Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung Allgemeine Orthopädie mit Poliklinik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker

Das Femoropatellare Schmerzsyndrom nach Knietotalendoprothesen – die Möglichkeit der Beeinflussung durch retropatellare Denervation

INAUGURAL DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
STEFFEN RIEDT
aus
Nagold

2005

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. S. Sell
2. Berichterstatter: Professor Dr. F. Maurer

1 EINLEITUNG 1

1.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG 1

1.2 PROTHESENSYSTEME UND IHRE INDIKATION 2

1.2.1 Schlittenprothese (ungekoppelter, teilweiser Oberflächenersatz) 3

1.2.2 Ungekoppelter Totalersatz (ungekoppelter, totaler Oberflächenersatz) 3

1.2.3 Teilweise gekoppelter Totalersatz 4

1.2.4 Vollgekoppelter Totalersatz 4

1.2.5 Modellbeschreibung Miller-Galante II 5

1.2.6 Modellbeschreibung Nex-Gen 5

1.2.7 Modellbeschreibung Blauth-Knietotalendoprothese 6

1.3 DIE PATELLA 6

1.4 EPIDEMIOLOGIE DES PATELLOFEMORALEN SCHMERZSYNDROMS 7

1.5 DENERVATION 7

1.5.1 Denervation anderer Gelenke 7

1.5.2 Denervation der Patella 9

1.5.2.1 Kurze historische Entwicklung der Patelladenervation 9
1.5.2.2 Innervation der Patella 9
1.5.2.3 Arterielle Gefässversorgung der Patella 17
1.5.2.4 Technik der Patelladenervation 18

1.6 FRAGESTELLUNG 19

2 MATERIAL UND METHODEN 21

2.1 VERSUCHSPLANUNG 21

2.2 PATIENTENGUT 22

2.2.1 Prothesentypen 22

2.2.2 Geschlechtverteilung 23

2.2.3 Grunderkrankung 24

2.2.4 Alter bei der Operation 25
2.2.5 Voroperationen am betroffenen Bein 25
2.2.6 Anthropometrische Daten 26
2.3 CYBEX 26
2.3.1 Cybex 340 26
2.3.2 Isokinetik 28
2.3.3 Ablauf der Messung 30
2.4 KNIESCORE 31
2.4.1 Auswahl des Scores 31
2.4.2 Beschreibung des HSS-Scores 32
2.5 RADIOLOGISCHE BEGUTACHTUNG DER PATELLA 34
2.6 UNTERSUCHUNG 35
2.6.1 Anamnese 35
2.6.2 Klinische Untersuchung 35
2.7 STATISTIK 36
3 ERGEBNISSE 38
3.1 AUSWERTUNG 38
3.1.1 Patientenauswahl 38
3.1.2 Gruppenbildung 38
3.2 SCORE 38
3.2.1 Scoreergebnisse bei allen 3 untersuchten Gruppen 38
3.2.2 Spezielle Scoreunterpunkte 41
3.3 ISOKINETISCHE DYNAMOMETRIE 46
3.4 ARBEIT UND LEISTUNG 54
3.5 RADIOLOGISCHE BEGUTACHTUNG DER PATELLA 62

4 DISKUSSION 66

4.1 BEDEUTUNG DES FEMOROPATELLARGELENKES 66

4.1.1 Anatomie unter funktioneller und pathophysiologischer Betrachtung 66

4.1.2 Femoropatellare Problematik 69

4.1.3 Patellaersatz – Ja oder Nein? 72

4.1.4 Historische Entwicklung des patellofemoralen Gelenkersatzes 76

4.1.5 Femoropatellare Probleme nach Knietotalendoprothesen 78

4.2 ISOKINETISCHE DYNAMOMETRIE 79

4.3 ISOKINETIK 84

4.3.1 Isokinetische Kraftentwicklung 85

4.3.2 Arbeit und Leistung 89

4.3.3 Gelenkstellung bei Entfaltung des maximalen Drehmoments 90

4.4 RADIOLOGIE 91

4.5 SCORE 94

5 ZUSAMMENFASSUNG 99

6 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS 102

7 LITERATURVERZEICHNIS 104

8 DANKSAGUNG 117

9 LEBENSLAUF 118

1 Einleitung

1.1 Historische Entwicklung

Der künstliche Gelenkersatz eines körpereigenen Gelenks hat zum Ziel, eine schmerzhaft gestörte Gelenkfunktion zu normalisieren und dieses Ergebnis langfristig aufrecht zu erhalten. Künstliche Kniegelenke müssen dabei einer Reihe von mechanischen Besonderheiten gerecht werden: das Knie ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und befindet sich im Zentrum der unteren Extremität, weiter von seinen Nachbarn entfernt als alle anderen Gelenke. Es ist wegen seines komplizierten Baues und der langen Hebelarme von Femur und Tibia in einem sehr viel stärkeren Masse großen statischen und dynamischen Kräften ausgesetzt als das benachbarte Hüftgelenk oder das obere Sprunggelenk. Es ist durch seine exponierte Lage und durch seine hauptsächlich ligamentäre Stabilität besonders verletzungsanfällig, sein Bewegungsablauf ist in komplexer Weise aus Roll- und Verschiebebewegungen der Kondylenflächen auf dem Schienbeinkopf zusammengesetzt. So verwundert es nicht, dass gerade dieses Gelenk eine hohe Morbidität aufweist und häufiger als jedes andere Gelenk aus diagnostischen und therapeutischen Gründen arthrographiert, arthroskopiert und arthrotomiert wird.

Aus diesem Grund rückt das menschliche Kniegelenk mehr und mehr in den Vordergrund unseres Interesses und auch der künstliche Gelenkersatz am Kniegelenk gewinnt in der modernen Orthopädie immer mehr an Bedeutung.

Die funktionellen Anforderungen an ein Kunstgelenk entsprechen denen eines biologischen Gelenkes. Diese sind Schmerzfreiheit, Mobilität und Stabilität. Die Anfänge reichen bis Mitte des 19. Jahrhunderts zurück. In der Medical Times Gazette beschrieb Ferguson 1861 seine ersten Erfahrungen über die Implantation eines künstlichen Kniegelenkes. Der eigentliche Vordenker war der Berliner Chirurg Themistocles Gluck, der 1890 über seine Ideen und Konzepte im Bereich der Osteo- und Alloplastik berichtete, und ein Jahr später erste Erfahrungen über den Einsatz einer Scharnierendoprothese aus Elfenbein veröffentlichte. Infektionsprobleme aufgrund mangelnder Sterilität ließen diese klinischen Versuche jedoch scheitern, und erst in den 40er Jahren des letzten

Jahrhunderts gelangen erfolgreiche Dauerimplantationen in den Vereinigten Staaten mit Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen. Jedoch auch diesen Implantationen blieb der dauerhafte Durchbruch versagt, ebenfalls hohe Infektionsraten sowie die Folgen der Metallose waren der Grund hierfür.
Entscheidend für den Erfolg von Dauerimplantationen waren die Arbeiten des Engländers Charnley in den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts [Charnley, 1960]. Aufgrund der einfacheren anatomischen und biomechanischen Voraussetzungen konzentrierte er seine Anstrengungen zunächst auf das Hüftgelenk, dem er mit der Einführung des Knochenzements und der zementierten Charnley-Hüft-Total-Prothese zum Erfolg verhalf. Wenig später war auch mit der Entwicklung seiner „low-friction-arthroplasty“ ein Meilenstein in der Endoprothetik des Kniegelenkes erreicht. Seine damals verwendete Kombination aus Metall und Polyäthylen brachte gute Ergebnisse was die Reibung und den Abrieb betraf, und gilt in der Kniegelenksendoprothetik auch heute noch als unumstrittener Standard.

Problematisch für die Entwicklung eines geeigneten Kniegelenkersatzes waren besonders die anatomischen Vorgaben des Gelenkes. Während das Hüftgelenk eine gute ossäre Führung durch das Acetabulum aufweist, hat das Kniegelenk weder bilateral noch anteroposterior eine knöcherne Stabilisierung.

1.2 Prothesensysteme und ihre Indikation

Eine Wiederherstellung der Gelenkstabilität spielt im Zusammenhang mit der Wiederherstellung einer schmerzfreien Kniegelenksfunktion bei arthrotischen und entzündlichen Destruktionen eine Schlüsselrolle. Die Modellvielfalt der Kniegelenksprothesen ist mittlerweile nahezu unüberschaubar. Die wichtigsten Unterscheidungskriterien verschiedener Modelle sind die Anzahl der ersetzten Gelenkflächen sowie die Zahl der Freiheitsgrade und damit der Stabilisierungsgrad der Prothese. Die Indikation für die unterschiedlichen Modelle hängt von der Art der Deformität, dem Zustand der gelenkstabilisierenden Faktoren wie Bänder und Muskeln, der Grunderkrankung und dem Allgemeinzustand des Patienten ab. Die Implantation von kondylären

Prothesen bleibt jüngeren Patienten mit umschriebenem Gelenkschaden vorbehalten [Gekeler, 1992]. Die internationale Norm ISO 7201/1 von 1985 klassifiziert die Knieendoprothesen in folgende Kategorien [Plitz, 1991]:

Teilersatz: -Unikondyläre Komponenten
-Bikondyläre Komponenten
-Unikondylärer, teilweiser Gelenkersatz
-Unikompartmentaler, teilweiser Gelenkersatz
Totalersatz: -Ungekoppelte totale Knieprothese
-Teilweise gekoppelte, totale Knieprothese
-Vollgekoppelter, totaler Kniegelenkersatz

Zur Veranschaulichung soll hier kurz auf die wichtigsten Prothesensystemme eingegangen werden.

1.2.1 Schlittenprothese (ungekoppelter, teilweiser Oberflächenersatz)

Durch ein uni- oder bikondyläres, kufenförmiges Metallimplantat, dem sogenannten Schlitten, werden hier die krankhaft veränderten Gelenkflächen der Femurkondylen ersetzt. Die Gelenkfläche der Tibia wird durch einen Polyäthylenkörper gebildet. Die intakten passiven und aktiven Kniegelenksstabilisatoren kooperieren wie beim natürlichen Knie und ermöglichen die Erhaltung aller sechs Bewegungsfreiheitsgrade [Engelbrecht, 1971]. Hieraus ergibt sich die auf eine lokalisierte unikompartimentelle Gelenkdestruktion mit ausreichender Bandstabilität eingeengte Indikation [Nieder, 1991, Dreyer, 1984].

1.2.2 Ungekoppelter Totalersatz (ungekoppelter, totaler Oberflächenersatz)

Bei diesem System werden sowohl am Femur als auch an der Tibia die Gelenkflächen voll ersetzt. Es ist auch hierbei theoretisch möglich, alle Bewegungsfreiheitsgrade zu erhalten, im klinischen Alltag reduziert jedoch das Konstruktionsprinzip, welches eine Translation nach ventral und dorsal nicht

zulässt, den Bewegungsspielraum auf fünf Freiheitsgrade. Beispiele für diesen Prothesentyp sind die Freeman-Swanson-, die Insall-Burstein-, die PCA- und die weiter unten noch genauer zu beschreibende Miller-Galante-Prothese. Bei letztgenannter Prothese kann eine nahezu physiologische Stabilität durch den Erhalt des hinteren Kreuzbandes gewährleistet werden, und es besteht die Möglichkeit, die Patellarückfläche zu ersetzen. Allerdings sollte auch hier, wie bei allen ungekoppelten Gelenkersätzen, auf eine ausreichend intakte Funktion des Muskel- und Bandapparates geachtet werden, um eine gewisse Stabilität zu gewährleisten [Kienapfel,1991].

1.2.3 Teilweise gekoppelter Totalersatz

Eine Zwischenlösung von Oberflächenersatzmodellen und Scharnierendoprothesen stellen diese Art von Prothesensystemen dar. Sie sind stärker als die Oberflächenersatzprothesen, aber weniger als die Scharnierprothesen stabilisiert. Sie besitzen zwei bis drei Freiheitsgrade. Vertreter dieses Systems sind die Herbert-, GSB-, Scheehan-Prothesen und das Rotationsknie ENDO-Modell. Letztere Prothese wurde Ende der 70er Jahre als eine Stielprothese entwickelt, welche aber zusätzlich, neben Beugung und Streckung, eine Rotation der Tibia um die Längsachse ermöglicht. Das GSB-Knie hingegen erlaubt zusätzlich eine Gleitbewegung [Engelbrecht, 1981, Nieder, 1991].

1.2.4 Vollgekoppelter Totalersatz

Die eigentlich recht vielseitigen Bewegungsmöglichkeiten des menschlichen Kniegelenkes werden bei der Scharnierendoprothese auf gerade mal einen Freiheitsgrad beschränkt, und zwar auf die Beugung um die Horizontalachse. Als Vertreter dieser Prothesengruppe sind die Guepar-, Shiers-, Stanmore- und Blauth-Prothese zu nennen.

Der gesamte Bewegungsablauf wird ausschließlich durch die Achsverbindung gesteuert. Durch die starre Koppelung müssen anderen Freiheitsgraden entsprechende Momente zwangsweise in Form von Torsions-, Axial- und Biegebeanspruchung über die Prothese auf das Knochenlager übertragen und

weitergeleitet werden. Eine sichere und dauerhafte Verankerung ist deshalb oft problematisch. Eine Sonderstellung nimmt dabei die Blauth-Prothese ein, auf die aber später noch genauer eingegangen werden soll.

1.2.5 Modellbeschreibung Miller-Galante II

Im Folgenden werden die drei Prothesensysteme kurz näher beschrieben, die bei den Patienten dieser klinischen Studie ausschließlich implantiert wurden.
Die Miller-Galante II-Prothese wurde 1990 zum ersten Mal implantiert, und zwar als eine Legierung aus Titan-Aluminium-Vanadium (=Tivanium), ab 1992 auch noch zusätzlich als Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung (=Zimaloy). Bei der Implantation kann entweder eine zementfreie Prothese mit einer reinen Metallfasernetzoberfläche oder eine zementierte, PMMA (=polymethyl-metacrylate)-beschichtete Prothese gewählt werden. Der Vorteil der PMMA-Prothese ist die geringere Bindung von Luft- und Vakuumbläschen, sowie von zementfreien Zwischenräumen zwischen dem Zement einerseits und der Prothesenoberfläche andererseits. Bei der Miller-Galante-Knieprothese handelt es sich um eine das hintere Kreuzband erhaltende Oberflächenprothese. Dadurch wird eine höhere Stabilität vor allem im Stand und beim Treppensteigen gewährleistet.

1.2.6 Modellbeschreibung Nex-Gen

Das NexGen-Knieprothesensystem wurde 1990 erstmals implantiert. Es ist ein System, das speziell für schwierige Primär- aber auch Revisionseingriffe konstruiert wurde.
Es gibt die Prothese in unterschiedlichen Varianten, wobei präoperativ die zu verwendende Prothese radiologisch wie auch klinisch festgelegt wird. Die angebotenen Systeme sind mit und ohne Erhalt der ligamentären Strukturen, hier speziell des hinteren Kreuzbandes, zu verwenden und bieten dennoch eine gute Stabilität. Auch ist es möglich, durch Zapfen die Verankerung in Tibia und Femur zu festigen.

1.2.7 Modellbeschreibung Blauth-Knietotalendoprothese

Die Kniegelenkendoprothese nach Blauth wurde erstmals 1972 an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen implantiert, und stand ab 1974 in Serie zur Verfügung. Sie ist als Scharniergelenk ausgebildet und weist einen Femur- und Tibiateil auf, welche durch einen starren, transkondylären Gelenkachsenbolzen miteinander verbunden sind. Es handelt sich um eine Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung und wird mit Knochenzemet im Knochen verankert. Zwischen den beiden Prothesenanteilen aus Metall sind zwei meniskenartige Polyäthylenkörper eingebracht. Es wurde 1986 ein zweites, weiterentwickeltes Modell mit der Möglichkeit zum Patellaersatz auf den Markt gebracht. Durch 3 verschiedenen Prothesengrössen, die in allen Abmessungen um 15% voneinander abweichen, kann individuellen Erfordernissen der unterschiedlichen Gelenkgrössen Rechnung getragen werden [Blauth, 1991].

1.3 Die Patella

Die Patella ist ein Sesambein im Quadrizeps-Streckapparat, das mit seiner hyalinen, gelenkknorpeltragenden Rückfläche auf der Trochlea femoris und den Kondylenrollen medial wie lateral je nach Flexionsgrad und Grundspannung des Quadrizeps zur Artikulation kommt. Die Führung durch die Gelenkflächen im patellofemoralen Gelenk lässt viel Spiel zu. Die Führung ist weitgehend abhängig von der Dynamik der verschiedenen Muskelkräfte im Bewegungsablauf. Auch besteht bei der Form des Patellagleitlagers wie auch bei der Form der Patellarückfläche eine große Variabilität. Das Gleichgewicht, die dynamische Balance im komplexen System aller beteiligten passiven und aktiven Elemente im patellofemoralen Abschnitt des Quadrizeps-Streckapparates ermöglichen ein symptom- und schmerzfreies Funktionieren. Nur in einem dynamischen Gleichgewicht unter konzentrischer und exzentrischer Beanspruchung können sich die auftretenden Kräfte so ideal verteilen, dass keines der beteiligten Gewebe durch Überbeanspruchung Schaden erleidet [Müller, Wirz, 2001].

1.4 Epidemiologie des patellofemoralen Schmerzsyndroms

Bei der Bewertung von Knieendoprothesen sind neben den kurz-, mittel- und langfristigen funktionellen Ergebnissen die Komplikationsraten zu berücksichtigen. In der Literatur finden sich unterschiedliche Zahlen und Studien diesbezüglich. Fengler gab die Zahl der Komplikationen im Bereich des Streckapparates einschliesslich der Patella mit 1,5-12% an, wobei sie die häufigste Ursache für aseptische Revisionseingriffe in der Knieendoprothetik darstellen. Dabei stehen besonders der chronische vordere Knieschmerz, die Patellainstabilität (Luxation, Subluxation), die nichttraumatische Patellafraktur und die aseptische Implantatlockerung bei Prothesen mit retropatellarem Ersatz im Vordergrund. Tabelle 1 enthält einen Vergleich der Patellakomplikationen mit und ohne Kniescheibenrückflächenersatz in der neueren Literatur.

	Mit Ersatz	Ohne Ersatz
Instabilität	0,4-13%	1-10%
Patellafraktur	0,5-3,3%	0,005% Einzelfälle
Vorderer Knieschmerz	10-29%	10-25%
Aseptische Lockerung	0,5-3,0%	Entfällt
Patellabedingte Revisionsoperationen	0-6%	0-13%

Tabelle 1: Komplikationsrate nach KTP mit und ohne retropatellarem Ersatz (Fengler, 2000)

Bei der Bewertung dieser Zahlen muss allerdings berücksichtigt werden, dass die Anzahl der Studien in beiden Gruppen nicht ausgewogen ist, da wesentlich mehr Publikationen über den Rückflächenersatz vorliegen als ohne. Darüber fehlen in vielen Studien genaue Angaben zur Häufigkeit von Rückflächenimplantaten und den damit verbundenen Komplikationen. Die Übersicht lässt allerdings den Schluss zu, dass bis fast 30% vorderer Knieschmerz besteht [Fengler, 2000].

1.5 Denervation

1.5.1 Denervation anderer Gelenke

Die Denervation als ultima ratio in der Behandlung von Schmerzen wurde 1966 von Wilhelm [Wilhelm, 1966] beschrieben, der als einer der Ersten diese

Behandlungsform am Handgelenk nach seinen anatomischen Studien [Wilhelm, 1958] angewandt hatte.

Jedoch auch schon vorher gab es erste zaghafte Versuche, postoperative Schmerzen an Gelenken durch intraoperative Denervation prophylaktisch anzugehen. Schürmann beschrieb 1957 bereits erste Versuche, bei deformierenden Arthrosen des Hüft- oder Kniegelenkes durch eine „sensible Neurotomie“ der Gelenkkapseln Beschwerdelinderung zu erzielen. Seine Egebnisse direkt postoperativ waren sehr erfolgversprechend, jedoch waren nach einem Jahr nur noch 40% der postoperativ zufriedenen Patienten noch beschwerdefrei und die erste Euphorie dahin [Schürmann 1957].

Die Intention des eigentlichen und noch heute bekannten Pioniers Wilhelm war es, Patienten mit erhaltener Muskelkraft, Stabilität und Mobilität in einem Gelenk, das aber durch starke Schmerzen in seiner Funktionalität eingeschränkt war, wieder einen angemessenen Gebrauch desselben zu ermöglichen. Das traf vor allem auf ältere Patienten zu. Operationen, allen voran die Arthrodese, schränkten die Mobilität ein, förderten die Immobilisation einer ganzen Extremität und hatten eine hohe Komplikationsrate. Und hier glaubte Wilhelm, einen einfachen Weg gefunden zu haben, dieses Problem zu lösen.

Die Patientenauswahl wurde damals schon sehr genau durchgeführt, erst genaue Messungen und Untersuchungen der Handgelenksbeweglichkeit und Kraftentfaltung beim Faustschluss nach lokaler Anästhesie der vorher bestimmten Nervenausläufer mit entsprechenden positiven Ergebnissen führten dazu, den Patienten dieser Operation zuzuführen.

Eine Vielzahl von Arbeiten hat sich mit den Ergebnissen dieser Denervationstechnik beschäftigt [Dubert, 1990, Ishida, 1993, Ferreres, 1995, 1996]. Die Ergebnisse wurden sehr kontrovers diskutiert, wobei es Studien gibt, welche die eine und welche die andere Seite unterstützten.

In manchen Studien wurde der Erfolg einer solchen Denervation bezweifelt [Ferreres, 1995], wobei der partiellen Denervation oft eine Verschlechterung des aktuellen Zustandes angelastet wurde. In anderen großen Follow-up-Studien wurde hingegen wieder von einem Erfolg der Denervation berichtet, die

74% der Patienten eine Schmerzreduktion um bis zu 75% (auf einer visuellen Analogskala) brachte [Foucher, 1998, Dellon, 1985], Patienten wieder ihre Arbeit aufnehmen konnten und diese Technik als eine einfache und nebenwirkungsarme Therapie bezeichneten.
Heute ist die Denervation nach Hohmann-Wilhelm bei der Behandlung der Epicondylitis humeri radialis/ulnaris ein Standardverfahren, welches gute und mittel- bis langfristig sehr zufriedenstellende Ergebnisse erzielt.

1.5.2 Denervation der Patella

1.5.2.1 Kurze historische Entwicklung der Patelladenervation

In der Behandlung des patellofemoralen Schmerzsyndroms wurden verschiedene Wege eingeschlagen, da die Ursache bisher noch nicht befriedigend geklärt werden konnte. Eine Idee besteht darin, dass man beim Auftreten des Schmerzes, oder schon während der Implantation eines künstlichen Kniegelenkersatzes, die Patella denerviert, um das Resultat dieser ansonsten sehr erfolgversprechenden Operation zu verbessern und bestmöglichen Erfolg zu erzielen.
Diese Denervation wurde entwickelt im Hinblick auf die Anwendung der Technik bei der Behandlung des Handgelenksschmerzes durch totale Handgelenksdenervation, welche erstmals von Wilhelm 1966 näher beschrieben wurde. In der Folge entwickelte sich eine teilweise Denervation, bei der entweder der mediale oder der laterale Teil der Patella mit dem Messer denerviert wurde, oder eben die totale Denervation, bei der die oben genannte Prozedur um die gesamte Patella herum durchgeführt wurde. Erst genauere Studien über die nervale Versorgung der Patella, der Kniegelenkskapsel und der Haut in der Patellaregion lieferten ein besseres und umfassenderes Verständnis über die zu durchtrennenden Nerven bei dieser Technik.

1.5.2.2 Innervation der Patella

Die wissenschaftliche Arbeit hinsichtlich der Innervation der Patella ist erst lange nach entsprechenden Studien über die Innervation des Kniegelenkes und

auch der Kniegelenkskapsel und auch nach Erkenntnis der Schwäche des Patellofemoralgelenkes gefördert worden. Erste ernstzunehmende Studien bezüglich der tatsächlichen Innervation des Kniegelenkes sind bereits 1891 erschienen, wobei „Hilton´s Gesetz“ postuliert wurde, wonach alle motorischen Efferenzen, welche die Kniebeweglichkeit beeinflussende Muskeln bedienen auch afferente Elemente von der Kniegelenkkapsel mit sich führen [Hilton, 1891]. Weitere anatomische Studien und auch eventuellen Zusammenhänge mit seitlichem Knieschmerz sind 1927 von Drüner [Drüner, 1927], oder 1947 von Gardner [Gardner, 1948] ausführlich und in größtenteils heute noch gültiger Weise dargelegt worden.

Wie bereits erwähnt sind die genaueren Zusammenhänge der Innervation der Patella selbst erst mit der Erkenntnis besser untersucht worden, dass das Patellofemoralgelenk speziell auch im Zusammenhang mit der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes vermehrt zu (neuralen?) Problemen führt und die Ursache hierfür ungeklärt ist. In den 70ern wurde der Patellofemoralersatz vermehrt implantiert und die ersten ernstzunehmenden wissenschaftliche Studien zur Innervation der Patella sind Anfang der 80er publiziert worden, zuerst von Baudet [Baudet, 1982]. Später folgten auch immunhistochemische Untersuchungen bezüglich der Transmitter, wobei Buma 1993 eine sehr interessante Arbeit veröffentlich hat [Buma, 1994]. Die letzten großen Studien wurden von Dellon bzw. Horner Ende der 90er Jahre vorgelegt [Dellon, 1995, 1996, Horner, 1994].

Um die Innervation der Patella zu erläutern soll an dieser Stelle zuerst einmal die Innervation des Kniegelenkes an sich in kurzer Form dargestellt werden, um dann die für die Kniescheibe wichtigen Strukturen zu erläutern.

Eine sehr ausführliche Arbeit hierzu ist die oben erwähnte von Horner aus dem Jahr 1994.

Die Innervation der medialen Seite des Kniegelenkes ist in den Abbildungen 1, 2 und 3 illustriert (Abbildungen 1-7 aus Horner, 1994).

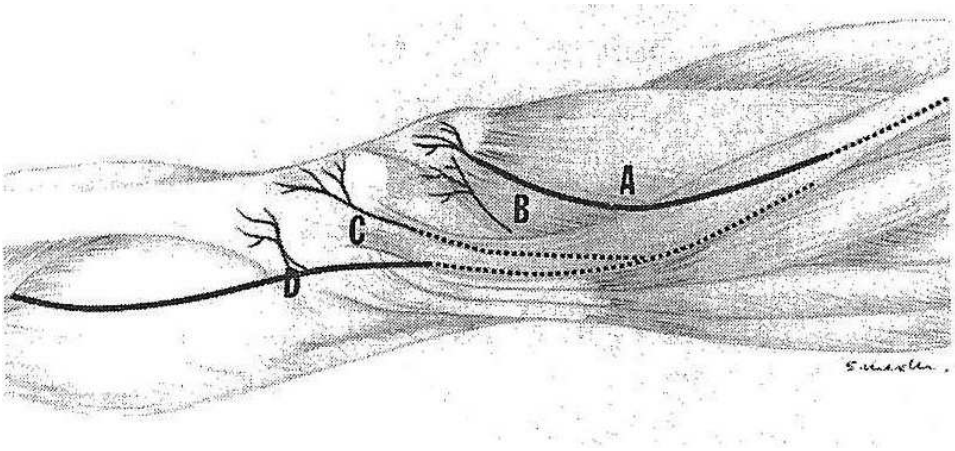

Abb. 1

Medialer Blick auf das Kniegelenk, oberflächliche Schicht:
A: Nervus femoralis cutaneus medialis
B: Nerven, welche die medialen Strukturen des Retinakulum innervieren.
C: Infrapatellarer Ast des N. saphenus, mit
D: Ausläufer, der den Fuss medialseits versorgt

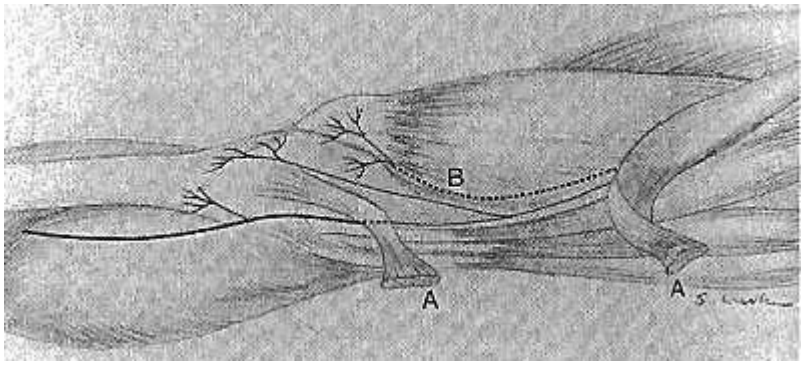

Abb. 2

Medialer Blick auf das Kniegelenk, tiefe Schicht:
Der M. sartorius wurde abpräpariert (A), um die Ausläufer des N. femoralis, genannt N. retinacularis medialis der den M. vastus medialis versorgt, darzustellen (B).

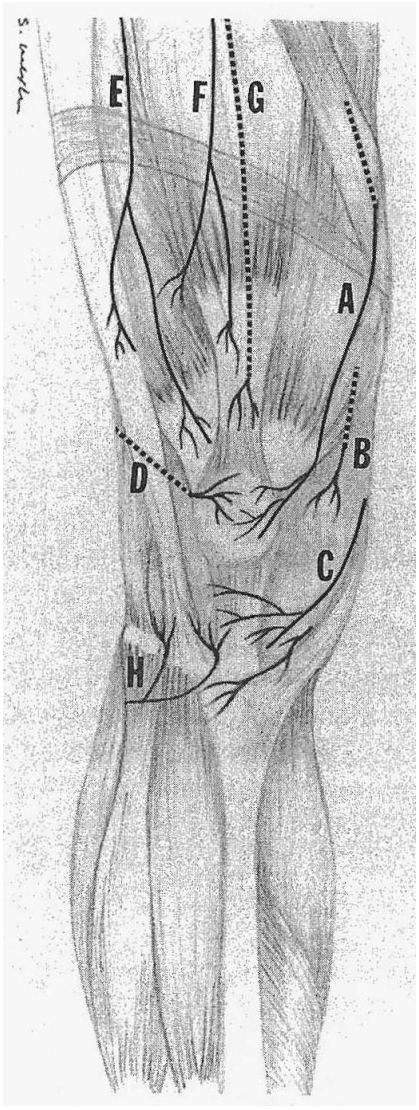

Abb. 3

Anteriorer Blick auf das Kniegelenk:
Nervus femoralis cutaneus medialis (A) und infrapatellarer Ast des N. saphenus (C). Nn. retinacularis lateralis et mediales (B, D).
Äste N. femoralis, N. cutaneus femoralis lateralis et Rami femoralis cutaneus anteriores (E, F).

Der am oberflächlichsten liegende Nervenast ist der Ausläufer des Nervus femoralis cutaneus medialis (Abb. 1. A), welcher oberflächlich zum M. sartorius verläuft und ihn teilweise durchfährt (39,1%). Teilweise gibt er feine Äste auf Höhe des Tuberculum adductorium ab, welche dann einen präpatellaren Plexus bilden. Insgesamt ein sehr wichtiger Nerv auch für die Patella, da er teilweise

gepaart ist mit dem infrapatellaren Ast des N. saphenus. Der N. saphenus selber teilt sich in einen infrapatellaren Ast (Abb. 1, C) und einen Ausläufer, der den Fuss medialseits versorgt (Abb. 1, D). Er verläuft an der Medialseite des Kniegelenkes ca. 3cm hinter dem zentralen Punkt der medialen Femurkondyle. Dieser so wichtige Nervenast geht bei 17,6% der Untersuchten im proximalen, bei 58,8% im mittleren und bei 23,5% in distalen Drittel des Oberschenkels ab. In 86% der untersuchten Fälle gehen sogar zwei oder mehr Äste als infrapatellare Äste ab.

Der Ramus anterior des N. obturatorius gab in den angegebenen Studien in 20% nachvollziehbare Äste für die periartikulären Strukturen ab.

Der Endast des N. femoralis, der den M. vastus medialis versorgt, N. retinacularis medialis, zieht tief im medialen Retinakulum in die mediale Gelenkkapsel ein.

Die laterale Seite ist durch die Strukturen innerviert, die in den Abbildungen 4, 5 und 6 dargestellt sind.

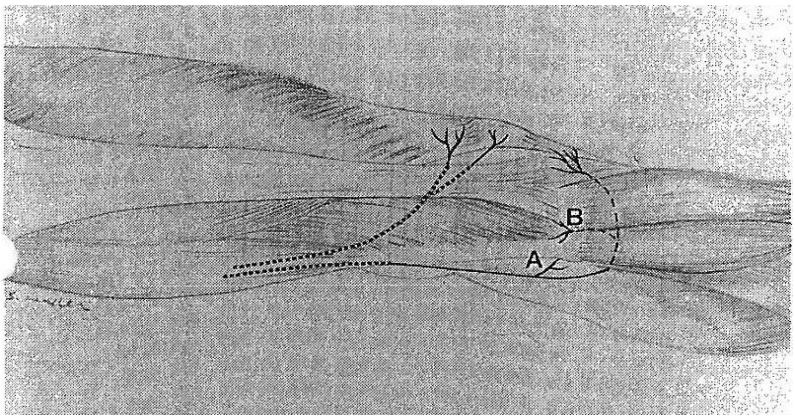

Abb. 4

Seitlicher Blick auf das Kniegelenk, oberflächliche Schicht:

Nn. articularis lateralis inferior et superior

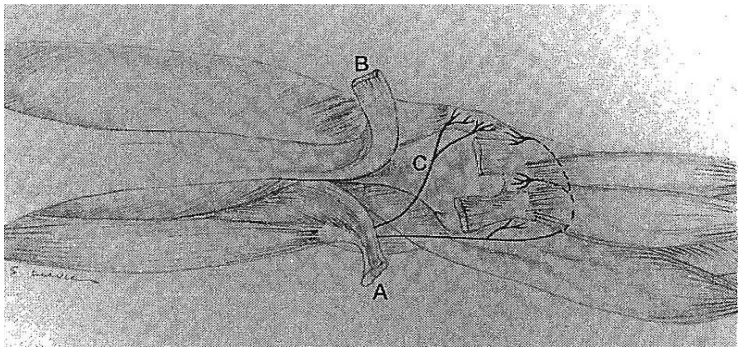

Abb. 5

Seitlicher Blick auf das Kniegelenk, tiefe Schicht:
M. biceps femoris (A) und Tractus iliotibialis (B) abpräpariert, um den N. retinacularis lateralis (C), abgehend vom N.ischiadicus darzustellen, die Strukturen des Retinaculum laterale innervierend.

