktivität. Die Erdanziehung ist auf der Erde ubiquitär vorhanden und spielt daher bei jeder Art von Aktivität eine annähernd gleich große Rolle. Ohne Erdanziehung wäre der Muskelzustand des Menschen ein völlig anderer. Deshalb sollte der Muskelzustand auch unter den Bedingungen seiner Formung und Prägung gemessen werden.
- Eine klinische Studie, deren Hauptbestandteil eine funktionell-dynamische Messung ist, sollte möglichst realitätsnah verwirklicht werden. Mit einer nicht durchgeführten Gravitätskorrektur entsprechen die Versuchsbedingungen am ehesten denen des täglichen Lebens.
- Das Cybex-Gerät ist so konstruiert, daß Gravitätseffekte nicht über ihr natürliches Maß hinaus auf die Meßwerte einwirken.
- Wichtiger als die Absolutzahlen ist die Kraftentwicklung im Verlauf der Studie ausgehend von den U1-Messwerten. Eine durchgehend korrekturfreie Interpretation der 4-Jahresentwicklung unter Berücksichtigung der Tatsache, daß der Schwerkrafteffekt die Flexoren unterstützt und den Extensoren entgegenwirkt, ist für eine prospektive Studie am zweckmäßigsten und mit dem geringsten Fehlerrisiko behaftet.

4.4 Isokinetik

Bei isokinetischen Untersuchungen werden für gesunde Probanden praktisch immer folgende isokinetischen „Normverhältnisse“ beobachtet: Erstens erbringen Männer normalerweise, unabhängig von der Testgeschwindigkeit, ein durchschnittlich höheres maximales Drehmoment als Probanden oder Patienten weiblichen Geschlechts [Aniansson et al., 1980], [Borges, 1989], [Charteris und

Goslin, 1982], [Kannus und Beynon, 1993], [Montgomery et al., 1989], [Yoon et al., 1991]. Zweitens ist die isokinetisch erfaßte Kraft der Extensoren am Kniegelenk deutlich größer als die der Flexoren [Scharf und Noack, 1987], [Wyatt und Edwards, 1981]. Drittens fällt bei einer Steigerung der Testgeschwindigkeit das jeweils gemessene Drehmoment kleiner aus [Aniansson et al., 1980], [Borges, 1989], [Charteris und Goslin, 1982], [Knapik und Ramos, 1980], [Lord et al., 1992], [Madsen et al., 1995], [Montgomery et al., 1989], [Murray et al., 1985], [Scudder, 1980], [Wyatt und Edwards, 1981], [Yoon et al., 1991]. Als Hauptursachen für die letztgenannte isokinetische „Normalität“ wurden zum einen eine auf molekularer Ebene verkürzte Kontaktzeit des Aktin-Myosin-Komplexes und zum anderen eine unterschiedlich schnelle Kraftentfaltung von Typ-1/-2-Muskelfasern genannt [Murray et al., 1985], [Scharf und Noack, 1987]. Bei steigenden Testgeschwindigkeiten wird der Bewegungszyklus zu kurz, als daß die langsam arbeitenden, tonischen Typ-1-Fasern ihr komplettes Kraftpotential in der zur Verfügung stehenden Zeit entfalten könnten. Da durch die physiologische Beanspruchung (beim aufrechten Gang muß durch permanente tonische Arbeit das Körpergewicht gegen die Gravitation stabilisiert werden) in der Streckmuskulatur der Anteil an Muskelfasern des Typ-1 vergleichsweise hoch ist, ist der bei Steigerung der Winkelgeschwindigkeit zu beobachtende Kraftabfall der Extensoren im Vergleich zur Beugergruppe wesentlich steiler [Scharf und Noack, 1987].

Beide Beine, also auch das pathologisch veränderte Kniegelenk, wiesen zu allen Untersuchungszeitpunkten keine Abweichung von der groben isokinetischen Norm auf. Dennoch hat eine genauere Analyse der isokinetischen Meßdaten (z.B. im Seitenvergleich) Hinweise auf eine gestörte Gelenkfunktion ergeben. Diese oftmals nicht auf den ersten Blick erkennbaren Auffälligkeiten in bestimmten Teilbereichen der Isokinetik werden in den folgenden Kapiteln näher beschrieben. Auch waren innerhalb der isokinetischen Norm, besonders was das Extensoren-/Flexorenverhältnis betrifft, deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Meßterminen offenbar (s. Kap. 4.4.4).

4.4.1 isokinetische Kraftentwicklung des OP-Beines

Zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung (U 2) war bei unserem Studienkollektiv die schon präoperativ bestehende muskuläre Schwäche noch verstärkt, besonders bei der schnelleren Bewegungsgeschwindigkeit. Dieselben Beobachtungen machten auch Rodgers et al. (1989) und Faurè et al. (1993) bei isokinetischen Messungen an KTEP-Patienten unter identischen Testbedingungen wie in unserer Studie. Sechs Wochen bzw. einen Monat post implantationem waren die frühpostoperativen Kraftwerte gegenüber den präoperativ geleisteten Drehmomenten ebenfalls merklich reduziert. Rodgers et al. (1989) konnten auch zeigen, daß selbst durch eine intensive, 6-wöchige Physiotherapie unmittelbar vor der Operation sich die postoperativ zunächst negativ verlaufende Kraftentwicklung des Prothesenbeines nicht günstig beeinflussen ließ.

Diese frühpostoperative Kraftabschwächung beider Muskelgruppen ist sicherlich noch auf den noch nicht allzulange Zeit zurückliegenden chirurgischen Eingriff mit all seinen Folgen zurückzuführen. Die Tatsache, daß bei 180°/s die Kraftabnahme deutlicher auftritt, ist ein deutliches Indiz für die noch sehr große psychologische Hemmschwelle des Patienten. Die Angst, daß das neue Kunstgelenk in irgendwelcher Form Schaden nehmen könnte, verhindert die ungehemmte Ausführung rascher reziproker Bewegungen.

Bei der zweiten Nachuntersuchung (U 3) nach durchschnittlich 14 Wochen lag dann das Kraftniveau bereits über dem U 1-Kraftniveau, und zwar sowohl für die Flexoren als auch die Extensoren.

In allen uns bekannten prospektiven isokinetischen Untersuchungen an Knieprothesenpatienten wurde für einen vergleichbaren Zeitraum (12.-24. postoperative Woche) dieselbe Feststellung gemacht [Berman et al., 1991], [Lorentzen et al., 1999, Murray et al., 1983] oder zumindest ein Erreichen des präoperativen Ausgangsniveaus beschrieben [Rodgers et al., 1989].

Mit 14 Wochen war die muskuläre Rehabilitation noch nicht abgeschlossen, denn es kam während des relativ langen untersuchungsfreien Intervalls zwischen U 3 und U 4 zu einem weiteren Kraftanstieg, der um so höher einzustufen ist, da das

Kraftvermögen mit zunehmendem Alter, besonders zwischen der sechsten und siebten Lebensdekade, physiologischerweise merklich abnimmt [Murray et al., 1985], [Borges, 1989]. Auch bei anderen Untersuchern war die positive Muskelkraftentwicklung mit drei bzw. sechs Monaten noch nicht abgeschlossen, sondern setzte sich bis zur Abschlußuntersuchung nach zwei Jahren fort [Berman et al., 1991], [Murray et al., 1983].

Über den gesamten 4-jährigen Zeitraum betrachtet, betragen die Steigerungsraten für 60°/s im Flexorenbereich 22%, im Extensorenbereich 37%. Für die Ausdauerkraft waren sogar noch größere Kraftzuwachsrate zu verzeichnen. Die Beugermuskulatur wies für diese Kraftart vier Jahre nach der Prothesenimplantation Werte auf, die um 43% größer waren als die präoperativen Meßdaten. Für die Streckermuskulatur war im selben Zeitraum ein Kraftgewinn von 49% festzustellen. Diese Zahlen lassen unschwer erkennen, daß unser Patientenkollektiv im muskulären Bereich von der Operation mittelfristig deutlich profitierte.

Berman et al. (1991) stellten bei der 2-Jahres-Abschlußmessung von Patienten, die eine Oberflächenprothese erhalten haben, bei 60°/s einen prozentual höheren Kraftzuwachs fest als wir dies nach vier Jahren taten. Allerdings sind die Ergebnisse aus beiden Studien insoweit konform, als daß der größere Kraftprofit auf Seiten der Extensoren lag. Bei Berman et al. (1991) war das Kraftvermögen der Extensoren bei der Abschlußuntersuchung um 60 % erhöht gegenüber der präoperativen Erstuntersuchung, das der Flexoren um 51 %. Zu berücksichtigen ist aber, daß in seiner Studie die Patientenzahl zwischen Erstuntersuchung und Abschlußuntersuchung deutlich differierte. Die Absolutwerte der Zuwachsraten können eventuell zu groß ausfallen, weil die Patienten mit schlechterem Ergebnis an der 2-Jahreskontrollmessung nicht teilnehmen konnten oder wollten. Denkbar wäre natürlich auch, daß nach zwei Jahren der Gipfel der positiven Maximalkraftentwicklung erreicht ist und die 4-Jahreswerte bereits etwas niedrigerer liegen.

Eine weitere isokinetische Untersuchung an KTEP-Patienten lieferte nach zwei Jahren für Patienten, die wegen einer Gonarthrose operiert worden sind, Zuwachsraten von 29 % im Flexorenbereich und von 18 % im Extensorenbereich. Für cP-Patienten wurden die Muskelkraft betreffend Steigerungsraten von 566% (Flexoren) und 408% (Extensoren) angegeben [Murray et al., 1983]. Zu den „gigantischen“ Zahlen dieser Studie sind allerdings drei Dinge anzumerken:

- 1) Die Patientenzahl war mit maximal fünf relativ klein.
- 2) Es bleibt unklar, ob die Eingangs- bzw. Abschlußwerte auf unterschiedlichen Patientenzahlen basieren, was eine erhebliche Verzerrung der Zahlenwerte bedeuten könnte.
- 3) Das präoperative Ausgangskraftniveau des cP-Patientenkollektivs war äußerst schlecht.

Abgesehen von den absoluten Zahlen besteht der Unterschied zu unseren Ergebnissen und den Feststellungen von Berman et al. (1991) auch darin, daß der größere Kraftzuwachs beugeseitig auftrat. Diese Ergebnisdifferenzen kommen möglicherweise dadurch zustande, daß Murray et al. (1983) zum einen eine niedrigere Testgeschwindigkeit (36°/s) wählten und nicht das maximale, sondern das isokinetische Drehmoment an der 45°-Gelenkposition abgriffen.

4.4.2 isokinetische Kraftentwicklung des Gegenbeines

Das physiotherapeutische Beüben auch des Gegenbeines und die zumindest teil- und zeitweise willentliche und unwillentliche Entlastung des operierten Beines sind vermutlich die Hauptgründe für das ansteigende Kraftpotential des kontralateralen Beines im Anschluß an die prothetische Versorgung des Interventionsbeines. Die Beugemuskulatur unterschied sich dabei nur unwesentlich von der Streckermuskelgruppe. Eine Steigerung von Maximalkraft und Ausdauerkraft war sowohl von U 1 auf U 2 als auch von U 2 auf U 3 feststellbar, mit einer Ausnahme: Bei der schnellen Testgeschwindigkeit kam es erstaunlicherweise bei der ersten postoperativen Kraftmessung die Extensoren betreffend zu einem Absinken der isokinetischen Kraftparameter. Auch Lorentzen

et al. (1999) konnten innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate deutliche Kraftsteigerungen bei Testgeschwindigkeiten von 30°/s und 120°/s für beide Muskelgruppen beobachten, außer für die Extensoren bei schneller Geschwindigkeit. Diese verharrten auf annähernd gleichem Niveau. Die Ergebnisse von Berman et al. (1991) decken sich ebenfalls mit unseren Ergebnissen. Bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s berichteten sie von einem deutlichen Flexoren- und Extensorenkraftanstieg des Kontrollbeines innerhalb der ersten sechs Monate nach der kontralateralen operativen Intervention.

Der partielle initiale Kraftabfall der Kontrollextensoren unseres Studienkollektives war bis zum dritten Untersuchungstermin mehr als wett gemacht. Bei U 4 waren dann die maximalen Drehmomente gegenüber den U 3 - Werten deutlich vermindert. Die Flexorenkraft bei 60°/s nahm um 21,6 % ab, die Extensorenkraft um genau 20%. Das U 4-Kraftvermögen des Gegenbeines lag damit sogar unter seinem Ausgangskraftniveau, und zwar um 4,1 % für die Flexoren und um 8,5 % für die Extensoren. Der Kraftabfall in diesem Ausmaß ist u.a. durch das physiologische Absinken der Kraft mit fortschreitendem Alter [Aniansson et al., 1980], [Borges, 1989], [Murray et al., 1985], einer Reduktion bzw. Beendigung regelmäßiger physiotherapeutischer Behandlung sowie einer präoperativen Mehrbelastung mit konsekutiver Muskelhypertrophie des „besseren“ Beines zu erklären. Bei 180°/s war das Absinken der maximalen Drehmomente über vier Jahre betrachtet mit 18,5 % bzw. 12,1 % etwas ausgeprägter. Insgesamt wäre es aber sicherlich übertrieben, von einem dramatischen Kraftabfall zu sprechen. Ein übermäßiger Kraftverlust durch einen rapid fortschreitenden degenerativen oder entzündlichen Prozeß war in dieser Studiengruppe auch nicht zu erwarten, denn sonst wäre sicherlich eine prothetische Versorgung auch des zweiten Beines erfolgt.

Die Literatur läßt Angaben zur mittelfristigen Entwicklung des Gegenbeines nach Knieendoprothesenoperation größtenteils vermissen. Einzig die Studie von Berman et al. (1991) liefert auch über den frühpostoperativen Zeitraum hinaus Werte, die zum Vergleich herangezogen werden können. Allerdings muß an dieser

2-Jahresstudie bemängelt werden, daß die Patientenzahl nicht konstant blieb, sondern bei allen der insgesamt fünf Untersuchungsterminen verändert war. Die isokinetisch evaluierten Patienten zeigten bezüglich der Flexoren des Gegenbeines bei der Untersuchung 7-12 Monate post operationem erstmals einen leichten Rückgang der Maximalkraft bei 60°/s. Die Extensoren des Gegenbeines wiesen bei der selben Untersuchung durchschnittlich die höchsten Drehmomente auf. Erst bei der nächsten Untersuchung, die zwischen 13. und 23. postoperativem Monat stattfand, machte sich erstmals ein geringer Kraftverlust bemerkbar. Diese Tendenz zu geringfügig kleiner werdenden isokinetischen Maximalkraftwerten setzte sich bis zum Studienende nach etwas über zwei Jahren fort. Über mögliche Gründe dieser Kraftabnahme machte der Autor keine Angaben.

4.4.3 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)

Prinzipiell gibt es zwei Referenzbezugsgrößen, die zu einem Vergleich mit dem Prothesenbein herangezogen werden können: die Kraftwerte des kontralateralen Beines oder die Drehmomente einer „gesunden“ Vergleichsgruppe mit entsprechender Konstellation. Beide Formen des Vergleichs sind nicht optimal. Der Vergleich mit dem kontralateralen Bein hat den Nachteil, daß dieses, selbst wenn es asymptomatisch erscheint, von der Grunderkrankung oder von der konsekutiven Inaktivität beeinträchtigt sein kann [Jevsevar et al., 1993]. Diese Theorie wird gestützt von Ergebnissen, die zeigten, daß selbst das scheinbar gesunde, nicht betroffene Bein weniger Kraft zu leisten im Stande war als die Beine von Probanden einer Kontrollgruppe [Walsh et al., 1998]. In unserer Studie können wir eine Beeinträchtigung des Gegenbeines nicht ausschließen. Diese dürfte allerdings eher gering sein, da bei schwerer Mitbeteiligung das Kontrollbein sicherlich innerhalb des 4-jährigen Nachuntersuchungszeitraumes ebenfalls prothetisch versorgt worden wäre und das Scoreergebnis des nicht betroffenen Beines über die gesamte Studiendauer hinweg als „gut“ eingestuft werden konnte. Das Gegenbein scheint also weitgehend frei von pathologischen Veränderungen zu sein und damit geeignet, als Kontroll- bzw. Referenzbein zu fungieren.

Ein Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe ist nicht weniger problematisch, besonders wenn dieser nur zu einem Zeitpunkt erfolgt. Die wesentlichen Nachteile dieser Vergleichsform sind die in gewisser Weise immer etwas willkürliche Zusammenstellung der Kontrollgruppe sowie der Umstand, daß freiwillige Probanden nicht gänzlich repräsentativ sind, da sie in der Regel gesünder sind und eine höhere funktionelle Kapazität aufweisen als die Normalbevölkerung [Sackett, 1979].

Desweiteren ist es für den Seitenvergleich der Kraftwerte wichtig, die physiologische Beziehung zwischen den beiden unteren Extremitäten zu kennen. Alle Untersucher kamen bei der beidseitigen Testung von gesunden Probanden zu dem Ergebnis, daß zwischen linkem und rechtem Bein kein signifikanter Unterschied bezüglich des konzentrischen, isokinetischen Kraftvermögens besteht [Borges, 1989], [Fillyaw et al., 1986], [Scharf und Noack, 1987], [Yoon et al., 1991]. Für die kniegelenkssumspannenden Muskulatur gelten, je nach Untersucher und Altersklasse der Probanden, Seitendifferenzen von 2-3% [Grace et al., 1984], < 10% [Hsieh et al., 1992] und 10% [Mayer et al., 1994] unter konzentrischen, isokinetischen Meßbedingungen als physiologisch. Seitendifferenzen, die größer als 10-15 % ausfallen, sind Ausdruck einer signifikanten Kraftasymmetrie [Elliot, 1978], [Gleim et al., 1978]. Unterschiede von mehr als 20 % im Seitenvergleich gelten mit hoher Sicherheit als pathologisch [Sapega, 1990].

Der Kraftvorteil des stärkeren Beines lag bei den drei bereits genannten Forschergruppen ([Grace et al., 1984], [Hsieh et al., 1992] und [Mayer et al., 1994]) ebenfalls unter der Signifikanzschwelle. Im Regelfall war die größere Maximalkraft auf Seiten des dominanten Beines zu beobachten. Bei Rechtsfüßern ist das rechte Bein die dominante untere Extremität, bei Linksfüßern das linke Bein (subjektive Patientenangabe). Goslin und Charteris (1979) stellten bei jungen Probanden und einer extrem langsamen Testgeschwindigkeit (30°/s) zwar keinen signifikanten rechts-links-Unterschied, wohl aber eine signifikante Kraftdifferenz zwischen dominanter und nicht dominanter Seite, fest. Eine weitere Untersuchergruppe konnte eine signifikante Seitendifferenz zwischen dominantem und nicht

dominantem Kniegelenk nur für das männliche Studienkollektiv, nicht aber für die weiblichen Probanden in ihrer Untersuchungsgruppe, bestätigen [Wyatt und Edwards, 1981].

In unsere Patientengruppe 3a waren dominantes (n=7) und nicht dominantes (n=6) Bein praktisch gleich häufig betroffen. Sollte durch die Operation eine restitutio ad integrum erreicht werden, dürfte also beim Vergleich zwischen operierter und nicht betroffener Extremität bezüglich des Muskelstatus kein wesentlicher Unterschied existieren. Daß durch die Prothesenoperation die Wiederherstellung eines annähernd physiologischen Zustandes der Muskulatur möglich ist, zeigte die Untersuchung von Hines et al. (1997). Die Untersucher konnten zwei Jahre nach Implantation eines Kunstgelenkes am Knie elektromyographisch keine Unterschiede zwischen Interventionsbein und Kontrollbein nachweisen.

Für den präoperativen Kraftstatus ergab sich für Gruppe 3a folgendes Bild: Die Maximalkraft der Flexoren des zur Operation anstehenden Beines war, je nach eingestellter Bewegungsgeschwindigkeit, um 14% (bei 60°/s) bzw. 19% (bei 180°/s) geringer als die des Gegenbeines. Streckseitig betrug das Ausmaß der Kraftreduktion gegenüber dem kontralateralen Bein bei 60°/s 30%, bei 180°/s 27% (vgl. Abb. 13a/b). Damit decken sich unsere Ergebnisse mit denen von Lorentzen et al. (1999), die für die betroffene Seite ein isokinetisches Kraftdefizit von 15 - 40% angaben. Auch Berman et al. (1991) stellten bei den von ihnen vor der Prothesenoperation gemessenen Patienten fest, das die erkrankten Flexoren nur 68% der Maximalkraft der kontralateralen Seite erreichten. Den entsprechenden Extensorenwert bezifferten sie auf 59%. Damit beobachteten die Untersucher analog zu unseren Ergebnissen, daß der streckseitige Seitenunterschied prozentual größer ausfiel als der beugeseitige Kraftunterschied. Dies galt bei unserem weiblichen Studienkollektiv auch für den Ausdauerkraftbereich, für den die präoperativen Kraftdefizite noch gravierender ausgeprägt waren als im Maximalkraftbereich. Die Flexoren des beeinträchtigten Beines waren im Vergleich zur Gegenseite um 31% geschwächt, die Extensoren um 37% (vgl. Abb.

13a/b). Leider liefert die Literatur keine Vergleichswerte für den präoperativen isokinetischen Ausdauerkraftstatus.

Der erste postoperative Seitenvergleich bei U 2 war durch eine gegenüber der präoperativen Situation nochmals vergrößerte prozentuale Kraftdifferenz zwischen Prothesenbein und kontralateralem Bein charakterisiert. Ursächlich hierfür ist am ehesten eine zu diesem Zeitpunkt noch unvollständige Kompensation der durch den operativen Eingriff iatrogen verursachten Schwäche des Prothesenbeines, während die nicht manipulierte Gegenseite unter anderem durch die Physiotherapie sowie durch die Entlastung des operierten Beines bereits einen Kraftzugewinn aufwies (s.o) . Auch bei der Untersuchung von Lorentzen et al. (1999) war diese diverse Seitenentwicklung bis drei Monate postoperativ erkennbar.

Bei U 3 (nach durchschnittlich 14 Wochen) lagen die Kraftwerte des operierten Beines immer noch deutlich unter denen des Kontrollbeines. Bei der 6-Monatsuntersuchung ihrer Prothesenträger kamen Lorentzen et al. (1999) zum selben Ergebnis. Er beschrieb zudem, daß die prozentuale Seitendifferenz bei höheren Testgeschwindigkeiten größer sei. Dies konnten wir lediglich für die Extensoren verifizieren.

Bei U 4 konstatierten wir relativ geringe Seitendifferenzen, allerdings mit dem bemerkenswerten Unterschied, daß das größere Kraftpotential zu diesem Zeitpunkt auf der operierten Seite lag. Dies galt für beide Muskelgruppen (Extensoren und Flexoren) und für beide Kraftarten (Maximalkraft und Ausdauerkraft). Wilson et al. (1996) konnten bei einer Evaluation von Prothesenträgern durchschnittlich 46 Monate nach der Implantation bei einer Testgeschwindigkeit von 60°/s ebenfalls keine signifikanten Seitenunterschiede feststellen. Allerdings waren, bezüglich des maximalen Drehmoments, zwar die dorsale, nicht aber die ventrale Muskelgruppe dem Äquivalent auf der Kontrollseite überlegen.

4.4.4 Extensorenkraftdefizit

Von besonderem Interesse war, ob die in Studien mit kürzerer Laufzeit beschriebenen Extensorenkraftdefizite nach KTEP-Implantation durch unsere Untersuchungen verifizierbar sind. Bei Nachuntersuchungen sechs Monate nach Prothesenimplantation zeigten sich bei Lorentzen et al. (1999) und bei Horstmann et al. (1997) besonders im Bereich des Streckapparates ein Kraftdefizit gegenüber dem Kontrollbein. Es werden von diesen Autoren für die isokinetisch erfaßten maximalen Drehmomente Extensorenseitendifferenzen von 15-22 % bzw. von 10% zu Ungunsten des mit einer Prothese versorgten Beines angegeben. Im Ausdauerkraftbereich betrug das entsprechende Defizit sogar zirka 30% [Horstmann et al., 1997].

Eine weitere isokinetische Untersuchung von Garvin et al. (1995) unter denselben Testbedingungen wie in unserer Studie bestätigte, daß ein Jahr post implantationem nach wie vor ein Kraftdefizit der Extensoren im Vergleich zum gesunden Bein manifest war. Trotz des beobachteten Seitenunterschiedes wurde das Extensorenkraftvermögen des Prothesenbeines vom Untersucher als „gut“ eingestuft. War das Gegenbein voroperiert, konnte in derselben Studie kein Kraftunterschied zwischen beiden Beinen nachgewiesen werden [Garvin et al., 1995]. Im selben postoperativen Zeitraum stellten Walsh et al. (1998) ein Kraftdefizit ihrer Prothesenträger gegenüber geeigneten Kontrollpersonen fest, obwohl die mittels Fragebogen erfaßte körperliche Aktivität bei den operierten Patienten mindestens so hoch lag wie bei den ausgewählten Kontrollprobanden. Bemerkenswerterweise fiel die Schwäche gegenüber der Kontrollgruppe auf Seiten der Strecker merklich größer aus als auf Flexorenseite.

Berman et al. (1991) stellten bei einseitig mit einer Kniegelenksendoprothese versorgten Patienten einen Seitenangleich der Flexorenkraft innerhalb sieben bis zwölf Monaten fest. Die Extensoren des operierten Beines hingegen wiesen auch noch zwei Jahre nach Implantation ein Kraftdefizit auf. Das maximale Extensorendrehmoment wurde auf durchschnittlich 80% der Gegenseite beziffert.

Bei einer weiteren Untersuchung zwei Jahre postoperativ wurden KTEP-Patienten mit gleichaltrigen Probanden ohne bekannte Verletzungen oder Beschwerden an den unteren Extremitäten verglichen. Allerdings wurden bei den isokinetischen Messungen nicht das maximale Drehmoment bestimmt, sondern das bei einer Winkelposition von 45° bei einer Testgeschwindigkeit von $36^\circ/s$ geleistete Drehmoment aufgezeichnet. Die von den Implantatträgern aufgebrachte Flexorenkraft wies prozentual ein deutlich geringeres Defizit gegenüber den Werten der Kontrollprobanden auf als dies für die Extensorenkraftwerte der Fall war. Dies galt sowohl für Patienten, die wegen einer Arthrose operiert wurden, als auch für solche, die an rheumatoider Arthritis erkrankt waren [Murray et al., 1983].

Wilson et al. (1996) stellten durchschnittlich 46 Monate nach einer Knieendoprothesenoperation einen Kraftwertevergleich mit einer altersentsprechenden Kontrollgruppe sowie einen Vergleich mit dem Gegenbein an. Die bei $60^\circ/s$ und $180^\circ/s$ erfaßten und schwerkraftkorrigierten maximalen Drehmomentwerte der Patientengruppe übertrafen im Flexorenbereich die der Kontrollpersonen. Das Kraftvermögen des Streckapparates war dagegen in der Kontrollgruppe größer. Beim Vergleich zwischen OP-Bein und Gegenbein leisteten die Streckermuskeln 90% der Kraft des Kontrollbeines, die Flexoren der operierten Seite hingegen wiesen um 4% bessere Kraftwerte auf als die Gegenseite. Die geschilderten Ergebnisse beider Vergleiche wurden vom Autor als Extensorenkraftdefizit gewertet [Wilson et al., 1996].

Schließlich interpretierten Huang et al. (1998) die Tatsache, daß die durchschnittlich 7,6 Jahre nach der Prothesenimplantation erfaßten Extensorenkraftwerte ihrer Patientengruppe kleiner sind als die einer von den Untersuchern entsprechend ausgewählten Kontrollgruppe, als Defizit der Quadricepskraft, zumal für die Hamstringmuskulatur ein genau umgekehrtes Kräfteverhältnis bestand. Allerdings ist, unserer Meinung nach, eine Aussage, die durch einen Vergleich mit einer zwar altersentsprechenden, aber doch willkürlich auswählbaren Kontrollgruppe, zudem noch ohne Berücksichtigung der

präoperativen Situation, weniger aussagekräftig als ein prospektiver Vergleich zwischen operiertem Bein und einem im Score für mindestens „gut“ eingestuften, nichtoperierten Gegenbein.

Unsere Ergebnisse bestätigten für den Zeitraum U 1-U 3 ein isokinetisches Kraftdefizit der Muskulatur im Vergleich zum Kontrollbein, das zu jedem Zeitpunkt für die Streckergruppe beträchtlich größer war als für die Beugergruppe. Bei der letzten Nachuntersuchung hatten sich die Verhältnisse dann zugunsten des operierten Beines gewendet. Für die Extensorenmaximalkraft wurden, je nach Testgeschwindigkeit, Drehmomentwerte ermittelt, die um 4% bzw. 8% höher lagen als die der Kontrollextensoren. Auch im Ausdauerkraftbereich waren die Extensoren des Prothesenbeines leistungsfähiger als ihr Pendant am Kontrollbein (vgl. Abb. 13b). Angesichts dieser U 4-Werte kann man also keineswegs von einem Extensorenkraftdefizit des prothetisch versorgten Beines sprechen.

