

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
Prof. Dr. med. dent. P. Meyer-Marcotty)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Eine Methode zur Messung
der Variabilität des Stabilitätsgrades
von Knie-Endoprothesen**

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Gustav-Ludwig Gerstenkamp
aus
Magdeburg

Göttingen 2016

Dekan: Prof. Dr. Heyo K. Kroemer

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Hans Nägerl

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Siegmund Blumentritt

3. Berichterstatter: PD Dr. Stephan Sehmisch

Tag der mündl. Prüfung: 05. Dezember 2016

Eine Methode zur Messung der Variabilität des Stabilitätsgrades von Knie-Endoprothesen

1	Einleitung	6
2	Physikalische und anatomische Grundlagen	8
2.1	Klassifikation von Gelenken.....	8
2.1.1	Klassifikation nach Kongruenz: Echte Gelenke – unechte Gelenke.....	8
2.1.2	Klassifikation nach Anzahl der artikulierenden Elemente.....	9
2.1.3	Zur tradierten geometrischen Klassifikation.....	9
2.1.4	Klassifikation nach Zahl der kinematischen Freiheitsgrade	10
2.2	Biomechanische Modelltheorien: historische Entwicklung.....	10
2.2.1	Grundlegende anatomische Erkenntnisse im 19. Jahrhundert	10
2.2.2	Kooperation von Physik und Anatomie im frühen 20. Jahrhundert.....	12
2.3	Physik artikulierender Gelenke.....	13
2.3.1	Aufgaben von Diarthrosen	13
2.3.2	Gleichgewichtszustände von Diarthrosen	14
2.4	Anatomie des Tibiofemoralgelenkes	15
2.4.1	Knöchernen Strukturen	15
2.4.2	Muskeln, Bänder und Gelenkkapsel	19
2.4.3	Menisci.....	23
2.4.4	Kapsel-Band-Apparat.....	24
2.5	Zur biomechanischen Funktionsweise des Kniegelenkes.....	26
2.5.1	Einführung	26
2.5.2	Kraftschraube beim Viergelenk	28
2.5.3	Das Kniegelenk als Viergelenk.....	29
2.5.4	Dimere Kette als Baustein.....	31
2.5.5	Rastpolkurve	33
2.5.6	Das Muskelprinzip	34
2.5.7	Freiheitsgrade des Kniegelenkes.....	35
2.5.8	Bewegung in der Hauptfunktionsrichtung	35
2.5.9	Bewegungsfreiheiten neben der Hauptfunktionsrichtung.....	35

2.5.10	Kontaktpunkte und Gelenkfläche.....	36
2.5.11	Rollen und Gleiten des Kniegelenkes	37
2.5.12	Neuronale Verschaltung.....	39
2.5.13	Einstellung von Gleichgewichten in der Hauptfunktionsebene.....	41
2.5.14	AEQUOS-Knie-Endoprothese	41
3	Methodik.....	43
3.1	Versuchsaufbau.....	43
3.1.1	Messung der mechanischen Gleichgewichte von Gelenken in der Hauptfunktionsebene.....	43
3.1.2	Prinzip des Messaufbaus	44
3.1.3	Modifizierter Messaufbau	47
3.2	Kraftmessdose.....	51
3.2.1	Messprinzip.....	51
3.2.2	Problempunkte	54
3.2.3	Kalibrierung	55
3.2.4	Modifizierung der Kalibrierung.....	58
3.2.5	Auswertung	60
3.2.6	Einstellung der Gleichgewichtszustände.....	61
3.2.7	Einstellung des Flexionswinkels.....	62
3.2.8	Durchführung der Messung.....	62
4	Ergebnisse.....	65
4.1	Vorüberlegungen zur Interpretation der Ergebnisse.....	65
4.2	Flexionswinkel 15°	66
4.2.1	Messung E3.....	66
4.2.2	Messung E4.....	67
4.3	Flexionswinkel 25°	69
4.3.1	Messung E2.....	69
4.3.2	Messung E1	70
4.4	Flexionswinkel 35°	72
4.4.1	Messung E5.....	72
4.4.2	Messung E6.....	73
4.5	Flexionswinkel 75°	74
4.5.1	Messung E7.....	74

4.5.2	Messung E8	76
4.6	Flexionswinkel 105°	77
4.6.1	Messung E9	77
4.6.2	Messung E10	78
4.7	Muskelkräfteverhältnis und Gleichgewicht im Vergleich	79
4.8	Quantitativer Vergleich mithilfe von Differenzbetrachtung.....	79
5	Diskussion	84
5.1	Durchführung der Messungen.....	84
5.2	Optimierung der Messapparatur	85
5.2.1	Kraftmessdose	85
5.2.2	Kraftschlüssige Verbindung.....	85
5.2.3	Einstellung von Kräften	86
5.3	Korrelationen zwischen Muskelkräften und Gleichgewichtszuständen ..	87
5.4	Besonderheiten der AEQUOS -Endoprothese	88
6	Literaturverzeichnis	90
7	Abbildungen und Tabellen	96
7.1	Abbildungsverzeichnis.....	96
7.2	Tabellenverzeichnis	100

1 Einleitung

Die ersten Knieprothesen wurden nach der einfachen Mechanik technischer Scharniere konzipiert. Die Zielvorstellung bestand zunächst in maximaler Stabilisierung des Kniegelenks, was zu Lasten der natürlichen Mobilität ging. Diese Simplifizierung des natürlichen Gelenks und der damit bedingten unnatürlichen Funktionsweise führte zu der Entwicklung von Knie-Endoprothesen, die infolge einer unzureichenden mechanischen Anpassung unter frühzeitigem Materialverschleiß aufgrund erhöhten Abriebs und Prothesenlockerung litten (Sharkey et al. 2002).

Die Ursache von unzureichendem Prothesendesign und –stabilität ist darin zu sehen, dass aus Gründen der Vereinfachung der Mechanik der Prothesen die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Knies nicht wiedergegeben werden können (Blauth et al. 1977; Jerosch und Heisel 1999).

Aufgrund der komplexen Biomechanik natürlicher Gelenke, insbesondere des Tibiofemoralgelenkes, genügen diese zu simpel konzipierten Prothesen nicht dem Anspruch, sowohl statische als auch kinematische Funktionen nachbilden zu können, wie sie zum Beispiel in der Funktionsweise des Kniegelenkes beim Hocken und Aufstehen aus der Hocke notwendig sind.

Insbesondere die Einstellung der Stabilitätsgrade von Gleichgewichten vorgegebener Gelenkpositionen und der damit verbundenen Änderung des Stabilitätsgrades von stabil nach instabil und umgekehrt werden in der Simplifizierung nicht berücksichtigt. Die Bewertung von Stabilitätszuständen stellt aber eine wesentliche Grundlage zur Beurteilung von Knie-Endoprothesen dar.

Da unter Kraftschluss die femoralen und tibialen Gelenkflächen des Tibiofemoralgelenkes sich in zwei Kontaktpunkten, einem im lateralen und einem im medialen Kompartiment, berühren, weist das Gelenk vier kinematische Freiheitsgrade auf (Kapitel 2.5). Da zur Einstellung einer vorgegebenen Gelenkposition im Knie aber mindestens sechs Muskeln (M. quadriceps femoris, M. popliteus, M. gastrocnemius und die Hamstring-Gruppe) zur Verfügung stehen, hat das Kraftsystem mehr Freiheitsgrade, als für die Herstellung dieser Gelenkposition notwendig wären. Das heißt: Eine vorgegebene physiologische Relativposition von Femur und Tibia kann durch unterschiedliche Kraftsysteme ins Gleichgewicht

gebracht werden. Dabei erzeugt jedes Kraftsystem einen anderen Grad der Stabilität des Gleichgewichts. Dieser kann von hohen Graden der Stabilität über Indifferenz bis zu Graden der Instabilität variieren. Das muskuläre System kann also nicht nur eine vorgegebene Knieposition ins Gleichgewicht bringen, sondern zusätzlich die Qualität des Gleichgewichts ändern. Die Steuerungsmöglichkeit ist bedeutsam für die Kinematik und die Statik des Tibiofemoralgelenkes wie das Hocken und das Aufstehen aus der Hockposition.

Die vorliegende experimentelle Arbeit hatte das Ziel, ein valides Verfahren zur Messung von Stabilitätsgraden der Gleichgewichtslagen des Tibiofemoralgelenkes (TFG) in Flexion/Extension zu entwickeln und aufzuzeigen, dass unterschiedliche Gleichgewichtslagen existieren, wie von Nägerl et al. (1993) anhand von Modellversuchen demonstriert, und auf die AEQUOS-Knieprothese anzuwenden. Das Verfahren wurde in der biomechanischen Arbeitsgruppe Göttingen/Greifswald (Prof. D. Kubein-Meesenburg, Prof. H. Nägerl, Prof. J. Fanghänel) konzipiert, wobei der vorhandene Messaufbau von Knösel (Knösel 2003) und Stühmer (Stühmer 2002) überarbeitet wurde. Ziel war es, die kleinen Freiheitsgrade wie transversale Ab-/Adduktion und axiale Rotationen, die unabhängig vom Flexion/Extensions-Zustand sind und nicht unmittelbar durch den muskulären Apparat kontrolliert werden, in einem Messaufbau freizuschalten und somit ihre Zwangsläufigkeit zuzulassen.

Zum Einstieg in die Thematik werden in Kapitel 2 die physikalischen Grundlagen mit einem Rückblick auf die historischen Wurzeln der Betrachtung natürlicher Gelenke dargestellt. Auf dieser Basis und mit der Beschreibung der Anatomie des Kniegelenks wird die Biomechanik des Kniegelenks an die Mechanik eines mechanischen Viergelenks angenähert und funktionell modelliert, wie es in der AEQUOS-Knieprothese realisiert ist. Kapitel 3 stellt die Kraftmessdose und die Validierung sowie das Messverfahren vor. Anschließend erfolgt die Darstellung der Ergebnisse.

2 Physikalische und anatomische Grundlagen

2.1 Klassifikation von Gelenken

In der anatomischen Literatur findet man unterschiedliche Kriterien für die Einteilung von Gelenken. Diese werden im Folgenden vorgestellt.

2.1.1 Klassifikation nach Kongruenz: Echte Gelenke – unechte Gelenke

Diarthrosen (echte Gelenke mit Gelenkspalt) stellen eine so genannte diskontinuierliche Verbindung zweier Knochen dar, in der sich zwei Gelenkflächen berühren. Zur vollen kinematischen Funktionsfähigkeit von Diarthrosen ist daher Kraftschluss notwendig (Nägerl 1990, Kubein-Meesenburg et al. 1993). Dieser notwendige Kontakt zwischen Tibia und Femur kann während der mechanischen Vorgänge nur über eine kompressive Gelenkkraft erzeugt werden. Da für die physiologische Funktion von Diarthrosen die Krümmungskongruenz der knorpeligen glatten Gelenkflächen unabdingbare Voraussetzung ist (Nägerl (1990), existiert in gesunden Diarthrosen immer ein Gelenkspalt. Weitere anatomische Voraussetzungen sind die Gelenkhöhle, die Gelenkkapsel, die kollagenen Fasern der Membrana fibrosa und die Synovia. Die Synovialflüssigkeit, in der Hauptsache Hyaluronsäure, füllt den Gelenkspalt und hat die Aufgaben der Nutrition und Lubrikation des Knorpels (Dumont et al. 2008a, Dumont et al. 2008b, Waldeyer 2009). Darauf wird in Kapitel 2.4.3 näher eingegangen.

Bei Synarthrosen (unechte Gelenke ohne Gelenkhöhle) sind zwei Knochen wie beim Tibiofibulargelenk kontinuierlich durch Bindegewebe oder Knorpelsubstanz verbunden (Nägerl 1990, Waldeyer 2009). Die Synarthrosen werden entsprechend der Gewebeart, die die Verbindung herstellt, aufgeteilt in Syndesmosen, Synchronosen und Synostosen.

Syndesmosen sind durch eine bindegewebige Verankerung gekennzeichnet, Beispiele sind die Aufhängung eines Zahnes in der Alveole (Nägerl et al. 1991a, Nägerl et al. 1991b) und die Verbindung der distalen Enden von Tibia und Fibula (Syndesmosis tibiofibularis). Eine knorpelige Verbindung ist charakteristisch für eine Synchronose wie die Wachstumsfugen der langen Röhrenknochen und die Synchronosis sternalis. Das Kreuzbein (Os sacrum) stellt durch die Verknöcherung ehemals knorpeliger Verbindungen eine Synostose dar, bei der die Beweglichkeit vollkommen aufgehoben ist und kein Gelenk mehr darstellt (Waldeyer 2009).

Eine physikalische Folge der Verbindungsmatrix in Synarthrosen besteht darin, dass diese weiche materielle Verbindung zwischen zwei Knochen eine elastische Verformung in sechs kinematischen Freiheitsgraden zulässt. Sie kann Scherkräfte übernehmen und weiterleiten (Nägerl et al. 1991b, Kubein-Meesenburg et al. 1993).

2.1.2 **Klassifikation nach Anzahl der artikulierenden Elemente**

Weitere Unterscheidungskriterien sind die Art und die Anzahl der beteiligten Skelettelemente, die die Unterscheidung in einfache Gelenke (zwei artikulierende Skelettelemente) und zusammengesetzte, komplexe Gelenke (mehrere beteiligte Elemente) darstellen. Ein Beispiel für ein zusammengesetztes Gelenk ist das Ellenbogengelenk. Ein einfaches Gelenk stellt die Articulatio humeri in der Schulter dar.

2.1.3 **Zur tradierten geometrischen Klassifikation**

In allen anatomischen Lehrbüchern findet man eine Klassifizierung der Gelenke anhand der vermeintlichen Gestalt der artikulierenden Flächen, wobei Krümmungskongruenz unterstellt wird: Es werden zum Beispiel das ebene Gelenk, das Scharniergelenk, das Sattelgelenk, das Kugelgelenk, das Ellipsoid- oder Eigelenk, das Radgelenk und das Zapfengelenk unterschieden.

Ein Walzengelenk, wie das Speichen-Ellengelenk, wird als Rad- und als Zapfengelenk, als Scharniergelenk und als Kondylengelenk beschrieben (Waldeyer 2009) und dabei wird angenommen, dass es nur eine Rotation um eine ortsfeste Achse zuließe. Vermeintlichen Kugelgelenken wie dem Schultergelenk und dem Hüftgelenk werden Rotationen nur um drei Hauptachsen unterstellt.

Diese Orientierung an geometrischen Figuren in den Anatomielehrbüchern ist formschlüssigen technischen Gelenken entnommen und impliziert - wie diese - sehr eingeschränkte Bewegungsabläufe, weil die Krümmungskongruenz der Gelenkflächen einen Verlust an kinematischen Freiheitsgraden bedingt.

Diese Betrachtungsweise geht auf R. Fick zurück, der die Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen als nicht „naturgewollt“, sondern für zufällig erachtete und mechanisch einfach gebaute, flächenkongruente Gelenke als „Idealgelenke“ bezeichnete (Fick 1911). Diese Ansicht wird in neueren Publikationen (zum Beispiel Zatsiorsky 1998) immer noch geteilt. „Idealgelenke“ modellieren die Hauptbewegungsrichtungen durch ortsfeste Drehachsen. Solche sind nach Nägerl

(1990) physikalisch nicht zulässig, da damit die Krümmungskongruenz der Gelenkflächen als wesentliches Konstruktionsprinzip übersehen wird (Nägerl 1990; Kubein-Meesenburg 1993).

2.1.4 Klassifikation nach Zahl der kinematischen Freiheitsgrade

Kinematische Freiheitsgrade bezeichnen jede prinzipiell mögliche Bewegungskordinate eines Körpers, die zudem unabhängig von allen anderen möglichen Bewegungen ist. Freiheitsgrade dienen demnach dazu, die Lage eines Körpers in einem zweckmäßig gewählten Bezugsraum darzustellen, der durch ein dreidimensionales Koordinatensystem x , y und z definiert ist.

Ein Massenpunkt, der sich in allen drei Raumrichtungen frei bewegen kann, besitzt drei Freiheitsgrade. Ein starrer Körper, der zusätzlich noch drei Rotationen ausführen kann, hat insgesamt sechs Freiheitsgrade. Da, wie oben dargestellt, nach Nägerl (1990) biologische Gelenke grundsätzlich inkongruente Gelenkflächen aufweisen, können sich die Gelenkflächen geometrisch in der Regel nur punktförmig berühren.

Berühren sich zwei starre Körper durch kompressiven Kraftschluss permanent punktförmig, so hat die relative Lage der beiden Körper immerhin noch fünf kinematische Freiheitsgrade der Relativbewegung, da eine Translation längs der Normalen im Berührungspunkt nicht möglich ist. Man kann sagen: Permanente punktförmige Berührung erzeugt einen Grad der Unfreiheit.

Weist ein Gelenk zwei kraftschlüssige Kontaktpunkte auf, so verfügt es über vier Freiheitsgrade. Das ist zum Beispiel beim Tibiofemoralgelenk des Menschen der Fall. Diese vier sind die Extension/Flexion in der Sagittalebene, die Abduktion/Adduktion und die Rotation um die zwei Normalen in den Kontakten. Dies wird in Kapitel 2.5 näher ausgeführt.

Die Analyse dieser Komplexität hat eine lange wissenschaftliche Geschichte, wie im Folgenden dargestellt wird.

2.2 Biomechanische Modelltheorien: historische Entwicklung

2.2.1 Grundlegende anatomische Erkenntnisse im 19. Jahrhundert

Im frühen 19. Jahrhundert war im Zuge revolutionierender politischer Ideen und naturwissenschaftlicher Erkenntnisse sowie der gleichzeitigen schnellen Entwicklung in allen Naturwissenschaften das Interesse an der menschlichen Anatomie und Physiologie groß. Als Wissenschaftler mit dem naturgemäß leichtesten Zugang

beschäftigten sich Chirurgen mit der Erforschung und Erklärung anatomischer Verhältnisse. Grundlegende Abhandlungen erschienen in Deutschland, Österreich und der Schweiz.

Die sehr umfangreiche Beschreibung der Funktionsweise von menschlichen Gelenken wurde erstmalig von dem Arzt und Privatdozenten Eduard Weber sowie seinem Bruder Wilhelm Weber, Professor für Physik in Göttingen, im Jahre 1836 veröffentlicht, wobei die bis dahin übliche Darstellung des Kniegelenks als Scharniergelenk mit ausführlicher Argumentation widerlegt wurde. Die Brüder Weber verglichen stattdessen die Bewegungsabläufe des Kniegelenks mit denen der Radaufhängung eines Wagens und legten damit die Grundlage des Gedankens von biologischen Getriebegetenksystemen. Des Weiteren schrieben die Autoren die Funktionsweise des Kniegelenks explizit der Gestalt der Gelenkoberfläche zu (siehe Kapitel 2.5): Sie erkannten, dass der Berührungspunkt auf der Femuroberfläche einen größeren Weg zurücklegt als auf der Tibiafläche, wo er bei großem Flexionswinkel ortsfest bleibt. Schließlich beschrieben sie das Zusammenspiel von Rollen und Gleiten der Kondylen des Femurs und der Tibia bei Beugung und Streckung des Kniegelenks (Weber und Weber 1836).

In der Folgezeit beschäftigten sich weitere Wissenschaftler mit der Mechanik der Gelenke. Der Mediziner und Professor für Pathologische Anatomie in Leipzig Carl Ernst Bock hatte als Militärarzt anhand von anatomischen Studien zahlreicher Kriegsverletzter entscheidende Kenntnisse gesammelt. Er erläuterte 1842 in seiner ausführlichen Anatomie des Kniegelenks dessen Möglichkeit zur Rotation (bei Bock beschrieben als Pro- und Supination) als notwendig zur Stabilisierung beim Stehen und Gehen (Bock 1842).

Georg Hermann von Meyer, seit 1844 Professor der Anatomie in Zürich, widmete sich in seinem Lehrbuch aus dem Jahr 1856 den komplexen Zusammenhängen der funktionellen Bedeutung menschlicher Gelenke. Er beschrieb die Oberfläche der Tibiakondylen und führte die besondere Fähigkeit des Kniegelenks zu Drehbewegungen auf diese Morphologie zurück (von Meyer 1856). In späteren Abhandlungen erläuterte Meyer auch anschaulich die Schlussrotation der Tibia nach außen am Ende der Extensionsbewegung, und er wies den Tibiakondylen für seine Theorie zwei Kreisbögen mit zwei Drehachsen zu (von Meyer 1881).

Carl Langer, Professor der Medizin in Wien, beschrieb im Jahr 1856 ebenfalls

ausführlich die Tatsache der begleitenden Tibia-Rotation. In den Folgejahren wurde immer von Pronation und Supination gesprochen, wenn die Rotation beschrieben werden sollte (Langer 1856).

2.2.2 Kooperation von Physik und Anatomie im frühen 20. Jahrhundert

Der Landarzt Hermann Zuppinger veröffentlichte in seiner Habilitationsschrift über medizinische Mechanik in Zürich im Jahr 1904 die Analyse von Kniegelenks-Röntgenaufnahmen und führte die Polkurven in die orthopädische Wissenschaft ein. Zuppinger bestätigte damit die Ausführungen der Brüder Weber, dass die Drehpunkte sich bei der Flexion verlagern und stellte die Theorie eines Viergelenk-Getriebes vor, das der Beschreibung der Kinematik des Tibiofemoralgelenkes genügen sollte. Es bezog sich allerdings auf die Kreuzbänder, die er unzutreffend, die Elastizität der Bänder vernachlässigend, als zwei starre Stangen modellierte (Zuppinger 1904). Menschik hat dieses Modell im Jahre 1974 veröffentlicht ohne Zuppinger zu zitieren (Menschik 1974).

Kurze Zeit später entwickelte der Mathematiker und Physiker Otto Fischer 1907 im Zuge seiner Studien zur Physiologischen Mechanik anhand der Röntgenbilder von Zuppinger die Roll-Gleitbewegung des Knies. So beschrieb er das Abrollen der Gelenkoberflächen zu Beginn der Flexion in den kleinen Winkelbereichen bis zu 10° Beugung, mit dem Übergang zum Gleiten für die größeren Flexionswinkel (Schwungphase) (Fischer 1907). Fischer gilt als einer der Wegbereiter der modernen Biomechanik, da er erstmalig Physik und Mathematik mit medizinisch-anatomischen Erkenntnissen verband.

Rudolf Armin Fick, Professor der Anatomie in Leipzig, später Prag, Innsbruck und Berlin, arbeitete seit den 90er Jahren des 19. Jahrhunderts an Themen zur Mechanik der Gelenke. In seinen Publikationen bis 1911 beschäftigte er sich speziell mit Pronation und Supination („axiale Rotation“) und zeigte ein Rollen der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bis 20° Beugung. Fick postulierte wie die Brüder Weber, dass die Rollbewegung aufgrund des Zuges durch die Kreuzbänder in ein Gleiten übergehe.

Fick benannte die Tatsache, dass verschiedene Krümmungsmittelpunkte auf einer Kurve liegen, als „Evolute“, und prägte den Begriff der „subjektiven“ Drehpunktbahn, welche der Polkurve für die Gleitbewegung der Tibia entspricht. Durch die sich ändernden Krümmungsradien des Femur verschiebe sich die

Drehpunktbahn nun in Richtung des Zentrums des Femurs (Fick 1911)

Hans Strasser, Professor für Anatomie in Bern, arbeitete parallel an Studien zur Gelenkmechanik. In seinem Buch aus dem Jahr 1917 nahm er den Begriff der Evolute auf und stellte die Roll-Gleitbewegung der Kniegelenks wie folgt dar: Mit Beginn der Flexion aus der Extension heraus geht der Femur aus einem anfänglichen Rollvorgang allmählich in ein Gleiten über, bis zu einem reinen Gleiten am Ende der Beugung. Der laterale Condylus rollt bis zu 20° Beugung, der mediale Condylus bis zu 10-15°, bedingt durch die Spannung des vorderen Kreuzbandes während der Beugung, die ein weiteres Rollen beschränkt. Strasser sprach von „Drehgleiten“ des Femur und hielt die Kreuzbänder bedeutsam für den Roll-Gleitvorgang (Strasser 1917). Diese kinematische Beschreibung des Roll-Gleitvorgang der tibialen und femoralen Gelenkflächen entspricht der heutigen Beschreibung der Kniebewegung in der Stand- und Schwungphase beim Gehen.

Nach dem Ersten Weltkrieg nahm die Entwicklung der Naturwissenschaften eine andere Richtung, die Anatomie wurde eigenständige Disziplin und zunehmend durch die politisch beeinflusste Vererbungslehre bestimmt. Die funktionelle Mechanik geriet in den Hintergrund des Interesses. In der Folge gab es weltweit kontroverse Meinungen zum Bewegungsablauf und insbesondere der Frage der Freiheitsgrade des Kniegelenks, bis aufgrund der Entwicklung von Knie-Endoprothesen ab Ende der 70er Jahre ein verstärktes Forschungsinteresse an der Biomechanik des Bewegungssystems einsetzte.

Im Folgenden soll daher die Physik artikulierender natürlicher Gelenke näher betrachtet werden.

2.3 Physik artikulierender Gelenke

2.3.1 Aufgaben von Diarthrosen

Gelenke erfüllen folgende vier Aufgaben: Kompressive Kraftübertragung (Statik) und Führung der Relativbewegung (Kinematik) benachbarter Körperteile (Nägerl 1990, Kubein-Meesenburg et al. 1990), Lubrikation und Nutrition des Gelenkknorpels (Dumont et al. 2008a), Erfassung der Relativlage der gelenkig verbundenen Körperteile (Sensorik) (Nägerl et al. 2002b).

Die Synovia in den Gelenkspalten dient dazu, durch „Schmierung“ (Lubrikation) den Verschleiß der Knorpelflächen zu reduzieren. Die Lubrikation im Gelenk wird durch

die Inkongruenz sowie ein geschlossenes Kapselsystem bedingt. In der Bewegung kommt es zu Druckunterschieden in gegenüberliegenden Gelenkspalten. Dies bedingt einen Pumpeffekt, der zur Verteilung der Gelenkflüssigkeit führt (Levick et al. 1996, Dumont et al. 2008a).

Die Synovialflüssigkeit hat bei biologischen Gelenken durch den Transport der Synovialflüssigkeit von der Membrana synovialis zum Gelenkknorpel auch die Funktion der Nutrition der beteiligten Elemente (Machan 1983).

Des Weiteren spielt die Sensorik eine entscheidende Rolle in der Funktion der natürlichen Gelenke, indem durch Mechanorezeptoren innerhalb der Bänder und Menisken die jeweils vorherrschende Gelenkstellung an das Gehirn/Rückenmark übermittelt wird und somit der Bewegungsablauf gesteuert werden kann (Nägerl et al. 1993; Gray 1999, Nägerl et al. 2002a. Nägerl et al. 2002b) (siehe auch Kapitel 2.4.3 und 2.4.4).

2.3.2 Gleichgewichtszustände von Diarthrosen

Die Anzahl der über die Gelenke ziehenden Muskeln ist in der Regel größer als die Anzahl der kinematischen Freiheitsgrade des betreffenden Gelenks. Das bedeutet physikalisch, dass in einer vorgegebenen Gelenkposition das statische Gleichgewicht mit unterschiedlichen Kombinationen der wirkenden Muskeln eingestellt werden kann. Dazu gehören die möglichen Gleichgewichtszustände des Kniegelenkes, die es ermöglichen, statische Aufgaben zu erfüllen, wie das Stehen und Hocken, aber auch kinematische Aufgaben, wie das Ändern einer Körperhaltung und das Gehen.

Ein statisches Gleichgewicht liegt vor, wenn die vektorielle Summe aller auf das ruhende System einwirkenden Kräfte (F) und Drehmomente (T) gleich Null ist.

Das Kraftsystem, welches auf einen Körper im Raum wirken kann, lässt sich in folgender Weise beschreiben: $(F, T) = (F_{(x)}, F_{(y)}, F_{(z)}, T_{(x)}, T_{(y)}, T_{(z)})$.

Ein stabiles statisches Gleichgewicht bedeutet für den beweglichen Körper, dass nicht nur die Vektorsummen der Kräfte und Drehmomente Null sind, sondern auch, dass durch eine äußere Störung der Gleichgewichtslage ein rücktreibendes Kraftsystem erzeugt wird, das kompensierend wirkt: Die potenzielle Energie des Körpers ist im Minimum (Bergmann et al. 1998).

Erzeugt die Auslenkung bei einem Gelenk aber ein wegtreibendes Kraftsystem, das die Auslenkung vergrößert, so findet man einen labilen Gleichgewichtszustand des

Körpers: die potenzielle Energie hat ein Maximum erreicht.

Wird durch eine störende Auslenkung kein Kraftsystem erzeugt, so liegt ein indifferenter Gleichgewichtszustand vor.

Das Kniegelenk ist in der Lage, stabile Gleichgewichtszustände einzunehmen. Ebenso sind auch instabile Zustände notwendig (Nägerl et al. 1993). Ein Verlassen einer mechanisch stabilen Hockposition kann nicht aus einem stabilen Zustand heraus erfolgen und ist nur möglich, wenn vorher der Gleichgewichtszustand instabil geworden ist. In der vorliegenden Arbeit wird dies anhand der AEQUOS-Endoprothese untersucht und gefragt, welche Muskelkombinationen dafür verantwortlich sind. Nach Nägerl (1993) ist dann der zukünftige Gleichgewichtszustand mechanisch stabil.

Auf diesen Zusammenhang wird Kapitel 2.5 näher eingehen. Zuvor soll jedoch eine Betrachtung der anatomischen Verhältnisse des Kniegelenks zum Verständnis der speziellen Physik beitragen.

2.4 Anatomie des Tibiofemoralgelenkes

2.4.1 Knöcherner Strukturen

Das Kniegelenk verbindet durch die *Articulatio femorotibialis* den Femur mit der Tibia und durch die *Articulatio femoropatellaris* die Patella mit dem Femur (Abbildung 1) und stellt dadurch ein zusammengesetztes Kniegelenk dar (Waldeyer 2009).

Das Tibiofemoralgelenk ist zusammen mit der *Articulatio femoropatellaris* von einer Gelenkkapsel umschlossen.

Der *Os femoris*, der mit 40 bis 50 Zentimetern längste und stärkste Röhrenknochen des menschlichen Skeletts, setzt sich aus *Corpus*, *Collum*, *Caput femoris* und dem distalen Endstück mit seinen zwei Kondylen zusammen.

Das *Corpus* hat auf seiner dorsalen Seite an der *Linea aspera* zahlreiche Muskelansätze. Am distalen Ende läuft diese Knochenverstärkung in die dreieckige *Facies poplitea* über.

Das abgewinkelte *Collum* verbindet *Corpus* und *Caput femoris* (Waldeyer 2009).

Hyaliner Knorpel überzieht den Kopf bis auf die *Fovea capitis*, in der das *Ligamentum capitis femoris* liegt. Lateral befindet sich der *Trochanter major* und

medial der Trochanter minor.