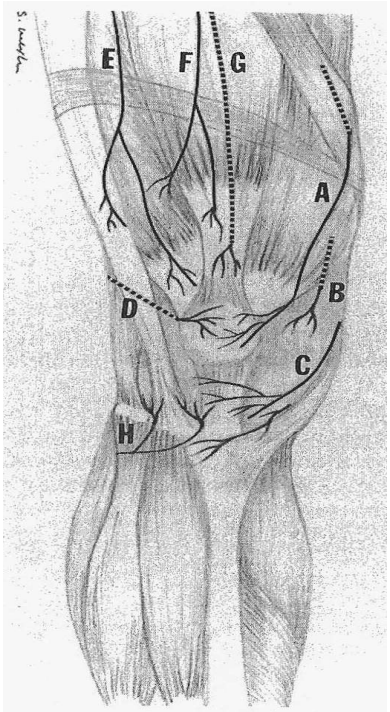

Abb. 6

Anteriorer Blick auf das Kniegelenk:
Nervus femoralis cutaneus medialis (A) und infrapatellarer Ast des N. saphenus (C). Nn. retinacularis lateralis et mediales (B, D).
Äste N. femoralis, N. cutaneus femoralis lateralis et Rami femoralis cutaneus anteriores (E, F).

Der N. peroneus communis hat zwei Anteile, die die die Kniegelenkkapsel innervieren, die Nn. articularis lateralis inferior et superior (Abb. 4, A + B), welche den inferolateralen Teil der Kapsel und das proximale Tibiofibulargelenk versorgen. Man nennt sie auch Rami articularis des N. peroneus communis.
Weiterhin gibt es vom N. ischiadicus den N. genicularis lateralis superior, welcher Äste zur Innervation des lateralen Retinakulums und das laterale Gelenk innerviert, deshalb wird er auch N. retinacularis lateralis genannt (Abb.5, C).
Die posteriore Innervation ist in Figur 7 dargestellt, hierbei handelt es sich um den hinteren Anteil des N. obturatorius, welcher mit der A. poplitea verlaufend in einen Nervenplexus genannt Plexus popliteus aufgeht. Weiter gibt es Anteile des N. tibialis, sogenannte Rr. articularis posteriores, die die hinteren Kapselanteile innervieren.

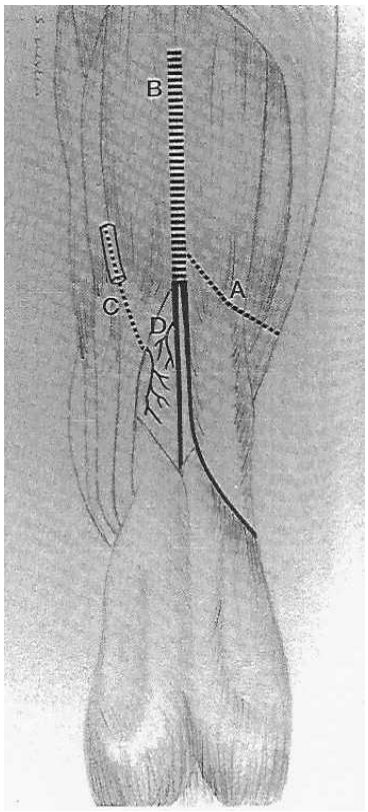

Abb. 7

Ursprung der Rr. articularis lateralis (A) aus dem proximalen N. ischiadicus (B). Plexus popliteus (C), Rr. articularis posteriors (D).

Die Innervation der Patella selber ist auf drei Nerven zurückzuführen, die in Abbildung 8 skizziert sind [Baudet, 1982]. Hauptsächlich ist der Nervus saphenus für die Innervation zuständig, da er die Äste

-Ramus arteriosus nervi sapehnus internus

-Ramus venosus nervi saphenus internus

-Ramus infrapatellaris nervi saphenus internus

abgibt (von oben nach unten).

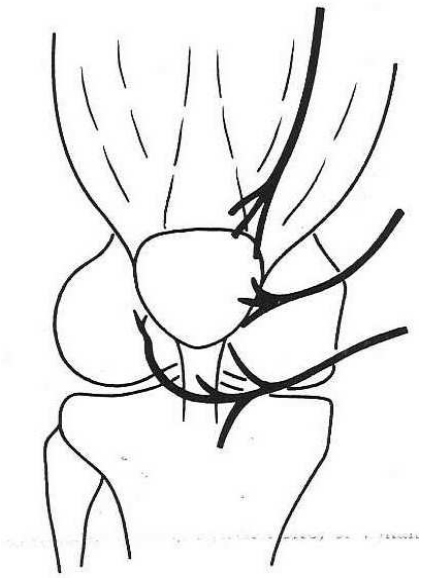

Abb. 8: Innervation der Patella nach Baudet

Eine immunhistochemische Untersuchung zur Innervation der Patella zeigte eine reichhaltige Innervation der Gelenkkapsel, des Patellaperiosts und der synovialen Weichteile vor allem am lateralen Patellarand, in der femoralen Rinne sowie im subchondralen Knochen von Patella und Femur durch Calcitonin Gene-Related Peptide (CGRP) und Substanz P (SP). Weiterhin wurden ähnliche Botenstoffe in den Plicaweichteilen zwischen Quadrizeps und Patellasehne gefunden.

Seit längerem ist bekannt, dass verschiedene (immunhisto-)chemisch definierte Fasern an der Innervation des Skelettes beteiligt sind. Vor allem wurden hierbei Fasern vermutet, die vasoaktive intestinale Polypeptide, Substanz P, Calcitonin Gene-Related Peptide (CGRP), Neuropeptid Y und Tyrosinhydroxylase

enthalten, da sie in mineralisiertem Knochen, dem intramedullären Raum, dem Periost sowie peri- und intraartikulärem Weichteilgewebe gefunden wurden.
In der angesprochenen Studie von Buma [Buma, 1994) wurde nachgewiesen, dass CGRP und SP direkt auf der Aussenseite der Kapsel, der Kontaktfläche von Gelenkkapsel und Patella, dem Patellaperiost, der anterioren Fläche der Patellasehne vor allem an der Auflagefläche auf der Patella und in der femoralen Rinne unter der Quadrizepsrinne (oberhalb der Facies patellaris femoris) in weit erhöhtem Mass vorliegen.

1.5.2.3 Arterielle Gefässversorgung der Patella

Die Patella wird im Wesentlichen durch die in Abbildung 9 dargestellten arteriellen Gefässe versorgt. Insgeamt ist die Kniescheibe durch ein durch mehrere Gefässe gebildetes Rete patellae sehr gut arteriell versorgt.

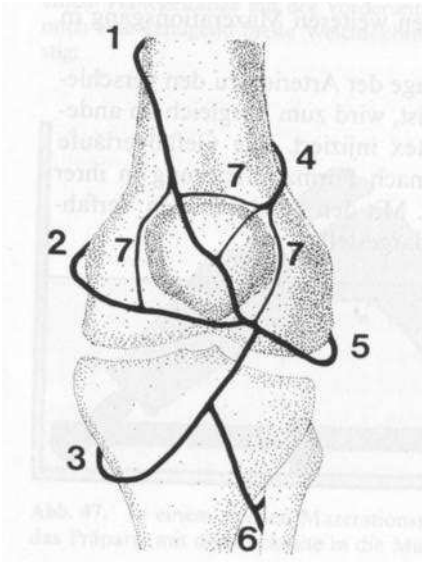

Abb. 9 Schematische Darstellung der Gefäßversorgung der Patella (nach Hassenpflug)

Lateralseits sind vor allem die aus der A. poplitea entspringenden Aa. genus superior lateralis et genus inferior lateralis zu nennen, welche beide aus der A. poplitea entspringen und ober- bzw. unterhalb des lateralen Kondylus zur Patella ziehen.
Medialseits findet man den Ramus articularis der A. genus descendens, welcher von kranial kommend den oberen Patellapol versorgt, sowie die A.

genus superior medialis, welche sich nach ihrem hohen Abgang aus der A. femoralis zur Versorgung der Knieinnenseite fächerförmig in kraniokaudaler Richtung und in übereinanderliegenden Schichten aufzweigt. Weiterhin entspringt die A. genus inferior medialis aus der A. poplitea distal in Höhe des Gelenkspaltes und verläuft absteigend nach distal und medial um den Tibiakopf herum. Die A. genus media entspringt ebenfalls direkt aus der A. poplitea in Höhe der Fossa intercondylaris und gibt kurze Äste in die hintere Gelenkkapsel ab.

Weiterhin spielt bei der arteriellen Versorgung der Patella der Hoffa-Fettkörper eine wichtige Rolle, da mehrere Querverbindungen zwischen den Arterien der Knieinnen- und –aussenseite im verschieblichen Hoffa-Fettkörper eingeschlossen sind.

Trotz der Vielzahl von Gefässen, die in das Rete articulare patellae einmünden, wird der Patellaknochen selbst in weitgehend konstanter Weise versorgt, wobei die kräftigsten Gefässe an der Vorderseite der Kniescheibe in den Knochen eintreten und hierbei Versorgungsäste abgeben. Diese gehen aus einem Hauptgefäss ab, das in schräger Richtung vor den Ansätzen des Ligamentum patellae und der Quadrizepssehne von distal lateral nach proximal medial verläuft. Man nennt diese abgehenden Gefässe Aa. nutriciae (Hassenpflug, 1989).

1.5.2.4 Technik der Patelladenervation

Die normalerweise in der Knieendoprothetik angewandte Technik der Patelladenervation, sei es mit Implantation eines Rückflächenersatzes oder ohne ist im Sinne einer Patellaplastik durchzuführen.
Die in diesem Fall angewandte Patellaplastik besteht aus folgenden Schritten (nach Keblish, 1994):

-Circumferentielle Denervation der synovialen Umrandung der Patella mit dem Skalpell oder dem Elektrokauter

-Entfernung der randständigen Osteophyten (Cheilectomy) und auf diese Weise Wiederherstellung der normalen ursprünglichen Form und Grösse der Patella

-Korrektur des Patella-Tilts (Lateralneigung bis zur Subluxation) wenn nötig durch internes Release im Bereich der Einstrahlung des Retinaculum transversale laterale

-Multiples Drilling (= Entfernung der Rückflächensklerose) der Artikulationsfläche um den subchondralen Knochen zu dekomprimieren

Für unsere Studie war natürlich das an der Universitätsklinik Tübingen durchgeführte Verfahren von Interesse. Nach ausgiebiger Befragung der Operateure und auch Durchsicht der Operationsberichte konnte ein nahezu identisches Vorgehen wie oben beschrieben angenommen werden.

Neuere Ansätze auch bei der Behandlung des patellofemoralen Schmerzsyndroms ohne Knietotalendoprothese sieht man auch in der Möglichkeit des Lasereinsatzes, hier speziell eines Holmium-Yag-Lasers, der sich durch geringe Eindringtiefe sowie gute Anwendbarkeit hervorgetan hat. Jedoch ist diese Technik im Rahmen der Arthrotomie des Kniegelenkes bei einer Knieprothesenimplantation der herkömmlichen Denervation mit Skalpell/Elektrokauter nicht überlegen [Siebert, 2001].

1.6 Fragestellung

Der patellofemorale Schmerz stellt nach wie vor ein ungelöstes Problem im klinischen Alltag dar. Weder die Ursache noch die Therapie oder die Prognose lassen sich ausreichend abschätzen oder erklären, und so mindert dieser Schmerz vor allem nach Implantation einer Knietotalprothese die Ergebnisse in großem Maße. Eine zur Vermeidung dieser Problematik in Erwägung gezogene Technik stellt die partielle oder totale Denervation der Patella bei einer solchen Operation dar. Obwohl es eine große Anzahl von Arbeiten gibt, die sich mit der Nachuntersuchung und Evaluation von Knietotalprothesen befassen, wurde diese Technik nur in sehr wenigen Untersuchungen beschrieben und bewertet. Die meisten Untersuchungen waren jedoch von sehr subjektiven

Patientendaten abhängig, und neueren Untersuchungen zufolge gibt es auch eine große Diskrepanz bei der Beurteilung und Bewertung des Erfolges einer Operation durch den Arzt und den Patienten [Liebermann, 1996].
An der Orthopädische Universitätsklinik Tübingen hat man aus diesem Grund seit einigen Jahren eine Möglichkeit zur Beurteilung von Therapieerfolgen gewählt, die idealerweise die Parameter misst, welche als objektiv, vergleichbar und an den täglichen Anforderungen und Bedürfnissen des Patienten orientiert gelten. Eine solche Möglichkeit, die allen der oben angesprochenen Parameter entspricht, stellt die isokinetische Dynamometrie dar.

Aus dem gegenwärtigen Kenntnisstand über das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz ergeben sich eine Reihe von Fragen, die in der vorliegenden Arbeit geklärt werden sollen:

- Gibt es messbare Unterschiede bezüglich der Kraft bei Flexion/ Extension bei Patienten, deren Patella nach Implantation einer Knieprothese einer sogenannten Denervation unterzogen wurden im Gegensatz zu Patienten, deren Patella nach einer Kniearthroplastik nicht denerviert wurde und zu einer Kontrollgruppe?
- Gibt es Unterschiede zwischen Patientengruppen, deren Patella im Rahmen einer Knieprothesenimplantation einer Denervation unterzogen wurden oder deren Patella nicht denerviert wurde sowie zu einer Vergleichsgruppe hinsichtlich der erbrachten Leistung und Arbeit?
- Kann man weitere Unterschiede nach Implantation einer Knieprothese zwischen denervierten und nicht denervierten Kniescheiben an radiologischen Merkmalen festmachen?
- Gibt es Unterschiede in den Ergebnissen bei Erhebung eines speziellen Kniescores bei Patienten mit denervierter und nicht denervierter Patella?

Material und Methoden

1.7 Versuchsplanung

In der Planungsphase der Studie wurde festgelegt, dass in jeder der drei Gruppen 50 Probanden untersucht werden sollten. Diese teilten sich auf in eine Gruppe mit Knietotalendoprothese ohne durchgeführten Patellaersatz und mit durchgeführter Denervation, eine Gruppe mit Knietotalendoprothese ohne durchgeführten Patellaersatz ohne durchgeführte Denervation und eine Kontrollgruppe ohne Voroperationen oder mit Operationen aber ohne endoprothetischen Gelenkersatz.

Für die Feststellung der Operationsmethoden hinsichtlich der Frage, ob ein Operateur denerviert oder nicht denerviert hat, wurden die in der Orthopädischen Universitätsklinik in Frage kommenden Operateure nach ihrer Operationstechnik bzw. Dokumentation befragt. Insgesamt konnte man so ein genaues Bild davon bekommen, welcher Operateur wie vorgegangen ist. Es konnte jedem Operateur zu jedem Zeitpunkt ein genau nachzuvollziehendes Operationsprocedere zugewiesen werden.

Von 161 Patienten erreichten wir 139 Patienten (86%), wovon wiederum 124 (89%) ihre Bereitschaft erklärten, an der Studie teilzunehmen. Es konnten genau 100 Probanden letztenendes untersucht werden und davon waren 50 mit denervierter Patella und 50 ohne Denervation operiert worden.

Für die Kontrollgruppe, die als letztes ausgewählt wurde, wurde ein für die aus den zurückkommenden Briefen entsprechendes Kollektiv hinsichtlich des Alters der operierten Patienten ausgewählt.

Wir haben dann alle 3 zu untersuchenden Gruppen hinsichtlich der anthropometrischen Daten, Geschlechtsverteilung, Alter der Patienten sowie Zeitraum der Nachuntersuchung miteinander verglichen und uns dafür entschieden, die 3 Gruppen untereinander so zu matchen, dass reliable und vergleichbare Gruppen in die Auswertung unserer Studien miteinfliessen. Es wurden also 40 Patienten mit denervierter Patella, 40 Patienten ohne denervierte Patella und 40 Probanden einer Kontrollgruppe miteinander verglichen.

1.8 Patientengut

Die für diese Studie untersuchten Patienten wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen in einem Zeitraum von Juni 1995 bis Februar 1999 von insgesamt 7 verschiedenen Operateuren behandelt.
Nach oben beschriebener Auswahl der in Frage kommenden Probanden wurden in einem Zeitraum von September 2000 bis Juli 2001 in der Universitätsklinik Tübingen die Messungen durchgeführt.
Der Nachuntersuchungszeitraum betrug bei den Probanden ohne Denervation 2,06 Jahre nach Implantation einer Knietotalendoprothese, bei den Probanden mit denervierter Kniescheibe betrug der Nachuntersuchungszeitraum 2,27 Jahre nach Implantation eines künstlichen Gelenkersatzes am Kniegelenk.

Die Kontrollgruppe wurde aus zufällig ausgewählten Probanden, welche teilweise aus dem Bekanntenkreis aber auch als Begleitung der operierten Patienten zur Verfügung standen, ausgewählt.

1.8.1 Prothesentypen

Die an dieser Studie teilnehmenden und untersuchten Patienten wurden mit drei Typen von Prothesen versorgt:

- 42 mal Miller-Galante II- Prothese (52,5%)
- 35 mal Nex-Gen-Prothese (43,8%)
-3 mal Blauth-Knietotalendoprothese (3,7%)

Die Verteilung auf die beiden zu vergleichenden Gruppen war nahezu identisch. In der Gruppe mit denervierter Patella wurden 22 Patienten mit einer Miller-Galante II-Prothese versorgt, 16 Patienten mit einer Nex-Gen-Prothese und 2 Patienten mit einer Blauth-Prothese. In der Gruppe ohne Denervation bekamen 20 Patienten eine Miller-Galante II-Prothese implantiert, 19 eine Nex-Gen-Prothese und 1 Patient eine Blauth-Endoprothese.

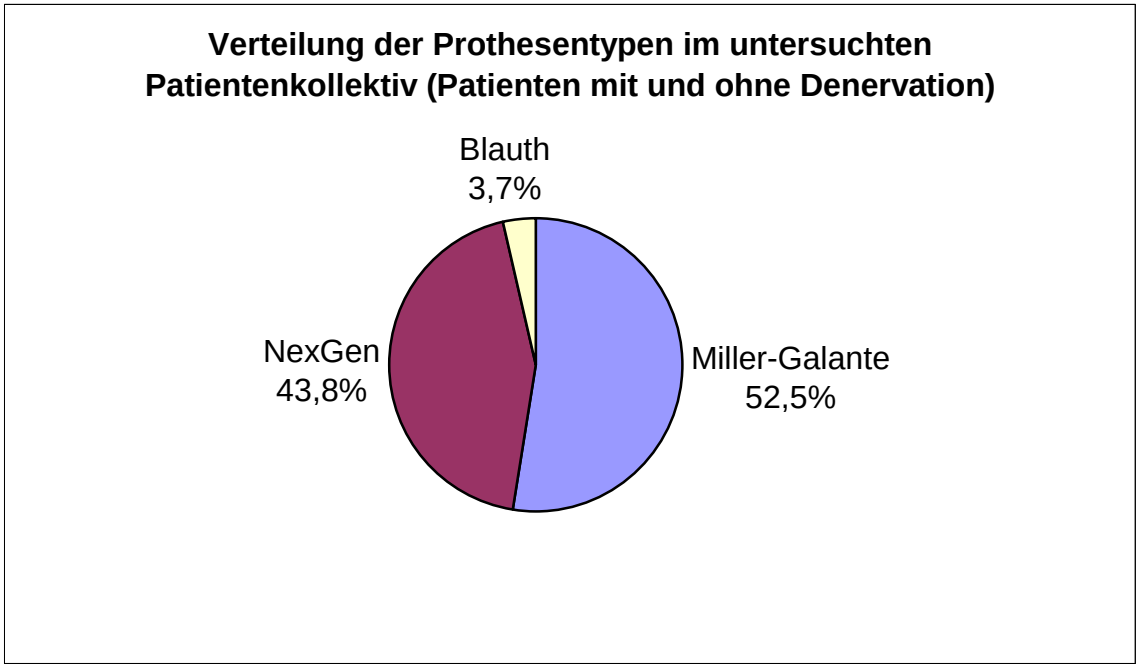

Abb. 10

1.8.2 Geschlechtsverteilung

Von den 80 mit einer Prothese versorgten und in die Studie aufgenommenen Patienten wurden in der Gruppe der nicht denervierten Kniescheiben 24 bei Frauen und 16 bei Männern implantiert. Die Gruppe mit durchgeführter Denervation der Kniescheibe wurden 28 Prothesen bei Frauen und 12 Prothesen bei Männern implantiert. Die Probandengruppe teilte sich in 25 Frauen und 15 Männer auf.

Die Geschlechtsverteilung ergab in allen 3 untersuchten Gruppen ein ähnliches Verhältnis von untersuchten Frauen zu untersuchten Männern, so dass eine gute Vergleichbarkeit der verschiedenenen Gruppen gegeben war. Somit konnten geschlechtsspezifische Ursachen für eine mangelnde Vergleichbarkeit der Gruppen als nicht existent betrachtet werden.

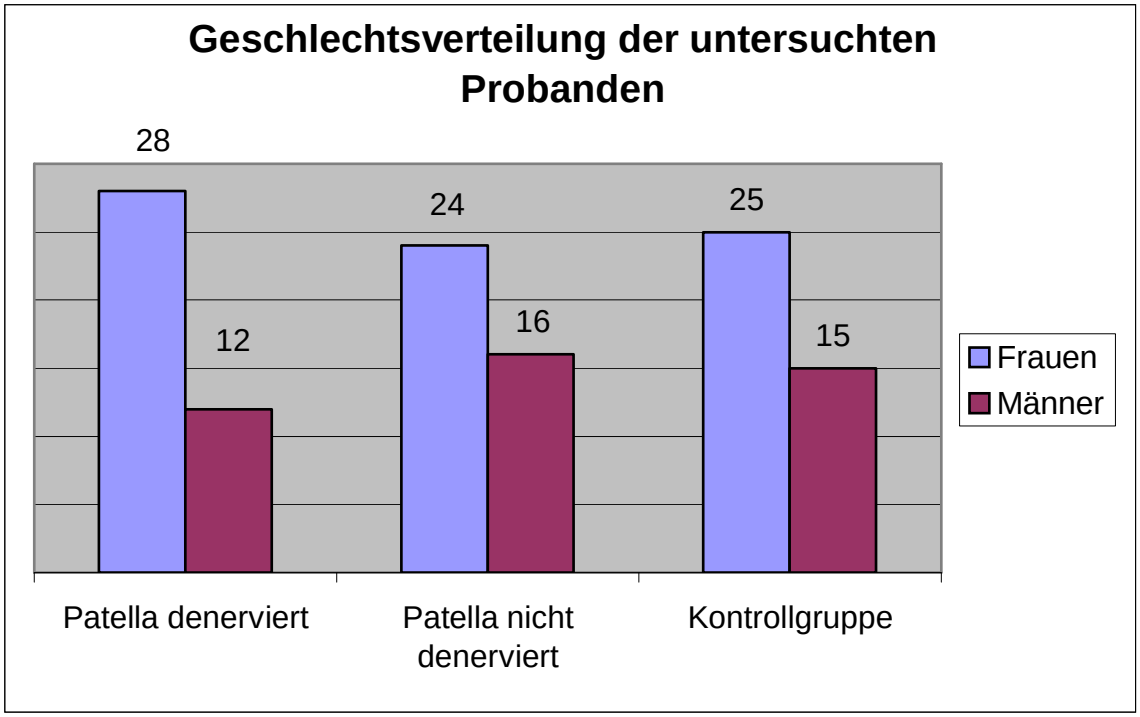

Abb. 11

1.8.3 Grunderkrankung

Die zur endoprothetischen Versorgung führende Ursache der Patienten kann in zwei Gruppen unterteilt werden.

Eine Gruppe mit einer primären degenerativen Gonarthrose als Grundkrankheit (ein oder zwei Kniegelenke) wurde in 30 Fällen diagnostiziert (75%). Die andere Gruppe war die mit einer Grundkrankheit aus dem rheumatoiden Formenkreis, welche ebenfalls zu einer (sekundären) Gonarthrose führte. Dies war bei 10 Patienten als Ursache festgestellt worden (25%). Diese Verteilung zeigte sich bei beiden Gruppen, der Gruppe mit und bei der Gruppe ohne denervierte Patella. Es gab keinen Fall einer posttraumatischen Gonarthrose oder einer sonstigen Grunderkrankung, welche einen endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes notwendig machte (siehe Abbildung 3).

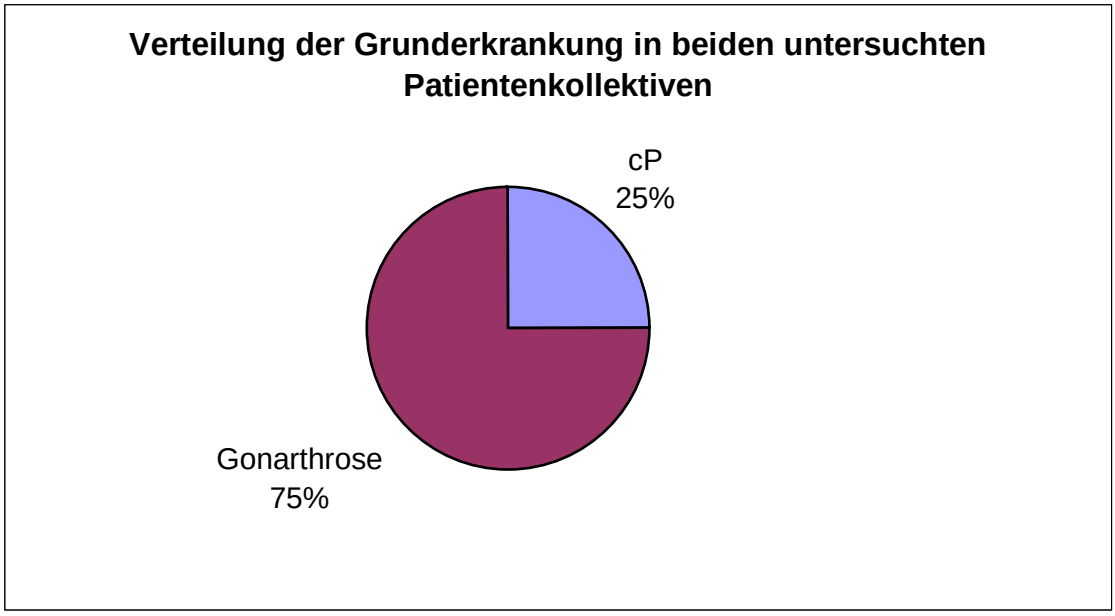

Abb. 12

1.8.4 Alter bei der Operation

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung war das Alter beider Gruppen von Patienten nahezu identisch. Die Patienten mit denervierter Patella waren durchschnittlich 66,6 ± 9,3 Jahre, die Patienten ohne Patelladenervation waren zum Nachuntersuchungszeitpunkt 66,0 ± 9,7 Jahre alt.

Im Hinblick auf die Grunderkrankung zeigte sich folgendes Bild:
Die Patienten, die der Gruppe der primären Gonarthrose zuzurechnen waren, hatten ein Durchschnittsalter von 67,9 ± 8,7 Jahren und die Probanden mit einer Gonarthrose aufgrund einer rheumatoiden Erkrankung waren durchschnittlich 59,2 ± 10,7 Jahre alt. Die Kontrollgruppe hatte ein durchschnittliches Alter von 65,3 ± 4,9 Jahren zum Untersuchungszeitpunkt.

1.8.5 Voroperationen am betroffenen Bein

Bei Voroperationen wurde nach Eingriffen des orthopädischen Arbeitsfeldes insgesamt sowie nach Eingriffen speziell am zu untersuchenden Kniegelenk gefragt. Es zeigte sich, dass zwei Drittel der Patienten orthopädisch bereits operativ behandelt wurden, jedoch nur bei knapp der Hälfte (43%) am zu

untersuchenden Kniegelenk eine Voroperation stattgefunden hatte. Mit Abstand der häufigste Eingriff vor einer Knieprothesenimplantation war die Arthroskopie gefolgt von einer totalen oder partiellen, offenen Synovektomie. 2 Patienten wurden im Vorfeld mit einer Umstellungsosteotomie bei Beinachsenfehlstellung behandelt.

1.8.6 Anthropometrische Daten

Die hier angeführten Daten können nur auf den Untersuchungszeitpunkt und nicht auf den Operationszeitpunkt bezogen werden.
Die Durchschnittsgrösse der Patienten mit Denervation lag bei 1,66 m (± 0,06 m), die Streuung lag zwischen 1,51 m und 1,88 m. Das Gewicht im Durchschnitt bei 76,1 kg (± 14,1 kg). Daraus ergibt sich ein durchschnittlicher Body-Mass-Index (BMI = kg/m²) von 27,6.
Bei den Patienten ohne durchgeführte Denervation lag die Grösse durchschnittlich bei 1,69m (± 0,04m). Das Gewicht lag durchschnittlich bei 74,5 kg mit daraus sich ergebendem BMI von durchschnittlich 26,1.
Die Kontrollgruppe hatte eine Durchschnittsgrösse von 1,70 m (± 0,09 m), ein Durchschnittsgewicht von 77,2 kg und demzufolge einen durchschnittlichen BMI von 26,7.

1.9 Cybex

1.9.1 Cybex 340

Als elektronisches Kraftmessgerät kam das System „CYBEX 340“ der Firma Lumex Inc., Ronkonkoma, New York, 11779 zur Anwendung, welches durch die Firma PROXOMED GmbH, Wolfratshausen vertrieben wird.
Der New Yorker Biomechaniker James Perrine entwickelte Anfang der sechziger Jahre das Konzept der isokinetschen Widerstandsmessung, und meldete 1969 seine beiden dafür konstruierten Kraftmeßsysteme zum Patent an. 1970 verkaufte er die Herstellungs- und Verkaufsrechte für beide Modelle an die oben genannte Firma Lumex. Lumex entwickelte das elektromechanische Model unter dem Namen Cybex bis zum heutigen Tage

weiter. Mittlerweile gibt es eine größere Zahl von Anbietern isokinetischer Kraftmeßsysteme auf dem Markt, welche teilweise unterschiedliche Konstruktionsprinzipien aufweisen. Ihnen allen ist aber gemeinsam:

- Auch bei verminderter Leistungsfähigkeit einer Gelenkeinheit (z.B. Schmerz) werden genaue Messergebnisse erzielt.
- Die auftretenden Winkelgrade und Drehmomente (möglich von 0 – 300°/s) werden kontinuierlich gemessen und können nach der Messung weiter verarbeitet werden.
- Das maximal erreichbare Drehmoment, die Drehmomentkurve über dem gesamten Bewegungsablauf, die durchschnittliche sowie die Gesamtarbeit und –leistung, die explosive Komponente und die Ausdauer können bestimmt werden.
- Das Verhältnis Agonist/Antagonist, gesunde und verletzte Seite, Probandenleistung zu Normkollektiv kann untersucht werden.
- Ein Höchstmaß an Sicherheit für den Patienten und das in unserem Falle implantierte Kunstgelenk, auch in der vulnerablen Phase (frühpostoperativ).

Diese und einige andere Gründe sorgten dafür, dass isokinetische Test- und Trainingsverfahren insbesondere in den USA heute zum Standard in der Orthopädie und Traumatologie gehören. Effiziente Rehabilitation sowie Einsatzmöglichkeiten zu klinischen und wissenschaftlichen Studien sorgten für eine weit verbreitete Anwendungspalette.

Zielsetzung isokinetischer Tests ist somit:

-Erfassung funktioneller Störungen der Gelenkmechanik und muskulärer Defizite

-Objektivierung schmerzbedingter Funktionseischränkungen

-Beurteilung und Steuerung von Therapie- und Trainingsbelastungen

-Erfassung von Normwerten.

Unser an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen angewandtes Modell „CYBEX 340“ wird mit der Software ISO-KIN 5.0 der Firma Orthodata GmbH, Schwerte betrieben, welche offiziell für das CYBEX-System der Firma Lumex, Inc. lizensiert wurde.

Die Einheit des bei uns verwendeten Systems besteht aus zwei verstellbaren Positionssitzen, einem Dynamometer, einer in der Mittelkonsole integrierten Steuerungs- und Computereinheit mit einem externen Drucker und einem seitlich am System angebrachten, in alle Richtungen frei beweglichen Monitor.

Abb. 13: Cybex-Dynamometer mit Hardwareeinheit

Des weiteren gibt es einen Fußgelenks- und Vorfußfixationsgurt, regulierbare Oberschenkelpolster mit extra lang gepolstertem Gurt sowie einen Sicherheitsgurt.

1.9.2 Isokinetik

Der menschliche Körper besteht aus ca. 400 Einzelmuskeln, die verschiedene Funktionssysteme bilden [Rohen, 1973]. Aufgabe der Muskulatur ist neben dem aktiven Gelenkschutz auch die Fortbewegung des menschlichen Körpers im Raum. Voraussetzung für diese Bewegung ist die Muskelkraft, welche somit auch eine Grenze für das Erreichen von Höchstleistungen ist. Laut Köhler ist „die Kraft die Ursache einer Bewegungs- oder Formveränderung eines Körpers“ [Köhler, 1974], welche durch Grösse, Richtung und Angriffspunkt definiert und über die dynamische Grundleistung „F= m x a“ mit der Masse verknüpft ist. Dieser Ausflug ins physikalische beschreibt die (Grund-) Bedeutung für den Menschen.