Für die von einigen Autoren v.a. in der frühpostoperativen Periode beschriebenen Defizite der Streckermuskelgruppe (s.o.) werden der auf Extensorseite gelegene operative Zugangsweg sowie eine bereits durch die Grunderkrankung und deren Folgen präoperativ manifeste Quadricepsschädigung unterschiedlicher Genese verantwortlich gemacht. Unsere Ergebnisse sprechen allerdings eindeutig gegen eine irreversible Schädigung des Streckapparates mit persistierendem Kraftdefizit durch eine, bei allen unserer Patienten durchgeführte, mediale parapatellare Arthrotomie. Auch eine isokinetische Untersuchung von Faurè et al. (1993) widerlegt die Theorie, daß eine bleibende Schwäche der Extensoren durch den Schnitt per se bedingt ist. Sie verglichen die mediale parapatellare Arthrotomie, die den Standardzugangsweg in der Knieendoprothetik darstellt, mit dem alternativ zur Verfügung stehenden Subvastusschnitt. Es bestand zwar ein frühpostoperativer (eine Woche und einen Monat post operationem) isokinetischer Extensorenkraftvorteil der Patienten mit Subvastusschnitt, dieser war aber schon nach drei Monaten nicht mehr nachweisbar.

Als Ursache für das auch über die Zeit der Wundheilung hinaus für eine gewisse Zeit bestehende Kraftdefizit der kniegelenksumspannenden Muskulatur ist in

erster Linie eine generelle, bereits präoperativ manifeste Schwächung der Muskulatur durch Degeneration, Entzündung, Bandinsuffizienz, Propriozeptionsverlust, Inaktivität und Schmerzen zu nennen. Diese Pathomechanismen scheinen die Strecker in weitaus größerem Ausmaß zu schädigen als die Beuger. Diese Vermutung basiert auf den Ergebnissen anderer, voneinander unabhängiger Untersuchungen an Patienten mit Schmerzen und/oder pathologischen Veränderungen am Kniegelenk: Bei jungen Patientinnen mit PFPS (patellofemorale Pain Syndrom) [Hsieh et al., 1992] und bei Patienten mit isolierten Verletzungen des hinteren Kreuzbandes [Cross und Powell, 1984], [Tibone et al., 1988] war das Quadricepskraftvermögen beträchtlich stärker geschwächt als das Hamstring-Kraftpotential. Scharf und Noack (1987) erklärten einen auch von ihnen beobachteten, unterschiedlich großen Kraftverlust durch ein unterschiedliches Ausmaß der muskulären Atrophie der antagonistischen Muskelgruppen. Diese wiederum sei durch unterschiedliche Muskelfasertypverteilung bedingt. Die Streckermuskulatur weist einen deutlich höheren Anteil an Typ-1-Fasern auf als die entsprechende Beugermuskelgruppe. Auch bei nur kurz andauernder Immobilisation wurden am Menschen und im Tierversuch ein starker Rückgang und ausgeprägte ultrastrukturelle Veränderungen von tonischen Typ-1-Fasern beobachtet [Cooper, 1972], [Häggmark, 1982]. Bei den phasischen Muskelfasern vom Typ-2 dagegen waren auch nach 90 Tagen Immobilisation kaum Veränderungen nachweisbar [Tomanek und Lund, 1974].

Auch in unserer Studiengruppe war der isokinetische Kraftunterschied zwischen gesundem und zu operierendem Kniegelenk zum Zeitpunkt U 1 im Quadricepsbereich wesentlich stärker ausgeprägt als im Flexorenbereich. Er betrug, gemessen bei einer Testgeschwindigkeit von 60°/s, für die ventrale Muskelgruppe 30,4 % und für die dorsale Muskelgruppe 13,7 %. Dieselben Meßparameter ergaben nach 48 Monaten Werte von 4,4 % und 9,4 %, allerdings lag zu diesem Zeitpunkt im Gegensatz zu U 1 das größere Kraftpotential auf Seiten des Beines mit Prothese. Zwar waren damit, wie bei Wilson et al. (1996), die Flexoren des Prothesenbeines bei U4 ihrer Gegenseite prozentual mehr überlegen als es die

Extensoren ihrer Kontrollseite gegenüber waren. Diese Feststellung darf aber angesichts der immensen präoperativen Schwäche des Quadriceps im Seitenvergleich und der Tatsache, daß der prozentuale Kraftzugewinn über 4 Jahre für die Extensoren deutlich größer war als für die Flexoren, keineswegs als ein durch die Prothesenimplantation verursachtes oder aufrechterhaltenes Extensorenkraftdefizit fehlgedeutet werden, zumal nicht ein Kraftdefizit sondern ein Kraftvorteil der operierten Seite gegenüber den kontralateralen Extensoren bestand.

4.4.5 Flexions-/Extensionsquotient (=H/Q-ratio)

Er wird berechnet aus dem Verhältnis der isokinetisch ermittelten Maximalkräfte von Beuge- zu Streckmuskulatur und scheint je nach verwendetem Meßgerät und Testgeschwindigkeit zu variieren. So wurden von Francis und Hoobler (1987) bei wiederholten Messungen von Patienten an zwei verschiedenen Dynamometern für das Lido-Dynamometer (Loredam Biomedical, West Sacramento, CA, USA) konstant höhere Quotienten als für das Cybex-Dynamometer angegeben. In welcher Weise die vorgewählte Winkelgeschwindigkeit und eine eventuell vorgenommene Schwerkraftkorrektur das Flexions-/Extensionsverhältnis beeinflussen, wurde bereits ausführlich in Kap. 4.3 dargestellt. Zudem scheint das Kräfteverhältnis geschlechtsabhängig zu sein. Yoon et al. (1991) konstatierten bei Frauen einen durchschnittlich kleineren H/Q-Quotienten als bei Männern.

Die Bestimmung des Flexions-/Extensionsquotienten wird in der Isokinetik häufig vorgenommen, da ein physiologisches Gleichgewicht als wesentliche Voraussetzung für das tadellose Funktionieren eines Gelenkes angesehen wird. Ein Ungleichgewicht führt folglich zu einer Störung der Gelenkfunktion, die sich zum Beispiel durch ein pathologisch verändertes Gangbild äußert [Berman et al., 1991], und soll zudem zu Verletzungen prädisponieren [Knight, 1980]. Deshalb ist das Erreichen muskulärer Balance ein wichtiges Ziel, sei es im Rahmen von (postoperativer) Rehabilitation, [Campbell und Glenn, 1982], [Goslin und

Charteris, 1979], von athletischem Training [Laird, 1981] oder von Programmen zur Verletzungsprävention [Hunter und Cain, 1979].

Für das Beuger-/Streckerkraftverhältnis am Kniegelenk existieren durch zahlreiche Meßreihen am Cybex-Gerät zwar Norm- und Vergleichswertetabellen, diese gelten aber hauptsächlich für untrainierte, junge Normalprobanden [Mayer et al., 1994]. Als Normwerte für dieses Patienten Klientel und für eine Winkelgeschwindigkeit von $60^\circ/s$ werden, je nach Untersucher und Meßmethodik, Quotienten von 0,5-0,7 [Grace et al., 1984], [Hsieh et al., 1992], von 0,3-0,8 [Goslin und Charteris, 1979] oder von 0,4 - 0,9 [Osternig, 1986] angesehen. Klinisch hat der Wert 0,6 die größte Akzeptanz und Verbreitung gefunden [Nosse, 1982]. Der obere Normbereich ist eher Untersuchungen ohne Schwerkraftkorrektur vorbehalten. Ergebnisse aus Studien, in denen ein Gravitätskorrekturverfahren angewandt wurde, werden eher im mittleren bis unteren Normbereich liegen. Murray et al. (1985) ermittelten bei isokinetischen Untersuchungen mit Schwerkraftberücksichtigung an einer gesunden, weiblichen Probandengruppe mit einer Altersspanne von 20 - 86 Jahren H/Q-Quotienten von 0,42 - 0,58 , allerdings bei einer Testgeschwindigkeit von $36^\circ/s$. Gelenkdysfunktion, oft verbunden mit Ruhe- und/oder Bewegungsschmerzen, führen in der Regel sehr schnell zu Muskelimbancen. So wurden bei Patienten mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes und bei jungen Patientinnen mit PFPS (patellofemoral pain syndrom) Flexions-/Extensionsquotienten von bis zu 1,0 beobachtet [Huang et al., 1996], [Hsieh et al., 1992]. Auch bei Patienten, die zur endoprothetischen Versorgung ihres pathologisch veränderten Kniegelenkes anstanden, wurden am betroffenen Bein Flexionskraftwerte ermittelt, die annähernd (> 90%) der Extensorenkraft entsprachen [Berman et al., 1991].

Prinzipiell sind für ein abnormales Flexions-/Extensionsverhältnis jeweils zwei Ursachen denkbar. Ist der Quotient extrem klein, liegt diesem Zustand entweder ein Kraftdefizit der Beuger oder ein übermächtiger Streckapparat zu Grunde. Bei einer H/Q-ratio über der Norm ist neben einem Extensorenkraftdefizit auch an einen Kraftüberschuß der ischiocruralen Muskulatur, bei evtl. sogar völlig

normalem Kraftniveau der Extensoren, zu denken [Goslin und Charteris, 1979]. In den meisten Fällen, so auch bei den Patienten, bei denen die Indikation zum endoprothetischen Ersatz des Kniegelenks gestellt wurde, ist die bereits beschriebene Schwäche der Extensoren (vgl. Kap. 4.4.4) für das erhöhte Beuger-/Streckerkraftverhältnis verantwortlich.

Wesentlich aussagekräftiger und besser zur Interpretation eines Behandlungsverlaufes geeignet als Vergleiche mit den in der Literatur angegebenen Normwerten sind isokinetische Längsschnittuntersuchungen [Mayer et al., 1994]. In unserer Studie waren diese Bedingungen durch die viermalige Messung derselben Patienten gegeben. Während des Studienverlaufes wurde die H/Q-ratio des prothetisch versorgten Beines bei beiden Geschwindigkeiten deutlich kleiner. In der Gruppe 3a leisteten die Flexoren präoperativ ein Drehmoment, das 83,4 % des entsprechenden Extensorenkraftwertes ausmachte (bei 60°/s). Nach vier Jahren betrug der Quotient für dieselbe Testgeschwindigkeiten 0,74 (vgl. Tab. 5). Er lag damit, je nach Referenztablette, im bzw. deutlich näher am Normbereich von Normalprobanden als dies präoperativ der Fall war.

Das Gegenbein wies im selben Zeitraum einen geringen Anstieg des Flexions-/Extensionsquotienten von 0,67 auf 0,71 auf (vgl. Tab. 5). Bei der Abschlußuntersuchung war also die Seitendifferenz merklich geringer ausgeprägt als zum Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung, wobei das operierte Bein auch nach vier Jahren den Quotienten der Gegenseite nicht ganz erreichte.

Mit einem Hamstring-/Quadriceps-Quotienten von 0,74 wiesen die Patienten unseres Studienkollektivs höhere Werte auf als die KTEP-Patienten aus dem Untersuchungskollektiv von Berman et al. (1991) und Wilson et al. (1996). Diese Untersucher gaben eine H/Q-ratio von 0,57 bzw. 0,62 nach 24 Monaten bzw. nach 22-98 Monaten an. Bei Wilson et al. (1996) ist der im Vergleich zu unserer Studie kleiner ausfallende Quotient auf die von ihm durchgeführte Schwerkraftkorrektur zurückzuführen. Die unkorrigierten Werte würden sicherlich annähernd unseren Werten entsprechen. Leider geht aus dem Untersuchungsbericht von Berman et al. (1991) nicht hervor, ob eine Gravitationskorrektur vorgenommen wurde. Aufgrund

des relativ kleinen Quotienten ist aber am ehesten von der Anwendung eines Korrekturverfahrens auszugehen.

Huang et al. (1996) führten 6 -13 Jahre nach endoprothetischem Kniegelenksersatz eine isokinetische Untersuchung durch, um drei Prothesentypen untereinander sowie Prothesenträger mit altersgematchten Normalprobanden zu vergleichen. Die Forscher stellten dabei, je nach Prothesentyp, einen Flexions-/Extensionsquotienten von 0,7 - 0,9 fest. Die Testgeschwindigkeit betrug 120°/s. Die ermittelten Quotienten waren deutlich größer als die der Kontrollgruppe (Probanden mit normaler körperlicher Aktivität). Sie entsprachen bzw. übertrafen aber bei einem weiteren Vergleich desselben Untersuchers die Werte von gleichaltrigen, gesunden Probanden mit geringer täglicher körperlicher Aktivität.

Zusammenfassend läßt sich also sagen, daß bei KTEP-Patienten das auch von Walsh et al. (1998) ein Jahr postoperativ beobachtete, erhöhte Flexions-/Extensionsverhältnis auch mittel- und langfristig in gewisser Ausprägung wohl bestehen bleibt. Durch die Prothesenoperation kann aber erreicht werden, daß sich der Quotient dem physiologischen Bereich wesentlich annähert.

4.4.6 Gelenkstellung bei Entfaltung des maximalen Drehmoments

Bisher gibt es unseres Wissens nach keine Studie, die prospektiv untersucht, ob nach einer Knieendoprothesenoperation das maximale Drehmoment an einer anderen Gelenkposition auftritt als vor der Operation. Bisher konnte an Frauen ohne Knieprobleme gezeigt werden, daß eine Schwäche der Beugermuskulatur dazu führt, daß die Maximalkraft erst zu einem späteren Punkt in dem jeweiligen Bewegungszyklus auftritt [Kannus und Beynon, 1993]. Aus der Tatsache, daß Athleten ein deutlich früher einfallendes Drehmoment aufweisen als Normalprobanden, folgerten Watkins und Harris (1983), daß ein in der jeweiligen Bewegungsrichtung früh auftretendes maximales Drehmoment ein Indiz für einen guten Trainings- und Muskelzustand sei. Bestätigt wird diese Hypothese durch die Feststellung von Charteris und Goslin (1982), daß Männer ihr maximales Drehmoment im jeweiligen Bewegungszyklus früher leisten als Frauen. Die

Muskelkraft selbst scheint also den Einfallswinkel des Drehmoments zumindest mitzubestimmen. Auch bei unseren Ergebnissen war das Ausmaß der Winkeländerung abhängig von dem Ausmaß der Kraftänderung, dies bedeutet, daß v.a. bei der Extension das maximale Drehmoment bei U 4 deutlich früher auftrat als bei der präoperativen Messung (weil für die Strecker die Kraftänderung besonders groß war, vgl Kap. 4.4.4).

Bei gesunden Personen konnte mit Ausnahme einer Untersuchung, bei der die Geschwindigkeit in einem relativ engen Bereich zwischen 120°/s und 180°/s variiert wurde [Charteris und Goslin, 1982], auch gezeigt werden, daß die Testgeschwindigkeit Einfluß auf den Einfallswinkel hat. Bei steigender Testgeschwindigkeit wurde die Maximalkraft im Vergleich zu geringeren Bewegungsgeschwindigkeiten verzögert aufgebracht, und zwar sowohl in Flexions- als auch Extensionsrichtung [Kannus und Beynnon, 1993], [Yoon et al., 1991]. Die Prothesenträger in unserer Studie lieferten damit ähnliche Ergebnisse wie die gesunden Probanden. Bei einer Steigerung der Testgeschwindigkeit von 60°/s auf 180°/s trat bei der Extensionsbewegung das maximale Drehmoment 3,7° später auf. Die Beuger allerdings leisteten bei beiden Geschwindigkeiten die Maximalkraft bei der exakt gleichen Gelenkstellung. Dies entspricht den Ergebnissen von Scudder (1980) und Lord et al. (1992), die mit einem Cybex- bzw. Lido-Dynamometer für die Flexorengruppe von Probanden ohne bekannte Kniepathologie ebenfalls keine signifikante Veränderung des Einfallswinkels des maximalen Drehmoments bei unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten aufzeigen konnten. Allerdings haben Wilson et al. (1996) bei einer Nachuntersuchung von Knieprothesenpatienten bei einer Steigerung der Winkelgeschwindigkeit von 60°/s auf 180°/s ein sich um 4° „verspätendes“ maximales Drehmoment der Beuger beschrieben.

Es war für uns nicht möglich zu differenzieren, ob eine Veränderung des Einfallswinkels alleine durch die Kraftsteigerung bedingt ist (s.o.) oder aber zu einem gewissen Teil auch durch die Ersatzoperation selbst, die bei präoperativ schwer geschädigten Kniegelenken z.B. eine Verbesserung der Propriozeption zur Folge

hat [Barrett et al., 1991], hervorgerufen wird. Wahrscheinlich wirken beide Faktoren synergistisch.

4.5 Isometrie

4.5.1 Stellenwert der Isometrie

Ein Vorteil der Isometrie ist die klare und unmißverständliche Definition dieser Art von Muskelkontraktion. Desweiteren trugen die im Gegensatz zur Isokinetik einfache und einheitliche Handhabung bzw. Anwendung zu der Ansicht bei, daß die isometrischen Meßdaten nicht weniger aussagekräftig in Bezug auf die Funktion der Muskulatur sein sollen als das im isokinetischen Modus erfaßte Kraftvermögen [Sapega, 1990]. Diese Haltung gegenüber der Isometrie wurde durch Untersuchungen aus den letzten 20 Jahren immer wieder gestärkt. Durch diese Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß die, besonders bei mittleren Gelenkpositionen abgegriffenen, isometrischen Werte gut prädiktiv sind für die funktionelle Muskelkapazität [Knapik, 1980], [Sapega, 1990]. Allerdings scheint die isometrisch gemessene Kraft weitaus weniger gut mit der Schmerzsituation und dem Grad der Beeinträchtigung von KTEP-Patienten zu korrelieren als die isokinetisch erfaßten Kraftwerte [Madsen et al., 1995]. Außerdem konnte für isometrische Tests eine für Probanden und Patienten gleichermaßen gute Reliabilität nachgewiesen werden [Finucane et al., 1988], [Murray et al., 1977], [Madsen und Brot, 1996].

4.5.2 isometrische Grundkenntnisse

Die isometrischen Meßergebnisse der Gruppe 3a stimmen ausnahmslos mit den an gesunden Probanden gemachten Feststellungen von Williams und Stutzman (1959), Scudder (1980) und Yoon et al. (1991) überein, daß bei Messungen zwischen der 30°- und 75°-Gelenkstellung im 15°-Intervall die Streckermuskulatur bei einer Gelenkposition von 60° die größte Kraft aufbringen kann, die Beugermuskulatur bei 30°. Andere Untersucher, die über das komplette

Bewegungsausmaß isometrische Messungen durchführten, beobachteten das maximale Extensorendrehmoment zwischen 50° und 85°. Für das Auftreten des größten Drehmoments der Flexoren gaben dieselben Untersucher das Intervall zwischen der 20°- und der 30°-Position an [Knapik et al., 1983], [Lindahl et al., 1969]. Huang et al. (1996) konnten, analog zu unseren Ergebnissen, an Knieprothesenpatienten, die sie 7-13 Jahre nach der Operation untersuchten, die Beobachtung machen, daß die isometrische Extensorenkraft bei 60° größer war als bei 30° und daß das isometrische Flexorenkraftpotential bei 30° das bei 60° überwog.

Desweiteren berichtet die Literatur einheitlich von dem Umstand, daß die isometrische Maximalkraft größer ist als das isokinetisch erfaßte maximale Drehmoment. Dies ist insofern logisch, als daß, wie im Isokinetikteil bereits erwähnt, die Drehmomentwerte mit steigender Testgeschwindigkeit kleiner werden [Borges, 1989], [Lord et al., 1992], [Murray et al., 1985], [Scudder, 1980], [Yoon et al., 1991].

Analog zu den Gegebenheiten in der Isokinetik wird auch in der Isometrie davon ausgegangen, daß keine signifikanten Kraftunterschiede zwischen rechtem und linkem Bein existieren [Yoon et al., 1991]. Verschiedene Untersucher konnten zeigen, daß die Parameter Grunderkrankung [Murray et al., 1983], Gewicht [Borges, 1989], [Yoon et al., 1991], Alter [Borges, 1989], [Murray et al., 1985] und Größe [Borges, 1989] die isometrischen Drehmomentwerte nachhaltig beeinflussen.

4.5.3 isometrische Kraftentwicklung

Der isometrische Kraftverlauf des operierten Beines über vier Jahre sah folgendermaßen aus: Einer frühpostoperativen Kraftabnahme folgten von U 2 auf U 3 und von U 3 auf U 4 zwei Kraftzunahmen, von denen die erste die größere war. Dieser Verlauf galt für beide mittleren Gelenkpositionen (45° und 60°), für beide Muskelgruppen und war identisch mit der isokinetischen Maximalkraftentwicklung bei 60°/s. Bezogen auf die präoperativen Kraftwerte

verbesserte sich, über einen Zeitraum von vier Jahren, das isometrische Kraftpotential der Beuger um 25,7 % bzw. 16,2 % und das der Strecker um 24,9 % bzw. 31,5 % (Werte gelten für 45° - bzw. 60° - Position). Wenn man bedenkt, daß auch die für die isometrische Kraft ein Absinken mit zunehmendem Alter, insbesondere in der Alterskategorie, in der sich ein Großteil unserer Patienten befindet (zwischen 60.tem und 70.tem Lebensjahr), als physiologisch gilt [Borges, 1989], [Murray et al., 1985], ist diese Steigerungen des Kraftvermögens um so höher zu bewerten.

Zur frühpostoperativen Kraftentwicklung liefert die Literatur verschiedene, teils widersprüchliche Angaben. Bei im Anschluß an eine stationäre Rehabilitation (6-8 Wochen nach der Operation) gemessenen Prothesenträgern war gegenüber der präoperativen Ausgangssituation die isometrische Kraft der Oberschenkelmuskulatur des betroffenen Beines noch wesentlich verringert [Menke et al., 1998]. Während Smidt et al. (1984) bereits nach zwei Monaten höhere isometrische Kraftwerte als präoperativ konstatierten, waren bei Collopy et al. (1977) und Lorentzen et al. (1999) das Kraftpotential auch nach drei Monaten noch verringert. Bei Wigren et al. (1983) waren die nach drei Monaten isometrisch ermittelten Kraftwerte identisch mit den präoperativen Drehmomenten. Die Autoren werteten diese Umstände als Indiz dafür, daß der operative Eingriff bei Verwendung der medialen parapatellaren Arthrotomie mit einer relativ geringen Traumatisierung verbunden ist. Die Ergebnisse unseres weiblichen Patientenkollektives zeigten nach sieben Wochen eine gegenüber dem präoperativen Status verringerte Kraft. Nach 14 Wochen war der Kraftzugewinn so groß, daß die U 3-Meßdaten bereits deutlich über den präoperativen Ausgangskraftwerten lagen.

Daß der postoperative Kraftverlauf ganz wesentlich von der Grunderkrankung abhängt, zeigte die Untersuchung von Steiner et al. (1989), der für Patienten, die wegen Gonarthrose operiert worden waren, ebenfalls nach drei Monaten noch verringerte Kraftwerte feststellte, während die cP-Patienten bereits an Kraft zugelegt hatten. Dieser frühpostoperative Kraftanstieg erfolgte allerdings auf der

Basis sehr geringer Ausgangskraftwerte der Patienten mit rheumatoider Arthritis, die für dieses Patientenkontinuum regelmäßig beobachtet werden [Nordesjö et al., 1983], [Murray et al., 1983]. Obwohl die Arthrose-Gruppe bei den Untersuchungen von Steiner et al. (1989) und Lorentzen et al. (1999) postoperativ zunächst eine negative Kraftentwicklung aufwies, waren die absoluten Drehmomentwerte dieser Patientengruppe nach drei Monaten größer als die entsprechenden Werte der cP-Patientengruppe. In unserer Studie konnten wir bei der nach Grunderkrankung getrennten Auswertung der Gruppe 3a sowohl das präoperativ schlechtere Kraftvermögen der cP-Patienten als auch die diskrepante frühpostoperative Kraftentwicklung beider Gruppen bestätigen (vgl. Tab. 29 und 30). Die cP-Patienten legten besonders im Flexorenbereich schon früh an Kraft zu, so daß sieben Wochen postoperativ nur noch auf Streckerseite ein Kraftdefizit gegenüber der Arthrose-Gruppe vorlag, nicht aber beugeseitig. Allerdings muß man anmerken, daß bei unserer Untersuchung die Patientenzahl in der Arthrose-Gruppe und in der cP-Gruppe nicht identisch waren.

Bemerkenswert ist noch, daß selbst bei einer initialen Kraftabnahme in der frühen postoperativen Periode andere Parameter wie zum Beispiel Schmerz, Gangbild, Gehvermögen und Koordinationsleistung im selben Zeitraum bereits signifikant gebessert waren [Menke et al., 1998], [Steiner et al., 1989]. Damit dürfte wohl bewiesen sein, daß die Gelenkfunktion nicht nur von der potentiellen Maximalkraft abhängt.

Bei Untersuchungen sechs Monate postoperativ wird mehrheitlich von einer stattgehabten Kraftsteigerung über das präoperative Niveau hinaus berichtet [Steiner et al., 1989], [Murray et al., 1983]. Lediglich bei Lorentzen et al. (1999), der ebenfalls ein halbes Jahr postoperativ bei einer Gelenkstellung von 75° isometrisch evaluierte, lag die Flexorenkraft noch unter dem präoperativen Kraftpotential. Die Extensoren hatten zum selben Zeitpunkt die präoperativen Werte gerade wieder erreicht.

Auch in der Studie von Murray et al. (1983), die Patienten mit einem Oberflächenersatz über zwei Jahre nachbeobachteten, traten die größten

Kraftsteigerungen im ersten halben Jahr nach der Prothesenimplantation auf. Nach der 6-Monatsuntersuchung kam es zwar zu weiteren Kraftanstiegen, allerdings in geringerem AusmaÙe. Diese Ergebnisse entsprechen durchaus unseren Feststellungen, denn auch wir beobachteten Kraftsteigerungsraten, die gegen Studienende immer kleiner ausfielen. Allerdings konnten wir damit die Ergebnisse von Gore et al. (1986) nicht bestätigen, die einen Rückgang der isometrischen Extensorenmaximalkraft im zweiten Jahr nach der Prothesenimplantation beschrieben. Diese Ergebnisdiskrepanz ist aber möglicherweise hauptsächlich auf ein, bezüglich des Merkmals „Geschlecht“ unterschiedliches Patientenkollektiv zurückzuführen. Gore et al. (1986) untersuchten ausschließlich wegen degenerativer Arthrose operierte, männliche Patienten, in unsere Gruppe 3a hingegen waren nur weibliche Prothesenträger mit beiden Grunderkrankungen (Arthrose und cP) inkludiert.

Wigren et al. (1983), die Patienten mit einem Oberflächenersatz über drei Jahre regelmäßig nachuntersucht haben, konstatierten analog zu unseren Daten, ebenfalls einen signifikanten Anstieg der isometrischen Kraft, und zwar sowohl für Arthrose- als auch Arthritispatienten. Dennoch bestand ein Unterschied zwischen diesen beiden Gruppen: Während die cP-Patienten nach zwei Jahren den Höhepunkt der isokinetischen Kraftkurve erreicht hatten, legten zumindest die weiblichen Arthrose-Patienten auch im letzten Untersuchungsjahr noch an Kraft zu. Desweiteren war in dieser Studie der prozentuale Kraftzuwachs der Flexoren größer als der der Extensoren. Unsere Ergebnisse hingegen ergaben genau umgekehrte Verhältnisse.

4.5.4 Vergleich operiertes Bein (OB) - Gegenbein (GB)

Bei den ersten drei Untersuchungsterminen (U 1-U 3) war das betroffene Bein jeweils schwächer als das Kontrollbein. Bei der Abschlußuntersuchung dann war das operierte Bein kräftemäßig dem Gegenbein deutlich überlegen, und zwar sowohl beuge- als auch streckseitig. Für die Flexoren lagen die ermittelten U 4 - Drehmomente sogar über den U 1-Werten des Gegenbeines. Die U 4 -Extensoren-

kraftwerte des Prothesenbeines waren geringfügig kleiner als die Extensorenkraft des Gegenbeines zu Beginn der Studie. Damit entsprechen unsere Ergebnisse im wesentlichen der von anderen Untersuchern gemachten Beobachtung, daß sich die isometrischen Kraftwerte des operierten Beines im postoperativen Verlauf denen des nichtoperierten Beines angleichen und drei Jahre postoperativ praktisch kein Seitenunterschied feststellbar ist [Wigren et al., 1983].