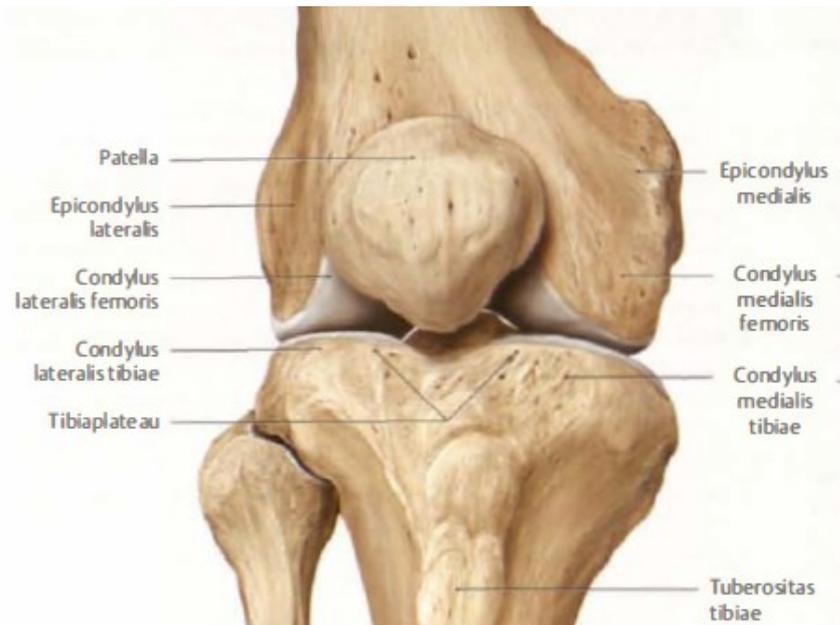


Abbildung 1: Knöchernen Strukturen des Tibiofemoralgelenkes (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Das abgewinkelte Collum verbindet Corpus und Caput femoris (Waldeyer 2009).

Das distale Endstück des Femurs läuft in zwei rollenähnliche Fortsätze aus, den Condylus medialis und den Condylus lateralis (Abbildung 2). Beide Femurkondylen sind konvex gestaltet. Ventral artikuliert die Femurfläche mit der Patella, dorsal mit der Tibia. Dabei sind sie von ventral nach dorsal stärker und von medial nach lateral schwächer konvex gekrümmt (Waldeyer 2009). Darauf wird in Kapitel 2.5 näher eingegangen.

Eine tiefe Furche, die Facies intercondylaris, teilt die beiden Kondylen dorsal. Nach ventral vereinigen sich die Kondylen und bilden die Facies patellaris, eine überknorpelte, asymmetrisch gebogene Gleitfläche für die Patella.

Der Os tibialis stellt den tragenden Knochen des Unterschenkels dar. Das Corpus wird durch einen dreieckigen Querschnitt charakterisiert.

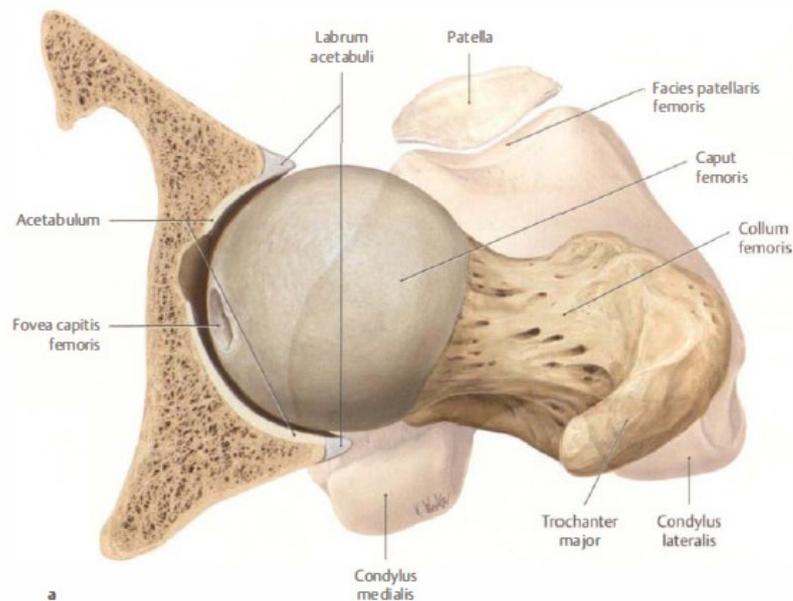


Abbildung 2: Caput femoris, (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Am kaudalen Ende geht das Corpus tibiae in den Malleolus medialis über, der zusammen mit dem Malleolus lateralis die Malleolengabel bildet. Das Caput tibiae endet in den Condylus medialis und lateralis, die die knorpelige Facies articulares superiores tragen (Abbildung 3). Zwischen ihnen liegt die Eminentia intercondylaris mit ihren zwei Erhebungen, dem Tuberculum intercondylare mediale und dem Tuberculum intercondylare laterale, die nach ventral und dorsal von den Areae intercondylaris anterior und posterior begrenzt werden, welche keine Knorpelbedeckung aufweisen (Waldeyer 2009). Ventral trägt das Caput die Tuberositas tibiae, welche als Ansatzpunkt für die Patellasehne dient. In der Sagittalen weist der laterale tibiale Condylus eine konvexe Krümmung der Gelenkfläche auf, der mediale eine konkave (Nägerl et al. 1993). Dies ist bedeutend für die biomechanischen Eigenschaften des Tibiofemoralgelenkes und wird in Kapitel 2.5 dargestellt.



Abbildung 3: Knöcherne Tibia, Caput mit Kondylen (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Die Kondylen (Facies articularis superior tibiae) haben eine ovale Form, wobei die mediale Fläche größer ist als die laterale (Abbildung 4).

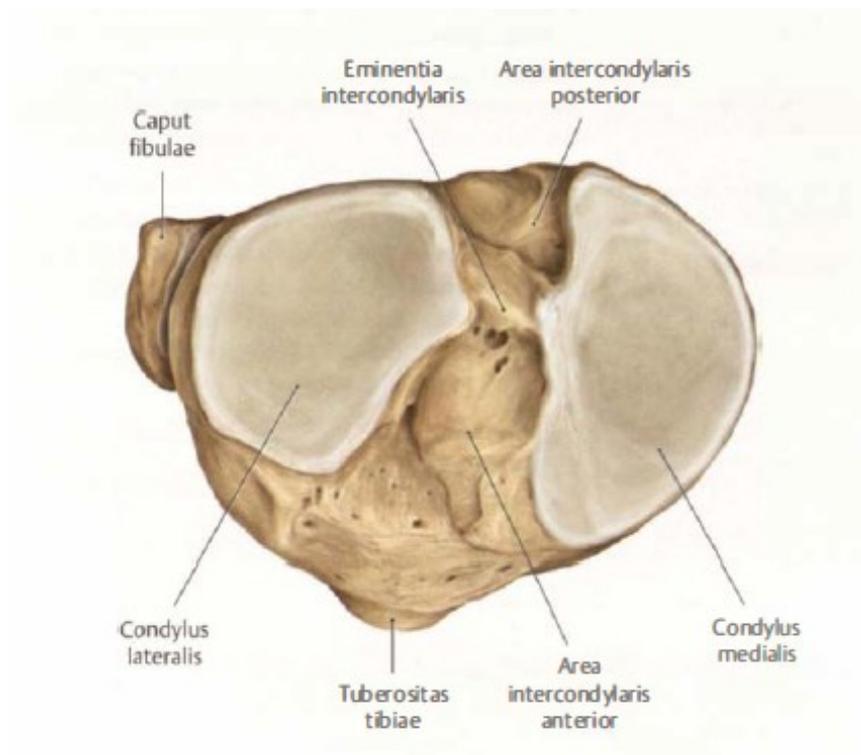


Abbildung 4: Tibiaplateau (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Femur und Tibia berühren sich punktförmig in zwei Kontakten. Diese liegen auf den Abhängen der Eminentia intercondylaris (vgl. Kapitel 2.5 und Abbildung 16).

2.4.2 Muskeln, Bänder und Gelenkkapsel

Die das Tibiofemoralgelenk beeinflussende Muskulatur erfüllt sowohl statische als auch dynamische Aufgaben. Sie dient der Stabilisierung des aufrechten Stehens und der Unterstützung der extensorischen und translatorischen Bewegungsabläufe.

Die Muskulatur erzeugt den für die Funktion des Kniegelenks unabdingbaren Kraftschluss. Sie kann in die zwei Hauptgruppen der Extensoren und der Flexoren eingeteilt werden.

Die Extensorengruppe wird von den vier Köpfen des anterior gelegenen Musculus quadriceps femoris gebildet:

Musculus rectus femoris, Musculus vastus medialis, Musculus vastus lateralis, Musculus vastus intermedius (Waldeyer 2009) (Abbildung 5).

Die M. quadriceps liegen auf der anterioren Seite des Femur auf und lagern in ihrer gemeinsamen Ansatzsehne (Retinaculum patellae) die Patella ein (Abbildung 5). Ihre Fortsetzung, das Ligamentum patellae verläuft von der Spitze der Patella zur Tuberositas tibiae. Die Patella wirkt als Sesambein.

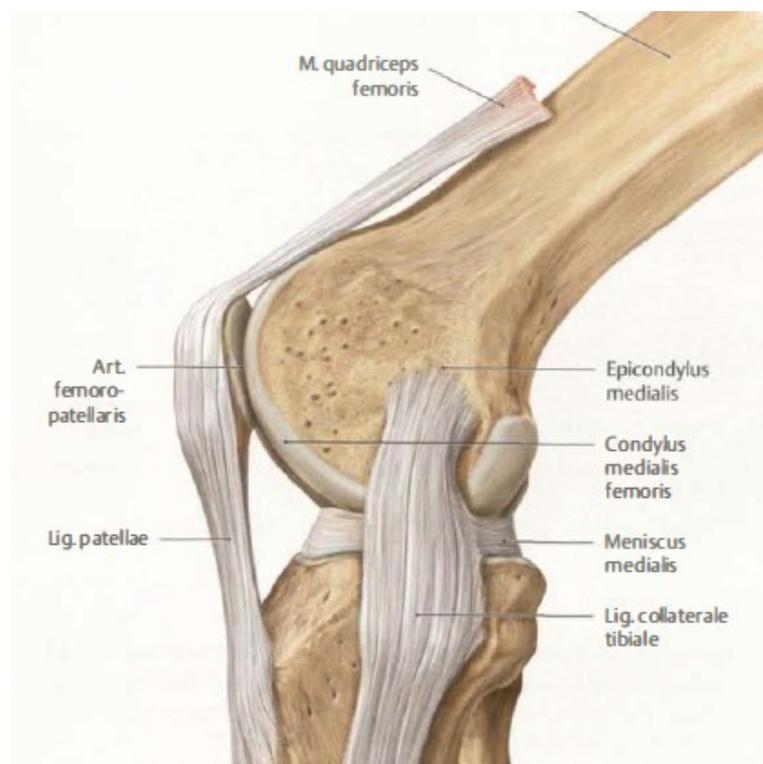


Abbildung 5: Ansatz des M. quadriceps (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Diese Muskelgruppe der Flexoren, das heißt der Regio femoris posterior, die zum Großteil vom Tuber ischiadicum entspringen, wird auch als ischiokrurale Muskelgruppe oder im englischsprachigen Raum als Hamstrings bezeichnet. Hierzu zählt der Musculus semimembranosus, der Musculus semitendinosus und der Musculus biceps femoris (Abbildung 6).

Zu den Muskeln, die den Pes anserinus bilden gehören neben dem oben erwähnten Musculus semitendinosus noch der Musculus gracilis und der Musculus sartorius.

Der Musculus popliteus entspringt am Condylus lateralis femoris und läuft in der Kniekehle zur Facies posterior tibiae. Er ist in erster Linie für die Innenrotation des Kniegelenks verantwortlich, kontrolliert dabei aber auch die Flexion (Nägerl et al. 1993; Bizzini 2000) (Abbildung 6).

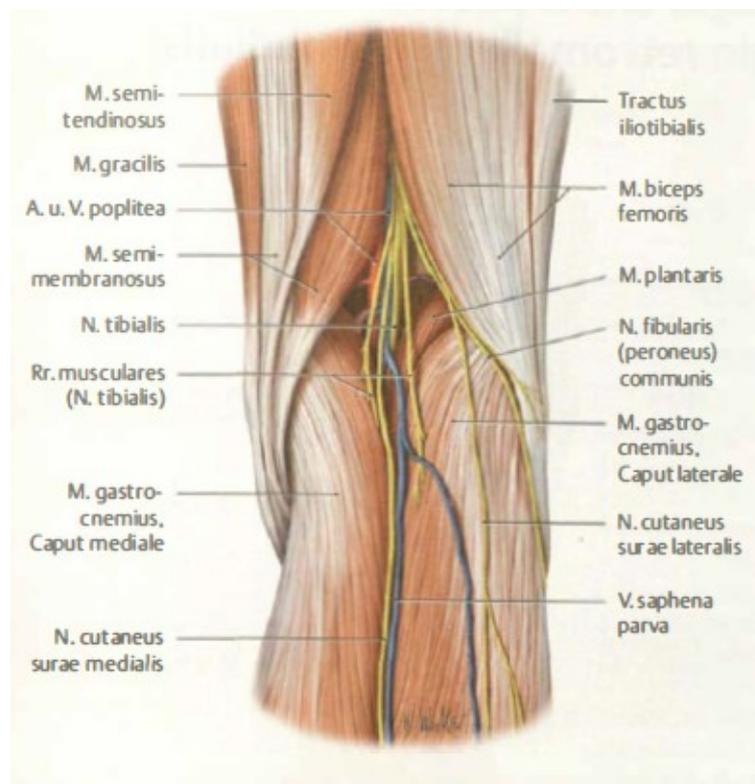


Abbildung 6: Flexoren des Femurs (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Der Musculus gastrocnemius zieht von den Condyli ossis femoris als Teil der Kniegelenkkapsel bis zur Achillessehne (Abbildung 7).

Das Caput mediale hat seinen Ursprung am Condylus medialis femoris und das

Caput laterale am Condylus lateralis femoris (Waldeyer 2009).

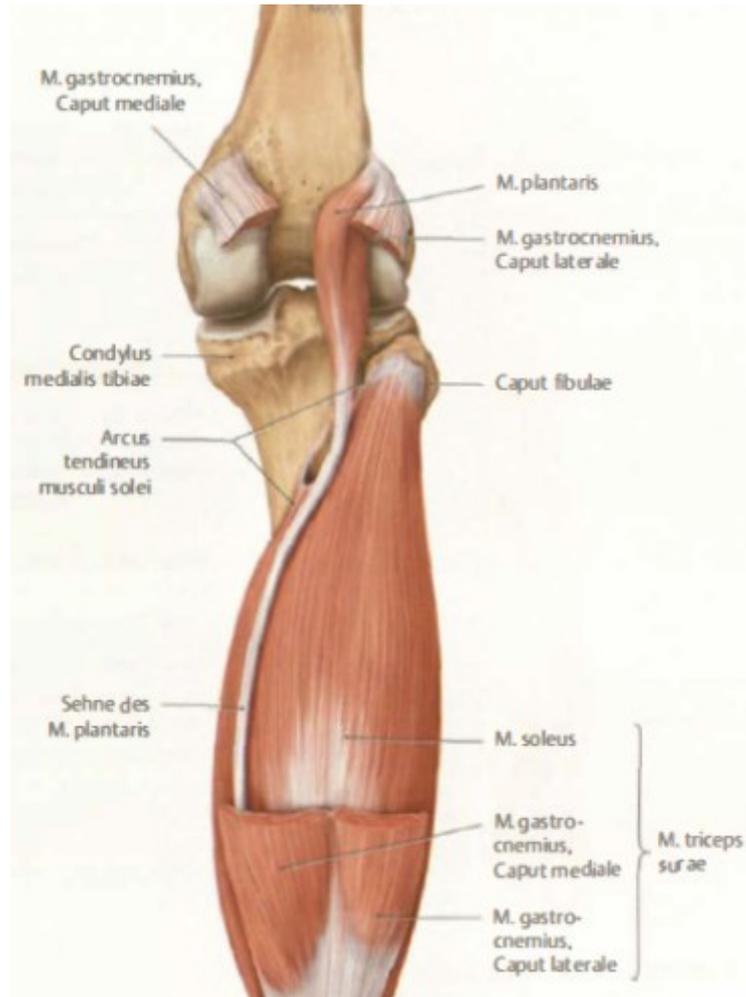


Abbildung 7: M. gastrocnemius (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Diese Übersicht zeigt, dass die Zahl der Freiheitsgrade des muskulären Systems größer ist als die des ossären Gelenks. Diese variablen Einstellmöglichkeiten der Kraftausübung der Muskulatur bilden die Voraussetzung, dass das Kniegelenk Gleichgewichtszustände wie stabil und labil einnehmen kann (Nägerl et al. 1993).

Der M. popliteus kompensiert die summative Außenrotation der anderen Muskeln, so dass das Drehmoment in deren Kraftschraube kompensiert werden kann, wenn er aktiv wird.

Muskel	Funktion in Bezug auf das TFG	Ursprung	Ansatz
M. rectus femoris	Extension	Caput rectum an der Spina iliaca anterior inferior, Caput reflexum von Acetabulum-Rand, Hüftgelenkkapsel	Basis patellae, Retinacula patellae
M. vastus medialis	Extension, IR	Linea intertrochanterica, Labium mediale der Linea aspera femoris, Septum intermusculare femoris mediale	Basis patellae, medialer Seitenrand Patella, Retinaculum patellae mediale
M. vastus lateralis	Extension, AR	Trochanter major, Linea intertrochanterica, Labium laterale der Linea aspera femoris, Septum intermusculare femoris laterale	Basis patellae, Retinaculum patellae laterale
M. vastus intermedius	Extension	Vorder- und Seitenfläche des Femurschaftes	Basis patellae
M. semimembranosus	Flexion, IR gebeugt	Tuber ischiadicum	-Seitenfläche des Condylus medialis tibiae -Lig. popliteum obliquum -Facies des M. popliteus
M. semitendinosus	Flexion, IR gebeugt	Tuber ischiadicum, Lig. sacrotuberale	Tuberositas tibiae
M. biceps femoris	Flexion, AR gebeugt	Tuber ischiadicum (Einzelheiten siehe Text)/ Labium lat. der Linea aspera femoris	Caput fibulae
M. gracilis	Flexion/ Innenrotation	Ramus inferior ossis pubis	Tuberositas tibiae und Fascia cruris
M. sartorius	Flexion	Spina iliaca anterior superior	Tuberositas tibiae
M. popliteus	IR,	Condylus lat. femoris	Facies posterior tibiae
M. gastrocnemius	Flexion	Condylus med. + lat. femoris	Tendo calcaneus, Kniegelenkkapsel

Tabelle 1: Die das Kniegelenk beeinflussende Muskulatur
Pes anserinus, Hamstring, M. quadriceps femoris; IR: Innenrotation; AR: Außenrotation
(Waldeyer 2009 S.1144 ff.)

2.4.3 Menisci

Die zwischen den femoralen und tibialen artikulierenden Flächen liegenden Menisken (Meniscus medialis, Meniscus lateralis) bestehen aus wasserhaltigem kollagenem Faserknorpel, gering vaskularisiert mit schwacher Blutversorgung. 75% der Masse macht Wasser mit Proteoglykanen aus, circa 25% nehmen kollagene Faserknorpel ein.

Die Menisken erscheinen in ihrem Querschnitt keilförmig mit einer Verdickung zum Rand hin. Diese breitere Seite ist mit der Gelenkkapsel über Bindegewebe verwachsen. Innerer und äußerer Meniskus formen auf diese Weise Keile zwischen Tibia und Femur, mit konvexer Wölbung zum Femur und flacher Auflage zur tibialen Seite (Waldeyer 2009).

Der mediale Meniskus bildet einen Keil in Form eines offenen C (Abbildung 8). Er ist größer als der Außenmeniskus. Der laterale Meniskus stellt einen fast geschlossenen Halbkreis dar. Der laterale Meniskus ist nicht mit dem lateralen Kollateralband verankert, sondern im mittleren Bereich frei beweglich und besitzt nur Verbindung zur Membrana synovialis der Gelenkkapsel. Es besteht eine Verbindung beider Menisci zur Area intercondylaris, sowohl im anterioren als auch im posterioren Bereich (Abbildung 8) (Athanasίου et al. 2009).

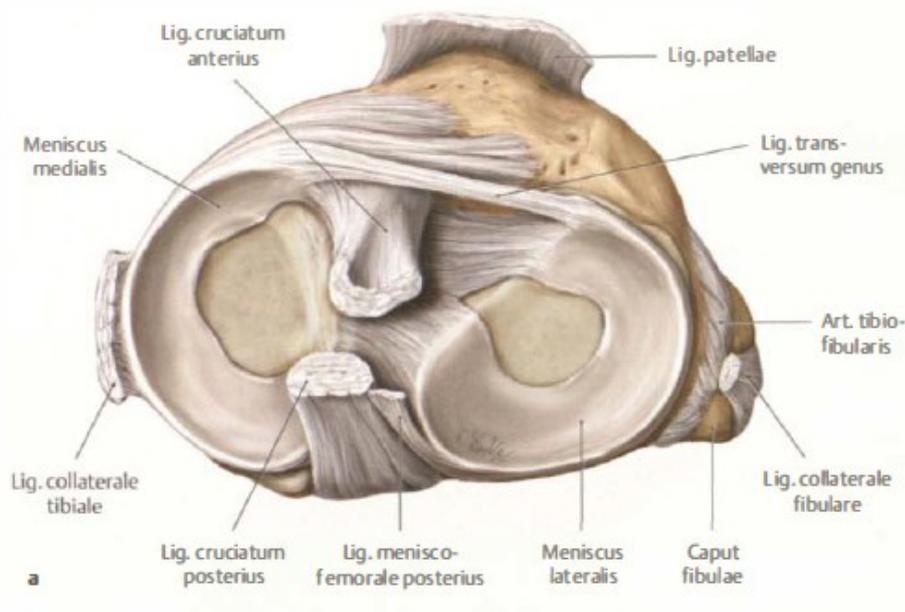


Abbildung 8: Menisken (Prometheus 2011) Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Menisken haben die Aufgaben, den Gelenkspalt zu verkleinern. Des Weiteren dichten sie die Gelenkräume gegen Unter- und Überdruck ab, wodurch ein hydraulisches System im Gelenkraum entsteht und die Synovia bei Bewegung in die Gelenkräume lokal vom Über- zum Unterdruck strömt und dabei Lubrikation und Nutrition bewerkstelligt (mündliche Mitteilungen Nägerl 2014).

Die zweite wichtige Aufgabe der Menisci ist die sensorische Kontrollfunktion der axialen Rotation. Studien der letzten 30 Jahre haben Ruffini-, Vater-Pacini- und Golgi-Mechanorezeptoren auf den Hörnern der Menisken nachgewiesen, die auf die wichtige Rolle der Menisken in der Signalgebung an das zentrale Nervensystem hinweisen (Day et al. 1985; Zimny et al. 1988; Fanghänel et al. 1996; Blümel et al. 1997; Gray 1999; Nägerl et al. 2002a, Nägerl et al. 2002b; Saygi et al. 2005).

In der biomechanischen Arbeitsgruppe Göttingen/Greifswald (Blümel et al. 1997; Nägerl et al. 2002a) wurde darüber hinaus gezeigt, dass in Sonderheit in den Aufhängungen der Menisci das Sensorsystem für axiale Rotation lokalisiert ist. Ruffini-Körperchen, die sich zwischen den Fasern der Aufhängungen befinden, reagieren auf unterschiedliche Dehnung der benachbarten Fasern und ergeben so summativ ein Messsystem für die axiale Rotation. Über eine neuronale Verschaltung via γ -Neuronen findet eine Signalübermittlung an das Rückenmark statt, welche über den efferenten Schenkel den Muskeltonus steuert, so dass der Muskeltonus für eine zukünftige Position des Kniegelenkes berechnet und ausgeführt wird. (Nägerl et al. 2002a; Nägerl et al. 2002b).

2.4.4 Kapsel-Band-Apparat

Die Gelenkkapsel des Tibiofemoralgelenkes ist über das Stratum fibrosum an der Tibia befestigt, der Ansatz beginnt etwa einen Zentimeter kaudal der Knorpelränder. Die Gelenkkapsel ist mit der membrana fibrosa und der Membrana synovialis ausgekleidet. Sie umschließt die Femurkondylen lateral und ist nach vorne mit der Sehne des Musculus quadriceps femoris und der Patella verwachsen. Mit der Gelenkkapsel verbunden sind das Ligamentum femoropatellare laterale und mediale. Sie verbinden den Os femoris mit der Patella.

Die Bänder des Kniegelenks werden in Innen- und Außenbänder eingeteilt. Die *Innenbänder* werden von den vorderen und hinteren Kreuzbändern repräsentiert.

Ihre wesentliche Funktion stellt die Lagepropriozeption für die Flexion/Extension dar, da auch hier zwischen den Fasern eine dichte Besiedlung der Bänder mit Ruffini- und Vater-Pacini-Körperchen existiert (Blümel et al. 1997, Nägerl et al. 2002b).

Das Ligamentum cruciatum anterius (vorderes Kreuzband) verläuft von der tibialen Area intercondylaris anterior zur medialen Fläche des lateralen Kondylus des Femurs (Abbildung 9). Das Ligamentum cruciatum posterius zieht sich von der tibialen Area intercondylaris posterior zur Innenfläche des medialen Femurkondylus (Waldeyer 2009). Die Kreuzbänder befinden sich außerhalb des Gelenkes jedoch innerhalb der Gelenkkapsel.

Die *Kollateralbänder* stellen die *Außenbänder* des Knies dar. Hier unterscheidet man das Ligamentum collaterale tibiale (klinischer Terminus: Innenband) und das Ligamentum collaterale fibulare (klinischer Terminus: Außenband) (Abbildung 9). Auch zwischen den Fasern der Kollateralbänder befinden sich Ruffini-Körperchen, wodurch auch die Kollateralbänder zur räumlichen Sensorik der Relativposition von Tibia und Femur beitragen.

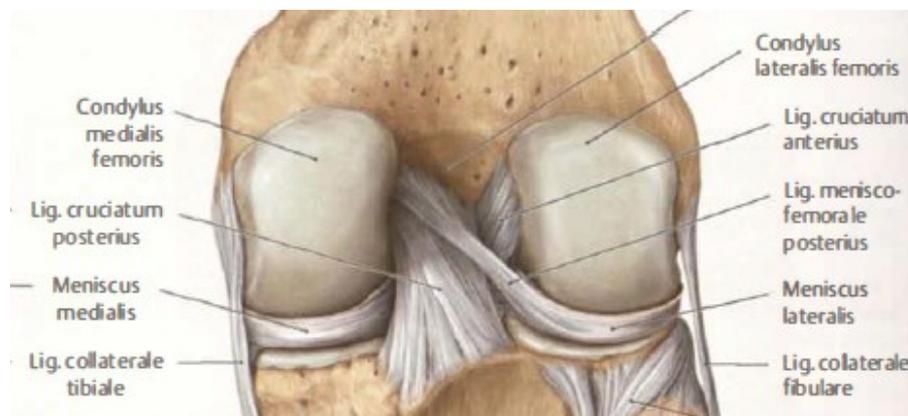


Abbildung 9: Kreuz- und Kollateralbänder (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.

Das Ligamentum collaterale tibiale entspringt am Epicondylus medialis femoris und zieht zur Facies medialis der Tibia in direkter Nachbarschaft zum Ansatz der Pes anserinus Muskeln. Es ist ferner mit dem Meniscus medialis verbunden (siehe Kapitel 2.4.3 und 2.4.4). Das Ligamentum collaterale fibulare zieht vom Epicondylus

lateralis femoris zum Caput fibulae (Waldeyer 2009) (Abbildung 9).

Untersuchungen haben ergeben, dass bei Extension des Kniegelenks die Fasern der Kreuzbänder unter voller und gleichmäßiger Anspannung nahezu parallel verlaufen. Bei der Außenrotation entflechten sie sich wieder (Hunziker et al. 1990).

Die Kreuzbänder haben auch neurophysiologische Bedeutung der Propriozeption: Es wurden Pacini- und Ruffini-Rezeptoren an der Oberfläche von vorderen Kreuzbändern gefunden und bestätigt, dass über diese Mechanorezeptoren und Signalweiterleitungen die Spannung der Kreuzbänder und Hamstring-Muskeln kontrolliert wird (Solomonow et al. 1987; Halata und Haus 1989; Jerosch et al. 1998; Dyhre-Poulsen et al. 2000; Nägerl et al. 2002b).

Vor diesem Hintergrund sollen im Folgenden die speziellen biomechanischen Verhältnisse des Kniegelenks erläutert werden.

2.5 Zur biomechanischen Funktionsweise des Kniegelenkes

2.5.1 Einführung

Sowohl die Brüder Weber (Weber und Weber 1836) als auch Fischer (Fischer 1907) und Strasser (Strasser 1917) beschrieben das Roll-/Gleitverhalten des Tibiofemoralgelenkes in der Hinsicht, dass zunächst aus dem Stand heraus ein überwiegendes Rollen der tibialen Gelenkfläche auf der femoralen Gelenkfläche bis zu einem Winkel von etwa 20° stattfindet. Dies bedingt, dass die momentane Drehachse zunächst nahe der Gelenkkontakte liegt, um dann bei größeren Flexionswinkeln ins Zentrum der Femurkondylen zu wandern (wie auch von R. Fick 1911 bereits beschrieben, siehe oben). Diese zentrale Lage bedingt dann das überwiegende Gleiten („Durchdrehen“) des Femurs auf der Tibia. Durch Zuhilfenahme der Bandführung und der Tibiarotation durch Weber und Strasser beziehungsweise durch Annahme der Führung durch die Kreuzbänder bei Zuppinger wurde versucht, die Roll-Gleit-Kurve des Kniegelenkes quantitativ abzuleiten, was aber schließlich nicht gelang (Zuppinger 1904; Weber und Weber 1836; Strasser 1917).

Trotz der frühen Erkenntnisse zum Roll-Gleitverhalten zeigen die heute auf dem Markt üblichen Knie-Endoprothesen ein Design, dass durch ein Zusammenfallen der Rotationsachsen im lateralen und medialen femoralen Kompartiment gekennzeichnet ist. Im natürlichen Gelenk ist nun die tibiale Gelenkfläche in sagittaler Richtung auf

der lateralen konvex, auf der medialen Seite aber konkav gekrümmt. Würde man nun eine solche Prothese konstruieren mit einer einzigen Femurachse und zwei verschiedenen Tibiaachsen, so hätte man ein simples, konstruktiv anspruchsvolles Scharniergelenk. Wenn man nun auf beiden Tibiaseiten die Gelenkflächen konkav gestaltet, deren Rotationsachsen zusammenfallen, so entsteht eine dimere Kette, wie es Nägerl (1990) bezeichnet. Eine solche Prothese hat dann in Flexion und Extension zwei Freiheitsgrade, wodurch der Scharniermodus verlassen ist. Nach diesem Prinzip sind fast alle auf dem Markt befindlichen Prothesen gestaltet. Wegen der lateral/medialen Symmetrie können aber auch diese Prothesen den natürlichen Roll-Gleitmechanismus nicht nachbilden.