Man Unterscheidet 4 Kontraktionsformen [Silbernagl, 1988]:

a) Die isometrische Kontraktion: bei konstanter Länge des Muskels wird eine wechselnde Muskelspannung aufgebaut. Dadurch findet sich keine Bewegung bei dennoch hoher Spannungsentwicklung. Diese vorzugsweise in der Rehabilitation angewandte Kontraktionsform entspricht der statischen Arbeitsweise.
b) Die isotonische Kontraktion: bei konstanter Spannung des Muskels findet eine Längenänderung statt. Es wird also mit einem fixen Gewicht gearbeitet. Wenn dabei die Muskelkraft die äußere Kraft übersteigt und sich der Muskel dadurch verkürzt, dann liegt eine dynamisch – konzentrische Muskelarbeit vor, wohingegen die dynamisch – exzentrische vorliegt, wenn die Muskelkraft kleiner als die äußere Kraft ist und der Muskel demzufolge gedehnt wird. Die isotonische Kontraktion kommt bei natürlichen Bewegungen nicht vor, sie kann allenfalls unter Laborbedingungen simuliert werden.
c) Die auxotonische Kontraktion: Es ergibt sich eine gleichzeitige Änderung der Muskelspannung und –länge, und kommt in den meisten der täglichen Bewegungsabläufe vor.
d) Isokinetische Kontraktion: Sie stellt eine Sonderform der dynamischen Muskelkontraktion dar und kann sowohl konzentrisch als auch exzentrisch sein. Grundlage dieser Kontraktionsform ist die Bewegungsgeschwindigkeit, welche über die gesamte Dauer der Bewegung konstant bleibt. Dies wiederum ist nur möglich, wenn die Kraft, mit der gearbeitet wird, während des Bewegungsablaufes variiert werden kann.

Der oben genannte Biomechaniker James Perrine erstellte, wie schon erwähnt, Anfang der sechziger Jahre das Konzept des isokinetischen Widerstandes. Er entwickelte ein isokinetisches Kraftmeßsystem, bei dem eine Kraftentwicklung unter einer im Voraus festgelegten Bewegungsgeschwindigkeit und gegen einen Widerstand erfolgt. Dieser Widerstand baut sich mittels Hydraulik oder elektrische gesteuerter Mechanik während der gesamten Bewegung entsprechend der entwickelten Kraft auf [Perrine 1968a + b, Perrine, 1969,

Perrine, 1971]. Isokinetik bedeutet also eine gleichförmige Bewegung bei sich ständig anpassendem Widerstand.

1.9.3 Ablauf der Messung

Die Messung an dem Cybex Dynamometer wurde in einer standardisierten Art und Weise von immer dem gleichen Untersucher vorgenommen, so dass eine gute Reproduzierbarkeit gewährleistet werden kann.
Um einem Ermüdungseffekt vorzubeugen, der die Auswertung beeinflussen könnte, wurde bei den operierten Patienten in zufällig ausgewählter Reihenfolge jeweils hälftig mit dem operierten und hälftig mit dem nicht operierten Bein mit der Messung begonnen. Auch die Einstellungen am Dynamometer hinsichtlich der isokinetischen Kraftmaxima wurden hälftig in aufsteigender und hälftig in absteigender begonnen, also mal von 60 bis 180, und mal von 180 bis 60 °/s.
Nach einer ausführlichen und verständlichen Unterweisung nach der klinischen Untersuchung, die später noch erwähnt wird, wurde dem Probanden eine Orientierungsmessung mit einer leicht zu bewältigenden Einstellung zugestanden, um sich mit der Art der Bewegung, der Dauer und den zu erfüllenden Kriterien vertraut zu machen. Es wurde darauf hingewiesen, dass der Proband sich maximal anstrengen sollte um einen ordentlichen Ablauf und eine gute Vergleichbarkeit der Daten zu gewährleisten.
Anschliessend wurden die Messungen durchgeführt, wobei immer auf eine gleichlange Erholungsphase zwischen den Messungen geachtet wurde, die sich aber auch daraus ergab, dass die Werte vom Untersucher übertragen werden mussten. Die Position der Probanden für die Messung wurde den Cybex-Empehlungen entsprechend durchgeführt, wobei die Arme an dafür vorgesehenen Griffen seitlich zu positionieren sind und der Proband durch eine Fixierung festzuschnallen ist. Diese Fixierung bestand aus einem Sicherheitsgurt, der dem in einem normalen Strassen-PKW vergleichbar ist sowie zusätzlich durch einen mittigen Oberschenkel- und einen distal angebrachten Unterschenkelfixationsgurt.

Die folgenden Parameter wurden dann in der Untersuchung bestimmt:

-Isokinetische Kraftmessungen bei 60 °/s, 90 °/s, 1 20 °/s und 180 °/s, jeweils bei Extension und Flexion in Nm., jeweils einem vorgegebenen Zeitrahmen entsprechend, wobei der Zeitrahmen mindestens 5-7 Bewegungszyklen entsprach

-Bei welchem Winkel in der Extension / Flexion wurden die Kraftmaxima erreicht

-Was war die durchschnittliche Kraftentwicklung

-Welche Arbeit (in J) und Leistung (in W) wurde dabei erzeugt

1.10 Kniescore

1.10.1 Auswahl des Scores

Die Notwendigkeit von Langzeitbeobachtungen nach orthopädischen Operationen, insbesondere in der Endoprothetik, wurde immer wieder betont, man wollte das „outcome“ systematisch erfassen. Die Erfassung von Patientendaten im Laufe einer Behandlung soll Resultate mess- und vergleichbar machen (Ergebnisqualität), so dass man z.B. beurteilen kann, ob Behandlungsstandards erreicht wurden. Eine genaue Definition der verschiedenen Aspekte des Resultats – der Begriff wird in der Regel synonym mit dem englischen „outcome“ verwendet – ist erforderlich. Zum Resultat gehören neben absoluten Messgrössen auch relative Angaben, die individuell den Ausgangszustand mit einer späteren Situation vergleichen.
Für die genaue Einordnung der klinischen Untersuchung sowie der erzielten Messergebnisse wollten wir noch einen international anerkannten und reproduzierbaren Score erheben. Die Anzahl solcher sich in Gebrauch befindlicher Scores ist sehr vielfältig. Wir wollten einen Score, der für Menschen mit einerseits endoprothetisch versorgtem Kniegelenk aber auch für Probanden ohne Prothese gleichermassen sinnvoll ist.

Unsere Wahl fiel auf den international anerkannten Score nach Ranawat & Shine aus dem Hospital for Special Surgery (HSS-Score), welcher seit 1973 in vielen Untersuchungen und Studien angewandt wurde (Krämer, 1993). Der HSS-Score ist valide, jedoch wenig reliabel.

1.10.2 Beschreibung des HSS-Scores

Der von uns ausgewählte HSS-Score hat eine maximal erreichbare Punktzahl von 100 und hat eine Gewichtung von subjektiv zu objektiv von 62% zu 38%.
Die 100 Punkte teilen sich auf in 6 Kategorien:

-Schmerz maximal	30 Punkte
-Funktion maximal	22 Punkte
-Bewegungsausmass maximal	18 Punkte
-Muskelkraft maximal	10 Punkte
-Beugekontraktur maximal	10 Punkte
-Instabilität maximal	10 Punkte
	_____
Maximalpunktzahl	100 Punke

Abgezogen wird in 3 Kategorien:

-Benutzte Gehilfen maximal	3 Punkte
-Extensionsdefizit maximal	5 Punkte

-Varus / Valgus 1 Punkt Abzug für jeweils 5°

Das Ergebnis wird bei diesem Score in 4 Kategorien eingeteilt:

-85-100 Punkte	excellent	sehr gut
-70-84 Punkte	good	gut
-60-69 Punkte	fair	zufriedenstellend
-0-59 Punkte	poor	schlecht

Diesem liegt zugrunde, dass ein perfektes Kniegelenk 100 Punkte erreicht und auch nach einer Arthrodese ein Ergebnis von 60 Punkten erreicht werden kann.

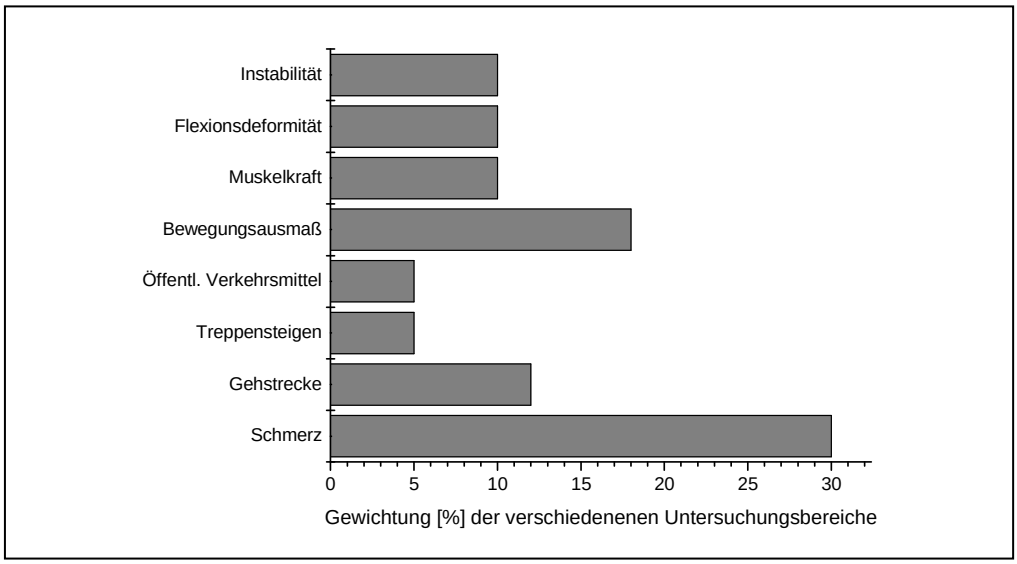

Abb. 14: Verschiedene Untersuchungsbeeiche des HSS – Score nach Ranawat und Shine und deren Gewichtung

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 (12 points)	Walking and standing unlimited	12
	Walking distance of 5 – 10 blocks and standing ability intermittent (< 0,5hour)	10
	Walking 1 – 5 block 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)	Excellent: 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
Substruction	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. 2: HSS – Score nach Ranawat und Shine

1.11 Radiologische Begutachtung der Patella

Im Rahmen der Studie wollten wir auch untersuchen, ob sich eine denervierte Patella radiologisch von einer nicht denervierten Patella nach einer Knietotalendoprothesenimplantation auswirkt. Hierzu haben wir die präoperativ angefertigten Röntgenbilder und das jeweilige Arthrosestadium (nach Kellgren) mit den aus der klinisch-radiologischen Verlaufskontrolle nach 6 Monaten angefertigten Bildern verglichen.

Selbstverständlich sind in diese Untersuchung nur die operierten Patienten mit eingegangen, da von der Kontrollgruppe nur die wenigsten entsprechende Röntgenaufnahmen im Rahmen anderer Behandlungen (z.B. durchgeführte

Arthroskopie bei Meniskopathie) vorlegen konnten und an eine vergleichende Untersuchung nicht zu denken war.
Es wurden die Parameter Patelladicke, Patellalage (hinsichtlich einer eventuellen leichten Lateralisation, einer guten Zentrierung oder einer Subluxation), der Patellastand (hoch, normal, tief) sowie feststellbare Osteolysen oder Osteophyten beachtet.

1.12 Untersuchung

1.12.1 Anamnese

Die Anamnese wurde ebenfalls wie die klinische Untersuchung in einer standardisierten Weise durchgeführt und in zwei selbst erstellten Dokumentationsbögen festgehalten.

Zuerst wurden die persönlichen Daten notiert und nachfolgend das subjektive Befinden des Patienten eruiert. Hierbei legten wir besonderen Wert auf die Punkte derzeitige Gehstrecke, aktuell benötigte Schmerzmedikation (regelmässig, gelegentlich, keine) und die subjektive Einschätzung des Behandlungserfolges.
Weiterhin wurden die orthopädischen Voroperationen und speziell die an den Kniegelenken bereits durchgeführten Operationen erfragt und mit eventuell vorhandenen Akten verglichen und eingeordnet. Auch wurde nach allgemeinen Voroperationen aus anderen Fachgebieten gefragt um eine eventuelle Beeinträchtigung des Untersuchungsablaufes am Cybex-Gerät abschätzen zu können.

1.12.2 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung wurde, wie oben bereits erwähnt, vor der eigentlichen Messung am Cybex-Gerät durchgeführt um den Instruktionen des Cybex-Manuals zu entsprechen und keinen Patienten durch die vorgenommene Messung zu gefährden.

Bei der ausführlichen Inspektion wurde auf eventuelle Haut- oder Narbenveränderungen, Schwellungen, Entzündungszeichen, Achsverhältnisse sowie Beinlängendifferenzen geachtet. Die anschliessende Palpation untersuchte eventuelle Schmerzpunkte, Krepitationen und Erguss sowie die „tanzende“ Patella. Die abschliessende Funktionsprüfung mit aktiver/passiver Bewegungsprüfung, Diagnostik am Kapsel-Band-Apparat sowie grobe Kraftmessung beendeten die klinische Untersuchung.

1.13 Statistik

Bei der Auswertung der vorliegenden Arbeit, die mit den Statistikprogrammen SigmaStat V 2,0 (Jandel scientific software,) und Jump 4,0 (SAS Institute Inc.) erfolgte, wurden nachfolgende Testverfahren angewandt:

- ANOVA-Varianzanalyse (one-way-analysis)
- Bonferonie-t-Test
- Chi²-Test

Das Signifikanzniveau wurde für jeden Test auf $p < 0,05$ festgelegt.

Beim Vergleich von 3 Gruppen miteinander ist kein t-Test möglich. In diesem Fall wurde zunächst der ANOVA-Test durchgeführt, und bei einer entsprechenden Signifikanz im Anschluss daran der Bonferoni-t-Test, um herauszufinden, welche der miteinander verglichenen Gruppen einen statistisch signifikanten Unterschied aufweisen.

Zusätzlich wurden einzelne Vergleiche von Meßwerten zwischen zwei Gruppen mit dem t-Test nach Student durchgeführt.

Die Gruppen wurden durch eine Matched-pair-Analyse festgelegt, welche einen adäquaten Vergleich der Gruppen erlaubt (Vgl. 3.1.1).

Ergebnisse

1.14 Auswertung

1.14.1 Patientenauswahl

Wir berichten im folgenden Ergebnisteil nur über die Ergebnisse von jeweils 40 Patienten der verschieden von uns untersuchten Gruppen. Es wurden in allen 3 Gruppen jeweils 50 Probanden untersucht und jeweils 50 haben auch haben an den Messungen teilgenommen, jedoch wiesen diese Gruppen leichte Unterschiede in den verschiedensten Parametern auf, so dass eine strenge Vergleichbarkeit nicht optimal gewährleistet gewesen wäre. Um 3 möglichst homogene und damit gut vergleichbare Gruppen zu erhalten, wurde eine matched-pair-analysis durchgeführt. Damit erhielten wir Gruppen von jeweils 40 Probanden, die sich in allen Parametern weitgehend entsprachen. Das war für uns eine nach wie vor akzeptable Gruppengrösse und wir verminderten den Einfluss der gruppenspezifischen Unterschiede.

1.14.2 Gruppenbildung

Bei der Kontrollgruppe wurden beide Beine und somit beide Kniegelenke in die Untersuchung miteinbezogen. Es wurde bei jedem einzelnen Probanden die Kraftmessungen ohne Systematik mal zuerst mit dem linken, und mal mit dem rechten Bein begonnen. Bei der Auswertung der Daten stellte sich natürlich die Frage, welches Bein in die tatsächliche statistische Auswertung einbezogen werden sollte. Hierzu wurde vom Institut für medizinische Datenverarbeitung der Universität Tübingen mit Hilfe eines Computerprogrammes zufällig 50% rechte und 50% linke Beine für die tatsächliche Auswertung ausgewählt.

1.15 Score

1.15.1 Scoreergebnisse bei allen 3 untersuchten Gruppen

Die Scoreergebnisse der „Gesunden“ bewegten sich in den Bereichen „befriedigend“ bis „sehr gut“, es wurde kein schlechtes Ergebnis erzielt.

21 waren „sehr gut“, 18 erzielten „gut“ und 1 Befragung erbrachte „befriedigend“. Das insgesamt beste Ergebnis in Absolutwerten war 94, das schlechteste betrug 63. Der Mittelwert beträgt 82,5 ± 7,2, bewegte sich also in der Bewertungskategorie „gut“.

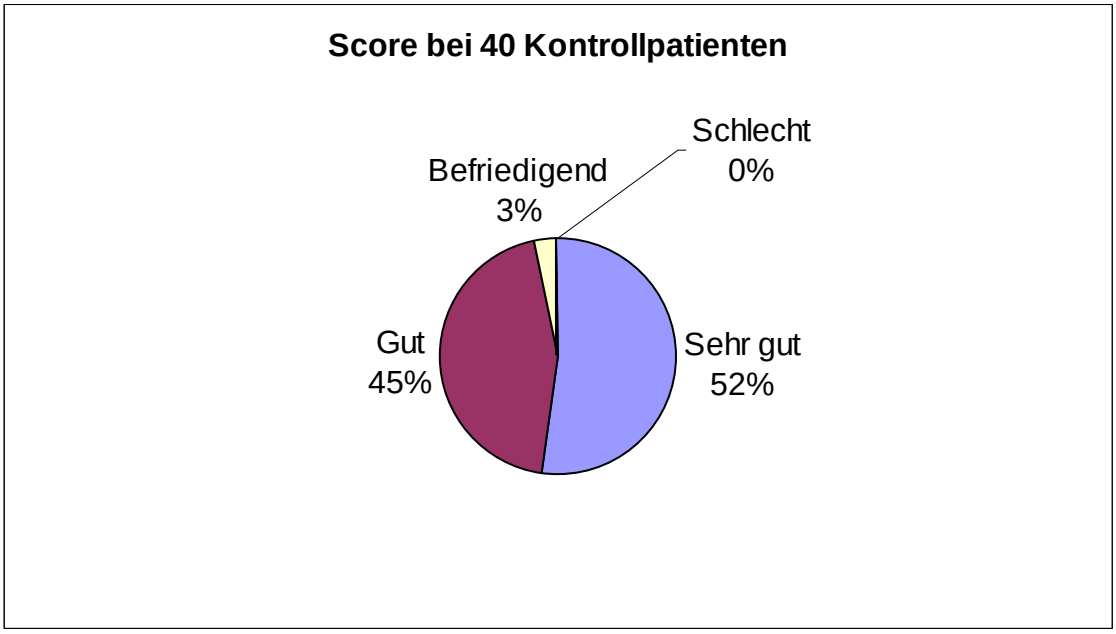

Abb. 15

Die Untersuchungsgruppe der Patienten mit einer denervierten Patella zeigte wie auch die Gruppe der Patienten ohne denervierte Patella Ergebnisse, welche sich in allen Kategorien befanden, also von „schlecht“ bis „sehr gut“. Die mit denervierter Patella haben 5 in der Kategorie „schlecht“, 3 in „befriedigend“, 16 in „gut“ und 16 in „sehr gut“. Die Absolutwerte weisen ein grosses Intervall von 54 bis 93 Punkten auf, der Mittelwert beträgt 77,9 ± 11,1.

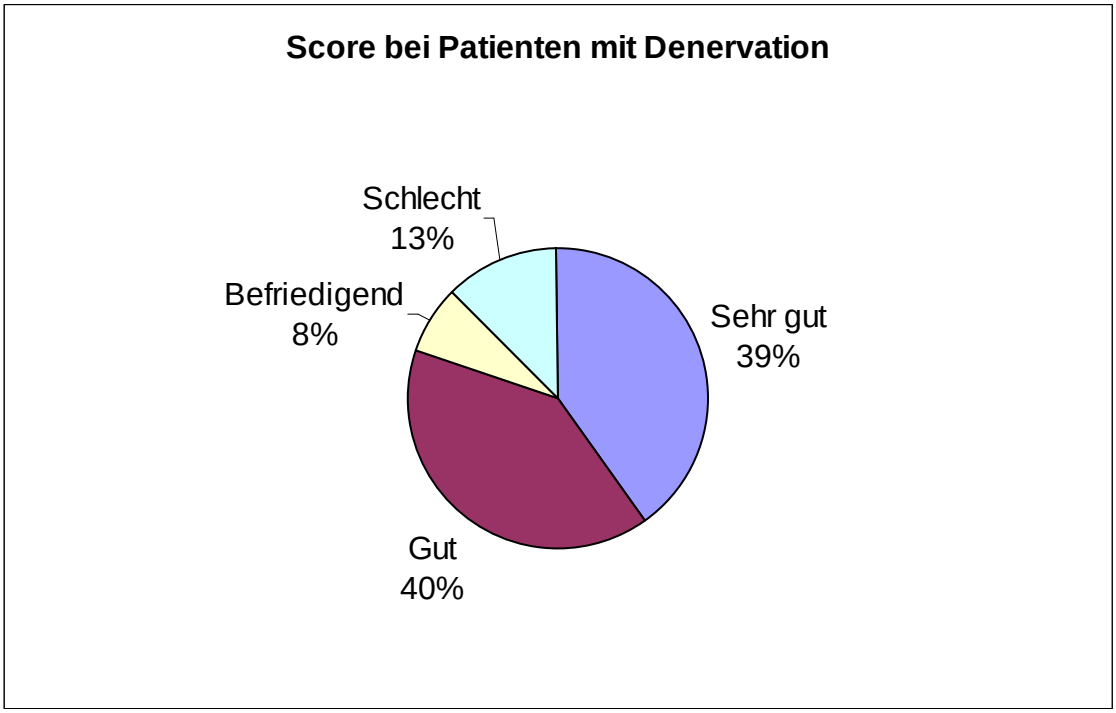

Abb.16

Patienten ohne denervierte Patella hatten 4 Ergebnisse in der Kategorie „schlecht“, 6 in „befriedigend“, 18 in der Kategorie „gut“ und 12 in „sehr gut“. Die Absolutwerte bewegen sich zwischen 57 und 96 Punkten, im Mittelwert 77,8 ± 11,0. Die Unterschiede zwischen den beiden Behandlungsgruppen waren statistisch nicht signifikant (p= 0,615 im Chi^2-Test). Beim Vergleich aller 3 Gruppen hinsichtlich des Scores zeigte sich im ANOVA-Test ein Wert von p= 0,060. Der t-Test für den Vergleich von gesunden Probanden zu denervierten Probanden ergab einen Wert von p= 0,032, also statistisch Signifikant. Der Vergleich der Gruppen Gesund zu den nicht denervierten Patienten ergab ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterscheid, der p-Wert liegt bei 0,028.

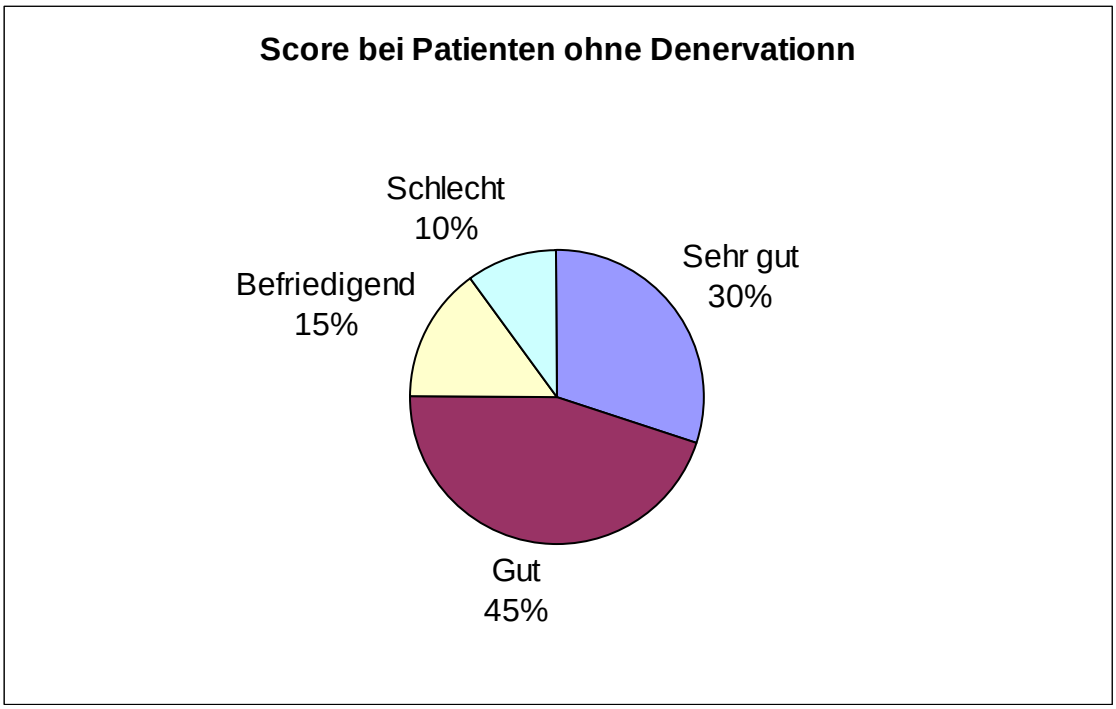

Abb. 17

1.15.2 Spezielle Scoreunterpunkte

Aus dem Score wurden speziell die Bewertungsmerkmale der Unterpunkte Ruheschmerz und Laufschmerz sowie die Zufriedenheit insgesamt herausgestellt. Letzteres geht nicht direkt in den Score ein, sondern ist einfach eine subjektive Bewertung des Gesamtergebnisses „Knieprothesen-implantation“ für und durch den Patienten.
Als zufrieden bezeichneten sich 32 Patienten der Gruppe mit denervierter Patella, was 80% entsprach, 8 waren weniger oder nicht zufrieden, was einem Anteil von 20% entsprach.

34 Patienten der Gruppe ohne denervierte Patella zeigten sich mit dem Ergebnis zufrieden, 6 wiederum zeigten sich nicht oder weniger zufrieden. Dies entsprach einer Verteilung von 85% zu 15%. Der Chi²-Test ergab einen p-Wert von 0,769, d.h. der Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch nicht signifikant.

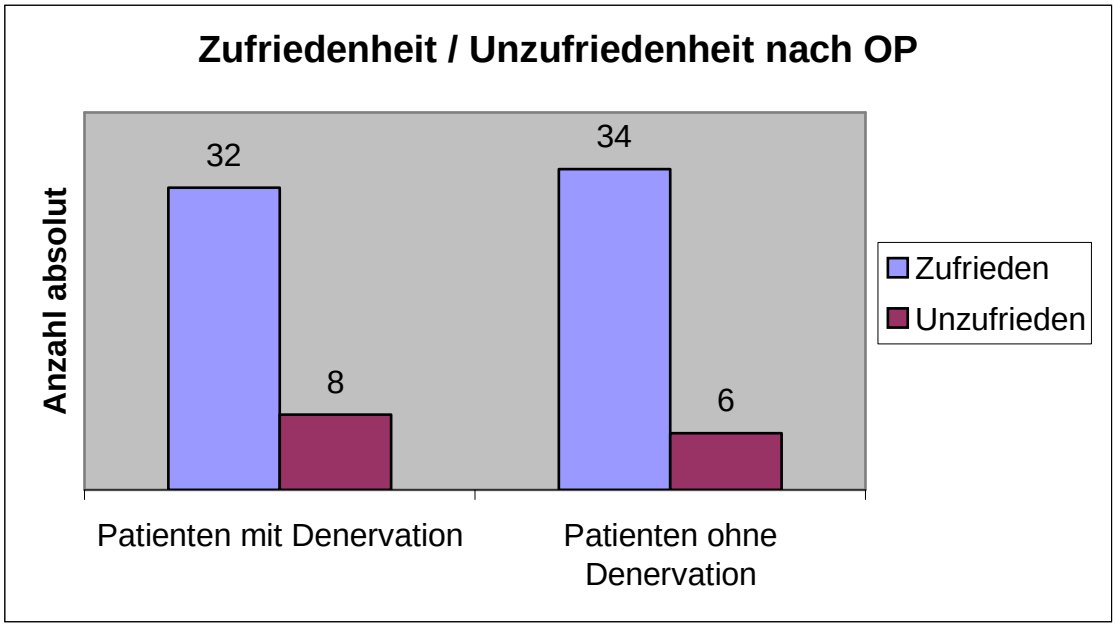

Abb. 18

Ruheschmerz im Patellofemoralgelenk gaben 10, Laufschmerzen im Patellofemoralgelenk gaben 12 Patienten der Gruppe mit denervierter Patella an. Dies entsprach 25% bzw. 30%.

In der Gruppe ohne Denervation gaben 7 Patienten (=18%) Ruhe- und 8 Patienten (=20%) Schmerzen beim Gehen an. Der Unterschied beim Kriterium Ruheschmerz war mit p= 0,585 statistisch nicht signifikant und beim Kriterium Schmerzen beim Laufen/Gehen mit p= 0,438 zeigte sich ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied.

Speziell wurde auch nach Beschwerden oder sogar Schmerzen im Bereich der Patella gefragt. Hierbei gaben in der Gruppe der nicht denervierten Patienten 10 Patienten einen Schmerz an (=25%), in der Gruppe der denervierten Patienten gaben 6 Patienten (=15%) einen Schmerz an.

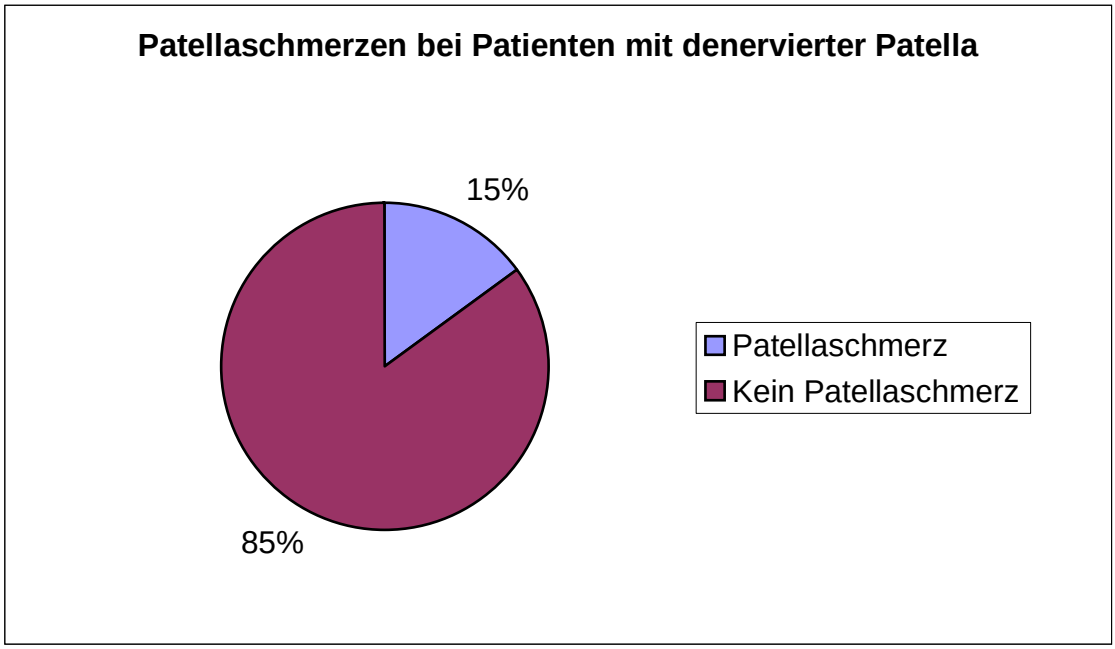
Patellaschmerzen bei Patienten mit denervierter Patella
15%
85%
Patellaschmerz
Kein Patellaschmerz

Abb. 19

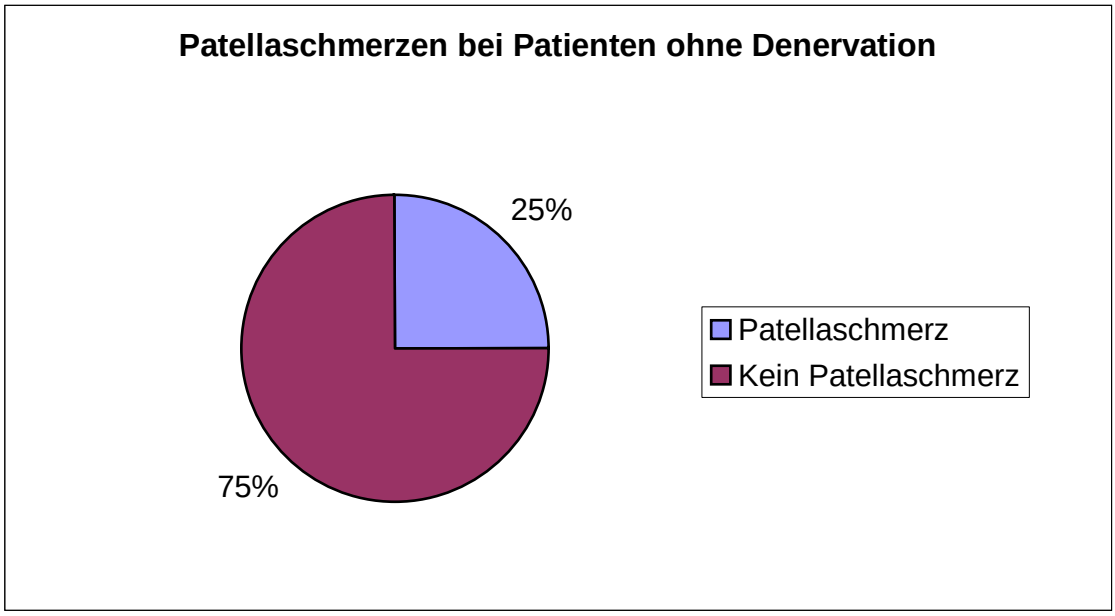
Patellaschmerzen bei Patienten ohne Denervation
25%
75%
Patellaschmerz
Kein Patellaschmerz