Das Ausmaß des präoperativen Kraftdefizits im Seitenunterschied war auf Streckerseite beträchtlich größer. Legt man das Drehmoment der gesunden Seite als 100 % - Marke fest, so betrug, bei einer Gelenkstellung von 45°, das U 1-Kraftvermögen der erkrankten Seite 75,4 %. Ebenfalls zum Zeitpunkt U 1 leisteten, bei derselben Gelenkposition, die Flexoren der beeinträchtigten Seite 94,8% der Kraft der gesunden Seite. Damit waren die präoperativen isometrischen Seitenunterschiede weniger gravierend als die isokinetischen Differenzen bei 60°/s. Diese Feststellung entsprach den Ergebnissen anderer Untersucher. Hsieh et al. (1992) berichteten beispielsweise, daß bei jungen Patienten mit Kniepathologie die isometrischen Meßwerte weniger stark von denen einer entsprechenden Kontrollgruppe differierten als die isokinetischen Drehmomente. Zudem stellten Madsen et al. (1995) fest, daß bei Patienten mit schwerer Gonarthrose das isokinetische Kraftvermögen drastischer reduziert war als die isometrische Maximalkraft. Diese Umstände führten sie auf eine durch den degenerativen Prozeß mit konsekutiver körperlicher Aktivität bedingte veränderte Muskelfasertypverteilung zurück.

4.5.5 Extensorenkraftdefizit

Bei der 2-Jahres-Abschlußmessung eines ausschließlich männlichen Patientenkollektives mit Knieendoprothese betrugen die Extensorenkraft 66 % und die Flexorenkraft 88 % im Vergleich zu einer aus gesunden und altersentsprechenden Probanden bestehenden Vergleichsgruppe. Der Untersucher wertete diese Zahlen als Hinweis für ein auch nach zwei Jahren noch manifestes isometrisches Kraftdefizit [Gore et al., 1986]. Auch Murray et al. (1983) beobachteten zum

Abschluß ihrer prospektiven 2-Jahresstudie an Knieprothesenpatienten ein isometrisches Kraftdefizit im Seitenvergleich, das für die Extensoren viel gravierender war als für die Beugermuskulatur.

Nach vier Jahren konnten wir ein Kraftdefizit der operierten Seite nicht mehr nachweisen. Im Gegenteil, das prothetisch versorgte Bein wies im Vergleich zur Gegenseite sogar die größeren isometrischen Drehmomente auf, und das sowohl beuge- als auch streckseitig. Die von Menke et al. (1998) geäußerte Befürchtung, daß, insbesondere bei guter präoperativer Gelenkfunktion, die frühpostoperative, isometrische Funktionseinbuße zu einem gewissen Teil dauerhaft bestehen bleiben könnte, hat sich für unser Patientenkollektiv nicht bewahrheitet, auch nicht für die Extensoren.

4.6 Score

Obwohl die Beurteilung des Outcome mittels Punktebewertungssystem in der Orthopädie erst seit neuerer Zeit an Bedeutung gewinnt (im Vergleich zu anderen Fachdisziplinen) [Gartland, 1988], [Keller et al., 1993], wurden in den letzten Jahren eine nicht mehr zu überschauende Anzahl an Scoring-Systemen entwickelt und verwendet [Krämer und Maichl, 1993], so daß ein Score-Vergleich zwischen verschiedenen KTEP-Designs oder Operationsmethoden schon aufgrund dieser Vielfalt sehr schwierig ist [Drake et al., 1994].

Mit dem Score nach Ranawat und Shine haben wir einen Score verwendet, der aus dem Hospital for Special Surgery stammt und seit über 25 Jahren in unveränderter Form sehr häufig eingesetzt wird [Insall et al., 1989]. So dient und diente er hauptsächlich der Evaluation verschiedener Knieendoprothesenmodelle, aber auch der Beurteilung von operativen Zugangswegen am Knie [Garvin et al., 1995] und der Einflußgrößenbestimmung verschiedener Faktoren wie z.B. Adipositas [Griffin et al., 1998] sowie Zementierung [Fehring und Griffin, 1998] auf das Ergebnis nach Prothesenoperationen. Desweiteren setzten Herzog und Morscher (1991) diesen Score zur Abschätzung des Outcome nach Revisionsoperationen ein, die

durch das Auftreten von Komplikationen nach Primärerersatz am Kniegelenk notwendig wurden.

Selbst die Einführung eines neuen Evaluationssystems durch die Knee society im Jahre 1989, das zwischen Kneescore und Funktionsscore unterscheidet, führte nicht zu einem gänzlichen Verschwinden des HSS Scoring -Systems. Es wurde in zahlreichen neueren Studien aus den neunziger Jahren weiterhin als Beurteilungshilfe herangezogen [Bugbee et al., 1998], [Huang et al., 1998], [Li et al., 1999], [Pellengahr et al., 1999], [Rodgers et al., 1989]. Teilweise wurde der HSS-Score und das Knee society rating system sogar parallel eingesetzt [Diduch et al., 1997].

Das Bewertungssystem der Knee society von 1989 bietet gewisse Vorteile, die gleichzeitig die Schwächen des Scores nach Ranawat und Shine aufzeigen. Beim „alten“ Scoring-System führte eine Verschlechterung des Allgemeinzustandes zu einer Verschlechterung des Scoreresultates und damit zu einer schlechteren Kritik für die jeweilig zu beurteilende Sache. Der „neue“ Score hingegen kann durch separate Punktevergabe für den Kniescore und den Funktionsscore differenzieren, ob wirklich die Gelenkfunktion schlecht ist oder ob sich bei gleichbleibenden Gelenkverhältnissen „nur“ die Gesamtsituation des Prothesenträgers verschlechtert [Insall et al., 1989]. Besonders wertvoll ist diese Differenzierung bei Patienten mit rheumatoider Arthritis, da diese Grunderkrankung durch Progression und weiteren Gelenkbefall oft zu einer Verschlechterung des Allgemeinzustandes führt. König et al. (1997a) zeigten, daß sich bei cP-Patienten der Funktionsscore durch eine Prothesenoperation nicht in dem Maße verbesserte wie es der Kniescore getan hatte. Trotz tadelloser Funktion des künstlichen Kniegelenks war der Funktionsscore durch die limitierende Wirkung anderer, von der Krankheit betroffener Gelenke auf relativ niederem Niveau verharret. Auch andere Untersucher berichteten, daß sich bei Patienten mit cP der Funktionsscore zwar nicht initial aber doch 5-10 Jahre nach einer Knieprothesenimplantation verschlechterte, während der Kniescore keine wesentliche Änderung über diesen Zeitraum zeigte [Elke et al., 1995].

Eine isolierte Anwendung des Scores nach Ranawat und Shine ist also durch das Vorhandensein des differenzierteren Bewertungsschemas der Knee society kritisch zu sehen und, wie in unserem Falle, nur akzeptabel, wenn sich die Bewertung einer postoperativen Situation auch auf andere Beurteilungsverfahren stützt und die Fragen, die zur Erhebung des Scores notwendig sind, nach Möglichkeit eng auf das zu evaluierende Gelenk bezogen werden. Trotz der aufgeführten Kritik und dem zur Verfügung stehenden „Alternativscore“ der Knee society stellt der Score nach Ranawat und Shine nach wie vor ein valides Punktebewertungssystem dar, das sich durch eine hohe Korrelation zu objektiven Meßmethoden (Isometrie, Isokinetik) und zu der subjektiven Einschätzung des Operationserfolges durch den Patienten auszeichnet [Choa et al., 1994], [Gore et al., 1986].

Während der 4-jährigen Studiendauer haben sich alle 45 evaluierten Kunstgelenke aus Gruppe 1 den Score betreffend verbessert, in 43 Fällen (95,6 %) sogar um mehr als zehn Punkte. Präoperativ lag die mittlere Scorepunktzahl bei 45,8 Punkten. Vor der Prothesenoperation waren damit 89 % der Patienten in die Kategorie „poor“ eingestuft. Bei U 4 wiesen dann 38 der 45 Prothesen (84,4%) ein gutes oder exzellentes Ergebnis auf. Mittels HSS-Score ergab sich eine durchschnittliche Punktzahl von 78,3 Punkten. Pellengahr et al. (1999) stellten bei der Evaluation von Genesis -Prothesen ebenfalls vier Jahre nach dem Eingriff mit 80,7 Punkten im selben Scoring-System ähnliche Ergebnisse fest. Eine Untersuchung an Patienten, denen vor durchschnittlich zehn Jahren eine Insall-Burstein II-Prothese eingebaut wurde, ergab mit 79 Punkten im HSS-Score ebenfalls ein Ergebnis, das identisch ist mit den von uns ermittelten Werten [Li et al., 1999].

Es gibt für die Miller-Galante-I/II-Prothesensysteme aber auch noch besser ausfallende Evaluationsergebnisse. So stuften Choa et al. (1994) 93,5% der Patienten aus ihrer Untersuchungsgruppe in die Kategorien „gut“ oder „exzellent“ ein (in unserer Studie 84,4%). Auch lag die mittlere Scorepunktzahl (nach HSS) bei der Nachuntersuchung 36 Monate post implantationem mit 85,4 Punkten um durchschnittlich 7,1 Punkte höher als bei unserem Patientenkollektiv nach 48 Monaten. Allerdings wäre es falsch, voreilig daraus zu schließen, daß für ein und

denselben Prothesentyp tatsächlich zwei deutlich verschiedene Ergebnisse vorliegen, denn es wird immer wieder betont, daß bei Scores ein absolut identischer und fehlerfreier Vergleich praktisch nicht möglich ist [Fuchs und Friedrich, 1999]. Da kein Punktebewertungssystem ideal ist, ist durch die Verwendung einheitlicher Bewertungssysteme ein relativer, nicht aber ein absoluter Vergleich möglich [Ewald, 1989]. Als Einflußgrößen, die einen absoluten Vergleich vereiteln, sind unter anderem das Patientenalter, die präoperative Ausgangssituation, Grund- und Begleiterkrankungen und die individuelle Strenge der Untersucher zu nennen.

Von Fuchs und Friedrich (1999) konnte wie für andere Scores auch speziell für den HSS-Score gezeigt werden, daß der Interpretationsspielraum, den der Score offenläßt, von den jeweiligen Untersuchern divers genutzt wird. Bei der Beurteilung von arthrotischen Kniegelenken mittels verschiedener Scoring-Systeme durch drei verschiedene Untersucher wurden drei unterschiedliche Ergebnisse festgestellt. Damit war klar, daß ein Scoreresultat nicht unwesentlich durch die Strenge des Untersuchers beeinflußt wird. Deshalb ist unter Umständen der prospektive Verlauf einer Scorekurve, bewertet durch einen einzigen Untersucher, aussagekräftiger als Vergleiche zwischen Ergebnissen zwei verschiedener Untersucher.

Desweiteren kann, wie bereits erwähnt, die Grunderkrankung, die einen künstlichen Gelenkersatz erforderlich machte, wesentlichen Einfluß auf die postoperative Situation nehmen [Bugbee et al., 1998]. So wurde durch Insall et al. (1979) und Scott et al. (1988) von signifikant schlechteren Scoreergebnissen bei Patienten mit cP im Vergleich zu Patienten, die wegen einer Gonarthrose operiert worden sind, berichtet. Auch Brinker et al. (1990) konstatierten sowohl präoperativ als auch bei Nachuntersuchungen postoperativ ein schlechteres Scoreresultat bei Implantatträgern, die an cP litten, als bei solchen, die wegen degenerativen Kniegelenksveränderungen operiert wurden. Der Anteil von Patienten mit rheumatoider Arthritis ist in unserem Studienkollektiv mit 17 von 45 Patienten (37,8 %) recht hoch. Es lag also zunächst die Vermutung nahe, daß

dieser hohe Anteil an cP-Patienten mit für das, im Vergleich zu einigen anderen Publikationen, geringfügig schlechtere Scoreergebnis mitverantwortlich ist. Bei genauerer Analyse unserer Meßergebnisse zeigte sich aber, daß die Arthrosepatienten zwar präoperativ besser eingestuft waren als die cP-Patienten, nicht aber postoperativ. Nach vier Jahren wiesen die Patienten der Arthrosegruppe (n=28) durchschnittlich 78,5 Punkte auf, die Patienten der Arthritisgruppe (n=17) 78 Punkte (vgl. Abb. 7).

Damit stimmten unsere Feststellungen mit denen von Krismer et al. (1991) überein, die bei einer Nachuntersuchung nach durchschnittlich 64 Monaten an 71 Patienten mit einer Kinematikprothese (Howmedica Inc., Rutherford, NJ, USA) ebenfalls keine Scoreergebnisdiskrepanz (Knee society Score) zwischen Prothesenträgern aus der Arthrosegruppe und solchen aus der Gruppe mit rheumatoider Arthritis entdecken konnten. Goldberg et al. (1988) berichteten sogar von einem Scorevorteil der cP-Gruppe gegenüber der Arthrosegruppe, allerdings ist dabei zu berücksichtigen, daß in seiner Untersuchung die beiden zum Vergleich herangezogenen Gruppen deutliche Unterschiede bezüglich Alter, Geschlecht und Patientenzahl aufwiesen und ein anderes Scoring-System verwendet wurde.

Bei praktisch allen Untersuchern, die bei der Nachuntersuchung von Trägern einer Oberflächenprothese mittels HSS-Score deutlich höhere als die von uns ermittelten Scorepunktezahlen angaben [Bugbee et al., 1998], [Colizza et al., 1995], [Diduch et al., 1997], [Fehring und Griffin, 1998], [Griffin et al., 1998], [Kobs und Lachiewicz, 1993], lag der Ausgangsscorewert deutlich über dem unserer Patientengruppe, so auch bei Choa et al. (1994). Lediglich Vince et al. (1989) und Insall et al. (1979) scheinen mit einer präoperativen Scorepunktezahl im HSS clinical rating system von 45 bzw. 43 Punkten ähnlich strenge Maßstäbe angelegt zu haben wie wir (Ausgangsscore 45,8 Punkte). Da Kniegelenke, die weniger geschädigt einer Operation zugeführt werden, postoperativ in der Regel eine bessere Prognose haben und ein besseres Ergebnis erreichen, darf dieser Gesichtspunkt nicht unberücksichtigt bleiben. Ob ein präoperativ höheres Ausgangsniveau allerdings tatsächlich bedeutet, daß ein Gelenk weniger

pathologisch verändert war, oder ob es Ausdruck einer milderen Beurteilung durch den Untersucher ist, kann oftmals schwer nachvollzogen werden.

Der Einfluß des Patientenalters auf das Scoreergebnis wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Während Fuchs und Friedrich (1999) einen Einfluß des Alters auf den HSS-Score bestätigten und deshalb empfehlen, die Altersspannbreite innerhalb eines Untersuchungskollektives zum Erhalt einer gewissen Vergleichbarkeit auf 10-20 Jahre zu beschränken, konnten Feller et al. (1996) keine Beziehung zwischen Alter und Scoreergebnis finden. Letzteres Ergebnis ist aber aufgrund des generell beobachtbaren, „physiologischen“ Absinkens der Muskelkraftwerte [Aniansson et al., 1980] und der Scorewerte [Fuchs und Friedrich, 1999] mit zunehmendem Alter kritisch zu sehen.

Ob in unserer Studie die jeweils signifikante Abnahme der Scorepunktzahl des nichtoperierten Beines von U 3 auf U 4 bzw. von U 1 auf U 4 (Gruppe 3a) allein durch dieses physiologische Absinken während des Alterungsprozesses bedingt ist oder ob noch zusätzliche Faktoren eine Rolle spielen, kann aufgrund fehlender prospektiver Vergleichsstudien nicht beurteilt werden.

Bemerkenswert ist noch der signifikante Scorewertanstieg des operierten Beines während aller Intervalle zwischen den vier Untersuchungsterminen. Die signifikante Steigerung von U 3 auf U 4 zeigt, daß nach 14 Wochen die Adaptation an die Prothese keineswegs vollständig erfolgt ist. Eine Eingrenzung des Zeitraumes, in dem der Höhepunkt der positiven postoperativen Scoreentwicklung erreicht wird, kann leider nicht angegeben werden, da das untersuchungsfreie Intervall zwischen U 3 und U 4 mit über 44 Monaten zu lang war. Bei König et al. (1997b) ergab die 2-Jahresuntersuchung bei 276 Patienten mit Oberflächenersatz den höchsten Scorepunktwert. Bei genauerer Scoreanalyse nach dem Knee society rating system stellt er bei den weiteren, jährlichen Untersuchungen bis fünf Jahre postoperativ einen konstanten Kniescore und einen um insgesamt sieben Punkte abgefallenen Funktionsscore fest. Durch die unterschiedliche Entwicklung von Knie- und Funktionsscore untermauerte er nochmals die Forderung nach einem dualen Bewertungssystem.

4.7 Bewegungsausmaße

Das Erreichen eines ausreichend großen Bewegungsausmasses ist zwar ein wichtiges Ziel in der Knieendoprothetik [Schurman et al., 1985], allerdings ist ein zu großer Bewegungsumfang nicht unbedingt von Vorteil für den Patienten. Joseph und Kaufman (1990) beobachteten im Zuge einer Nachuntersuchung bei Patienten, die mit einem Oberflächentotalersatz versorgt wurden, daß es ab einem Beugevermögen von 120° vermehrt zu Streßeinwirkungen auf die belassene oder ersetzte Patella kam, die nicht selten zu (Sub-)Luxationen und Frakturen führten. Für den Patienten ist offensichtlich das Erhalten bzw. Wiederherstellen der vollständigen Streckfähigkeit wichtiger als die Verbesserung der Beugefähigkeit, denn eine durch die Operation leicht verringerte Beugefähigkeit hatte keinen nachweisbaren negativen Einfluß auf die Beurteilung des Operationserfolges durch den Patienten selbst und war auch nicht mit vermehrtem Auftreten von Schmerzen vergesellschaftet [Fischer-Hülser, 1994]. Auch Marmor (1985) konstatierte bei der Evaluation eines Oberflächenersatzes, daß die Beugefähigkeit für die Patienten ein eher unwichtiges Kriterium darstellt. Dennoch ist für das Erreichen eines Operationserfolges und für den Erhalt bzw. die Verbesserung von Mobilität und Lebensqualität ein Mindestmaß an Beugefähigkeit unabdingbar. In der Literatur finden sich ein Schwellenwert von ca. 70° für ein annähernd normales Gangbild, ein Mindestwert von 65°-85° für die Möglichkeit zum Treppen steigen. Für das Treppen abwärts gehen werden zirka 90° Beugung als notwendige Voraussetzung erachtet, für das Erheben von einem Stuhl unter Zuhilfenahme der Hände ist ein Beugepotential von annähernd 95° notwendig. Das Aufstehen von einem Stuhl ohne Unterstützung durch die oberen Extremitäten sowie das selbständige Schuhe knüpfen sind erst ab einer Beugefähigkeit von ungefähr 105° möglich [Hungerford et al., 1984], [Laubenthal et al., 1972], [Ryu et al., 1993]. Besonders bei cP - Patienten mit Krankheitsmanifestation an Händen und Armen ist daher ein Flexionsvermögen von mindestens 105° anzustreben [Chmell und Scott, 1999].

Die Patienten aus Gruppe 1 unserer Studie haben mit einer durchschnittlichen Beugefähigkeit von 105° (Arthrose-Patienten: 102° , cP-Patienten: 108°) (vgl. Tab. 31) bei U 4 also gute Voraussetzungen, um im Alltag ohne fremde Hilfe zurechtzukommen und am sozialen Leben zu partizipieren. Die Ergebnisse der gleichgeschlechtlichen (weiblichen) Gruppe 3a sind mit einer Beugung bis durchschnittlich 100° (Arthrose-Patienten: 96° , cP-Patienten: 109°) bei U 4 etwas schlechter (vgl. Tab. 32). Kienapfel et al. (1991) und Choa et al. (1994) kommen bei der Evaluation von Miller-Galante-I/II-Prothesen bei einer Nachbeobachtungszeit von zwei bis fünf Jahren bzw. 36 Monaten zu exakt demselben Ergebnis von durchschnittlich 100° . Einen Bewegungsumfang von $106,5^\circ$ nach durchschnittlich 51 (25 - 90) Monaten konstatierten Ryu et al. (1993) bei Patienten, die mit dem Miller-Galante-I-System versorgt wurden. Rorabeck et al. (1993) sowie Kobs und Lachiewicz (1993) berichteten bei der Evaluation desselben Prothesensystems und einem Nachbeobachtungszeitraum von 2-5 Jahren bzw. 46 Monaten von einem durchschnittlich etwas größerem Beugevermögen (110° bzw. 108°). Allerdings lag bei der Untersuchung von Rorabeck et al. (1993) das präoperative Ausgangsniveau der maximalen Beugung um 7° höher als das unseres Studienkollektivs. Dies ist insofern eine wichtige Information, als daß das präoperative ROM (range of motion) das postoperative in nicht unerheblicher Weise beeinflusst [Elke et al., 1995], [König et al., 1997b], [Schurman et al., 1985], [Ryu et al., 1993]. Allerdings stellte Mullen (1983) klar, daß ein präoperativ schlechter Bewegungsumfang nicht zwangsläufig ein schlechtes postoperatives ROM zur Folge haben muß.

Vielmehr ist es so, daß Patienten, die präoperativ einen ausgesprochen guten Bewegungsumfang aufweisen, postoperativ ein ROM aufweisen, das zwar ebenfalls gut, aber schlechter als präoperativ ist [Mullen, 1983]. Umgekehrt ist bei Patienten, die präoperativ auf einem schlechten ROM-Niveau starten, durch die Operation eher eine Verbesserung bezüglich des Flexions- bzw. Extensionsvermögens zu erwarten [Schurman et al., 1985].

Bei Kobs und Lachiewicz (1993) (s.o.) war der Anteil an Patienten mit cP besonders hoch. Patienten, die an rheumatoider Arthritis leiden, scheinen durch die Prothesenimplantation bezüglich des Bewegungsausmaßes signifikant mehr zu profitieren als die Patienten, die wegen einer degenerativen Arthrose operiert werden [Kobs und Lachiewicz, 1993], [König et al., 1997a]. Dies ist insofern nicht verwunderlich, als daß cP-Patienten mit Kniebefall im täglichen Leben schmerzbedingt nur 25 % des tatsächlich möglichen Bewegungsumfanges nutzen [Ranawat und Rodriguez, 1995]. Werden durch die Operation dann die Schmerzen beseitigt oder zumindest deutlich reduziert, kommt es zu einer überdurchschnittlichen Zunahme der Bewegungsmöglichkeiten. Auch in unserer Arbeit erwies sich die bereits von Ryu et al. (1993) veröffentlichte Erkenntnis, daß die Grunderkrankung das Bewegungsausmaß mitbeeinflußt, als zutreffend. Wir konnten den bereits zuvor von Stern et al. (1998) beobachteten ROM-Vorteil der Patienten, die an rheumatoider Arthritis litten, gegenüber der Arthrosegruppe bestätigen. Bezüglich des Bewegungsumfanges des Interventionsbeines verbesserten sich die cP-Patienten der Gruppe 3a im U 1-U 4 -Vergleich um mehr als 8° (von 100° auf 108,8°). Die entsprechende Verbesserung der Arthrose-Patienten aus derselben Gruppe fiel mit weniger als 1° (von 94,5° auf 95°) deutlich geringer aus (vgl. Tab. 32).

Desweiteren konnte in unserer Studie, zumindest für das weibliche Patientenkollektiv (Gruppe 3a), die von anderen Untersuchern gemachte Feststellung verifiziert werden, daß Patienten nach Implantation einer Knieendoprothese das operierte Bein weniger weit beugen können [Duffy et al., 1998], [Gore et al., 1986]. Allerdings war in unserer Studie, trotz einer Abnahme der absoluten Beugefähigkeit um 3,5°, durch einen Beweglichkeitszugewinn von 6,5° bei endgradiger Streckung nach 48 Monaten das Bewegungsausmaß sogar um 3° größer als der präoperative Ausgangswert. Bei Scott et al. (1988) betrug die ROM-Verbesserung 2-8 Jahre nach primärem Kniegelenksersatz bemerkenswerte 19°. Allerdings erhielten die von ihm evaluierten Patienten allesamt eine teilweise gekoppelte Oberflächenprothese. Bei diesem Prothesendesign ist eine Instabilität

weniger zu befürchten, so daß der Operateur eine weniger straffe Kapsel-Bandsituation eher toleriert. Diese wiederum führt zu einer guten Streck- bzw. Beugefähigkeit. Stern et al. (1998) beobachteten 15 Monate postoperativ ebenfalls einen vor allem durch verbesserte Streckung gesteigerten Bewegungsumfang, obwohl sich 25 % seiner Patienten bezüglich der Beugefähigkeit durch die Intervention sogar verschlechtert hatten.

Die weitestgehende Beseitigung der Streckdefizite durch die Prothesenimplantation zeigte sich in der Angleichung der Beugefähigkeitskurve an die Kurve, die das Bewegungsausmaß wiedergibt (s. Kap. 3.6.1 bzw. Abb. 17). Sowohl die Anzahl der Patienten mit eingeschränktem Streckvermögen als auch die Schwere einzelner auch postoperativ fortbestehenden Streckdefizite konnten deutlich reduziert werden.

Zusammenfassend kann also aus unseren Ergebnissen gefolgert werden, daß mit dem Miller-Galante-II-Design in den meisten Fällen die Möglichkeit zu voller Extension geschaffen werden kann. Zudem kann mit dieser Prothese ein in einer vernünftigen Größenordnung liegendes und absolut ausreichendes Bewegungsausmaß erreicht werden. Da in unserem Studienkollektiv das Prothesenbein eine Beweglichkeit von bis zu 140/0/0 (Neutral-Null-Methode) erreichte, scheidet eine generelle konstruktionsbedingte Limitierung des Bewegungsumfanges bei dem untersuchten Prothesensystem (Miller-Galante-II) sowieso aus. Vergleicht man das ROM unseres Studienkollektives mit dem ROM anderer Patienten, denen eine Oberflächenprothese eingebaut wurde, bei deren Implantation alle Kreuzbänder reseziert werden, so weisen diese Patienten oftmals ein deutlich geringeres Bewegungspotential auf [Goldberg et al., 1988], [Vince et al., 1989]. Der Erhalt eines suffizienten hinteren Kreuzbandes, wie es das Miller-Galante-II-Prothesensystem erlaubt, scheint das Erreichen der von Pellengahr et al. (1999) beschriebenen adäquaten Laxizität in sagittaler Richtung zu ermöglichen, die sich seinen Angaben zufolge günstig auf das Bewegungsausmaß auswirken soll. Allerdings darf nicht vergessen werden, daß neben dem Prothesentyp, dem präoperativen Beweglichkeitspotential und der Laxizität in a.-p.-Richtung noch

zahlreiche andere Faktoren (z.B. Grund-/Begleiterkrankungen, postoperative Nachbehandlung usw.) den maximalen Extensions- bzw. Flexionswinkel beeinflussen bzw. limitieren.

Zur postoperativen Nachbehandlung bleibt noch anzumerken, daß eine sich an den Krankenhausaufenthalt anschließende, vierwöchige, stationäre AHB (Anschlußheilbehandlung) einen nachweislich langanhaltenden positiven Einfluß unter anderem auf Streckdefizit und Beugefähigkeit nach primärem endoprothetischem Kniegelenksersatz hatte [Hoffmann und Heisel, 1997].

4.8 Oberschenkelumfänge

Die Oberschenkelumfangsmessung wurde bereits in mehreren Studien als Meßmethode eingesetzt. So verwendeten Fisher et al. (1993) die Oberschenkelumfänge zur Überprüfung des Effekts einer physikalischen Therapie bei Arthrosepatienten. Küswetter und Sell (1991) bedienten sich der Oberschenkelumfangsmessung zur Evaluation der postoperativen Nachbehandlung nach KTEP. Sie konnten zeigen, daß bei Patienten, die kontinuierlich mit einer aktiv-passiv Motorschiene in den ersten postoperativen Tagen nachbehandelt wurden, die Muskelumfangsminderung am geringsten ausgeprägt war. In einer weiteren Studie wurde ergänzend zur isokinetischen und isometrischen Kraftbestimmung eine Oberschenkelumfangsmessung durchgeführt, um den Effekt von regelmäßig durchgeführtem „stretching-training“ zu evaluieren [Handel et al., 1997]. Auch in unserer Studie griffen wir auf diese relativ simple, aber wie in den genannten Untersuchungen bereits gezeigt, auch sehr sensitive Meßmethode zurück. Allerdings muß an dieser Stelle auch erwähnt werden, daß in einer Studie die gemessenen Oberschenkelumfänge mit denen mittels Computertomographie ermittelten Muskelquerschnittsflächen nicht oder nur ganz schlecht korrelierten [Rodgers et al., 1989].