Nägerl (Nägerl et al. 1993) sah, dass durch ein Verlassen einer gemeinsamen Femurachse von lateralem und medialem Condylus die experimentellen Roll-/Gleitkurven der früheren Forscher auch bei Prothesen erreicht werden können. Dazu muss man die Femurachse des medialen Condylus um einige Millimeter gegenüber der Femurachse des lateralen Condylus nach anterior versetzen (Nägerl et al. 2008). Behält man die natürlichen Krümmungen der tibialen Gelenkflächen bei (lateral konvex und medial konkav), dann führt dies dazu, dass sich im Stand die momentane Drehachse in der Nähe der Gelenkkontakte befindet, wodurch ein Rollen möglich ist. Bei Flexion wandert die Drehachse wie im natürlichen Kniegelenk in das Zentrum des Femurs und die Endoprothese wird bei großen Flexionswinkeln ebenso wie das natürliche TFG scharnierähnlich.

Die Führung des natürlichen Tibiofemoralgelenkes wird allein durch die Morphologie der Gelenkflächen dominiert. Die Bänder passen sich wegen ihrer erheblich größeren Elastizität dieser Führung an. Dabei stehen die Gelenkflächen bei kompressiver Gelenkkraft miteinander in Kontakt über die beiden Kontaktpunkte des medialen und lateralen Kompartiments. Unter der kompressiven Gelenkkraft wird durch diese Führung der artikulierenden Gelenkflächen ein Getriebemechanismus evoziert, welcher dem eines zwangsläufigen Viergelenkes entspricht (siehe Kapitel 2.5.3).

Die Bewegung in der Hauptfunktionsebene wird muskulär gesteuert und wird durch die Gelenkflächen vorgegeben, die anderen Freiheitsgrade des Tibiofemoralgelenkes sind zwangsläufig und selbststabilisierend. Im frontalen Schnitt zeigt sich ebenfalls, dass die tibialen und femoralen Krümmungen der artikulierenden Strukturen nicht

deckungsgleich sind (Abbildung 16). Die Kontaktpunkte befinden sich auf den tibialen Abhängen. Dies führt dazu, dass unter einer kompressiven Gelenkkraft, das System dem einer technischen „Laufkatze“ entspricht. Durch diese Positionierung der Kontaktpunkte können in geringem Maße die kleinen Freiheitsgrade, wie axiale Rotation und Ab-/Adduktion bei einer Störung des Systems durch äußere Krafteinflüsse bedient werden, welches für die Funktion des TFG wichtig ist. Wie zum Beispiel für das Gehen auf einem unebenen Weg. Ist der äußere Störfaktor weg, so kehrt das System des TFG wieder in seine Ausgangslage zurück. Nach diesem Prinzip wurde auch das AEQUOS Knie konzipiert (Fiedler et al. 2011, Wachowski et al. 2011). Diese kleinen Freiheitsgrade können nicht willentlich muskulär bedient werden (Nägerl et al. 2008).

Die Inkongruenz der Gelenke - und hier des Tibiofemoralgelenkes - ist zum einen mechanisch notwendig, zum anderen auch biologisch. Die Mechanik in der Hauptfunktionsrichtung erklärt sich aus dem technischen Viergelenk. Dieses jedoch allein reicht nicht zum Verständnis der Funktionsweise des biologischen Gelenkes. Die Inkongruenz der Gelenkflächen führt letztlich zur Kraftschraube beim Viergelenk.

2.5.2 Kraftschraube beim Viergelenk

Wie schon beschrieben, hat das TFG zwei Kontaktpunkte. In der Regel schneiden sich die beiden Kraftwirkungslinien durch den medialen und den lateralen Kontaktpunkt nicht, so dass diese beiden Gelenkkräfte – durch die entsprechenden Drehmomente erzeugt durch die Muskulatur - eine Kraftschraube bilden. Diese ist abhängig vom Flexionswinkel, der Verteilung der Gelenkkräfte und der Neigung der Tubercula condylaria, auf denen die Kontaktpunkte liegen (Fiedler et al. 2011).

Dabei kommt dem M. popliteus eine besondere Bedeutung zu, da er durch seinen Ansatz und Ursprung in der Lage ist, die Außenrotation, welche durch andere Muskeln erzeugt wird, zu kompensieren, so dass die axiale Kraftschraube kompensiert werden kann.

Über einen kraftschlüssigen Kontakt zwischen zwei Körpern kann senkrecht zur Kontaktfläche nur eine Kraft übertragen werden. Ein Drehmoment kann so nicht übertragen werden.

Ein Drehmoment kann nur dann über ein Gelenk übertragen werden, wenn zwei

Kontakte zwischen beiden Körpern existieren. Dies jedoch mit der Einschränkung, dass die Wirkungslinien der beiden Kontaktkräfte zueinander windschief verlaufen.

Dieses Drehmoment kann rücktreibend oder forttreibend sein und erlaubt so neben einem indifferenten Gleichgewicht stabile und labile Gleichgewichtszustände. Hierin unterscheidet es sich zum Gelenk mit einem Kontaktpunkt (mündliche Mitteilung Nägerl 2014).

Technisch wird dies als Kraftschraube beschrieben. Mit Ausnahmen des indifferenten Gleichgewichtes führt bei einem Viergelenk eine Auslenkung aus einer Gleichgewichtslage zu einer definierten Kraft und sogleich zu einem Drehmoment aus sich selbst heraus. Die Kraftschraube besteht aus einer Kraft, deren Wirkungslinie im Raum festgelegt ist, sowie einem Drehmoment, dessen Vektor parallel zur Kraftwirkungslinie verläuft (mündliche Mitteilung Nägerl 2014; Fiedler et al. 2011).

Das Funktionsprinzip der Kraftschraube unterscheidet das Viergelenk vom Scharniergelenk und somit auch das biomechanische Verständnis in der Gegenwart vom Tibiofemoralgelenk. Es funktioniert nach unserem heutigen Verständnis nach dem Prinzip des technischen Viergelenkes. Aus diesem Verständnis entstand mit der AEQUEOS die erste Knie-Endoprothese, die in ihrem Wirkungsmechanismus und Funktionsprinzip dem natürlichen Kniegelenk folgte (Frosch et al. 2009).

2.5.3 Das Kniegelenk als Viergelenk

Die spezielle Mechanik des Kniegelenkes wird durch die Geometrie der Tibia- und Femurflächen und deren Artikulation zueinander bestimmt, wie Nägerl erstmals 1993 (Nägerl et al. 1993) darlegte und wie in weiteren MRT-Untersuchungen bestätigt werden konnte (Martelli und Pinskerova 2002; Hamai et al. 2013).

Die Oberfläche der Tibiakondylen weist zwei Besonderheiten auf: Zwar sind beide Gelenkflächen der Tibia oval, jedoch ist die mediale Fläche größer als die laterale. Das mediale Kompartiment ist im sagittalen Schnitt konkav gekrümmt. Obwohl der artikulierende femorale mediale Anteil konvex geformt ist, bewirkt der kleinere femorale Krümmungsradius eine Inkongruenz der Gelenkflächen zueinander. Des Weiteren zeigt der sagittale Schnitt im lateralen Kompartiment der tibialen Artikulationsfläche eine konvexe Krümmung. Im lateralen Kompartiment artikuliert daher die konvexe tibiale mit der konvexen femoralen Oberfläche (Abbildung 11)

(Nägerl et al.1993).

Hier wird die aus dieser Geometrie folgende Besonderheit deutlich: im medialen Bereich liegt der tibiale Krümmungsmittelpunkt oberhalb des femoralen Krümmungsmittelpunktes (Abbildung 10).

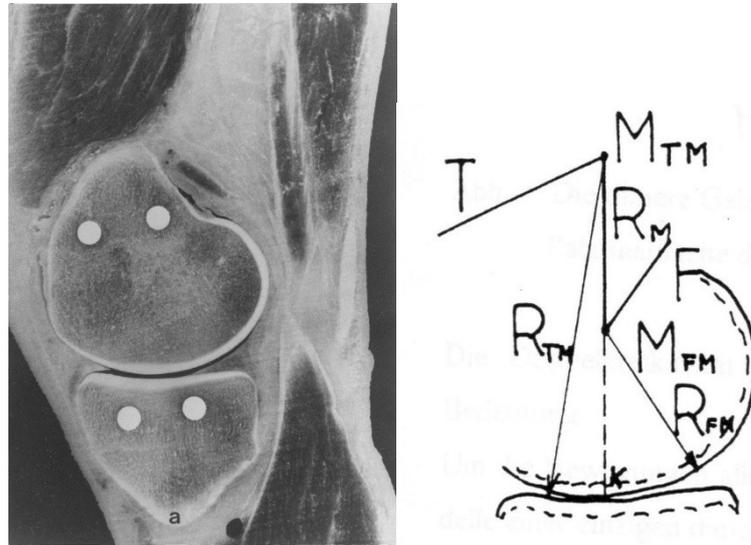


Abbildung 10: Anteroposteriorer Schnitt durch die medialen Kondylen mit Schemazeichnung der resultierenden überschlagenen dimeren Kette aus Nägerl et al. 1993, S. 388. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

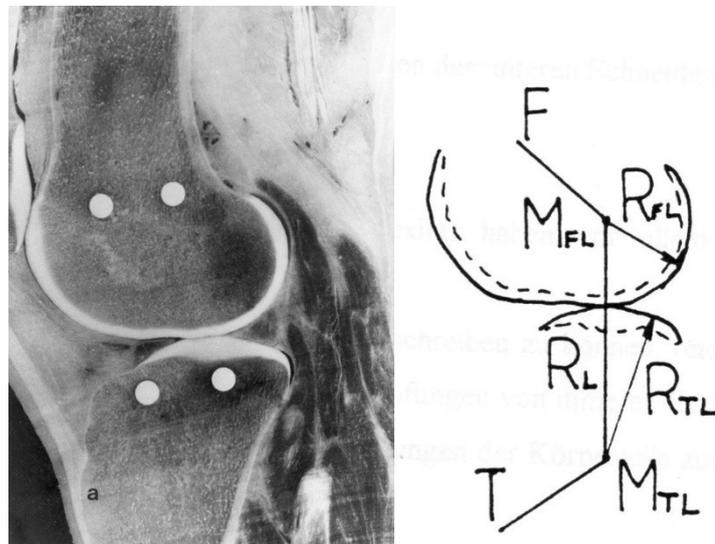


Abbildung 11: Anteroposteriorer Schnitt durch die lateralen Kondylen mit Schemazeichnung der gestreckten dimeren Gelenkkette (Nägerl et al. 1993, S. 388). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

F = Femur; T = Tibia; M(FL) = lateraler Krümmungsmittelpunkt des Femurs, M(TL) = lateraler Krümmungsmittelpunkt der Tibia, R(FL) = Radius der lateralen Krümmung des Femurs, R(TL) = Radius der lateralen Krümmung der Tibia, M(FM) = medialer Krümmungsmittelpunkt des Femurs, M(TM) = medialer Krümmungsmittelpunkt der Tibia, R(FM) = Radius der medialen Krümmung des Femurs, R(TM) = Radius der medialen Krümmung der Tibia, R(L), R(M) = Gestänge der dimeren Kette

2.5.4 Dimere Kette als Baustein

Das laterale Kompartiment stellt sich als gestreckte dimere Gelenkkette, das mediale Kompartiment dagegen als überschlagene dimere Gelenkkette dar. Die konkav-konvexe Anordnung der Gelenkflächen ist druckstabil. Die konvex-konvexe Morphologie des lateralen Kompartiments ist hingegen labil.

So präsentiert sich das Tibiofemoralgelenk nicht, wie in älteren Publikationen beschrieben, als Scharniergelenk, sondern strukturell als ein Viergelenk aus einer überschlagenen und einer gestreckten Kette als Bausteinen, da die beiden femoralen Achsen nicht zusammenfallen.

Aus der Morphologie der artikulierenden Gelenkflächen ergeben sich für das Tibiofemoralgelenk vier Drehachsen, die bedingt durch die Inkongruenz der Gelenkflächen nicht zusammenfallen, sondern sich zu einem zwangsläufigen Viergelenk zusammenschließen (Abbildung 12).

Der laterale und der mediale Kontaktpunkt des Tibiofemoralgelenkes schließen sich durch ihre Asymmetrie zu einem Viergelenk zusammen.

Die Inkongruenz der artikulierenden Flächen ist ein grundsätzliches Konstruktionsprinzip von biologischen Gelenken und ist für die Funktionsweise des Kniegelenks von ausschlaggebender Bedeutung (Nägerl et al. 1993).

Allgemein läßt sich feststellen, dass in Flexion/Extension das Kniegelenk physikalisch ein Kurvengetriebe darstellt, das sich geometrisch aus den Kurven der Kontaktpunkte auf den Gelenkflächen ergibt. Nähert man diese Kontaktkurven durch Kreise an, so ergibt sich das unten beschriebene Viergelenkgetriebe.

Da es sich um knöcherne Strukturen handelt, haben die Abstände der Achsen M_{FM} und M_{FL} sowie M_{TM} und M_{TL} definierte Abstände, so dass die dimeren Ketten des lateralen und medialen Kompartiments zu einem Viergelenk verknüpft sind (Nägerl et al. 1993).

Die Inkongruenz führt zu weiteren mechanischen Merkmalen in Flexion und Extension. Beim Vorgang der Extension verhindern die in antero-posteriorer

Richtung gegensätzlichen Krümmungen der tibialen Gelenkflächen eine Überstreckung des Tibiofemoralgelenkes (Nägerl et al. 1993).

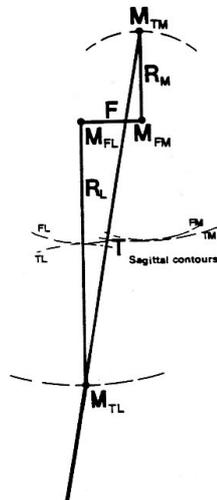


Abbildung 12: Dimere Ketten des Viergelenks aus Nägerl et al. 1993, S. 389. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

Die Flexion kann technisch bedingt auf eine anteriore oder posteriore Art erfolgen (Abbildung 13 und Abbildung 14). So kann aus der Ausgangslage M_{TM} sich der Mittelpunkt nach anterior bewegen (Abbildung 13), dabei ist charakteristisch, dass nach der Totlage T_1 große Beugungswinkel resultieren.

Im zweiten Fall wandert M_{TM} zunächst nach posterior und erst nach Passieren der hinteren Totlage T_{11} nach vorne (Abbildung 14).

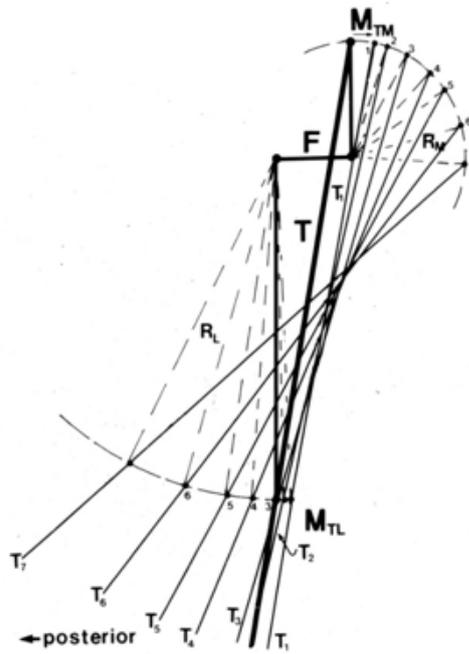


Abbildung 13: Anteriorer Zweig der Kniebeuge aus Nägerl et al. 1993, S.389. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

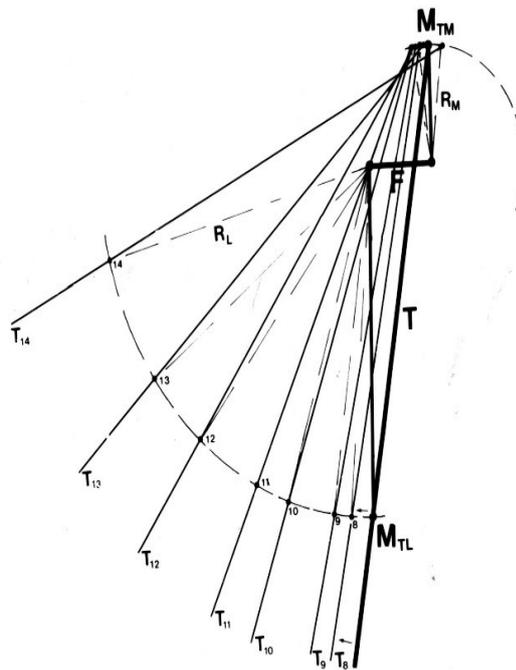


Abbildung 14: Posteriorer Zweig der Kniebeuge aus Nägerl et al. 1993, S.389. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

2.5.5 Rastpolkurve

Viergelenkgetriebe mit den Achsen M_{FL} , M_{FM} ; M_{TL} , M_{TM} , definiert durch die

Gelenkflächen des lateralen und medialen Kompartiments, besitzen eine momentane Rotationsachse, deren Lage abhängig vom Flexionswinkel ist. Die Summe der Drehachsen oder Drehpole bilden beim Bewegungsablauf eine Kurve, die so genannte Rastpolkurve, Drehpolkurve, Momentanpolkurve oder *helical axis* (Abbildung 15a-c) (Blaha et al. 2003; Mansour et al. 2004; van den Bogert et al. 2008; Nägerl et al. 1993; Fiedler et al. 2011).

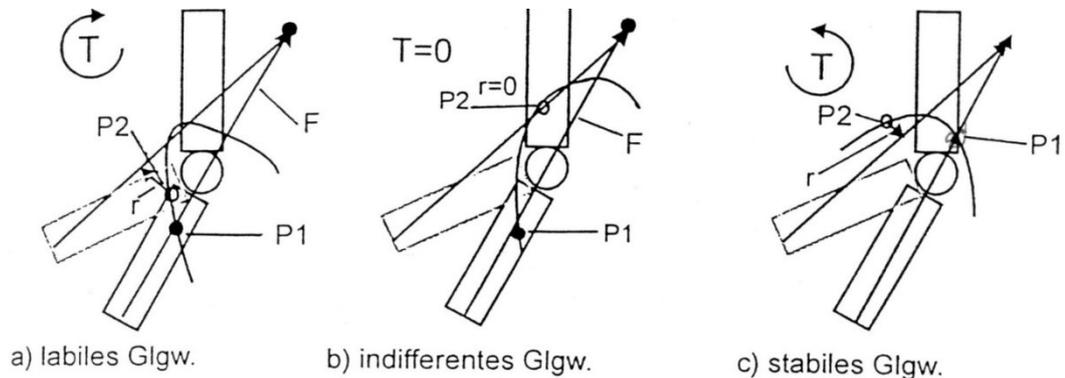


Abbildung 15: Gleichgewichtszustände eines Viereckgelenks unter isotonischer Kraft aus Mackeben 1997. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Dipl.-Phys .S. Mackeben

Werden alle momentanen Einzelrotationen aufgezeichnet, so befindet sich das Viereckgelenk dann im stabilen Gleichgewicht, wenn die momentane Drehachse bei der Auslenkung die Kraftwirkungsline überholt. Ein labiles Gleichgewicht herrscht, wenn der momentane Drehpol (P2 in Abbildung 15) hinter der Bewegung der Kraftwirkungsline zurück bleibt oder sich von ihr weg bewegt.

Ein indifferentes Gleichgewicht liegt vor, wenn der momentane Drehpol während der Auslenkung auf der Kraftwirkungsline bleibt (Abbildung 15c).

2.5.6 Das Muskelprinzip

Die Rastpolkurve ist durch die Gelenkflächen des Kniegelenkes vorgegeben und ist nicht veränderbar. Die Kraftwirkungslinien können jedoch durch die Muskulatur variiert werden.

Zu diesem Zweck ist die Muskulatur überdimensioniert. Die Anzahl der Muskeln ist größer als die Freiheitsgrade des Gelenkes. Dieses generelle Prinzip bei biologischen Gelenken erlaubt es, dass mithilfe der Muskulatur eine biologisch beeinflussbare Variable vorliegt, die das Gleichgewicht und die Gleichgewichtsart bestimmen kann (Nägerl et al. 1993).

Wie bereits Knösel zeigte, lässt sich dieses Prinzip auch experimentell nachweisen (Knösel 2003).

Eine Änderung der Kraftwirkungslinien führt bei gleichem Flexionswinkel zu unterschiedlichen Stabilitäten beziehungsweise Instabilitäten der Gleichgewichte.

2.5.7 Freiheitsgrade des Kniegelenkes

Unter Einbeziehung der Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen, der Bedingung des Kraftschlusses und der zwei Kontaktpunkte, ergeben sich für das Kniegelenk folgende vier Freiheitsgrade:

- **Extension/Flexion in der Sagittalebene**
- **Rotation um die zwei Normalen in den Kontakten**
- **Adduktion/Abduktion (Varus-Valgus)**

2.5.8 Bewegung in der Hauptfunktionsrichtung

In der Sagittalebene findet die Extension/Flexion statt, bei welcher es sich um die Hauptfunktionsrichtung handelt. Die kinematischen Eigenschaften des Viergelenkes des Tibiofemoralgelenkes ergeben sich in der Hauptfunktionsrichtung unter anderem aus den Verhältnissen und Längen der Getriebeglieder.

Das mechanisch stabile Gleichgewicht für eine Position der Koppel wird durch die Lage und die Abstände des Koppelpunktes, der momentanen Drehachse, des Kraftzentrums und der Krümmungsmittelpunkte zueinander bestimmt sowie der Gelenkkraft. So sind bei einem definierten Viergelenk nur Bewegungen eines Punktes der Koppalebene auf einer vorgeschriebenen Bahn, der Koppelkurve, möglich. Ebenso bei dem definierten Kurvengetriebe, für das das Viergelenk im Winkelbereich bis 60° gilt (Nägerl et al. 1993).

2.5.9 Bewegungsfreiheiten neben der Hauptfunktionsrichtung

Die primär durchgeführten Bewegungen des Kniegelenkes sind die Extension-/Flexion in der Sagittalebene und die Translation in anteriorer/posteriorer Richtung in der Sagittalachse (Hauptfreiheitsgrade). Weitere, auch als so genannte kleine Freiheitsgrade (Knösel 2003) bezeichnete Bewegungen, die einzeln für sich aktiv durch die Muskulatur nicht bedient werden, stellen die Ab- und Adduktion sowie die axiale Rotation (Pronation/Supination) dar.

Die Selbststabilisierung dieser kleinen Freiheitsgrade wird nur durch die

Entlastung und Belastung des Knorpels finden bei der Änderung des Kontaktpunktes statt. Der Kontaktpunkt ändert sich bei jeglicher Bewegung, jedoch unterschiedlich schnell an Tibia und Femur.

Bei der Kompression des Knorpels wird Synovia aus dem Knorpel selbst frei. Bei Entlastung nimmt er ebenso Synovia wieder auf. Dadurch schwimmen die beiden kontaktierenden Gelenkflächen aufeinander. Die Synovia im Gelenkspalt dient somit der Reduzierung der Reibung und der Ernährung des Gewebes (Waldeyer 2009). Die Reibung in biologischen Gelenken liegt daher nahezu nur als Gleitreibung vor. Die Haftreibung spielt in physiologischen Gelenken im Gegensatz zu pathologischen Gelenken nur eine sehr untergeordnete Rolle. Die mechanischen Eigenschaften gehen verloren und die biomechanischen Funktionsweisen fallen weg (mündliche Mitteilung Nägerl 2014).

2.5.11 Rollen und Gleiten des Kniegelenkes

Die Beuge-Streck-Bewegung im Kniegelenk entspricht einer Roll-Gleit-Bewegung. Durch die veränderlichen Krümmungsradien der Femurkondylen verlagert sich der Drehpunkt kontinuierlich (Weber und Weber 1836; Strasser 1917).

Nach Nägerl et al. (2008) überwiegt der Anteil des Rollens in der Bewegung des Kniegelenkes zwischen 5° und 25° . Das Problem der Reibung ist im natürlichen Kniegelenk kinematisch gelöst, so dass die Haftreibung in physiologischen Gelenken keine Rolle spielt und die Abnutzung der artikulierenden Flächen minimiert wird.

Die Extension ist mit einer Außenrotation der Tibia kombiniert. Während der letzten 5° der Extension kommt es dabei zur sogenannten Schlussrotation der Tibia, der zwangsläufigen Außenrotation gegen den Femur um etwa $5-10^\circ$ (Meyer 1856; Strasser 1917, S. 379; Waldeyer 2009). Diese „Verriegelung“ des Knies, die Durchstreckung des Knies, wird bei permanentem Stehen eingenommen. Dieser Extensionszustand wird beim Gehen in der Standphase nicht erreicht.

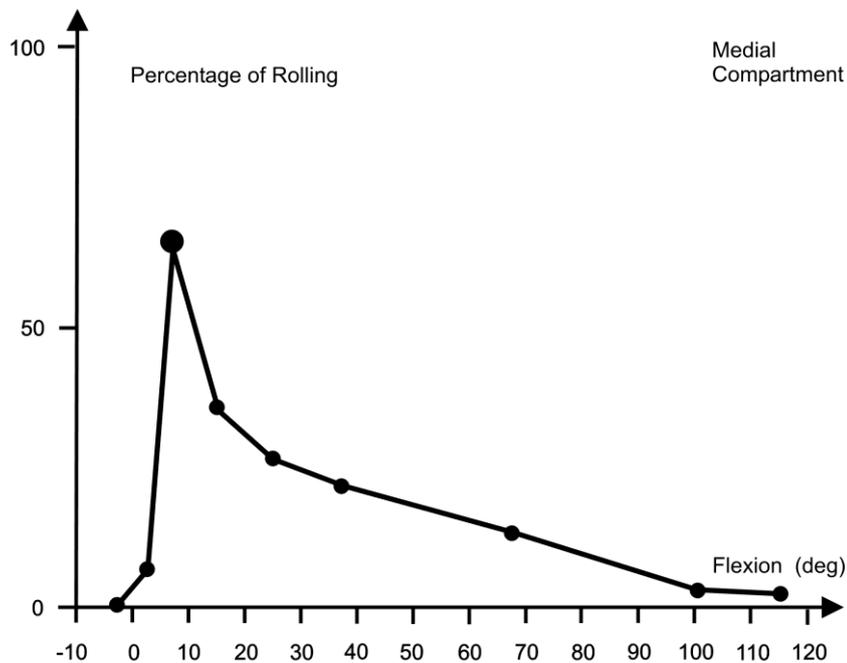
Entscheidend für die Flexion im Kniegelenk ist das initiale Abrollen des Tibiofemoralgelenkes beim Überschreiten der ersten Grade in der Flexion, um in dieser Phase der großen Gewichtsbelastung der artikulierenden Flächen den Verschleiß möglichst gering zu halten. In der Schwungphase des Ganges, in dem die größten Winkel eingenommen werden, ist das jeweilige Tibiofemoralgelenk nur wenig kompressiv belastet, so dass eine Entlastung durch Abrollen nicht notwendig

ist.

Damit biologische Gelenke die beschriebenen Vorgänge des Rollens und Gleitens ausführen können, muss die Bedingung des Kraftschlusses erfüllt sein. Im humanen Tibiofemoralgelenk wird der Kraftschluss durch die kompressive Gewichtskraft realisiert.

Die Abbildung 17 zeigt das initiale Abrollen des Tibiofemoralgelenkes für beide Kompartimente in der Anfangsphase des Gehens, in dem die mit Abstand größte Gewichtsbelastung auftritt. Im medialen Kompartiment erkennt man ab etwa 10° den Vorgang des Roll-Gleitens, mit wachsendem Anteil des Gleitens.

Im lateralen Kompartiment kommt es ab etwa 35° zu einem erneuten Anstieg der Rollbewegung, zurückzuführen auf die Inkongruenz der Flächen, die ein vollständiges Gleiten erschwert.



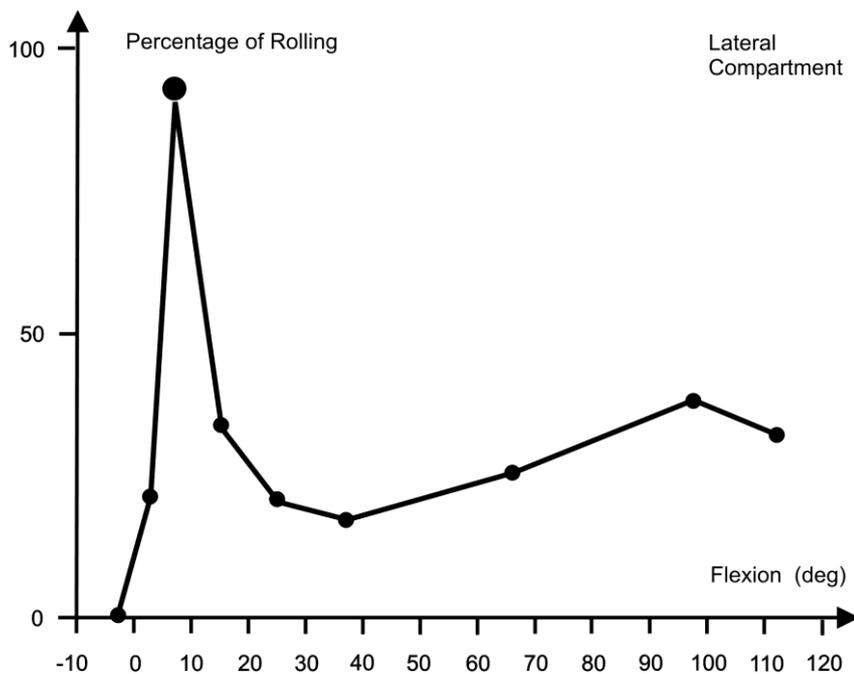


Abbildung 17: Anteil des Rollvorgangs in der Flexion medial (a) und lateral (b) aus Nägerl et al. 2004. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

Der Abrieb ist beim Gleiten größer als beim Rollen. Die Gewichtsbelastung ist jedoch in der Standphase physiologisch am höchsten und geht mit dem Rollen einher. Die kompressive Kraft ist bei größeren Winkeln geringer, wodurch der Abrieb auch in der Gleitphase reduziert wird (Nägerl et al. 2008).

2.5.12 Neuronale Verschaltung

Die Lage der artikulierenden Flächen des Kniegelenkes des Menschen wird durch die in den Aufhängungen der Menisci und den Kreuzbändern sich befindenden Sensorsysteme registriert und kontrolliert (Zimny 1988; Nägerl et al. 1993; Gray 1999).

Die Führungsaufgabe liegt ausschließlich in den Gelenkflächen. Die Menisci verkleinern den Gelenkraum und dichten den Gelenkspalt zwischen Tibia und Femur hydrodynamisch ab. Dadurch kommt es schon bei kleineren Gelenkbewegungen zu hydraulisch bedingten Strömungen von Synovialflüssigkeit (Kapitel 2.4.3).

In den Aufhängungen der Menisci befinden sich ebenso wie in den Kreuzbändern Mechanorezeptoren (Kapitel 2.4.3).

Diese Rezeptoren registrieren die Lagebestimmung von Tibia zu Femur relativ zueinander. Sie sind über die Spinalganglien im Rückenmark mit der Muskulatur

neuronal verknüpft. Die Einstellung bedarf jedoch einer Laufzeit von etwa 40 Millisekunden. Diese lange Dauer ist problematisch, da dadurch erst verzögert korrigierend eingegriffen werden kann.