Abb. 20

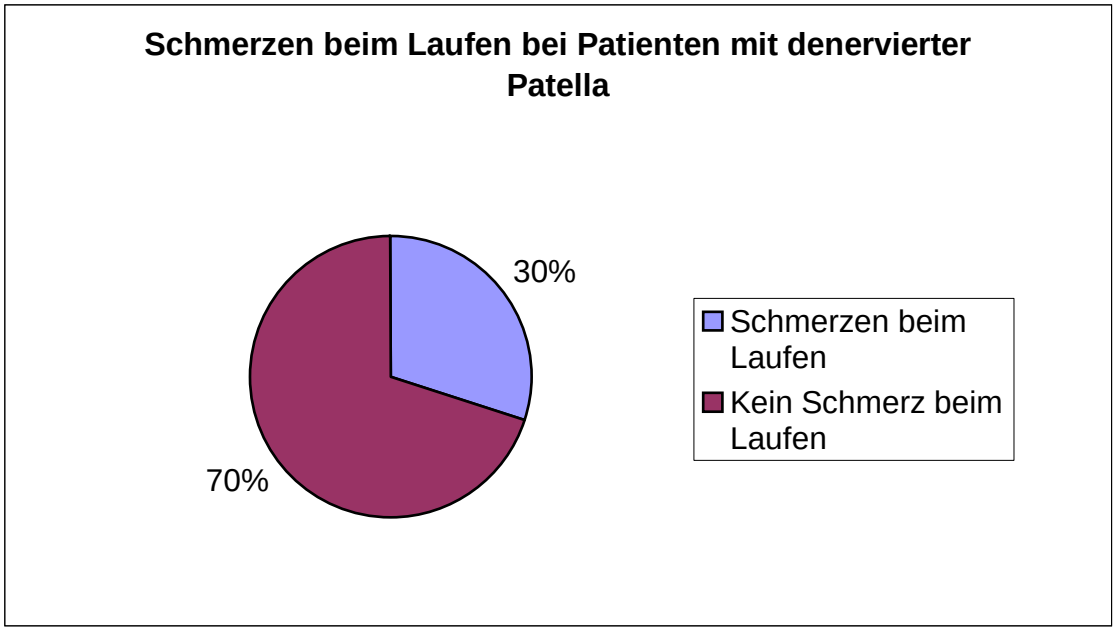
Schmerzen beim Laufen bei Patienten mit denervierter Patella
30%
70%
Schmerzen beim Laufen
Kein Schmerz beim Laufen

Abb. 21

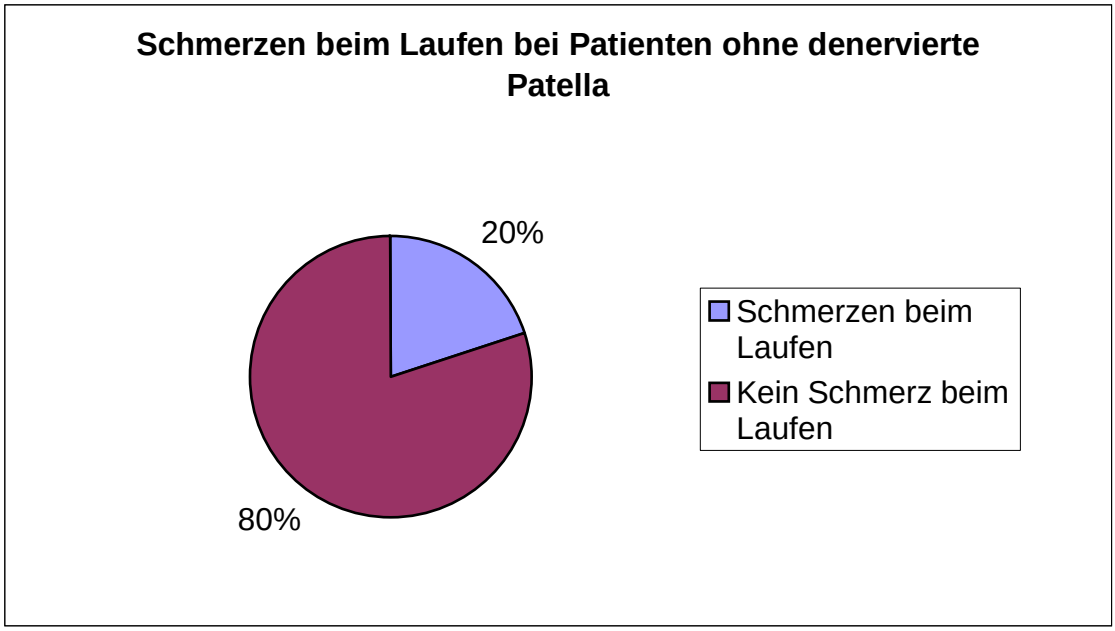
Schmerzen beim Laufen bei Patienten ohne denervierte Patella
20%
80%
Schmerzen beim Laufen
Kein Schmerz beim Laufen

Abb. 22

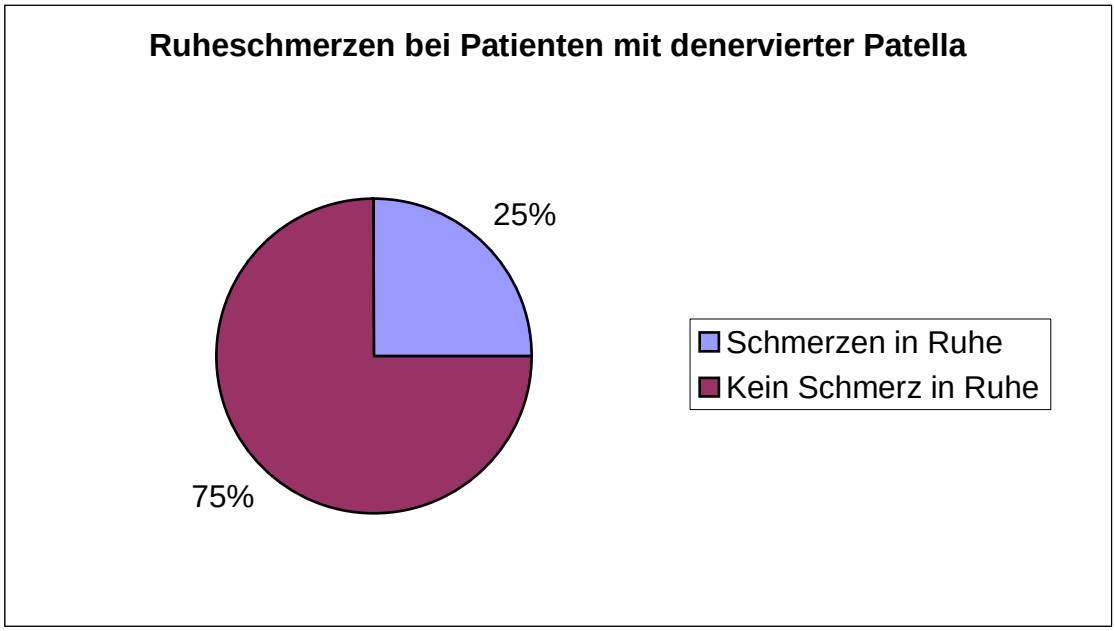
Ruheschmerzen bei Patienten mit denervierter Patella
25%
75%
Schmerzen in Ruhe
Kein Schmerz in Ruhe

Abb. 23

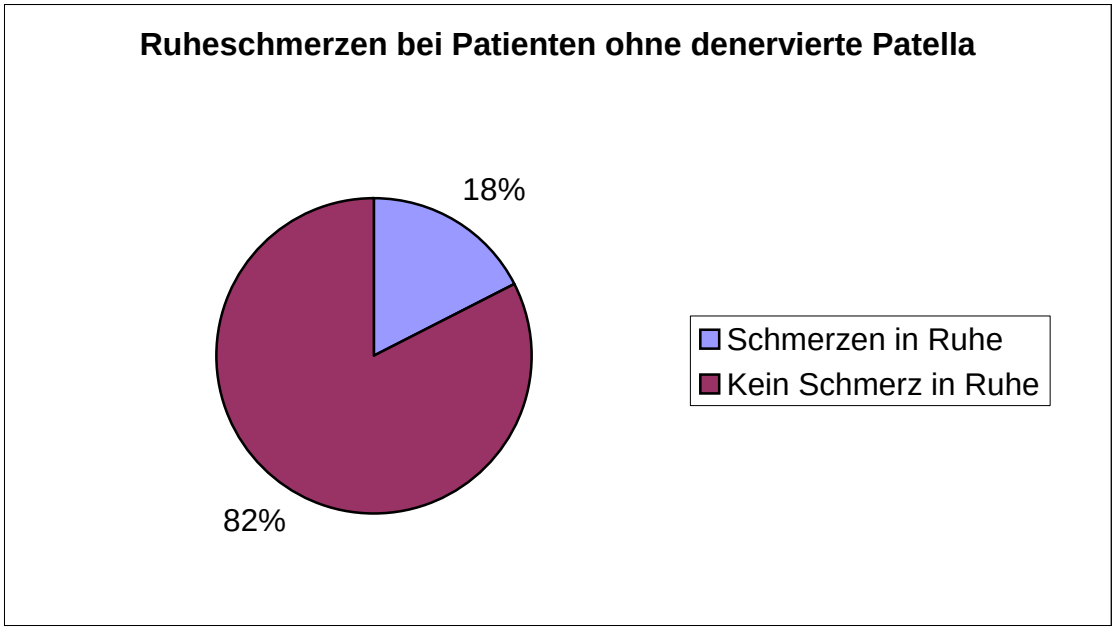
Ruheschmerzen bei Patienten ohne denervierte Patella
18%
82%
Schmerzen in Ruhe
Kein Schmerz in Ruhe

Abb. 24

1.16 Isokinetische Dynamometrie

Bei der Darstellung der Ergebnisse, welche mit der isokinetischen Dynamometrie gewonnen wurden werden im Folgenden nun der Reihenfolge entsprechend zunächst die Ergebnisse aller Untersuchungen bei 60°, dann 90°, 120° und 180° dargestellt und erläutert. Zunächst werden die durchschnittlichen Drehmomentmaxima in Nm der 3 Gruppen „denerviert“, „nicht denerviert“ und „gesund“ und nachfolgend die Winkel in Grad (°) für Extension und Flexion getrennt dargestellt, bei denen im Durchschnitt gesehen die jeweiligen Kraftmaxima auftraten. Im Anschluss daran folgen die Ergebnisse der geleisteten Arbeit in J und Leistung in W.

Bei der niedrigsten Winkelgeschwindigkeit von 60 °/s zeigte sich sowohl bei Extension (60,2 ± 32,2Nm gegenüber 55,8 ± 25,2Nm) als auch in Flexion (52,4 ± 28,3Nm gegenüber 46,1 ± 22,3Nm) bei den Patienten mit Denervierung leicht höhere Werte. Diese wurden jedoch von den gesunden Patienten sowohl in Extension (79,6 ± 42,5Nm) als auch in Flexion (67,4 ± 29,5Nm) weit übertroffen. Der ANOVA-Signifikanztest ergab für die Flexion einen signifikanten Unterschied für die 3 Gruppen (p= 0,002). Beim anschliessend durchgeführten Bonferoni-Test zeigten sich ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede beim Vergleich der gesunden Kontrollgruppe mit beiden anderen Gruppen. Bei Extension erbrachte der ANOVA ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen und bei der Testung im Bonferoni-Test zeigte sich mit p= 0,007 für die nicht Denervierten und mit p= 0,036 für die Denervierten im Vergleich mit den Gesunden ein signifikanter Unterschied.

Die Winkel, bei denen die jeweiligen Maxima erzielt wurden waren bei allen 3 Gruppen sowohl bei Extension (denervierte Patella 51,9 ± 10,1°, nicht denervierte Patella 48,3 ± 12,2°, Gesund 47,8 ± 12,3°) als auch bei Flexion (denervierte Patella 35,7 ± 8,9°, nicht denervierte Patella 36,4 ± 9,6°, Gesund 37,7 ± 8,1°) im selben Bereich. Der Signifikanztest ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied (Flexion ANOVA p= 0,587, bei Extension ANOVA p= 0,216).

Winkelge-schwindig-keit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontroll-gruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	52,4±28,3	46,1±22,3	67,4±29,5	0,002	d-k 0,041, n-k 0,002 d-n 0,891
90 °/s	43,4±24,4	41,9±21,0	59,9±28,1	0,002	n-k 0,005, d-k 0,011 d-n 1,000
120 °/s	38,7±20,7	35,4±18,6	51,0±26,9	0,005	d-k 0,044, n-k 0,07, d-n 1,000
180 °/s	28,7±16,8	28,7±18,9	38,3±23,1	0,045	d-k 0,092, n-k 0,095, d-n 1,000

Tab. 3: Durchschnittliche Drehmomentwerte in Nm bei Flexion

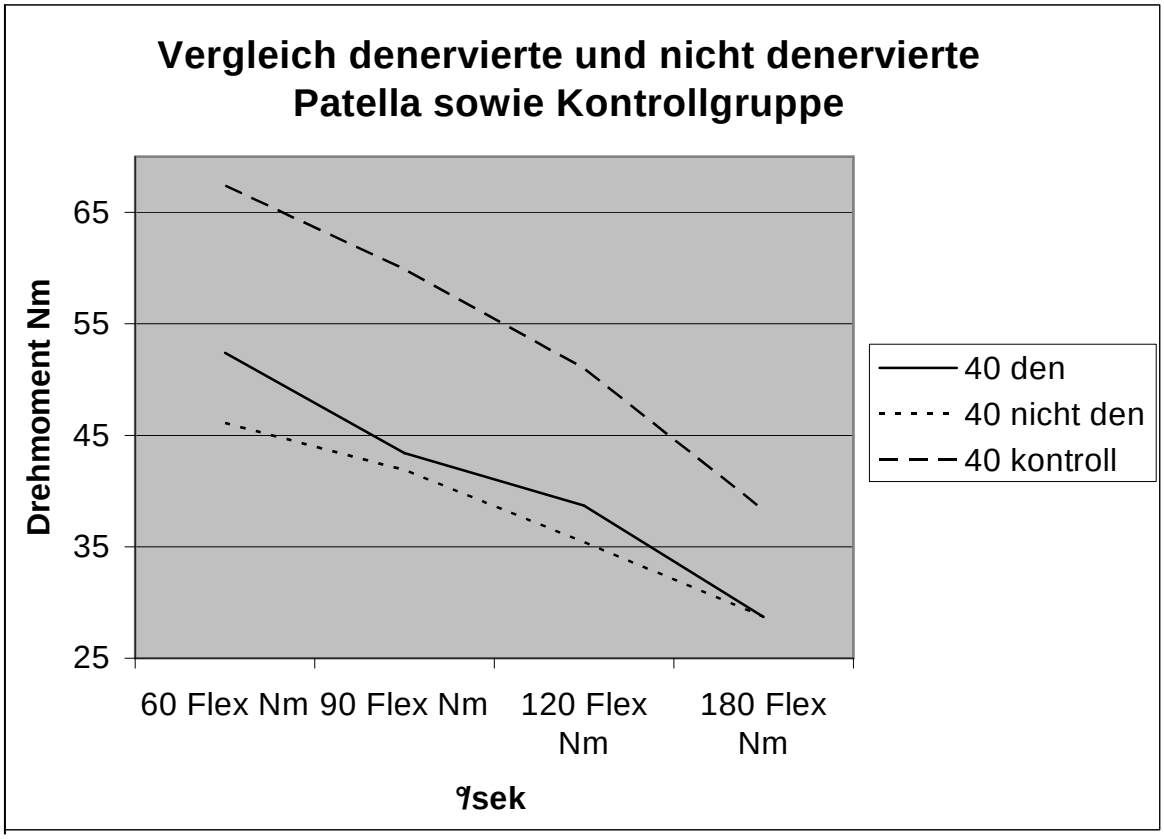

Abb. 25

Bei der nächsten Winkelgeschwindigkeit von 90 °/s ergab sich insgesamt ein ähnliches Bild. Das durchschnittliche Drehmoment bei der Extension betrug 51,4 ± 26,8 Nm in der Gruppe der denervierten Kniegelenke, bei den nicht denervierten Gelenken betrug der Wert 50,6 ± 24,2 Nm, also praktisch gleich. Die Kontrollgruppe erreichte einen deutlich besseren Wert von 69,7 ± 39,2 Nm. Der ANOVA-Test (p= 0,009) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied im Bonferoni-Test ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und den operierten Probandengruppen, jedoch kein Unterschied zwischen den operierten Gruppen untereinander. Bei der Flexion unterschieden sich die denervierten (43,4 ± 24,4 Nm) ebenfalls kaum von den nicht denervierten Gelenken (41,9 ± 21,0 Nm), auch hier erzielte die Kontrollgruppe einen deutlich besseren Wert von 59,9 ± 28,1 Nm. Auch hier waren statistisch relevante Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und den operierten Patienten auszumachen, jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden behandelten Gruppen, der Bonferoni-Test ergab hier p= 1,00 (siehe Tabelle 3).

Die durchschnittlichen Winkel, bei denen diese Ergebnisse erzielt wurden unterschieden sich bei allen 3 Gruppen weder bei Extension noch bei Flexion. Bei der Extension hatten die Denervierten das beste Ergebniss durchschnittlich bei 49,9 ± 10,1°, die nicht Denervierten bei 49,5 ± 13,3° und die Kontrollpatienten bei 47,6 ± 12,2°. Bei der Flexion betrugen die Winkel bei der denervierten Gruppe 35,1 ± 10,2°, bei der nicht den ervierten 34,1 ± 9,2° und bei der Kontrollgruppe 36,8 ± 9,9°. Alle statistischen Tests ergaben keinerlei signifikante Unterschiede (ANOVA bei Flexion p= 0,459, bei Extension p= 0,659).

Winkelgeschwindigkeit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontrollgruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	35,7±8,94	36,4±9,64	37,7±8,11	0,587	-
90 °/s	35,1±10,2	34,1±9,18	36,8±9,86	0,459	-
120 °/s	33,4±10,4	32,7±10,5	34,8±10,0	0,643	-
180 °/s	33,9±9,36	34,6±10,2	32,8±11,3	0,741	-

Tab. 4: Durchschnittliche Winkel in Grad (°) bei Erreichen des max. Drehmomentes in Flexion

Bei der dritten Messung wurde eine Winkelgeschwindigkeit von 120°/s eingestellt. Bei der Extension erreichte die denervierte Gruppe ein Drehmoment von durchschnittlich 45,3 ± 26,7 Nm, die nicht denervierte Gruppe mit 42,1 ± 8,9 Nm ein ähnliches und die Kontrollgruppe wiederum mit 57,2 ± 33,3 Nm einen deutlich besseren Wert. Die Signifikanztestung bestätigte das Ergebnis jedoch nur für den Vergleich der Kontrollpatienten zu den nicht Denervierten (Bonferoni für Kontrollgruppe zu nicht denerviert p= 0,041 und zur durchgeführten Denervation p= 0,153, zwischen denerviert und nicht denerviert p= 1,00). Ähnliches in der Flexion, wobei die Denervierten wiederum mit 38,7 ± 20,7 Nm gegenüber den nicht Denervierten mit 35,4 ± 18,8 Nm einen leicht besseren Wert erzielten, der allerdings von den 51,0 ± 26,9 Nm der Kontrollpatienten weit übertroffen wurde. Die Statistik zeigte sich analog zur Extension bei 120°/s mit ANOVA p= 0,005 und einem signifikanten Bonferonie-Test zwischen Gesunden zu Denervierten (p= 0,044), kein signifikanter Unterschied zwischen Gesunden und nicht Denervierten (p= 0,07)und für beide operierten Gruppen untereinander (p= 1,00). Der durchschnittliche Winkel der größten Kraft betrug bei der Extension bei den Denervierten 49,3 ± 11,8°, die nicht Denervierten erreichten ihr Kraftmaximum bei 52,5 ± 12,7° und die Kontrollpatienten schon bei 47,7 ± 13,0°. Bei der Flexion ergab sich ein sehr homogenes Bild beim Erreichen der Kraftmaxima. Die Denervierten erreichten es bei 33,4 ± 10,4°, die nicht Denervierten schon bei 32,7 ± 10,5° und die Kontrollpatienten bei 34,8 ± 10,0°. Keinerlei Signifikanz liess sich hier erkennen, ANOVA für beide Ergebnisse nicht signifikant.

Winkelgeschwindigkeit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontrollgruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	60,2±32,2	55,8±25,2	79,6±42,5	0,005	n-k 0,007, d-k 0,036 d-n 1,00
90 °/s	51,4±26,8	50,6±24,2	69,7±39,2	0,009	n-k 0,019, d-k 0,026, n-d 1,000

120 °/s	45,3±26,7	42,1±18,9	57,2±33,3	0,034	n-k 0,041, d-k 0,153, d-n 1,000
180 °/s	32,4±22,2	31,5±17,1	43,8±28,0	0,030	n-k 0,053 d-k 0,084 n-d 1,000

Tab. 5: Durchschnittliche Drehmomentwerte in Nm bei Extension

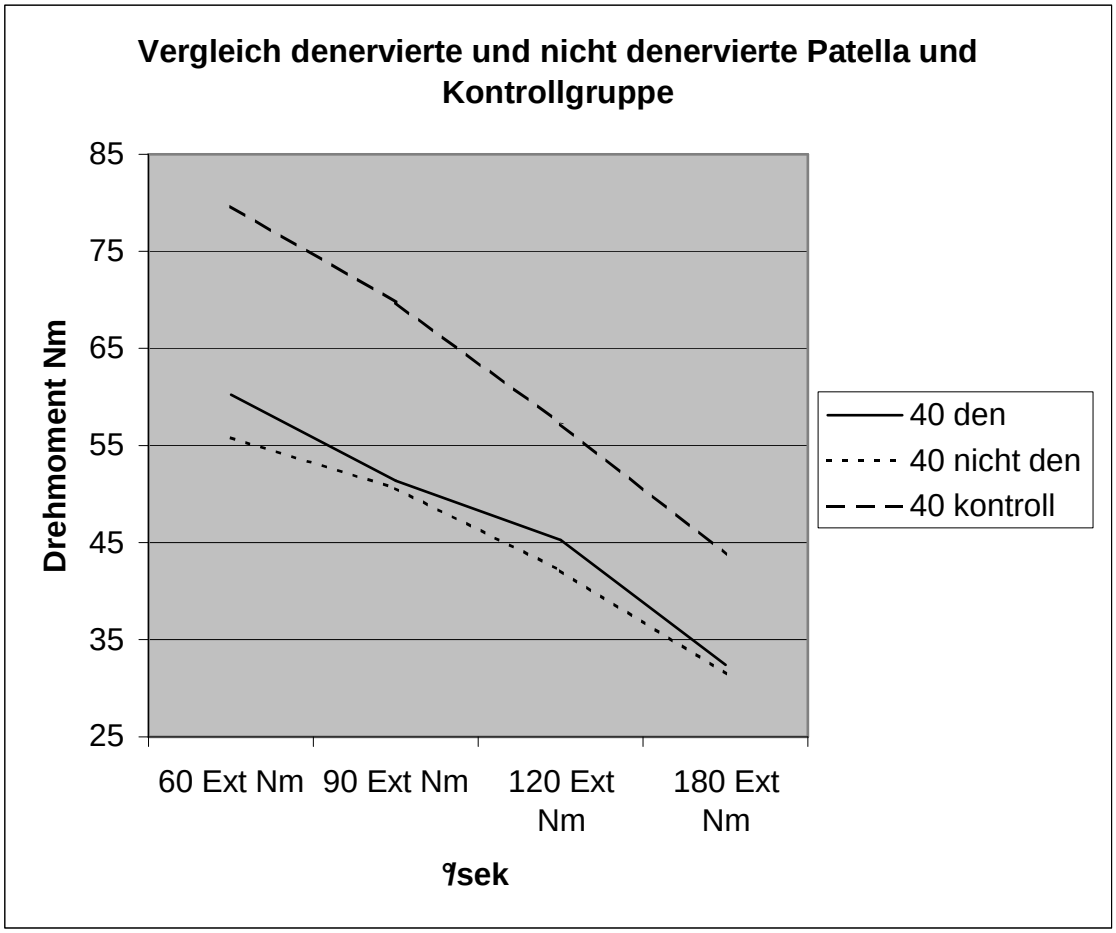

Abb. 26

Die grösste gemessene Winkelgeschwindigkeit betrug 180°/s. Auch hier gab es wieder bei der Extension zwischen den Denervierten (32,4 ± 22,2 Nm) und den nicht Denervierten (31,5 ± 17,1 Nm) kaum einen Unterschied, wohingegen die Kontrollgruppe mit 43,8 ± 28,0 Nm einen besseren Wert erzielte. Nach erfolgtem ANOVA-Test mit p= 0,03 ergab der Bonferoni-Test für den Vergleich der Kontrollgruppe mit den Denervierten (p= 0,053) und den nicht Denervierten (p= 0,084) keinen statistischen Unterschied, jedoch zeigte der einfache t-Test

für beide Gruppen zur Kontrollgruppe signifikante Unterschiede (t-Test 0,020 bzw. 0,047).

Bei der Flexion waren die Ergebnisse zwischen Denervation mit 28,7 ± 16,8 Nm und ohne Denervation mit 28,7 ± 18.9 Nm nahezu identisch und wurden beide von der Kontrollgruppe mit 38,3 ± 23,1Nm stark übertroffen. Jedoch ergab die Auswertung keinerlei statistisch signifikante Unterschiede (Bonferoni p= 0,092 bzw. 0,095). Auch bei den Winkeln der grössten Kraftentfaltung hatten die kontrollierten Gelenke bei Extension bei 46,4 ± 14,2° gegenüber 51,5 ± 13,5° (denerviert) und 52,6 ± 13,8° (nicht denerviert) et was eher das durchschnittliche Kraftmaximum erreicht. Bei der Flexion ergab sich diesbezüglich ein sehr harmonisches Bild, da die Denervierten (33,9 ± 9,4°), die nicht Denervierten (34,6 ± 10,2°) und die Kontrollgruppe (32,8 ± 11,3°) alle ähnliche Werte erzielten. Die ANOVA-Testung ergab keinerlei statistische Relevanz.

Winkelge-schwindig-keit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontroll-gruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	51,9±10,1	48,3±12,2	47,8±12,3	0,216	-
90 °/s	49,9±10,1	49,5±13,3	47,6±12,2	0,659	-
120 °/s	49,3±11,8	52,5±12,7	47,7±13,0	0,226	-
180 °/s	51,5±13,5	52,6±13,8	46,4±14,2	0,105	-

Tab. 6: Durchschnittliche Winkel in Grad (°) bei Erreichen des max. Drehmomentes in Extension

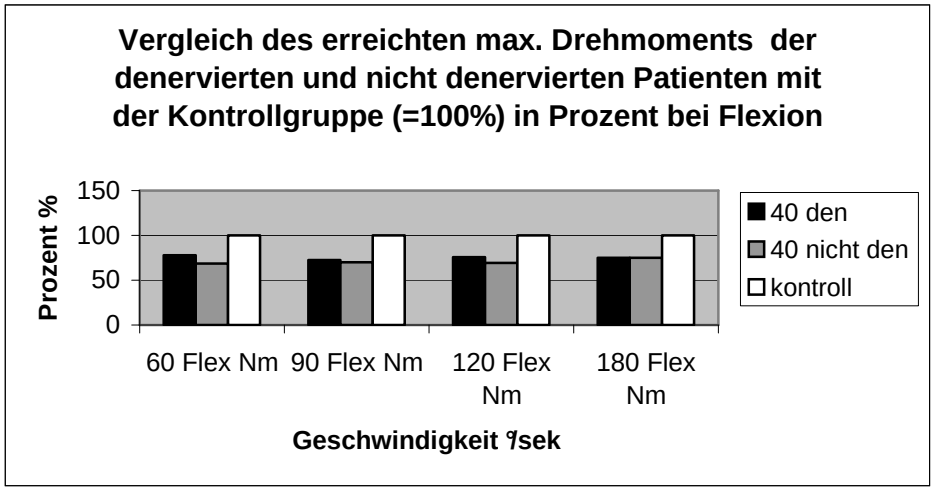
Vergleich des erreichten max. Drehmoments der denervierten und nicht denervierten Patienten mit der Kontrollgruppe (=100%) in Prozent bei Flexion
Prozent %
150
100
50
0
60 Flex Nm
90 Flex Nm
120 Flex Nm
180 Flex Nm
Geschwindigkeit ?sek
40 den
40 nicht den
kontroll

Abb. 27

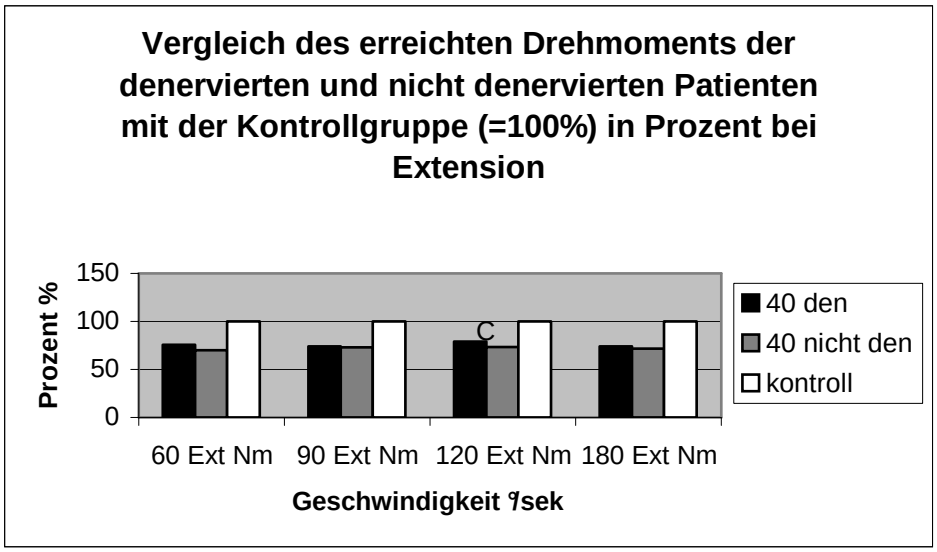
Vergleich des erreichten Drehmoments der denervierten und nicht denervierten Patienten mit der Kontrollgruppe (=100%) in Prozent bei Extension
Prozent %
150
100
50
0
60 Ext Nm
90 Ext Nm
120 Ext Nm
180 Ext Nm
Geschwindigkeit ?sek
40 den
40 nicht den
kontroll

Abb. 28

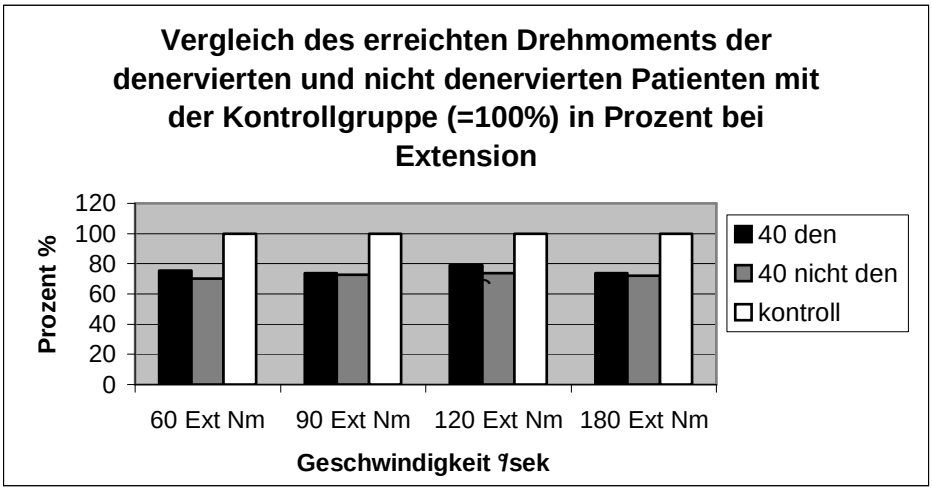

Abb. 29

1.17 Arbeit und Leistung

Die Arbeit wurde über den gesamten Bewegungsablauf einer jeweiligen Messung aufgezeichnet, und dann die durchschnittlich geleistete Arbeit in Joule angegeben.

Bei Flexion erzielten die denervierten Patienten bei 60°/s den besten Wert mit 48,6 J, bei 90°/s einen geringeren Wert mit 39,2 J der dann bei 120°/s mit 36,9 J nur unwesentlich abnahm. Mit 25,3 J war bei 180°/s wieder ein deutlicher Abfall zu erkennen.

Bei der Streckbewegung gab es einen höheren Wert mit anfänglich 54,9 J, dann wieder einen Abfall auf 41,8 J bei 90°/s bzw.3 9,1 J bei 120°/s, was wieder in den mittleren Messungen einen relativ gleichbleibenden Wert für die erzielte Arbeit bedeutet. Und wiederum war bei 180°/s ein de utlich geringerer Wert für die Arbeit erzielt worden.

Winkelge-schwindig-keit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontroll-gruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	48,6±27,3	37±20,3	57,2±33,2	0,009	n-k 0,007, d-k 0,490, d-n 0,258
90 °/s	39,2±21,3	36,3±20,5	48,8±28,4	0,051	-

120 °/s	36,9±21,2	27,7±18,7	42,3±23,4	0,009	n-k 0,007, d-k 0,758, n-d 1,162
180 °/s	25,3±17,0	21,8±18,6	33,9±23,1	0,021	n-k 0,213, d-k 0,160, n-d 1,00

Tab. 7: Durchschnittliche Arbeit (J) bei Flexion

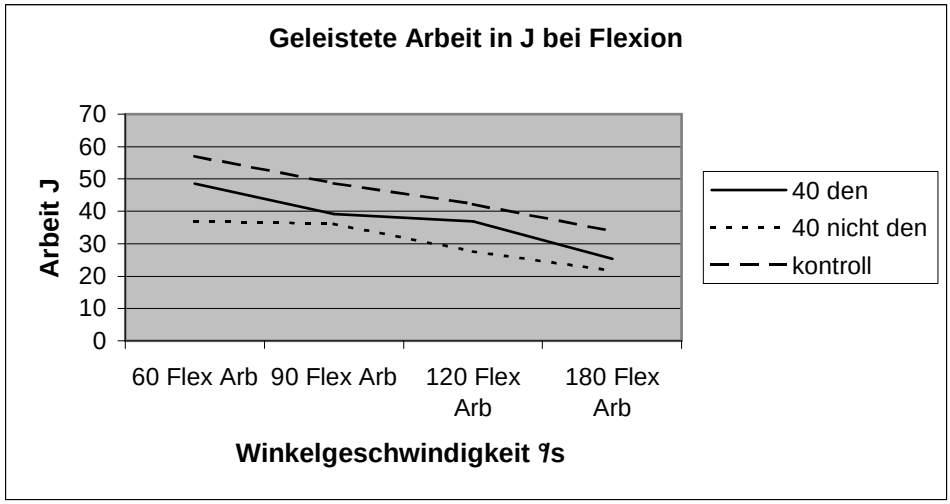

Abb. 30

Die nicht denervierten Patienten erzielten insgesamt geringere Werte für die geleistete Arbeit. Bei Beugung erzielten sie bei 60°/s mit 37 J und mit 36,3 J bei 90°/s nahezu identische Werte, dann war der oben sc hon gesehene Abfall auf 27,7 J bei 120°/s und dann auf 21,8 J bei 180°/s zu beobachten. Die Streckung hatte höhere Ausgangswerte mit 47,6 J, dann 41,8 J, 34,4 J und dann mit 22,9 J bei der schnellsten Winkelgeschwindigkeit den erwarteten niedrigsten Wert.