Bei einer isolierten Betrachtung der Oberschenkelumfänge ist zunächst davon auszugehen, daß in unserer Studie der Effekt der operationsbedingten Inaktivitäts-

atrophie wohl den positiven Effekt von Physiotherapie und rascher Mobilisation überwog. Diese Annahme leitete sich aus der Tatsache ab, daß es frühpostoperativ zu einer Abnahme der Oberschenkelumfänge an operiertem und an nicht operiertem Bein kam, und zwar an beiden Meßlinien .

Nach vier Jahren waren die Oberschenkelumfänge am operierten Bein praktisch gleich groß wie die U 1-Werte bei einem signifikanten Kraftzugewinn gegenüber präoperativ. Am Kontrollbein war direkt postoperativ bei einer Abnahme der Oberschenkelumfänge sogar ein Zuwachs an Muskelkraft zu beobachten. Selbst wenn durch das Abgreifen der Oberschenkelumfänge der tatsächliche Zuwachs an Muskelquerschnittsfläche eher unterschätzt wird [Young et al., 1983], ist aufgrund unserer Ergebnisse anzunehmen, daß eine Steigerung des Kraftpotentials nicht bzw. nicht nur durch alleinigen Muskelmassenzuwachs bedingt ist. Madsen et al. (1997) bestätigten dies, indem sie an Patienten mit Gonarthrose, die auf eine Knieendoprothesenoperation warteten, eine radiologische Untersuchung (dual energy x-ray absorptiometry) zur Bestimmung der Muskelmasse und eine Kraftmessung der entsprechenden Muskelgruppen durchführte. Dabei stellten sie fest, daß die radiologisch bestimmte Muskelmasse am betroffenen Bein im Vergleich zum Kontrollbein nur um 3% verringert war, wohingegen die Kraftwerte durchschnittlich um mehr als 20% gemindert waren. Eine ähnliche Beobachtung machten Rodgers et al. (1989), indem sie drei Monate postoperativ Drehmomente maßen, die zumindest so groß oder sogar größer als präoperativ waren, obwohl sich im selben Zeitraum im Computertomogramm der Muskelquerschnitt deutlich verringert hatte. Auch in anderen Studien zeigte sich eine schlechte Korrelation zwischen bestimmter Muskelmasse bzw. -volumen und den gemessenen Kraftwerten [Sipila und Suominen, 1994], [Walsh et al., 1998]. Es müssen neben der absoluten Muskelmasse also noch weitere, die Muskelkraftwerte beeinflussenden Faktoren existieren. Als solche werden hauptsächlich Schmerzen, Propriozeptionsleistung und veränderte Kraftentfaltungsmuster diskutiert.

Lorentzen et al. (1999), die Patienten mit endoprothetischem Kniegelenksersatz isokinetisch, isometrisch und zur Schmerzsituation nachuntersucht haben, postulierten, daß der von ihnen beobachtete Muskelkraftanstieg eher durch eine Schmerzreduktion als durch Zunahme an Muskelmasse bedingt war. Eine ähnliche Meinung vertreten Horstmann et al. (1998), die das präoperative Kraftdefizit bei Patienten, bei denen eine KTEP-Operation geplant ist, zum größeren Teil auf den Faktor „Schmerz“ als auf ein reales Muskelmassendefizit zurückführten. Diese Hypothesen werden durch unsere Ergebnisse sowie durch die Beobachtung, daß Schmerz per se die Muskelkraftwerte beeinträchtigt [Wigren et al., 1981], gestützt. Benett und Stauber (1986) stellten sogar fest, daß Schmerzen ohne morphologisches Korrelat oder faßbare Pathologie am Kniegelenk das maximale Drehmoment in der Regel mehr reduzierten als ein traumabedingter Gelenkschaden (Meniskusverletzungen). Allerdings muß auch angemerkt werden, daß bei der Erfassung des Kraftpotentials von gonarthrotischen Patienten eine häufig beobachtete, deutliche Kraftminderung nicht immer mit Schmerzen vergesellschaftet war [Fisher et al., 1993]. Es ist also davon auszugehen, daß einer muskulären Schwäche meist ein multifaktorielles Geschehen zugrunde liegt.

Ein weiterer Faktor, der die Kraft mitbestimmt und im isokinetischen Meßmodus in gewisser Weise immer mitgemessen wird, ist die Propriozeptionsfähigkeit. Die Propriozeptionsleistung wird mit zunehmendem Alter schlechter [Fuchs et al., 1997b]. Besonders bei arthrotisch veränderten Kniegelenken geht die Abnahme des Propriozeptionspotentials durch degenerativ-entzündliche Begleitreaktionen und einer schmerzbedingten Entlastung des Beines schnell von statten, da durch eine Inaktivitätsatrophie für die Propriozeption immens wichtige Muskelrezeptoren verloren gehen [Sell et al., 1993]. Durch die Implantation einer Knieendoprothese, insbesondere bei Verwendung eines Oberflächendesigns, das einen partiellen Erhalt der Bandstrukturen erlaubt, wird die Propriozeptionsfähigkeit deutlich verbessert [Barrett et al., 1991]. Dadurch bietet sich die Möglichkeit, durch verbesserte und effizientere Kraftentladung ein höheres und früher auftretendes Drehmoment zu erbringen. Hsieh et al. (1992)

berichteten in diesem Zusammenhang von einem negativ veränderten Kraftentladungsmuster bei Arthrotikern, das durch eine Prothesenimplantation teilweise reversibel war. Fisher et al. (1993) konnten trotz intensiver Physiotherapie drei mal die Woche bei Patienten mit Gonarthrose nach drei Monaten keine Zunahme der Oberschenkelumfänge, wohl aber eine signifikante Kraftzunahme beobachten. Deshalb gingen auch sie davon aus, daß die bestehende Muskelmasse weitestgehend konstant bleibt, sich aber durch das regelmäßige Training deutlich besser kontrahiert. Damit bestätigten sie andere Autoren, die aufgrund eigener Studienergebnisse davon ausgehen, daß eine Kraftzunahme eher durch funktionelle als durch strukturelle Veränderungen bedingt ist [Handel et al., 1997].

Das Gegenbein erreicht bei keiner der weiteren Untersuchung, auch nicht bei U 4, sein präoperatives Oberschenkelumfangsniveau. Zudem sind bei der Abschlußuntersuchung die isokinetisch geleisteten Drehmomente im Vergleich zu allen Voruntersuchungen gefallen. Zum einen handelt es sich bei dem Kraftverlust also um einen tatsächlich existenten Verlust an Muskelmasse, der folgendermaßen erklärt werden könnte: Durch mehr oder minder lange Entlastung des arthrotisch veränderten Kniegelenks stellte sich vermutlich präoperativ eine kompensatorische Hypertrophie der Muskulatur am Gegenbein ein, die sich in den größten Oberschenkelumfangsmaßen (bei U 1) während des gesamten 4-jährigen Nachuntersuchungszeitraumes widerspiegelt. Zum anderen sind neben einer Abnahme an Muskelmasse natürlich auch die bereits weiter oben genannten anderen Faktoren wie zunehmendes Alter mit schlechter werdender Propriozeption und Mobilität sowie gewisse, klinisch inapparente, arthrotische Veränderungen im nichtoperierten Kniegelenk für die Kraftabnahme verantwortlich.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Das übergeordnete Ziel in der Endoprothetik ist die möglichst große und langanhaltende Steigerung der Lebensqualität. Für das Erreichen dieses Zieles ist u.a. ein adäquater Muskelkraftstatus unabdingbare Voraussetzung. Erstaunlicherweise existieren zur objektiven Veränderung der muskulären Leistungsfähigkeit nach KTEP-Implantation nur wenige kurzfristige (bis max. zwei Jahre postoperativ) Untersuchungen. Von besonderem Interesse war deshalb, ob die Patienten durch die Prothesenoperation auch mittelfristig und auch bezüglich der Extensoren in ausreichendem Maße muskulär profitieren.

Zur Klärung dieser Fragen haben wir 66 Patienten (zehn Männer, 56 Frauen, Durchschnittsalter 68 Jahre) mit 71 Prothesen (48 MG-II, 22 Blauth, eine Schlittenprothese) vier Jahre post implantationem evaluiert (U 4). Diese Arbeit ist Teil einer auf vier Jahre angelegten prospektiven Studie mit dem Schwerpunktthema „Muskelkraftdiagnostik“. Die in einer Vorstudie präoperativ (U 1), sieben Wochen postoperativ (U 2) und 14 Wochen postoperativ (U 3) erhobenen Meßwerte wurden nach entsprechender tabellarischer und statistischer Aufarbeitung als Vergleichswerte und zur Analyse des Verlaufs der einzelnen Parameter mit herangezogen. Zusätzlich zur isokinetischen und isometrischen Kraftmessung mit einem Cybex-340-Dynamometer wurden die Bewegungsausmaße und Oberschenkelumfänge bestimmt sowie ein Kniescore (HSS-Score nach Ranawat und Shine) erhoben.

Um eine möglichst homogene Gruppe, bei der ein Vergleich mit der klinisch nicht beeinträchtigten Gegenseite möglich ist, zu erhalten, haben wir alle einseitig mit einer MG-II-Prothese versorgten Frauen, die alle Untersuchungen komplett absolviert haben, einer detaillierteren Analyse unterzogen. Alle aufgeführten Ergebnisse in diesem Kapitel beziehen sich auf diese Studienpopulation von 13 Frauen. Die relativ engen 95%-Konfidenzintervalle lassen aber den Schluß zu, daß die anhand einer relativ kleinen Patientenzahl ermittelten Werte auch für Untersuchungen an einem größeren Patientenkollektiv repräsentativ sind.

Die isokinetische Kraftentwicklung bei 60°/s verlief folgendermaßen: Am

operierten Bein war ein frühpostoperativer Kraftverlust von 5,7 Nm (- 20%) für die Flexoren und von 5,1 Nm (- 15%) für die Extensoren zu beobachten. Von U 2 auf U 3 war dann ein Flexorenkraftanstieg von 9,8 Nm (+ 42,7%) und eine Steigerung der Extensorenkraft um 12,2 Nm (+ 41,8 %) zu verzeichnen. Bis zur Abschlußuntersuchung konnten die Patienten nochmals an Kraft zulegen (Flexoren um 2,1 Nm (+6,4%), Extensoren um 5,6 Nm (+ 13,6%)). Bei U 1-U 3 war das prothetisch versorgte Bein das jeweils schwächere Bein; vier Jahre nach der Prothesenimplantation lag das Kraftvermögen des Interventionsbeines im Flexoren- und im Extensorenbereich über dem des Kontrollbeines. Die Flexorenkraft des Prothesenbeines lag bei U 4 sogar über dem Ausgangskraftvermögen des Kontrollbeines, die Extensoren der operierten Seite waren bei U 4 nur geringfügig schwächer als die Gegenseite zum Zeitpunkt U 1.

Auch der für die Gelenkfunktion relevante Flexions-/Extensionsquotient entwickelte sich am OP-Bein positiv. Bei 60°/s betrug er präoperativ 0,83 , nach vier Jahren 0,74. Allerdings erreichte er nicht ganz die Werte des Kontrollbeines (U 4: 0,71). Die Tatsache, daß das isokinetisch ermittelte maximale Drehmoment in der jeweiligen Bewegungsrichtung zum Studienende hin immer früher auftrat, war als ein weiteres Indiz für eine Steigerung des Kraftpotentials sowie eine Verbesserung des Kraftentladungsmusters zu werten. Bei 60°/s änderte sich für die Flexoren innerhalb von vier Jahren der Einfallswinkel des maximalen Drehmoments von 41,1° auf 38,9°, für die Extensoren von 49,8° auf 54°.

Auch isometrisch war die positive Entwicklung der Muskelkraft nachzuvollziehen. Bei einer Gelenkstellung von 60° konnten über vier Jahre ein Kraftzugewinn der Beugermuskulatur von 27,7 Nm auf 37,1 Nm (+ 33,9%) und der Strecker-muskulatur von 46,2 Nm auf 68,3 Nm (+47,8%) festgestellt werden. Analog zu den isokinetischen Ergebnissen war bei U 4 die Quadriceps- und Hamstringmuskulatur des operierten Beines auch im isometrischen Meßmodus kräftiger als die Gegenseite.

Das durchschnittliche Scoreresultat des zur Operation anstehenden Beines entsprach der Kategorie „poor“, nach vier Jahren war das Ergebnis, unter anderem dank einer deutlichen Verbesserung der Schmerzsituation, ausnahmslos verbessert

und in 85% der Fälle als „good“ oder „excellent“ einzustufen. Die konkreten Punktwerte von U 1 bis U 4 lauteten: 48,5; 61,7; 71,1; 78,9. Das Endresultat lag damit durchschnittlich 5,2 Punkte über dem der Kontrollseite.

Auch hinsichtlich des Bewegungsumfanges profitierten die untersuchten Patienten von der Prothesenoperation. Die Streckdefizite (SD) konnten in Zahl und Ausmaß deutlich reduziert werden. Trotz einem Verlust an Beugefähigkeit von $3,5^\circ$ gegenüber dem präoperativen Status hat sich innerhalb von 48 Monaten das Bewegungspotential durch streckseitigen Zugewinn von $6,5^\circ$ um insgesamt 3° auf durchschnittlich $99,2^\circ$ verbessert.

Obwohl eine signifikante Kraftsteigerung festgestellt wurde, blieben die Oberschenkelumfänge praktisch konstant. Diese Feststellung unterstützt die bereits von anderen Untersuchern geäußerte Hypothese, daß die Kraftsteigerung nach prothetischem Ersatz am Kniegelenk nicht nur durch einen bloßen Zugewinn an Muskelmasse, sondern maßgeblich durch andere Faktoren bedingt ist.

Die Ergebnisse dieser prospektiven 4-Jahresstudie zeigen, daß die Patienten durch die implantierte Kniegelenksendoprothese (Miller-Galante-II) bezüglich der Muskelkraft bei Kniegelenksbewegungen mittelfristig einen hohen Nutzen haben. Das von vielen Untersuchern bis zum Zeitpunkt zwei Jahre postoperativ beobachtete Extensorenkraftdefizit konnte vier Jahre nach der Operation nicht mehr verifiziert werden. Eine irreversible Quadricepschwäche durch den streckseitig gelegenen operativen Zugangsweg scheint damit ausgeschlossen. Die Extensoren erreichen aber offensichtlich im Vergleich zu den Flexoren das Kraftniveau der Kontrollseite mit einer zeitlichen Verzögerung. Gerade weil für dieses „Nachhinken“ der Strecker eine bereits präoperativ manifeste Schwäche der Quadricepsmuskulatur ursächlich ist, sollte nach KTEP-Implantation das Training der Extensorenmuskulatur noch intensiver als bisher üblich betrieben werden, um die muskulären Defizite auch streckseitig schneller ausgleichen zu können. Auch in Bezug auf Score, Schmerz, ROM und H/Q-ratio war ein deutlicher Benefit zu verzeichnen. Entsprechend positiv äußerten sich die Patienten: 97% aller bei U 4 evaluierten Implantatträger waren der Meinung, daß es richtig war, sich vor vier Jahren einer Prothesenoperation zu unterziehen.

6. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	-----	Abbildung
AHB	-----	Anschlußheilbehandlung
a.p.	-----	anterior-posterior
Bf	-----	Beugefähigkeit
Bl	-----	Blauth
BMI	-----	body mass index
Bu	-----	Bewegungsumfang
bzw.	-----	beziehungsweise
ca.	-----	cirka
cm	-----	Zentimeter
cP	-----	chronische Polyarthritis
d.h.	-----	das heißt
DM	-----	Drehmoment
Ext	-----	Extensoren/Extension
Flex	-----	Flexoren/Flexion
GB	-----	Gegenbein
GET	-----	gravity effect torque
HKB	-----	hinteres Kreuzband
H/Q	-----	Hamstring/Quadriceps
HSS	-----	Hospital for Special Surgery
ISO	-----	International Organization of Standardization
kg	-----	Kilogramm
KTEP	-----	Knietotalendoprothese
m	-----	Meter
max.	-----	maximal
MG	-----	Miller-Galante
Mg	-----	Miller-Galante
mm	-----	Millimeter
Mo	-----	Monat(e)
Nm	-----	Newtonmeter
n.s.	-----	nicht signifikant
OB	-----	operiertes Bein
PFPS	-----	patellofemoral pain syndrom
Pkt.	-----	Punkt(e)
PMMA	-----	Polymethylmetacrylat
ROM	-----	range of motion
s	-----	Sekunde
SD	-----	Streckdefizit
Tab.	-----	Tabelle

U 1	-----	Untersuchung 1 (präoperativ)
U 2	-----	Untersuchung 2 (nach sieben Wochen)
U 3	-----	Untersuchung 3 (nach 14 Wochen)
U 4	-----	Untersuchung 4 (nach 48 Monaten)
u.a.	-----	unter anderem
usw.	-----	und so weiter
v.a.	-----	vor allem
vgl.	-----	vergleiche
Wo	-----	Woche(n)
z.B.	-----	zum Beispiel
*	-----	die so gekennzeichneten Meßdaten wurden allesamt von Herrn C. Winkler erhoben und uns freundlicherweise zur Verfügung gestellt. Sie dienen als Basis-/ bzw. Referenzdaten für einen Vergleich mit den U 4-Abschlußmeßwerten.

Tabelle 19 (Teil 2) zu Kap. 3.3.1 bzw. Abb. 7

Scoreentwicklung U1+U4 OB mit genauer Teilanalyse (Gruppe 1)												
Knie	Öff. Verk. mitt.		Bew. ausmaß		Muskelkraft		Flex. defor.		Instabilität			
	U1	U4	U1	U4	U1	U4	U1	U4	U1	U4		
1	5	5	13	10	8	8	10	5	8	8		
2	5	5	14	14	8	8	8	10	8	8		
3	5	5	13	14	8	8	5	10	8	8		
4	5	5	13	11	10	10	10	10	8	8		
5	5	5	14	12	8	10	5	5	8	8		
6	2	2	11	7	4	4	10	10	10	10		
7	5	5	13	14	4	8	5	10	10	10		
8	2	5	16	12	4	4	10	8	5	5		
9	2	5	14	15	8	8	5	10	8	8		
10	5	5	10	13	4	8	0	10	8	8		
11	5	5	6	12	4	8	0	8	8	8		
12	2	5	10	12	8	8	0	10	8	8		
13	2	5	12	13	4	8	8	10	8	8		
14	5	5	11	14	4	8	0	10	8	8		
15	5	5	11	15	4	10	5	10	8	8		
16	2	5	15	16	0	4	10	10	10	10		
17	5	5	13	11	4	8	10	10	8	10		
18	2	5	8	12	4	8	0	10	8	8		
19	5	5	15	13	8	8	8	8	8	8		
20	2	5	13	14	0	8	5	8	8	8		
21	5	5	13	16	4	8	0	10	8	8		
22	2	5	6	11	0	8	0	10	8	10		
23	2	5	8	11	4	8	0	10	8	10		
24	2	5	10	14	8	8	0	8	8	8		
25	5	5	13	13	8	8	5	5	8	8		
26	2	5	10	14	0	8	5	10	8	8		
27	2	5	13	13	8	8	5	10	8	10		
28	5	5	11	12	4	8	5	10	8	8		
29	5	2	16	14	8	8	10	10	10	8		
30	2	5	13	13	0	8	8	10	8	8		
31	2	5	10	12	4	8	5	8	8	8		
32	5	5	11	15	4	8	5	10	8	8		
33	2	5	15	14	4	8	8	10	8	8		
42	5	5	10	13	4	4	0	10	10	10		
43	2	5	11	13	8	8	5	8	8	8		
44	5	5	13	14	4	8	10	10	10	10		
45	2	5	16	15	4	8	10	10	8	8		
46	5	5	14	18	0	10	5	10	8	10		
47	2	2	12	14	8	4	10	10	8	8		
48	2	2	15	15	8	8	5	10	10	10		
49	2	5	11	10	4	8	0	5	8	10		
50	2	5	13	12	0	8	5	10	8	8		
51	5	2	12	10	8	8	0	10	10	10		
52	2	2	15	15	4	4	10	10	8	5		
53	2	5	5	13	0	4	0	10	10	10		
Prot.anzahl:	45											
MW	3,4	4,6	12,0	13,1	4,8	7,6	5,1	9,2	8,3	8,5		
Summe	153,0	207,0	541,0	588,0	214,0	340,0	230,0	416,0	375,0	382,0		
Max	5,0	5,0	16,0	18,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0		
Min	2,0	2,0	5,0	7,0	0,0	4,0	0,0	5,0	5,0	5,0		
Median	2,0	5,0	13,0	13,0	4,0	8,0	5,0	10,0	8,0	8,0		
Varianz	2,2	1,0	6,8	3,7	8,4	2,6	14,3	2,3	0,9	1,4		
Std.abweich	1,5	1,0	2,6	1,9	2,9	1,6	3,8	1,5	0,9	1,2		

Tabelle 19 (Teil 3) zu Kap. 3.3.1 bzw. Abb. 7

Scoreentwicklung U1+U4 OB mit genauer Teilanalyse (Gruppe 1)									
Abzüge für:									
Knie	Gehhilfe		Ext.fehler		Varus		Valgus		
	U1	U4	U1	U4	U1	U4	U1	U4	
1	0	0	0	2	0	0	2	1	
2	2	1	0	0	0	0	2	1	
3	1	0	3	0	1	0	0	0	
4	1	0	0	0	0	0	2	1	
5	0	0	5	2	0	0	1	0	
6	2	0	0	0	0	0	0	0	
7	1	0	3	0	0	0	0	0	
8	1	1	0	2	0	1	2	0	
9	2	0	2	0	0	0	1	0	
10	0	0	5	0	0	0	1	1	
11	3	0	5	0	2	0	0	0	
12	2	0	5	0	0	0	1	0	
13	1	1	0	0	1	0	0	0	
14	0	0	5	0	1	0	0	0	
15	2	0	2	0	0	0	1	0	
16	1	1	0	0	0	0	0	0	
17	3	2	0	0	0	0	1	0	
18	1	0	5	0	1	1	0	0	
19	2	0	2	0	0	0	1	1	
20	1	0	3	0	2	1	0	0	
21	1	0	5	0	0	0	1	0	
22	1	0	5	0	0	0	1	1	
23	1	0	5	0	0	0	2	0	
24	1	1	5	0	1	1		0	
25	1	1	3	2	2	1	0	0	
26	0	0	3	0	0	0	1	1	
27	2	0	2	0	1	1	0	0	
28	1	2	2	0	2	0	0	0	
29	1	0	0	0	0	0	0	0	
30	0	1	0	0	0	0	0	0	
31	1	0	3	0	0	0	1	0	
32	1	0	3	0	0	0	1	0	
33	1	0	0	0	0	0	2	0	
42	0	0	5	0	0	0	1	0	
43	1	0	2	0	0	0	0	0	
44	0	0	0	0	0	0	0	0	
45	1	0	0	0	0	0	3	0	
46	0	0	3	0	2	0	0	0	
47	2	1	0	0	0	0	2	1	
48	3	1	3	0	4	1	0	0	
49	0	0	5	2	1	0	0	0	
50	1	2	2	0	0	0	1	1	
51	2	2	5	0	1	1	0	0	
52	3	0	0	0	2	1	0	0	
53	1	1	3	0	0	0	0	0	
Prot.anzahl: 45									
MW	1,2	0,4	2,4	0,2	0,5	0,2	0,7	0,2	
Summe	52,0	18,0	109,0	10,0	24,0	9,0	31,0	9,0	
Max	3,0	2,0	5,0	2,0	4,0	1,0	3,0	1,0	
Min	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	
Median	1,0	0,0	3,0	0,0	0,0	0,0	0,5	0,0	
Varianz	0,8	0,4	4,0	0,4	0,8	0,2	0,7	0,2	
Std.abweic	0,9	0,6	2,0	0,6	0,9	0,4	0,8	0,4	

Tabelle 20a zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score GB U1 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw. -	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	30	10	5	5	16	10	10	8		94	0	0	0	0		94
4	13	30	12	5	5	16	10	10	8		96	0	0	0	1		95
6	25	20	8	2	2	14	8	10	10		74	1	0	0	0		73
7	21	30	12	5	5	15	8	10	10		95	0	0	0	0		95
8	9	25	10	2	5	16	4	10	8		80	0	0	1	0		79
9	34	30	12	5	5	16	8	10	10		96	0	0	0	0		96
10	4	25	10	2	5	14	4	5	8		73	0	3	0	0		70
11	15	25	10	2	5	9	4	5	8		68	0	3	0	1		64
12	29	25	10	5	5	11	8	8	10		82	0	0	0	0		82
13	24	25	10	5	5	15	4	10	8		82	1	0	0	0		81
14	8	25	10	2	5	13	8	5	8		76	1	3	0	0		72
16	33	25	10	2	5	14	4	10	10		80	1	0	0	0		79
17	30	20	8	2	5	11	8	10	8		72	2	0	1	0		69
Anzahl: 13																	
MW		25,77	10,15	3,38	4,77	13,85	6,77	8,69	8,77		82,15	0,46	0,69	0,15	0,15		80,69
Summe		335	132	44	62	180	88	113	114		1068	6	9	2	2		1049
Max		30	12	5	5	16	10	10	10		96	2	3	1	1		96
Min		20	8	2	2	9	4	5	8		68	0	0	0	0		64
Median		25,00	10,00	2,00	5,00	14,00	8,00	10,00	8,00		80,00	0,00	0,00	0,00	0,00		79,00
Varianz		10,95	1,51	2,24	0,64	4,75	5,25	4,37	0,95		91,51	0,40	1,60	0,13	0,13		114,83
Std.abweichung		3,31	1,23	1,50	0,80	2,18	2,29	2,09	0,97		9,57	0,63	1,26	0,36	0,36		10,72
95% Konf.int. +		27,34	10,74	4,10	5,15	14,88	7,86	9,69	9,23		86,70	0,76	1,29	0,33	0,33		85,79
95% Konf.int. -		24,20	9,57	2,67	4,39	12,81	5,68	7,70	8,31		77,61	0,16	0,09	-0,02	-0,02		75,60

Tabelle 20b zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score GB U2 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw.-	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	20	10	5	5	16	8	10	10		84	0	0	0	0		84
4	13	30	12	5	5	16	10	10	8		96	0	0	0	1		95
6	25	15	8	2	2	13	4	5	10		59	1	2	0	0		56
7	21	25	12	5	5	15	8	10	10		90	0	0	0	0		90
8	9	25	10	2	5	16	4	10	8		80	0	0	1	0		79
9	34	25	12	5	5	16	8	10	10		91	0	0	0	0		91
10	4	25	10	5	5	14	8	5	8		80	0	2	0	0		78
11	15	20	12	5	5	10	4	5	8		69	0	3	0	1		65
12	29	25	12	5	5	11	8	5	10		81	0	2	0	0		79
13	24	20	10	5	5	16	8	10	8		82	1	0	0	0		81
14	8	20	10	5	5	16	8	5	8		77	1	2	0	0		74
16	33	20	10	2	5	15	4	10	10		76	1	0	0	0		75
17	30	20	8	2	2	13	4	10	8		67	2	0	1	0		64
Anzahl: 13																	
MW		22,31	10,46	4,08	4,54	14,38	6,62	8,08	8,92		79,38	0,46	0,85	0,15	0,15		77,77
Summe		290	136	53	59	187	86	105	116		1032	6	11	2	2		1011
Max		30	12	5	5	16	10	10	10		96	2	3	1	1		95
Min		15	8	2	2	10	4	5	8		59	0	0	0	0		56
Median		20,00	10,00	5,00	5,00	15,00	8,00	10,00	8,00		80,00	0,00	0,00	0,00	0,00		79,00
Varianz		13,91	1,94	1,92	1,17	3,93	4,54	5,92	0,99		96,08	0,40	1,21	0,13	0,13		117,10
Std.abweichung		3,73	1,39	1,38	1,08	1,98	2,13	2,43	1,00		9,80	0,63	1,10	0,36	0,36		10,82
95% Konf.int. +		24,08	11,12	4,74	5,05	15,33	7,63	9,23	9,40		84,04	0,76	1,37	0,33	0,33		82,91
95% Konf.int. -		20,54	9,80	3,42	4,02	13,44	5,60	6,92	8,45		74,72	0,16	0,32	-0,02	-0,02		72,63