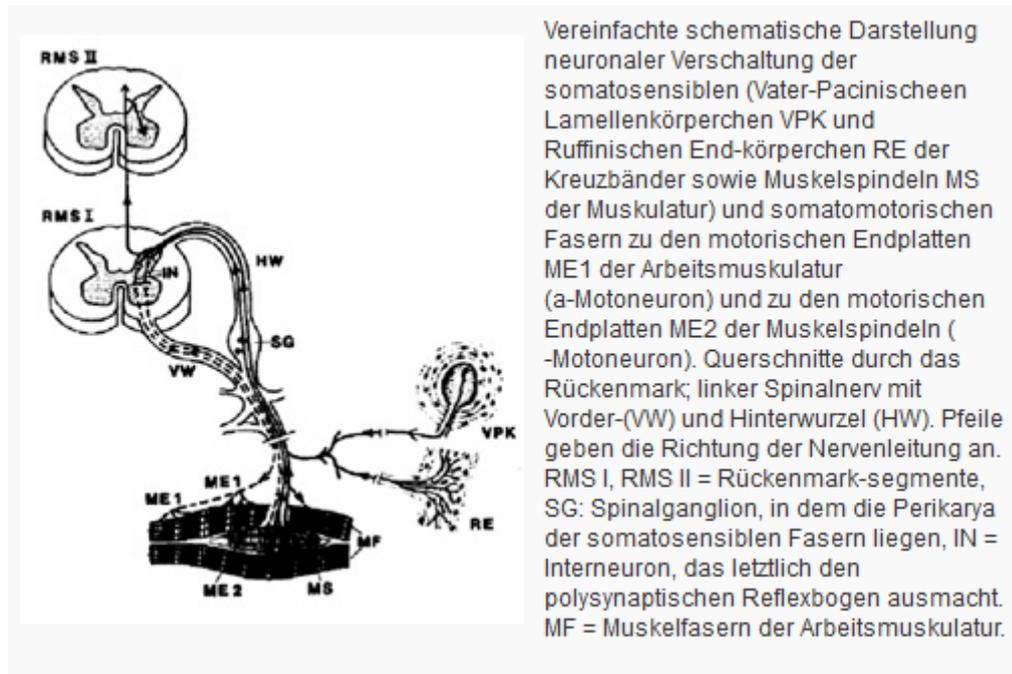


Abbildung 18: Neuronale Verschaltung aus Nägerl et al.1993. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.

Folgende Darstellung soll dies verdeutlichen:

Ein physiologischer Bewegungsablauf wird unerwartet gestört durch eine äußere Kraft, wodurch die alleinige Führung der Gelenkflächen in den Kontaktpunkten aufgehoben wird. Es kommt zu einer durch die äußere Kraft geführten zwanghaften Bewegung. Die Rezeptoren in den Aufhängungen der Menisci und Kreuzbändern nehmen diese Störung wahr und leiten über die Muskulatur entsprechende korrektive Schritte ein. Aufgrund der Verzögerung muss bei der Auswertung der Rezeptoren bereits auf zukünftige Ergebnisse geschlossen werden. Dieses Vorausberechnen erfolgt folglich nur für das wahrscheinlich zu Erwartende; aus Erfahrung gelernter Reflexe. Es kommt zum Stolpern oder Sturz sofern das erwartete/berechnete Ergebnis nicht eintritt oder schlicht die Zeit zur Korrektur des Bewegungsablaufes nicht ausreichte.

2.5.13 Einstellung von Gleichgewichten in der Hauptfunktionsebene

Für ein physiologisches Stehen oder Hocken und den Ablauf einer Bewegung ist dieses System der neuronalen Verschaltung zu langsam.

Diese Funktion wird vielmehr durch die biomechanischen Eigenschaften des Viergelenks erzwungen. Die Mechanik reagiert unmittelbar. Nägerl und Kollegen zeigten 1993, dass das Tibiofemoralgelenk ein Viergelenk unter Kraftschluss ist. Eine kompressive Kraft liegt durch die Gewichtskraft physiologisch vor, so dass eingestellte Kraftsysteme ebenso wie beim technischen Viergelenk verschiedene Gleichgewichtszustände einstellen können (Mackeben 1997, Knösel 2003).

Unterschiedliche Gleichgewichte können im gleichen Flexionswinkel nur mit unterschiedlichen Kraftwirkungslinien eingestellt werden. Die Muskulatur bestimmt den Gleichgewichtszustand (Kapitel 2.5.6). Auslenkungen aus diesem Gleichgewichtszustand führen zu einem vordefinierten Bewegungsablauf aufgrund der Führung durch die Gelenkflächen. Eine Änderung des Muskeltonus ist nicht notwendig und wäre zu langsam. Ein Eingreifen der Rezeptoren ist zur Stabilisierung eines beispielweise stabilen Gleichgewichtes nicht notwendig, da die durch die Gelenkflächen bedingten Kräfte und Drehmomente die Tibia zur Ausgangslage zurückführen.

2.5.14 AEQUOS-Knie-Endoprothese

In der vorliegenden Arbeit wurde der bikondyläre Oberflächenersatz für das Kniegelenk AEQUOS (AEQUOS Endoprothetik GmbH, Gräfelfing, Deutschland) für die Messungen zugrunde gelegt. Da die AEQUOS- Endoprothese im Gegensatz zu den gängigen auf dem Markt befindlichen Endoprothesen der natürlichen Gelenkmorphologie nachempfunden ist, unterliegt sie den gleichen oben beschriebenen biomechanischen Gesetzmäßigkeiten und beruht auf diesem funktionellen Verständnis.

Die Konstruktion ist ein Kurvengetriebe, das bei Flexionswinkel kleiner 60° das beschriebene Viergelenk darstellt. Bei großen Beugewinkeln geht die AEQUOS Prothese konstruktiv in ein Scharnier über (Fiedler et al. 2011, Nägerl et al. 2008).

Das AEQUOS Gelenk ermöglicht ein überwiegendes Rollen bis zu einer Beugung von circa 30° . Dieser Winkelbereich entspricht der Standphase beim Gehen und Laufen, in der der Knorpel mit mehr als dem dreifachen des Körpergewichtes

belastet wird. Durch das Rollen ist somit die Reibung minimiert. Die Rollreibung ist geringer als die Gleitreibung. Der Erhalt des Inlays aus Polyethylen wird verlängert (Frosch 2009).

Der anteriore und posteriore Modus gehen bei der Flexion der AEQUOS ineinander über, womit nur ein Modus vorliegt.

Die Femurkomponente und die Tibiaplatte bestehen aus einer hochfesten Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (CoCrMo), der zentrale Zapfen und das in die Platte eingesetzte Inlay werden aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE) hergestellt.

3 Methodik

Einleitung

Um die Quantität und Qualität von Gleichgewichtszuständen bei einer Knie-Endoprothese messen zu können, mussten die Konzeptionierungen der Versuchsaufbauten von Mackeben (1997), Knösel (2003) und Stühmer (2002) an das AEQUOS angepasst werden. Hierfür waren eine Modifikation des Versuchsaufbaus sowie eine Validierung der Kalibrierung der Kraftmessdose, welche zur Aufnahme der Messergebnisse benötigt wird, notwendig, wie im Folgenden dargestellt wird.

3.1 Versuchsaufbau

3.1.1 Messung der mechanischen Gleichgewichte von Gelenken in der Hauptfunktionsebene

Die Bestimmung von Art und Qualität des Gleichgewichtes des Kniegelenks kann erfolgen, indem ein eingestellter Gleichgewichtszustand verändert wird. Die Reaktion des Systems auf äußere Kräfte und Drehmomente beschreibt die Qualität des Gleichgewichtes.

Ein stabiles Gleichgewicht liegt vor, wenn bei Auslenkung aus der Gleichgewichtslage rücktreibende Kräfte auftreten, die in Richtung der primären Gleichgewichtslage wirken. Wirken die Kräfte von der Gleichgewichtslage weg, so handelt es sich um ein instabiles Gleichgewicht. Ein indifferentes Gleichgewicht liegt vor, wenn bei Auslenkung keine resultierende Kraft erzeugt wird. Diese Kräfte wurden mittels der Kraftmessdose aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Der Vorteil des verwendeten Versuchsaufbaus liegt darin, dass eine Veränderung des Gleichgewichtszustandes quantitativ gemessen werden konnte und schon bei der manuellen Einstellung qualitativ beurteilt werden konnte.

Im vorliegenden Versuchsaufbau sollte die Qualität von Gleichgewichten in der Sagittalebene (hier: $y - z$ - Ebene, Abbildung 19) in Bezug auf den Hauptfreiheitsgrad Extension/Flexion untersucht werden. Zu diesem Zweck wurden zunächst in einem vorgegebenen Flexionswinkel des Tibiofemoralgelenkes verschiedene Gleichgewichtszustände hergestellt. Flexionswinkel und Gleichgewichtszustände konnten durch die Simulation der Hauptmuskeln mithilfe von Gewichtskräften und damit über deren Zugkräfte imitiert werden (siehe Kapitel 2.4.2): Die Extensorengruppe (M. quadriceps), die Flexoren- oder Hamstring-

Gruppe, sowie die M. gastrocnemius Gruppe und der M. popliteus.

Die Gleichgewichtszustände wurden über isotonische Kraftverhältnisse erreicht, welche durch geringe Änderungen der Gewichtskräfte eingestellt wurden. Zur Überprüfung des Gleichgewichts und zur Sicherstellung des isotonischen Zustands wurde die Tibia um definierte kleine Winkelbeträge aus der Gleichgewichtslage ausgelenkt. Die quantitative Bestimmung der Auslenkungskräfte und Drehmomente erfolgte mithilfe der in Kapitel 3.2 beschriebenen Kraftmessdose.

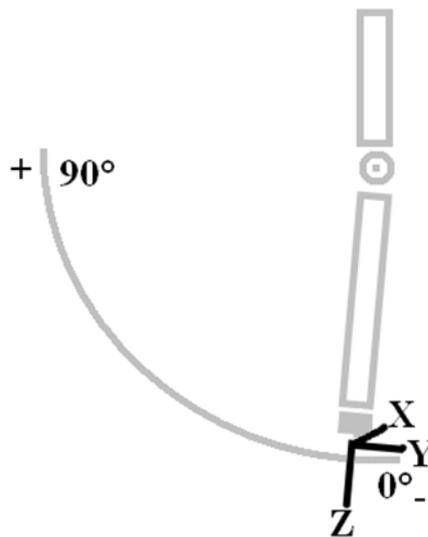


Abbildung 19: Koordinatensystem und Hauptfunktionsebene

3.1.2 Prinzip des Messaufbaus

3.1.2.1 Messapparatur nach Mackeben

Im Rahmen seiner Diplomarbeit entwickelte Mackeben 1997 eine erste Apparatur zur Messung der Stabilität von technischen Gelenken. Im Vordergrund stand hier ein technisches Viergelenk, das sich im Gegensatz zum Kniegelenk nur auf die ebene Bewegung beschränkt.

Die Messapparatur von Mackeben bestand aus einem Außengerüst mit Befestigungsvorrichtungen für Femur und Tibia.

Das Femur war in dieser Anordnung Teil des starren Systems, da es mithilfe eines Gestänges am Außengerüst befestigt wurde. Ein Viertel-Kreisbogen in der Mitte der Apparatur diente zur Führung der dort befestigten flexiblen Tibia. Der Kreisbogen besaß Arretierungshilfen im Abstand von einem Grad zur Einstellung der

Auslenkungswinkel. Der Durchmesser des Kreisbogens betrug 81 Zentimeter. Über die Führungsschiene und eine Teleskopstange wurde die Tibia mit der Kraftmessdose verbunden.

Die Messapparatur von Mackeben war ausschließlich für ebene Gelenke geeignet, die sich auf eine Hauptflexionsrichtung beschränken. Um unterschiedliche Belastungszustände einzustellen, simulierte Mackeben die isotonischen Muskelkräfte mithilfe von Wasserkanistern unterschiedlicher Füllmenge, die an Kevlarseilen hingen, welche über Umlenkrollen gelenkt wurden. Mackeben bestimmte die Gewichtskräfte indirekt mithilfe von Buckle-Transducern über die Seilspannung (Mackeben 1997).

3.1.2.2 Modifizierung nach Stühmer

Stühmer wollte 2002 die isotonische Stabilität des Tibiofemoralgelenkes des Hausschweins in der Hauptflexionsrichtung vermessen. Dazu führte er zunächst keine weiteren Modifikationen an der Apparatur von Mackeben durch, sondern ersetzte lediglich das technische Gelenk durch ein biologisches (Stühmer 2002).

Durch die Verlängerung der Tibia über die Befestigung am Kreisbogen und die Reduzierung ihrer Bewegung auf eine Kreisbahn wurden insbesondere die so genannten kleinen Freiheitsgrade blockiert. Wie in Kapitel 2.5 hergeleitet, stellt die Auslenkung des Tibiofemoralgelenkes in seiner Extensions-Flexions-Richtung keine ausschließlich ebene Bewegung dar. In der Versuchsanordnung von Stühmer wurden daher sehr unterschiedliche Kräfte und Drehmomente gemessen, da sie nicht nur wie beabsichtigt die Gleichgewichtszustände darstellten, sondern eine Vielzahl von ungewollten Zwangskräften. Das physiologische Gleichgewichtsverhalten konnte mit dieser Apparatur noch nicht dargestellt werden.

3.1.2.3 Modifizierung nach Knösel

Die Apparatur nach Stühmer berücksichtigte die Freiheitsgrade des Tibiofemoralgelenkes nur unzureichend. Knösel modifizierte daher 2003 den Versuchsaufbau mit dem Ziel, die Zwangsführung aufzuheben (Knösel 2003).

Knösel erreichte dies durch Einfügen von Linearlagern in z- und y-Richtung und eine Steckverbindung zwischen Tibiaverlängerung und Kraftmessdose. Auf diese Weise sollte die Freischaltung der Rotation und der medial-lateralen Translation der Tibia in der Sagittalebene erreicht werden. Damit wären auch die so genannten kleinen

Freiheitsgrade verfügbar, und eine Behinderung (Unfreiheitsgrad) träte nicht mehr auf. Die Rotation gelang Knösel technisch nicht ideal, da die genauen Drehachsen nicht bekannt waren.

Die Drehachse des Gelenkes in Übereinstimmung mit der Drehachse der Messapparatur zu bringen, scheint kaum möglich, zumal die Drehachse beim Tibiofemoralgelenk nicht starr ist.

Für eine zwangsfreie Messung in der Hauptflexionsrichtung sollte daher entweder die Drehachse der Messapparatur mit der Drehpolkurve übereinstimmen, welches bedeutet, dass die Drehachse ständig gezielt verändert werden müsste, oder es sollten sämtliche Freiheitsgrade freigeschaltet werden.

3.1.2.4 Problempunkte

Zur Messung der isotonischen Stabilitätsformen (stabil, labil) des Tibiofemoralgelenkes war die möglichst vollständige Freischaltung aller Freiheitsgrade die Voraussetzung (siehe Knösel 2003).

Beibehalten wurde das isotonische Kraftsystem. Für jeden gewählten Flexionswinkel blieben die Beträge der simulierten Muskelkräfte gleich. Die Kraftwirkungslinien änderten sich entsprechend der Lageveränderung der Insertionsstellen der Muskeln.

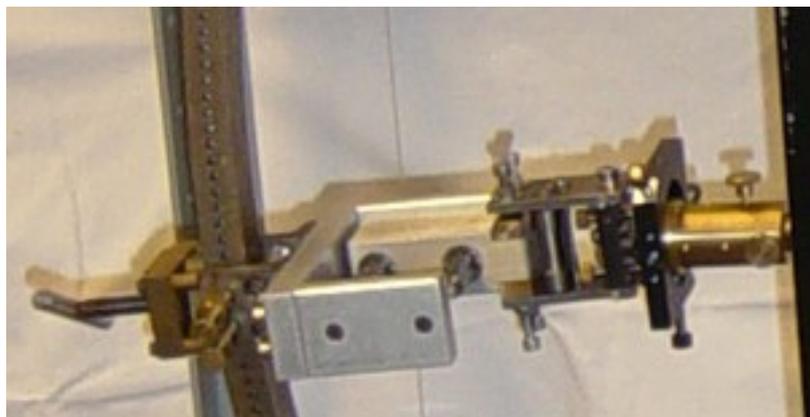


Abbildung 20: Arretierung nach Knösel befestigt am Kreisbogen ohne Tibia

Bei Vorversuchen mit dem zuletzt von Knösel modifizierten Messapparat zeigte sich, dass das Anspannen der Arretierungsschrauben zur Befestigung der Tibia am Kreisbogen die Messergebnisse nicht reproduzierbar beeinflusste. Ferner zeigte sich, dass aufgrund der schwergängigen Rollenlager Zwangskräfte entstanden. Schließlich

war eine genauere Arretierung gewünscht.

Die Anforderungen an den Messapparat wurden also präzisiert:

- Die Qualität eines Gleichgewichtes ist vor allem in sehr kleinen Abweichungen vom Gleichgewichtszustand interessant. Hier wirken die initialen Kräfte rücktreibend oder forttreibend. Daher war ein Ziel, die Arretierungsmöglichkeiten zu verfeinern.
- Freischaltung aller Freiheitsgrade des Kniegelenkes, um eine Zwangsführung zu verhindern.
- Eine technische einfache Arretierung, die auch die visuelle Überprüfung eines Gleichgewichtszustandes erlaubt.
- Eine messtechnisch praktikable (das bedeutet kontaktpunktferne) Positionierung der Kraftmessung, um mit möglichst hoher Genauigkeit die Kräfte und Drehmomente im Kniegelenk zu messen.
- Kraftschluss ist Voraussetzung für die Führung der Gelenkflächen in der Bewegung. Die Führung durch die Messapparatur selbst darf die Führung durch die Gelenkflächen nicht beeinflussen, da sie andernfalls eine äußere Zwangsführung bedingt.

3.1.3 Modifizierter Messaufbau

3.1.3.1 Befestigung von Tibia und Femur

Die neuen Anforderungen an die Messapparatur konnten folgendermaßen gelöst werden.

Wie auch bei Mackeben wurde das Femur über ein Kugelgelenk sowie einen Winkel (Aluminiumprofil) am Außengerüst befestigt. An diesem wurde mit Palavit L-Kunststoff die Femur-Prothese angeklebt. Die Gelenkfläche der Tibia – Prothese wurde mit Palavit L an einem Bosch-Doppel-Profil befestigt. An diesem sind mittels Schrauben und Ösen die Ansatzpunkte der Muskulatur nachgeahmt, über deren Befestigung mithilfe der Kevlarseile das isotonische Kraftsystem erzeugt werden kann (Abbildung 21).

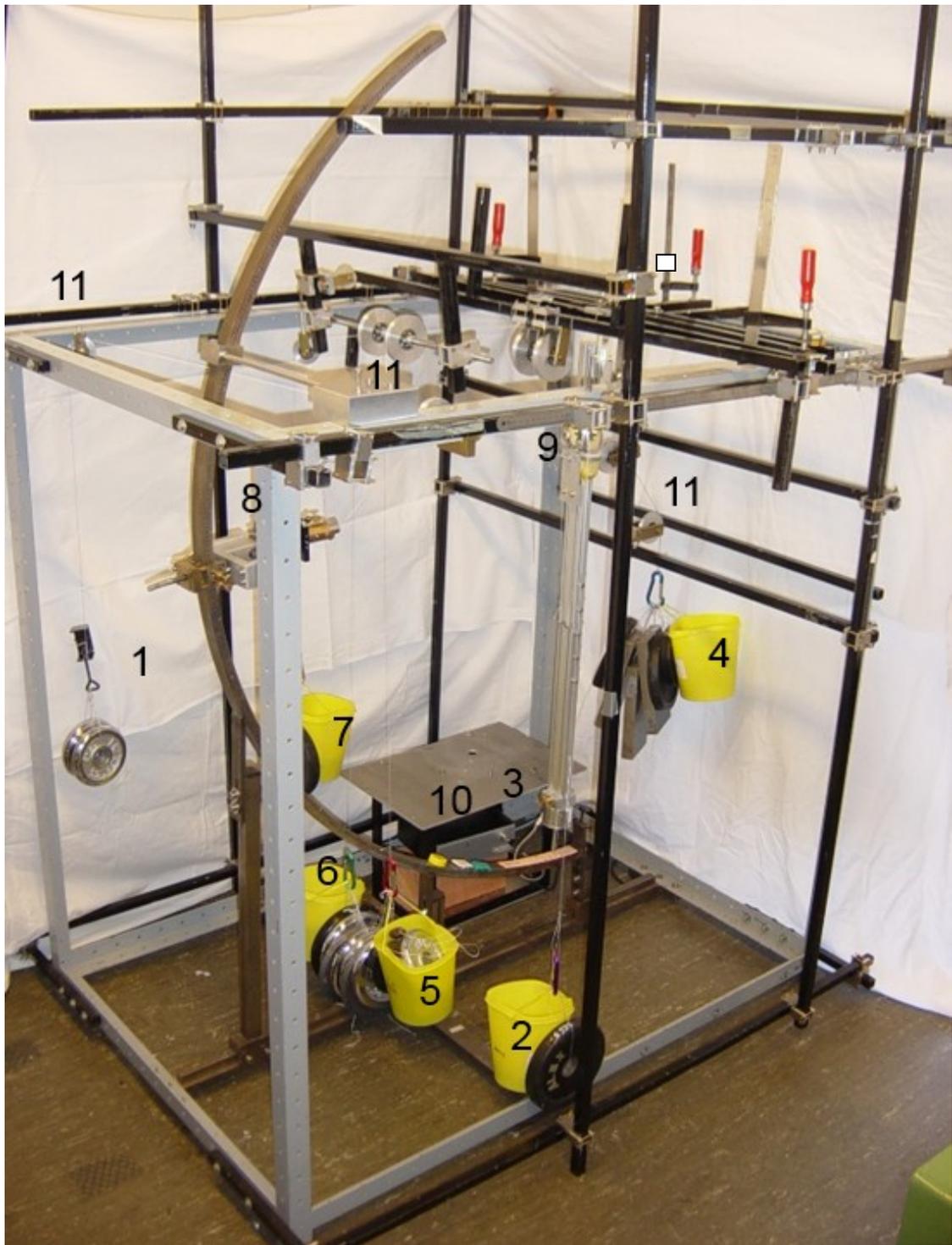


Abbildung 21: Versuchsaufbau während der Messung mit Kraftschluss im Gelenk in Gleichgewichtslage und ohne jegliche Befestigung am Kreisbogen

1= Eisengewichte des M. popliteus 2=Eisengewichte des medialen M. gastrocnemius 3= Kraftmessdose 4=Eisengewichte des M. quadriceps 5= Eisengewichte der medialen Hamstring 6= Eisengewichte der lateralen Hamstring 7= Eisengewichte des lateralen M. gastrocnemius 8=Arretierung nach Knösel ohne Funktion am Kreisbogen 9=eingespannte AEQUOS Endoprothese 10=Verstärker 11=Umlenkrollen

Die geflochtenen Kevlarseile (Firma Profil, Handelsname: XR, Durchmesser 0,12mm) wurden über Umlenkrollen mit mittiger Führungsnut so positioniert, dass die physiologischen Kraftwirkungslinien der Hauptmuskeln nachempfunden werden konnten.

Ein Karabinerhaken am entgegengesetzten Ende der Seile stellt die Verbindung mit dem Kraftsystem dar. Das Kraftsystem wird durch variable Eisengewichte, die zum Teil in Kunststoffbehältern oder direkt angehängt werden, erzeugt.

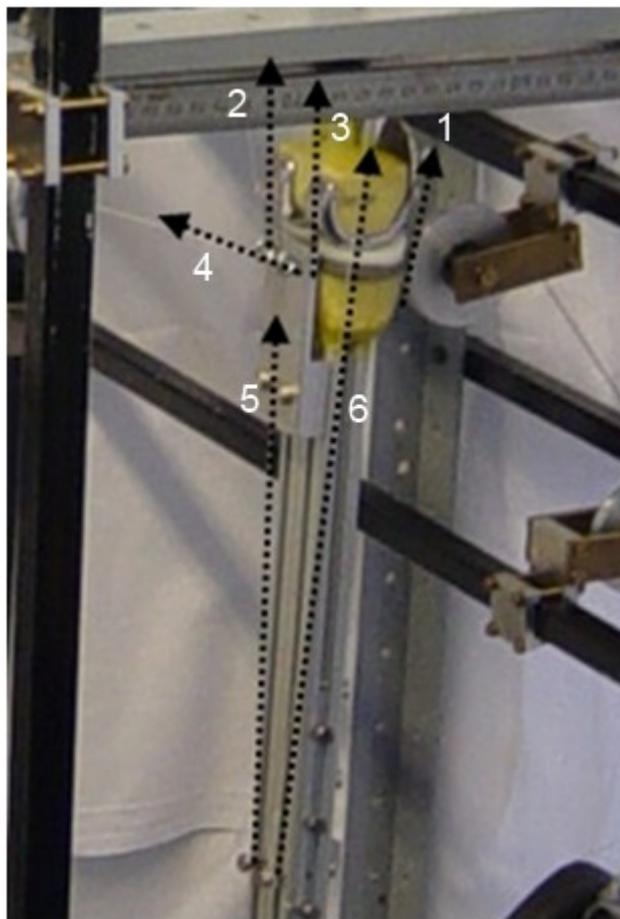


Abbildung 22: Kraftschluss im Gelenk in Gleichgewichtslage mit eingezeichneten Ansätzen und Zugrichtungen der Kevlarseile 1 = M. quadriceps 2 = laterale Hamstring 3 = mediale Hamstring 4 = M. popliteus 5 = lateraler M. gastrocnemius 6 = medialer M. gastrocnemius

Die Tibia wird über dieses System nicht mehr am Kreisbogen befestigt, sondern kraftschlüssig allein durch die angreifenden imitierten Muskelzüge zum Femur positioniert. Somit sollten alle Freiheitsgrade verfügbar sein. Da eine äußere Zwangsführung auf diese Weise ausgeschlossen wurde, kommt der Versuchsaufbau

dem physiologischen Vorbild nahe. Der Kreisbogen diente lediglich als Hilfe zur Bestimmung des Flexionswinkels.

Am unteren Ende des 30 Zentimeter langen Profils ist die Kraftmessdose über eine Arretierung befestigt. Am freien Ende der Kraftmessdose ist ein Dorn zur Markierung des Flexionswinkels angebracht, welcher verstellbar ist und knapp über dem Kreisbogen schwebt (Abbildung 23). Der Abstand der Tibia vom Kontaktpunkt bis zum Nullpunkt der Kraftmessdose beträgt 80,2 Zentimeter.

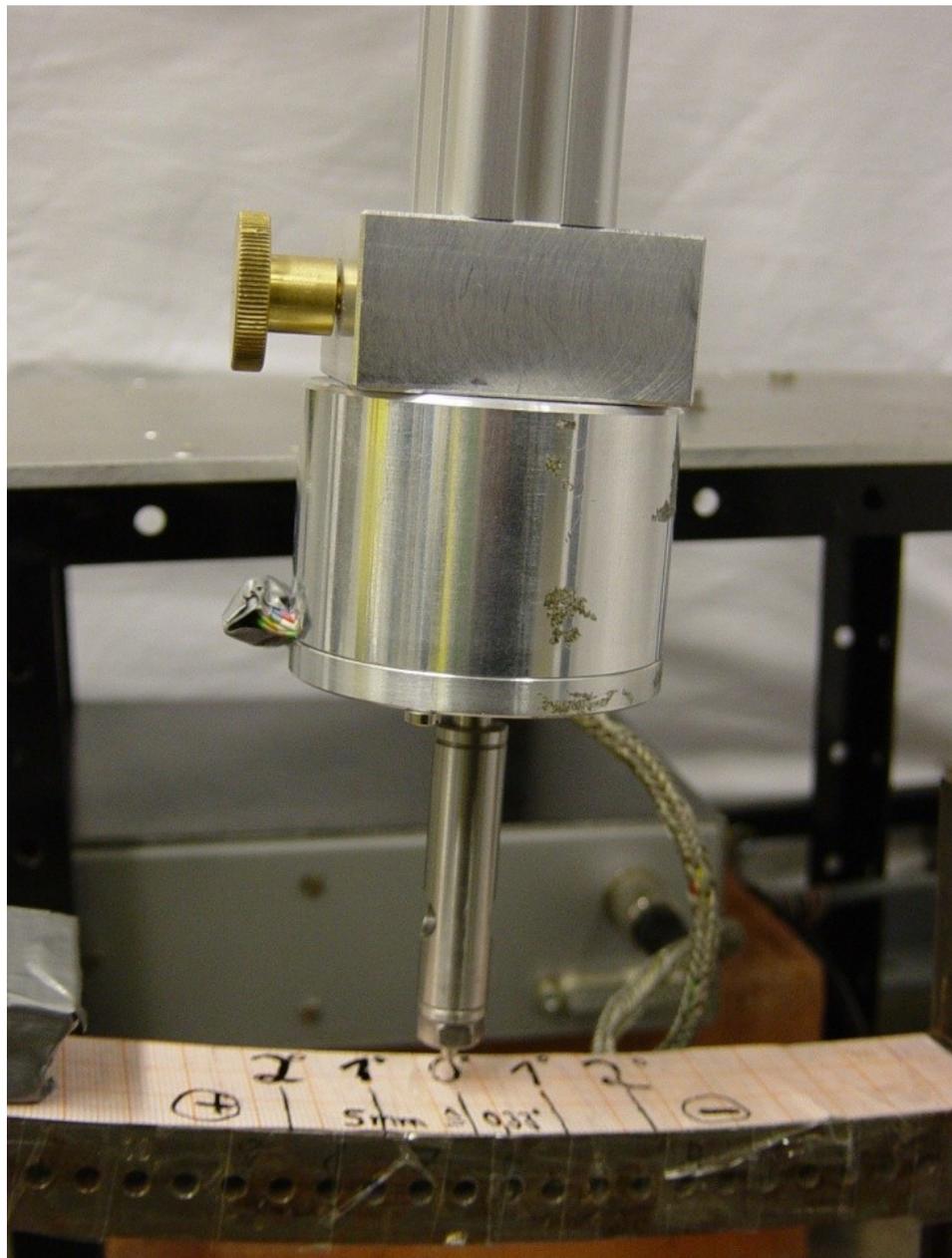


Abbildung 23: Kraftmessdose ohne Kontakt zum Kreisbogen und fixiert an der Tibia, die durch Kraftschluss mit dem Femur verbunden ist

3.1.3.2 Isotonisches Kraftsystem

Eine Herausforderung stellt bei dieser Konstruktion die initiale Einstellung eines Gleichgewichtes, vor allem eines labilen Zustandes dar.