Winkelge-schwindig-keit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontroll-gruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	34,8±22,9	31,5±23,0	50±23,3	0,001	n-k 0,001, d-k 0,012, d-n 1,00
90 °/s	34,8±24,9	33,8±18,4	53,2±29,1	0.001	n-k 0,002, d-k 0,032, d-n 1,00
120 °/s	39,6±23,4	34±23,3	47,6±29,5	0,061	-

180 °/s	31,1±20,9	27,7±26,9	44,3±30,5	0,014	n-k 0,017, d-k 0,083, n-d 1,00

Tab. 8: Durchschnittliche Leistung (W) bei Flexion

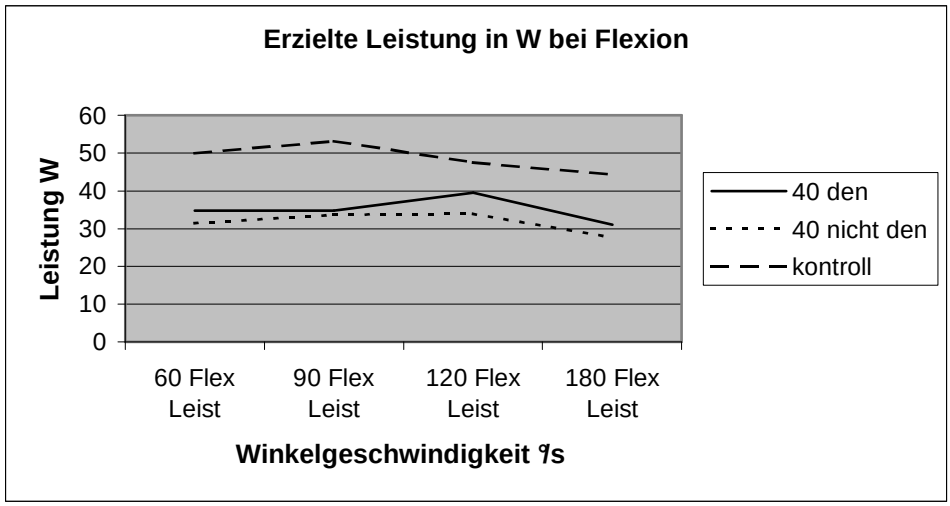

Abb. 31

Die Kontrollpatienten hatten über den gesamten aufgezeichneten Bereich immer deutlich höhere und damit bessere Ergebnisse für die Arbeit erzielt.

Bei Flexion wurde ausgehend von einem Wert von 57,2 J bei 60°/s, über 47,6 J bei 90°/s und 42,3 J bei 120°/s ein Wert von immerh in 33,9 J bei 180°/s erreicht.

Bei der Streckung war auffällig, dass der Erstwert bei 60°/s und der zweite Wert bei 90°/s mit 58,5 J gleich waren, hier also ein id entisches Niveau erreicht wurde. 47,9 J und 36,1 J bei den weiteren Messungen zeigten dann den erwarteten und bekannten Abfall der anderen Messreihen.

Winkelge-schwindig-keit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontroll-gruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni
60 °/s	54,9±26,3	47,6±25,7	58,5±37,2	0,26	-
90 °/s	41,8±25,5	41,8±26,8	58,5±33,3	0,013	n-k 0,033, d-k 0,032, d-n 1,00

120 °/s	39,1±29,3	34,4±21,6	47,9±27,1	0,07	-
180 °/s	24,6±21,2	22,9±17,2	36,1±23,0	0,009	n-k 0,014, d-k 0,041, n-d 1,00

Tab. 9: Durchschnittliche Arbeit (J) bei Extension

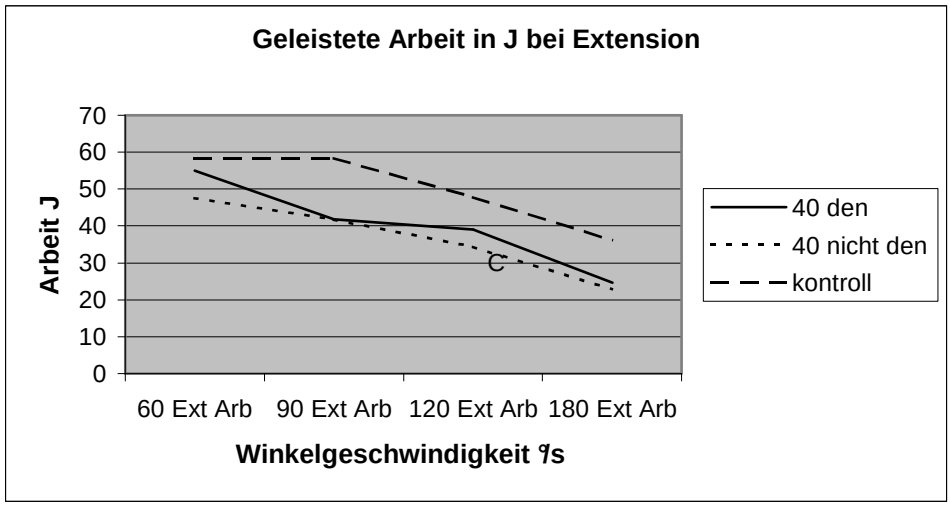

Abb. 32

Die Leistung wurde analog zur Arbeit über den gesamten Bewegungsablauf einer jeweiligen Messung aufgezeichnet, und dann die durchschnittlich erzielte Leistung in Watt angegeben.

Insgesamt fiel bei der Aufzeichnung der Werte auf, dass es nicht wie bei der Arbeit ein kontinuierlich fallender oder höchstens gleichbleibender Wert war, der bei den Folgemessungen gefunden wurde, sondern gleichbleibend oder sogar ansteigend. Die Patienten mit Denervation erzielten bei Flexion und 60°/s einen Wert von 34,8 W, der bei 90°/s identisch war und bei 120°/s auf 39,6 W anstieg um dann bei 180°/s wieder auf 31,1 W zu fallen. Bei Streckung zeigte sich ebenfalls ein Anstieg von 39,4 W über 42,4 W bis auf 45,9 W bei 120°/s, um dann bei der höchsten Geschwindigkeit wieder auf 33,7W zu sinken.

Winkelgeschwindigkeit	40 denervierte Patienten	40 nicht denervierte Patienten	40 Kontrollgruppe	p-Wert pANOVA	p-Wert Bonferoni

60 °/s	39,4±23,0	35±22,0	52,3±27,4	0,005	n-k 0,006, d-k 0,056, n-d 1,00
90 °/s	42,9±37,0	41,2±24,0	51,7±32,0	0,263	-
120 °/s	45,9±33,7	40,1±23,9	52,6±36,1	0,213	-
180 °/s	33,7±28,5	29,6±23,2	43,5±34,0	0,092	-

Tab. 10: Durchschnittliche Leistung (W) bei Extension

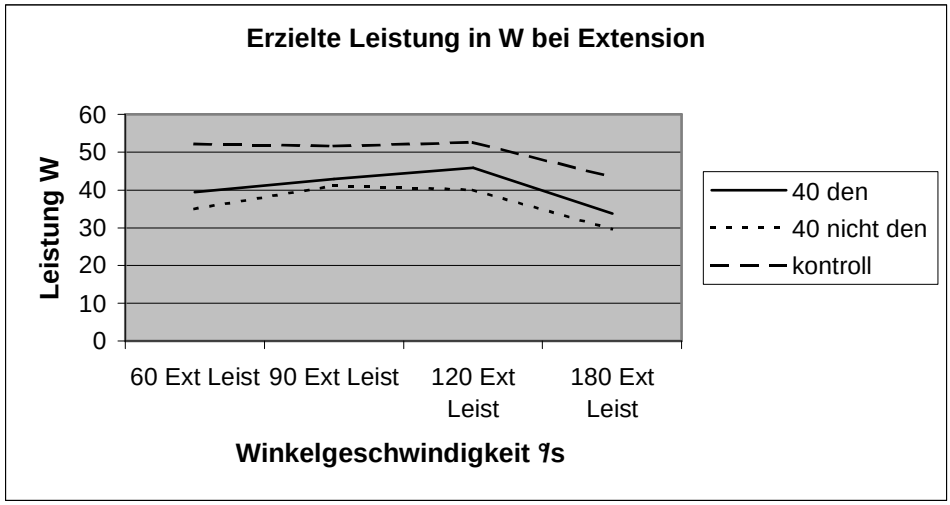

Abb. 33

Die nicht denervierten Patienten hatten bei der Flexion über den gesamten Bereich ein nahezu gleichbleibendes Niveau. Die Werte bewegten sich zwischen 31,5 W bei 60°/s und 27,7 W bei 180°/s in einem relativ engen Feld, wobei nur der letzte Wert etwas nach unten ausgeschlagen hatte.

Bei der Streckung war das Ergebnis wieder etwas anders, hier war vom Ausgangswert ein leichter Anstieg auf 41,2 W bei 90°/s gegeben, der dann bei 120°/s nahezu gleich blieb (40,1 W) um dann ebenfal ls bei der letzten Messung wieder zu fallen, auf einen Wert unter dem des ersten Messwertes (29,6 W).

Wie bei den Aufzeichnungen der Arbeit war auch hier die Kontrollgruppe bei der erzielten Leistung den operierten Patienten deutlich überlegen und zeigte auch keine grosse Schwankung über den gesamten Messverlauf wie die operierten Probanden.

Die Werte bewegten sich bei Flexion zwischen 50 W als Ausgangswert über einen engen Raum bis zu einer Leistung von 44,3 W bei 180°/s.
Bei der Streckung war das Niveau auffallend konstant, es bewegte sich bei den 3 kleinsten Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s, 90°/s und 120°/s zwischen 51,7 W und 52,6 W. Nur bei 180°/s war der Wert geringfügig kleiner mit 43,5 W.

Die geleistete Arbeit unterschied sich bei der Extension bei 60°/s bei denervierten Gelenken mit 54,9 J ±26,3 J deutlich gegenüber den nicht Denervierten (47,6 J ±25,7 J), jedoch kaum gegenüber der Kontrollgruppe mit 58,5 J ±37,2 J. Hier ergab die Signifikanz-Testung keinen verwertbaren Unterschied (ANOVA p= 0,262). Die Leistung war bei der denervierten Gruppe 39,4 W ±23,0 W und bei der nicht denervierten Gruppe 35,0 W ±22,0 W. Hier war in der Kontrollgruppe jedoch ein deutlich unterschiedlicher Wert von 52,3 W ±27,4 W zu sehen. Statistisch unterschieden sich nach der ANOVA-Testung (p= 0,005) jedoch nur die nicht denervierten Gelenke von der Kontrollgruppe (Bonferoni p= 0,006). Bei der Flexion bei 60°/s unterscheiden sich alle 3 Werte bei der Arbeit deutlich, auch statistisch signifikant. Nach der ANOVA-Testung (p= 0,009) war der Bonferoni-Test statistisch signifikant für den Vergleich nicht denerviert zu Kontrollpatienten. Die Denervierten erreichten 48,6 J ±27,3 J, die nicht Denervierten 37,0 J ±20,3 J und die Kontrollgruppe 57,2 J ±33,2 J. Im Bezug auf die Leistung gab es wieder kaum einen Unterschied im Vergleich der Denervierten (34,8 J ±22,9 J) und der nicht Denervierten (31,5 J ±23,0 J). Die Kontrollgruppe erreichte ein deutlich besseres Ergebnis mit 50,0 W ±23,3 W. und war auch nach der ANOVA- und Bonferoni-Testung statistisch zu den beiden operierten Gruppen signifikant.
Bei der Betrachtung der Ergebnisse für Arbeit und Leistung bei der Messung mit 90°/s unterscheiden sich die Gruppen der denervierten und nicht denervierten Kniegelenke wiederum kaum, die Kontrollgruppe erzielte deutlich bessere Werte. Bei der Arbeit in der Extension gab es nahezu identische Werte (denerviert 41,8 J ±25,5 J und nicht denerviert 41,8 J ±26,8 J), wohingegen die Kontrollpatienten mit 58,5 J ±33,3 J einen deutlich besseren Wert erzielten. Die Testung bestätigte dies, ein statistischer Unterschied konnte nur von den

operierten zu den gesunden Patienten festgestellt werden, nicht jedoch bei den operierten untereinander. Die Leistung war mit 42,4 W ±37,0 W bei den Denervierten in der Extension ebenfalls fast gleich mit dem Wert der nicht Denervierten, die 41,2 W ±24,0 W erreichten. Auch hier erzielten die Kontrollpatienten mit 51,7 W ±32,0 W eine deutlich bessere Leistung. Der ANOVA ergab einen p-Wert von 0,0263). Bei der Flexion hatten die denervierten Patienten mit 39,2 J ±21,3 J zwar einen geringfügig besseren Wert als die nicht denervierten Patienten mit 36,3 J ±20,5 J, aber auch hier hatten die Kontrollpatienten mit 48,8 J ±28,4 J ein beide Gruppen übertreffendes Ergebnis erzielt. Jedoch zeigte sich kein statistisch verwertbarer Unterschied (ANOVA p= 0,051). Bei der gemessenen Leistung in der Flexion war das Ergebnis der Gruppen denerviert (34,8 J ±24,9 J) und nicht denerviert (33,8 J ±18,4 J) wiederum nahezu gleich und wurde von der Kontrollgruppe mit gemessenen 53,2 J ±29,1 J wiederum übertroffen. Dies zeigte sich beim ANOVA-Test wieder (p= 0,001), der anschliessende Bonferoni-Test hatte ein Ergebnis mit p= 0,002 zwischen Kontrollpatienten und nicht denervierten Patienten sowie p= 0,032 für Kontrollpatienten zu denervierten Patienten. Beim Vergleich der operierten Gruppen untereinander ergab der Bonferoni-t-Test einen Wert von p= 1,00, und ergab somit keinen statistisch signifikanten Unterschied.

In den Bereichen Arbeit und Leistung ergab sich wieder ein inhomogenes Bild. Denervierte Kniegelenke erzielten bei Extension 39,1 J ±29,3 J, nicht denervierte Kniegelenke mit 34,4 J ±21,6 J ein leicht schlechteres und die Kontrollgelenke mit 47,9 J ±27,4 J ein deutlich besseres Ergebnis. Statistisch ergab sich kein verwertbarer Unteschied (ANOVA p= 0,07). Die Leistung der denervierten Gelenke war wiederum mit 45,9 W ±33,7 W gegenüber den 40,1 W ±23,9 W der nicht denervierten leicht besser, jedoch wurden bei den Kontrollgelenken mit 52,6 W ±36,1 W ein gegenüber beiden Gruppen besseres Ergebnis erzielt. Jedoch waren die Unterschiede statistisch nicht signifikant (ANOVA p= 0,213). Bei der Flexion ergab sich ein ähnliches Bild, die erzielte Arbeit der Denervierten ergab mit 36,9 J ±21,2 J gegenüber 27,7 J ±18,7 J bei den nicht Denervierten und gegenüber 42,3 J ±23,4 J bei der Kontrollgruppe,

ebenso bei der Leistung, wo die denervierten Gelenke 39,6 W ±23,4 W erreichten, die nicht denervierten Gelenke mit 34,0 W ±23,2 W ein leicht schlechteres und die kontrollierten Gelenke mit 47,6 W ±29,5 W wiederum ein deutlich besseres Ergebnis erzielten. Für die Leistung zeigte sich im ANOVA kein Unterschied (p= 0,061), jedoch für die Arbeit zeigte der Bonferoni nach dem ANOVA (p= 0,009) zwischen den nicht denervierten Gelenken und der Kontrollgruppe einen statistisch verwertbaren Unterschied mit p= 0,007. Zwischen den anderen Gruppen war wiederum kein siginifikanter Unterschied zu erkennen.

Bezüglich Arbeit und Leistung hatte die Kontrollgruppe wiederum bei Extension und Flexion deutlich bessere Werte gegenüber den homogenen Ergebnissen der Denervierten und nicht Denervierten. Die denervierten und nicht denervierten Gelenke erzielten bei der Extension eine Arbeit von 24,6 J ± 21,2 J bzw. 22,9 J ± 17,2 J, die Kontrollgelenke hatten hier eine Arbeit von 36,1 J ± 23,0 J erzielt. Signifikanz der Unterschiede ergab sich zwischen den Gruppen Denerviert bzw. nicht Denerviert zur Kontrollgruppe, nicht jedoch zwischen den operierten Gruppen untereinander (p= 1,00). Die Leistung bei Extension war bei den denervierten mit 33,7 W ± 28,5 W geringfügig höher als bei den nicht denervierten mit 29,6 W ± 23,2 W die Kontrolle erreichte jedoch mit 43,5 W ± 34,0 W wiederum höhere Werte. Die ANOVA-Testung ergab aber keinen signifikanten Unterschied (p= 0,092). Dieses Bild zeigt sich auch bei den genannten Parametern in der Flexion. Hier erreichten die Denervierten mit 25,3 J ± 17,0 J bei der Arbeit und 31,1 W ± 20,9 W bei der Leistung gegenüber den nicht Denervierten mit 21,8 J ± 18,6 J bzw. 27,7 W ± 26,9 W leicht höhere Werte. Die Kontrollgruppe jedoch erzielte mit 33,9 J ± 23,1 J und 44,3 W ± 30,5 W wiederum deutlich höhere Ergebnisse. Beidesmal ergaben die statistischen Tests Unterschiede zwischen den nicht denervierten Gelenken zur Kontrollgruppe, jedoch nicht zwischen den denervierten Gelenken zur Kontrollgruppe oder zwischen den operierten Gruppen untereinander.

1.18 Radiologische Begutachtung der Patella

Bei der radiologischen Begutachtung der Patella beider Gruppen wurden Bilder direkt präoperativ mit Bildern bei einer routinemässigen klinisch-radiologischen Verlaufskontrolle 6 Monate postoperativ verglichen, wobei die unten angeführten Ergebnisse nur die aus den Bildern 6 Monate postoperativ sind. Bei den denervierten Patellae fanden wir eine duchschnittliche Patelladicke von 25,9 mm ± 4,86 mm, bei den nicht denervierten Patellae eine Patelladicke von 26,7 mm ± 4,87 mm (siehe Tabelle 11).

	Denervierte Patella	Nicht denervierte Patella
Patelladicke in mm	25,9	26,7

Tab. 11: Durchschnittliche Patelladicke in mm

Bezüglich der Patellalage zeigte sich in der Gruppe mit den denervierten Kniescheiben in 19 Fällen eine leichte Lateralisation, was 47,5% entspricht. Eine Patella war subluxiert (=2,5%) und genau 20 Patellae zeigten sich zentriert (50%). In der Gruppe der nicht denervierten Gelenke waren 16 Patellae leicht lateralisiert (=40%), 23 waren zentriert (=57,5%) und 1 wiederum subluxiert (=2,5%). Im Chi²-Test zeigte sich der Unterschied statistisch nicht signifikant (p= 0,792).

Der Patellastand wurde in der Gruppe der denervierten Patienten 11 mal als hoch angesehen (=27,5%), 27 mal als normal (=67,5%) und 2 mal als tief (=5%). Nicht denervierte Patienten hatten 10 mal das Ergebnis einer hohen Patella (=25%), 24 mal eine normal stehende Patella (=60%) und 6 mal eine Patella, die zu tief stand (=15%). Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (Chi²-Test p=0,329).

Eine Sklerose konnte bei 37 Kniescheiben der denervierten Gruppe festgestellt werden, was 92,5% entsprach und 3 hatten keine Sklerose, was wiederum 7,5% entsprach. In der Gruppe der nicht denervierten Patienten zeigte sich mit

35 mal Sklerose (=87,5%) und 5 mal keine Sklerose (=12,5%) ein ähnliches Ergebnis. Statistisch gesehen ergab sich ein Wert im Chi²-Test von 0,709.
Ein nicht signifikanter p-Wert ergab sich bei der Chi²-Testung hinsichtlich von Osteolysen. Osteolysen wurden bei 5 der denervierten (=12,5%) und 6 der nicht denervierten Patienten (=15%) festgestellt.
Osteophyten oder osteophytäre Randanbauten konnten wiederum bei 75% der denervierten (n=30) und 60% der nicht denervierten (n=24) festgestellt werden. Dies ergab einen Signifikanzwert von 0,233 im Chi²-Test, also keinen statistisch signifikanten Unterschied (siehe Abbildungen 34-38).

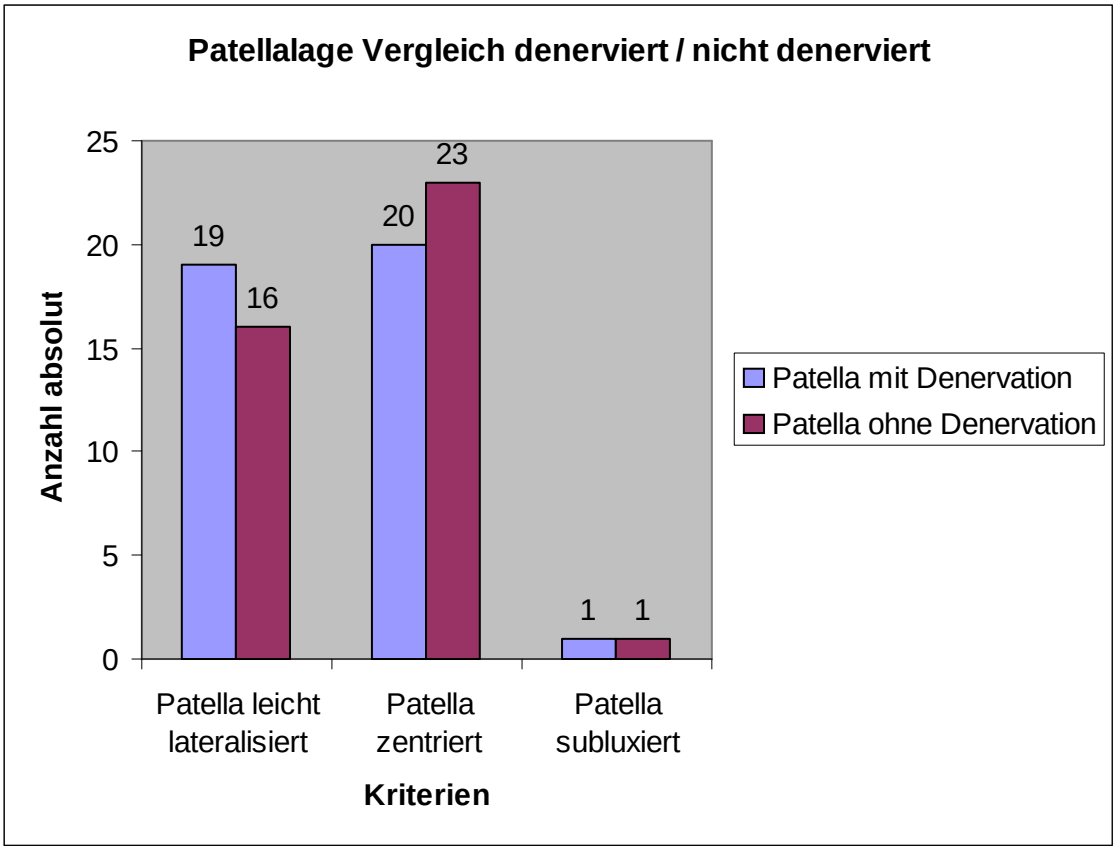

Abb. 34

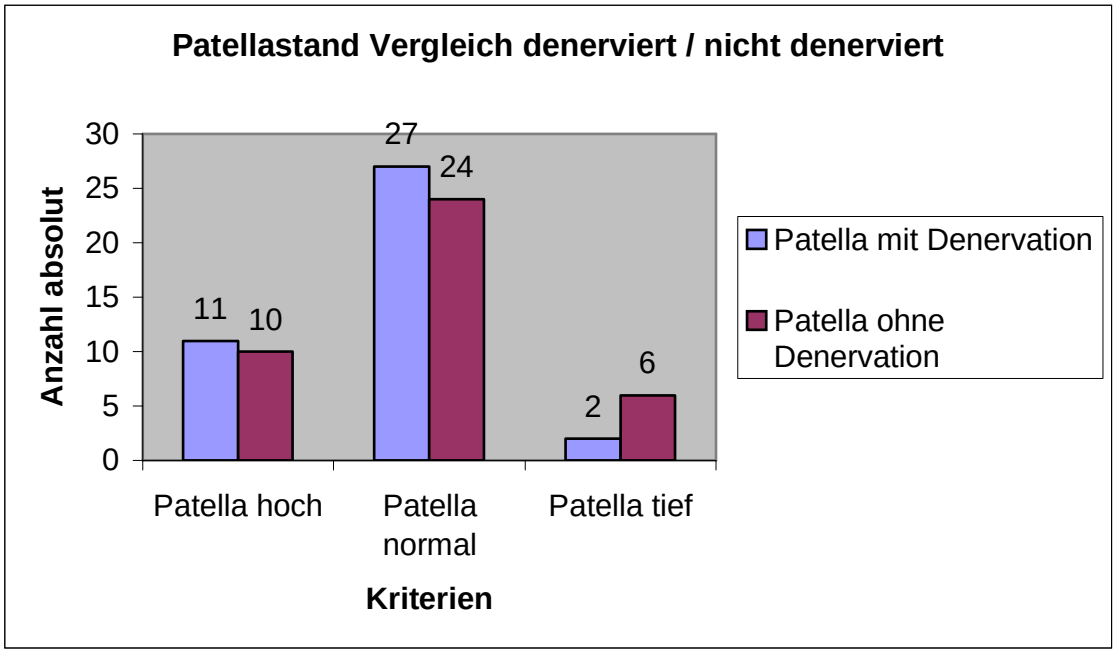
Patellastand Vergleich denerviert / nicht denerviert
Anzahl absolut
30
25
20
15
10
5
0
11
10
27
24
2
6
Patella hoch
Patella normal
Patella tief
Kriterien
Patella mit Denervation
Patella ohne Denervation

Abb. 35

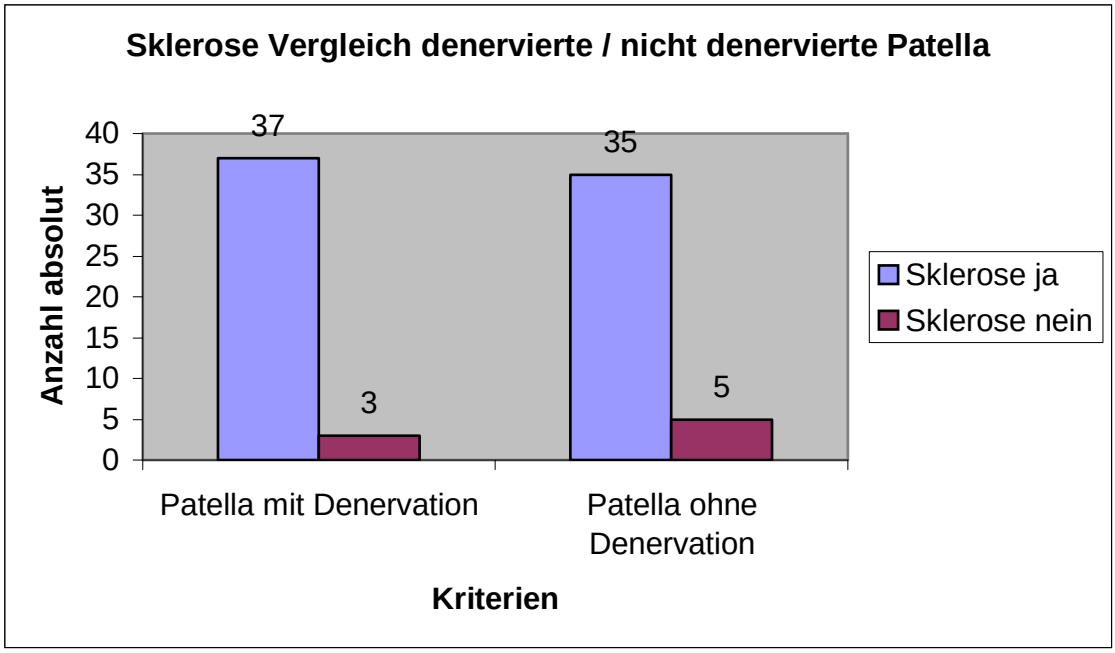
Sklerose Vergleich denervierte / nicht denervierte Patella
Anzahl absolut
40
35
30
25
20
15
10
5
0
37
3
35
5
Patella mit Denervation
Patella ohne Denervation
Kriterien
Sklerose ja
Sklerose nein

Abb. 36

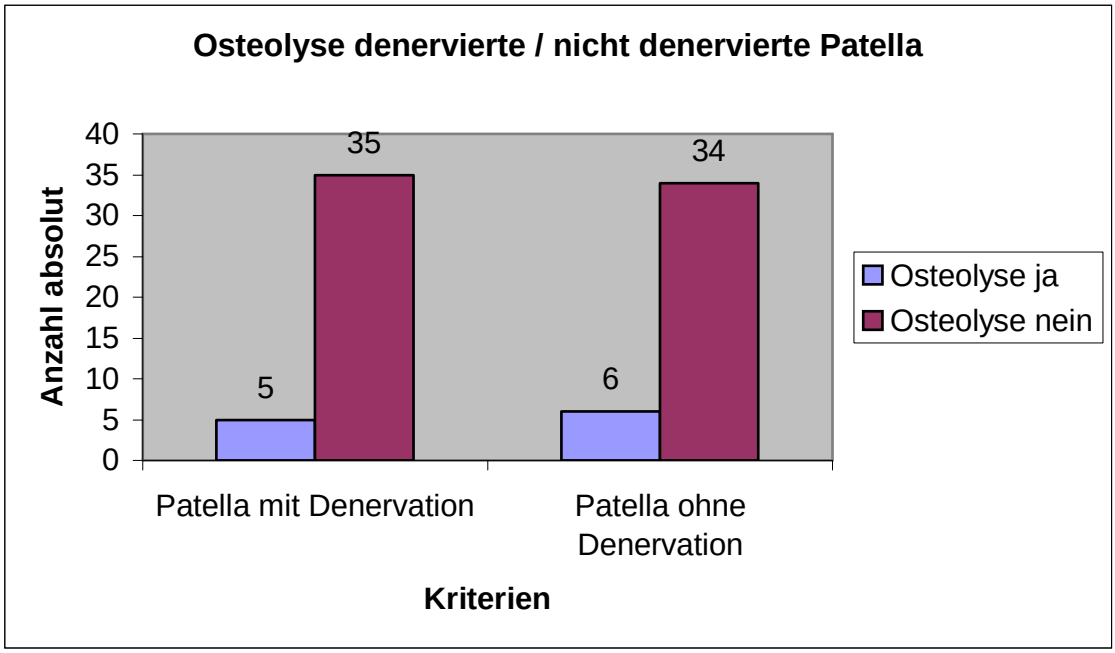
Osteolyse denervierte / nicht denervierte Patella
Anzahl absolut
40
35
30
25
20
15
10
5
0
35
34
5
6
Patella mit Denervation
Patella ohne Denervation
Kriterien
Osteolyse ja
Osteolyse nein

Abb. 37

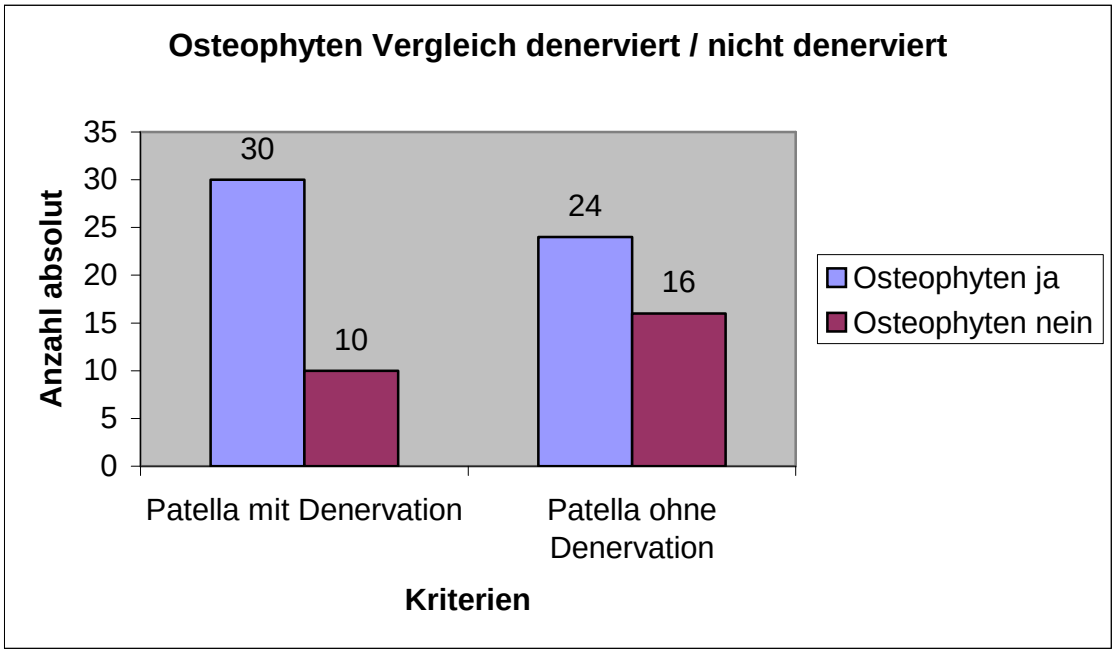
Osteophyten Vergleich denerviert / nicht denerviert
Anzahl absolut
35
30
25
20
15
10
5
0
30
10
24
16
Patella mit Denervation
Patella ohne Denervation
Kriterien
Osteophyten ja
Osteophyten nein

Abb. 38

Diskussion

1.19 Bedeutung des Femoropatellargelenkes

1.19.1 Anatomie unter funktioneller und pathophysiologischer Betrachtung

Funktionell gesehen besteht das Kniegelenk aus zwei verschiedenen, jedoch ineinander übergehenden Gelenkbereichen, dem Femoro-Tibialgelenk (FTG) und dem Femoro-Patellargelenk (FPG).
Es bestehen keine Zweifel, dass das letztgenannte Gelenkkompartiment seine eigenen Probleme hat und demzufolge gesondert dargestellt werden muss. Jedoch ist speziell für diesen Bereich zu berücksichtigen, dass in der Anatomie nichts so konstant ist wie ihre Variation.
Das Wort Patellofemoralgelenk soll nicht darüber hinwegtäuschen, dass es kein Gelenk im üblichen Sinne mit einer Führung durch die Form der Gelenkflächen (als Beispiel hierfür ist das Hüftgelenk zu nennen) oder durch starke ligamentäre Strukturen (hier ist das Femoro-Tibialgelenk als Beispiel anzuführen) ist.
Die Patella ist das grösste Sesambein des Körpers und dabei in den Quadrizeps-Streckapparat eingebettet. Die hyalinen Gelenkknorpel tragende Rückfläche korrespondiert auf der Trochlea femoris und den Kondylenrollen, wobei es je nach Flexionsgraden und Grundspannung des Quadrizeps zur Artikulation kommt [Goodfellow, 1976, Grant, 1965]. Insgesamt lässt die Führung durch die artikulierenden Gelenkflächen im Patellofemoralgelenk viel Spiel zu. Die sich in der Trochlea bewegende Patella kann mit dem Bewegungsablauf eines Bootkiels in der nur teilweise kongruenten Schleifbahn verglichen werden, wenn das Boot an Land gezogen wird. Die Patella kann in der genannten Laufbahn, der Trochlea, zentral, medial, lateral oder zur Längsachse rotiert aufliegen. Die beste Kongruenz mit stabiler Führung ergibt sich, wenn die Patella in Flexion nur noch mit der Kondylenrolle artikuliert. Bei voller Extension oder gar Hyperextension mit starker Quadrizepsspannung kommt die Patella ganz proximal zum liegen, wo sie in den meisten Fällen

höchstens noch mit ihrem am weitesten distal knorpeltragenden Pol Kontakt mit der korrespondierenden Trochlea findet, mit der restlichen Rückfläche aber dem supratrochlearen Fettpolster aufliegt. In dieser genannten Position ist eine ausgeprägte transversale Verschieblichkeit gegeben, da durch die Trochlea jetzt keinerlei Führung mehr besteht. Dies erklärt auch die Wirkungsweise des Zohlenzeichens, wobei der Druck auf die Patella in voller Extension bei einer Synovitis sehr dolent ist. Wie von SF Dye in einem Selbstversuch eindrücklich dokumentiert, rührt dieser Schmerz nicht, wie früher oft angenommen, von der möglichen Knorpelpathologie der Patellarückfläche her, sondern von der begleitenden Synovitis [Dye1998].