Tabelle 20c zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score GB U3 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw.-	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	25	12	5	5	16	10	10	10		93	0	0	0	0		93
4	13	30	12	5	5	16	10	10	8		96	0	0	0	1		95
6	25	20	8	2	2	14	4	10	10		70	1	0	0	0		69
7	21	30	12	5	5	16	8	10	10		96	0	0	0	0		96
8	9	25	10	2	5	16	4	10	8		80	0	0	1	0		79
9	34	30	12	5	5	16	8	10	10		96	0	0	0	0		96
10	4	25	12	5	5	14	8	5	10		84	0	2	0	0		82
11	15	20	12	5	5	9	4	5	8		68	0	2	0	1		65
12	29	25	12	5	5	11	8	5	10		81	0	3	0	0		78
13	24	25	10	2	5	16	8	8	8		82	1	0	1	0		80
14	8	25	10	5	5	14	8	5	10		82	0	2	0	0		80
16	33	25	12	2	5	14	4	10	10		82	1	0	0	0		81
17	30	20	10	2	2	13	8	10	8		73	2	0	0	0		71
Anzahl: 13																	
MW		25,00	11,08	3,85	4,54	14,23	7,08	8,31	9,23		83,31	0,38	0,69	0,15	0,15		81,92
Summe		325	144	50	59	185	92	108	120		1083	5	9	2	2		1065
Max		30	12	5	5	16	10	10	10		96	2	3	1	1		96
Min		20	8	2	2	9	4	5	8		68	0	0	0	0		65
Median		25,00	12,00	5,00	5,00	14,00	8,00	10,00	10,00		82,00	0,00	0,00	0,00	0,00		80,00
Varianz		11,54	1,61	2,13	1,17	4,49	4,69	5,14	0,95		85,91	0,39	1,14	0,13	0,13		99,61
Std.abweichung		3,40	1,27	1,46	1,08	2,12	2,16	2,27	0,97		9,27	0,62	1,07	0,36	0,36		9,98
95% Konf.int. +		26,61	11,68	4,54	5,05	15,24	8,11	9,39	9,69		87,71	0,68	1,20	0,33	0,33		86,67
95% Konf.int. -		23,39	10,47	3,15	4,02	13,22	6,05	7,23	8,77		78,90	0,09	0,19	-0,02	-0,02		77,18

Tabelle 20d zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score GB U4 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw.-	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	20	8	2	5	15	8	10	8		76	0	0	0	0		76
4	13	25	10	2	5	15	10	10	8		85	0	0	0	1		84
6	25	15	4	2	2	14	4	8	8		57	1	0	0	0		56
7	21	25	10	2	5	14	8	10	10		84	0	0	0	0		84
8	9	20	10	2	5	14	4	10	8		73	0	0	1	0		72
9	34	30	10	5	5	16	8	10	10		94	0	0	0	0		94
10	4	25	10	2	5	15	8	5	8		78	0	2	0	1		75
11	15	15	8	2	5	11	4	5	8		58	0	3	0	1		54
12	29	25	10	2	5	12	8	10	8		80	0	0	0	0		80
13	24	25	8	2	5	15	4	10	8		77	1	0	1	0		75
14	8	25	10	5	5	14	8	0	8		75	0	5	0	0		70
16	33	20	8	2	5	16	4	10	8		73	1	0	0	0		72
17	30	20	8	2	2	13	8	10	5		68	2	0	1	0		65
Anzahl: 13																	
MW		22,31	8,77	2,46	4,54	14,15	6,62	8,31	8,08		75,23	0,38	0,77	0,23	0,23		73,62
Summe		290	114	32	59	184	86	108	105		978	5	10	3	3		957
Max		30	10	5	5	16	10	10	10		94	2	5	1	1		94
Min		15	4	2	2	11	4	0	5		57	0	0	0	0		54
Median		25,00	10,00	2,00	5,00	14,00	8,00	10,00	8,00		76,00	0,00	0,00	0,00	0,00		75,00
Varianz		17,75	2,79	1,17	1,17	1,98	4,54	8,98	1,30		96,18	0,39	2,33	0,18	0,18		113,01
Std.abweichung		4,21	1,67	1,08	1,08	1,41	2,13	3,00	1,14		9,81	0,62	1,53	0,42	0,42		10,63
95% Konf.int. +		24,31	9,56	2,98	5,05	14,82	7,63	9,73	8,62		79,89	0,68	1,50	0,43	0,43		78,67
95% Konf.int. -		20,30	7,97	1,95	4,02	13,49	5,60	6,88	7,53		70,57	0,09	0,04	0,03	0,03		68,56

Tabelle 21a zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score OB U1 (Gruppe 3a)																
Score nach Ranawat und Shine																
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.	Zw.- summe	Geh- hilfe	Ext.- fehler	Varus	Valgus	End- resultat	
3	7	0	8	2	5	13	8	5	8	49	1	3	1	0	44	
4	13	10	8	2	5	13	10	10	8	66	1	0	0	2	63	
6	25	10	8	2	2	11	4	10	10	57	2	0	0	0	55	
7	21	5	8	2	5	13	4	5	10	52	1	3	0	0	48	
8	9	15	4	2	2	16	4	10	5	58	1	0	0	2	55	
9	34	10	4	2	2	14	8	5	8	53	2	2	0	1	48	
10	4	10	10	2	5	10	4	0	8	49	0	5	0	1	43	
11	15	5	8	2	5	6	4	0	8	38	3	5	2	0	28	
12	29	10	4	2	2	10	8	0	8	44	2	5	0	1	36	
13	24	15	10	2	2	12	4	8	8	61	1	0	1	0	59	
14	8	15	8	2	5	11	4	0	8	53	0	5	1	0	47	
16	33	15	4	2	2	15	0	10	10	58	1	0	0	0	57	
17	30	5	4	2	5	13	4	10	8	51	3	0	0	1	47	
Anzahl: 13																
MW		9,62	6,77	2,00	3,62	12,08	5,08	5,62	8,23	53,00	1,38	2,15	0,38	0,62	48,46	
Summe		125	88	26	47	157	66	73	107	689	18	28	5	8	630	
Max		15	10	2	5	16	10	10	10	66	3	5	2	2	63	
Min		0	4	2	2	6	0	0	5	38	0	0	0	0	28	
Median		10,00	8,00	2,00	5,00	13,00	4,00	5,00	8,00	53,00	1,00	2,00	0,00	0,00	48,00	
Varianz		21,01	5,25	0,00	2,24	6,07	6,53	17,62	1,56	49,38	0,85	4,75	0,39	0,54	85,33	
Std.abweichung		4,58	2,29	0,00	1,50	2,46	2,56	4,20	1,25	7,03	0,92	2,18	0,62	0,74	9,24	
95% Konf.int. +		11,79	7,86	2,00	4,33	13,25	6,29	7,61	8,82	56,34	1,82	3,19	0,68	0,97	52,85	
95% Konf.int. -		7,44	5,68	2,00	2,90	10,91	3,86	3,62	7,64	49,66	0,95	1,12	0,09	0,26	44,07	

Tabelle 21b zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score OB U2 (Gruppe 3a)																
Score nach Ranawat und Shine																
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.	Zw.- summe	Geh- hilfe	Ext.- fehler	Varus	Valgus	End- resultat	
3	7	20	8	2	2	12	8	8	8	68	2	0	0	0	66	
4	13	5	4	2	2	6	0	0	8	27	0	5	0	1	21	
6	25	20	8	2	2	10	0	10	8	60	0	0	0	0	60	
7	21	15	8	2	2	12	4	10	10	63	2	0	0	0	61	
8	9	10	4	2	2	12	0	5	8	43	1	2	1	0	39	
9	34	30	8	2	5	13	8	10	8	84	0	0	0	0	84	
10	4	30	10	2	5	12	8	10	8	85	1	0	0	1	83	
11	15	15	8	2	2	10	4	5	8	54	0	3	0	0	51	
12	29	20	8	2	2	11	8	5	8	64	0	2	0	0	62	
13	24	30	8	2	5	11	4	10	8	78	2	0	0	0	76	
14	8	30	10	2	5	13	4	5	8	77	1	3	0	0	73	
16	33	25	10	2	2	13	4	10	10	76	1	0	0	0	75	
17	30	15	8	2	2	11	4	5	8	55	2	2	0	0	51	
Anzahl: 13																
MW		20,38	7,85	2,00	2,92	11,23	4,31	7,15	8,31	64,15	0,92	1,31	0,08	0,15	61,69	
Summe		265	102	26	38	146	56	93	108	834	12	17	1	2	802	
Max		30	10	2	5	13	8	10	10	85	2	5	1	1	84	
Min		5	4	2	2	6	0	0	8	27	0	0	0	0	21	
Median		20,00	8,00	2,00	2,00	12,00	4,00	8,00	8,00	64,00	1,00	0,00	0,00	0,00	62,00	
Varianz		63,31	3,36	0,00	1,92	3,25	8,52	9,51	0,52	259,51	0,69	2,52	0,07	0,13	298,67	
Std.abweichung		7,96	1,83	0,00	1,38	1,80	2,92	3,08	0,72	16,11	0,83	1,59	0,27	0,36	17,28	
95% Konf.int. +		24,17	8,72	2,00	3,58	12,09	5,70	8,62	8,65	71,81	1,32	2,06	0,20	0,33	69,91	
95% Konf.int. -		16,60	6,97	2,00	2,26	10,37	2,92	5,69	7,96	56,50	0,53	0,55	-0,05	-0,02	53,48	

Tabelle 21c zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score OB U3 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw.-	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	25	10	2	5	13	8	10	8		81	0	0	0	0		81
4	13	15	8	2	5	6	4	5	8		53	0	3	0	1		49
6	25	25	8	2	2	10	4	10	10		71	2	0	0	0		69
7	21	20	8	2	2	12	8	10	10		72	0	0	0	0		72
8	9	15	8	2	2	12	4	5	5		53	1	2	1	0		49
9	34	30	10	5	5	14	8	10	8		90	0	0	0	0		90
10	4	25	12	2	5	13	8	5	8		78	0	2	0	1		75
11	15	25	10	2	5	10	4	5	8		69	0	2	0	0		67
12	29	30	12	5	5	11	8	10	8		89	0	0	0	0		89
13	24	30	12	2	5	12	4	10	8		83	1	0	0	0		82
14	8	25	10	2	5	12	8	5	8		75	0	2	0	0		73
16	33	20	8	2	2	14	4	10	10		70	1	0	0	0		69
17	30	15	8	2	5	10	8	5	10		63	2	2	0	0		59
Anzahl: 13																	
MW		23,08	9,54	2,46	4,08	11,46	6,15	7,69	8,38		72,85	0,54	1,00	0,08	0,15		71,08
Summe		300	124	32	53	149	80	100	109		947	7	13	1	2		924
Max		30	12	5	5	14	8	10	10		90	2	3	1	1		90
Min		15	8	2	2	6	4	5	5		53	0	0	0	0		49
Median		25,00	10,00	2,00	5,00	12,00	8,00	10,00	8,00		72,00	0,00	0,00	0,00	0,00		72,00
Varianz		28,99	2,56	1,17	1,92	4,25	3,98	6,21	1,78		128,28	0,56	1,23	0,07	0,13		158,69
Std.abweichung		5,38	1,60	1,08	1,38	2,06	1,99	2,49	1,33		11,33	0,75	1,11	0,27	0,36		12,60
95% Konf.int. +		25,64	10,30	2,98	4,74	12,44	7,10	8,88	9,02		78,23	0,89	1,53	0,20	0,33		77,07
95% Konf.int. -		20,52	8,78	1,95	3,42	10,48	5,21	6,51	7,75		67,46	0,18	0,47	-0,05	-0,02		65,09

Tabelle 21d zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8

Score OB U4 (Gruppe 3a)																	
Score nach Ranawat und Shine												Zw.-	Geh-	Ext.-			End-
Knie	Msg.	Schmerz	Gehstrecke	Trepp.steig.	Öff. Verk.mi.	Bew.ausmaß	Muskelkraft	Flex.deform.	Instabil.		summe	hilfe	fehler	Varus	Valgus		resultat
3	7	20	10	2	5	14	8	10	8		77	0	0	0	0		77
4	13	25	10	2	5	11	10	10	8		81	0	0	0	1		80
6	25	20	4	2	2	7	4	10	10		59	0	0	0	0		59
7	21	25	8	2	5	14	8	10	10		82	0	0	0	0		82
8	9	20	10	2	5	12	4	8	5		66	1	2	1	0		62
9	34	30	10	5	5	15	8	10	8		91	0	0	0	0		91
10	4	25	10	2	5	13	8	10	8		81	0	0	0	1		80
11	15	30	10	2	5	12	8	8	8		83	0	0	0	0		83
12	29	30	12	5	5	12	8	10	8		90	0	0	0	0		90
13	24	30	10	2	5	13	8	10	8		86	1	0	0	0		85
14	8	25	10	5	5	14	8	10	8		85	0	0	0	0		85
16	33	25	8	2	5	16	4	10	10		80	1	0	0	0		79
17	30	20	8	2	5	11	8	10	10		74	2	0	0	0		72
Anzahl: 13																	
MW		25,00	9,23	2,69	4,77	12,62	7,23	9,69	8,38		79,62	0,38	0,15	0,08	0,15		78,85
Summe		325	120	35	62	164	94	126	109		1035	5	2	1	2		1025
Max		30	12	5	5	16	10	10	10		91	2	2	1	1		91
Min		20	4	2	2	7	4	8	5		59	0	0	0	0		59
Median		25,00	10,00	2,00	5,00	13,00	8,00	10,00	8,00		81,00	0,00	0,00	0,00	0,00		80,00
Varianz		15,38	3,41	1,60	0,64	4,70	3,41	0,52	1,78		75,16	0,39	0,28	0,07	0,13		85,05
Std.abweichung		3,92	1,85	1,26	0,80	2,17	1,85	0,72	1,33		8,67	0,62	0,53	0,27	0,36		9,22
95% Konf.int. +		26,86	10,11	3,29	5,15	13,65	8,11	10,04	9,02		83,74	0,68	0,41	0,20	0,33		83,23
95% Konf.int. -		23,14	8,35	2,09	4,39	11,59	6,35	9,35	7,75		75,49	0,09	-0,10	-0,05	-0,02		74,46

Tabelle 22 (Teil1) zu Kap. 3.4.1.1 bzw. Abb. 9

Isokin 60 (Gruppe 2)										
Flexion 60°/sec in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	49	40	52	42	41	51	37	38	
2	14	41	41	39	23	35	29	22	32	
3	7	33	28	39	25	43	30	25	25	
4	13	50	52	57	6	49	19	47	51	
5	12	84	26	90	41	103	60	58	61	
6	25	27	14	14	8	14	8	10	11	
7	21	29	24	31	22	38	31	43	35	
8	9	9	8	11	7	14	10	11	10	
9	34	28	21	27	22	29	33	17	27	
10	4	17	13	22	24	33	29	16	26	
11	15	23	20	20	15	19	20	17	38	
12	29	26	31	38	30	41	38	30	33	
13	24	17	7	17	9	26	14	21	19	
14	8	25	28	33	31	30	38	24	17	
15	27	81	13	102	83	115	103	46	64	
16	33	9	7	12	12	19	22	18	20	
17	30	25	22	23	9	34	22	26	22	
18	28	17	9			17	22	23	27	
19	22	24	16					28	17	
20	26	21	4					30	35	
21	39	39	10					10	19	
22	1	27	24	28	62	35	62	50	34	
23	2	62	35	69	55	64	57	34	50	
24	5	17	16	15	25	30	34	23	27	
25	6	25	15	34	30	35	27	27	23	
26	11	24	6	35	25	45	34	28	30	
27	31	19	9	22	14	22	42	18	21	
28	35	17	28	24	30	25	23	17	14	
29	37	33	22	24	16	24	32	37	28	
30	3	27	7			27	16	6	11	
31	10	24	11					21	22	
32	19	14	9					23	20	
33	38	16	7					15	23	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		29,667	18,88	35,12	26,64	37,296	33,56	26	28,18	
Summe (ft-lbs)		979	623	878	666	1007	906	858	930	
Max (ft-lbs)		84	52	102	83	115	103	58	64	
Min (ft-lbs)		9	4	11	6	14	8	6	10	
Median (ft-lbs)		25	16	28	24	33	30	23	26	
Varianz (ft-lbs)		308,46	134,7	513,47	328,1	537,32	378,1	148,61	169,5	
Std.abweichung (ft-lbs)		17,563	11,61	22,66	18,11	23,18	19,44	12,19	13,02	
MW (Nm)		40,169	25,56	47,552	36,07	50,499	45,43	35,204	38,16	
Summe (Nm)		1326	844	1189	902	1363	1227	1162	1259	
Max (Nm)		114	70	138	112	156	139	79	87	
Min (Nm)		12	5	15	8	19	11	8	14	
Median (Nm)		34	22	38	32	45	41	31	35	
Varianz (Nm)		417,7	182,4	695,2	444,2	727,5	511,9	201,2	229,5	
Std.abweichung (Nm)		23,781	15,72	30,681	24,52	31,386	26,33	16,506	17,63	

Tabelle 22 (Teil 2) zu Kap. 3.4.1.1 bzw. Abb. 9

Isokin 60 (Gruppe 2)										
Extension 60°/sec in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	63	43	68	38	65	41	52	42	
2	14	66	51	42	27	36	38	21	54	
3	7	70	46	59	43	71	62	48	57	
4	13	65	63	83	5	75	22	51	62	
5	12	101	41	109	75	118	107	78	71	
6	25	35	21	17	9	14	17	25	17	
7	21	39	22	35	18	38	28	40	37	
8	9	16	6	20	6	22	9	19	18	
9	34	52	26	43	27	43	31	36	34	
10	4	27	9	41	37	45	47	36	38	
11	15	34	28	28	19	22	28	25	37	
12	29	36	40	50	44	48	53	43	45	
13	24	23	6	29	8	41	8	18	18	
14	8	37	35	51	34	47	38	38	32	
15	27	142	13	143	84	140	116	74	82	
16	33	16	8	25	17	29	25	31	29	
17	30	22	19	40	13	45	29	22	27	
18	28	13	22			13	26	18	45	
19	22	22	16					44	26	
20	26	46	4					43	56	
21	39	61	13					16	31	
22	1	45	38	47	47	40	49	54	58	
23	2	49	40	59	52	58	64	58	54	
24	5	18	15	16	32	41	37	41	24	
25	6	32	16	37	41	38	32	24	41	
26	11	27	5	30	25	38	40	41	39	
27	31	39	17	30	20	30	42	23	47	
28	35	27	53	29	44	45	45	36	42	
29	37	40	33	33	23	25	38	44	46	
30	3	35	15			35	21	28	28	
31	10	33	21					38	29	
32	19	22	17					47	36	
33	38	18	9					10	25	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		41,55	24,576	46,56	31,52	46,74	40,481	37,03	40,212	
Summe (ft-lbs)		1371	811	1164	788	1262	1093	1222	1327	
Max (ft-lbs)		142	63	143	84	140	116	78	82	
Min (ft-lbs)		13	4	16	5	13	8	10	17	
Median (ft-lbs)		35	21	40	27	41	38	38	38	
Varianz (ft-lbs)		677,2	240,61	813,3	380,49	768,3	586,77	245,6	229,14	
Std.abweichung (ft-lbs)		26,02	15,512	28,52	19,506	27,72	24,223	15,67	15,137	
MW (Nm)		56,25	33,276	63,04	42,678	63,29	54,812	50,14	54,447	
Summe (Nm)		1856	1098	1576	1067	1709	1480	1655	1797	
Max (Nm)		192	85	194	114	190	157	106	111	
Min (Nm)		18	5	22	7	18	11	14	23	
Median (Nm)		47	28	54	37	56	51	51	51	
Varianz (Nm)		916,9	325,8	1101,2	515,2	1040,2	794,5	332,5	310,3	
Std.abweichung (Nm)		35,23	21,003	38,61	26,411	37,53	32,798	21,22	20,496	

Tabelle 23 (Teil 1) zu Kap. 3.4.1.1

Isokin180 (Gruppe 2)										
Flexion 180°/sec in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	22	27	31	28	28	31	21	35	
2	14	24	32	35	11	36	23	9	18	
3	7	30	24	30	10	30	18	16	17	
4	13	34	29	32	0	25	6	32	27	
5	12	35	13	40	30	64	47	40	34	
6	25	14	6	7	0	4	0	7	6	
7	21	11	11	13	8	18	17	18	18	
8	9	6	6	6	0	10	5	6	7	
9	34	12	7	16	17	22	23	6	21	
10	4	9	4	11	12	14	15	9	12	
11	15	11	6	13	11	13	11	13	15	
12	29	26	25	25	18	28	31	9	13	
13	24	11	4	10	8	18	12	8	15	
14	8	11	17	14	19	18	23	12	8	
15	27	32	3	41	38	46	54	24	39	
16	33	3	2	5	4	8	9	6	7	
17	30	11	13	12	2	12	14	12	14	
18	28	11	1			11	17	13	14	
19	22	15	16					15	11	
20	26	8	0					13	9	
21	39	16	9					9	12	
22	1	6	0	6	24	1	33	22	21	
23	2	33	1	40	29	44	36	21	22	
24	5	9	4	7	14	19	18	12	14	
25	6	14	7	18	19	22	12	14	12	
26	11	6	0	6	7	22	15	11	16	
27	31	9	11	15	13	15	26	11	19	
28	35	10	15	16	14	15	11	2	2	
29	37	22	14	19	7	24	22	31	22	
30	3	13	0			13	13	5	11	
31	10	17	4					17	12	
32	19	5	5					21	18	
33	38	8	4					9	11	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		15,273	9,697	18,72	13,72	21,481	20,07	14,364	16,12	
Summe (ft-lbs)		504	320	468	343	580	542	474	532	
Max (ft-lbs)		35	32	41	38	64	54	40	39	
Min (ft-lbs)		3	0	5	0	1	0	2	2	
Median (ft-lbs)		11	6	15	12	18	17	12	14	
Varianz (ft-lbs)		82,744	80,15	136,28	98,68	180,32	148,6	69,262	67,02	
Std.abweichung (ft-lbs)		9,10	8,95	11,67	9,93	13,43	12,19	8,32	8,19	
MW (Nm)		20,679	13,13	25,347	18,58	29,086	27,18	19,448	21,83	
Summe (Nm)		682	433	634	464	785	734	642	720	
Max (Nm)		47	43	56	51	87	73	54	53	
Min (Nm)		4	0	7	0	1	0	3	3	
Median (Nm)		15	8	20	16	24	23	16	19	
Varianz (Nm)		112,0	108,5	184,5	133,6	244,2	201,2	93,8	90,7	
Std.abweichung (Nm)		12,316	12,12	15,807	13,45	18,182	16,5	11,268	11,08	

Tabelle 23 (Teil 2) zu Kap. 3.4.1.1

Isokin180 (Gruppe 2)										
Extension 180°/sec in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	32	22	30	20	29	26	26	35	
2	14	46	35	33	26	32	27	10	22	
3	7	42	36	31	15	37	30	21	32	
4	13	52	29	49	0	43	2	51	35	
5	12	46	18	54	47	74	70	53	36	
6	25	25	13	9	0	7	0	10	6	
7	21	14	12	11	9	18	14	22	21	
8	9	9	6	10	0	12	3	11	9	
9	34	20	15	23	16	29	23	18	25	
10	4	16	10	18	16	20	24	13	15	
11	15	14	10	14	12	14	15	11	22	
12	29	21	25	24	26	27	29	20	22	
13	24	9	5	12	8	22	9	9	16	
14	8	14	15	21	14	27	19	20	13	
15	27	67	6	72	47	70	56	36	49	
16	33	6	2	5	9	11	9	9	11	
17	30	15	11	12	3	23	16	11	17	
18	28	7	1			7	11	14	22	
19	22	17	14					20	15	
20	26	16	0					22	18	
21	39	27	9					11	19	
22	1	11	0	12	21	4	25	28	27	
23	2	25	4	33	27	33	31	27	28	
24	5	10	8	10	19	21	21	25	20	
25	6	19	10	21	21	21	20	20	25	
26	11	6	0	6	8	21	15	18	17	
27	31	14	14	27	18	27	27	13	18	
28	35	14	26	27	35	26	24	3	11	
29	37	24	13	26	11	21	19	29	27	
30	3	20	0			20	11	12	15	
31	10	20	11					18	19	
32	19	12	10					27	22	
33	38	6	5					6	11	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		21,091	11,97	23,6	17,12	25,778	21,33	19,515	21,21	
Summe (ft-lbs)		696	395	590	428	696	576	644	700	
Max (ft-lbs)		67	36	72	47	74	70	53	49	
Min (ft-lbs)		6	0	5	0	4	0	3	6	
Median (ft-lbs)		16	10	21	16	22	20	18	20	
Varianz (ft-lbs)		205,48	90,82	246,08	154,4	251,36	213,8	123,4	78,89	
Std.abweichung (ft-lbs)		14,33	9,53	15,69	12,43	15,85	14,62	11,11	8,88	
MW (Nm)		28,557	16,21	31,954	23,18	34,903	28,89	26,424	28,72	
Summe (Nm)		942	535	799	580	942	780	872	948	
Max (Nm)		91	49	97	64	100	95	72	66	
Min (Nm)		8	0	7	0	5	0	4	8	
Median (Nm)		22	14	28	22	30	27	24	27	
Varianz (Nm)		278,2	123,0	333,2	209,1	340,3	289,5	167,1	106,8	
Std.abweichung (Nm)		19,409	12,9	21,24	16,83	21,467	19,8	15,041	12,03	

Tabelle 24 (Teil 1) zu Kap. 3.4.1.1

isokinetische Gesamtarbeit bei 180°/sec (Gruppe 2)										
Flexoren - Gesamtarbeit bei 20 Wdh. in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	516	529	591	398	576	423	462	406	
2	14	352	426	365	92	438	143	51	246	
3	7	210	132	319	159	262	288	227	203	
4	13	596	389	498	0	446	18	538	411	
5	12	721	127	760	316	1108	763	833	539	
6	25	183	55	33	0	20	0	51	20	
7	21	194	154	223	85	324	278	374	317	
8	9	19	9	26	0	69	26	34	39	
9	34	208	102	291	228	299	287	84	282	
10	4	42	26	143	122	134	126	79	115	
11	15	105	48	116	56	77	79	57	171	
12	29	361	353	298	170	389	371	116	200	
13	24	67	28	133	43	257	149	67	149	
14	8	97	151	130	185	285	264	147	104	
15	27	703	3	894	643	993	1032	280	610	
16	33	3	0	30	40	99	118	40	83	
17	30	134	96	140	20	151	146	137	109	
18	28	52	0			52	135	150	199	
19	22	232	226					197	99	
20	26	68	0					62	106	
21	39	306	60					124	158	
22	1	143	0	33	245	37	356	215	228	
23	2	358	37	434	279	494	405	228	215	
24	5	86	58	72	114	162	129	134	79	
25	6	148	72	129	162	217	134	79	134	
26	11	7	0	28	61	326	129	126	52	
27	31	120	89	173	108	173	357	91	203	
28	35	35	37	66	59	139	82	7	41	
29	37	391	185	162	143	178	176	406	153	
30	3	84	0			81	115	21	132	
31	10	180	17					173	144	
32	19	47	33					244	157	
33	38	83	15					102	173	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		207,61	104,8	243,48	149,1	288,37	241,8	179,88	190,2	
Summe (ft-lbs)		6851	3457	6087	3728	7786	6529	5936	6277	
Max (ft-lbs)		721	529	894	643	1108	1032	833	610	
Min (ft-lbs)		3	0	26	0	20	0	7	20	
Median (ft-lbs)		143	55	143	114	217	146	126	157	
Varianz (ft-lbs)		36992	17921	52544	20406	67758	49513	29513	17881	
Std.abweichung (ft-lbs)		192,33	133,9	229,22	142,9	260,3	222,5	171,79	133,7	
MW (Nm)		281,1	141,8	329,7	201,9	390,5	327,4	243,6	257,5	
Summe (Nm)		9276	4681	8242	5048	10542	8840	8037	8499	
Max (Nm)		976	716	1210	871	1500	1397	1128	826	
Min (Nm)		4	0	35	0	27	0	9	27	
Median (Nm)		194	74	194	154	294	198	171	213	
Varianz (Nm)		50088	24265	71145	27630	91745	67041	39961	24211	
Std.abweichung (Nm)		260,42	181,3	310,37	193,4	352,45	301,3	232,61	181,1	