Um die Muskelkräfte zu simulieren, wurden über die von Mackeben bereits verwendeten Umlenkrollen in der vorliegenden Arbeit Eisengewichte in unterschiedlicher Stückelung mit einer Gesamtmasse von 63,334 Kilogramm anstelle von Wasserkanistern eingesetzt. Gegenüber Wasser haben die Eisengewichte folgende Vorteile:

- Bei Seilriss oder abrupter Lageänderung, kann austretendes Wasser zur Zerstörung der sensiblen Messelektronik führen.
- Mit Eisengewichten konnten aufgrund der gegenüber Wasser 7,87-fach höheren Dichte mit geringerem Volumen höhere Kräfte erzeugt werden. Dies war von Vorteil hinsichtlich des begrenzten Raumangebots in der Versuchsanordnung.
- Durch die feine Stückelung der Eisengewichte konnten die Muskelkräfte bis auf ein Gramm genau justiert werden, ohne technisch aufwändig den Wassergehalt zu variieren. Wasserpumpe und Buckle Transducer waren damit überflüssig.
- Die Masse der Eisengewichte ist im Gegensatz zu Wassergewichten einfacher konstant zu halten (keine Verluste durch Tropfen, Kondensation).
- Die Arretierungsabstände konnten beliebig festgelegt werden. Es wurden Schritte in 0,33-Grad-Abständen gewählt, wodurch die Auflösung verdreifacht wurde. Auch konnte die Kraftmessdose möglichst nah an der Arretierung angebracht werden, um die Messgenauigkeit der Kraftmessdose nicht negativ zu beeinflussen (Abbildung 23). So konnte die Auflösung der Kraftmessdose optimal genutzt werden.

3.2 Kraftmessdose

3.2.1 Messprinzip

Die Kraftmessdose ist das Herzstück der Messapparatur, da sie eine quantitative Messung von Kräften und Drehmomenten in allen drei Raumrichtungen erlaubt.

Das Messprinzip entspricht einem Sensor, bei dem Dehnungsmessstreifen (DMS) auf einen Federkörper geklebt sind. Der Federkörper wird bei Krafteinwirkung verformt. Die Dehnungsmessstreifen nehmen die Änderung der einwirkenden Zug-, Druck-

oder Scherkräfte auf und provozieren durch diese Änderung des spezifischen Widerstands Messwerte, die am Verstärker registriert werden können.

Die uns vorliegende Kraftmessdose wurde von Planert und Modler entwickelt und auch überwiegend hergestellt (Planert et al. 1992)

Planert und Modler entwickelten unterschiedliche Generationen von Kraftmessdosen, die im Folgenden zur Unterscheidung als Typen beschrieben werden. Es ist wichtig festzuhalten, dass die Ergebnisse von Planert et al. aufgrund der individuellen Herstellung nicht mit den Ergebnissen unserer Arbeit zu vergleichen sind. Unterschiedliche Baugröße, Dehnungsmessstreifen unterschiedlichen Typs und die individuelle Herstellung bergen zu viele Abweichungsquellen. Zudem wurden die unterschiedlichen Kraftmessdosen für differierende Messbereiche entwickelt (Planert et al. 1992).

Die für die vorliegende Arbeit zur Verfügung stehende Kraftmessdose vom Typ II war defekt, sodass sie zunächst repariert werden musste. So mussten neue Dehnungsmessstreifen appliziert werden. Hierfür war es notwendig, sich ausführlich mit der prinzipiellen Funktionsweise der Kraftmessdose auseinanderzusetzen.

Jede Kraftmessdose, unabhängig vom Typ, wurde aus einer Nickellegierung hergestellt. Für die Schaltung der Kraftmessdose zu einer Wheatstone'schen Brücke werden acht Dehnungsmessstreifen-Halbbrücken verwendet. Jede Dehnungsmessstreifenbrücke besteht aus zwei Dehnungsmessstreifen, die zu einer Halbbrücke zusammengeschaltet sind.

Die Kraftmessdose setzt sich aus einem Kraftaufnehmer, vier Rahmen und einer Bodenplatte zusammen. Abbildung 24 zeigt das neue äußere Gehäuse der Kraftmessdose. In Abbildung 25 ist der innere Aufbau dargestellt. Der Kraftaufnehmer enthält ein Innengewinde, über welches ein Lastsystem angeschlossen werden kann. Er ist über die vier Rahmen mit der Bodenplatte verbunden. Die Rahmen sind auf der Bodenplatte um 90° versetzt und punktförmig mit dieser verbunden. Jeder Rahmen besteht aus zwei Entkopplungsstäben und zwei Blattfedern. An jeder Blattfeder befinden sich zwei DMS gegenüberliegend als Halbbrücke zusammengeschaltet. Die Blattfedern stehen orthogonal zueinander.

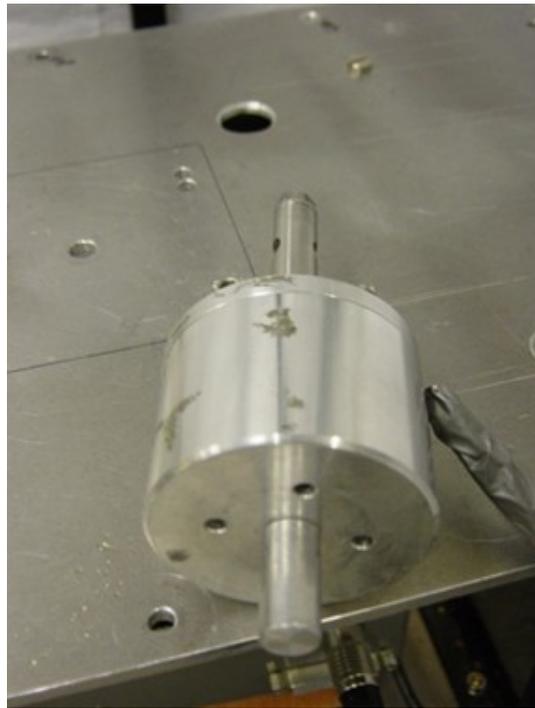


Abbildung 24: Kraftmessdose im neuen Gehäuse

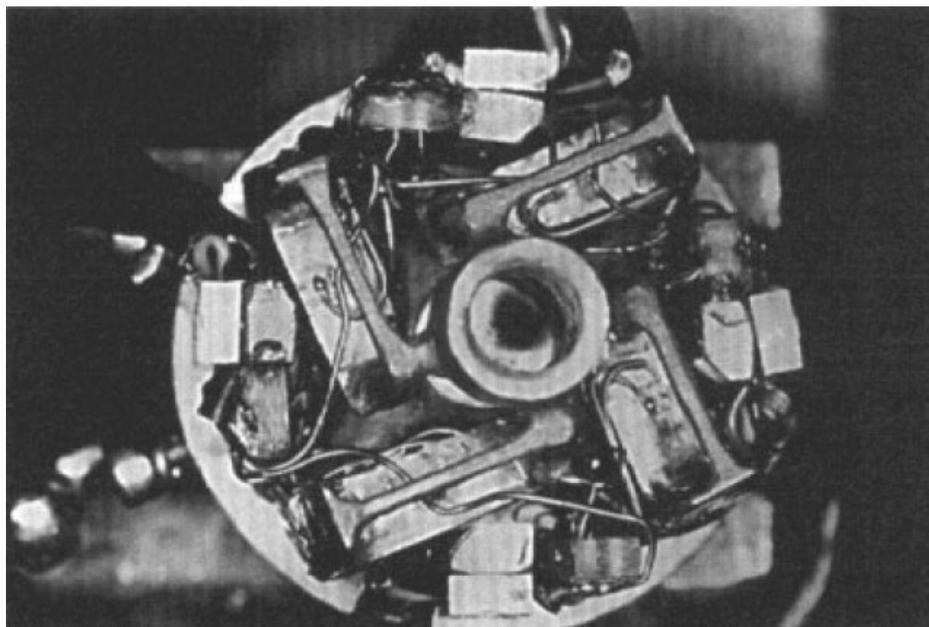


Abbildung 25: innerer Aufbau der Kraftmessdose (Planert et al. 1992)

Über die vier Rahmen mit jeweils zwei Blattfedern ergeben sich somit acht Signale (je Rahmen zwei) aus den Dehnungsmessstreifen für die sechs Messgrößen. Diese werden über einen Verstärker mit dem Faktor 1000 erhöht.

3.2.2 Problempunkte

3.2.2.1 Aufheizphase des Verstärkers

Bevor eine Kalibrierung beziehungsweise eine Messung durchgeführt werden kann, ist die Aufheizphase des Verstärkers zu beachten. Der Verstärker erreicht erst nach etwa einer Stunde seine Betriebstemperatur. Festzustellen ist dies, indem nach Inbetriebnahme des Verstärkers bei angeschlossener und unbelasteter Kraftmessdose eine Änderung der Ausgangssignale eintritt. Nach etwa einer Stunde ist ein konstantes Niveau erreicht. Die Ursache ist in der Änderung der elektrischen Eigenschaften der Bauteile aufgrund der Temperaturschwankung zu suchen. Welche Bauteile hierfür genau verantwortlich waren, wurde von uns nicht bestimmt.

Es war für die vorliegenden Messungen ausreichend, das Warmlaufen des Verstärkers abzuwarten.

3.2.2.2 Nullstellung

Nach mehrfacher Gewichtsbelastung der Kraftmessdose machte sich eine Hysterese bemerkbar, indem der Kraftaufnehmer nicht vollständig in die Ausgangslage zurückkehrte. Daher wurden vor jeder Messreihe die Ausgangswerte notiert. Die Differenz aus Belastungswert und Ausgangswert wurde nun in Korrelation zur Kraft beziehungsweise Drehmomentbelastung gesetzt. Der Abgleich der Ausgangsstellung kann also mit der „TARA-Taste“ einer Waage verglichen werden.

Folgende Ursachen können zugrunde liegen:

1. Verformung der Kraftmessdose
2. Kriechanpassung der Dehnungsmessstreifen
3. Temperaturanpassung der Dehnungsmessstreifen
4. Hysterese des verwendeten Materials.

Für eine Verformung der Kraftmessdose spricht vor allem, dass der Effekt der mangelnden Rückstellung bei sehr hohen Kräften ($F > 20$ Newton) besonders deutlich beobachtet werden konnte.

Um dennoch von der linearen Widerstandsänderung der Dehnungsmessstreifen auf eine Kraft beziehungsweise ein Drehmoment schließen zu können, ist daher bei allen

Messungen darauf zu achten, regelmäßig die Nullstellung zu kontrollieren und gegebenenfalls neu festzulegen, um korrekte Spannungsdifferenzen zu messen.

Eine Verbesserung der Kraftmessdose könnte im Hinblick auf die Verformung beispielsweise mit einer Nickel-Titan Legierung erreicht werden.

Nickel-Titan Legierungen zeichnen sich durch eine hervorragende Rückstellung aus und finden daher nicht nur in der zahnärztlichen Praxis Verwendung.

3.2.2.3 Kompressive Kraft auf die Kraftmessdose

Wenn eine Druckkraft in Richtung Z auf die Kraftmessdose wirkt, so führt dies aufgrund der Konstruktion der Kraftmessdose zu Scherkräften. Dadurch ist keine Reproduzierbarkeit gegeben.

Negative Kräfte in z-Richtung (Druckkräfte) sind somit mit dieser Dose messtechnisch nicht zu erfassen.

Aufgrund der dargestellten Problempunkte wurde für die vorliegenden Messungen eine Modifizierung der Kalibrierung vorgenommen.

3.2.3 Kalibrierung

3.2.3.1 Kalibriermethoden

Für die Kalibrierung der Kraftmessdose ist es zunächst notwendig, dass ein Messkoordinatensystem mit Ursprung festgelegt wird. Zur Kalibrierung wird eine Kraft beziehungsweise ein Drehmoment erzeugt, welches aufgrund der linearen Abhängigkeit der Spannung von der Dehnung in den Dehnungsmessstreifen eine lineare Widerstandsänderung evoziert. Diese Widerstandsänderung lässt sich durch eine Spannungsänderung am Verstärker messen.

Diese Veränderung ist nach dem Ohmschen Gesetz $R=U/I$ ebenfalls linear.

Der Kalibrierungsvorgang der Kraftmessdose wurde in den Vorgängerarbeiten unterschiedlich durchgeführt (Stühmer 2002; Knösel 2003).

So kalibrierte Planert die Kraftmessdose unmittelbar mithilfe der Gewichtskraft, indem an den Kraftaufnehmer über einen Hebelarm Gewichte angebracht wurden (Abbildung 26) (Planert et al. 1992).

Zur Messung wurde zunächst nicht die Gewichtskraft, sondern der Hebelarm geändert. Um verschiedene Raumrichtungen zu messen, variierten Planert et al. in

ihrem Prototyp von 1992 zusätzlich die Belastungsrichtung, was sie durch Lageänderung der Kraftmessdose erreichten. Dabei gingen sie davon aus, dass die in positiver Ausrichtung gemessenen Werte mit den negativen korrelieren. Sie führten mehrere Messreihen mit unterschiedlichen Gewichten durch (Planert et al. 1992).

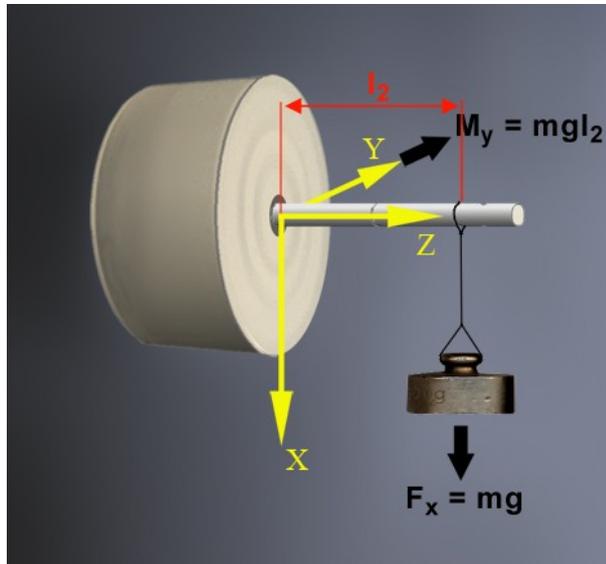


Abbildung 26: Kalibrierung nach Planert et al. 1992

Mackeben kalibrierte die Kraftmessdose mithilfe von Umlenkrollen. Hierzu entwarf er die in Abbildung 27 dargestellte Apparatur (Mackeben 1997).

Die Kraftmessdose änderte während der gesamten Kalibrierung ihre Lage nicht. Die Hebelarme blieben unverändert. Mackeben erreichte durch die Kalibrierung mit sieben bis neun verschiedenen Gewichten unterschiedliche Kräfte und Drehmomente.

Aufgrund der Vorrichtung konnten bei Mackeben nur positive Kräfte beziehungsweise deren Drehmomente angewandt werden.

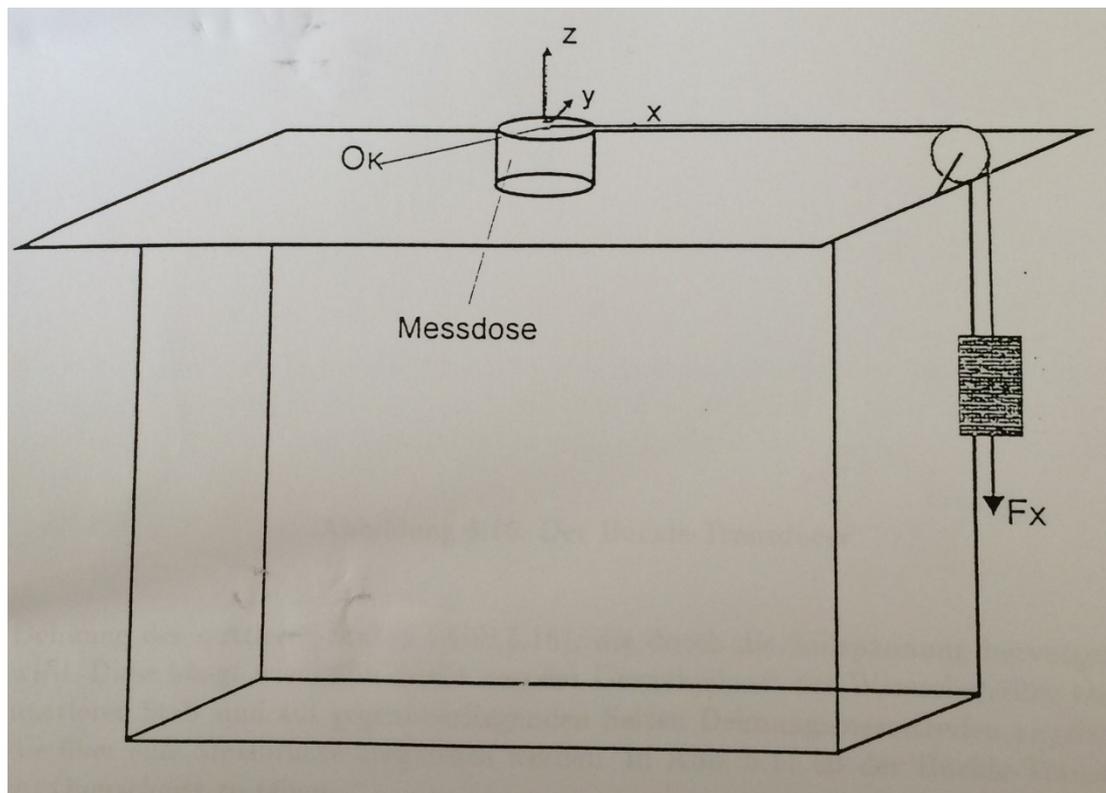


Abbildung 27: Kalibriertisch mit Kraftmessdose und Umlenkrolle mit Gewicht für die Kalibrierung von Mackeben (Mackeben 1997)

3.2.3.2 Diskussion der vorgestellten Kalibrierungen

Grundsätzlich ist bei den Arbeiten von Planert und Mackeben zu beachten, dass Kalibrierungen ausschließlich mit Zugkräften beziehungsweise Drehmomenten durchgeführt werden konnten.

Kalibrierungen wurden nur in einer Krafrichtung vorgenommen, unter der Annahme, dass das Ergebnis für +- und -x identisch sei.

Ferner ist bei Mackeben anzumerken, dass die mögliche Problematik der in seiner Kalibrierungsapparatur verwendeten Umlenkrollen nicht Gegenstand der Arbeit ist. So widmet er sich der Seil- und Rollreibung ausschließlich in Bezug auf die Konzeption des Messaufbaus. Bei Planert und Kollegen konnte auf die Verwendung von Umlenkrollen verzichtet werden. Dieses Vorgehen ist anzustreben.

Zur Überprüfung der Eignung von Umlenkrollen wurde in der vorliegenden Arbeit folgender Versuch durchgeführt:

Bei einer angehängten Gewichtskraft von 500 Gramm wurde direkt eine Kraft von 4,9 Newton gemessen. Bei gleicher Richtung der Kraft wurde über eine Umlenkrolle

jedoch eine Kraft von 4,8 Newton gemessen. Bei einer Gewichtskraft von 20 Gramm wurde direkt eine Kraft von 0,2 Newton gemessen. Über eine Umlenkrolle wurde eine Kraft von 0,14 Newton gemessen.

Als Ursache der Abweichung müsste neben der eher zu vernachlässigenden Rollreibung und Seilreibung das Wälzmoment angeführt werden. Eine Abschätzung ist diesbezüglich nicht möglich, da keine Informationen zu den von Mackeben zur Kalibrierung verwendeten Rollen (Material, Durchmesser) vorliegen.

Die Kalibrierung mithilfe von Umlenkrollen ist daher komplexer und fehleranfälliger als die Kalibrierung direkt mittels der Gewichtskraft.

Neben den von Planert und Kollegen 1992 beschriebenen Problemen bei der Kalibrierung stellten wir – es sei nochmals auf den unterschiedlichen Typ von Kraftmessdosen hingewiesen - weitere noch nicht beschriebene Eigenschaften fest, die zu berücksichtigen sind und im Folgenden beschrieben werden.

3.2.4 Modifizierung der Kalibrierung

Wie bei der Kalibrierung von Planert wurde die Gewichtskraft direkt – also ohne Umlenkrollen – auf die Kraftmessdose übertragen (Planert et al. 1992). Dadurch brauchte dem Problem etwaiger Seil- und Rollreibung keine Beachtung geschenkt werden.

Folgende Ziele wurden für eine erfolgreiche Kalibrierung aufgestellt:

1. Höhere Gewichte zwecks genauer Fehlertoleranzangabe
2. Kalibrierung der Kraftmessdose im späteren Messbereich
3. Kalibrierung auch für negative Auslenkungen

Da eine Einstellung höherer Kräfte gefordert war, sollte vom Prinzip Planerts abgerückt werden, die Drehmomente durch Änderung des Hebelarms zu variieren. Einfacher schien es hier, den Hebelarm konstant zu lassen und das angehängte Gewicht zu verändern

Abbildung 28 zeigt die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Modifizierung der Kalibrierung.

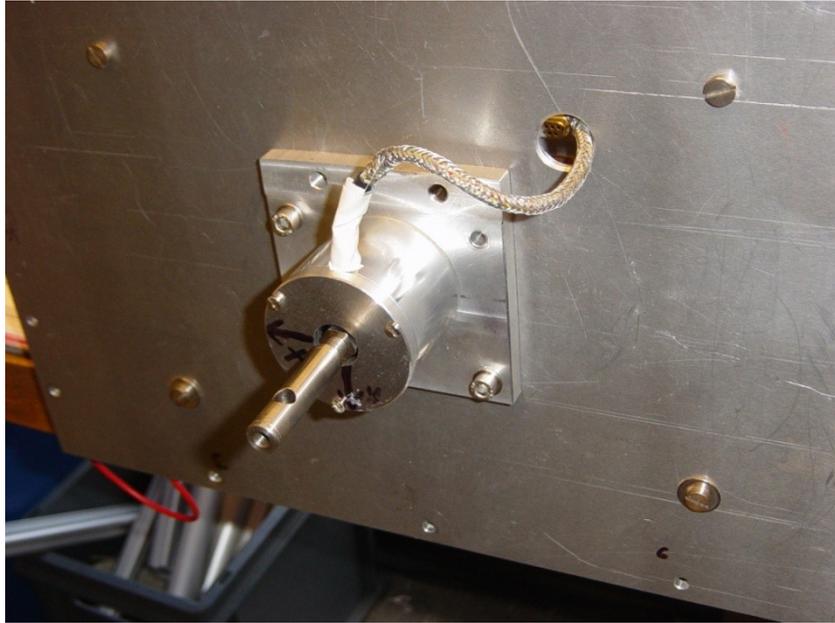


Abbildung 28: Kraftmessdose auf dem Kalibriertisch montiert ohne Gewichte



Abbildung 29: Kalibrierung vor Messung

So wurde die Kraftmessdose, wie sie in Abbildung 23 zu sehen ist, viermal um 90° auf dem Kalibriertisch gedreht, um auch in negativer x- sowie y- Richtung kalibrieren zu können. Es wurden Gewichte von 50- 200 Gramm verwendet.

Prinzipiell ist diese Methode im Vergleich zu der von Planert als gleichwertig anzusehen.

Es soll an dieser Stelle erwähnt werden, dass die Kalibrierung manuell durchgeführt wurde. Anschließend wurden die Messdaten per Hand in eine Computerdatei geschrieben und statistisch ausgewertet.

Insgesamt wurden 13 Kalibriermessungen durchgeführt, um die oben beschriebenen Fehlerquellen zu identifizieren und zu korrigieren. Zu jeder Kalibrierung wurden 77 Messwerte à acht Kanälen aufgenommen, die mittels Gewichten der Massen von 50 bis 200 Gramm erzeugt wurden.

3.2.5 Auswertung

Die Auswertung der Kalibrierungsdaten erfolgte gemäß dem von Planert et al. 1992 beschriebenen Vorschlag, dem auch Mackeben folgte (Mackeben 1997).

Bei einer Auftragung von Spannung zu Kraft/Drehmoment resultiert eine Gerade, die nicht grundsätzlich durch den Ursprung verläuft. Für die drei Kräfte- und drei Drehmomentrichtungen ergibt sich pro Kanal bei einer linearen Auftragung eine konstante Verschiebung in Bezug zum Koordinatensystem. Diese Verschiebung ist zwar gering, sollte aber dennoch nicht vernachlässigt werden, da auch in der Nullstellung eine Fehlertoleranz gegeben ist und so auch das Offset einer Schwankung unterlegen ist. Aus diesem Grund wurde bei unserer Kalibrierung das Offset abgezogen.

Aufgrund von Messtoleranzen führten beide Autoren zwangsläufig eine Mittelung der Geradensteigung durch. Daraus resultiert eine Matrix mit sechs mal 16 Messwerten. An dieser Stelle kann jedoch die Entkoppelmatrix noch vereinfacht werden, indem die Konstanten der acht Kanäle je Kraft beziehungsweise Drehmoment addiert werden können. Es resultiert eine Entkoppelmatrix mit sechs mal neun Messwerten für die Kraftmessdose.

3.2.5.1 Versuchsablauf

3.2.6 Einstellung der Gleichgewichtszustände

Die Tibia wurde per Hand mit dem Femur in Kontakt gebracht. Erst jetzt wurden über die Ansätze der Muskulatur gleichmäßig Gewichte auf die verschiedenen virtuellen Muskeln verteilt. Die Tibia wurde stets per Hand fixiert, bis der Kraftschluss hergestellt war.

Anschließend erfolgte die Feinkorrektur der Gewichte, um ein Gleichgewicht im gewünschten Flexionswinkel einzustellen. Es zeigte sich schnell, dass gleiche Flexionswinkel durch unterschiedliche Gewichtskombinationen eingenommen werden konnten. Diese werden im Folgenden „Kraftvariante“ genannt. Nachdem die Feinkorrektur abgeschlossen war, befand sich die Tibia im gewünschten Flexionswinkel in einem vorgegebenen Gleichgewichtszustand.

Die Tibia war jetzt einzig über ihre Kontaktpunkte mit dem raumfesten System kraftschlüssig verbunden, wie ein „natürliches Kniegelenk“.

Erst bei dieser Feinkorrektur wurde die Kraftmessdose an der Tibia befestigt, da aufgrund der Labilität des Systems ohne Kraftschluss das Risiko einer Zerstörung der Kraftmessdose bestanden hätte.

Die Kraftmessdose befand sich kontaktfrei knapp über dem Viertel-Kreisbogen (Abbildung 23).

Auf dem Kreisbogen wurde jetzt mithilfe des an der Kraftmessdose angebrachten Dornes die exakte Ausgangsstellung ermittelt. Von dieser ausgehend wurden in $0,33^\circ$ Schritten Markierungen auf Millimeterpapier angebracht. Die Berechnung erfolgte über den Radius des Kreisbogens.

Umfang des Kreisbogens zu 360 mal drei.

In folgenden Auslenkungswinkeln sollten Messwerte für die Bestimmung der Qualität und Quantität aufgenommen werden:

$2,00^\circ$; $1,66^\circ$; $1,33^\circ$; $1,00^\circ$; $0,66^\circ$; $0,33^\circ$; 0° ; $-0,33^\circ$; $-0,66^\circ$; $-1,00^\circ$; $-1,33^\circ$; $-1,66^\circ$; $-2,00^\circ$

Im Gleichgewichtszustand der Tibia (Ausgangslage) wurden die Ausgangsspannungen an der Kraftmessdose gemessen. Eine kontaktfreie

Kraftmessdose erbrachte den Vorteil der sicheren Bestimmung der Ausgangswerte. Zu diesen Ausgangswerten erfolgte schließlich die Differenzmessung in den unterschiedlichen Flexionswinkeln.

Um Kräfte und Drehmomente außerhalb der Gleichgewichtslage zu messen, ist aufgrund der rücktreibenden oder forttriebenden Kräfte eine Arretierung im gewünschten Flexionswinkel notwendig.

3.2.7 Einstellung des Flexionswinkels

Die Auslenkung der Tibia aus der Gleichgewichtslage erfolgte manuell. Hierzu wurde die Tibia bei rücktreibenden Kräften 1-2 Millimeter ($0,03-0,06^\circ$) über den Flexionswinkel hinaus geführt. Auf dem ferro-magnetischen Viertel-Kreisbogen wurde ein Stopp mithilfe eines Magneten am gewünschten Flexionswinkel befestigt. Die Führung der Tibia wurde aufgegeben, sodass sich die Tibia selbstständig bis zum Anschlag an den Stopp bewegte.

Der Flexionswinkel in der Hauptfunktionsebene konnte so eingestellt werden. Durch die freie Bewegung der Tibia in den Flexionswinkel konnte eine Zwangsführung ausgeschlossen werden.

Bei forttriebenden Kräften wurde der Stopp vor der Auslenkung aus der Gleichgewichtslage am Flexionswinkel justiert. Die Tibia wurde bis knapp vor den Stopp geführt und dann sich selbst überlassen.

3.2.8 Durchführung der Messung

Nachdem die Gleichgewichtslage eingestellt worden war, wurden die Ausgangswerte der Kraftmessdose aufgenommen. Anschließend wurde die gewünschte Auslenkung in Schritten von $0,33^\circ$ eingestellt. Nach dem Einstellen der gewählten Auslenkung (negativ/positiv) wurden die Messwerte aufgenommen. Die Tibia wurde erneut in die Gleichgewichtslage geführt und die Einzelmessung wurde viermal pro Auslenkung wiederholt. Vier Einzelmessungen ergaben eine Messung. Die Messergebnisse wurden gemittelt und die Differenz zum Ausgangswert errechnet.

Nach dem Abschluss einer Messung wurde die Gleichgewichtslage wieder hergestellt. Eine weitere Messreihe mit einer stärkeren Auslenkung wurde durchgeführt.

3.2.8.1 Ablauf einer Messreihe:

Es wurden Gleichgewichtslagen in den gewünschten Flexionswinkeln ermittelt.

Dazu wurden folgende Auslenkungen eingestellt:

1. $+0,33^\circ / -0,33^\circ$
2. $+0,66^\circ / -0,66^\circ$
3. $+1^\circ / -1^\circ$
4. $+1,33^\circ / -1,33^\circ$
5. $+1,66^\circ / -1,66^\circ$
6. $+2^\circ / -2^\circ$

Pro Messung ergaben sich acht Spannungswerte für die Kraftmessdose. Jede der zwölf Messungen (sechs Auslenkungen +/-) bestand aus vier Einzelmessungen plus einem Ausgangswert. Insgesamt ergab sich so pro Messreihe inklusive Ausgangswert ein Datensatz mit 480 Messwerten, die handschriftlich notiert wurden. Eine vollständige Messreihe nahm etwa sechs Stunden in Anspruch.

3.2.8.2 Berechnung der Messwerte:

Die Kraftmessdose liefert als Messwerte Spannungen, proportional zu den Ohmschen Widerständen der Dehnungsmesstreifen, gemäß dem Ohmschen Gesetz $R=U/I$.

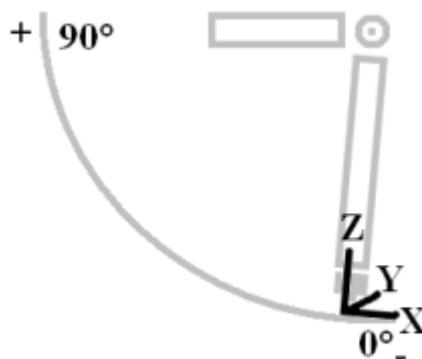


Abbildung 30: Orientierung der Kraftmessdose gemäß Tibiofemoralgelenk

Die Einzelmessungen wurden gemittelt und die Differenz zum jeweiligen Ausgangswert errechnet. Jeder Wert wurde mit der Kalibrierungsmatrix multipliziert, wodurch sich Kräfte und Drehmomente der betrachteten Muskelgruppen, bezogen

auf den Nullpunkt der Kraftmessdose, berechnen lassen. Das im Gelenkmittelpunkt wirkende Drehmoment T_y wird unter Einbeziehung des Abstands Kontaktpunkt – Kraftmessdose (80,2 Zentimeter) errechnet:

$$T_y (\text{Gelenk}) = T_y (\text{Kraftmessdose}) + R (\text{Abstand}) \times F_x$$

Die Kräfte und Drehmomente wurden für die gesamte Messreihe errechnet.