Insgesamt ist die passive Führung der Patella wegen der schwachen Ausprägung der Trochleaführung sowie des teilweise recht schwach ausgebildeten Retinaculum transversale mediale weitestgehend abhängig von der Dynamik der verschiedenen am Bewegungsablauf beteiligten Muskeln. Bei Aussenrotation wird die Patella nach lateral gezogen, jedoch entsteht gleichzeitig ein dynamischer Gegenzug durch den M. vastus medialis obliquus. Je nachdem, ob ex- oder konzentrische Muskelaktion vorliegt, ist dieser Gegenzug mehr oder weniger stark. Vice versa erfolgt bei Innenrotation der passive Zug nach medial mit dynamischem Gegenzug durch den M. vastus lateralis und den Tractus iliotibialis mit seinem Retinaculum transversale. Das patellofemorale System muss deshalb sowohl bei exzentrischer wie auch bei konzentrischer Funktion des ihn umgebenden Quadrizeps im gesamten möglichen Bewegungsumfang des Kniegelenkes kompensiert und in einem biomechanischen Gleichgewicht sein.

Die Elastizität des gelenkigen Systems ist durch seine queren und longitudinalen Retinakula und durch die Muskeldynamik des M. quadrizeps, des M. tensor fasciae latae mit M. glutaeus maximus via Tractus tibialis und das laterale Retinakulum gewährleistet. Sie ist wegen der Grenzen der Belastbarkeit der einzelnen beteiligten Gewebe eine biomechanische Notwendigkeit. Die Belastungsspitzen, die „impacts“, können so elastisch aufgefangen und patello-femorale Andruckverhältnisse bei Männern bis zu 5-7 g (= bwf = bodyweight-force) und bei Frauen gar bis zu 7-9 g geeignet abgefedert werden [Kuster,

1993]. Weiter kommt hinzu, dass im Bereich der Patella und speziell am Patellakiel (=Exkavation) die dickste hyaline Gelenkknorpelschicht des Menschen zu finden ist, nämlich 4-5mm [Bandi, 1977]. Die Kniescheibe ihrerseits darf nicht steinhart auf diese Konstruktion auftreffen und ist deshalb selbst messbar elastisch. Ihre notwendige Elastizität wird durch die „Doppeldeckerkonstruktion“ mit zwei festen kortikalen Flächen erreicht, welche mit einer trabekulären Knochenstruktur verbunden sind. Im Institut für Orthopädische Biomechanik der Universitätsklinik Basel konnte von Müller nachgewiesen werden, dass an untersuchten Leichenkniegelenken bei 800N Quadrizepszug bei 90° Flexion (ca. 1 Zehntel der Körpergewichtskraft) die Deformation bei postero-konvexer Verbiegung mehr als 40µm in der Längsrichtung und mehr als 20µm in transversaler Richtung bei antero-konvexer Verbiegung beträgt. Alle genannten Faktoren reduzieren zusammen die Spitzenbelastung pro Zeiteinheit, reduzieren die Reibung und verbessern die Gleitfähigkeit, was letztenendes zu einem minimierten Gewebeverschleiss führt [Müller, 1985].

Die anatomischen Grundbestandteile des Patellofemoralgelenkes: [Müller, 2001]
(p = passive Anteile, d = dynamische Anteile)
-distales Femur mit Trochlea und distalem Anteil der Kondylenrolle (=p)
-Patella mit medialem und lateralem transversalen Retinakulum patellae (=p)
-mediales longitudinales Retinakulum patellae als sehnigem Faszien-Anteil des M. vastus medialis (=d)
-laterales longitudinales Retinakulum patellae als Teil des Tractus iliotibialis (=d)
-Lig. patellae mit dem direkten tiefen Faserzug vom Apex patellae zur Tibia und mit der Blutzufuhr vom Hoffa her (=p) mit dem oberflächlichen Zuggurtungsfaserzug von der Quadrizepssehne über die Galea aponeurotica der Patella bis hinunter zur Tuberositas tibiae mit der Blutzufuhr von der vorderen anliegenden Längsarterie (=p)

-M quadrizeps mit M. vastus medialis und M. vastus obliquus sowie M. vastus intermedius, M. rectus und M.vastus lateralis (=d)
-M. tensor fasciae latae und M gluteus maximus, welche den Tractus iliotibialis spannen und via Retinakulum die Patella steuernd mitführen (=d)
-M. gastrocnemius welcher beim treppab- und bergabgehen die nötige Gegenkraft zum vermehrt eingesetzten Quadrizepszug am zusätzlich flektierten Kniegelenk beisteuert (=d)
-Mm. ischiocrurales, welche ebenso das in Flexion belastete Knie zusätzlich stabilisieren müssen (=d)

1.19.2 Femoropatellare Problematik

Das Kniegelenk besteht aus zwei verschiedenen, jedoch ineinander übergehenden Gelenkbereichen, dem Femoro-Tibialgelenk (FTG) und dem Femoro-Patellargelenk (FPG). Während das FTG als „eigentliches Kniegelenk“ schon immer eine große klinische Bedeutung hatte, spielte das FPG als „forgotten compartment“ [Ficat u. Hungerford, 1977] lange Zeit eine recht unbedeutende Rolle. Man beachtete zu sehr die wichtige Verbindung zwischen Femur und Tibia und erkannte eigentlich erst in den letzten drei Jahrzehnten, wie häufig Funktionsstörungen und Verschleißerscheinungen gerade die Articulatio femoropatellaris betreffen und von hier auf das FTG übergreifen können. Nach Hassenpflug [Hassenpflug, 1989] sind die Wechselbeziehungen zwischen Verletzungen und Erkrankungen der Patella und des FTG außerordentlich innig. Die Kniescheibe ist gewissermaßen der „Schlüssel“ für das Kniegelenk und an seinem „Wohl und Wehe“ maßgebend beteiligt.
Als größtes Sesambein des menschlichen Körpers ist die Kniescheibe in den Streckapparat des Gelenkes eingelagert. Ihr Bewegungsspiel wird durch die Form der Gelenkkomponenten sowie durch die dynamischen und statischen Kräfte bestimmt, die an der Patella in vertikaler und horizontaler Richtung angreifen [Tillmann u. Peters, 1992].
Bereits unter statischen Bedingungen erreichen die Belastungen des Femoropatellargelenkes unter gebeugtem Knie das 6- bis 8-fache des Körpergewichtes [Huberty u. Hayes, 1984]. Diese Kräfte müssen im

menschlichen Kniegelenk über sehr kleine Kontaktzonen übertragen werden [Hehne, 1983]. Dabei überwiegen die nach lateral gegenüber den nach medial gerichteten Kräften, was augenscheinlich durch den sogenannten Quadricepswinkel dokumentiert wurde [Insall, 1984]. Das normale Bewegungsspiel der Patella ist dreidimensionalen Verlagerungen unterworfen [van Kampen, 1986].

Biedert stellte fest, dass Patienten mit patellofemoralen Beschwerden (ohne Versorgung mit einer TEP) oft eine Chondromalazie der Patella oder eine Fehlinsertion des Streckapparates ausfweisen. Dieser Theorie zur Folge ist es doch sehr überraschend, dass Patienten mit unauffälligen patellofemoralen Knorpelverhältnissen Schmerzsymptome entwickeln und andere mit ausgedehnten Knorpelläsionen völlig schmerzfrei sind. Bekannterweise ist hyaliner Knorpel nicht innerviert und demzufolge können Knorpelläsionen nicht die einzige Ursache für eine dementsprechende Schmerzsymptomatik sein. Die Aussagekraft der Knorpelschädigung für die Erklärung des femoropatellaren Schmerzsyndroms wird demzufolge eher bezweifelt und dieses ätiopathogenetische Modell eher als eines von vielen Faktoren gezählt. Darüberhinaus können Patienten mit einem normal inserierenden Streckapparat ebenfalls an Knieschmerzen leiden. Seiner Theorie nach müssen andere pathophysiologische Prozesse existieren, da die vorgenannten Theorien die genaue Ursache des patellofemoralen Schmerzes nicht erklären [Biedert, 2001].

Die unter 4.1.1 erläuterten komplexen anatomischen und biomechanischen Verhältnisse sind so aufgebaut, dass sie unter einer optimalen physiologischen Situation eine knöcherne und ligamentäre Homöostase gewährleisten. Demzufolge können verschiedene pathologische Einflüsse wie Hypermobilität und unausgeglichene muskuläre Verhältnisse zwischen Agonisten und Antagonisten, Fuss-, Hüft- und lumbale Erkrankungen wie auch generalisierte Krankheitsbilder einen negativen Einfluss auf die Homöostase haben, was dann zu einer Überbelastung der Patella führen kann. Ein für Schmerzen auch angeführter Grund ist der des erhöhten intraossären Druckes, welcher durch

diese Theorie und den daraus folgenden erhöhten Knochenumsatz während der Remodelling-Phase erklärt wird [Dye 1996].
Auch gibt es Studien die über eine Knorpelernährungsstörung sprechen mit nachfolgend auftretenden Rissen, Erosionen und Ulzerationen unter mechanischer Belastung, welche aufgrund einer Hypopression auftreten [Dick, 1980]. Anderweitig angegebene Ursachen konstitutioneller Genese in Form einer Varianteneinteilung der Patella muss in Frage gestellt werden, da die Wiberg-Typen II, II/III und III bereits in einer Häufigkeit von 80% in der Normalbevölkerung vorkommen und nur die Jägerhutform korrelierbare Befunde abgibt [Imhoff, 1988].

Auf Grund erweiterter Kenntnisse der funktionellen Zusammenhänge am Knie sollte die Bezeichnung Chondropathia patellae fallengelassen und nur noch der weitergefasste Begriff „femoropatellares Schmerzsyndrom (FPS)“ oder das englische „Anterior knee pain“ verwendet werden. Der früher verwendete Ausdruck der Chondropathie suggeriert bereits als wichtigsten Faktor eine Knorpelproblematik und nimmt als Ursache des peripatellären Schmerzes eine Knorpelüberlastung an, welche heutzutage durch Arthrotomie oder Arthroskopie diagnostiziert wird.
Unter der Vielzahl der möglichen Ätiologien erscheinen uns heute die wichtigsten Faktoren zum Verständnis des FPS beim Patienten ohne Knieprothese das Alignement im femoropatellären Gleitlager und das femoropatelläre Gleichgewicht zwischen Belastung und Belastbarkeit zu sein. Dieses Gleichgewicht hängt nicht nur von verschiedenen muskulären und ligamentären Faktoren ab, sondern wird auch von osteokartilaginären Eigenschaften beeinflusst [Goodfellow, 1976, Morscher, 1988]. So kann eine verstärkte Belastung bei zu geringer Belastbarkeit das System zur Dekompensation bringen. Daneben lassen sich auch symptomatische (traumatische und entzündliche) und konstitutionelle Ursachen feststellen. Während die symptomatische Genese ausser Frage steht, muss der Wert der konstitutionellen Ursache heute aber eher angezweifelt werden.

Holmes hat 1998 eine klinische Klassifikation für den retropatellaren Schmerz eingeführt welche

a) patellofemorale Instabilität, Subluxation oder Dislokation
b) patellofemoraler Schmerz mit Malalignement aber ohne Instabilität
c) patellofemoraler Schmerz ohne Malalignement

unterscheidet. Diese 3 Hauptgruppen werden dann nochmals in jeweils mehrere Untergruppen unterschieden [Holmes, 1998].

Unsere in die Studie eingehenden Patienten wurden auch nach den von Holmes aufgestellten Kriterien untersucht, wobei wie unter 3.5 *Radiologische Begutachtung der Patella* angegeben, nur sehr wenige Patienten an einem Malalignement litten. In der denervierten Gruppe waren es 5%, bei der Gruppe ohne Denervation 15%. Lediglich 2,5% der begutachteten Kniescheiben lagen leicht subluxiert, jedoch waren 47,5% der denervierten Kniescheiben und 40% der nicht denervierten Kniescheiben leicht lateralisiert. Insgesamt lässt sich sagen, dass die von uns untersuchten Patienten lediglich in die von Homes aufgestellte Kategorie b) oder c) gehörten.

1.19.3 Patellaersatz – Ja oder Nein?

Die aktuelle Diskussion über die Vorgehensweise bei der Patellapräparation im Rahmen einer Knieprothesenimplantation wird ebenso wie die Notwendigkeit des Patellarückflächenersatzes kontrovers geführt. Zur Ermittlung der derzeitigen Implantationspraxis hat die Orthopädische Klinik des Städtischen Klinikums Dresden (Fengler, 2001) im Dezember 1998 Fragebögen an 86 orthopädische Kliniken in Deutschland verschickt. Von 70 Kliniken (81%) wurden die ausgefüllten Fragebögen zurückgesandt. Die Ergebnisse in untenstehender Tabelle geben einen Überblick über die aktuellen Indikationen zum Einbau von Rückflächenprothesen der Patella.

Einsatz eines Patellarückflächenimplantats in Deutschland Dezember 1998

Wann würden Sie einen Patellarückflächenersatz durchführen?	Anzahl Kliniken (%)
Nie	18,6
Nicht bei jüngeren Patienten mit relativ gut erhaltener Rückfläche	30,0
Immer, wenn keine Kontraindikationen vorliegen	24,3
Nur bei bestimmten Indikationen:	55,7
Bei erheblichen retropatellaren Schmerzen	44,3
Bei erheblicher retropatellarer Arthrose	42,9
Bei Osteoporose	4,3
Bei relativ jungen Patienten	0
Bei Rheumatoidarthritis	27,1
Sonstige	5,1

Tab. 12: Einsatz eines Patellarückflächenimplantats in Deutschland Dezember 1998

Die Befragung lässt in Deutschland drei Trends erkennen: knapp ein Fünftel der Kliniken verzichtet grundsätzlich auf einen Kniescheibenrückflächenersatz, etwa ein Viertel führt immer einen Rückflächenersatz durch. Etwas mehr als die Hälfte implantiert ein Rückflächentransplantat bei bestimmten Indikationen, insbesondere bei stärkeren Schmerzen und retropatellarer Arthrose, seltener bei Rheumatikern. Osteoporose und vor allem relativ junges Alter der Patienten werden offenbar von den meisten als Kontraindikationen für einen Patellarückflächenersatz angesehen.

Eine Vielzahl von retrospektiven Arbeiten mit einerseits klinischen aber auch radiologischen Untersuchungskomponenten mit oder ohne Ersatz der Patellarückfläche ist wegen verschiedener Gründe nur schwer vergleichbar. Zum einen waren in den vorliegenden Studien die Patientenstrukturen zu inhomogen, weiter waren es unterschiedliche Implantate, unterschiedliche Bewertungsscores und auch grosse Differenzen bei der Anzahl der operierten bzw. nachuntersuchten Kniegelenke.

Es gibt Veröffentlichungen, die nachdrücklich die routinemässige Implantation eines Rückflächeneratzes empfehlen [Buechel, 1989], und ebenso gibt es

überzeugende Studien, die den routinemässigen Ersatz nicht empfehlen [Levitsky, 1993].

Um weiter klare Indikationen zur Implantationspraxis hinsichtlich des Patellarückflächenersatzes erarbeiten zu können, wurden in den 90er Jahren viele vergleichende Studien begonnen. Eine der umfangreichsten Studien war die von Boyd 1993, wobei 891 Knieendoprothesen in einem Zeitraum von 2-15 Jahren nachuntersucht wurden. 396 wurden mit, 495 Patienten ohne Patellaersatz operiert. Die Auswertung umfasste die Kriterien Bewegungsumfang, Beinlänge, Stabilität, Erguss, Krepitationen, Patellaposition, Gehhilfengebrauch, Schmerzen, Spannungsgefühl und Einschränkung beim täglichen Leben. Bei der Gruppe ohne Patellaersatz klagten postoperativ 51 Patienten über Schmerzen retropatellar, 40 Patienten wurden später mit einem Retropatellarersatz versorgt und erhielten eine deutliche Schmerzlinderung. Die Gruppe mit Rückflächenersatz bei der Primärimplantation hatte nur einen Fall, der sich über chronische peri- und retropatellare Schmerzen beklagte. Insgesamt empfiehlt diese Arbeitsgruppe aufgrund ihrer Ergebnisse den primären Einsatz der Patellarückflächenprothese. Unser Patientengut hatte im Vergleich zu dieser Studie einen höheren Anteil an patellofemoralen Beschwerden. Boyd hatte einen prozentualen Anteil von 10,3% in der Gruppe ohne retropatellaren Ersatz, welche über Bescherden klagten. In unserer Gruppe ohne denervierte Patella gaben 25% der Patienten Beschwerden im patellofemoralen Bereich an, in der Gruppe mit Denervation waren es lediglich 15%. Unsere statistische Auswertung ergab keine Signifikanz des Unterschiedes zwischen unseren beiden Behandlungsgruppen (p= 0,402). Dies ist jedoch möglicherweise auf die zu geringe Probandenzahl zurückzuführen.

Eine andere interessante Studie von Keblish aus dem Jahr 1994 untersuchte 30 Patienten mit bilateralem Kniegelenksersatz, wobei auf einer Seite ein Patellarückflächenersatz und auf der Gegenseite keiner implantiert wurde. Die Nachuntersuchungszeit betrug 2-8 Jahre. Hier sprach sich die Arbeitsgruppe für ein situationsbedingtes Vorgehen aus, nämlich den Ersatz der Patellarückfläche bei grossen, deformierten Kniescheiben, schwerer und schmerzhafter

Retropatellararthrose, voroperierten Knien und bei schlechter Compliance. Bei kleinen Patellae, schlechter Knochenqualität, ausgiebigem lateralen Release mit Beeinträchtigung der Blutversorgung und geringen (präoperativen) retropatellaren Schmerzen sollte man auf einen Rückflächenersatz verzichten, da in diesem Fall die Patella im Sinne eines „stress contouring“ in der Lage sei, sich an die neue geometrische Form des femoralen Gleitlagers anzupassen. Dieses Phänomen sei vor allem in Bereich der lateralen Facette bei ca. 85% der Patellae zu beobachten [Keblish, 1994]. Bei weiteren in den folgenden Jahren durchgeführten Studien hielten sich die Empfehlungen für oder gegen einen Ersatz der Patellarückfläche die Waage.

Übersicht über vergleichende Studien zum Patellarückflächenersatz (Fengler, H, 2001)

Autor	Anzahl	Nachuntersuchungs--zeitraum	Studiendesign	Funktionelles Ergebnis
Shoji 1989	70	2	Bilateral cP	Gleich
Enis 1990	44	3-5	Bilateral	Besser mit
Boyd 1993	891	2-15	Retrospektiv	Besser mit
Keblish 1994	60	2-8	Bilateral retrospektiv	Gleich
Bourne 1995	100	2	Prospektiv randomisiert	Besser ohne
Kajino 1997	52	6-7,5	Bilateral cP	Besser mit
Barrack 1997	118	2-4	Prospektiv randomisiert	Gleich
Liebau 1998	62	2	Retrospektiv	Gleich
Schroeder -Boersch 1998	40	5	Prospektiv randomisiert	Besser mit

Tab. 13: Übersicht über vergleichende Studien zum Patellarückflächenersatz (Fengler, 2001)

Komplikationsrate mit und ohne Patellarückflächenersatz (Literaturrecherche 1989-1998, Fengler, H, 2001)

	Mit Ersatz	Ohne Ersatz
Instabilität	0,4-13%	1-10%
Patellafraktur	0,5-3%	0,05% (Einzelfälle)
Vorderer Knieschmerz	10-29%	10-25%
Aseptische Lockerung	0,5-3%	Entfällt
Patellabedingte Revisionsoperationen	0-6%	0-13%

Tab. 14: Komplikationsrate mit und ohne Patellarückflächenersatz (Literaturrecherche 1989-1998, Fengler, 2001)

1.19.4 Historische Entwicklung des patellofemoralen Gelenkersatzes

In der Kniegelenksendoprothetik galt das Interesse lange Zeit fast ausschliesslich dem Ersatz von Femurkondylen und Tibiaplateau, weil die Probleme der axialen Kraftübertragung in Längsrichtung der Extremität im Vordergrund standen [Waugh, 1985].

Noch in den 70er Jahren konnte Gunston über die anfänglich so ermutigenden Frühergebnisse seiner Schlittenprothese feststellen: „...residual patello-femoral pain following knee arthroplasty is not a major problem..."[Gunston u. MacKenzie,1976]. Dagegen urteilte Blauth: „...auch das Problem ´Kniescheibengleitlager` ist noch ungelöst." [Blauth, 1977]. Inzwischen überblicken wir längere Zeiträume, in denen sich der patellofemorale Gelenkanteil als wesentlicher Ort bleibender Schmerzen und erneuter operativer Revisionen erwiesen hat. Patella und Facies patellaris femoris traten deshalb zunehmend in den Mittelpunkt der Aufmerksamkeit. Dies zeigt sich z.B. an der Vielzahl von neueren Prothesenmodellen, bei denen die Kniescheibenrückfläche in den künstlichen Ersatz einbezogen worden ist [Hungerford, 1982].

Es zeigen sich in der historischen Entwicklung verschiedene Etappen: zunächst wurden patellofemorale Implantate ausschliesslich für die Kniescheibenrückfläche oder für die beiden gegenüberliegenden Gelenkflächen

von Kniescheibe und femoralem Gleitlager entwickelt. Davon unabhängig entstanden Knietotalendoprothesen zum Ersatz der tragenden Gelenkflächen von Tibia und Femur, die erst nach mehreren Jahren durch ein femorales Gleitlager oder einen vollständigen Ersatz des Patellofemoralgelenkes ergänzt wurden. Die alleinige Alloarthroplastik der Patellarückfläche sollte ursprünglich bei der Behandlung retropatellarer Arthrosen eine Alternative zur Patellektomie darstellen [Blazina, 1979]. Aufgrund unterschiedlicher Ergebnisse in den darauffolgenden Jahren der Nachbeobachtung wurde von Insall der isolierte Patellaersatz als Teil einer „Patellektomie in 2 Schritten“ gesehen und abgelehnt [Insall, 1980]. Als nicht minder problematisch erwies es sich, Patella und Facies patellaris femoris gleichzeitig zu ersetzen. Auch hier führten gegensätzliche Nachuntersuchungsergebnisse dazu, diese Vorgehensweise als „experimentelles Verfahren“ zu betrachten [Laskin, 1984].

Bei vielen nachfolgenden Knietotalendoprothesen wurden nur die tragenden Gelenkflächen von Femur und Tibia ersetzt und die körpereigenen Gelenkflächen von Patella und Patellagleitlager blieben erhalten. Jedoch war hierbei problematisch, dass die Kniescheibe bei zunehmender Flexion und damit verstärkten patellofemoralen Anpresskräften über eine Stufe zwischen körpereigenem Gleitlager und der Prothesenoberfläche aus Metall verlagert werden musste und sich hierbei verhaken konnte [Marmor, 1982]. Auch Verbesserungen im Sinne einer intraoperativ geglätteten und zugerichteten Patellarückfläche sowie ein am femoralen Gleitlager eingebrachtes Metallschild brachten keinen durchschlagenden Erfolg.

Auf der letzten Entwicklungsstufe wurde der Ersatz der Patellarückfläche schliesslich zunehmend in den künstlichen Kniegelenksersatz einbezogen. Erste Berichte über ein derartiges Vorgehen veröffentlichte Hanslik bereits anfang der siebziger Jahre, wobei er zwei voneinander unabhängige Prothesen, eine Young-Scharnierendoprothese und einen modifizierten McKeever-Patellarückflächenersatz, kombinierte [Hanslik, 1973]. Bei vielen nachfolgenden Prothesenmodellen wurden dann speziell aufeinander abgestimmte Prothesenteile als Wahlmöglichkeit angeboten oder war bei vielen neuentwickelten Prothesen fest vorgesehen.

1.19.5 Femoropatellare Probleme nach Knietotalendoprothesen

Die für diese Arbeit eigentliche Fragestellung bezieht sich auf das femoropatellare Schmerzsyndrom nach Implantation einer Knietotalendoprothese und eine hierfür prophylaktisch durchgeführte spezielle Operationstechnik, welche das femoropatellare Schmerzsyndrom beeinflussen könnte.

Allgemein gesehen sind patellofemorale Probleme nach Knietotalendoprothesen ein häufiger Grund für schlechte Behandlungsergebnisse oder sogar Revisionseingriffe. Beschwerden seitens des Patellofemoralgelenkes stehen unter Spätkomplikationen nach alloarthroplastischem Gelenkersatz insgesamt an erster Stelle [Munzinger, 2001]. Weiter folgen die Patellainstabilität (Subluxation, Luxation), die nichttraumatische Patellafraktur und die aseptische Implantatlockerung.

Die unter 4.1.3 angeführte Übersicht von Fengler lässt den Schluss zu, dass trotz Ersatz der Kniescheibenrückfläche nahezu 30% der Untersuchten über vorderen Knieschmerz klagen. Auch Patellafrakturen (früher bis zu 20%), sind heute noch nicht ganz zu vermeiden. Patellabedingte Revisionen werden heute nach Rückflächenersatz prozentual etwas seltener angegeben.

Natürlich darf die Diagnose Anterior Knee Pain nach Implantation einer Knietotalendoprothese erst dann gestellt werden, wenn andere Ursachen für die Schmerzsymptomatik ausgeschlossen sind.

Wir haben bei unserer Untersuchung im Rahmen der Anamneseerhebung und Befragung des Patienten dezidiert nach dem vorderen Knieschmerz gefragt, wobei zunächst der Patient nach allgemeinen Beschwerden befragt wurde und bei einer Angabe von Beschwerden diese durch Nachfragen genau lokalisiert wurden und die Art des Schmerzes zu beschreiben waren. Auch wurde genau nachgefragt, ob es sich dabei um Schmerzen in Ruhezuständen oder Scherzen beim Laufen/Gehen handelt, oder um beides.

In der Gruppe der Patienten mit denervierter Patella gaben 10 Patienten einen Ruheschmerz und 12 Patienten einen Schmerz beim Laufen/Gehen an. Das entspricht prozentual nahezu den von Fengler in seiner Arbeit veröffentlichten Zahlen [Fengler, 2001]. In der Gruppe der Patienten ohne Denervation der

Kniescheibe im Rahmen der Implantation einer Knietotalendoprothese war der absolute und prozentuale Anteil geringer als in der Studie von Fengler. Wir hatten 7 Patienten die Beschwerden in Ruhe (=18%) und 8 Patienten mit Schmerzen beim Laufen/Gehen (=20%). Auffällig war jedoch, dass bei der Gruppe ohne denervierte Patella mehr Probanden Schmerzen im Bereich der Patella angegeben haben (10 von 40 Patienten = 25%), aber jedoch nur 7 bzw. 8 Patienten aus der Gruppe Beschwerden in Ruhe bzw. Laufen/Gehen hatten (18% bzw. 20%). Unzufrieden nach der Operation waren aber nur 6 Patienten (15%). Die Probanden mit denervierter Patella hatten postoperativ nur zu 15% Patienten (n=6) mit Schmerzen im Bereich der Kniescheibe (Vergleich statistisch nicht signifikant p= 0,402), jedoch waren es 25% bzw. 30% (n=10 und n=12) mit Beschwerden in Ruhe und beim Laufen/Gehen. Der Anteil zufriedener Patienten war bei den denervierten Patienten mit n=34 etwas höher als bei den nicht denervierten (n=32), trotz der doch leicht höheren Anzahl von Beschwerden in Ruhe oder beim Laufen/Gehen.

Dies spricht dafür, dass die durchgeführte Denervation der Patella eher günstigen Einfluss auf den Anterior Knee Pain nach Knieprothesenimplantation hat. Obwohl in der Gruppe mit denervierter Patella mehr Patienten über Ruhe- und Belastungsschmerzen im restlichen Kniegelenk geklagt haben (vermutlich durch zufällige Häufung), waren in dieser Gruppe deutlich weniger Patienten mit retropatellaren Beschwerden postoperativ zu finden.

1.20 Isokinetische Dynamometrie

Bei der Untersuchung des Bewegungsapparates ist die Einschätzung bzw. Messung der Muskelkraft von essentieller Bedeutung für die Diagnosefindung und die weitere Vorgehensweise. Hierfür stehen unterschiedliche Methoden mit unterschiedlicher Eignung zur Verfügung. Die schnellste und einfachste Möglichkeit ist die der grob-manuellen Beurteilung der Kraft, welche jedoch semiquantitativ und vom Untersucher abhängig ist. Ekdahl et al. haben einfache Muskelkrafttests beschrieben und angewandt und dabei gravierende Kraftmängel erkannt, da es sich um kombinierte und doch sehr komplexe

Bewegungsabläufe handelt (z.B. Stehen auf einem Bein, Aufstehen von einem Stuhl). Sie haben jedoch erkannt, dass es sich eher um das gesamte Koordinationsvermögen als um das isolierte Kraftpotential einer Muskelgruppe oder eines einzelnen Muskels handelt [Ekdahl, 1989].

Eine weitere Möglichkeit der Maximalkraftmessung ist die mit Federwaagen, wobei jedoch nur über statische Kräfte in einer bestimmten Winkelstellung eines zu untersuchenden Gelenkes Informationen gewonnen werden.

Scharff und Noack haben als wesentlich selektiver und auch objektiver die Elektromyographie eingestuft, welche sowohl unter statischen wie auch dynamischen Bedingungen nach entsprechender quantitativer Auswertung Auskunft über maximale Innervationsfähigkeit und auch über die neurophysiologische Ermüdung gibt. Sie gaben jedoch zu bedenken, dass eine Messung der mechanisch wirksam werdenden Kraft trotz guter Korrelation nur indirekt möglich ist [Scharff, 1987].

Die bei unserer Studie angewandte Methode der isokinetischen Kraftmessung mit isokinetischen Kraftmesssystemen bietet den Vorteil, dass sie im Rahmen eines funktionellen, im Idealfall eines für den individuellen Patienten individuell-typischen Belastungs- und Bewegungsmusters erfolgt und dabei reell auftretende Kräfte an jedem Punkt der Gelenkbewegung erfasst und darstellt. Man muss jedoch einschränkend erwähnen, dass die Isokinetik durch die charakteristische Messdynamik zwar einerseits den natürlichen Bewegungsmustern sehr viel näher kommt als statische Kraftmessmethoden, auf der anderen Seite aber die isokinetische Bewegung eine relativ unnatürliche Bewegungsart darstellt und sich somit die Frage stellt, inwieweit man die isokinetische Kraftmessung ebenso wie andere standardisierte Messmethoden auf die dem Menschen eigene, physiologische Bewegung übertragen kann [Mayer, 1994].

Dieselbe Studie hat, wie auch viele andere Studien, als weiteres den Beleg dafür antreten wollen, dass isokinetische Messungen und ihre Ergebnisse eine gute Reproduzierbarkeit und eine gute Reliabilität haben. Selbst bei gonarthrotischen Probanden, die auch in unserer Studie einen grossen Anteil hatten, war die Reliabilität identisch zur Kontrollgruppenreliabilität [Madsen,

1995]. Der Nachteil dieser Studie war jedoch die geringe Zahl der Probanden (n=8) und der Kontrollgruppe (n=9) und demzufolge die Aussagekraft, da derselbe Autor ein Jahr später bei einer v.a. die Flexoren betreffenden Studie deutlich höhere Präzisionsfehler feststellte und davor warnte, schon kleine Veränderungen der Muskelkraft in Grössenordnungen der Intertestvariabilität als Therapieresultat zu werten, sei es als Erfolg oder Misserfolg [Madsen, 1996].

Im Hinblick auf die in der Studie verwendeten Begriffe und Auswertungsergebnisse ist anzumerken, dass in der vorliegenden Literatur zur Isokinetik die Begriffe maximales Drehmoment und Maximalkraft meistens synonym verwendet werden. Mit beiden Begriffen ist die grösstmögliche Kraft gemeint, die von einem Muskel oder einer Muskelgruppe zu erbringen ist. Physiologischerweise wird die größte Kraft bei konzentrischer Bewegung bei der isometrischen Kontraktion erzielt und auch unter isometrischen Bedingungen gemessen. Dennoch hat sich der Begriff Maximalkraft der Literatur zufolge für das jeweils höchste Drehmoment der entsprechenden Geschwindigkeit im isokinetischen Meßmodus einebürgert, obwohl der Begriff ja aus der Isometrielehre stammt. Bei niedrigen Geschwindigkeiten nähert sich die dynamisch-konzentrisch gemessene Kraft der isometrischen Maximalkraft durchaus an, deshalb ist eine etwas laxere Verwendung des Begriffs Maximalkraft im isokinetischen Sinne durchaus zu rechtfertigen, der Tatsache wohl bewußt, dass es eigentlich nur eine wirkliche Maximalkraft gibt (Schmidbleicher, 1987).

Das von uns verwendete Messgerät Cybex II zeigt in vielen Untersuchungen bezüglich isokinetischen Dynamometern in Bezug auf die Retest-Stabilität äußerst gute Ergebnisse, sogar gegenüber Dynamometern neuerer Bauart zeigten sich viele Vorteile [Francis, 1987]. Bei grösseren Messabständen ist kein signifikanter Drehmomentunterschied bei den einzelnen Messungen zu erwarten [Mawdsley, 1982]. Die individuelle Intertestvariabilität ist bei grösseren Geschwindigkeiten kleiner, das heisst, die Reliabilität ist bei geringeren Testgeschwindigkeiten wegen dabei auftretender höherer Drehmomentwerte

besser [Giles, 1990]. Es weist jedoch nur eine Studie zu dem Testgütekriterium der Reliabilität, die bei veschiedenen Testwiederholungen einen Reliabilitätskoeffizient von mindestens 0,9 angibt, eine entsprechende Anzahl von Probanden auf (n=352) [Knapik, 1980]. Die angeführten Studien hatten teilweise sehr kleine Probandenzahlen und demzufolge sollte man auch die Ergebnisse von Schönle et al. an 95 Probanden berücksichtigen, welche an einem Rumpfrotationsgerät der Fa. Cybex eine ordentliche Reproduzierbarkeit nicht nachweisen konnten [Schönle, 1995]. Hierzu muss man allerdings erwähnen, dass die hier angesprochene Rumpfmuskulaturmessung nicht direkt auf das Kniegelenk mit seiner deutlich zu unterscheidenden Biomechanik und Kinematik zu übertragen sind.

Andere Studien bezüglich Messungen am Cybex II-Dynamometer nannten als weitere Störfaktoren, welche die Reliabilität von Messungen beeinflussen könnten, die psychischen Hemmschwellen durch Angst, Unwissenheit, Schmerz aber auch mangelnde Motivation und Rentenbegehren [Bennett, 1986]. Letztere Faktoren konnten in unserer Studie als nicht existent betrachtet werden, da keinerlei Erwartung seitens des Probanden vorhanden waren und auch die freiwillige Teilnahme keine Motivationsprobleme erwarten liessen. Eine gute Aufklärung über Ziel der Messungen, Sicherheit und Funktionsweise des Gerätes lassen wiederum Störeinflüsse geringer werden, sind jedoch nicht gänzlich auszuschalten. Hettinger bezeichnete aus diesen Gründen die isokinetische Dynamometrie als „semiobjektive“ Messmethode [Hettinger, 1983].

Das sich hier in unserer Anwendung befindliche Cybex System bietet sich für diese Art von Untersuchungen und Studien an, da es eine große Sicherheit für das voroperierte Patientengut bietet. Der Widerstand im isokinetischen Modus passt sich schnell und exakt dem Drehmoment an, welches der Patient im Rahmen der Untersuchungen (an)bietet. Damit wird die Gefahr, ein Gelenk über seine Möglichkeiten zu belasten, wie es zum Beispiel bei herkömmlichen statischen Methoden durch Gewichte der Fall war, minimiert. Auch hat man die Möglichkeit, das Bewegungsausmaß mittels zweier Gummiblöcke zu begrenzen, was besonders für operierte Patienten von Vorteil ist, welche ein

bestimmtes Bewegungsausmaß nicht überschreiten dürfen. Hier muss jedoch genauestens geprüft werden, ob das verbleibende Bewegungsausmaß bzw. der verbleibende Bewegungszyklus das Erreichen der vorgewählten Testgeschwindigkeit und somit den Eintritt in die eigentliche isokinetische Bewegungsphase überhaupt zulässt [Handel, 1996].

Als weiteren Grund neben den oben angeführten Störfaktoren für beeinflusste Werte werden immer wieder neuromuskuläre Lernprozesse bei Testwiederholungen als Ursache für Werteverfälschungen angegeben [Bennett, 1986]. In unserem Fall ist diese Fehlerquelle aufgrund der einmaligen Untersuchung und der insgesamt geringen Zahl von 4 Messungen praktisch ausgeschlossen. Auch werden immer wieder Anwendungs- und Bedienfehler zitiert [Schönle, 1995], welche aber, gewissenhafte und sorgfältige Arbeitsweise vorausgesetzt, durch die breite Anwendung und damit gewährleistete ausreichende Erfahrung mit dem Cybex System, nicht von Bedeutung sind. Zur sorgfältigen Arbeitsweise gehören das Achten auf eine parallele Ausrichtung von Testbein und Kraftaufnehmer, das Vermeiden von Rotationsfehler derselben und die Gewährleistung einer korrekten Fixierung des Probanden. Nur so erhält man reliable und zuverlässige Meßwerte, die für einen Vergleich mit Literaturergebnissen geeignet sind [Goslin, 1979].

Desweiteren ist es 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 es sich deshalb, die Auswertung auf den gesicherten isokinetischen Bereich zu beschränken [Handel, 1996].

Aus diesem Grund war es uns in der Planungs- und Ausführungsphase dieser Studie wichtig, den gesicherten Bereich nicht zu verlassen. Unseres Erachtens nach ist der Bereich bis 180°/s für solche Arten vo n Untesuchungen ideal und

ist wenig anfällig für oben genannte Messfehler und Artefakte. Demzufolge sind auch bei der Auswertung und Interpretation unserer Studienergebnisse keine derartigen Beeinträchtigungen zu erwarten.

Zusammenfassend kann man also behaupten, dass der Nutzen der isokinetischen Dynamometrie in der objektiven Quantifizierung der muskulären Leistungsfähigkeit bei isolierten Gelenkbewegungen liegt [Osternig, 1986]. In unserem Falle ist es also möglich, muskuläre Defizite der knieumfassenden Muskulatur nicht nur zu identifizieren, sondern auch zu quantifizieren. Insbesondere langsamere Bewegungsgeschwindigkeiten (z.B. 60°/s) scheinen bei einem pathologischen Prozess sowie nach Verletzungen oder Operationen auftretende muskuläre Defizite zu enthüllen [Sapega, 1990].

1.21 Isokinetik

Für isokinetische Messungen und Untersuchungen wurde festgestellt, dass die gesunden Probanden nahezu immer folgende isokinetischen „Normverhältnisse“ mitbringen:

►Männer erbringen unter Normverhältnissen, unabhängig von der Testgeschwindigkeit, ein im Durchschnitt höheres maximales Drehmoment als weibliche Probanden oder Patienten [Borges, 1989].

►Am Kniegelenk ist die isokinetisch erfasste Kraft der Extensoren wesentlich größer als die Kraft der Flexoren [Scharff, 1987].

►Das bei einer Steigerung der Testgeschwindigkeit jeweils gemessene Drehmoment fällt kleiner aus [Yoon, 1995].

Murray et al. haben als Hauptursache für den letztgenannten Punkt zum einen die auf molekularer Ebene verkürzte Kontaktzeit des Aktin-Myosin-Komplexes und zum anderen eine unterschiedliche Kraftentfaltung von den Typ-I/II-Muskelfasern genannt [Murray, 1985]. Bei steigenden Testgeschwindigkeiten wird der Bewegungszyklus zu kurz, als dass die langsam und tonisch arbeitenden Typ-I-Fasern ihr komplettes Kraftpotential in der zur Verfügung stehenden Zeit entfalten könnten. Da durch die physiologische Beanspruchung in der Streckmuskulatur der Anteil an Muskelfasern vom Typ I relativ hoch ist, ist der bei einer Steigerung der Winkelgeschwindigkeit zu beobachtende

Kraftabfall der Extensoren im Vergleich zur Flexorengruppe wesentlich gravierender und steiler (Scharff, 1987).

1.21.1 Isokinetische Kraftentwicklung

Das Kontraktionsverhalten eines Muskels ist am besten durch die sogenannte „Kraft-Weg-Beziehung“ definiert, eine umgekehrt hyperbolische Beziehung zwischen muskulärer Spannung und Verkürzungsweg. Mit diesem Charakteristikum kann man trainingsinduzierte Effekte bewerten und gebrachte Leistungen eines Muskels klassifizieren [Gülch, 1994].

1922 hat Hill als erstes die reziproke Beziehung zwischen Muskelkraft und Verkürzungsgeschwindigkeit dargestellt, während dieser Zeit jedoch in der Annahme, dass auf Aktivierung die intrinsischen Muskelkräfte immer maximal aktiviert sind und dass während der Bewegung die externen Muskelkräfte im Verhältnis zur Verkürzungsgeschwindigkeit variieren [Hill, 1922]. Weitere Untersuchungen bezüglich isokinetischer Kontraktionen wurden damals von Fenn und Marsh durchgeführt, welche eine mathematische Beziehung durch extrapolieren eines exponentiellen Gleichgewichtes aufgestellt haben [Fenn, 1935]. Daraufhin hat Hill geschlossen, dass die 2 Parameter Kraft (F) und Verkürzungsgeschwindigkeit (V) zueinander in einer rechtwinkligen Hyperbel stehen:

$(F+a)(V+b) = (F_0+a)b$

wobei F_0 Kraft in einer isometrischen Kontraktion darstellen und a und b sind Konstante [Hill, 1938]. Diese Gleichung wurde später mehrfach in wissenschaftlichen Untersuchungen bestätigt [Huxley, 1957].

Am einzelnen isolierten Muskel ist die umgekehrte Beziehung zwischen Kraft oder Last und der Verkürzungsgeschwindigkeit wie in untenstehender Figur dargestellt, welche einer Arbeit von Gülch entnommen wurde, allseits anerkanntes Wissen (Gülch, 1994). Die Überschneidung mit der Kraftachse markiert die isometrische Maximalkraft F_0. Die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit, wobei ein Muskel unter der Nulllast kontrahieren kann, ist repräsentiert durch V_0 für $F = 0$. In einer Untersuchung hat Edelman gezeigt, dass die F-V-Beziehung eher einen biphasischen Verlauf aufweist als

die klassische, monophasische hyperbolische Kurve. Bei über 75% der isometrischen Kraft markiert ein „breakpoint“ Regionen mit unterschiedlicher Steigung [Edelman, 1988].

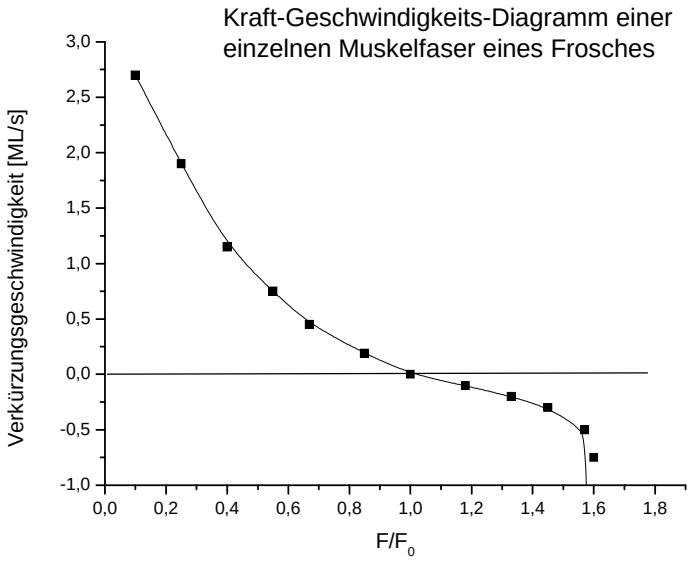

Abb. 39: Kraft-Geschwindigkeits-Diagramm (Gülch, 1994)

Sehr bald hat die Arbeitsgruppe um Hill den Versuch unternommen, die Gesetze und Erkenntnisse, welche man am isolierten Muskel herausgefunden hat, am Menschen nachzuweisen. Ursprünglich hatten die Untersuchungen mit einem Ermüdungsrad das Ziel, Muskelarbeit zu ermitteln und zu messen [Lipton, 1922]. Heutzutage kann man die Erkentnisse, welche damals getroffen wurden, im Sinne von Kraft-Geschwindigkeits-Beziehungen werten. Die ersten Kraft-Geschwindigkeits-Diagramme direkt vom Menschen sind von Dern [Dern, 1947], der die hyperbolische Kraft-Geschwindigkeits-Kurve von Hill bestätigen konnte. Später wurde Wilkie im Rahmen einer sehr detaillierten Studie auf die Probleme bei menschlichen Kraft-Geschwindigkeitsmessungen und –diagrammen aufmerksam und hat zu dieser Zeit wichtige Kriterien aufgestellt, welche noch heute unabhängig von Versuchsaufbau und -ablauf bestand haben.

-Geometrische Einfachheit des zu untersuchenden Gelenkes
-Einbeziehung nur weniger Muskeln mit kleinen Ansätzen und Ursprüngen
-Keine Kompromisse/Abschwächung der Fixierung des übrigen Körpers
-Korrekte Reproduzierbarkeit der Bewegung ist dann gegeben, wenn nur geringes (Fach)Wissen zur Ausführung benötigt wird.

In seinen Untersuchungen der Flexionsbewegung am Ellenbogen wurden diese Kriterien alle erfüllt. Dabei musste die Testperson unter isokinetischen Bedingungen ein Gewicht an einem Hebelsystem bewegen. Die dabei gefundenen Kraft-Geschwindigkeitsbeziehungen korrelierten mit den von Hill aufgezeigten Ergebnissen [Wilkie, 1950].
In unseren Messungen zeigte sich ein entsprechender Abfall des Drehmoments, vereinbar mit der in der Theorie zu erwarteten hyperbolischen Kurve. Bei den Patienten ohne Denervation waren die gemessenen Ausgangswerte bei 60°/s für die Flexion und Extension gegenüber den nicht Denervierten höher (um 13% bzw. 9%), jedoch glichen sich die Absolutwerte in den Messungen für 90°/s, 120°/s und 180°/s nahezu wieder an.

Demzufolge war das maximale Drehmoment bei der kleinsten gemessenen Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/s bei den Patienten mit denervierter Patella leicht höher, die Patienten ohne Denervation glichen dieses aber bei den höheren Widerständen aus. Dies könnte für eine leicht verbesserte Kraft bei den Patienten mit Denervation sprechen.
Dafür spricht auch, dass die Kontrollgruppe ohne grössere operative Eingriffe im Vorfeld eine deutlich grössere Kraftentwicklung hatte, und zwar bei allen gemessenen Geschwindigkeiten.
Sie entwickelten ein deutlich höheres Drehmoment gegenüber den denervierten und gegenüber den nicht denervierten Patienten, und zwar ein um 26% höheres Drehmoment bei der niedrigsten Geschwindigkeit bei Flexion und sogar ein um ca. 50% höheres Drehmoment bei derselben Geschwindigkeit für die Extension. Dies differiert nur unwesentlich von den von einer Arbeitsgruppe um Silva (Silva, 2003) veröffentlichten Zahlen, wobei in deren Studie die Kraft

bei Extension um 30,7% und bei Flexion um 32,7% abnahm. Wobei man hier beachten muss, dass in dieser Studie jüngere Prothesenpatienten (<70 Jahre) und ältere Prothesenpatienten unterschieden wurden, die auch unterschiedliche Ergebnisse hatten und somit zu einem leicht besseren Gesamtergebnis führten als in unserer Studie. Das Ergebnis für die jüngeren Patienten zeigte eine Reduzierung um ca. 25%, das Ergebnis der älteren Patienten zeigte eine Abnahme um ca. 45% bei höheren Geschwindigkeiten.

Der Verlauf bei allen 3 verglichenen Gruppen bewegt sich jedoch von der niedrigesten Geschwindigkeit (60°/s) bis zur höchsten Messgeschwindigkeit bei 180°/s in einem Bereich von 50-60% des Ausgangswertes, also der Abfall dargestellt im Verlauf der Kurve verhält sich bei allen Messungen ähnlich.

Weiterhin zu beachten ist, dass unsere Nachuntersuchung bei den operierten Patienten durchschnittlich 2,2 Jahre nach Implantation der Knietotalendoprothese erfolgte. Uns stellte sich natürlich die Frage, ob sich der Nachuntersuchungszeitpunkt auf das Ergebniss ausgewirkt hatte. Hierzu betrachteten wir alle uns bekannten prospektiven Untersuchungen mit isokinetischen Kraftmessungen an Patienten mit einer Knietotalendoprothese für den vergleichbaren Zeitraum, in diesem Fall 24 Monate. Alle kamen zu demselben Ergebnis, dass zu diesem Zeitraum die muskuläre Rehabilitation abgeschlossen ist. Auch die anfängliche, im Rahmen von näher am Operationszeitpunkt liegenden Nachuntersuchungen festgestellte psychologische Hemmschwelle, welche aus Furcht vor Schäden am operierten Gelenk zu erklären ist, ist für derartige Untersuchungen nicht mehr relevant [Berman, 1991], [Lorentzen, 1999], [Dieterich, 2002].

Eine grosse Studie von Lysholm hat darauf hingewiesen, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen Schmerzen und der Entfaltung des Drehmoments bei Untersuchungen am Cybex-Dynamometer besteht [Lysholm, 1987]. Er hat darauf hingewiesen, dass man beim Bewerten von solchen Ergebnissen dies berücksichtigen muss. Da jedoch im HSS-Score bei den von uns untersuchten Gruppen praktisch kein Unterschied festgestellt wurde, kann man auch die Messwerte des Dynamometers als in diesem Punkt nicht beeinträchtigt sehen. Lysholm fand heraus, dass eine negative Korrelation zwischen Schmerz und

Drehmomentsentwicklung vor allem in den niedrigeren Geschwindigkeiten (30°/s und 60°/s, wie in unserem Fall) und weniger in hohen Geschwindigkeitsbereichen (180°/s) relevant und nac hweisbar sind.

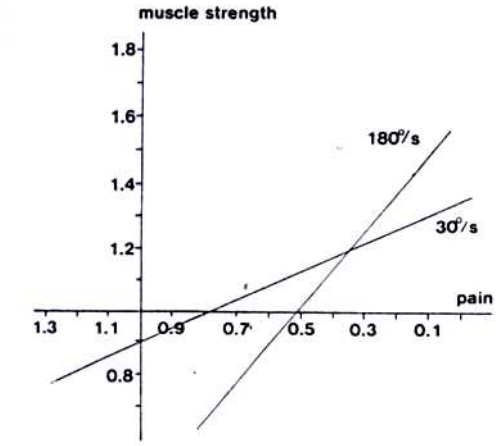

Abb. 40: Zusammenhang zwischen Drehmoment und analoger Schmerzskala, Lysholm, J, (1987)

1.21.2 Arbeit und Leistung

Die durchschnittlich während eines Kontraktionszyklus geleistete Arbeit bei Extension und bei Flexion wurde von uns ebenfalls aufgezeichnet und ausgewertet.

Hierbei fiel auf, dass die Patienten ohne denervierte Patella durchgängig die schlechtesten Werte erzielten, nur bei der Extension bei 90°/s Winkelgeschwindigkeit waren denervierte und nicht denervierte Patella mit 41,8 Joule durchschnittlich geleisteter Arbeit gleich, ansonsten wurden bei Flexion zwischen 8% und sogar 30% schlechtere Werte erzielt, bei Extension zwischen den oben erwähnten 0%, also gleicher Wert bis immerhin 14% Differenz. Auch hier erzielten die Kontrollpatienten der gesunden Gruppe, wie erwartet, deutlich höhere Werte.

Bezüglich der Leistung zeigte sich grundsätzlich ein ähnliches Bild, die denervierten Kniegelenke erzielten ebenfalls über den gesamten aufgezeichneten Bereich deutlich bessere Werte. Auffällig war eine Annäherung der erzielten Leistung bei Extension wie auch bei Flexion bei 90°/s Winkelgeschwindigkeit, sonst jedoch differierten die Werte beträchtlich. Wie

erwartet waren auch hier die gesunden Kontrollpatienten den operierten Patienten deutlich überlegen, teilweise hatten sie bis zu 47% bessere Werte.

1.21.3 Gelenkstellung bei Entfaltung des maximalen Drehmoments

Es war unsere Annahme, dass ein früher auftretendes maximales Drehmoment ein Indiz für eine bessere Muskelleistung ist. Je eher das maximale Drehmoment erreicht wird, desto besser ist die Muskelleistung. Diese These wird durch die Studien von Watkins und Harris gestützt, wonach Athleten ein deutlich früher einfallendes Drehmomentmaximum aufweisen als eine Kontrollgruppe mit Normalprobanden [Watkins, 1983]. Sie stellten fest, dass ein in einer jeweiligen Bewegungsrichtung früh einfallendes maximales Drehmoment ein Hinweis auf guten Trainings- und Muskelzustand ist. Auch die Feststellungen von Charteris bestätigen diese Hypothese, dass Männer ihr maximales Drehmoment im jeweiligen Bewegungszyklus deutlich früher leisten als Frauen [Charteris, 1982]. Auch konnte in einer Studie mit Frauen ohne Kniegelenkspathologien gezeigt werden, dass eine Schwäche der Flexorenmuskulatur dazu führt, dass die Maximalkraft erst zu einem späteren Zeitpunkt in einem Bewegungszyklus auftritt [Kannus, 1993].

Es gibt unseres Wissens nach bisher eine prospektive Studie, die sich mit der Veränderung der muskulären Leistungsfähigkeit und somit der Veränderung des maximalen Drehmoments nach Implantation einer Knietotalendoprothese über einen Zeitraum von mehr als 2 Jahren beschäftigt hat. In dieser Studie wurde festgestellt, dass bei einer prospektiven Nachuntersuchung das maximale Drehmoment im Rahmen der Nachuntersuchungen von Untersuchung zu Untersuchung früher auftrat [Dieterich, 2002].

Bei unseren Untersuchungen war demnach anzunehmen, dass die Kontrollgruppe ein früher auftretendes maximales Drehmoment hat. In unseren Ergebnissen hat sich das aber nur zum Teil bestätigt. Bei hohen Geschwindigkeiten (120°/s und 180°/s) wurde das maximale Drehmoment etwas früher erreicht, teilweise bis zu 5,1° eher als bei den operierten Kniegelenken. Bei den niedrigeren Geschwindigkeiten hielt es sich die Waage und es konnte kein statistisch signifikantes früheres Erreichen des maximalen

Drehmomentes nachgewiesen werden. Insgesamt erreichten bei 60% der Untersuchungen die Kontrollgruppe das Drehmomentmaximum früher. Zwischen den denervierten und nicht denervierten Kniegelenken zeigte sich kein Unterschied und es konnte kein eindeutiger Vorteil für eine der beiden Methoden heruasgefunden werden. Auch die in der Studie von Kannus festgestellte Tatsache, dass bei steigender Testgeschwindigkeit die Maximalkraft verzögert aufgebracht wird [Kannus, 1993], hat sich bei unseren Ergebnissen nicht bestätigt. Nur sehr geringfügig frühere Drehmomentmaxima wurden erreicht, statistisch nicht signifikant. Viele andere Studien haben Kannus bestätigt, dass mit ansteigender Winkelgeschwindigkeit eigentlich das Kraftmaximum später erreicht werden müsste [Yoon, 1991, Froese, 1985]. Scudder wiederum hat in seiner Studie die Ergebnisse von Kannus nicht bestätigen können, er sah keine signifikante Veränderung oder Verlagerung im Zusammenhang zwischen steigender Winkelgeschwindigkeit und relevant später auftretendem Kraftmaximum. Unsere Ergebnisse decken sich mit den seinen [Scudder, 1980].

1.22 Radiologie

Zwischen der klinischen Bedeutung des Femoropatellargelenkes und seiner röntgenologischen Erfassung besteht eine erstaunliche Diskrepanz. Üblicherweise werden Standardröntgenaufnahmen nur im sagittalen und frontalen Strahlengang erstellt. Diese reichen jedoch nicht aus, um das klinisch wichtige Femoropatellargelenk genau beurteilen zu können. Dazu ist eine tangentiale oder axiale Projektion nötig, welche bereits von Knutson mitte des 20. Jahrhunderts gefordert wurde [Knutson, 1941].

Denn, was das Femoropatellargelenk betrifft, so ist die Aussagekraft des Röntgenbildes im antero-posterioren oder sagittalen Strahlengang sehr begrenzt. Bei normaler Position der Kniescheibe wird sie in dieser Ebene nur als schwacher Schatten auf die Femurkondylen projeziert. Das Röntgenbild im sagittalen Strahlengang zeigt ohne Zweifel eine ausgeprägte hoch- oder tiefsitzende oder eine zur Seite versetzte Kniescheibe. Genaue Angaben zur Patellaform und –lokalisation sowie zur Beurteilung des Gleitlagers sind nur

schwer möglich. Im seitlichen Strahlengang lassen sich manche Fakten besser und genauer Beurteilen, jedoch muss die zweidimensionale Reduzierung der komplex gestalteten polygonalen Struktur der Patella beachtet werden, und deshalb ist hier die Beurteilung des Gleitweges durch Überlagerung nicht genau möglich. Überlastungen im Femoropatellargelenk sind aber durch Trabekelstruktur und Spongiosadichte, osteophytäre oder traktionsbedingte Kantenappositionen und durch vermehrte subchondrale Sklerosierung sowie durch eine Verschmälerung des sichtbaren Gelenkspaltes richtig klinisch einzuordnen. Aus diesem Grund ist die wichtigste Projektion des Femoropatellargelenkes zweifelsfrei die axiale oder tangentiale Aufnahme. Macnab spricht auch vom *skylinie view* [Macnab, 1952]. Man muss allerdings beachten, bei welchem Flexionsgrad die eine axiale Aufnahme am sinnvollsten und aussagekräftigsten ist, da in Abhängigkeit von der Flexion jeweils andere Bereiche des Gelenkes miteinander artikulieren. Die Tangentialaufnahme zeigt die Kniescheibe und ihr femorales Gleitlager in einer horizontalen Schnittebene. Eine Dezentrierung oder Dystopie der Patella ist leicht zu erkennen, daneben belastungsabhängige Spongiosastrukturen oder Trabekelmuster. Die Kniescheibe erscheint in dieser Projektion annäherungsweise dreieckig. In keiner anderen Ebene stellen sich Verschleisserscheinungen und Hinweise auf klinisch relevante Pathologien so gut und nachvollziehbar dar [Hepp, 1983].

Im Hinblick auf die Lateralisierungstendenz der Patella, welche beim endoprothetischen Kniegelenkersatz ein häufig beschriebenes Problem darstellt [Blauth, 1991], ist im hier beobachteten Patientengut und in den uns zur Verfügung stehenden Aufnahmen eine leichte prozentuale Varianz der Lage der Patella gegeben. Hassenpflug fand in einer Untersuchung von 446 Gelenken bei 49% eine zentrierte Patellalage, unsere Patienten wiesen in 53,75% der Fälle eine zentrierte Patella auf. Diesbezüglich liegen unsere Ergebnisse im bisher bei allen Studien gefundenen Rahmen [Hassenpflug, 1989]. Die von Hassenpflug festgestellte leichte Lateralisation war mit 37% angegeben, unsere Patienten hatten in 43,75% eine geringe Lateralisationstendenz. Der Unterschied kommt dann in der Betrachtung der subluxierten Kniescheiben. Hassenpflug stellte in dem von ihm untersuchten Patientenkollektiv in 13% eine

subluxierte und in 1% der Fälle eine luxierte Kniescheibe fest. Unsere Untersuchungen zeigten lediglich in 2,5% der Röntgenbilder (=2 Fälle) eine subluxierte Patella.

Bezüglich der im Röntgenbild sichtbaren Kriterien Osteolyse und Sklerose ist anzumerken, dass die Gefässversorgung der Patella hier einen nicht unwesentlichen Part dazu beiträgt und zwar in dem Sinne, dass gestörte oder gar fehlende arterielle Blutzufuhr zu verstärkter Sklerose und Osteolysen führen kann [Hassenpflug, 1989].

Durch die operativen Zugangswege zum Kniegelenk kann die Blutzufuhr zur Patella stark beeinträchtigt werden. Bei den medio-parapatellaren Schnitten ist die Durchtrennung der medialen Zuflüsse zum Rete patellae aus der A. genus superior und A. genus inferior durchaus möglich. Diese Gefahr wird verstärkt, wenn gleichzeitig noch ein laterales oder mediales Release durchgeführt wird.

Hassenpflug stellte jedoch fest, dass für die Blutversorgung der Kniescheibe postoperativ weniger die isolierte Schädigung der einzelnen Zuflußäste zum peripatellaren Gefässring verantwortlich ist, sondern vielmehr die Summe der noch verbleibenden Restdurchblutung entscheidend ist. Ogata hat verschiedene Untersuchungen durchgeführt, wobei mediale und laterale Schnitte und Inzisionen im Bereich der Patella vorgenommen wurden (z.B. laterales oder mediales Release, Hoffaresektionen) und mit funktionellen Verfahren der postoperative Blutfluss gemessen wurde. In der Beschreibung der durchgeführten Schnitte und Inzisionen war eine grosse Ähnlichkeit zur Durchführung einer Patelladenervation festzustellen, wo ebenfalls mit einem Skalpell oder Elektrokauter zirkulär die Kniescheibe umfahren wird. Ogata stellte fest, dass bei Kombination zweier unterschiedlicher Schnitte (z.B. mediale Arthrotomie und laterales Release) die Blutversorgung der Patella auf die Hälfte reduziert wird. Bei Intensivierung der Inzisionen war teilweise sogar eine Reduzierung auf bis zu 17% des Ausgangswertes zu beobachten [Ogata, 1987].

Die in unseren Untersuchungen festgestellten Sklerosen im Bereich der Patella waren mit 92,5% bei den denervierten und mit 88,5% bei den nicht denervierten Kniescheiben sehr häufig. Ob dies nun eine physiologische Reaktion des

Körpers auf die Operation und dabei durchgeführte chirurgische Massnahmen oder auf reduzierte Blutversorgung zurückzuführen ist, ist nicht endgültig zu beurteilen. Wir denken, dass sicherlich eine Kombination aus beiden Faktoren richtig ist und als Ursache für den hohen Anteil an sklerotischen Veränderungen verantwortlich ist.

Im Bezug auf die unserer Arbeit zugrundeliegende Fragestellung ist jedoch anzumerken, dass über den Zusammenhang mit der Lage der Patella und postoperativ auftretenden Beschwerden im patellofemoralen Bereich sehr unterschiedliche Ergebnisse publiziert wurden. Einige Autoren beschreiben, dass eine lateralisierte Patella eine höhere Inzidenz von Patellaschmerzen nach sich zieht [Fern, 1992] und auch eine höhere Rate an Komponentenversagen bei erbrachtem retropatellarem Ersatz zu verzeichnen sei (Rosenberg, 1988]. Andere Autoren wiederum verneinen einen statistischen Zusammenhang zwischen Patellalage und retropatellaren Beschwerden [Blauth, 1991].
Ähnliches gilt auch für unsere Untersuchungen bezüglich des Patellastandes postoperativ. Unser Patientengut hatte die üblichen nach Knieprothesenimplantationen festgestellten Varianten an Patellahöhen. Smith zeigte, dass Patellahöhe nicht mit Patellaschmerz und Patellalauf korrelierte [Smith, 1989].

1.23 Score

Der Bewegungsapparat erscheint für den Einsatz eines Scores geradezu prädestiniert. Dennoch gewinnt die Einschätzung und Beurteilung des Outcome mit Hilfe eines Scores oder Punktebewertungssystems erst seit neuester Zeit in der Orthopädie an Bedeutung, wenn man es mit anderen Fachdisziplinen vergleicht [Keller, 1993]. Und dennoch gibt es mittlerweile eine nicht mehr zu überschauende Anzahl an Scoring-Systemen vor allem im Hinblick auf die Gelenkchirurgie, so dass eine Vergleich im Rahmen eines Punktebewertungssystems zwischen verschiedenen Knieprothesenmodellen oder unterschiedlicher Operationsmethoden schon aufgrund dieser Vielfalt sehr schwierig ist [Drake, 1994].

Der von uns verwendete Score wurde von Ranawat und Shine im Hospital for Special Surgery entwickelt und wird in unveränderter Form seit über 25 Jahren eingesetzt [Insall, 1989]. Es gab und gibt verschiedenste Einsatzmöglichkeiten. Zuvorderst steht die Evaluation verschiedener Knieprothesenmodelle, aber auch die operativen Zugangswege am Kniegelenk [Garvin, 1995] oder andere Einflussgrössenbestimmungen wie z.B. Adipositas [Griffin, 1998] oder die Zementierung einer Endoprothese [Fehring, 1998] wurde mit Hilfe dieses Scores beurteilt. Herzog schätzte mit Hilfe des Scores das Outcome nach Revisionsoperationen ein, welche durch das Auftreten von Komplikationen nach Primärimplantation einer Prothese notwendig wurden [Herzog, 1991].

Im Jahre 1989 wurde durch die Knee Society ein neues Evaluationssystem eingeführt, welches zwischen Kniescore und Funktionsscore unterscheidet. Es bietet gewisse Vorteile wobei gleichzeitig einige Schwächen des Scores von Ranawat und Shine aufgezeigt wurden.