Tabelle 24 (Teil 2) zu Kap. 3.4.1.1

isokinetische Gesamtarbeit bei 180°/sec (Gruppe 2)										
Extensoren - Gesamtarbeit bei 20 Wdh. in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	572	423	610	162	556	197	491	304	
2	14	579	392	463	162	441	200	126	281	
3	7	658	356	390	429	572	476	390	340	
4	13	960	553	856	0	932	3	1048	855	
5	12	743	308	733	445	1071	980	835	620	
6	25	350	91	54	0	46	0	91	3	
7	21	171	116	211	87	284	153	339	283	
8	9	14	14	38	0	79	1	27	34	
9	34	311	198	373	234	396	256	187	296	
10	4	78	31	161	155	192	277	138	201	
11	15	92	102	94	67	100	96	97	230	
12	29	317	383	283	244	365	354	225	253	
13	24	36	37	156	48	285	93	61	156	
14	8	123	101	295	134	373	244	235	196	
15	27	1287	5	1246	726	1189	1105	581	749	
16	33	6	0	62	43	140	145	63	133	
17	30	178	80	124	40	248	145	143	93	
18	28	29	0			29	106	160	301	
19	22	246	190					252	131	
20	26	115	0					251	233	
21	39	433	68					185	316	
22	1	230	0	78	229	46	257	292	323	
23	2	257	46	300	225	387	387	323	292	
24	5	141	112	138	156	159	180	256	168	
25	6	162	138	180	159	221	194	168	256	
26	11	19	0	39	63	313	144	219	219	
27	31	185	221	330	187	330	294	125	284	
28	35	128	85	152	188	340	189	72	163	
29	37	332	150	138	121	191	149	344	184	
30	3	127	0			127	97	166	187	
31	10	193	72					209	243	
32	19	127	65					270	228	
33	38	89	23					36	162	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		281,45	132,12	300,16	172,16	348,59	248,96	254,7	264,15	
Summe (ft-lbs)		9288	4360	7504	4304	9412	6722	8405	8717	
Max (ft-lbs)		1287	553	1246	726	1189	1105	1048	855	
Min (ft-lbs)		6	0	38	0	29	0	27	3	
Median (ft-lbs)		178	85	180	156	285	189	209	233	
Varianz (ft-lbs)		81481	20729	81690	25454	85501	62790	46212	29776	
Std.abweichung (ft-lbs)		285,45	143,98	285,81	159,54	292,41	250,58	214,97	172,56	
MW (Nm)		381,1	178,9	406,4	233,1	472,0	337,1	344,9	357,7	
Summe (Nm)		12576	5903	10160	5828	12744	9102	11380	11803	
Max (Nm)		1743	749	1687	983	1610	1496	1419	1158	
Min (Nm)		8	0	51	0	39	0	37	4	
Median (Nm)		241	115	244	211	386	256	283	315	
Varianz (Nm)		110325	28068	110608	34464	115769	85017	62571	40317	
Std.abweichung (Nm)		386,5	194,95	386,99	216,02	395,92	339,28	291,07	233,64	

Tabelle 25 zu Kap. 3.4.2

Isokin 60 (Gruppe 3a)

		Flexion 60°/sec in ft lbs										Extension 60°/sec in ft lbs							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB		U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	33	28	39	25	43	30	25	25		70	46	59	43	71	62	48	57	
4	13	50	52	57	6	49	19	47	51		65	63	83	5	75	22	51	62	
6	25	27	14	14	8	14	8	10	11		35	21	17	9	14	17	25	17	
7	21	29	24	31	22	38	31	43	35		39	22	35	18	38	28	40	37	
8	9	9	8	11	7	14	10	11	10		16	6	20	6	22	9	19	18	
9	34	28	21	27	22	29	33	17	27		52	26	43	27	43	31	36	34	
10	4	17	13	22	24	33	29	16	26		27	9	41	37	45	47	36	38	
11	15	23	20	20	15	19	20	17	38		34	28	28	19	22	28	25	37	
12	29	26	31	38	30	41	38	30	33		36	40	50	44	48	53	43	45	
13	24	17	7	17	9	26	14	21	19		23	6	29	8	41	8	18	18	
14	8	25	28	33	31	30	38	24	17		37	35	51	34	47	38	38	32	
16	33	9	7	12	12	19	22	18	20		16	8	25	17	29	25	31	29	
17	30	25	22	23	9	34	22	26	22		22	19	40	13	45	29	22	27	
Prot.anzahl: 13																			
MW (ft-lbs)		24,462	21,15	26,462	16,92	29,923	24,15	23,462	25,69		36,308	25,31	40,077	21,54	41,538	30,54	33,231	34,69	
Summe (ft-lbs)		318	275	344	220	389	314	305	334		472	329	521	280	540	397	432	451	
Max (ft-lbs)		50	52	57	31	49	38	47	51		70	63	83	44	75	62	51	62	
Min (ft-lbs)		9	7	11	6	14	8	10	10		16	6	17	5	14	8	18	17	
Median (ft-lbs)		25	21	23	15	30	22	21	25		35	22	40	18	43	28	36	34	
Varianz (ft-lbs)		104,56	141,8	157,94	75,92	116,22	91,05	115,33	120,2		270,21	272,8	298,84	181,3	290,56	238,1	108,79	180,1	
Std.abweichung (ft-lbs)		10,225	11,91	12,567	8,713	10,781	9,542	10,739	10,96		16,438	16,52	17,287	13,47	17,046	15,43	10,43	13,42	
MW (Nm)		33,121	28,64	35,829	22,91	40,516	32,7	31,767	34,79		49,161	34,27	54,264	29,16	56,243	41,35	44,994	46,97	
Summe (Nm)		430,57	372,4	465,78	297,9	526,71	425,2	412,97	452,2		639,09	445,5	705,43	379,1	731,16	537,5	584,93	610,7	
Max (Nm)		67,7	70,4	77,2	42,0	66,3	51,5	63,6	69,1		94,8	85,3	112,4	59,6	101,6	83,9	69,1	83,9	
Min (Nm)		12,2	9,5	14,9	8,1	19,0	10,8	13,5	13,5		21,7	8,1	23,0	6,8	19,0	10,8	24,4	23,0	
Median (Nm)		33,9	28,4	31,1	20,3	40,6	29,8	28,4	33,9		47,4	29,8	54,2	24,4	58,2	37,9	48,7	46,0	
Varianz (Nm)		141,6	192,0	213,9	102,8	157,4	123,3	156,2	162,8		365,9	369,4	404,6	245,5	393,4	322,4	147,3	243,8	
Std.abweichung (Nm)		13,845	16,12	17,016	11,8	14,597	12,92	14,541	14,85		22,257	22,36	23,407	18,23	23,08	20,89	14,123	18,17	
95% Konf.int. +		39,70	36,31	43,92	28,52	47,45	38,85	38,68	41,84		59,74	44,90	65,39	37,83	67,21	51,28	51,71	55,61	
95% Konf.int. -		26,54	20,98	27,74	17,31	33,58	26,56	24,85	27,73		38,58	23,64	43,14	20,50	45,27	31,42	38,28	38,34	
95% Konf.betrag +/-		6,58	7,67	8,09	5,61	6,94	6,14	6,91	7,06		10,58	10,63	11,13	8,67	10,97	9,93	6,71	8,64	

Tabelle 26 zu Kap. 3.4.2

Isokin180 (Gruppe 3a)																			
		Flexion 180°/sec in ft lbs										Extension 180°/sec in ft lbs							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB		U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	30	24	30	10	30	18	16	17		42	36	31	15	37	30	21	32	
4	13	34	29	32	0	25	6	32	27		52	29	49	0	43	2	51	35	
6	25	14	6	7	0	4	0	7	6		25	13	9	0	7	0	10	6	
7	21	11	11	13	8	18	17	18	18		14	12	11	9	18	14	22	21	
8	9	6	6	6	0	10	5	6	7		9	6	10	0	12	3	11	9	
9	34	12	7	16	17	22	23	6	21		20	15	23	16	29	23	18	25	
10	4	9	4	11	12	14	15	9	12		16	10	18	16	20	24	13	15	
11	15	11	6	13	11	13	11	13	15		14	10	14	12	14	15	11	22	
12	29	26	25	25	18	28	31	9	13		21	25	24	26	27	29	20	22	
13	24	11	4	10	8	18	12	8	15		9	5	12	8	22	9	9	16	
14	8	11	17	14	19	18	23	12	8		14	15	21	14	27	19	20	13	
16	33	3	2	5	4	8	9	6	7		6	2	5	9	11	9	9	11	
17	30	11	13	12	2	12	14	12	14		15	11	12	3	23	16	11	17	
Prot.anzahl: 13																			
MW (ft-lbs)		14,538	11,85	14,923	8,385	16,923	14,15	11,846	13,85		19,769	14,54	18,385	9,846	22,308	14,85	17,385	18,77	
Summe (ft-lbs)		189	154	194	109	220	184	154	180		257	189	239	128	290	193	226	244	
Max (ft-lbs)		34	29	32	19	30	31	32	27		52	36	49	26	43	30	51	35	
Min (ft-lbs)		3	2	5	0	4	0	6	6		6	2	5	0	7	0	9	6	
Median (ft-lbs)		11	7	13	8	18	14	9	14		15	12	14	9	22	15	13	17	
Varianz (ft-lbs)		81,172	76,13	70,686	44,08	56,225	65,82	47,669	34,44		163,1	89,48	126,85	55,98	99,598	91,82	116,54	67,72	
Std.abweichung (ft-lbs)		9,0095	8,725	8,4075	6,639	7,4983	8,113	6,9042	5,868		12,771	9,459	11,263	7,482	9,9799	9,582	10,796	8,229	
MW (Nm)		19,685	16,04	20,206	11,35	22,914	19,16	16,04	18,75		26,768	19,69	24,893	13,33	30,205	20,1	23,539	25,41	
Summe (Nm)		255,91	208,5	262,68	147,6	297,88	249,1	208,52	243,7		347,98	255,9	323,61	173,3	392,66	261,3	306	330,4	
Max (Nm)		46,0	39,3	43,3	25,7	40,6	42,0	43,3	36,6		70,4	48,7	66,3	35,2	58,2	40,6	69,1	47,4	
Min (Nm)		4,1	2,7	6,8	0,0	5,4	0,0	8,1	8,1		8,1	2,7	6,8	0,0	9,5	0,0	12,2	8,1	
Median (Nm)		14,9	9,5	17,6	10,8	24,4	19,0	12,2	19,0		20,3	16,2	19,0	12,2	29,8	20,3	17,6	23,0	
Varianz (Nm)		109,9	103,1	95,7	59,7	76,1	89,1	64,5	46,6		220,8	121,2	171,8	75,8	134,9	124,3	157,8	91,7	
Std.abweichung (Nm)		12,199	11,81	11,384	8,99	10,153	10,99	9,3484	7,946		17,292	12,81	15,25	10,13	13,513	12,97	14,617	11,14	
95% Konf.int. +		25,48	21,66	25,62	15,63	27,74	24,39	20,48	22,52		34,99	25,77	32,14	18,15	36,63	26,27	30,49	30,71	
95% Konf.int. -		13,89	10,42	14,79	7,08	18,09	13,94	11,60	14,97		18,55	13,60	17,64	8,52	23,78	13,93	16,59	20,12	
95% Konf.betrag +/-		5,80	5,62	5,41	4,27	4,83	5,22	4,44	3,78		8,22	6,09	7,25	4,82	6,42	6,17	6,95	5,30	

Tabelle 27 zu Kap. 3.4.2

isokinetische Gesamtarbeit bei 180°/sec (Gruppe 3a)																			
		Flexoren - Gesamtarbeit bei 20 Wdh. in ft lbs										Extensoren - Gesamtarbeit bei 20 Wdh. in ft lbs							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB		U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	210	132	319	159	262	288	227	203		658	356	390	429	572	476	390	340	
4	13	596	389	498	0	446	18	538	411		960	553	856	0	932	3	1048	855	
6	25	183	55	33	0	20	0	51	20		350	91	54	0	46	0	91	3	
7	21	194	154	223	85	324	278	374	317		171	116	211	87	284	153	339	283	
8	9	19	9	26	0	69	26	34	39		14	14	38	0	79	1	27	34	
9	34	208	102	291	228	299	287	84	282		311	198	373	234	396	256	187	296	
10	4	42	26	143	122	134	126	79	115		78	31	161	155	192	277	138	201	
11	15	105	48	116	56	77	79	57	171		92	102	94	67	100	96	97	230	
12	29	361	353	298	170	389	371	116	200		317	383	283	244	365	354	225	253	
13	24	67	28	133	43	257	149	67	149		36	37	156	48	285	93	61	156	
14	8	97	151	130	185	285	264	147	104		123	101	295	134	373	244	235	196	
16	33	3	0	30	40	99	118	40	83		6	0	62	43	140	145	63	133	
17	30	134	96	140	20	151	146	137	109		178	80	124	40	248	145	143	93	
Prot.anzahl: 13																			
MW (ft-lbs)		170,7	118,7	183,1	85,2	216,3	165,4	150,1	169,5		253,4	158,6	238,2	113,9	308,6	172,5	234,2	236,4	
Summe (ft-lbs)		2219	1543	2380	1108	2812	2150	1951	2203		3294	2062	3097	1481	4012	2243	3044	3073	
Max (ft-lbs)		596	389	498	228	446	371	538	411		960	553	856	429	932	476	1048	855	
Min (ft-lbs)		3	0	26	0	20	0	34	20		6	0	38	0	46	0	27	3	
Median (ft-lbs)		134	96	140	56	257	146	84	149		171	101	161	67	284	145	143	201	
Varianz (ft-lbs)		23867	14094	17540	5773	16456	13455	20637	11769		71673	26357	44652	14570	52694	19233	66076	41191	
Std.abweichung (ft-lbs)		154,5	118,7	132,4	76,0	128,3	116,0	143,7	108,5		267,7	162,3	211,3	120,7	229,6	138,7	257,1	203,0	
MW (Nm)		231,1	160,7	247,9	115,4	292,9	223,9	203,2	229,5		343,1	214,8	322,6	154,3	417,9	233,6	317,0	320,1	
Summe (Nm)		3005	2089	3223	1500	3807	2911	2642	2983		4460	2792	4193	2005	5432	3037	4122	4161	
Max (Nm)		807	527	674	309	604	502	728	556		1300	749	1159	581	1262	645	1419	1158	
Min (Nm)		4	0	35	0	27	0	46	27		8	0	51	0	62	0	37	4	
Median (Nm)		181	130	190	76	348	198	114	202		232	137	218	91	385	196	194	272	
Varianz (Nm)		32316	19083	23749	7817	22281	18218	27942	15935		97046	35687	60458	19727	71347	26041	89466	55773	
Std.abweichung (Nm)		209,2	160,7	179,3	102,9	173,7	157,1	194,5	146,9		362,5	219,8	286,1	163,4	310,8	187,8	348,0	274,8	
95% Konf.int. +		330,6	237,1	333,1	164,3	375,4	298,6	295,7	299,3		515,4	319,3	458,6	231,9	565,6	322,9	482,5	450,7	
95% Konf.int. -		131,7	84,3	162,6	66,5	210,3	149,3	110,7	159,6		170,8	110,3	186,6	76,6	270,1	144,4	151,6	189,4	
95% Konf.betrag +/-		99,4	76,4	85,2	48,9	82,6	74,7	92,5	69,8		172,3	104,5	136,0	77,7	147,8	89,3	165,5	130,6	

Tabelle 28 (Teil 1) zu Kap. 3.5.1.1 bzw. Abb. 14

Isomet 60 (Gruppe 2)										
Flexion 60° in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	35	37	36	33	29	38	28	34	
2	14	36	36	33	26	28	30	26	35	
3	7	35	22	28	7	47	32	20	25	
4	13	38	24	30	14	31	18	37	35	
5	12	79	49	81	57	84	64	55	70	
6	25	25	16	14	10	14	15	9	8	
7	21	19	24	18	13	31	31	33	40	
8	9	18	9	13	6	15	8	16	15	
9	34	19	18	23	22	26	25	22	26	
10	4	17	17	27	30	31	25	23	32	
11	15	9	16	19	11	18	14	15	20	
12	29	25	21	32	23	35	29	19	30	
13	24	23	9	25	14	30	21	26	24	
14	8	23	30	31	27	26	26	25	17	
15	27	82	23	73	48	70	75	55	71	
16	33	12	12	20	19	24	25	23	25	
17	30	15	27	25	15	32	18	26	26	
18	28	14	18			14	23	27	21	
19	22	23	15					22	19	
20	26	22	15					35	31	
21	39	36	15					19	24	
22	1	30	30	19	37	34	43	23	35	
23	2	43	34	24	31	54	41	35	23	
24	5	19	18	19	19	23	22	15	29	
25	6	19	19	22	23	33	24	29	15	
26	11	21	15	33	25	40	41	30	28	
27	31	20	22	31	19	31	37	30	19	
28	35	15	18	32	34	43	38	30	27	
29	37	26	33	29	15	26	28	33	28	
30	3	19	6			19	9	9	13	
31	10	17	11					18	15	
32	19	4	2					11	23	
33	38	28	13					23	22	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		26,24	20,42	29,48	23,12	32,89	29,63	25,67	27,42	
Summe (ft-lbs)		866	674	737	578	888	800	847	905	
Max (ft-lbs)		82	49	81	57	84	75	55	71	
Min (ft-lbs)		4	2	13	6	14	8	9	8	
Median (ft-lbs)		22	18	27	22	31	26	25	25	
Varianz (ft-lbs)		263,3	95,7	234,9	145,5	245,3	214,5	107,1	170,7	
Std.abweichung (ft-lbs)		16,23	9,78	15,33	12,06	15,66	14,64	10,35	13,06	
MW (Nm)		35,53	27,65	39,92	31,30	44,53	40,12	34,75	37,13	
Summe (Nm)		1173	913	998	783	1202	1083	1147	1225	
Max (Nm)		111	66	110	77	114	102	74	96	
Min (Nm)		5	3	18	8	19	11	12	11	
Median (Nm)		30	24	37	30	42	35	34	34	
Varianz (Nm)		356,6	129,6	318,0	197,0	332,1	290,4	145,0	231,1	
Std.abweichung (Nm)		21,97	13,25	20,75	16,33	21,21	19,83	14,01	17,69	

Tabelle 28 (Teil 2) zu Kap. 3.5.1.1 bzw. Abb. 14

Isomet 60 (Gruppe 2)										
Extension 60° in ft lbs										
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
1	40	85	41	82	44	58	59	74	68	
2	14	71	27	53	31	41	44	28	70	
3	7	81	42	58	46	94	78	44	47	
4	13	71	52	59	15	65	25	52	54	
5	12	138	54	147	112	154	131	93	135	
6	25	43	19	21	22	21	25	19	19	
7	21	37	20	26	24	53	42	57	57	
8	9	36	19	33	12	25	14	25	27	
9	34	32	38	45	38	47	42	32	42	
10	4	45	44	49	51	76	67	25	48	
11	15	26	24	34	28	35	33	35	50	
12	29	48	51	57	65	57	71	37	52	
13	24	30	8	41	17	55	22	41	43	
14	8	57	57	53	50	55	55	34	45	
15	27	139	51	141	84	144	124	99	115	
16	33	29	20	38	31	38	34	33	39	
17	30	45	41	46	33	67	51	41	49	
18	28	23	26			23	35	27	43	
19	22	29	24					33	28	
20	26	52	35					52	63	
21	39	61	32					30	40	
22	1	67	64	82	68	83	93	65	57	
23	2	93	83	61	85	98	101	57	65	
24	5	43	39	41	48	46	53	41	44	
25	6	48	41	53	46	48	46	44	41	
26	11	29	6	39	36	55	53	37	46	
27	31	39	14	28	30	28	45	30	38	
28	35	24	58	63	61	67	73	60	61	
29	37	52	41	39	28	31	39	54	42	
30	3	63	17			63	26	37	39	
31	10	33	11					43	33	
32	19	22	15					43	37	
33	38	41	13					30	28	
Prot.anzahl:		33	33	25	25	27	27	33	33	
MW (ft-lbs)		52,48	34,15	55,56	44,20	60,26	54,85	44,00	50,45	
Summe (ft-lbs)		1732	1127	1389	1105	1627	1481	1452	1665	
Max (ft-lbs)		139	83	147	112	154	131	99	135	
Min (ft-lbs)		22	6	21	12	21	14	19	19	
Median (ft-lbs)		45	35	49	38	55	46	41	45	
Varianz (ft-lbs)		813,3	325,7	900,5	562,6	1018,6	852,6	327,6	503,0	
Std.abweichung (ft-lbs)		28,52	18,05	30,01	23,72	31,92	29,20	18,10	22,43	
MW (Nm)		71,06	46,24	75,23	59,85	81,59	74,27	59,58	68,32	
Summe (Nm)		2345	1526	1881	1496	2203	2005	1966	2254	
Max (Nm)		188	112	199	152	209	177	134	183	
Min (Nm)		30	8	28	16	28	19	26	26	
Median (Nm)		61	47	66	51	74	62	56	61	
Varianz (Nm)		1101,2	441,0	1219,3	761,7	1379,2	1154,5	443,6	681,1	
Std.abweichung (Nm)		38,61	24,44	40,63	32,11	43,21	39,54	24,51	30,37	

Tabelle 29 zu Kap. 3.5.2 bzw. Abb. 15a/b

Isomet 45 (Gruppe 3a) (inkl. Ar/cP-Vergleich)																		
		Flexion 45° in ft lbs									Extension 45° in ft lbs							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	40	28	36	21	51	34	27	33	72	42	64	54	82	66	53	54	
4	13	40	30	32	21	43	26	37	35	59	50	65	10	54	27	48	45	
6	25	23	20	18	14	19	17	8	11	41	22	22	19	26	20	10	15	
7	21	23	28	24	25	35	40	35	43	40	21	36	26	45	40	55	50	
8	9	21	14	16	11	17	11	18	15	40	9	31	13	22	13	27	22	
9	34	22	21	22	25	26	32	23	25	29	32	35	30	32	34	28	34	
10	4	17	26	35	38	36	36	25	43	35	40	43	38	67	48	31	41	
11	15	21	20	26	23	24	29	26	41	29	22	30	24	32	28	25	41	
12	29	21	24	39	36	37	35	24	35	39	45	59	54	50	60	40	46	
13	24	27	12	29	19	33	31	27	27	23	4	34	11	36	18	30	32	
14	8	28	35	30	32	34	28	28	21	59	46	47	48	47	41	24	40	
16	33	16	15	22	21	25	27	20	26	23	22	34	25	31	33	28	30	
17	30	26	35	27	19	41	29	25	32	32	38	31	21	46	35	33	41	
Prot.anzahl: 13																		
MW (ft-lbs)		25,00	23,69	27,38	23,46	32,38	28,85	24,85	29,77	40,08	30,23	40,85	28,69	43,85	35,62	33,23	37,77	
Summe (ft-lbs)		325	308	356	305	421	375	323	387	521	393	531	373	570	463	432	491	
Max (ft-lbs)		40	35	39	38	51	40	37	43	72	50	65	54	82	66	55	54	
Min (ft-lbs)		16	12	16	11	17	11	8	11	23	4	22	10	22	13	10	15	
Median (ft-lbs)		23	24	27	21	34	29	25	32	39	32	35	25	45	34	30	41	
Varianz (ft-lbs)		51,85	52,21	45,16	57,63	89,16	55,82	48,44	95,25	204,4	198,6	177,7	219	265,5	225,2	148,5	111,1	
Std.abweichung (ft-lbs)		7,2	7,226	6,72	7,592	9,442	7,471	6,96	9,76	14,3	14,09	13,33	14,8	16,29	15,01	12,19	10,54	
MW (Nm)		33,85	32,08	37,08	31,77	43,85	39,06	33,64	40,31	54,26	40,93	55,31	38,85	59,37	48,22	44,99	51,14	
Summe (Nm)		440,1	417,0	482,0	413,0	570,0	507,8	437,3	524,0	705,4	532,1	719,0	505,0	771,8	626,9	584,9	664,8	
Max (Nm)		54	47	53	51	69	54	50	58	97	68	88	73	111	89	74	73	
Min (Nm)		22	16	22	15	23	15	11	15	31	5	30	14	30	18	14	20	
Median (Nm)		31	32	37	28	46	39	34	43	53	43	47	34	61	46	41	56	
Varianz (Nm)		70,2	70,7	61,1	78,0	120,7	75,6	65,6	129,0	276,7	269,0	240,6	296,5	359,5	304,9	201,0	150,4	
Std.abweichung (Nm)		9,75	9,78	9,10	10,28	12,79	10,12	9,42	13,21	19,36	19,08	18,05	20,04	22,06	20,32	16,50	14,27	
95% Konf.int. +		38,48	36,73	41,40	36,65	49,93	43,87	38,12	46,59	63,47	50,00	63,89	48,37	69,86	57,88	52,84	57,92	
95% Konf.int. -		29,22	27,43	32,75	26,88	37,77	34,25	29,16	34,03	45,06	31,86	46,73	29,32	48,88	38,57	37,15	44,36	
Vergleich des maximalen Drehmoments in Nm von Arthrose-Patienten mit dem der cP-Patienten:																		
cP (n=4)		28,1	27,4	37,2	34,9	43,7	45,4	36,2	47,1	41	29,5	49,8	33,9	60,6	47,1	48,7	51,8	
Ar (n=9)		36,4	34,2	37	30,4	43,9	36,3	32,5	37,3	60,2	46	57,8	41,1	58,9	48,7	43,3	50,9	

Tabelle 30 zu Kap. 3.5.2 bzw. Abb. 16a/b

Isomet 60 (Gruppe 3a) (inkl. Ar/cP-Vergleich)																		
		Flexion 60° in ft lbs									Extension 60° in ft lbs							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	35	22	28	7	47	32	20	25	81	42	58	46	94	78	44	47	
4	13	38	24	30	14	31	18	37	35	71	52	59	15	65	25	52	54	
6	25	25	16	14	10	14	15	9	8	43	19	21	22	21	25	19	19	
7	21	19	24	18	13	31	31	33	40	37	20	26	24	53	42	57	57	
8	9	18	9	13	6	15	8	16	15	36	19	33	12	25	14	25	27	
9	34	19	18	23	22	26	25	22	26	32	38	45	38	47	42	32	42	
10	4	17	17	27	30	31	25	23	32	45	44	49	51	76	67	25	48	
11	15	9	16	19	11	18	14	15	20	26	24	34	28	35	33	35	50	
12	29	25	21	32	23	35	29	19	30	48	51	57	65	57	71	37	52	
13	24	23	9	25	14	30	21	26	24	30	8	41	17	55	22	41	43	
14	8	23	30	31	27	26	26	25	17	57	57	53	50	55	55	34	45	
16	33	12	12	20	19	24	25	23	25	29	20	38	31	38	34	33	39	
17	30	15	27	25	15	32	18	26	26	45	41	46	33	67	51	41	49	
Prot.anzahl: 13																		
MW (ft-lbs)		21,38	18,85	23,46	16,23	27,69	22,08	22,62	24,85	44,62	33,46	43,08	33,23	52,92	43,00	36,54	44,00	
Summe (ft-lbs)		278	245	305	211	360	287	294	323	580	435	560	432	688	559	475	572	
Max (ft-lbs)		38	30	32	30	47	32	37	40	81	57	59	65	94	78	57	57	
Min (ft-lbs)		9	9	13	6	14	8	9	8	26	8	21	12	21	14	19	19	
Median (ft-lbs)		19	18	25	14	30	25	23	25	43	38	45	31	55	42	35	47	
Varianz (ft-lbs)		62,85	39,98	36,25	51,56	72,67	47,3	50,08	67,67	252,5	229,6	139,1	237,1	382,1	377,4	105,3	104,9	
Std.abweichung (ft-lbs)		7,928	6,323	6,021	7,181	8,525	6,878	7,077	8,226	15,89	15,15	11,8	15,4	19,55	19,43	10,26	10,24	
MW (Nm)		28,95	25,52	31,77	21,98	37,50	29,89	30,62	33,64	60,41	45,31	58,33	44,99	71,66	58,22	49,47	59,58	
Summe (Nm)		376,4	331,7	413,0	285,7	487,4	388,6	398,1	437,3	785,3	589,0	758,2	584,9	931,6	756,9	643,2	774,5	
Max (Nm)		51	41	43	41	64	43	50	54	110	77	80	88	127	106	77	77	
Min (Nm)		12	12	18	8	19	11	12	11	35	11	28	16	28	19	26	26	
Median (Nm)		26	24	34	19	41	34	31	34	58	51	61	42	74	57	47	64	
Varianz (Nm)		85,1	54,1	49,1	69,8	98,4	64,0	67,8	91,6	341,9	310,9	188,4	321,0	517,3	511,0	142,6	142,1	
Std.abweichung (Nm)		10,73	8,56	8,15	9,72	11,54	9,31	9,58	11,14	21,52	20,52	15,97	20,85	26,47	26,30	13,90	13,87	
95% Konf.int. +		34,06	29,59	35,64	26,60	42,98	34,32	35,18	38,94	70,64	55,06	65,92	54,91	84,24	70,73	56,08	66,17	
95% Konf.int. -		23,85	21,45	27,89	17,35	32,01	25,47	26,07	28,35	50,18	35,55	50,73	35,08	59,08	45,72	42,87	52,98	
Vergleich des maximalen Drehmoments in Nm von Arthrose-Patienten mit dem der cP-Patienten:																		
cP (n=4)		24	21	30,5	25,7	39,3	34,5	35,5	41	47,7	31,1	52,1	41,6	75,2	55,9	52,8	63,3	
Ar (n=9)		31,1	27,5	32,4	20,3	36,7	27,8	28,4	30,4	66,1	51,6	61,1	46,5	70,1	59,3	48	57,9	