In der Ursprungsmessung bezeichnete z die Längsachse des Femur, y die Längsachse der Tibia. Da das Koordinatensystem der Kraftmessdose aber so justiert wurde, dass die Längsachse des Femur der z-Achse entspricht und die Tibia über die x-Achse gekennzeichnet ist, mussten die Messwerte entsprechend zugeordnet werden (Abbildung 30).

4 Ergebnisse

4.1 Vorüberlegungen zur Interpretation der Ergebnisse

Bei Auslenkung aus der Gleichgewichtslage stellt sich dann ein stabiles Gleichgewicht ein, wenn die rücktreibende Kraft das System wieder in die Ausgangslage führt. Für eine Auslenkung aus einer *Flexions-Gleichgewichtslage* bedeutet dies, dass ein stabiles Gleichgewicht dann erreicht wird, wenn eine kompensierende Kraft auf den Gelenkmittelpunkt in positiver Richtung der x-Achse wirkt. Führt dagegen eine kleine Auslenkung aus der Gleichgewichtslage in *Extensionsrichtung* zu einem stabilen Gleichgewicht, so resultiert eine Rückstellkraft $-F_x$ in Richtung der negativen x-Achse (Abbildung 31).

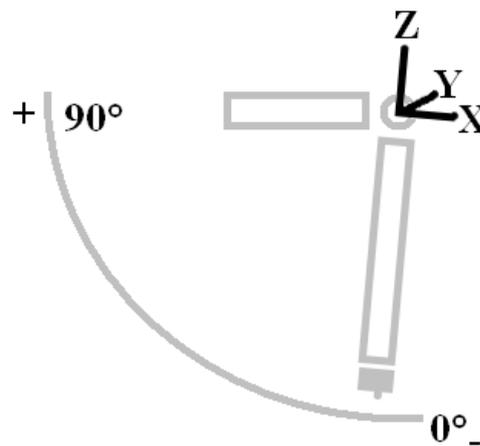


Abbildung 31: Orientierung des Koordinatensystems

Im labilen Gleichgewicht wirkt eine Kraft, die von der Ausgangslage fortführt. Die resultierende forttriebende Kraft im Gelenkpunkt ist der Auslenkung gleichgerichtet und destabilisiert den momentanen Zustand.

Bei einem definierten voreingestellten Flexionswinkel führen im Falle einer Auslenkung in Flexionsrichtung eine negative forttriebende Kraft $-F_x$ und ein positives Drehmoment T_y zu einem labilen Gleichgewicht. Das instabile Gleichgewicht ist in der Extensionsrichtung dementsprechend durch ein negatives

Drehmoment $-T_y$ und eine positive Kraft F_x charakterisiert.

Der Stabilitätsgrad eines Gleichgewichtszustandes ist durch die Steigung der Tangente im Nullpunkt, das heißt der Ausgangslage bestimmt. Die Tangente beschreibt die mathematische Ableitung ersten Grades im Nullpunkt. Sie ist gemittelt aus den Grenzwerten $0,33^\circ$ und $-0,33^\circ$ Grad. Die Grenzwerte sind maßgeblich für die Bewertung der Quantität des Gleichgewichtes.

Je flacher die Tangente ist, desto indifferenter das Gleichgewicht. Ist die Tangente in Waage, ist das Gleichgewicht indifferent. Je steiler die Gerade $F'(x)$ steigt und die Gerade $T'(y)$ fällt, umso labiler ist das Gleichgewicht im eingestellten Flexionswinkel. Das Gleichgewicht ist umso stabiler in der Ausgangslage, je steiler $T'(y)$ ist und je stärker die Gerade $F'(x)$ fällt. Die Steigung der Geraden erlaubt somit neben der qualitativen auch eine quantitative Bewertung der eingestellten Gleichgewichtszustände.

Im Folgenden werden die Ergebnisse für die unterschiedlichen Flexionswinkel, die jeweils einen vorgegebenen Gleichgewichts-Ausgangszustand darstellen, wiedergegeben. Es wurden zehn Messungen (E1 bis E10) durchgeführt.

4.2 Flexionswinkel 15°

4.2.1 Messung E3

In der Kraftvariante 1 für die Messung E3 im Flexionswinkel von 15° wurde mit einem Verhältnis Hamstring zu M. gastrocnemius von 3,4 gearbeitet. Laterale und mediale Kräfte wurden annähernd gleich eingestellt (Abbildung 32 und Tabelle 4: Übersicht über die Messungen, Stabilitätsgrade).

Das Ausmaß der Instabilität war in Flexions- und Extensionsrichtung annähernd gleich und stieg mit Vergrößerung des Auslenkungswinkels auf $+2^\circ$. Es resultierte eine maximale Kraft F_x bei $+2^\circ$ von $-0,8$ Newton (N) sowie ein Drehmoment von $68,2$ Newtonzentimeter (Ncm), bei -2° entsprechend $0,8$ N beziehungsweise -65 Ncm (Abbildung 33 und Tabelle 3).

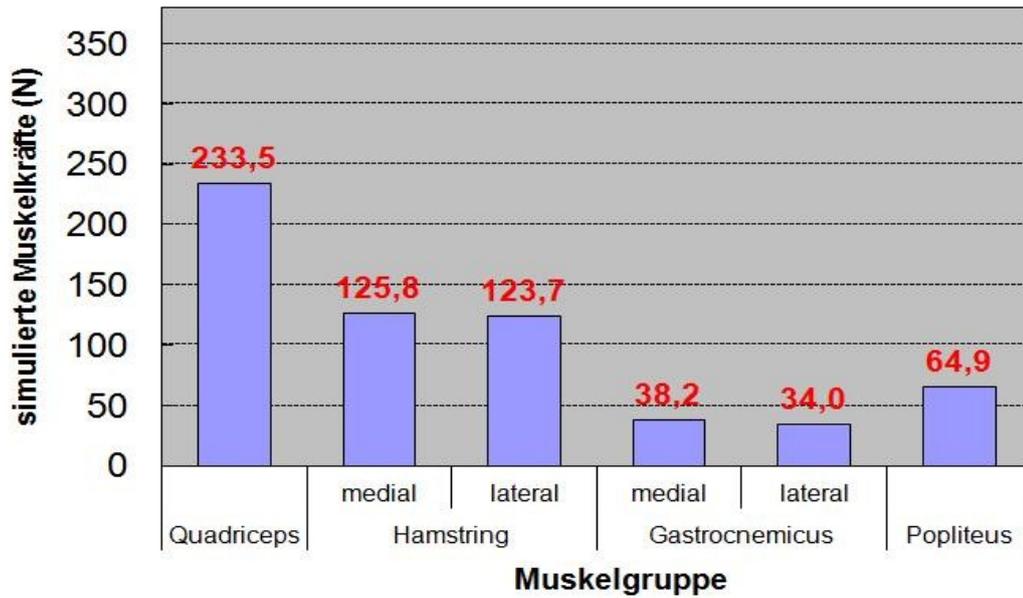


Abbildung 32: Messung E3 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 15°

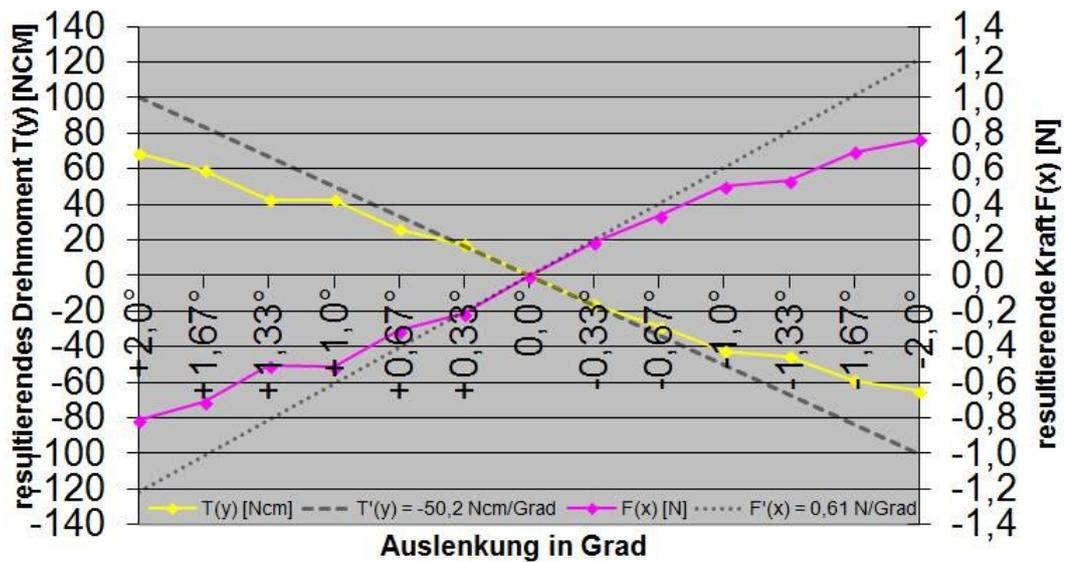


Abbildung 33: Messung E3- Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 15° und angelegter Kraftvariante

Der Stabilitätsgrad betrug 0,61 N/Grad für die Kräfte und für das Drehmoment -50,2 Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem sehr labilen Gleichgewicht.

4.2.2 Messung E4

In der Kraftvariante 2 im Flexionswinkel von 15° wurde mit einem Verhältnis Hamstring zu M. gastrocnemius von 1,05 gearbeitet. Mediale und laterale

Komponenten wurden annähernd gleichbelastet (Abbildung 34 und Tabelle 4).

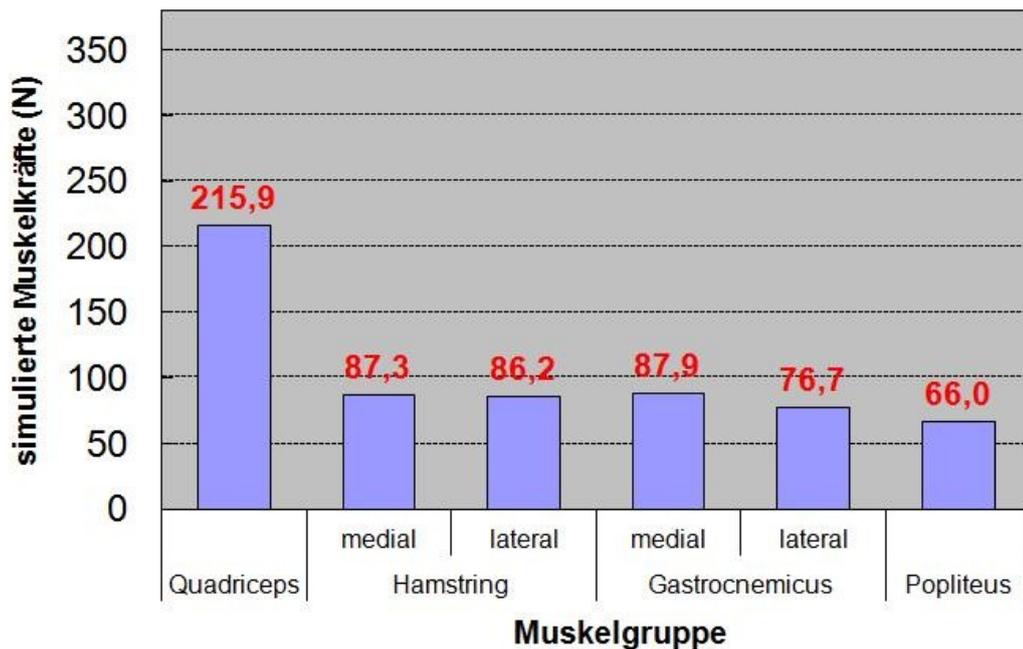


Abbildung 34: Messung E4 - Muskelkräfte bei alternativer Kraftvariante im Flexionswinkel 15°

Es stellte sich sowohl im Extensions- als auch im Flexionsbereich ein instabiles Gleichgewicht mit einem maximal resultierenden Drehmoment von + 38,6 beziehungsweise -32,2 Ncm ein, wobei die resultierenden Kräfte kleiner waren als bei der Kraftvariante 1.

Bei einer Auslenkung von +2° in Flexionsrichtung resultierte ein F_x von -0,5 N, und bei -2° von +0,4 N. Der Stabilitätsgrad betrug 0,48 N/Grad für die Kräfte und für das Drehmoment -39,6 Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem labilen Gleichgewicht (Abbildung 35 und Tabelle 3).

In Messung E4 wurden im Vergleich zu Messung E3 das Ausmaß der Instabilität um etwa 20 Prozent verkleinert.

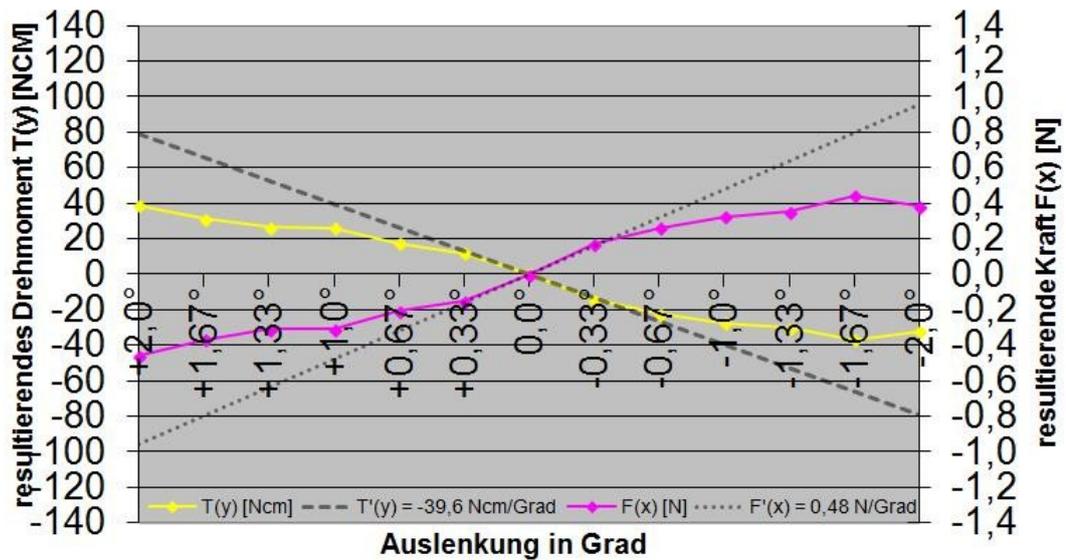


Abbildung 35: Messung E4 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 15° und alternativer Kraftvariante

4.3 Flexionswinkel 25°

4.3.1 Messung E2

Für die Messung im Flexionswinkel 25°, Messung E2, betrug das Verhältnis Hamstring : M. gastrocnemius 1,17, mit stärkerer Belastung der medialen Muskelzüge (Abbildung 36 und Tabelle 4: Übersicht über die Messungen, Stabilitätsgrade).

Es wurden sehr labile Gleichgewichtszustände erreicht, mit einer maximalen F_x von -0,6 N und einem T_y von 46,7 Ncm bei einer Auslenkung von +2°, und +1,0 N und einem T_y von -81,6 Ncm bei -2°. In Extensionsrichtung resultierten bei größerer Auslenkung größere fortreibende Kräfte als in Flexionsrichtung. Der Stabilitätsgrad betrug 0,64 N/Grad für die Kräfte und für das Drehmoment -52,7 Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem sehr labilen Gleichgewicht (Abbildung 37 und Tabelle 3).

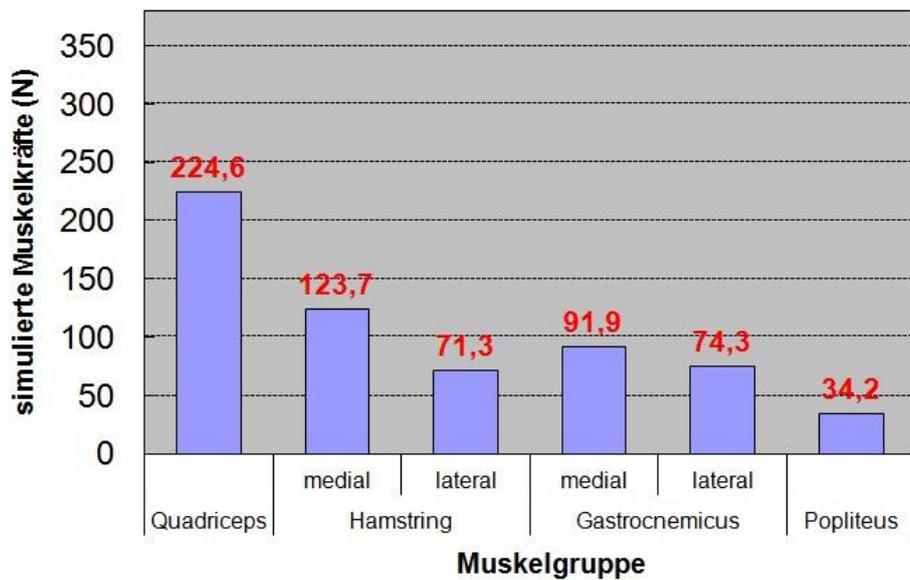


Abbildung 36: Messung E2 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 2 im Flexionswinkel 25°

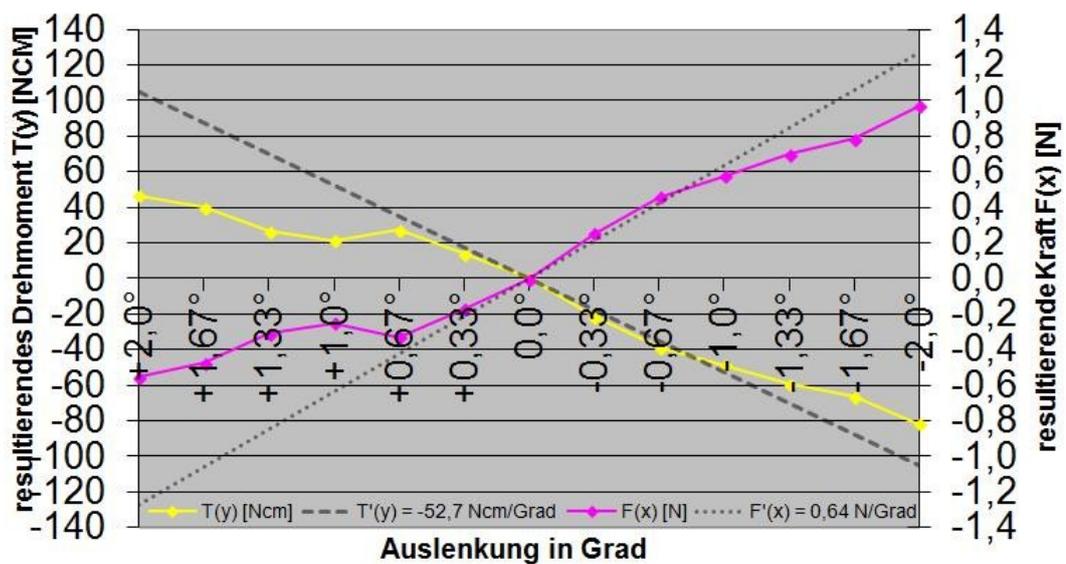


Abbildung 37: Messung E2 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 25° und angelegter Kraftvariante

4.3.2 Messung E1

In einer weiteren Kraftvariante im Flexionswinkel von 25° betrug das Verhältnis Hamstring : Gastrocnemius 3,14. Mediale und laterale Muskeln sind gleichermaßen beteiligt (Abbildung 38 und Tabelle 4).

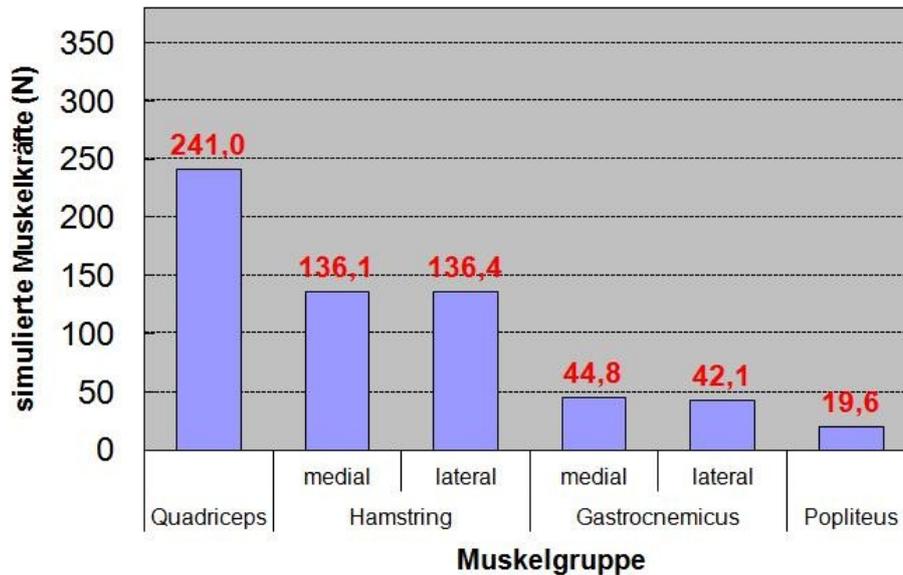


Abbildung 38: Messung E1 - Muskelkräfte alternativer Kraftvariante im Flexionswinkel 25°

Es resultierten labile Gleichgewichtszustände, mit größeren fortreibenden Kräften in positiver x-Richtung. Die maximale F_x betrug bei -2° +0,4 N sowie bei $+2^\circ$ -0,6 N, das Drehmoment stieg auf -34,2 Ncm bei -2° , und auf 52,3 Ncm bei $+2^\circ$.

Der Stabilitätsgrad betrug 0,26 N/Grad für die Kräfte und für das Drehmoment -22,5 Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem labilen Gleichgewicht. (Abbildung 39 und Tabelle 3)

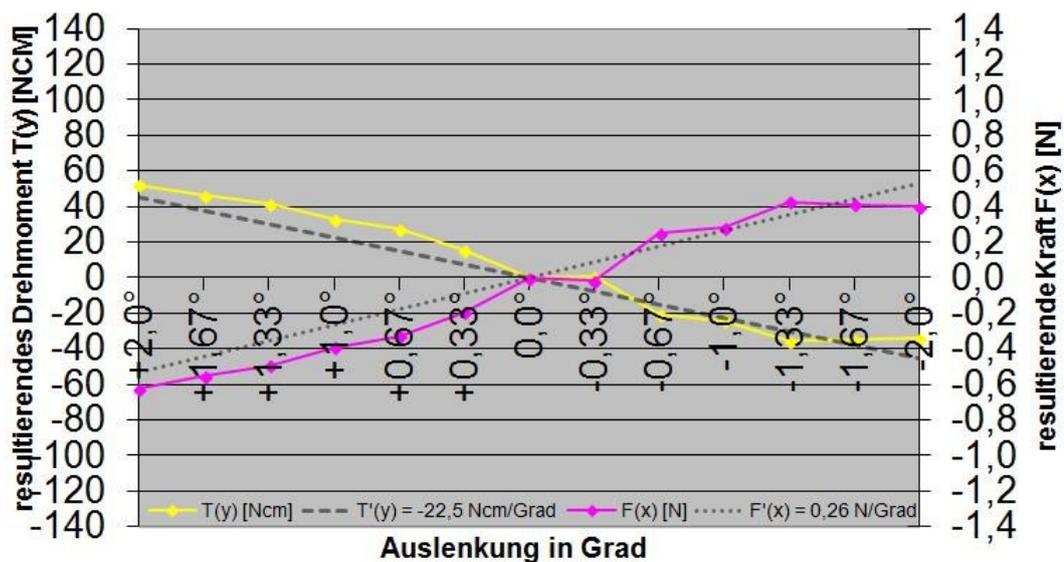


Abbildung 39: Messung E1 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 25° und alternativer Kraftvariante

In Messung E1 wurde im Vergleich zu Messung E2 das Ausmaß der Instabilität um etwa 60 Prozent verkleinert.

4.4 Flexionswinkel 35°

4.4.1 Messung E5

Im Flexionswinkel von 35° wurde die Gastrocnemius-Gruppe im Verhältnis zur Hamstring-Muskulatur 1:1,98 belastet, mit einer etwas stärkerer Betonung der medialen Muskelzüge (Abbildung 40 und Tabelle 4).

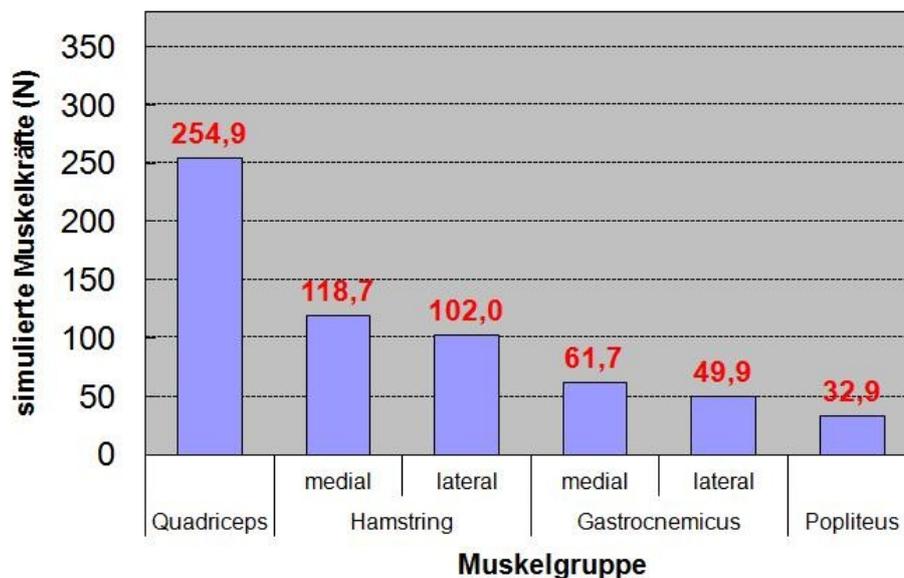


Abbildung 40: Messung E5 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 35°

Die Gleichgewichtseinstellungen waren instabil, mit etwas höheren Kraftkomponenten in Extensionsrichtung (-0,6 N beziehungsweise 53 Ncm bei +2° gegenüber +0,7 N beziehungsweise -57,4 Ncm bei -2°). Der Stabilitätsgrad betrug 0,54 N/Grad für die Kräfte und für das Drehmoment -44,2 Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem sehr labilen Gleichgewicht (Abbildung 41 und Tabelle 3).

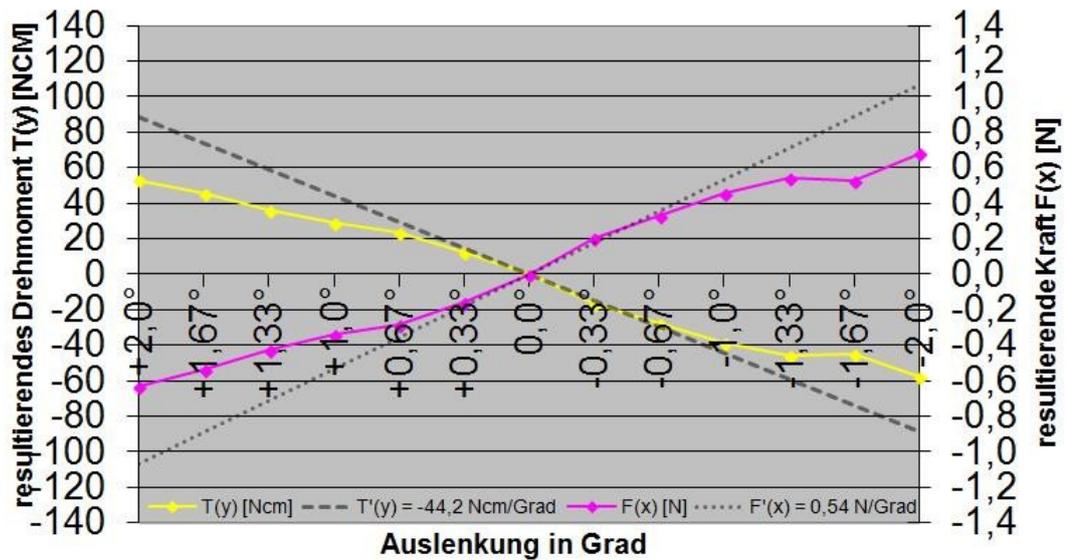


Abbildung 41: Messung E5 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 35° und angelegter Kraftvariante

4.4.2 Messung E6

In einer zweiten Kraftvariante bei 35° wurde mit einem Kräfteverhältnis Hamstring : M. gastrocnemius von 0,26 gearbeitet, wobei auf mediale und laterale Kräfte gleichermaßen verteilt wurde (Abbildung 42 und Tabelle 4).

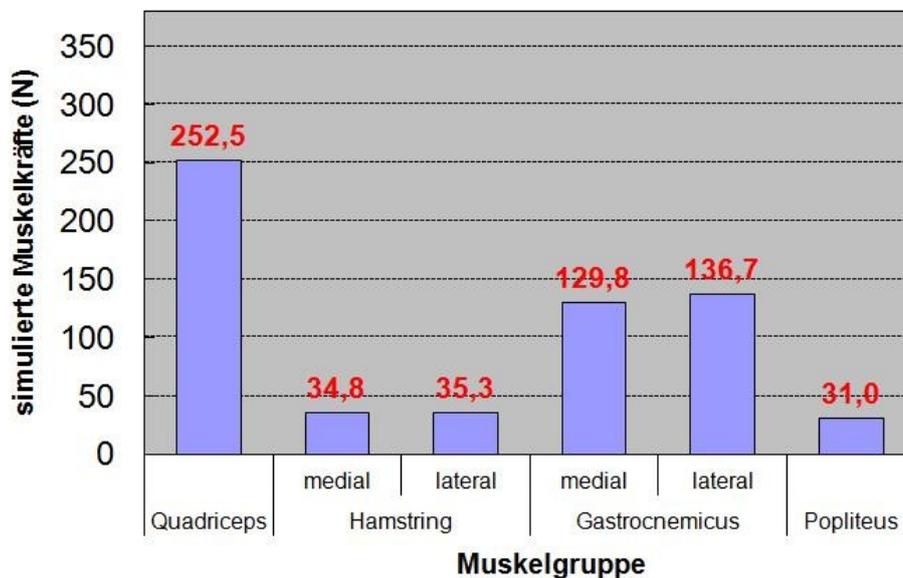


Abbildung 42: Messung E6 - Muskelkräfte bei zweiter Kraftvariante im Flexionswinkel 35°

Es wurden Gleichgewichtslagen erreicht, mit einer maximalen Rückstellkraft von

+0,4 N und einem Drehmoment von $-32,2$ Ncm bei einer Auslenkung von $+2^\circ$, sowie einem F_x von $-0,4$ und einem T_y von $34,9$ bei einer Auslenkung von -2° . Der Stabilitätsgrad betrug jedoch nur $0,01$ N. Für Kräfte und Drehmoment betrug der Stabilitätsgrad $0,01$ N/Grad und $-0,8$ Ncm/Grad. Auslenkungen führten zu einem indifferenten Gleichgewicht. (Abbildung 43 und Tabelle 3).