Beim Score nach Ranawat und Shine in der alten Version führte eine Verschlechterung des Allgemeinzustandes auch zu einer Verschlechterung des Scoreergebnisses, demzufolge auch das zu Beurteilende einer schlechteren Einschätzung unterlag. Patienten mit einer chronisch entzündlichen Erkrankung des Bewegungsapparates sind hierfür ein gutes Beispiel, da das Fortschreiten der (Grund-)Erkrankung zu einer Verschlechterung des Allgemeinzustandes führt. Man hat aufgezeigt, dass gerade diese Patienten im Funktionsscore von z. B. einer Prothesenimplantation nicht derart profitieren, wie sie es beim Kniescore getan hätten. Das tadellos funktionierende künstliche Kniegelenk wurde im Rahmen des Funktionsscores durch andere, von der fortschreitenden Krankheit ebenfalls betroffene Gelenke limitiert und ist somit auf einem niedrigen Niveau verharrt [König, 1997]. Der 1989 modifizierte Score beugt diesen Fällen durch eine separate Punktevergabe für den Kniescore und den Funktionsscore vor. Man kann dadurch differenzieren, ob sich das zu untersuchende Gelenk oder der Gesamtzustand des zu untersuchenden Patienten verschlechtert hat (Dieterich, 2002).

Dennoch führten diese Erkenntnisse nicht zu einem gänzlichen Verschwinden des HSS-Scoring-Systems. Auch in den neunziger Jahren wurde er im Rahmen

vieler Studien als Bewertungshilfe herangezogen. Man muss aber die isolierte Anwendung unseres Scores wegen der Existenz des „neuen“ Scores sehr kritisch sehen. Es ist, wie bei uns geschehen, nur akzeptabel, wenn dieser Score zu einem Gesamtbild beiträgt, welches durch verschiedene Beurteilungsverfahren zusammengefügt und ergänzt und auch bei der Anwendung des Scores dieser sehr eng auf das zu untersuchende Gelenk bezogen wird. Wenn dieses beachtet wird ist unserer Einschätzung nach der Score von Ranawat und Shine trotz der angeführten Kritik und der möglichen Alternativen ein valides Punktebewertungssystem, das sich bei unserer Anwendung durch eine hohe Korrelation zu unseren objektiven Messmethoden (Isokinetik) und zu der subjektiven Einschätzung des Operationserfolges durch den Patienten auszeichnet [Choa, 1994].

Die Untersuchungen und Vergleiche der Patienten mit und ohne Denervation der Patella erbrachten nahezu identische Ergebnisse. Der Mittelwert des absoluten Scoreergebnisses lag bei den Patienten mit Denervation bei 77,9±11,1 Punkten bei den ohne denervierte Patella bei 77,8±11,0 Punkten. Pellengahr stellte bei einer Evaluation von Genesis-Prothesen 4 Jahre postoperativ mit dem gleichen Scoring-System ähnliche Ergebnisse fest [Pellengahr, 1999]. Eine Untersuchung von Li 1999 mit Patienten durchschnittlich 10 Jahre nach Implantation einer Insall-Burstein-II-Prothese unter Anwendung des HSS-Scores ergab mit 79 Punkten ebenfalls nahezu identische Werte [Li, 1999].

Die Kontrollgruppe hatte ein Ergebnis, welches sich ausschliesslich zwischen sehr gut und befriedigend befand. 42% der Untersuchten erzielten sogar ein sehr gutes Ergebnis, 45% ein gutes und nur 1 (=2,5%) ein schlechtes Ergebnis. Bei den Kniegesunden lag der Mittelwert statistisch signifikant höher als bei den Patienten beider Gruppen mit Knietotalendoprothesen ($p = 0,017$). Auffällig dabei war sicherlich der höhere Anteil an befriedigenden und schlechten Ergebnissen bei den Endoprothesenträgern gegenüber den Probanden ohne Kniegelenksbeschwerden.

Interessant diesbezüglich ist die Tatsache, dass ein grosser Unterschied der Gruppen im Hinblick auf die Kategorien „Sehr Gut“, „Gut“, „Befriedigend“ und „Schlecht“ besteht, der auch statistisch signifikant ist. Wenn man aber die Absolutwerte an erreichten Punkten in der Scoreerhebung betrachtet, ist der Unterschied doch recht gering.

Jedoch ist auch zu erwähnen, dass bei vereinzelten Untersuchungen auch deutlich bessere Ergebnisse im Rahmen einer Scoreevaluation gefunden wurden. So stufte Choa in einer Studie über die Miller-Galante I/II-Prothese über 93% der untersuchten Patienten in die Kategorien „gut“ oder „exzellent“ ein. Weiter lag dabei die mittlere Scorepunktzahl mit 85,4 Punkten im HSS-Score um 7,6 bzw. 7,5 Scorepunkten deutlich höher als bei unserem Patientenkollektiv. Bei genauerer Betrachtung fällt sogar auf, dass die hier erwähnten Ergebnisse der nachuntersuchten Prothesenträger höher als unsere gemessenen Ergebnisse bei den kniegesunden Probanden sind. Unsere nachuntersuchten Prothesenträger erzielten aber ein insgesamt nur um ca. 6 Punkte schlechteres Ergebnis als die hier gemessene Gruppe von Choa.

Es ist zu betonen, dass voreilige Schlüsse etwa hinsichtlich der Tatsache, dass für ein und denselben untersuchten Prothesentyp tatsächlich sehr unterschiedliche Ergebnisse gefunden wurden, nicht zulässig sind. Es wurde mehrfach betont, dass bei Scores dieser Art ein identischer und absolut fehlerfreier Vergleich praktisch nicht möglich ist [Fuchs, 1999]. Er stellte dar, dass für viele Scores, und auch für den von uns verwendeten HSS-Score, ein gewisser Interpretationsspielraum besteht, der von den jeweiligen Untersuchern auch divers genutzt wird. Sie zeigten in ihrer Untersuchung, dass bei der Evaluation von Gonarthrosen mittels verschiedener Scoringsysteme durch verschiedene Untersucher jeweils unterschiedliche Ergebnisse festgestellt wurden. Sie stellten heraus, dass das Ergebnis nicht unwesentlich von der Strenge des Untersuchers beeinflusst wird.

Ewald schloss 1989, dass aufgrund der Tatsache, dass kein Punktebewertungssystem ideal ist, durch diese Bewertungssysteme ein relativer Vergleich aber kein absoluter Vergleich möglich ist [Ewald, 1989].

Für unser Patientenkollektiv auch von grossem Interesse ist die Tatsache, dass die dem endoprothetischen Gelenkersatz zugrundeliegende Ursache einen wesentlichen Einfluss auf die postoperative Situation hat [Bugbee, 1998]. So wurde in mehreren Untersuchungen nachgewiesen, dass zum Beispiel Patienten mit einer Erkrankung des rheumatischen Formenkreises als Ursache für notwendigen Gelenkersatz signifikant schlechtere Ergebnisse in Scores hatten wie Patienten, die von einer simplen Gonarthrose betroffen waren [Scott, 1988]. Auch Brinker konstatierte sowohl präoperativ wie auch postoperativ deutlich schlechtere Scoreergebnisse bei Patienten, die beispielsweise an einer chronischen Polyarthritis litten als Patienten mit einer einfachen degenerativen Knieerkrankung [Brinker, 1990].

In unserem Patientengut mit endoprothetischem Gelenksersatz waren 25% mit einer Grunderkrankung aus dem rheumatischen Formenkreis, speziell mit einer cP. Es ist also anzunehmen, dass der relativ hohe Anteil von Patienten mit einer chronisch entzündlichen Erkrankung des Bewegungsapparates für das leicht schlechtere Scoreergebnis mit verantwortlich ist.

Zusammenfassung

Die Implantation von Knietotalendoprothesen ist heutzutage ein Routineeingriff, Eine möglichst grosse und vor allem langanhaltende Verbesserung der Lebensqualität wird durch dieses Verfahren erreicht. Jedoch hat dieses Operationsverfahren wie jedes andere Verfahren in der operativen Medizin auch eine gewisse Anzahl von Komplikationsmöglichkeiten und das Risiko postoperativer Beschwerden. Eines dieser Risiken nach Implantation einer Knietotalendoprothese stellt das patellofemorale Schmerzsyndrom dar, welches in der Literatur mit 10-30 % der Fälle angegeben wird [Fengler, 2000]. Ein mögliches Verfahren zur Prävention aber auch zur Behandlung eines bereits aufgetretenen patellofemoralen Schmerzsyndromes ist die zirkuläre Denervation der Kniescheibe. Dieses Verfahren wurde eben zum Zweck der Prophylaxe eines patellofemoralen Schmerzsyndromes an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen im Rahmen der Implantation einer Knietotalendoprothese routinemässig durchgeführt. Ziel unserer klinischen Studie war es zu untersuchen, welche Möglichkeiten der Beeinflussung mit diesem Verfahren beim patellofemoralen Schmerzsyndrom bestehen und welchen Einfluss es mittelfristig bei Implantation von Knietotalendoprothesen hat.

Zur Klärung dieser Frage haben wir 80 Patienten durchschnittlich 2,2 Jahre nach KTP-Implantation untersucht und mit einer kniegesunden Kontrollgruppe verglichen. Hierbei wurden die Patienten zur Erhebung des HSS-Scores klinisch und mit Hilfe eines isokinetischen Dynamometers (Cybex) untersucht. Bei 40 Patienten wurde die Patella im Rahmen der Primärimplantation zirkulär denerviert und bei 40 Patienten fand keine Denervation statt.

Es zeigte sich zwischen den Gruppen mit und ohne Denervierung beim HSS-Score kein Unterschied (MW 77,9 ± 11,1 Punkte bzw. 77,8 ± 11,0 Punkte). Die Kontrollgruppe erreichte mit 82,5 ± 7,26 Punkten ein besseres Ergebnis (p= 0,615). Bei niedriger Winkelgeschwindigkeit (60°/s) erzeugten die Patienten mit Denervation durchschnittlich sowohl bei Extension (60,2 ± 32,2 Nm gegenüber 55,8 ± 25,2 Nm) als auch bei Flexion im Kniegelenk (52,4 ± 28,3 Nm gegenüber 46,1 ± 22,3 Nm) leicht höhere Drehmomentwerte als die Patienten ohne

Denervation. Bei hoher Winkelgeschwindigkeit (180°/s) waren die gemessenen Drehmomentwerte der beiden Gruppen nahezu identisch (Extension 32,4 Nm ± 22,2 Nm gegenüber 31,5 Nm ± 17,1 Nm, Flexion 28,7 Nm ± 16,8 Nm gegenüber 28,7 Nm ± 18,9 Nm). Die Kontrollgruppe erzielte erwartungsgemäss bei allen gemessenen Winkelgeschwindigkeiten die höchsten Kraftwerte (60°/s Extension 79,6 Nm ± 42,5 Nm, Flexion 67,4 Nm ± 29,5 Nm, 180°/s Extension 43,8 Nm ±28,0 Nm, Flexion 38,3 Nm ± 23,1 Nm, statistisch signifikant). Die Werte unserer Messungen ergaben insgesamt die erwartete hyperbolische Kurve.

Gleichzeitig wurde die bei der Extension und Flexion des Kniegelenkes durchschnittlich erzielte Arbeit und Leistung gemessen und aufgezeichnet. Die Kontrollgruppe erzielte auch hierbei bei allen durchgeführten Messungen das beste Ergebnis. Die Patienten mit denervierter Patella hatten vor allem bei mittleren Geschwindigkeiten (120°/s) doch deutlich bessere Ergebnisse als die nicht Denervierten.

Da eine Denervation der Patella im Rahmen einer Operation aber auch eventuell physiologisch wichtige Strukturen, zum Beispiel zu- und abführende Blutgefässe, beeinträchtigen könnte wurden Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes mit implantierter Knietotalendoprothese direkt postoperativ und 6 Monate nach OP miteinander verglichen. Erfreulicherweise konnte keine Patellanekrose beobachtet werden. Die Befunde bezüglich der Patellalage und Patellastand waren in unserem Patientenkollektiv gleich wie in der hierzu gefundenen Literatur. Diskrete Osteolysen wurden in 5 (mit Denervation) bzw. 6 (ohne Denervation) von jeweils 40 Fällen gefunden (12,5% bzw. 15%, p=0,709).

Mit dem Operationsergebnis zufrieden zeigten sich durchschnittlich 2,2 Jahre post implantationem bei den Patienten mit Denervation 32 und ohne Denervation 34 von jeweils 40 Patienten (80% bzw. 85%, p= 0,769).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Denervierung der Patella keinen Einfluss auf das zu leistende Drehmoment des operierten Beines hat, weder in Extension noch in Flexion und auch bezüglich der geleisteten Arbeit und der

erbrachten Leistung kein Unterschied zu Patienten besteht, welche keiner Deenervation unterzogen wurden.

Die Denervation der Kniescheibe scheint keinen Einfluss auf das radiologische Ergebnis der Patella nach Implantation einer KTP zu haben.

Jedoch scheint die Denervation positiven Einfluss auf die Reduzierung von postoperativen Beschwerden im Sinne eines Patellofemoralen Schmerzsyndromes zu haben und auch das subjektive Zufriedenheitsgefühl der Patienten ist mit denervierter Patella als höher einzuschätzen.

Aus diesem Grund empfehlen wir die routinemässige Durchführung einer Patelladenervation im Rahmen der Implantation von Knietotalendoprothesen.

Abkürzungsverzeichnis

A/Aa	Arteria/ Arteriae
a	Beschleunigung
Abb.	Abbildung
BMI	Body mass index
BWF	Body weight force
bzw.	beziehungsweise
ca.	Circa
cm	Zentimeter
cP	chronische Polyarthritis
d.h.	das heißt
d-k	denerviert – Kontrollgruppe
d-n	denerviert – nicht denerviert
F	Kraft
FPG	Femoro-Patellar-Gelenk
FPS	Femoropatellares Schmerzsyndrom
FTG	Femoro-Tibial-Gelenk
HSS	Hospital for Special Surgery
g	Erdanziehungskraft
J	Joule
kg	Kilogramm
KTP/KTEP	Knietotalendoprothese
m	Meter
m	Masse
M/Mm	Musculus/ Musculi

max.	Maximal
MG	Miller – Galante
mm	Millimeter
N	Newton
n	Anzahl
n-k	nicht denerviert - Kontrollgruppe
N/Nn	Nervus/ Nervi
Nm	Newtonmeter
S	Sekunde
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
V	Verkürzungsgeschwindigkeit
v.a.	vor allem
vgl.	vergleiche
40 den	40 Patienten mit denervierter Patella
40 kontroll	40 Patienten aus der Kontrollgruppe
40 nicht den	40 Patienten ohne denervierte Patella
W	Watt
z.B.	zum Beispiel

Literaturverzeichnis

Bandi, W, (1977)
Die retropatellären Gelenkschäden
Aktuelle Probleme der Chirurgie und Orthopädie, Band 4

Baudet, B, Durroux, R, Gay, R, Mansat, M, Martinez, C, Rajon, J, (1982)
Etude de l´innervation rotulienne. Consequences chirurgicales.
Rev Chir Orthop 68, 104-106

Bennett, J, Stauber, W, (1986)
Evaluation and treatment of anterior knee pain using excentric exercise
Med Sci Sports Exerc 18, 526-530

Berman, A, Bosacco, S, Israelite, C (1991)
Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing
Clin Orthop 271, 106-113

Biedert, RM, (2001)
Eine neue perspektive zum patellofemoralen Schmerz.
Woher kommt der Schmerz?
Vortrag Internationales Symposium MH Hannover, 31.03.-01.04.2001

Blauth, W, Bontemps, G, Skripitz, W, (1977)
Zum gegenwärtigen Stand künstlicher Kniegelenke vom Typ des Scharniergelenks
Arch Orthop Unfallchchir 88, 259-272

Blauth, W, Hassenpflug, J, (1991)
Scharnierendoprothese des Kniegelenks
Orthopäde, 20, 86-94

Blazina, ME, Fox, JM, Del Pizzo, W, Broukhim, B, Ivey, FM, (1979)
Patellofemoral replacement
Clin Orthop 144, 98-102

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

Boyd, A, Ewald, F, Thomas, W, Poss, R, Sledge, C, (1993)
Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella
J Bone joint Surgery (Am), 75, 674-681

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

Buechel, FF, Pappas, M, Makris, G, (1991)
Evaluation of contact stress in metal-backed patellar replacements – a predictor of survivorship
Clin Ortop 273, 190-197

Bugbee, W, Ammeen, D, Parks, N, Engh, G (1998)
4- to 10-yaer results with the anatomic modular total knee
Clin Orthop 348, 158-165

Buma, P, (1994)
Innervation of the patella. An immunhostochemical study in mice
Acta Ortop Scand 65 (1), 80-86

Charnley, J (1960)
Anchorage to the femoral head prosthesis to the shaft of the femur
J. Bone Jt. Surgery, 42, 28-30

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

Choa, A, Low, C, Tan, S, (1994)
Early results of condylar knee arthroplasty
Ann Acad Mes Singapore 23, 377-381

Dellon, A, Mont, M, Krackow, K, Hungerford, D, (1995)
Partial denervation for persistant neuroma pain after tko
Clin Orthop 316, 145-150

Dellon, A, Mont, M, Mullick, T, Hungerford, D, (1996)
Partial denervation for persistent neuroma pain around the knee
Clin Orthop 329, 216-222

Dern, R, Levene, J, Blair, H, (1947)
Forces exerted at different velocities in human arm movements
Am J Physiol 151, 415-437

Dick, W, Henche, HR, Morscher, E, (1980)
Die Rolle der medialen Hypopression für die Chondropathieentstehung und Langzeitergebnisse der Roux-Operation
Orthop Praxis 16, 592-595

Dieterich, F, (2002)
Veränderungen der muskulären Leistungsfähigkeit nach Implantation einer Knieendoprothese
Med. Dissertation, Universität Tübingen

Drake, B, Callahan, C, Dittus, R, Wright, J, (1994)
Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes
J Arthroplasty 9, 409-417

Dreyer, J et al. (1984)
Längerfristige Erfahrungen mit Schlittenprothesen „St. Georg“
Z. Orthop., 122, 72-77

Drüner, L, (1927)
Über die Beteiligung des N. obturatorius an der Innervation des Kniegelenkes
Z Anat U Entwick 82, 388

Dye, SF, (1996)
The Knee as a Biologic Transmission with an Envelope of Function.
A Theory
Clin. Orthop 325, 10-18

Dye, SF, Vaupel, GL, Dye, CC, (1998)
Conscious neurosensory mapping of the internal structures of the knee without intraarticular anesthesia
Am J Sports Med, 26, 773-777

Edelman, K, (1988)
Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibers
J Physiol 404, 301-321

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

Engelbrecht, E, (1971)
Die Schlittenprothese, eine Teilprothese bei Zerstörungen im Kniegelenk
Chirurg, 52, 510-514

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

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

Fengler, H, (2000)
Patellaersatz – Ja oder Nein?
Praxis der Knieendoprothetik (Hrsg. Eulert/Hassenpflug)
Springer

Fenn, W, Marsh, B, (1935)
Muscular force at different speed of shortening
J Physiol 85, 277-297

Fern, E, Winson, I, Getty, C, (1992)
Anterior knee pain in rheumatoid patients after total knee replacement. Possible selection criteria for patallar resurfacing
J Bone Joint Surg (Br), 74, 745-748

Ficat, R, Hungerford, D, (1977)
Disorders of the patello-femoral joint
Masson, Paris, New York, Barcelona

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

Froese, E, Houston, M, (1985)
Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis
J Appl Physiol 59, 309-314

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

Gardner, E, (1948)
The innervation of the knee joint
Anat Rec 1948, 101-109

Garvin, K, Scuderi, G, Insall, J, (1995)
Evolution of the quadriceps snip
Clin Orthop 321, 131-137

Gekeler, J, Kolbe, J, (1992)
Indikation zur Implantation der Blauthprothese oder Kondylärer Prothesen in:
Die Blauth-Knieendoprothese, Hrsg. Hassenpflug, J, S. 75-81
Hans Huber, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle

Giles, B, Henke, P, Edmonds, J, McNeil, D, (1990)
Reproducibility of isokinetic muscle strength measuerements in normal and arthritic individuals
Scand J Rehabil Med 22, 93-99

Goodfellow, J, Hungerford, DS, Zindel, M, (1976)
Patello-femoral joint mechanics and pathology
1. Functional anatomy of the patello-femoral joint
J Bone Joint Surgery (Br), 58, 287-290

Goslin, B, Charteris, J, (1979)
Isokinetic dynamometrie: normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases
Scand J Rehabil Med 11, 105-109

Grant, J, Basmajan, J, (1965)
Grant´s method of anatomy
Williams & Wilkins, Baltimore

Griffin, F, Scuderi, G, Insall, J, Colizza, W, (1998)
Total knee arthroplasty in patients who were obese with 10 years follow up
Clin Orthop 356, 28-33

Gülch, R, (1994)
Force-velocity relations in human skeletal muscle
Int J Sports Med 15 (1994), 2-10

Gunston, F, MacKenie, R, (1976)
Complications of polycentric knee arthroplasty
Clin. Orthop. 120, 11-17

Handel, M, Dickhuth, H, Mayer, F, Gülch, R, (1996)
Pre-requesites and limitations to isokinetic measurements in humans. Investigations on a servomotor-controlled dynamometer
Eur J Appl Physiol, 73, 225-230

Hanslik, L (1973)
First experience on knee joint replacement using the Young hinged prosthesis combined with a modification on the McKeever patellaprosthesis
Clin Orthop 94, 115-121

Hassenpflug, J, Holland, C, Heupel, R, Koebke, J, (1984)
Patellaveränderungen bei Langzeitbeobachtungen der Kniegelenksendoprothese nach Blauth
Z Orthop 122, 185-197

Hassenpflug, J, (1989)
Das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz
Springer, Berlin

Hehne, H, (1983)
Das Patellofemoralgelenk
Enke, Stuttgart

Hepp, W, (1983)
Radiologie des Femoropatellargelenkes
Enke Verlag, Stuttgart

Herzog, R, Morscher, E, (1991)
Fehlschläge in der Knieendoprothetik
Orthopäde 20, 221-226

Hettinger, T, (1983)
Isometrisches Muskeltraining
Thieme, Stuttgart, New York

Hill, A (1922)
The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed
J Physiol 56, 19-41

Hill, A, (1938)
The heat of shortening and the dynamic constants of a muscle
Proc R Soc B 126, 136-195

Hilton, J, (1891)
Rest and pain. A course of lectures, ed. 2
P. W. Garfield, Cincinnati

Holmes, SW Jr., Clancy, W Jr., (1998)
clinical classification of patellofemoral pain and dysfunction
J Orthop Sports Phys Ther, Nov 28 (5), 299-306

Horner, G, Dellon, A, (1994)
Innervation of the human knee joint an implications for surgery
Clin Orthop 301, 221-226

Hubert, H, Hayes, W, (1984)
Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact
J Bone J Surgery 66-A, 715-724

Hungerford, D, Krackow, K, Kenna, R, (1982)
Total knee arthroplasty
Williams & Wilkins, Baltimore, London

Huxley, A, (1957)
Muscle structure and theories of contraction
Prog Biophys Biophys Chem 7, 255-318

Imhoff, A, Rodriquez, M, Brandenberg, J, (1988)
Langzeitresultate nach Maquet-Roux-Operationen beim Femoropatellären Schmerzsyndrom
Enke, Stuttgart

Insall, J, Tria, A, Aglietti, P, 1980
Resurfacing of the patella
J Bone Joint Surgery 62-A, 933-936

Insall J (1984)
Surgery of the knee
Churchill Livingstone, New York, Edinborough, London, Melbourne

Insall, J, Dorr, L, Scott, R, Scott, W, (1989)
Rationale of the knee society clinical rating system
Clin Orthop 248, 13-14

Ishida, O, Tsai, T, Atasoy, E, (1993)
Long-term result of denervation of the wrist joint for chronic wrist pain
J Hand Surg Br 18, 76-80

Kampen van, A, Huiskes, R, Blankevoort, L, Rens van, T, (1986)
The three-dimensional tracking pattern of the patella in the human knee joint
Proc Orthop Res Soc 32, 386

Kannus, P, Beynnon, B, (1993)
Peak tourque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee
Int J Sports Med 14, 422-426

Keblish, PA, Varma, A, Greenwald, A, (1994)
Patellar resurfacing or retention in tka. A prospective study of patients with bilateral replacements.
J Bone Joint Surgery (Br), 76, 930-937

Keller, R, Rudicel, S, Liang, M, (1993)
Outcomes research in orthopedics
J Bone Joint Surg 75-A, 1562-1574

Kienapfel, H, Griss, P, Orth, J, Roloff,K, Malzer,U, (1991)
Zwei- bis FünfJahresergebnisse mit der zementfrei einsetzbaren Kniegelenksprothese vom Typ Miller-Galante
Orthopäde, 20 189-196

Knapik, J, Ramos, M, (1980)
Isokinetic and isometric torque relationships in the human body
Arch Phys Med Rehabil 61, 64-67

Knutsson, F, (1941)
Über die Röntgenologie des Femoropatellargelenkes sowie eine gute Projektion
Für das Kniegelenk
Acta radiol. 22, 371-376

Köhler, G (1974)
Statik starrer Körper, 1-17
In: Dubbel: Taschenbuch für den Maschinenbau
Springer, Stuttgart

König, A, Janssen, E, Scheidler, M, Gohlke, F (1997)
The need for a dual rating system in tko
Clin Orthop 345, 161-167

Krämer, K, Maichl, F, (1993)
Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie
Thieme, Stuttgart

Kuster, M, Wood, GA, Sakurai, S, Blatter; G (1993)
Die Belastung des Femoropatellargelenkes beim abwärtsgehen – eine biomechanische Studie
Z Unfallchir Versicherungsmed 86, 178-183

Laskin, RS, Denham, RA, Apley, AG (1984)
Replacement of the knee
Springer, Stuttgart

Levitsky, K, Harris, W, McManus, J, Scott, R, (1993)
Total knee arthroplasty without patellar resurfacing.
Clinical outcomes and long.-term follow-up evaluation.
Clin. Orthop 268, 116-121

Li, P, Zamora, J, Bentley, G, (1999)
The result at ten years of the Insall-Burstein-II total knee replacement
J Bone Joint Surg 81-B, 647-653

Lipton, H, (1922)
The relation between the external work produced and the time occupied in a single muscular contraction in man
J Physiol 57, 68-75

Lorentzen, J, Petersen, M, Brot, C, Madsen, O, (1999)
Early changes in muscle strength after total knee arthroplasty
Acta Orthop Scand 70, 176-179

Lysholm, J, (1987)
The relation between pain and torque in an isokinetic strength test of knee extension
Arthroscopy 3(3), 182-184

Macnab, I, (1952)
Recurrent dislocation of the patella
J Bone Joint Surg 34-A, 957-967

Madsen, O, 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 an pain
Clin Rheumatol 14, 308-314

Madsen, O, Brot, C, (1996)
Assesment of extensor and flexor muscle strength in the individual gonarthrotic patient: interpretation of performance changes
Clin Rheumatol 15, 154-160

Marmor, L (1982)
Impingement of the patella in tko
Orthop Rev 11, 93-96

Mawdsley, R, Knapik, J, (1982)
Comparison of isokinetic measurements with test repetitions
Phys Ther 62, 169-172

Mayer, F, Horstmann, T, Küsswetter, W, Dickhuth, H, (1994)
Isokinetik – eine Standortbestimmung
Dtsch Z Sportmed 45, 272-287

Morscher, E, (1988)
Classification of cartilage damage
In:Müller, W, Surgery and arthroscopy of the knee
Springer, Berlin

Müller, W (1985)
Das femoropatellare Gelenk
Orthopäde, 14, 204-214

Müller, W, Wirz, D, (2001)
Anatomie, Biomechanik und Dynamik des Patellofemoralgelenkes
Vortrag Internationales Symposium MH Hannover, 31.03.-01.04.2001

Murray, M, Duthie, E, Gambert, S, Sepic, S, Mollinger, L, (1985)
Age-related differences in knee muscle strength in normal woman
J Gerontol 40, 275-280

Nieder, E (1991)
Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg und ENDO-Modell
Orthopäde 20, 170-180

Ogata, K, Shiveley, R, Shoenecker, P, Chang, S, (1987)
Effect of standard surgical procedures on the patellar bloodflow in monkeys
Clin Orthop 215, 254-259

Osternig, L, (1986)
Isokinetic dynamometrie: implications for muscle testing and rehabilitation
In: Kandolf,K,: Exercise and Sports Sciences Reviews 14, 45-80
Macmillan publishing Co, New York

Pellengahr, C, Jansson, V, Dürr, H, Refior,H, (1999)
Die Bedeutung der sagittalen Stabilität in der Knieendoprothetik eine Analyse bei 76 Fällen mit ungekoppeltem Gelenkflächenersatz
Z Orthop 137, 330-333

Perrine, J, (1968a)
Isokinetic exercise and mechanical energy potentials of muscle
J Health Phys Educ 39, 40-44

Perrine, J, (1968b)
Technical discussion of Cybex isokinetic exerciser/dynamometer system
Technicon Cybex Inc., Tarrytown, New York

Perrine, J, (1969)
Isokinetic potentials in spasticity treatment
Technicon, Cybex Inc., Tarrytown, New York

Perrine, J, (1971)
Considering the Cybex in space and time
Cybex, Div. of Lumex Inc., Bay Shore, New York

Plitz, W
Endoprothetik am Kniegelenk
Orthopäde 20, 164-169

Rand, J, (1994)
Current concepts review: the patellofemoral joint in tka
Clin. Orthop. 260, 110-117

Rohen, J, (1973)
Funktionelle Anatomie des Menschen
2. Auflage, Schattauer, Stuttgart, New York

Rosenberg, A, Andriacchi, T, Barden, R, Galante, J, (1998)
Patellar component failure in cementless tko
Clin Orthop 236, 106-114

Sapega, A, (1990)
Muscle performance evaluation in orthopedic practice
J Bone Joint Surg 72-A, 1562-1574

Scharff, P, Noack, W, (1987)
Die Bedeutung isokinetischer Kraftmessungen in Sport und Rehabilitation
Sportverl Sportschaden 3, 142-149

Schmidbleicher, D, (1987)
Motorische Beanspruchungsform Kraft – Definition und Trainierbarkeit
In: Ow, C, Hüni, G,: Muskuläre Rehabilitation, Perimed, Erlangen

Schönle, C, Kling, P, Bäumer, C, Carstensen, S, Kuß, A, Lephtin, H, (1995)
Software- und Systembedingte Fehler bei isokinetischen Kraftmessungen
Z Orthop 133, 84-91

Schürmann, H, (1957)
Schmerzlinderung bei deformierenden Hüft- und Kniegelenksarthrosen durch sensible Neurotomie der Gelenkkapseln
Chirurg, 28, 110-111

Scott, N, Rubinstein, M, Scuderi, G, (1988)
Results after knee replacement with a posterior cruciate-substituing prosthesis
J Bone Joint Surg 70-A, 1163-1173

Scudder,G, (1980)
Torque curves produced at the kne during isometric and isokinetic exercise
Arch Phys Med Rehabil 61, 68-73

Scuderi, G, Insall, J, (1992)
Total knee arthroplasty: current clinical perspectives
Clin. Ortop. 276, 26-32

Siebert, W, Gerber, B, (2001)
Möglichkeiten des Lasereinsatzes zur Behandlung des patellofemoralen Schmerzsyndromes
Vortrag Internationales Symposium MH Hannover, 31.03.-01.04.2001

Silbernagl, S., Despopoulos, A. (1988)
Taschenatlas der Physiologie
3. Aufl., Thieme, Stuttgart, New York

Smith, S, Stuart, P, Pinder, I, (1989)
Nonresurfaced patella in total knee arthroplasty
J Arthroplasty (Suppl 4), 81-86

Tillmann, B, Peters, A, (1992)
Belastung und Beanspruchung der Patella
In: Hassenpflug, J,: Die Blauth-Knieendoprothese – Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick
H. Huber, Bern, 54-59

Watkins, M, Harris, B, (1983)
Evaluation of isokinetic muscle performance
Clin Sports Med 2, 37-53

Waugh, T, (1985)
Total knee arthroplasty in 1984
Clin. Orthop. 192 40-45

Wilhelm, A, (1966)
Die Gelenkdenervation und ihre anatomischen Grundlagen.
Ein neues Behandlungsprinzip in der Handchirurgie
Hefte Unfallheilkunde, 86, 1-109

Wilhelm, A, (1958)
Zur Innervation der Gelenke der oberen Extremität
Z Anat Entwicklungs Geschichte 120, 331-371

Wilkie, D, (1950)
The relation between force and velocity in human muscle
J Phys 110, 249-280

Yoon, T, Park, D, Kang, S, Chun, S, Shin, J (1991)
Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint
Yonsei Med J 32, 33-43

Danksagung

Die vorliegende Studie wurde unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. med. S. Sell an der Orthopädischen Universitätsklinik der Eberhard-Karls-Universität Tübingen angefertigt. Ihm danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas, die freundliche und offene Unterstützung sowie die faire Zusammenarbeit im Verlauf der gesamten Studie.

Ganz besonders bedanke ich mich bei Herrn Dr. med. M. Handel für seine freundschaftliche, geduldige und hilfreiche Unterstützung und die angenehmen Diskussionen während der Erstellung der gesamten Arbeit und für sein stets unkompliziertes und offenes Wesen.

Bei Herrn Dr. med. G. Blumenstock vom Institut für medizinische Datenverarbeitung bedanke ich mich ebenfalls für die Betreuung und die Hilfestellungen bei der Auswertung des statistischen Teils.

Ein ganz herzliches Dankeschön gilt an dieser Stelle meiner Frau Carmen, die mich während der Erstellung dieser Arbeit stets unterstützte und mit Rat und Tat zur Seite stand.

Lebenslauf

Steffen Riedt

26.09.1974	Geboren in Nagold als Sohn von Christine Riedt, geb. Wolf (Büroangestellte) und Dipl.–Ing. Joachim Riedt (Bauingenieur).
1981 – 1985	Grundschule in Iselshausen
1985 – 1994	Otto-Hahn-Gymnasium Nagold
1994	Abitur
10/1994 – 05/2002	Studium der Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
27.08.1997	Ärztliche Vorprüfung
23.03.1999	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
28.03.2001	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
04/2001 – 03/2002	Praktisches Jahr in -Schulthess Klinik, Zürich -Städt. Krankenhaus Sindelfingen
17.05.2002	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
06/2002 – 11/2003	Arzt im Praktikum, Orthopädie, Sana Klinik Zollernalb
12/2003 – 07/2004	Assistenzarzt, Chirurgie, Kreisklinik Balingen
seit 08/2004	Assistenzarzt, Orthopädie, Sana Klinik Bad Wildbad
15.10.2004	Heirat mit Carmen Betsch