Tabelle 31 zu Kap. 4.7
Bewegungsmöglichkeiten

mögliche Beugung in Grad											
Knie	Msg.	U1 GB	U1 KB	U2 GB	U2 KB	U3 GB	U3 KB	U4 GB	U4 KB	Gruppe	
1	40	130	100	140	90	140	95	140	85	Ar	
2	14	120	120	120	80	120	90	120	110	Ar	
3	7	130	110	130	100	130	100	120	110	Ar	
4	13	130	100	130	60	130	55	120	85	Ar	
5	12	130	125	140	90	130	100	110	100	Ar	
6	25	110	90	110	80	110	75	110	55	Ar	
7	21	120	110	120	95	130	95	115	110	cP	
8	9	130	130	130	100	130	100	115	100	Ar	
9	34	130	120	130	100	130	110	130	120	Ar	
10	4	120	95	120	100	120	110	125	100	cP	
11	15	80	70	90	85	75	85	95	95	Ar	
12	29	95	95	95	90	95	90	95	95	Ar	
13	24	120	100	130	90	130	95	120	100	cP	
14	8	115	100	130	110	120	105	130	110	Ar	
15	27	130	95	130	105	130	110	125	120	cP	
16	33	115	120	120	105	110	110	125	125	cP	
17	30	90	100	100	90	100	85	100	90	Ar	
18	28	115	95			120	90	115	95	cP	
19	22	130	120					125	105	Ar	
20	26	130	115					100	115	Ar	
21	39	130	120					125	125	cP	
22	1	70	60	70	90	60	90	90	85	cP	
23	2	90	70	90	85	90	90	85	90	cP	
24	5	120	110	115	100	105	105	110	115	cP	
25	6	100	115	105	105	120	120	115	110	cP	
26	11	100	90	110	110	110	110	115	110	cP	
27	31	125	105	130	95	130	100	105	100	Ar	
28	35	90	90	90	85	90	95	95	100	Ar	
29	37	125	125	130	95	135	105	95	110	Ar	
30	3	130	110			130	90	95	100	Ar	
31	10	110	90					100	95	cP	
32	19	135	100					120	120	Ar	
33	38	100	125					115	115	cP	
42		125	95	140	95	135	95	120	100	Ar	
43		105	95	100	120	110	100	100	105	Ar	
44		115	100	110	120	120	110	130	110	Ar	
45		120	130	120	120	120	120	120	125	Ar	
46		140	120	140	110	140	120	140	145	Ar	
47		110	100	115	105	130	110	105	115	cP	
48		120	130	120	105	120	110	120	120	Ar	
49		130	100	140	95	135	100	125	95	Ar	
50		115	110	105	90	110	95	105	100	Ar	
51		110	110	110	70	115	80	80	80	Ar	
52		130	120					115	115	cP	
53		105	65					100	105	cP	
Beugung < 90°		2	4	1	7	2	5	2	5		
Beugung bis 100°		7	19	6	17	4	18	11	16		
Beugung bis 110°		6	7	6	8	6	11	6	11		
Beugung bis 120°		12	9	8	3	9	3	15	9		
Beugung > 120°		18	6	14	0	16	0	11	4		
Proth.zahl :		45	45	35	35	37	37	45	45		
MW		116,0	104,3	117,3	96,1	117,7	98,5	112,4	104,8		
Summe		5220	4695	4105	3365	4355	3645	5060	4715		
Max		140	130	140	120	140	120	140	145		
Min		70	60	70	60	60	55	80	55		
Median		120	100	120	95	120	100	115	105		
Varianz		241,8	284,0	290,5	168,7	313,0	168,7	192,9	220,0		
Std.abweichung		15,5	16,9	17,0	13,0	17,7	13,0	13,9	14,8		

Tabelle 32 zu Kap. 3.6.1 bzw. Abb. 17

Bewegungsmöglichkeiten (Gruppe 3a)																				
		mögliche Beugung in Grad										Streckdefizit in Grad								
Knie	Msg.	Grunderkr.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB		
3	7	Ar	130	110	130	100	130	100	120	110	0	10	0	<5	0	0	0	0		
4	13	Ar	130	100	130	60	130	55	120	85	0	0	0	15	0	10	0	0		
6	25	Ar	110	90	110	80	110	75	110	55	0	0	5	0	0	0	<5	0		
7	21	cP	120	110	120	95	130	95	115	110	0	10	0	0	0	0	0	0		
8	9	Ar	130	130	130	100	130	100	115	100	0	0	0	5	0	5	0	5		
9	34	Ar	130	120	130	100	130	110	130	120	0	5	0	0	0	0	0	0		
10	4	cP	120	95	120	100	120	110	125	100	10	15	5	0	5	5	5	0		
11	15	Ar	80	70	90	85	75	85	95	95	10	20	10	10	5	5	10	<5		
12	29	Ar	95	95	95	90	95	90	95	95	<5	15	5	5	10	0	0	0		
13	24	cP	120	100	130	90	130	95	120	100	0	<5	0	0	<5	0	0	0		
14	8	Ar	115	100	130	110	120	105	130	110	10	15	5	10	5	5	20	0		
16	33	cP	115	120	120	105	110	110	125	125	0	0	0	0	0	0	0	0		
17	30	Ar	90	100	100	90	100	85	100	90	0	0	0	5	0	5	0	<5		
Proth.zahl: 13																				
MW (ges) (n=13)			114,2	103,1	118,1	92,7	116,2	93,5	115,4	99,6										
MW (Ar) (n=9)			112,2	101,7	116,1	90,6	113,3	89,4	112,8	95,6										
MW (cP) (n=4)			118,8	106,3	122,5	97,5	122,5	102,5	121,3	108,8										
Summe			1485	1340	1535	1205	1510	1215	1500	1295										
Max			130	130	130	110	130	110	130	125										
Min			80	70	90	60	75	55	95	55										
Median			120	100	120	95	120	95	120	100										
Varianz			249,4	217,5	198,2	152,4	281,4	232,2	136,4	286,4										
Std.abweichung			15,8	14,7	14,1	12,3	16,8	15,2	11,7	16,9										
95% Konf.int. +			121,7	110,1	124,8	98,6	124,1	100,7	120,9	107,7										
95% Konf.int. -			106,7	96,1	111,4	86,8	108,2	86,2	109,8	91,6										
Bewegungsumfang (= Beugefähigkeit - Streckdefizit !):																				
MW (ges) (n=13)			111,9	96,2	115,8	88,8	114,2	90,8	112,7	99,2										
MW (Ar) (n=9)			110	94,4	113,3	85	111,1	86,1	109,4	95										
MW (cP) (n=4)			116,3	100	121,3	97,5	121,3	101,3	120	108,8										

Tabelle 33 zu Kap. 3.7 bzw. Abb. 18a/b

OS - Umfänge (Gruppe 3a)																		
		Umfänge 10 cm über KG-Spalt in cm									Umfänge 20 cm über KG-Spalt in cm							
Knie	Msg.	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	U1 GB	U1 OB	U2 GB	U2 OB	U3 GB	U3 OB	U4 GB	U4 OB	
3	7	51	52	47	48	52	50	49	50	60	59	54	55	59	61	58	59	
4	13	53	52	53	48	52	51	53	50	63	61	60	56	62	60	60	58	
6	25	44	41	41	41	40	40	43	42	49	47	45	43	46	46	45	43	
7	21	47	48	47	47	46	45	48	47	58	58	58	59	58	56	58	58	
8	9	44	39	39	39	42	40	37	36	47	44	46	43	47	45	43	42	
9	34	41	44	42	44	43	44	43	43	52	51	51	54	53	53	54	55	
10	4	37	37	38	40	39	41	39	38	42	42	44	45	42	44	45	45	
11	15	53	53	51	53	51	52	53	53	56	57	53	56	53	56	57	57	
12	29	45	43	44	44	44	43	44	44	54	53	53	51	52	51	49	50	
13	24	48	49	47	50	49	51	50	51	56	57	53	56	56	57	57	57	
14	8	38	39	38	38	38	37	35	35	49	49	47	48	47	46	49	49	
16	33	50	49	51	51	54	52	54	52	56	55	57	58	61	58	62	59	
17	30	57	55	59	56	56	54	55	57	62	61	62	60	58	59	57	60	
Prot.anzahl: 13																		
MW		46,8	46,2	45,9	46,1	46,6	46,2	46,4	46,0	54,2	53,4	52,5	52,6	53,4	53,2	53,4	53,2	
Summe		608	601	597	599	606	600	603	598	704	694	683	684	694	692	694	692	
Max		57	55	59	56	56	54	55	57	63	61	62	60	62	61	62	60	
Min		37	37	38	38	38	37	35	35	42	42	44	43	42	44	43	42	
Median		47	48	47	47	46	45	48	47	56	55	53	55	53	56	57	57	
Varianz		33,6	33,9	37,9	29,3	34,1	30,3	41,8	44,5	35,1	37,0	31,0	33,3	37,0	34,9	37,5	39,7	
Std.abweichung		5,8	5,8	6,2	5,4	5,8	5,5	6,5	6,7	5,9	6,1	5,6	5,8	6,1	5,9	6,1	6,3	
95% Konf.int. +		49,5	49,0	48,9	48,7	49,4	48,8	49,5	49,2	57,0	56,3	55,2	55,4	56,3	56,0	56,3	56,2	
95% Konf.int. -		44,0	43,5	43,0	43,5	43,8	43,5	43,3	42,8	51,3	50,5	49,9	49,9	50,5	50,4	50,5	50,2	

7.2 Statistikanhang

Dieses Kapitel beinhaltet die Signifikanzprüfung der bereits dargestellten Ergebnisse. Das jeweils verwendete statistische Testverfahren ist in jeder Tabelle angegeben. Eine nähere Beschreibung der statistischen Testmethoden erfolgte bereits in Kap. 2.2.6. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0.05$ festgelegt.

Tab. 34: statistische Angaben zu Kap. 3.3.1 bzw. Abb. 7			
Testverfahren: Wilcoxon			
HSS-Score (Gruppe 1)	Veränderung		Signifikanzniveau
Scoreergebnis OB	U 1 → U 4		$p < 0.0001$

Tab. 35: statistische Angaben zu Kap. 3.3.2 bzw. Abb. 8			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	$p < 0.001$		
OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	$p < 0.0001$		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
HSS-Score (Gruppe 3a)	Veränderung		Signifikanzniveau
Scoreergebnis GB (Scorerückgang)	U1 → U2		n.s.
Scoreergebnis GB (Scoreanstieg)	U2 → U3		n.s.
Scoreergebnis GB (Scorerückgang)	U3 → U4		$p < 0.05$
Scoreergebnis GB (Scorerückgang)	U1 → U4		$p < 0.05$
Scoreergebnis OB (Scoreanstieg)	U1 → U2		$p < 0.05$
Scoreergebnis OB (Scoreanstieg)	U2 → U3		$p < 0.05$
Scoreergebnis OB (Scoreanstieg)	U3 → U4		$p < 0.05$
Scoreergebnis OB (Scoreanstieg)	U 1 → U4		$p < 0.05$

Tab. 36: statistische Angaben zu Kap. 3.4.1.1 bzw. Abb. 9			
Testverfahren: Wilcoxon			
Isokin 60 (Gruppe 2)	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U1 → U4		p<0.0001
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U1 → U4		p<0.0001

Tab. 37: statistische Angaben zu Kap. 3.4.1.2 bzw. Tab. 4			
Testverfahren: gepaarter t-Test			
Gelenkstellung bei max. DM (Gruppe 2)	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexoren bei 60°/s (Gradzahlabnahme)	U1 → U4		n.s.
Flexoren bei 180°/s (Gradzahlabnahme)	U1 → U4		n.s.
Extensoren bei 60°/s (Gradzahlzunahme)	U1 → U4		n.s.
Extensoren bei 180°/s (Gradzahlzunahme)	U1 → U4		n.s.

Tab. 38: statistische Angaben zu Kap. 3.4.2 bzw. Abb. 10a/b			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
Flex OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind untersch.	P<0.002		
Ext OB: U 1,U 2, U 3, U 4 sind untersch.	P<0.0005		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
Isokin 60 (Gruppe 3a)	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexorenkraft OB (Abnahme)	U1 → U2		p<0.05
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U2 → U3		p<0.05
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U3 → U4		n.s.
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U1 → U4		p<0.05
Extensorenkraft OB (Abnahme)	U1 → U2		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U2 → U3		p<0.05
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U3 → U4		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U 1→ U4		p<0.05

Tab. 39: statistische Angaben zu Kap. 3.4.2.3 bzw. Abb. 12a/b			
Testverfahren: Wilcoxon			
Isokin 60 (Gruppe 3a)	Zeitpunkt		Signifikanzniveau
Flexorenkraft GB > OB	U 1		p<0.05
Flexorenkraft GB > OB	U 2		p<0.05
Flexorenkraft GB > OB	U 3		p<0.05
Flexorenkraft OB > GB	U 4		n.s.
Extensorenkraft GB > OB	U 1		p<0.05
Extensorenkraft GB > OB	U 2		p<0.05
Extensorenkraft GB > OB	U 3		p<0.05
Extensorenkraft OB > GB	U 4		n.s.

Tab. 40: statistische Angaben zu Kap. 3.4.2.4 bzw. Tab. 5	
Rangvarianzanalyse nach Friedman :	
Flex/Ext-Quotient GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p=0.2062
Flex/Ext-Quotient OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p=0.1019

Tab. 41: statistische Angaben zu Kap. 3.5.1.1 bzw. Abb. 14			
Testverfahren: Wilcoxon			
Isomet 60 (Gruppe 2)	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U1 → U4		p<0.0001
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U1 → U4		p<0.0001

Tab. 42: statistische Angaben zu Kap. 3.5.2.1 bzw. Abb. 15a			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.01		
OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p=0.1163		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
Isomet 45 (Gruppe 3a)			
	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexorenkraft GB (Anstieg)	U1 → U2		n.s.
Flexorenkraft GB (Anstieg)	U2 → U3		p<0.05
Flexorenkraft GB (Abnahme)	U3 → U4		p<0.05
Flexorenkraft GB (Abnahme)	U1 → U4		n.s.

Tab. 43: statistische Angaben zu Kap. 3.5.2.1 bzw. Abb. 15b			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.05		
OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.05		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
Isomet 45 (Gruppe 3a)			
	Veränderung		Signifikanzniveau
Extensorenkraft GB (Zunahme)	U1 → U2		n.s.
Extensorenkraft GB (Zunahme)	U2 → U3		n.s.
Extensorenkraft GB (Abnahme)	U3 → U4		p<0.05
Extensorenkraft GB (Abnahme)	U1 → U4		p<0.05
Extensorenkraft OB (Abnahme)	U1 → U2		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U2 → U3		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U3 → U4		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U 1 → U4		n.s.

Tab. 44: statistische Angaben zu Kap. 3.5.2.1 bzw. Abb. 16a			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.05		
OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.05		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
Isomet 60 (Gruppe 3a)	Veränderung		Signifikanzniveau
Flexorenkraft GB (Zunahme)	U1 → U2		n.s.
Flexorenkraft GB (Zunahme)	U2 → U3		n.s.
Flexorenkraft GB (Abnahme)	U3 → U4		p<0.05
Flexorenkraft GB (Zunahme)	U1 → U4		n.s.
Flexorenkraft OB (Abnahme)	U1 → U2		p<0.05
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U2 → U3		p<0.05
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U3 → U4		p<0.05
Flexorenkraft OB (Zunahme)	U 1 → U4		p<0.05

Tab. 45: statistische Angaben zu Kap. 3.5.2.1 bzw. Abb. 16b			
Rangvarianzanalyse nach Friedman:			
GB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.05		
OB: U 1, U 2, U 3, U 4 sind unterschiedlich	p<0.005		
Testverfahren: Student-Newman-Keuls			
Isomet 60 (Gruppe 3a)	Veränderung		Signifikanzniveau
Extensorenkraft GB (Abnahme)	U1 → U2		n.s.
Extensorenkraft GB (Zunahme)	U2 → U3		p<0.05
Extensorenkraft GB (Abnahme)	U3 → U4		p<0.05
Extensorenkraft GB (Abnahme)	U1 → U4		n.s.
Extensorenkraft OB (Abnahme)	U1 → U2		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U2 → U3		p<0.05
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U3 → U4		n.s.
Extensorenkraft OB (Zunahme)	U 1 → U4		p<0.05

7.3 Erhebungsbogen Abschlußuntersuchung U 4

Patientenfragebogen

1) Untersuchungsdatum:	
2) Name:	
3) Vorname:	
4) Geschlecht:	m / w
5) Geburtsdatum:	
6) Größe:	
7) Gewicht:	
8) Adresse:	
9) Telefonnummer:	
10) OP-Datum:	
11) betroffene Seite:	re / li / bds
12) Implantat:	BI / MG
13) Grunderkrankung:	cP Monarthrit Psoriasisarthritis Ar (Varus/Valgus) posttraumatisch
14) dominante Seite:	Re.händer / Li.händer

15) weitere Erkrankungen	Herzerkrankung
	Hypertonie
	Gefäße
	Lunge
	Nieren
	Leber
	Stoffwechsel
	Neurologie
	Malignome
	Sonstige

16) Voroperationen OB /GB	Arthroskopie
	Resektionsarthroplastik
	Arthrodese
	Synovektomie
	Sehnen-Operation
	Osteotomie
	Arthrolyse
	andere
keine	

17) Sonstige Verletzungen OB / GB	Schleimbeutel (Knie)
	Oberschenkelbruch
	Kreuzbandriß
	Seitenbandschaden
	Meniskusschaden
	Patellaluxation/-fraktur
	Unterschenkelbruch
	Knöchelbruch

18) präoperative Therapie	Krankengymnastik
	physikalische Therapie
	Neuraltherapie
	Medikamente

19) Zusätzliche Beschwerden am Bewegungsapparat	keine
	Halswirbelsäule
	Brustwirbelsäule
	Lendenwirbelsäule
	Iliosakralgelenke
	Schultergelenke
	Ellenbogengelenke
	Handgelenke
	Fingergelenke
	Hüftgelenke
	Kniegelenk kontralateral
	Sprunggelenke
Zehengelenke	

20) Welche Medikamente nehmen Sie ein ? _____

21) Aktuelles Schmerzbefinden bezogen auf operiertes Kniegelenk	keine Schmerzen
	leichte, gelegentliche Schmerzen ohne Aktivitätseinschränkung
	leichte, gelegentliche Schmerzen mit Aktivitätseinschränkung, kein Ruheschmerz
	kontinuierlicher Bewegungsschmerz, gelegentlicher Ruheschmerz
	starke Schmerzen beim Gehen, Ruheschmerz, gelegentlicher Nachtschmerz
	Ruheschmerz, Nachtschmerz mit Schlafstörung
permanente, schwere Schmerzen, Bewegung unmöglich	

22) Subjektive Schmerzeinschätzung mittels Skala 1 - 10: _____
 (0 = kein Schmerz, 10 = unerträglicher Schmerz)

23) Haben Sie weniger Schmerzen als vor der Operation ? ja / nein

24) Schmerzen im Gegenbein ? ja / nein

25) Welchen Beruf üb(t)en Sie aus ? Bis wann ? _____

26) Sind Sie derzeit in krankengymnastischer Behandlung ? ja / nein
 Wenn ja, welche Art der Behandlung ? _____

27) Waren Sie innerhalb des letzten Jahres in krankengymnastischer Behandlung ? ja/nein

28) Gehfähigkeit	keine Gehhilfe, normale Gehfähigkeit
	gehfähig ohne Stock, leicht hinkend
	gehfähig mit Stock mehr als 1 h, ohne Stock bis max. 10 min
	gehfähig mit 1 Gehstütze bis 30 min
	gehfähig mit 2 Gehstützen bis 15 min
gehfähig mit 2 Gehstützen nur im Haus	

29) Hilfsmittel	keine
	Stock
	1 Gehstütze
	2 Gehstützen
	Rollstuhl

30) Treppensteigen	normal
	aufwärts normal, abwärts mit Geländer
	aufwärts und abwärts nur mit Geländer
	aufwärts nur mit Geländer, abwärts unmöglich
	nur mit fremder Hilfe
	unmöglich

31) Funktion und Mobilität	Gehen und Stehen unbegrenzt möglich
	Gehen > 1 km oder Stehen > 30 min
	Gehen 100 - 500 m oder 15 min Stehen
	Gehen < 100 m
	Gehen unmöglich

32) Sportliche Aktivität ? ja / nein

Wie oft ? _____

Welche Sportarten ? _____

33) Haben Sie das Gefühl, ein Bein mehr zu belasten als das andere ? ja / nein

Wie war das vor der Operation ? _____

34) Bei welchen täglichen Erledigungen/Bedürfnissen haben Sie als Prothesenträger/-in besondere Schwierigkeiten ? _____

35) Können Sie öffentliche Verkehrsmittel benutzen ? ja / nein

36) Denken Sie aus heutiger Sicht, daß es richtig war, sich vor 4 Jahren operieren zu lassen ? ja / nein

37) Gab es bei/nach der Prothesenoperation Komplikationen ? _____

(z.B. Nervenläsion, Infektion, Prothesenbruch/-lockerung) _____

Klinische Untersuchung

38) Oberschenkelumfang 20 cm proximal des KG-Spalts	re:	li:
Oberschenkelumfang 10 cm proximal des KG-Spalts	re:	li:
Knieumfang bei maximaler Streckung	re:	li:
Wadenumfang (dickste Stelle bei Streckung)	re:	li:

39) Bewegungsumfang aktiv: re: _____ li: _____

40) Bewegungsumfang passiv: re: _____ li: _____

41) Flexionsdeformität bzw. Streckdefizit ? ja (Ausprägung: _____) / nein

42) Fehlstellungen: Varus / Valgus / sonstige

43) Lokalbefund Kniegelenk: Erguss ? ja / nein
Schwellung ? ja / nein
Überwärmung ? ja / nein
Rötung ? ja / nein

44) Seitenbandinstabilität ? rechtes Kniegelenk: medial _____ ° lateral _____ °
linkes Kniegelenk: medial _____ ° lateral _____ °

45) Kreuzbandinstabilität (Schubblade, Lachmann) ?

46) grobe manuelle Kraftprüfung	volle Kraft (Quadriceps nicht unterdrückbar)
	gutes Kraftvermögen (Quadriceps unterdrückbar)
	Heben gegen die Schwerkraft
	sichtbare Kontraktion ohne motorischen Effekt
	keine Reaktion

47) Aufstehen vom Sitzen	ohne Schwierigkeiten
	mit Schwierigkeiten
	ohne fremde Hilfe nicht möglich

48) Durchblutung und Sensibilität am operierten Bein ? _____

49) Narben- verhältnisse	reizlos (und rosig)
	hypertroph
	schmerzhaft
	Parästhesien/Dysästhesien

50) retropatellare Schmerzen ? ja / nein

Cybex - Messung

51) isometrische Kraftmessung

Flexion OB	Extension OB		Flexion GB	Extension GB
		30°		
		45°		
		60°		
		75°		

52) isokinetische Kraftmessung: siehe Cybex - Ausdruck

- Anmerkung zu 51) und 52):
- Tests erfolgen ohne Schwerkraftkorrektur
 - Testpersonen müssen regelgerecht fixiert werden
 - Testpersonen verschränken während der Messung die Arme vor der Brust

Unterschrift Untersucher: _____ (Frank Dieterich)

8. LITERATURVERZEICHNIS

- 1) Andersson G.B.J., Gaechter A., Galante J.O., Rostoker W. (1978)
Segmental replacement of long bones in baboons using a fiber titanium implant
J Bone Joint Surg 60-A: 31 - 40
- 2) Andriacchi T.P., Galante J.O. (1982)
The influence of total knee replacement design on walking and stair climbing
J Bone Joint Surg 64-A: 1328 - 1335
- 3) Aniansson A., Grimby G., Rundgren A. (1980)
Isometric and isokinetic quadriceps muscle strength in 70-year-old men and women
Scand J Rehabil Med 12: 161 - 168
- 4) Appen L., Duncan P.W. (1986)
Strength relationship of the knee musculature: Effects of gravity and sports
J Orthop Sports Phys Ther 7: 232 - 235
- 5) Barrett D.S., Cobb A.G., Bentley G. (1991)
Joint proprioception in normal, osteoarthrotic and replaced knees
J Bone Joint Surg 73-B: 53 - 56
- 6) Bennett J.G., Stauber W.T. (1986)
Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise
Med Sci Sports Exerc 18: 526 - 530
- 7) Berman A.T., Bosacco S.J., Israelite C. (1991)
Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing
Clin Orthop 271: 106 - 113
- 8) Bläsius K., Horst S., Neusel E. (1995)
Endoprothesenatlas Knie
Thieme, Stuttgart, New York
- 9) Blauth W., Donner K. (1979)
Zur Geschichte der Arthroplastik
Z Orthop 117: 997 - 1006
- 10) Blauth W., Schuchardt E. (1986)
Orthopädisch - chirurgische Operationen am Knie
Thieme, Stuttgart, New York

- 11) Blauth W., Hassenpflug J. (1991)
Scharnierendoprothesen des Kniegelenks
Orthopäde 20: 206 - 215

- 12) Borges O. (1989)
Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged
20 - 70
Scand J Rehabil Med 21: 45 - 53

- 13) Brinker M.R., Haddad R.J., Cook S.D., Cash J.D., James P.T., Tan E.H. (1990)
Four-year average follow-up of cemented PCA total knees: clinical and
roentgenographic analysis
Orthopedics 13: 831 - 837

- 14) Bugbee W.D., Ammeen D.J., Parks N.L., Engh G.A. (1998)
4- to 10- year results with the anatomic modular total knee
Clin Orthop 348: 158 - 165

- 15) Burdett R.G., van Swearingen J. (1987)
Reliability of isokinetic muscle endurance tests
J Orthop Sports Phys Ther 8: 484 - 488

- 16) Calder J.D.F., Ashwood N., Hollingdale J.P. (1999)
Survivorship analysis of the „performance“ total knee replacement - 7-year
follow-up
Int Orthop 23: 100 - 103

- 17) Campbell D.E., Glenn W. (1982)
Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with
meniscectomies, ligamentous repairs and chondromalacia
Phys Ther 62: 10 - 15

- 18) Charteris J., Goslin B.R. (1982)
The effects of position and movement velocity on isokinetic force output at the knee
J Sports Med Phys Fitness 22: 154 - 160

- 19) Chmell M.J., Scott R.D. (1999)
Total knee arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis
Clin Orthop 366: 54 - 60

- 20) Choa A.K.H., Low C.K., Tan S.K. (1994)
Early results of total condylar knee arthroplasty
Ann Acad Med Singapore 23: 377 - 381

- 21) Collopy M.C., Murray M.P., Gardner G.M., Diulio R.A., Gore D.R. (1977)
Kinesiologic measurements of functional performance before and after geometric total knee replacement
Clin Orthop 126: 196 - 202
- 22) Colizza W.A., Insall J.N., Scuderi G.R. (1995)
The posterior stabilized total knee prosthesis
J Bone Joint Surg 77-A: 1713 - 1720
- 23) Cooper R.R. (1972)
Alterations during immobilization and regeneration of skeletal muscle in cats
J Bone Joint Surg 54-A: 919 - 953
- 24) Cross M.J., Powell J.F. (1984)
Long-term follow-up of posterior cruciate ligament rupture: A study of 116 cases
Am J Sports Med 12: 292 - 297
- 25) Davies G.J., Kirkendall D.T., Leigh D.H., Lui M.L., Reibold T.R., Wilson P.K. (1981)
Isokinetic characteristics of professional football players
Med Sci Sports Exer 13: 76 - 77
- 26) Delitto A., Rose S.J., Crandell C.E., Strube M.J. (1990)
Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance
Spine 16: 800 - 803
- 27) Diduch D.R., Insall J.N., Scott W.N., Scuderi G.R., Font-Rodriguez D. (1997)
Total knee replacement in young, active patients
J Bone Joint Surg 79-A: 575 - 582
- 28) Dorey F., Nasser S., Amstutz H. (1993)
The need for confidence intervals in the presentation of orthopaedic data
J Bone Joint Surg 75-A: 1844 - 1852
- 29) Drake B.G., Callahan C.M., Dittus R.S. Wright J.G. (1994)
Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes
J Arthroplasty 9: 409 - 417
- 30) Drobny T.K., Munzinger U. (1991)
Zur Problematik der infizierten Knieprothese
Orthopäde 20: 239 - 243
- 31) Duffy G.P., Berry D.J., Rand J.A. (1998)
Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty
Clin Orthop 356: 66 - 72

- 32) Egeler B., Gekeler J. (1997)
Wechsel und Rückzug bei Knieendoprothesen
Orthopädische Praxis 33, 4: 260 - 264

- 33) Ekdahl C., Andersson S.I., Svensson B. (1989)
Muscle function of the lower extremities in rheumatoid arthritis and osteoarthritis
J Clin Epidemiol 42: 947 - 954

- 34) Elke R., Meier G., Warnke K., Morscher E. (1995)
Outcome analysis of total knee replacements in patients with rheumatoid arthritis versus osteoarthritis
Arch Orthop Trauma Surg 114: 330 - 334

- 35) Elliot J. (1978)
Assessing muscle strength isokinetically
J Am Med Assoc 240: 2408 - 2410