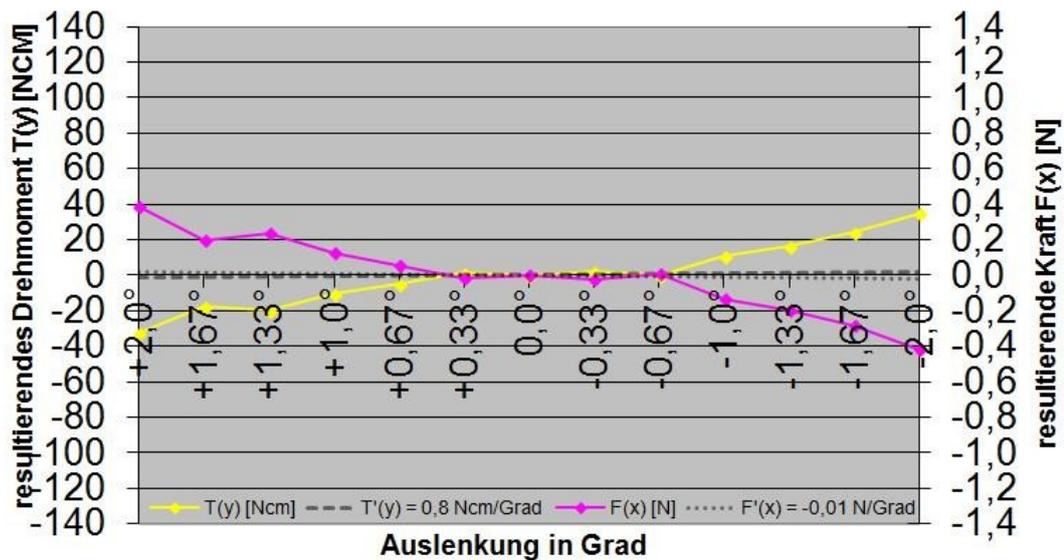


Abbildung 43: Messung E6 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 35° und angelegter Kraftvariante

Das Gleichgewicht wurde durch die Verlagerung der Muskelkräfte M. gastrocnemius zu Hamstring von indifferent (E6) zu labil (E5) geändert.

4.5 Flexionswinkel 75°

4.5.1 Messung E7

In der Kraftvariante im Flexionswinkel von 75° für die Messung E7 wurde mit einem Verhältnis Hamstring zu Gastrocnemius von $0,47$ gearbeitet. Laterale und mediale Kräfte wurden annähernd gleich eingestellt (Abbildung 46 und Tabelle 4).

Die maximal resultierende Kraft lag für die Auslenkung von $+2^\circ$ bei $+0,3$ N mit einem Drehmoment von $-24,8$ Ncm, und bei $-0,3$ N sowie $27,5$ Ncm bei der Auslenkung von -2° (Abbildung 45 und Tabelle 3).

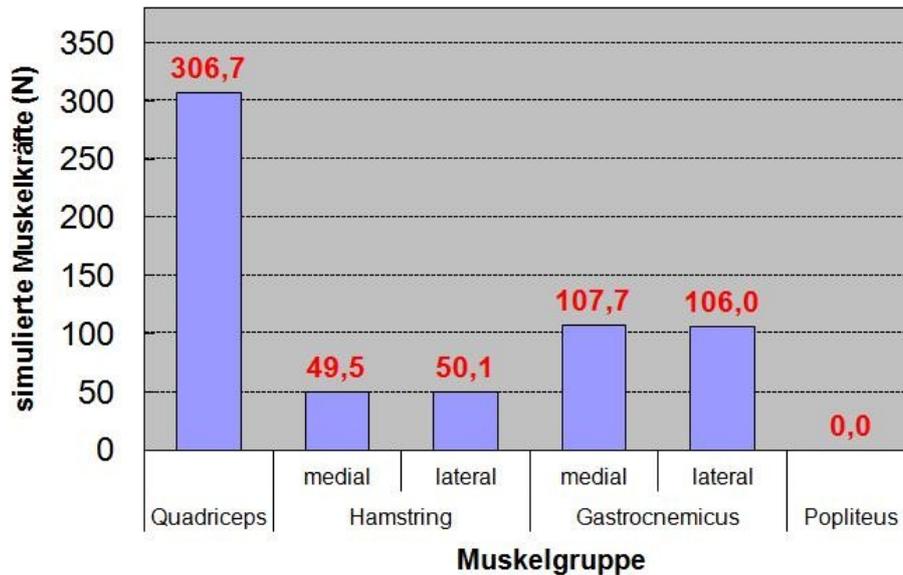


Abbildung 44: Messung E7 - Muskelkräfte bei Kraftvariante im Flexionswinkel 75°

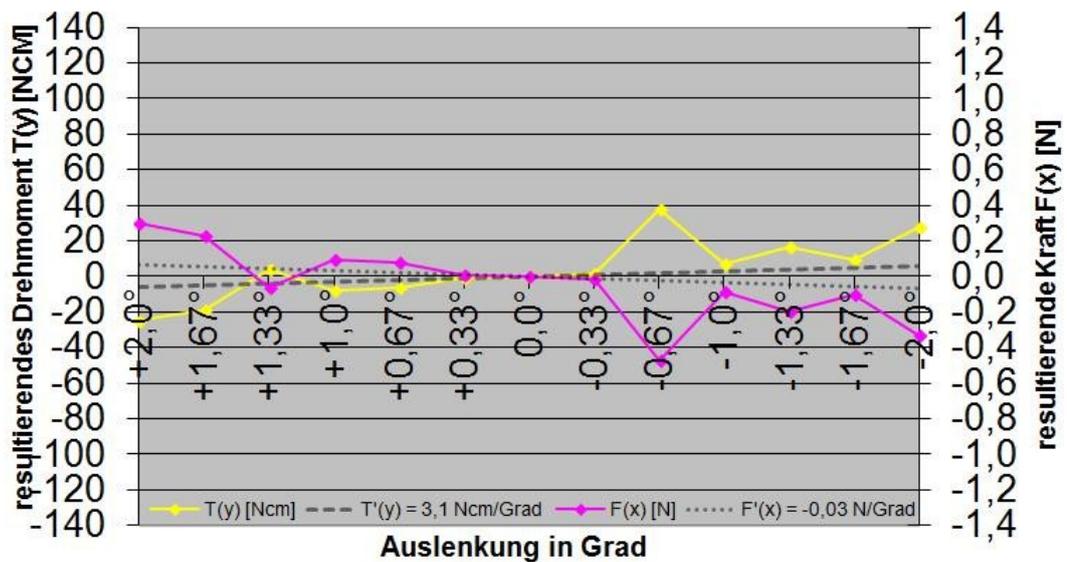


Abbildung 45: Messung E7 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 75° und angelegter Kraftvariante

Der Stabilitätsgrad betrug $-0,03 \text{ N/Grad}$ für die Kräfte und für das Drehmoment $3,1 \text{ Ncm/Grad}$. Auslenkungen führten zu einem indifferenten Gleichgewicht (Abbildung 37 und Tabelle 3).

4.5.2 Messung E8

Unter der Einstellung der zweiten Kraftvariante bei 75°, Hamstring zu Gastrocnemius resultierte ein Verhältnis von 2,01 (Abbildung 46 und Tabelle 4).

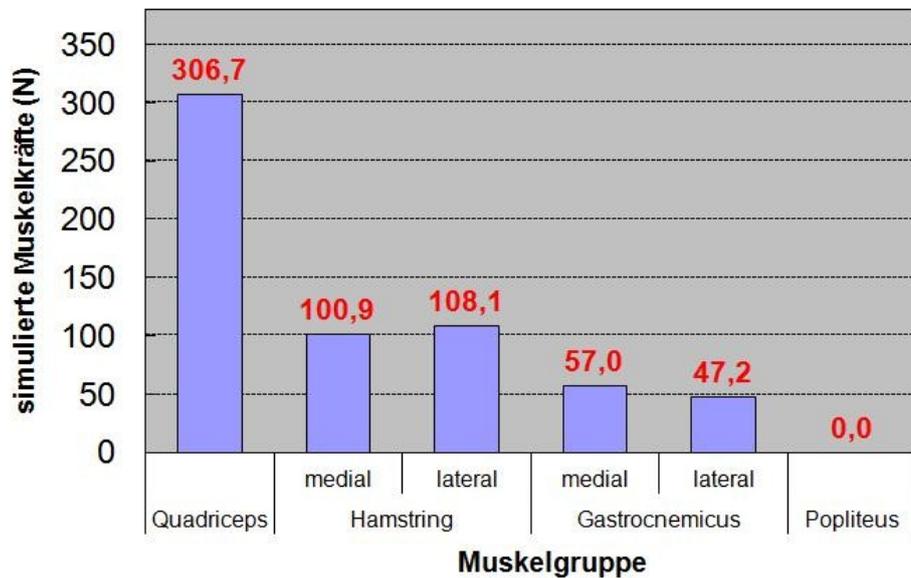


Abbildung 46: Messung E8 - Muskelkräfte bei alternative Kraftvariante im Flexionswinkel 75°

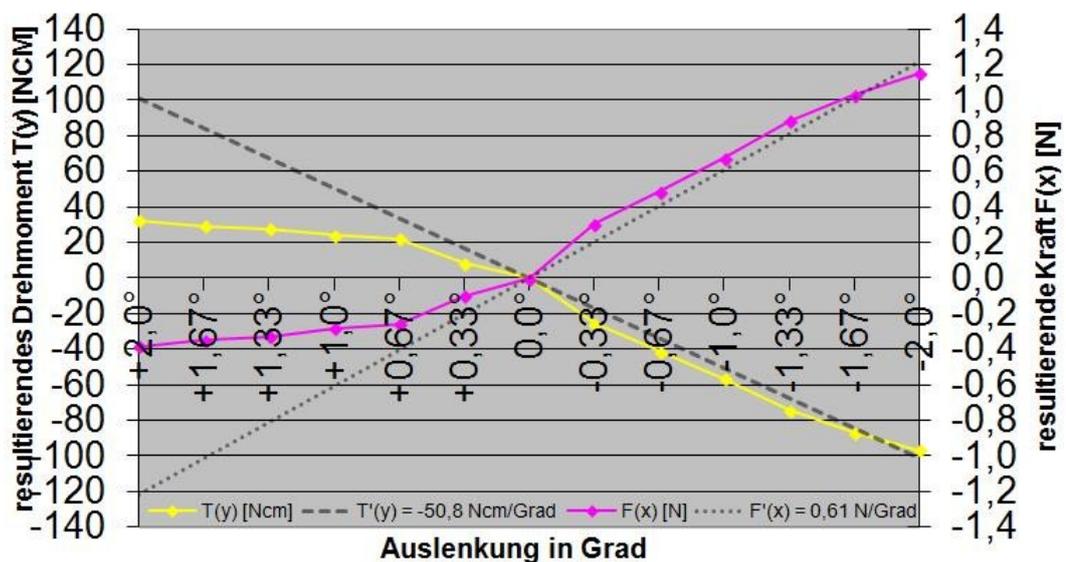


Abbildung 47: Messung E8 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 75° und alternativer Kraftvariante

Es wurde eine größere Labilität in Extensionsrichtung beobachtet. Die resultierenden Werte lagen für F_x und +2° bei -0,4 N sowie T_y bei 32,1 Ncm, und $F_x = 1,1$ N sowie

$T_y = -97,1 \text{ Ncm}$ bei -2° . Der Stabilitätsgrad unterstreicht mit $0,61 \text{ N/Grad}$ und $-50,8 \text{ Ncm/Grad}$ ein ausgeprägtes labiles Gleichgewicht (Abbildung 47 und Tabelle 3).

Die Verlagerung der Muskelkräfte von *M. gastrocnemius* zu Hamstring bewirkte eine Änderung des Gleichgewichtes von indifferent (E7) zu labil (E8).

4.6 Flexionswinkel 105°

4.6.1 Messung E9

Im Flexionswinkel von 105° konnten mit einem Kräfteverhältnis Hamstring zu Gastrocnemius von etwa $0,45$ stabile Gleichgewichtslagen erreicht werden (Abbildung 48 und Tabelle 4).

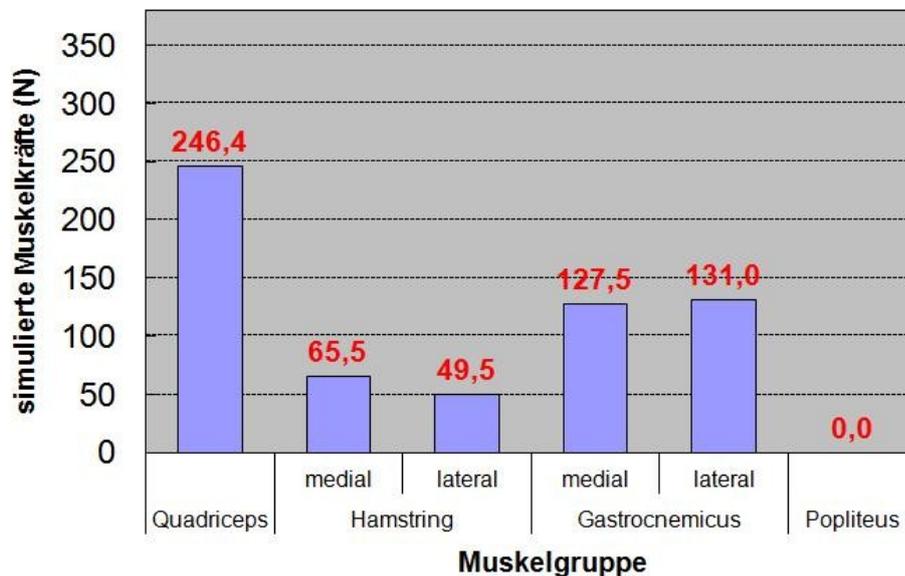


Abbildung 48: Messung E9 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 105°

Bei der maximalen Auslenkung von $+2^\circ$ resultierte ein F_x von $0,3 \text{ N}$ und ein T_y von $-26,8 \text{ Ncm}$; bei -2° lag F_x bei $-0,4 \text{ N}$ und T_y bei $32,2 \text{ Ncm}$ (Abbildung 49 und Tabelle 3).

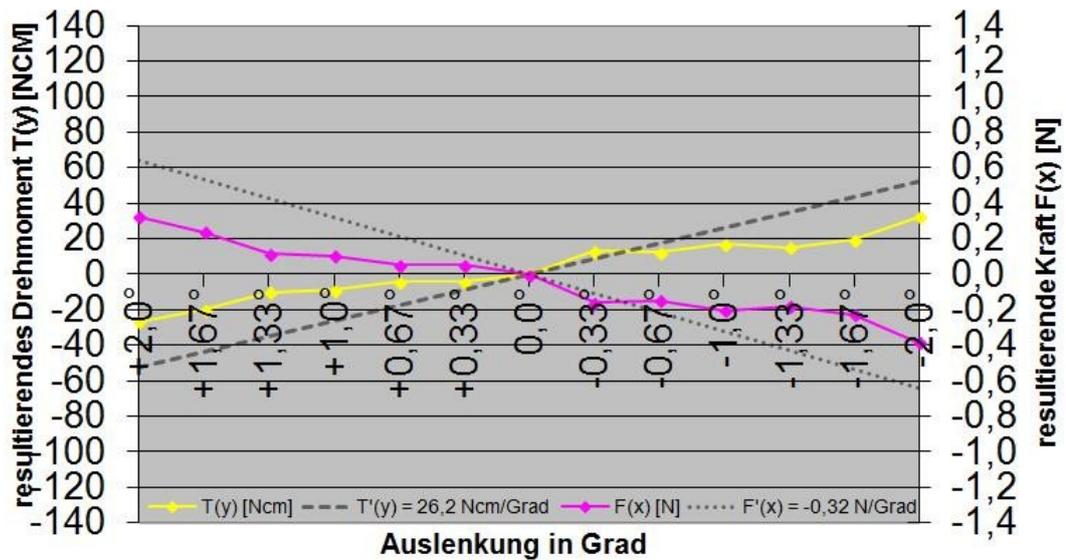


Abbildung 49: Messung E9- Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 105° und angelegter Kraftvariante

4.6.2 Messung E10

Die Einstellung der Messung bei 105° mit einer doppelt so starken Belastung der Hamstring-Gruppe im Vergleich zur Gastrocnemius-Gruppe führte zu instabilen Gleichgewichtslagen (Abbildung 50 und Tabelle 4).

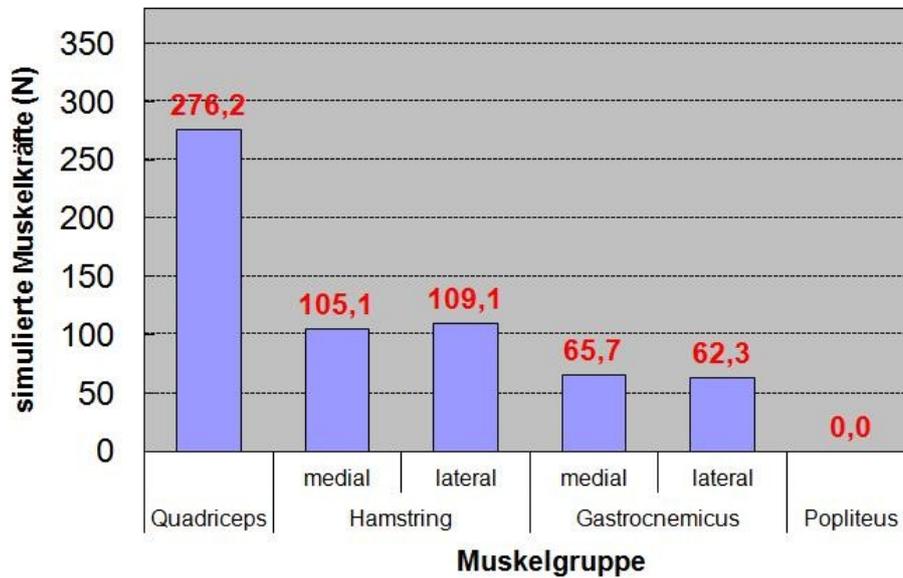


Abbildung 50: Muskelkräfte bei Kraftvariante 2 – Flexionswinkel 105°

Bei einer Auslenkung von +2° resultierte eine forttriebende Kraft von -0,3 N, und ein Drehmoment von 21,2 Ncm, bei der Auslenkung von -2° resultierte ein F_x von 1,3 N und ein T_y von -108,2 Ncm. Es wurde eine stärkere Instabilität in

Extensionsrichtung bei größerer Auslenkung ermittelt (Abbildung 51).

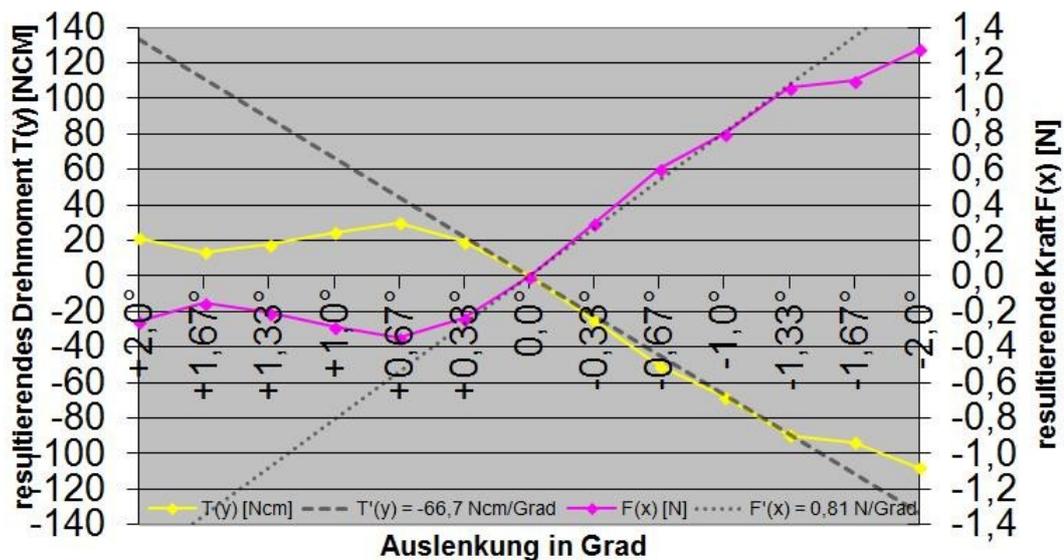


Abbildung 51: Messung E10 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 105° und alternativer Kraftvariante

Das Gleichgewicht änderte sich im Vergleich der Messungen E9 zu E10 von stabil zu labil, wobei die Muskelkräfte von M. gastrocnemius zu Hamstring verschoben wurden.

4.7 Muskelkräfteverhältnis und Gleichgewicht im Vergleich

Unabhängig vom eingestellten Flexionswinkel weisen die stabilen und indifferenten Gleichgewichtslagen die geringsten Kräfte der Hamstring-Gruppe auf. Bei diesen drei Gleichgewichtslagen liegt ein Verhältnis von Hamstring zu Gastrocnemius 0,26 bis 0,47 vor. Bei größeren Flexionswinkeln ist der M. popliteus nicht zur Einstellung eines Gleichgewichtes beteiligt. Der M. quadriceps ist bei den Gleichgewichtsveränderungen nahezu unverändert. Es ist keine Tendenz auf das Gleichgewicht erkennbar (Tabelle 3).

4.8 Quantitativer Vergleich mithilfe von Differenzbetrachtung

Der quantitative Vergleich zu den Kräfteverhältnissen ist schwierig. Für eine weitere quantitative Auswertung der Messergebnisse eignen sich der normierte Differenz-Index sowie die Differenz aus den Stabilitätsgraden besser.

Anhand derer lassen sich die unterschiedlichen Kräfte idealerweise in Korrelation zur Differenz der Stabilitätsgrade vergleichen.

Die Berechnung der Stabilitätsdifferenz ergibt sich aus der Differenz der Messwerte der zu vergleichenden Stabilitätsgrade.

Der normierte Differenz-Index bewertet das Verhältnis der zu vergleichenden Messungen zueinander, die Differenz von den Messungen fließt in das Ergebnis im Verhältnis zur Summe ein. Die Formel stellt sich für zwei zu vergleichende Messwerte wie folgt dar:

$$F(x) = \frac{a - b}{b + a}$$

Es ergeben sich Werte zwischen +1 und -1. Der Wert Null bedeutet, dass $a = b$ ist und folglich keine Differenz zwischen beiden vorliegt. Wenn $a > b$ ist, ist der Wert positiv. Negativ ist er, wenn $b > a$ ist.

Bei dem Vergleich der Flexionswinkel für 15° sind zur Berechnung für die M. Hamstring wie folgt anzuwenden:

$$a = 173,5 \text{ N und } b = 249,5 \text{ N}$$

Es ergibt sich der rechnerische Wert von -0,180. Für die Gastrocnemius-Gruppe wird analog verfahren: $a = 164,6 \text{ N}$ und $b = 72,2 \text{ N}$

Es ergibt sich der Wert von 0,390.

Tabelle 2 unterstützt die Beobachtung, dass eine stärkere Kraft der Hamstring-Gruppe mit einer erhöhten Labilität einhergeht. Das Vorzeichen ist bis auf den Flexionswinkel von 25° stets negativ. Durch eine höhere Belastung der Muskelgruppe Gastrocnemius wird hingegen eine höhere Stabilität erreicht, allerdings auch mit der Einschränkung im Flexionswinkel von 25° .

Ferner lässt sich aus dem Vergleich der Vorzeichen von Hamstring und Gastrocnemius auswerten, dass diese als Antagonisten für die Einstellung des Gleichgewichtszustandes verantwortlich sind. Bei Änderungen des Stabilitätsgrades in Richtung Stabilität zeigen die beiden Muskeln entgegengesetztes Verhalten.

Messung	Flexions- Winkel	normierter Differenz Index (NDI)		Stabilitätsdifferenz		Gleich- gewichts-
		Hamstring	Gastrocne- mius	$\Delta F'(x)$ [N/Grad]	$\Delta T'(y)$ [Ncm/Grad]	
E3- Aequos	15°	-0,180	0,390	-0,13	10,65	labil ++
E4- Aequos	15°					labil +
E2- Aequos	25°	0,166	-0,313	-0,37	30,24	labil ++
E1- Aequos	25°					labil +
E5- Aequos	35°	-0,518	0,410	-0,55	44,94	labil ++
E6- Aequos	35°					indifferent
E8- Aequos	75°	-0,355	0,344	-0,64	53,85	labil ++
E7- Aequos	75°					indifferent
E10- Aequos	105°	-0,301	0,338	-1,13	92,92	labil ++
E9- Aequos	105°					stabil +

Tabelle 2: normierter Differenz-Index und Stabilitätsdifferenz

Messung	Flexions- Winkel	Quadriceps [N]	Hamstring		Gastrocnemius		Popliteus [N]	Normierter Differenz Index		Stabilitätsgrad		Gleich- gewichts- bewertung
			Medial [N]	Lateral [N]	Medial [N]	Lateral [N]		Hamstring	Gastrocnemius	F'(x) [N/Grad]	T'(y) [Ncm/Grad]	
E3- Aequos	15°	233,5	125,8 249,5	123,7	38,2 72,2	34,0	64,9	-0,180	0,390	0,61	-50,2	labil ++
E4- Aequos	15°	215,9	87,3 173,5	86,2	87,9 164,6	76,7	66,0			0,48	-39,6	labil +
E2- Aequos	25°	224,6	123,7 195,0	71,3	91,9 166,2	74,3	34,2	0,166	-0,313	0,64	-52,7	labil ++
E1- Aequos	25°	241,0	136,1 272,5	136,4	44,8 86,9	42,1	19,6			0,26	-22,5	labil +
E5- Aequos	35°	254,9	118,7 220,7	102,0	61,7 111,5	49,9	32,9	-0,518	0,410	0,54	-44,2	labil ++
E6- Aequos	35°	252,5	34,8 70,1	35,3	129,8 266,5	136,7	31,0			-0,01	0,8	indifferent
E8- Aequos	75°	306,7	100,9 209,1	108,1	57,0 104,2	47,2	0,0	-0,355	0,344	0,61	-50,8	labil ++
E7- Aequos	75°	306,7	49,5 99,6	50,1	107,7 213,7	106,0	0,0			-0,03	3,1	indifferent
E10- Aequos	105°	276,2	105,1 214,2	109,1	65,7 128,0	62,3	0,0	-0,301	0,338	0,81	-66,7	labil ++
E9- Aequos	105°	246,4	65,5 115,0	49,5	127,5 258,5	131,0	0,0			-0,32	26,2	stabil +

Tabella 3: Übersicht über die Kräfte und Stabilitätsgrade und Normierter Differenz-Index

Messung	Flexions- Winkel	Hamstring dividiert Quadriceps		Gastrocnemius dividiert Quadriceps		Popliteus dividiert Quadriceps	Hamstring dividiert Gastrocnemius		Stabilitätsgrad		Gleich- gewichts- bewertung
		Medial	Lateral	Medial	Lateral		Medial	Lateral	F'(x) [N/Grad]	T'(y) [Ncm/Grad]	
E3-Aequos	15°	0,54	0,53	0,16	0,15	0,28	3,29	3,64	0,61	-50,2	labil ++
		1,07		0,31			3,46				
E4-Aequos	15°	0,40	0,40	0,41	0,36	0,31	0,99	1,12	0,48	-39,6	labil +
		0,80		0,76			1,05				
E2-Aequos	25°	0,55	0,32	0,41	0,33	0,15	1,35	0,96	0,64	-52,7	labil ++
		0,87		0,74			1,17				
E1-Aequos	25°	0,56	0,57	0,19	0,17	0,08	3,04	3,24	0,26	-22,5	labil +
		1,13		0,36			3,14				
E5-Aequos	35°	0,47	0,40	0,24	0,20	0,13	1,92	2,05	0,54	-44,2	labil ++
		0,87		0,44			1,98				
E6-Aequos	35°	0,14	0,14	0,51	0,54	0,12	0,27	0,26	-0,01	0,8	indifferent
		0,28		1,06			0,26				
E8-Aequos	75°	0,33	0,35	0,19	0,15	0,00	1,77	2,29	0,61	-50,8	labil ++
		0,68		0,34			2,01				
E7-Aequos	75°	0,16	0,16	0,35	0,35	0,00	0,46	0,47	-0,03	3,1	indifferent
		0,32		0,70			0,47				
E10-Aequos	105°	0,38	0,40	0,24	0,23	0,00	1,60	1,75	0,81	-66,7	labil ++
		0,78		0,46			1,67				
E9-Aequos	105°	0,27	0,20	0,52	0,53	0,00	0,51	0,38	-0,32	26,2	stabil +
		0,47		1,05			0,45				

Tabelle 4: Übersicht über die Messungen, Stabilitätsgrade sowie die Kräfteverhältnisse

5 Diskussion

5.1 Durchführung der Messungen

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, Gleichgewichtslagen der AEQUOS Knie-Endoprothese zu simulieren. Dabei galt es, eine Messanordnung und Methodik zu schaffen, die die Messung der Gleichgewichtslagen ohne Zwangsführung unter Freischaltung aller Freiheitsgrade ermöglicht. Besondere Berücksichtigung fanden in dieser Arbeit die labilen Zustände, da diese für die dynamischen Übergänge zwischen einzelnen Bewegungen nötig sind.

Dazu wurde in der vorliegenden Arbeit die Hauptbewegungsrichtung in der Sagittalebene betrachtet. Um zu simulieren, wie der Roll-Gleitvorgang in der AEQUOS-Prothese durch die Inkongruenz der Gelenkflächen realisiert wird, wurden an der Apparatur kleine Flexionswinkel zwischen 15° und 25° eingestellt, wie sie in der Standphase beim Gehen und auch beim Stand auftreten. Größere Winkel zwischen 35° und 90° wurden den Alltagstätigkeiten wie Bücken, Treppensteigen und Hocken zugeordnet, bis hin zum Vorgang des Aufstehens vom Stuhl bei einem Winkel von 105° .

Die Erzeugung von Gleichgewichtszuständen wurde erreicht, indem bei einem festen Flexionswinkel Messungen zu den resultierenden Kräften bei unterschiedlichen Kombinationen der Muskelkräfte durchgeführt wurden. Dabei wurden die Muskelgruppen der Extensorengruppe (M. quadriceps), der Flexoren- oder Hamstring-Gruppe, sowie der M. gastrocnemius und der M. popliteus bei jeder Änderung der Kraftvariante in unterschiedlichem Verhältnis zueinander belastet, um die Kraftvektoren zu variieren.

Die Gesamtbelastung wurde dabei mit etwa 63 Kilogramm immer konstant gehalten. Die Einzelgewichte wurden für die entsprechende Muskelgruppe unterschiedlich verteilt. Die kleinen Auslenkungsschritte ermöglichten eine isotonische Messung.

Eine Zielsetzung bestand darin, die Möglichkeiten der AEQUOS-Prothese zu simulieren und darzustellen, dass Gleichgewichte ohne äußere Einflussnahme nur durch Muskelaktivität unter der Bedingung des Kraftschlusses eingestellt werden.

Es wurde erfolgreich gezeigt, dass der Gleichgewichtszustand und der Stabilitätsgrad im Kniegelenk muskulär geändert werden können.

Dazu mussten erzwungene Abläufe, die zur Verbindungsbildung der beiden Gelenkflächen führen könnten, absolut ausgeschlossen werden.

Die Hypothese von Nägerl konnte bestätigt werden, dass über die Einwirkung der kompressiven Muskelkräfte bei einem festen Flexionswinkel, also konstanter Position des Kniegelenks, unterschiedliche Gleichgewichtszustände erzeugt werden können. Es konnten mit der beschriebenen Apparatur und Methodik erstmalig verschiedene Gleichgewichte durch ausschließliche Änderungen der Kraftvektoren ohne jegliche Zwangsführung eingestellt und nachgewiesen werden, wie sie bereits Nägerl 1990 in seiner Habilitation postulierte.

In zukünftigen Untersuchungen von Gleichgewichten sollten die stabilen Gleichgewichte stärker berücksichtigt werden, damit nachgewiesen werden kann, dass für die Statik von Knie-Endoprothesen bei Funktionen wie Gang, Stand, Hocke und Aufstehen stabile Gleichgewichtszustände notwendig sind. Wünschenswert wäre eine Untersuchung von verschiedenen Knie-Endoprothesen im Vergleich, um die Hypothese zu untermauern, dass das Prothesendesign maßgeblichen Einfluss auf Gleichgewichtszustände hat.

5.2 Optimierung der Messapparatur

Drei wesentliche Innovationen dienten der Optimierung der Messapparatur.

5.2.1 Kraftmessdose

Durch Gewichtseinstellungen ohne Umlenkrollen, wie ursprünglich bei Planert konzipiert, konnten Fehler über Seil- und Rollreibung sowie das Wälzmoment ausgeschlossen werden (Planert et al. 1992). Die Möglichkeit, in der neuen Modifizierung auch in negativer x- und y-Richtung kalibrieren zu können, schloss den Fehler der falsch-positiven Kalibrierung nur über positive Auslenkungen aus und ermöglichte die exakte Messung sowohl positiver als auch negativer Auslenkungen der Tibia.

5.2.2 Kraftschlüssige Verbindung

Die Gelenkflächen von Tibia und Femur wurden allein über die simulierten Muskelzüge in Kontakt gebracht. Die kraftschlüssige Verbindung zwischen Tibia- und Femurkomponente der AEQUOS-Prothese war damit sichergestellt, eine Zwangsführung wurde ausgeschlossen. Alle Freiheitsgrade, das heißt die

Extension/Flexion in der Sagittalebene, die Rotation um die zwei Normalen in den Kontakten und die Adduktion/Abduktion (Varus/Valgus) sind damit verfügbar.

Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit war die Entwicklung einer Methodik zur Messung von Gleichgewichtszuständen. Es konnte auf diese Weise eine starre Arretierung vermieden werden, die zu Zwangskräften im Gelenk führt, wie sie Knösel und vor allem Stühmer beschrieben.

5.2.3 Einstellung von Kräften

Die Verwendung von Wasser zur Gewichtsjustierung muss in höchstem Maße ungenau sein, da die Verdunstung im offenen Gefäß von vornherein keine exakte Gewichtseinstellung zulässt. Der Einsatz von Eisengewichten statt Wasser schaltete weitere Fehlerquellen aus, indem die Feinjustierung der Muskelkräfte auf ein Gramm genau exakter und einfacher sowie die Einhaltung konstanter Gewichte ermöglicht wurde. Schließlich konnten über die zeitaufwendige Versuchsreihe die räumlichen Anforderungen durch die platzsparenden Eisengewichte reduziert werden.

Da die Drehachse beim Tibiofemoralgelenk nicht starr ist, sondern mit dem jeweiligen Flexionswinkel variiert, also eine flexible Drehachse mit der Drehpolkurve bildet (siehe Abbildung 14), müsste für eine zwangsfreie Messung in der Hauptflexionsrichtung die Drehachse ständig gezielt verändert werden oder alle Freiheitsgrade freigeschaltet werden. Die Drehachse des Gelenkes in Übereinstimmung mit der Drehachse der Messapparatur zu bringen, scheint allein kaum möglich. Die Freischaltung der Freiheitsgrade durch die veränderte Apparatur ist die eindeutig bessere Umsetzung.

Bei den Vorversuchen für diese Arbeit stellte sich heraus, dass die von Knösel gesuchte Freischaltung der Freiheitgrade aufgrund ihrer räumlichen und massenhaften Dimensionen zu nur schwer reproduzierbaren Ergebnissen führte (Knösel 2003). Die Vereinfachung der Apparatur hinsichtlich der Kalibrierung ohne Umlenkrollen, der Möglichkeit, den Hebelarm konstant zu lassen und stattdessen das angehängte Gewicht zu variieren, bringt den Versuchsaufbau dem physiologischen Vorbild nahe.

Der Kreisbogen diente nunmehr nur noch als Hilfe zur Bestimmung des Flexionswinkels. Die Arretierungsabstände konnten kleiner festgelegt werden. Auch konnte die Kraftmessdose möglichst nah an der Arretierung angebracht werden, um

die Messgenauigkeit der Kraftmessdose nicht negativ zu beeinflussen. So konnte die Auflösung der Kraftmessdose optimal genutzt werden.

5.3 Korrelationen zwischen Muskelkräften und Gleichgewichtszuständen

Nägerl et al. konnten zeigen, dass bei lateral und medial kompressiver Belastung des Gelenks das Gleichgewicht sowohl stabil als auch labil sein kann, je nach Richtung der resultierenden Gelenkkraft (Nägerl et al. 1993).

In der vorliegenden Arbeit konnte bewiesen werden, dass diese Gleichgewichtseinstellungen durch Variation der Muskelkräfte möglich sind. Mithilfe der modifizierten Messapparatur konnten für die Flexionswinkel 15° , 25° , 35° , 75° und 105° , also Bewegungen zwischen Gang, Hocken, Bücken, Aufstehen und Laufen, dieselben Gelenkpositionen durch unterschiedliche Kraftvektoren erzeugt werden. Das Interesse galt vor allem den labilen Gleichgewichten, da diese für den Bewegungsablauf notwendig sind.

Bei den Übergängen zwischen initialer Stützphase (15°) und mittlerer Schwungphase (25°) konnten mithilfe unterschiedlicher Kraftvektoren, erzeugt durch unterschiedliche Verhältnisse der Muskelgruppen unter hoher Beteiligung der Hamstring-Gruppe, verschiedene labile Gleichgewichtszustände erreicht werden (Tabelle 3).

Im Flexionswinkel 35° (Zustand des Gehens) ist nachweisbar, dass ein stabiles Gleichgewicht durch Zurücknahme der Hamstring-Beteiligung erreicht wurde.

Ebenso zeigen die stabilen Kraftsysteme bei höheren Flexionswinkeln (75° , 105°) eine hohe Kraftbeteiligung des M. gastrocnemius und einen niedrigen Anteil der Hamstring-Gruppe auf. Ab 75° (Laufen, Hocke) ist die Innenrotation des Kniegelenks weniger beteiligt, die Aufgabe des M. popliteus entfällt.

Um ein freies Aufstehen vom Stuhl ohne Hinzunehmen der Hände als Stabilisatoren zu ermöglichen, ist ein Flexionswinkel von 100° - 110° erforderlich, der den Fuß unter die Sitzfläche bringt. Das Simulieren des Aufstehens aus der Hocke wurde in der vorliegenden Messanordnung durch stärkere Beteiligung des M. gastrocnemius zu der Hamstring-Gruppe erreicht. Nur eine kleine gerichtet additive Kraft ist notwendig, um aus einem labilen Gleichgewicht heraus einen Bewegungsablauf zu initiieren.

Neben dem labilen Gleichgewicht, welches für die Dynamik notwendig ist, bedarf es auch eines stabilen Gleichgewichts. Zum Beispiel in einem Flexionswinkel von 105° wirken stetig äußere Kräfte beim Skifahren in der Hocke. Die hockende Position ist nur so kraftschonend und kann über einen längeren Zeitraum durchgehalten werden.

Alle stabilen Zustände zeichnen sich durch hohen Anteil des M. quadriceps aus. Des Weiteren wurden bei identischem Winkel in den stabilen Zuständen geringere Kraft- und Drehmomentresultierende gemessen als in den labilen Zuständen (Tabelle 3).

Diese Ergebnisse werden durch Studien wie die Berechnungen von O'Connor et al. (1993) am Knochenmodell sowie von Hiemstra et al. (2004) und Walsh et al. (2012) bestätigt. Walsh et al. (2012) ermittelten bei 30 Sportlern, dass kleinere Flexionswinkel beziehungsweise die ausklingende Schwungphase mit größerer Quadriceps- und niedrigerer Hamstring- sowie M. gastrocnemius-Beteiligung einhergehen.

Es ist auch bei den hier durchgeführten Messungen auffällig, dass labile Gleichgewichte, also Übergänge der Bewegungen, unter hoher Beteiligung der Hamstrings zustande kommen.

Die Extensoren wie M. quadriceps sind besonders bei Bewegungen wie Treppensteigen sowie Aufstehen und Hinsetzen gefordert. Sie stabilisieren primär in der Sagittalebene. Dies konnte in der vorliegenden Arbeit anhand der AEQUOS-Prothese gezeigt werden.

5.4 Besonderheiten der AEQUOS -Endoprothese

Statik und Dynamik der im Alltag ablaufenden Bewegungen, denen das Kniegelenk ausgesetzt ist, erfordern sowohl stabile als auch labile Gleichgewichtszustände. Gerade diesen Übergängen, die erst einen schmerzfreien Bewegungsablauf ermöglichen, ist bei der Konstruktion von Endoprothesen Aufmerksamkeit zu schenken. Wie die diskutierten Messergebnisse zeigen, sind sowohl statische als auch dynamische Bewegungsabläufe mit der AEQUOS Knieprothese möglich, wobei das tibiofemorale Gelenk nur durch die Muskelkräfte gesteuert wird.

Die Formfläche der femoralen Komponente der AEQUOS sowie die asymmetrische Lage der Rotationsmittelpunkte der Achsen wurden analog der Anatomie des natürlichen Kniegelenks gestaltet, mediale und laterale Gelenkfläche des Femurs besitzen einen ähnlichen Krümmungsradius in Funktionsrichtung.

Die tibiale Komponente der AEQUOS Knie-Endoprothese setzt sich zusammen aus der Tibiaplatte, einem zentralen Zapfen und dem in die Platte eingesetzten Inlay aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE), sowie aufschraubbaren Zapfen zur Verankerung. Femorale und tibiale Komponenten können an die anatomischen Verhältnisse des jeweiligen Patienten angepasst werden. Die Besonderheit dieser Knie-Endoprothese besteht darin, dass die mediale Tibiagelenkfläche in der Sagittalen konkav geformt ist, die laterale demgegenüber konvex verläuft und gegenüber der medialen Komponente posterior versetzt ist. Auf diese Weise lässt sich das anatomisch natürliche Viergelenk realisieren und insbesondere der natürliche Roll-Gleit-Bewegungsvorgang nachempfinden.

Mithilfe der vorgestellten Messmethode und des reibungsfreien Einstellens unterschiedlicher Muskelkräfte konnte gezeigt werden, dass im Tibiofemoralgelenk der AEQUOS-Knie-Endoprothese unterschiedliche Gleichgewichtslagen existieren, wie sie der von Nägerl und Kubein-Meesenburg beschriebenen Inkongruenz der Gelenkflächen entsprechen. Ziel war es zu zeigen, dass Gleichgewichtszustände muskulär geändert werden können.

6 Literaturverzeichnis

Abicht C: Künstliche Kniegelenke-Konzeption, Design und tribologische Eigenschaften einer neuen Knie-Endoprothese naturnaher Gelenkgeometrie. Med. Diss., Greifswald 2005

Albrecht A:

Appel H-J, Stang-Voss C: Funktionelle Anatomie. 3. Auflage; Springer, Heidelberg 1996.

Athanasίου K, Sanchez-Adams J: Engineering the knee meniscus. Morgan and Claypool Publishers, San Rafael (USA) 2009

Bergmann L, Schaefer C: Lehrbuch der Experimentalphysik. Band I. Mechanik, Relativität, Wärme. Walther de Gruyter, Berlin 1998

Bizzini M: Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen. Georg Thieme, Stuttgart 2000

Blaha J, Mancinelli C, Simons W, Kish V, Thyagarajan G (2003): Kinematics of the Human Knee Using an Open Chain Cadaver Model. Clin Orthop 410, 25-34

Blauth W, Bontemps G, Skripitz W (1977): Zum gegenwärtigen Stand künstlicher Kniegelenke vom Typ des Scharniergelenk. Arch Orthop Unfall 88 (3), 259-272

Blümel A, Kraatz U: Beitrag zur funktionellen Anatomie und neuromuskulären Steuerung des Kniegelenkes am Modelltier Schwein. Med. Diss., Greifswald 1997

Bock C: Handbuch der Anatomie des Menschen. Band 1. Volckmar, Leipzig 1842

Day B, Mackenzie WG, Shim SS, Leung G (1985): The vascular and nerve supply of the human meniscus. Arthroscopy 1, 58-62

Dumont C, Albus G, Kubein-Meesenburg D, Fanghanel J, Sturmer KM, Nägerl H, (2008a): Morphology of the interphalangeal joint surface and its functional relevance. J Hand Surg Am 33, 9-18

Dumont C, Burfeind H, Kubein-Meesenburg D, Hosten N, Fanghanel J, Gredes T, Nägerl H (2008b): Physiological functions of the human finger. J Physiol Pharmacol 59 (Suppl 5), 69-74

Dyhre-Poulsen P, Krogsgaard MR (2000): Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. J Appl Physiol 89 (6), 2191-

Fanghänel J, Mieke B, Kubein-Meesenburg D, Hanschke M, Kraatz U, Blümel A: Investigations on the sensory function of ligaments in the knee. Poster, Georgia University of Technology, Atlanta (USA) 1996

Fick RA: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Teil 3. Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Gustav Fischer, Jena 1911

Fiedler C, Gezzi R, Frosch K-H, Wachowski M, Kubein-Meesenburg D, Dörner J, Fanghänel J, Nägerl H (2011): Mathematical study on the guidance of the tibiofemoral joint as theoretical background for total knee replacements. *Acta Bioeng Biomech* 13, 37-49

Fischer O: Kinematik organischer Gelenke. Die Wissenschaft: Sammlung naturwissenschaftlicher und mathematischer Monographien, Heft 18. Vieweg und Sohn, Braunschweig 1907

Frosch KH, Floerkemeier T, Abicht C, Adam P, Dathe H, Fanghänel J, Stürmer KM, Kubein-Meesenburg D, Nägerl H (2009): Eine neuartige Knie-Endoprothese mit physiologischer Gelenkform. Teil 1: Biomechanische Grundlagen und tribologische Untersuchungen. *Unfallchirurg* 112, 168-175

Gray JC (1999): Neural and Vascular Anatomy of the Menisci of the Human Knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 29 (1), 23-30

Hain K (1965): Übersicht über sämtliche Umlauf- und Schwingbewegungen in Getrieben aus Gelenkvierecken. *Grundlagen Landtechnik* 15 (4), 97-132

Halata Z, Haus J (1989): The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anat Embryol* 179 (5), 415-421

Hamai S, Morooka TA, Dunbar NJ, Miura H, Iwamoto Y, Banks SA (2013): In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion. *Biomed Res Int* 2013

Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ (2004): Hamstring and quadriceps strength balance in normal and hamstring anterior cruciate ligament-reconstructed subjects. *Clin J Sport Med* 14 (5), 274-80

Hunziker EB, Stäubli HU, Jakob RP: Chirurgische Anatomie des Kniegelenks. In: Jakob RP, Stäubli HU (Hrsg.): Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation. Springer,

Berlin 1990, 31-48

Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000): Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 82 (8), 1189-1195

Jerosch J, Heisel J (1999): Totalendoprothesenwechsel nach aseptischer Lockerung. In: Jerosch J, Heisel J (Hrsg.): *Knieendoprothetik*. Springer, Berlin 1999, 343-363

Jerosch J, Pfaff G, Thorwesten L, Schoppe R (1998): Effects of a proprioceptive training program on sensorimotor capacities of the lower extremity in patients with anterior cruciate ligament instability. *Sportverletz Sportsch* 12 (4), 121-130

Knösel M: Messung der isotonischen Stabilität von Tibiofemoralgelenk in der Hauptfunktion bei vorgegebener Flexion: Experimenteller Nachweis der Veränderbarkeit der Qualität des Gleichgewichtszustandes von labil zu stabil. *Med. Diss.*, Göttingen 2003

Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Fanghänel J (1990): Elements of a general theory of joints 1. Basic kinematic and static function of diarthrosis. *Anat Anz* 170, 301-308

Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Cotta H, Fanghänel J (1993): Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. I. Grundbegriffe der Diarthrosen. *Z Orthop* 131, 97-104

Langer C: *Lehrbuch der Anatomie des Menschen*. Wilhelm Braumüller, Wien 1856.

Levick JR, Price FM, Mason RM: Synovial-matrix synovial-fluid systems of joints. In: Comper WJ (Hrsg.): *Extracellular matrix, Volume 1: Tissue function*. Harwood Academic Publishers, Amsterdam 1996

Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL (1999): The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 32 (4), 395-400

Linß W, Fanghänel J: *Histologie: Zytologie. Allgemeine Histologie, mikroskopische Anatomie*; 1. Auflage; Walter de Gruyter, Berlin 1999

Machan FG (1983): Significance of the synovial pumping system on the biochemistry of the interior knee joint. *Zentralbl Chir* 108 (17), 1105-1111

Mackeben S: Aufbau einer Apparatur zur Messung der mechanischen Stabilität des menschlichen Tibiofemoralgelenks. *Diplomarbeit*, Göttingen 1997

Magnus K, Müller-Slany HH: Grundlagen der Technischen Mechanik; 7. Auflage; GWV Fachverlage, Wiesbaden 2005

Mansour M, Spiering S, Lee C, Dathe H, Kalscheuer AK, Kubein-Meesenburg D, Nägerl H (2004): Evidence for IHA migration during axial rotation of a lumbar spine segment by using a novel high-resolution 6D kinematic tracking system. *J Biomech* 37 (4), 583-92

Martelli S, Pinskerova V (2002): The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surgery Br* 84 (B), 607-613

Menschik A (1974): Mechanik des Kniegelenkes. *Z Orthop* 112, 481-495

Nägerl H: Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Med. Habilitationsschrift, Göttingen 1990

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Fanghänel J (1990): Elements of a General Theory of Joints 2. Introduction into a Theory of Synarthrosis. *Anat Anz* 171, 323-333

Nägerl H, Burstone C, Becker B, Kubein-Meesenburg D (1991a): Centers of rotation with transverse forces: An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99 (4), 337-345

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Becker B and Fanghänel J (1991b): Elements of a general theory of joints 3. Elements of a theory of synarthrosis; Experimental examinations. *Anat Anz* 172, 187-195

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H, Fanghänel J (1993): Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. III. Mechanik des Tibiofemoralgelenkes und Rolle der Kreuzbänder. *Z Orthop* 131, 385-396

Nägerl H, Blümel A, Kraatz U, Kubein-Meesenburg D, Mieke B, Fanghänel J (2002a): The sensory apparatus for perception in the tibiofemoral joint and outlines of a functional knee endoprosthesis. 13th Conference of European Society of Biomechanics, Breslau 01.-04.09.2002, 4 (1), 319-320

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Mieke B, Fanghänel J (2002b): The sensory apparatus for perception in the tibiofemoral joint and outlines of a functional knee endoprosthesis. *Acta Bioeng Biomech* 4 (Supplement 1), 319- 320

Nägerl H, Abicht C, Adam P, Dathe H, Fanghänel J, Thomsen M, Döhler JR,

- Kubein-Meesenburg D (2004): A novel total knee replacement with nearly natural joint geometry. Part I: Biomechanical conception and design of the articulating surfaces, *Ann Anat* 186 (Supplement), 33
- Nägerl H, Frosch KH, Wachowski MM, Dumont C, Abicht CH, Adam P, Kubein-Meesenburg D (2008): A novel total knee replacement by rolling articulating surfaces. In vivo functional measurements and tests. *Acta Bioeng Biomech* 10 (1), 55-60
- O'Connor JJ (1993): Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J Bone Joint Surg Br* 75 (1), 41-48
- Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y (2002): EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol* 12 (5), 399-406
- Planert J, Modler H, Lüdecke K, Eger M (1992): A miniaturised force-torque sensor with six degrees of freedom for dental measurements. *Clin Phys Physiol Meas* 13 (3), 241-248
- Prometheus. Funktionelle Anatomie – Topografie und Funktion des Bewegungssystems. Hrsg. v. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2011
- Saygi B, Yildirim Y, Berker N, Ofluoglu D, Karadag-Saygi E, Karahan M (2005): Evaluation of neurosensory function of the medial meniscus in humans. *Arthroscopy* 21 (12), 1468-1472
- Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM (2002): Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop* 404, 7-13
- Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R (1987): The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15(3), 207–213
- Strasser H: Lehrbuch der Muskel - und Gelenkmechanik. III. Band: Die untere Extremität. Springer, Berlin 1917
- Stühmer C: Konzeptionierung einer Meßmethode zur quantitativen Erfassung der isotonischen Stabilität des Tibiofemoralgelenkes des Hausschweins in der Hauptfunktionsebene. Dissertation, Göttingen 2002

- van den Bogert AJ, Reinschmidt C, Lundberg A (2008): Helical axes of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech* 41 (8), 1632-1638
- Victor J, Labey L, Wong P, Innocenti B, Bellemans J (2010): The influence of muscle load on tibiofemoral knee kinematics. *J Orthop Res* 28 (4), 419-428
- von Meyer GH (1881): Die Mechanik des menschlichen Ganges. *Biologisches Zentralblatt* 1, 401-408
- von Meyer GH: Lehrbuch der Physiologischen Anatomie des Menschen. Wilhelm Engelmann, Leipzig 1856
- Wachowski MM, Walde TA, Balcarek P, Schüttrumpf JP, Frosch S, Stauffenberg C, Frosch K-H, Fiedler C, Fanghägel J, Kubein-Meesenburg D (2012): Total knee replacement with natural rollback. *Ann Anat* 194 (2), 195-199
- Waldeyer – Anatomie des Menschen. Hrsg. v. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. 17. Auflage; Walther de Gruyter, Berlin 2009
- Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA (2012): Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *J Athl Train.* 47 (4), 406-413
- Weber W, Weber E: Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Dietrichsche Buchhandlung, Göttingen 1836
- Zatsiorsky V: Kinematics of human motion. Human Kinetics, Champaign (USA) 1998
- Zimny ML, Albright DJ, Dabezies E (1988): Mechanoreceptors in the human medial meniscus. *Acta Anat* 133 (1), 35–40
- Zuppinger H: Die aktive Flexion im unbelasteten Kniegelenk. Med. Habilitationsschrift, Zürich 1904

7 Abbildungen und Tabellen

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knöcherne Strukturen des Tibiofemolargelenkes (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	16
Abbildung 2: Caput femoris, (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	17
Abbildung 3: Knöcherne Tibia, Caput mit Kondylen (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	18
Abbildung 4: Tibiaplateau (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	18
Abbildung 5: Ansatz des M. quadriceps (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	19
Abbildung 6: Flexoren des Femurs (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	20
Abbildung 7: M. gastrocnemius (Prometheus 2011). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	21
Abbildung 8: Menisken (Prometheus 2011).). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	23
Abbildung 9: Kreuz- und Kollateralbänder (Prometheus 2011).). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlags.	25
Abbildung 10: Anteroposteriorer Schnitt durch die medialen Kondylen mit Schemazeichnung der resultierenden überschlagenen dimeren Kette aus Nägerl et al. 1993, S. 388. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.	30
Abbildung 11: Anteroposteriorer Schnitt durch die lateralen Kondylen mit Schemazeichnung der gestreckten dimeren Gelenkkette (Nägerl et al. 1993, S. 388). . Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.	30
Abbildung 12: Dimere Ketten des Viergelenks aus Nägerl et al. 1993, S. 389. . Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.	32
Abbildung 13: Anteriorer Zweig der Kniebeuge aus Nägerl et al. 1993, S.389. . Der	

Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.....	33
Abbildung 14: Posteriorer Zweig der Kniebeuge aus Nägerl et al. 1993, S.389. . Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.....	33
Abbildung 15: Gleichgewichtszustände eines Viereckgelenks unter isotonischer Kraft aus Mackeben 1997. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Dipl.- Phys .S. Mackeben.....	34
Abbildung 16: Frontale Ansicht mit den Kontaktpunkten links aus Fiedler et. al 2011(links) mit Selbststabilisierungsmechanismus nach Adduktion rückführende Kraft in die Ausgangslage aus Abicht 2005(rechts). Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Dr. rer.med C. Abicht	36
Abbildung 17: Anteil des Rollvorgangs in der Flexion medial (a) und lateral (b) aus Nägerl et al. 2004. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.....	39
Abbildung 18: Neuronale Verschaltung aus Nägerl et al.1993. Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Prof. H. Nägerl.	40
Abbildung 19: Koordinatensystem und Hauptfunktionsebene	44
Abbildung 20: Arretierung nach Knösel befestigt am Kreisbogen ohne Tibia.....	46
Abbildung 21: Versuchsaufbau während der Messung mit Kraftschluss im Gelenk in Gleichgewichtslage und ohne jegliche Befestigung am Kreisbogen	48
Abbildung 22: Kraftschluss im Gelenk in Gleichgewichtslage mit eingezeichneten Ansätzen und Zugrichtungen der Kevlarseile 1 = M. quadriceps 2 = laterale Hamstring 3 = mediale Hamstring 4 = M. popliteus 5 = lateraler M. gastrocnemius 6 = medialer M. gastrocnemius.....	49
Abbildung 23: Kraftmessdose ohne Kontakt zum Kreisbogen und fixiert an der Tibia, die durch Kraftschluss mit dem Femur verbunden ist	50
Abbildung 24: Kraftmessdose im neuen Gehäuse	53
Abbildung 25: Innerer Aufbau der Kraftmessdose (Planert et al. 1992)	53
Abbildung 26: Kalibrierung nach Planert et al. 1992	56
Abbildung 27: Kalibriertisch mit Kraftmessdose und Umlenkrolle mit Gewicht für die Kalibrierung von Mackeben (Mackeben 1997)	57

Abbildung 28: Kraftmessdose auf dem Kalibriertisch montiert ohne Gewichte	59
Abbildung 29: Kalibrierung vor Messung	59
Abbildung 30: Orientierung der Kraftmessdose gemäß Tibiofemoralgelenk.....	63
Abbildung 31: Orientierung des Koordinatensystems	65
Abbildung 32: Messung E3 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 15°	67
Abbildung 33: Messung E3- Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 15° und angelegter Kraftvariante	67
Abbildung 34: Messung E4 - Muskelkräfte bei alternativer Kraftvariante im Flexionswinkel 15°	68
Abbildung 35: Messung E4 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 15° und alternativer Kraftvariante	69
Abbildung 36: Messung E2 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 2 im Flexionswinkel 25°	70
Abbildung 37: Messung E2 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 25° und angelegter Kraftvariante	70
Abbildung 38: Messung E1 - Muskelkräfte alternativer Kraftvariante im Flexionswinkel 25°	71
Abbildung 39: Messung E1 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 25° und alternativer Kraftvariante	71
Abbildung 40: Messung E5 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 35°	72
Abbildung 41: Messung E5 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 35° und angelegter Kraftvariante	73
Abbildung 42: Messung E6 - Muskelkräfte bei zweiter Kraftvariante im Flexionswinkel 35°	73
Abbildung 43: Messung E6 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 35° und angelegter Kraftvariante	74
Abbildung 44: Messung E7 - Muskelkräfte bei Kraftvariante im Flexionswinkel 75°	75

Abbildung 45: Messung E7 - Kräfte und Drehmomente bei Auslenkungen im Flexionswinkel 75° und angelegter Kraftvariante	75
Abbildung 46: Messung E8 - Muskelkräfte bei alternative Kraftvariante im Flexionswinkel 75°	76
Abbildung 47: Messung E8 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 75° und alternativer Kraftvariante	76
Abbildung 48: Messung E9 - Muskelkräfte bei Kraftvariante 1 im Flexionswinkel 105°	77
Abbildung 49: Messung E9- Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 105° und angelegter Kraftvariante	78
Abbildung 50: Muskelkräfte bei Kraftvariante 2 – Flexionswinkel 105°	78
Abbildung 51: Messung E20 - Kräfte und Drehmoment bei Auslenkungen im Flexionswinkel 105° und alternativer Kraftvariante	79

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Die das Kniegelenk beeinflussende Muskulatur Pes anserinus, Hamstring, M. quadriceps femoris; IR: Innenrotation; AR: Außenrotation (Waldeyer 2009 S.1144 ff.)	22
Tabelle 2: Normierter Differenz-Index und Stabilitätsdifferenz.....	81
Tabelle 3: Übersicht über die Kräfte und Stabilitätsgrade und Normierter Differenz-Index.....	82
Tabelle 4: Übersicht über die Messungen, Stabilitätsgrade sowie die Kräfteverhältnisse	83

Danksagung

Dank gilt Prof. Dr. Hans Nägerl. Ohne seine Anstrengungen und Ideen wäre es nicht zu diesem Thema und zum Abschluss gekommen. Seine physikalische Sichtweise auf die Medizin ist unerlässlich für das Verständnis der Biomechanik heute wie auch in der Zukunft.

Prof. Dr. Kubein-Meesenburg danke ich für seine stetige Unterstützung und Förderung mit seinem Team. Die geistige Offenheit, dass es der Medizin nicht schadet, sondern nutzt, wenn die Augen durch eine physikalische Brille sehen, ist wohl die Grundlage für die Weitsicht der Biomechanik-Gruppe. Aus dieser soll Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Hennig Dathe besondere Erwähnung finden. In zahlreichen Stunden vermittelte er mir viel Wissen insbesondere zur Kalibrierung und stand jederzeit mit Rat und Tat zur Seite.

In der praktischen Durchführung waren die wissenschaftlichen Werkstätten unersetzbar. Das Vertrauen des damaligen Leiters Reinhold Wegner in mich und vor allem die kenntnisreiche Expertise in der Vorbereitung und Gestaltung von Versuchsaufbau und Kraftmessdose, vor allem durch Sven Köhler, bedürfen besonderer Betonung und einem deutlichen Dank.

Bedanken möchte ich mich ferner bei Dr. Maria Osorio Garcia Lüdemann, mit der ich mit Kleber und LötKolben bewaffnet über mehrere Monate Kraftmessdose und Dehnungsmesstreifen wieder in Funktion brachte.

Ebenfalls danke ich Anja Albrecht für die kritischen Diskussionen bezüglich der Modifikationen des Messaufbaus.

Schließlich bin ich für die Unterstützung von Dr. Modler dankbar, der zusammen mit Dr. Planert die Kraftmessdose entwickelte. Sein Wissen half mir bei Reparatur und Verständnis der Kraftmessdose ganz entscheidend.