- 36) Engelbrecht E. (1971)
Die Schlittenprothese, eine Teilprothese bei Zerstörungen im Kniegelenk
Chirurg 42: 510 - 514

- 37) Engelbrecht E. (1981)
Ersatz der grossen Körpergelenke (ausser Hüfte)
Chirurg 52: 681 - 688

- 38) Ewald F.C. (1989)
The knee society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system
Clin Orthop 248: 9 - 12

- 39) Faurè B.T., Benjamin J.B., Lindsey B., Volz R.G., Schutte D. (1993)
Comparison of the subvastus and paramedian surgical approaches in bilateral knee arthroplasty
J Arthroplasty 8: 511 - 516

- 40) Fehring T.K., Griffin W.L. (1998)
Revision of failed cementless total knee implants with cement
Clin Orthop 356: 34 - 38

- 41) Feller J.A., Bartlett R.J., Lang D.M. (1996)
Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty
J Bone Joint Surg 78-B: 226 - 228

- 42) Fillyaw M., Bevins T., Fernandez L. (1986)
Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratios
Phys Ther 66: 23 - 32

- 43) Finucane S.D., Walker M.L., Rothstein J.M., Lamb R.L. (1988)
Reliability of isometric muscle testing of knee flexor and extensor muscles in patients with connective tissue disease
Phys Ther 68: 338 - 343

- 44) Fischer - Hülser M. (1994)
Die Kniegelenkstotalendoprothese nach Blauth
Med. Dissertation, Universität Tübingen

- 45) Fisher N.M., Gresham G.E., Abrams M., Hicks J., Horrigan D., Pendergast D.R. (1993)
Quantitative effects of physical therapy on muscular and functional performance in subjects with osteoarthritis of the knees
Arch Phys Med Rehabil 74: 840 - 847

- 46) Font - Rodriguez D.E., Scuderi G.R., Insall J.N. (1997)
Survivorship of cemented total knee arthroplasty
Clin Orthop 345: 79 - 86

- 47) Francis K., Hoobler T. (1987)
Comparison of peak torque values of the knee flexor and extensor muscle groups using the Cybex II and Lido 2.0 isokinetic dynamometers
J Orthop Sports Phys Ther 8: 480 - 483

- 48) Fuchs S., Jerosch J. (1997a)
Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung
Orthopädische Praxis 33: 59 - 63

- 49) Fuchs S., Thorwesten L., Niewerth S., Jerosch J. (1997b)
Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenks mit und ohne Endoprothese
Z Orthop 135: 335 - 340

- 50) Fuchs S., Friedrich M. (1999)
Der Einfluß des Patientenalters auf die Anwendung von Kniegelenkscores
Z Orthop 137: 322 - 329

- 51) Gartland J.J. (1988)
Orthopaedic clinical research. Deficiencies in experimental designs and determinations of outcome
J Bone Joint Surg 70-A: 1357 - 1364

- 52) Garvin K.L., Scuderi G., Insall J.N. (1995)
Evolution of the quadriceps snip
Clin Orthop 321: 131 - 137
- 53) Giles B., Henke P., Edmonds J., McNeil D. (1990)
Reproducibility of isokinetic muscle strength measurements in normal and arthritic individuals
Scand J Rehabil Med 22: 93 - 99
- 54) Gilliam T.B., Sady S.P., Freedson P.S., Villanacci J. (1979)
Isokinetic torque levels for high school football players
Arch Phys Med Rehabil 60: 110 - 114
- 55) Gleeson N.P., Mercer T.H. (1992)
Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women
Eur J Appl Physiol 65: 221 - 228
- 56) Gleim G., Nicholas J., Webb J. (1978)
Isokinetic evaluation following leg injuries
Phys Sports Med 6: 75 - 82
- 57) Goldberg V.M., Figgie M.P., Figgie H.E., Heiple K.G., Sobel M. (1988)
Use of a total condylar knee prosthesis for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis
J Bone Joint Surg 70-A: 802 - 811
- 58) Goodfellow J., O'Connor J. (1978)
The mechanics of the knee and prosthesis design
J Bone Joint Surg 60-B: 358 - 369
- 59) Gore D.R., Murray M.P., Sepic S.B., Gardner G.M. (1986)
Correlations between objective measures of function and a clinical rating scale following total knee replacement
Orthopedics 9: 1363 - 1367
- 60) Goslin B.R., Charteris J. (1979)
Isokinetic dynamometry: normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases
Scand J Rehabil Med 11: 105 - 109
- 61) Grace T.G., Sweetser E.R., Nelson M.A., Ydens L.R., Skipper B.J. (1984)
Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries
J Bone Joint Surg 66-A: 734 - 740

- 62) Griffin F.M., Scuderi G.R., Insall J.N., Colizza W. (1998)
Total knee arthroplasty in patients who were obese with 10 years follow-up
Clin Orthop 356: 28 - 33
- 63) Häggmark T. (1982)
Skelettmuskelveränderungen bei Verletzungen und Immobilisierung
in: Groher W., Noack W.: Sportliche Belastungsfähigkeit des Haltungs- und
Bewegungsapparats
Thieme, Stuttgart, New York
- 64) Handel M., Dickhuth H.-H., Gülch R.W. (1994)
Messtechnische Grenzen der isokinetischen Muskelfunktionsdiagnostik
Biokinetika `94 - Tagungsband: 29 - 40
- 65) Handel M., Horstmann T., Dickhuth H.-H., Gülch R.W. (1997)
Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes
Eur J Appl Physiol 76: 400 - 408
- 66) Heck D.A., Robinson R.L., Partridge C.M., Lubitz R.M., Freund D.A. (1998)
Patient outcomes after knee replacement
Clin Orthop 356: 93 - 110
- 67) Herzog R., Morscher E. (1991)
Fehlschläge in der Kniegelenkprothetik
Orthopäde 20: 221 - 226
- 68) Hettinger T. (1983)
Isometrisches Muskeltraining
Thieme, Stuttgart, New York
- 69) Hines A.S., Askew M.J., Kovacik M.W., Noe D.A., Gradisar I.A. (1997)
Quadriceps femoris function during knee extension following total knee arthroplasty
Biomed Sci Instrum 33: 471 - 476
- 70) Hislop H.J., Perrine J.J. (1967)
The isokinetic concept of exercise
Phys Ther 47: 114 - 117
- 71) Hoffmann J., Heisel J. (1997)
Effizienz einer stationären Anschlussheilbehandlung nach primärem
endoprothetischem Kniegelenkersatz
Orthopädische Praxis 33: 173 - 178
- 72) Hollmann W., Hettinger T. (1980)
Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen
Schattauer, Stuttgart, New York

- 73) Horstmann T., Hartwig C., Mayer F., Winkler C. (1997)
Kraftausdauermessungen vor und nach Implantation einer Miller-Galante-Knietotalprothese
Tagungsband der 45. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V.
Baden-Baden: 153
- 74) Horstmann T., Mayer F., Heitkamp H.C., Dickhuth H.-H. (1998)
Biokinetische Messungen bei Arthrosepatienten
Dtsch Z Sportmed (Sonderheft 1): 187 - 191
- 75) Holy T. (1998)
Langzeitergebnisse der Knietotalendoprothese nach Blauth
Med. Dissertation, Universität Tübingen
- 76) Hsieh L.-F., Guu C.-S., Liou H.-J., Kung H.-C. (1992)
Isokinetic and isometric testing of knee musculature in young female patients with patellofemoral pain syndrome
J Formosan Med Assoc 91: 199 - 205
- 77) Huang C.-H., Cheng C.-K., Lee Y.-T., Lee K.-S. (1996)
Muscle strength after successful total knee replacement
Clin Orthop 328: 147 - 154
- 78) Huang C.-H., Lee Y.-M., Liao J.-J., Cheng C.-K. (1998)
Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty
J Arthroplasty 13: 779 - 783
- 79) Hungerford D.S., Krackow K.A., Kenna R.V. (1984)
Clinical experience with the PCA prosthesis with and without cement
in: Hungerford D.S., Krackow K.A., Kenna R.V.: Total knee arthroplasty: a comprehensive approach
Williams & Wilkins, Baltimore
- 80) Hunter S., Cain T. (1979)
Preseason isokinetic knee evaluation of professional football athletes
Athletic training 14: 205 - 206
- 81) Insall J.N., Ranawat C.S., Aglietti P., Shine J. (1974)
A comparison of four models of total knee-replacement prosthesis
J Bone Joint Surg 58-A: 754 - 765
- 82) Insall J.N., Scott W.N., Ranawat C.S. (1979)
The total condylar knee prosthesis
J Bone Joint Surg 61-A: 173 - 180

- 83) Insall J.N., Dorr L.D., Scott R.D., Scott W.N. (1989)
Rationale of the knee society clinical rating system
Clin Orthop 248: 13 - 14
- 84) Jerosch J., Heisel J. (1996)
Endoprothesenschule
Deutscher Ärzteverlag, Köln
- 85) Jevsevar D.S., Riley P.O., Hodge W.A., Krebs D.E. (1993)
Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects
Phys Ther 73: 229 - 242
- 86) Joseph J., Kaufman E.E. (1990)
Preliminary results of Miller-Galante uncemented total knee arthroplasty
Orthopedics 13: 511 - 516
- 87) Kannus P., Järvinen M. (1989)
Prediction of torque acceleration energy and power of thigh muscles from peak torque
Med Sci Sports Exerc 21: 304 - 307
- 88) Kannus P., Beynnon B. (1993)
Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee
Int J Sports Med 14: 422 - 426
- 89) Keller R.B., Rudicel S.A., Liang M.H. (1993)
Outcomes research in orthopaedics
J Bone Joint Surg 75-A: 1562 - 1574
- 90) Kienapfel H., Griss P., Orth J., Roloff K., Malzer U. (1991)
Zwei- bis Fünfjahresergebnisse mit der zementfrei einsetzbaren Kniegelenkprothese vom Typ Miller - Galante
Orthopäde 20: 189 - 196
- 91) Knapik J.J., Ramos M.U. (1980)
Isokinetic and isometric torque relationships in the human body
Arch Phys Med Rehabil 61: 64 - 67
- 92) Knapik J.J., Wright J.E., Mawdsley R.H., Braun J. (1983)
Isometric, isotonic and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion
Phys Ther 63: 938 - 947

- 93) Knight K.L. (1980)
Strength imbalance and knee injury
Phys Sports Med 8: 139 - 142
- 94) Knutson K., Lewold S., Robertsson O., Lidgren L. (1994)
The Swedish knee arthroplasty register
Acta Orthop Scand 65: 375 - 386
- 95) Kobs J.K., Lachiewicz P.F. (1993)
Hybrid total knee arthroplasty: Two- to five-year results using the Miller-Galante prosthesis
Clin Orthop 286: 78 - 87
- 96) König A., Janßen E., Scheidler M., Gohlke F. (1997a)
Verlaufsbeobachtungen nach bicondylärem Oberflächenersatz bei rheumatischen Kniegelenksdestruktionen
Z Rheumatol 56: 200 - 206
- 97) König A., Scheidler M., Rader C., Eulert J. (1997b)
The need for a dual rating system in total knee arthroplasty
Clin Orthop 345: 161 - 167
- 98) König A., Schreiber B., Rader Ch., Scheidler M. (1999)
Ein Vergleich der klinischen und funktionellen Ergebnisse von ausgeschiedenen mit in einer prospektiven Knieendoprothesenstudie verbliebenen Patienten
Z Orthop 137: 57 - 60
- 99) Krämer K.-L., Maichl F.-P. (1993)
Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie
Thieme, Stuttgart, New York
- 100) Krismer M., Stöckl B., Achammer T., Penz T., Weber F. (1991)
Mittelfristige Ergebnisse mit der Kinematikknieprothese
Orthopäde 20: 181 - 188
- 101) Küsswetter W., Sell S. (1991)
Die kontinuierliche passive Mobilisation in der Nachbehandlung von Kniegelenkendoprothesen
Orthopäde 20: 216 - 220
- 102) Küsswetter W. (1998)
Endoprothetik und körperliche Belastung
Dtsch Z Sportmed (Sonderheft 1): 249 - 251

- 103) Laird D. (1981)
 Comparison of quadriceps to hamstring strength ratios of an intercollegiate soccer team
 Athletic training 16: 66 - 67
- 104) Landon G.C., Galante J.O., Maley M.M. (1986)
 Noncemented total knee arthroplasty
 Clin Orthop 205: 49 - 57
- 105) Laubenthal K.N., Smidt G.L., Kettelkamp D.B. (1972)
 A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living
 Phys Ther 52: 34 - 42
- 106) Lesmes G.R., Costill D.L., Coyle E.F., Fink W.J. (1978)
 Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training
 Med Sci Sports Exerc 10: 266 - 269
- 107) Li P.L.S., Zamora J., Bentley G. (1999)
 The results at ten years of the Insall-Burstein- II total knee replacement
 J Bone Joint Surg 81-B: 647 - 653
- 108) Liebau C., Friedrich F., Becker R., Neumann H.W. (1998)
 Ist die Implantation einer unikondylären Schlittenprothese noch zeitgemäss ?
 in: Rabenseifner L.: Knieendoprothetik, Steinkopff, Darmstadt
- 109) Lieberman J.R., Dorey F., Shekelle P., Schumacher L., Thomas B.J.,
 Kilgus D.J., Finerman G.A. (1996)
 Differences between patients`and physicians`evaluations of outcome after total hip
 arthroplasty
 J Bone Joint Surg 78-A: 835 - 838
- 110) Lindahl O., Movin A., Ringovist I. (1969)
 Knee extension: Measurement of the isometric force in different positions of the
 knee joint
 Acta Orthop Scand 40: 79 - 85
- 111) Lord J.P., Aitkens S.G., McCrory M.A., Bernauer E.M. (1992)
 Isometric and isokinetic measurement of hamstring and quadriceps strength
 Arch Phys Med Rehabil 73: 324 - 330
- 112) Lorentzen J.S., Petersen M.M., Brot C., Madsen O.R. (1999)
 Early changes in muscle strength after total knee arthroplasty
 Acta Orthop Scand 70: 176 - 179

- 113) Lumex Inc. (1980)
Isolated joint testing: A handbook for using Cybex II and the UBXT
Firma Lumex, New York
- 114) Madsen O.R., Bliddal H., Egsmose C., Sylvest J. (1995)
Isometric and isokinetic quadriceps strength in gonarthrosis; inter-relations between quadriceps strength, walking ability, radiology, subchondral bone density and pain
Clin Rheumatol 14: 308 - 314
- 115) Madsen O.R., Brot C. (1996)
Assessment of extensor and flexor strength in the individual gonarthrotic patient: Interpretation of performance changes
Clin Rheumatol 15: 154 - 160
- 116) Madsen O.R., Brot C., Petersen M.M., Sørensen O.H. (1997)
Body composition and muscle strength in women scheduled for a knee or a hip replacement - A comparative study of two groups of osteoarthritic women.
Clin Rheumatol 16: 39 - 44
- 117) Marmor L. (1985)
Unicompartmental and total knee arthroplasty
Clin Orthop 192: 75 - 81
- 118) Matsuda S., Miura H., Nagamine R., Urabe K., Matsunobu T., Iwamoto Y. (1999a)
Knee stability in posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty
Clin Orthop 366: 169 - 173
- 119) Matsuda S., Tanner M.G., White S.E., Whiteside L.A. (1999b)
Evaluation of tibial component fixation in specimens retrieved at autopsy
Clin Orthop 363: 249 - 257
- 120) Mawdsley R.H., Knapik J.J. (1982)
Comparison of isokinetic measurements with test repetitions
Phys Ther 62: 169 - 172
- 121) Mayer F., Horstmann T., Küsswetter W., Dickhuth H.-H. (1994)
Isokinetik - eine Standortbestimmung
Dtsch Z Sportmed 45: 272 - 287
- 122) Memoli V.A., Woodman J.L., Urban R.M., Galante J.O. (1983)
Long-term biocompatibility of porous titanium fiber metal composites
Zeitschrift zum ORS Meeting in Anaheim, California : 237

- 123) Menke W., Stern T., Oldekamp M., Schmitz B., Steeger D. (1998)
 Motorische Grundfunktionen in der frühen Rehabilitationsphase nach
 Implantation von Kniegelenkendoprothesen - eine Verlaufsstudie
 Orthopädische Praxis 34: 25 - 27
- 124) Montgomery L.C., Douglass L.W., Deuster P.A. (1989)
 Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance
 J Orthop Sports Phys Ther 11: 315 - 322
- 125) Mullen J.O. (1983)
 Range of motion following total knee arthroplasty in ankylosed knees
 Clin Orthop 179: 200 - 203
- 126) Murray M.P., Baldwin J.M., Gardner G.M., Sepic S.B., Downs W.J. (1977)
 Maximum isometric knee flexor and extensor muscle contractions
 Phys Ther 57: 637 - 643
- 127) Murray M.P., Gore D.R., Laney W.H., Gardner G.M., Mollinger L.A. (1983)
 Kinesiologic measurements of functional performance before and after double
 compartment marmor knee arthroplasty
 Clin Orthop 173: 191 - 199
- 128) Murray M.P., Duthie E.H., Gambert S.R., Sepic S.B., Mollinger L.A. (1985)
 Age-related differences in knee muscle strength in normal women
 J Gerontol 40: 275 - 280
- 129) Nelson S.G., Duncan P.W. (1983)
 Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity
 Phys Ther 63: 674 - 676
- 130) Nieder E. (1991)
 Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg und
 ENDO-Modell
 Orthopäde 20: 170 - 180
- 131) Noack W., Scharf H.-P. (1987)
 Aktueller Stand in der Therapie der vorderen Kreuzbandverletzungen
 Sportverletz Sportschaden 1: 13 - 19
- 132) Nordesjö L.-O., Nordgren B., Wigren A., Kolstad K. (1983)
 Isometric strength and endurance in patients with severe rheumatoid arthritis or
 osteoarthritis in the knee joints
 Scand J Rheumatol 12: 152 - 156

- 133) Nosse L.J. (1982)
 Assessment of selected reports on the strength relationship of the knee musculature
 J Orthop Sports Phys Ther 4: 78 - 85
- 134) Osternig L.R. (1986)
 Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation
 in: Kandolf K.B.: Exercise and Sports Sciences Reviews 14: 45 - 80
 Macmillan Publishing Co, New York
- 135) Pellengahr C., Jansson V., Dürr H.R., Refior H.J. (1999)
 Die Bedeutung der sagittalen Stabilität in der Knieendoprothetik - eine Analyse bei
 76 Fällen mit ungekoppeltem Gelenkflächenersatz
 Z Orthop 137: 330 - 333
- 136) Perrin D. (1986)
 Reliability of isokinetic measures
 Athletic training 21: 31 - 33
- 137) Plitz W. (1991)
 Endoprothetik am Kniegelenk
 Orthopäde 20: 164 - 169
- 138) Ranawat C.S., Shine J (1973)
 Duo-condylar total knee arthroplasty
 Clin Orthop 94: 185 - 195
- 139) Ranawat C.S., Rodriguez J.A. (1995)
 The knee in rheumatoid arthritis
 in: Baumgartner H., Dvorak J., Grob D., U. Munzinger, Simmen B.R.: Rheumatoid
 arthritis
 Thieme Stuttgart, New York
- 140) Richards D. (1981)
 Dynamic strength characteristics during isokinetic knee movements in healthy
 women
 Physiother Can 33: 141 - 149
- 141) Rodgers J.A., Garvin K.L., Walker C.W., Morford D., Urban J., Bedard J. (1998)
 Preoperative physical therapy in primary total knee arthroplasty
 J Arthroplasty 13: 414 - 421
- 142) Rorabeck C.H., Bourne R.B., Lewis P.L., Nott L. (1993)
 The Miller-Galante knee prosthesis for the treatment of osteoarthritis
 J Bone Joint Surg 75-A: 402 - 408

- 143) Ryu J., Saito S., Yamamoto K., Sano S. (1993)
Factors influencing the postoperative range of motion in total knee arthroplasty
Bull Hosp Jt Dis 53: 35 - 40
- 144) Sackett D.L. (1979)
Bias in analytic research
J Chronic Dis 32: 51 - 63
- 145) Sapega A.A. (1990)
Muscle performance evaluation in orthopaedic practice
J Bone Joint Surg 72-A: 1562 - 1574
- 146) Scharf H.-P., Noack W. (1987)
Die Bedeutung isokinetischer Kraftmessung in Sport und Rehabilitation
Sportverletz Sportschaden 3: 142 - 149
- 147) Schlinkman B. (1984)
Norms for high school football players derived from Cybex data reduction computer
J Orthop Sports Phys Ther 5: 243 - 245
- 148) Schmidtbleicher D. (1987)
Motorische Beanspruchungsform Kraft - Definitionen und Trainierbarkeit
in: Von Ow C., Hüni G.: Muskuläre Rehabilitation
Perimed, Erlangen
- 149) Schönle Ch., Kling P., Bäumer Ch., Carstensen S., Kuß A., Lepthin H.J. (1995)
Software- und systembedingte Fehler bei isokinetischen Kraftmessungen
Z Orthop 133: 84 - 91
- 150) Schurman D.J., Parker J.N., Ornstein D. (1985)
Total condylar knee replacement
J Bone Joint Surg 67-A: 1006 - 1014
- 151) Scott N., Rubinstein M., Scuderi G. (1988)
Results after knee replacement with a posterior cruciate-substituting prosthesis
J Bone Joint Surg 70-A: 1163 - 1173
- 152) Scudder G.N. (1980)
Torque curves produced at the knee during isometric and isokinetic exercise
Arch Phys Med Rehabil 61: 68 - 73
- 153) Sell S., Zacher J., Lack S. (1993)
Propriozeptionsstörung am arthrotischen Kniegelenk
Z Rheumatol 52: 150 - 155

- 154) Sipila S., Suominen H. (1994)
Knee extension strength and walking speed in relation to quadriceps muscle composition and training in elderly women
Clin Physiol 14: 433 - 442
- 155) Smidt G., Albright J., Densinger E. (1984)
Pre- and postoperative functional changes in total knee patients
J Orthop Sports Phys Ther 6: 23 - 28
- 156) Smith L. (1974)
Strength increments following massed and distributed practice related to motor learning
Med Sci Sports 6: 154 - 157
- 157) Steiner M.E., Simon S.R., Pisciotta J.C. (1989)
Early changes in gait and maximum knee torque following knee arthroplasty
Clin Orthop 238: 174 - 182
- 158) Stern T., Stay H.-E., Schmitz B., Heine J., Menke W. (1998)
Individuelle Verlaufskontrolle der Kniegelenkfunktion nach Gleitflächenendoprothese im prä- und postoperativen Vergleich
Orthopädische Praxis 34: 33 -36
- 159) Sun Y., Stürmer T., Günther K.P., Brenner H. (1997)
Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung
Z Orthop 135: 184 - 192
- 160) Thistle H.G., Hislop H.J., Moffroid M., Lowman E.W. (1967)
Isokinetic contraction
Arch Phys Med Rehabil 43: 279 - 282
- 161) Thorstennsson A., Grimby G., Karlsson J. (1976)
Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles
J Appl Physiol 40: 12 - 16
- 162) Tibone J.E., Antich T.J., Perry J. (1988)
Functional analysis of untreated and reconstructed posterior cruciate ligament injuries
Am J Sports Med 16: 217 - 223
- 163) Tomanek R.J., Lund D.D. (1974)
Degeneration of different types of skeletal muscle fibres
J Anat 118: 531 - 541

- 164) Vince K.G., Insall J.N., Kelly M.A. (1989)
The total condylar prosthesis
J Bone Joint Surg 71-B: 793 - 797
- 165) Walsh M., Woodhouse L.J., Thomas S., Finch E. (1998)
Physical impairments and functional limitations: a comparison of individuals 1 year
after total knee arthroplasty with control subjects
Phys Ther 78: 248 - 258
- 166) Watkins M.P., Harris B.A. (1983)
Evaluation of isokinetic muscle performance
Clin Sports Med 2: 37 - 53
- 167) Wessinghage D. (1998)
Der Pionier des zementierten Kniegelenkersatzes - Themistocles Gluck
in: Rabenseifner L.: Knieendoprothetik
Steinkopf, Darmstadt
- 168) Wigren A., Nordgren B., Nordesjö L.O., Kolstad K. (1981)
Analysis of muscle function especially isokinetic with practical application
Begleitheft zum Scandinavian Symposium on Fracture Treatment, Uppsala
(May 1981)
- 169) Wigren A., Nordesjö L.-O., Nordgren B., Kolstad K. (1983)
Isometric muscle strength and endurance after knee arthroplasty with the modular
knee in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis
Scand J Rheumatol 12: 145 - 151
- 170) Williams M., Stutzman L. (1959)
Strength variation through the range of joint motion
Phys Ther Rev 39: 145 - 152
- 171) Wilson S.A., McCann P.D., Gotlin R.S., Ramakrishnan H.K., Wotteen M.E.,
Insall J.N. (1996)
Comprehensive gait analysis in posterior -stabilized knee arthroplasty
J Arthroplasty 11: 359 - 367
- 172) Winter D.A., Wills R.P., Orr G.W. (1981)
Errors in the use of isokinetic dynamometers
Eur J Appl Physiol 46: 397 - 408
- 173) Woodman J.L., Jacobs J.J., Urban R.M., Galante J.O. (1983)
Vanadium and aluminium release from fiber metal composites in baboons -a long
term study
Zeitschrift zum ORS Meeting in Anaheim, California: 238

- 174) Wyatt M.P., Edwards A.M. (1981)
Comparison of quadriceps and hamstring torque values during isokinetic exercise
J Orthop Sports Phys Ther 3: 48 - 56
- 175) Yoon T.S., Park D.S., Kang S.W., Chun S., Shin J.S. (1991)
Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint
Yonsei Med J 32: 33 - 43
- 176) Young A., Stokes M., Round J.M., Edwards R.H.T. (1983)
The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of the
human quadriceps
Eur J Clin Invest 13: 411 - 417
- 177) Zimmer Inc. (1990)
MG-II-Produktübersicht
Zimmer Chirurgie GmbH, Dietzenbach

9. DANKSAGUNG

Mein Dank gilt in erster Linie meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. med. S. Sell, für die Überlassung des Themas, die wissenschaftliche Betreuung und die unkomplizierte sowie faire Zusammenarbeit im Verlauf der ganzen Arbeit.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. med. M. Handel für die intensive und fachkundige Betreuung sowie die Beratung bei allen auftretenden Fragen. Durch sein unermüdliches Engagement, nicht zuletzt in statistischen Fragen, hat er wesentlichen Anteil am Gelingen dieser Arbeit.

Für die Heranführung an das Thema, die Einführung in die Untersuchungs-/Meßtechnik am Cybex-Dynamometer sowie das freundliche Überlassen des Datenmaterials aus den ersten drei Untersuchungen (U1-U3) bedanke ich mich bei der Arbeitsgruppe um PD Dr. T. Horstmann, Prof. Dr. H.-H. Dickhuth und C. Winkler recht herzlich.

Desweiteren hat mir Frau Dr. Pietsch-Breitfeld vom Institut für medizinische Biometrie der Universität Tübingen bei allen auftretenden Fragen und Problemen bezüglich Statistik und Studiendesign stets weitergeholfen.

Auch bei den Mitarbeiter/-innen der orthopädischen Poliklinik sowie des Archivs am Uniklinikum Tübingen möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

Herrn Otmar Goller und Herrn Klaus Mock danke ich für die Unterstützung bei diversen EDV - technischen Fragen.

Ein herzliches Dankeschön gilt meiner Freundin und meiner Familie, die mir immer geduldig und hilfreich zur Seite standen. Ohne diese Unterstützung, auch in moralischer Hinsicht, wäre ein erfolgreicher Abschluß dieser Arbeit wohl kaum möglich gewesen.

10. Lebenslauf

Frank Dieterich

21.10.1975	Geboren in Kirchheim/Teck als Sohn von Ursula Dieterich, geb. Schmid (Hausfrau) und Wilmut Dieterich (Vermessungstechniker)
1982 - 1986	Grundschule in Frickenhausen und Erkenbrechtsweiler
1986 - 1995	Hölderlin - Gymnasium, Nürtingen
1995	Abitur
1995 - 1996	Zivildienst, Kreiskrankenhaus Nürtingen
4/1996 - 4/2002	Studium der Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
18.03.1998	Ärztliche Vorprüfung
23.03.1999	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
zwischen 1998 und 2000	Famulaturen in folgenden Fächern: <ul style="list-style-type: none">- Chirurgie (Kreiskrankenhaus Nürtingen)- Anästhesie (Kreiskrankenhaus Kirchheim/Teck)- Unfallchirurgie (Klinikum Garmisch-Partenkirchen)- Pädiatrie (Landeskrankenhaus Villach)
05.04.2001	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
01.05.2001 - 25.04.2002	Praktisches Jahr an den Städtischen Kliniken Esslingen <ul style="list-style-type: none">- Wahlfach Anästhesie -
25.04.2002	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung