Die approbierte Originalversion dieser Dissertation ist an der Hauptbibliothek der Technischen Universität Wien aufgestellt (http://www.ub.tuwien.ac.at).

The approved original version of this thesis is available at the main library of the Vienna University of Technology (http://www.ub.tuwien.ac.at/englweb/).

Dissertation

Entwicklung eines biomechanischen Ersatzmodells zur Simulation der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer – Das inverse und das direkte dynamische Problem

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der technischen Wissenschaften unter der Leitung von

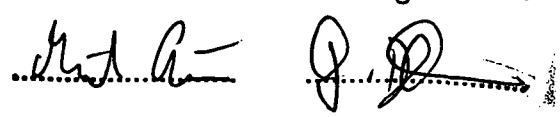
Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler
Institutsnummer: E 306
Institut für Maschinenelemente

eingereicht an der Technischen Universität Wien
Fakultät für Maschinenbau

von

Dipl.-Ing. Martin Kuchler
Matrikelnummer: 9425789
Badstraße 48/5/5, 2340 Mödling

Diese Dissertation haben begutachtet:



Wien, im Dezember 2003

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als Vertragsassistent und Wissenschaftlicher Mitarbeiter in Ausbildung am Institut für Maschinenelemente der Technischen Universität Wien.

Als erstes möchte ich mich an dieser Stelle beim Vorstand des Instituts für Maschinenelemente Herrn O.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Laurenz Rinder für die Unterstützung bedanken. Der Betreuerin meiner Dissertation Frau Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler gebührt mein aufrichtiger Dank für das große Engagement, das sehr zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat. Weiters bedanke ich mich bei Herrn Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Felix Breitenecker für die Übernahme des Koreferats.

Ich möchte in diesem Zusammenhang auch die Gelegenheit nützen, um meinen Eltern ein herzliches „Dankeschön" zu sagen, die mir dieses Studium ermöglicht und mich in jeder Phase gefördert haben. Außerdem bedanke ich mich bei meiner Lebensgefährtin Mag. Angela Kurzbauer, die während dieser Dissertation viel Verständnis für mich aufgebracht und mich stets unterstützt hat.

Schlussendlich möchte ich noch allen meinen Kollegen am Institut für das angenehme Arbeitsklima danken.

Kurzfassung

Die gegenständliche Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines biomechanischen Ersatzmodells zur Simulation der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer. Dieses Modell wird in weiterer Folge zur Lösung des inversen und des direkten dynamischen Problems herangezogen.

Das entwickelte Starrkörpermodell stellt eine ebene 8-gliedrige kinematische Kette dar, deren Glieder durch idealisierte Gelenke miteinander in Verbindung stehen. Für die Simulationen wird ein Widerstandsmechanismus des Ergometers angenommen, der mit einem Ventilator arbeitet. Die berücksichtigten Muskeln entwickeln in den idealisierten Gelenken Momente, die das Starrkörpermodell bewegen. Das verwendete biomechanische Muskel-Sehnen Ersatzmodell setzt sich aus verschiedenen Federelementen und einem kontraktilen Element zusammen.

Im Rahmen der Lösung des inversen Problems wird das Modell dazu benützt, die bei einer vorgegebenen menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer auftretenden Muskelkraftverläufe zu berechnen. Da die verschiedenen Gelenke von mehr Muskeln umspannt werden als dort Freiheitsgrade vorliegen, erhält man unterbestimmte Gleichungssysteme, in denen mehr unbekannte Muskelkräfte auftreten als Gleichungen. Um diese Aufgabe zu lösen, wird auf ein Kriterium zurückgegriffen, das unter der Einhaltung entsprechender Rahmenbedingungen minimiert wird. Die berechneten Muskelkraftverläufe stimmen im wesentlichen mit elektromyographischen Messungen aus der zur Verfügung stehenden Literatur überein.

Zur Lösung des direkten dynamischen Problems werden die neuronalen Erregungen der berücksichtigten Muskeln vorgegeben, um die menschliche Bewegung auf einem Ruderergometer zu simulieren. Die Berechnung der Bewegung des mechanischen Ersatzmodells erfolgt unter Verwendung der neuronalen Erregungen, des biomechanischen Muskel-Sehnen Ersatzmodells, der unterschiedlichen Gelenkgeometrien und der Bewegungsgleichungen.

Abstract

The work at issue deals with the development of a biomechanical model to simulate the human movement on a rowing ergometer. This model is subsequently used to solve the inverse and the direct dynamic problem.

The developed rigid-body model represents a planar 8-link kinematic chain. The links are connected by idealized joints. A resistance mechanism of the ergometer working with a fan was assumed for the simulations. The considered muscles develop moments in the idealized joints which move the rigid-body model. The used biomechanical muscle-tendon model consists of different spring-elements and one contractile element.

Solving the inverse problem the model was used to calculate the courses of muscle forces appearing during a predetermined human motion on a rowing ergometer. The different joints are spanned by more muscles than there are degrees of freedom. This results in underdetermined systems of equations with more unknown muscle forces than equations. In order to solve this task a criterion was minimized under the consideration of corresponding constraints. The calculated courses of muscle forces agree essentially with electromyographic measurements reported in available literature.

Solving the direct dynamic problem the neural excitations of the considered muscles were predetermined to simulate the human movement on a rowing ergometer. The motion of the mechanical model was calculated by using the neural excitations, the biomechanical muscle-tendon model, the various joint geometries and the equations of motion.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**
1.1 Definition und Geschichte der Biomechanik 1
1.2 Aufgabenstellung 5

2 Erkenntnisse früherer Untersuchungen **7**
2.1 Untersuchungen von Hawkins 7
2.2 Untersuchungen von Torres-Moreno et al. 8
2.3 Untersuchungen von Macfarlane et al. 10
2.4 Untersuchungen von Pudlo et al. 12
2.5 Untersuchungen von Rodriguez et al. 13
2.6 Untersuchungen von Peltonen et al. 15

3 Simulationstechnik **17**
3.1 Grundlagen 17
3.2 Modellbildung in der Mechanik 18
3.3 Simulation mit Matlab-Simulink 19

4 Systematische Anatomie des Bewegungsapparates nach Platzer **22**
4.1 Funktion der Muskeln im Ellbogengelenk 22
4.2 Funktion der Schultergürtelmuskeln 23
4.3 Funktion der Hüftmuskeln 24
4.4 Funktion der Kniegelenkmuskeln 25
4.5 Funktion der Sprunggelenkmuskeln 26

5 Muskel-Sehnen Modellierung **27**
5.1 Muskelmodell 27
5.2 Mechanische Eigenschaften passiver biologischer Gewebe 28
5.2.1 Grundlagen 28
5.2.2 Mechanische Eigenschaften des parallel elastischen Elementes 29
5.2.3 Mechanische Eigenschaften des seriell elastischen Elementes 29
5.2.4 Mechanische Eigenschaften von Sehnen 29
5.3 Mechanische Eigenschaften des kontraktilen Elementes 30
5.3.1 Tetanische Kraft 31
5.3.2 Kraft-Längen Zusammenhang 31
5.3.3 Kraft-Geschwindigkeits Zusammenhang 32
5.3.4 Aktivierungsdynamik 34
5.4 Muskel-Sehnen Modell 35
5.4.1 Differentialgleichung der Sehnenkraft 36

6 Modell von Hanavan 39
6.1 Aufbau ... 39
6.2 Regressionsgleichungen von Barter ... 40
6.3 Körpersegmente ... 41
6.3.1 Torso und Kopf ... 41
6.3.2 Obere Extremität ... 43
6.3.3 Untere Extremität ... 44
6.3.4 Kegelstumpfeigenschaften ... 45
6.4 Gelenkmodellierung ... 46

7 Modellierung der oberen Extremität 47
7.1 Ausgewählte Untersuchungen zur oberen Extremität ... 47
7.1.1 Biomechanisches Modell der Schulter nach Högfors et al. ... 47
7.1.2 Muskelhebelarme im Ellbogengelenk nach Amis et al. ... 51
7.1.3 Muskelhebelarme im Ellbogengelenk nach Murray et al. ... 52
7.2 Modellkonzept ... 53
7.2.1 Muskelparameter ... 56

8 Modellierung der unteren Extremität 58
8.1 Modellkonzept ... 58
8.1.1 Muskelparameter ... 61

9 Mechanik der Ruderergometer 62
9.1 Prinzipieller Aufbau ... 62
9.2 Modellierung des Widerstandsmechanismus ... 63
9.2.1 Strömungsmechanische Modellbildung ... 63
9.2.2 Mechanische Modellbildung ... 67

10 Mechanisches Modellkonzept 70
10.1 Grundlagen der Getriebetechnik ... 70
10.2 Mechanisches Ersatzmodell ... 71

11 Passive Gelenkmomente 74
11.1 Grundlagen ... 74
11.1.1 Elastische Anteile ... 74
11.1.2 Dämpfende Anteile ... 75
11.2 Dämpfungselemente im mechanischen Ersatzmodell ... 75

12 Bewegungsgleichungen 78
12.1 Grundgleichungen ... 78
12.1.1 Satz vom Massenmittelpunkt ... 78
12.1.2 Drallsatz ... 78
12.1.3 Kinematische Bindungen ... 79
12.2 Mathematisches Modell ... 79

13 Inverses Problem 86
13.1 Grundlagen und Vorgangsweise ... 86
13.2 Simulationsergebnisse ... 89
13.2.1 Muskelkräfte der oberen Extremität ... 92
13.2.2 Muskelkräfte der unteren Extremität ... 96

14 Direktes dynamisches Problem **100**
14.1 Grundlagen und Vorgangsweise 100
14.2 Simulationsergebnisse 103
14.2.1 Muskelkräfte der oberen Extremität 106
14.2.2 Muskelkräfte der unteren Extremität 112

15 Zusammenfassung und Ausblick **118**
15.1 Zusammenfassung der Ergebnisse 118
15.2 Ausblick 120

Literaturverzeichnis **122**

Lebenslauf

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Definition und Geschichte der Biomechanik

Die biomechanische Forschung ist eine relativ junge interdisziplinäre Wissenschaft, die auf Erkenntnisse der Anatomie, Physiologie und Mechanik zurückgreift. Die Anatomie ist die Lehre von der Struktur biologischer Systeme, die Physiologie ist die Lehre von den funktionellen Zusammenhängen biologischer Systeme und die Mechanik, der älteste Zweig der Physik, beschäftigt sich mit der Untersuchung der Bewegungen von Körpern und der mit diesen Bewegungen verknüpften Kräfte. Für die Biomechanik gibt es von verschiedensten Autoren teils sehr allgemeine, teils sehr detaillierte Definitionen. Hier soll die Definition aus Nigg und Herzog, 1994 angegeben werden:

> *Biomechanics is the science that examines forces acting upon and within a biological structure and effects produced by such forces.*

Frei übersetzt besagt diese Definition, dass sich die Biomechanik mit inneren und äußeren Kräften auf biologische Systeme und deren Auswirkungen beschäftigt.

Die geschichtlichen Wurzeln der Biomechanik reichen bis in die Zeit der griechischen Antike zurück (Nigg und Herzog, 1994).

Aristoteles (384-322 v. Chr.) kann als der erste Biomechaniker angesehen werden (Martin, 1999). Er besaß ein außergewöhnliches Talent Vorgänge zu beobachten, und trat für eine Verbindung der Physik mit dem Studium lebendiger Objekte ein. Sein Buch mit dem Titel „Über die Bewegungen der Tiere" basiert auf Beobachtungen und beschreibt erstmals Körperbewegungen. Dieses Werk stellt sowohl die erste wissenschaftliche Ganganalyse als auch die erste geometrische Analyse von Muskelaktionen dar. Aristoteles fasste die Tierkörper als mechanische Systeme auf und verglich deren Bewegungen mit denen von

Marionetten (McMahon, 1984). Dabei stellte er fest, dass die Sehnen die gleiche Rolle spielen müssen wie die Fäden der Marionetten.

Herophilos (um 300 v. Chr.) legte das Fundament der modernen Anatomie durch seinen systematischen Zugang zum Sezieren. Er unterschied erstmals zwischen Sehnen und Nerven sowie zwischen Venen und Arterien. Seiner Ansicht nach ist nicht das Herz das Zentrum menschlicher Intelligenz, wie es Aristoteles annahm, sondern das Gehirn.

Erasistratis (um 280 v. Chr.) beschrieb Muskeln erstmals als kontraktile Organe. Er nahm an, dass es sich bei den Nerven um kleine Schläuche handelt (McMahon, 1984). Durch diese Schläuche können Muskeln mit pneuma gefüllt werden, was zu einer Vergrößerung des Muskelumfangs und einer Kontraktion in Längsrichtung führt und schließlich die Gelenke bewegt.

Archimedes (287-212 v. Chr.) gelangen auf dem Gebiet der Mathematik bahnbrechende Entdeckungen, wie beispielsweise seine Studien über die Flächen und Volumina krummliniger Flächen und Körper zeigen. In der Mechanik entwickelte er die Hebelgesetze. Bekannt wurde in diesem Zusammenhang sein Ausspruch: „Gebt mir einen festen Punkt außerhalb der Erde, und ich werde sie aus den Angeln heben". Die Erfindung des Flaschenzuges und der archimedischen Schraube, zur Förderung von Wasser, werden ihm ebenfalls zugeschrieben. Die größte Bekanntheit erlangte Archimedes mit der Entdeckung des Archimedischen Prinzips, das den Auftrieb schwimmender oder untergetauchter Körper beschreibt, und zu den grundlegendsten Gesetzten der Hydrostatik zählt.

Claudius Galenus (129-200) war Leibarzt von Kaiser Marcus Aurelius und praktizierte als Gladiatorenarzt. Auf diese Weise konnte er, obwohl zu dieser Zeit Sektionen an menschlichen Leichen verboten waren, die menschliche Anatomie kennen lernen. Er führte Sektionen an Hunden, Schafen und anderen Tieren durch. Galenius veröffentlichte nahezu 400 Abhandlungen. Zu den bedeutendsten zählt die Arbeit „Über den Nutzen der Körperteile", die für die nächsten 1400 Jahre als das Standardwerk des medizinischen Wissens galt (Martin, 1999). Er beschreibt den Muskeltonus, unterscheidet zwischen Skelett-, Herz- und glatter Muskulatur sowie zwischen Agonisten und Antagonisten und legt somit den Grundstein für die Wissenschaft der Myologie (Nigg und Herzog, 1994).

Leonardo da Vinci (1452-1519) beschäftigte sich im Rahmen seiner anatomischen Studien mit der Bauweise, der Funktion und der Mechanik des menschlichen Körpers, wobei sein Hauptinteresse dem Studium der Muskeln galt. Er entwickelte dafür eine eigene Zeichentechnik, mit der er die verschiedenen anatomischen Strukturen plastisch zu Papier brachte. Aus dem Blickwinkel der Physiologie betrachtet, erfasste Leonardo die Gesetze der Muskelmechanik in ihrem Zusammenhang mit Knochen und Gelenken.

Andreas Vesalius (1514-1564) war der Meinung, dass menschliche Anatomie nur von menschlichen Leichen gelernt werden könne und nicht anhand von Tieren. Er stellte erstmals Ergebnisse von Galenius in seinem Werk „Fabrica" ernsthaft in Frage.

Galileo Galilei (1564-1642) forschte unter anderem auf dem Gebiet der Mechanik. Er entwickelte Bewegungsgesetze für Geschosse und untersuchte die Pendelbewegung. Galileo Galilei formulierte die Fallgesetze, mit denen er die aristotelische Lehrmeinung, nach welcher die Fallgeschwindigkeit dem Gewicht eines Körpers proportional sei, wiederlegte. Er beschäftigte sich mit der Biomechanik des menschlichen Sprunges und der Struktur von

Knochen, analysierte den Gang von Pferden und Insekten und beschrieb, wann ein menschlicher Körper ohne Bewegung schwimmen kann.

Santorio Santorio (1562-1636) war einer der ersten Wissenschaftler, der mechanische Methoden in der Medizin einsetzte. Er verwendete unter anderem ein Thermometer, um die Körpertemperatur zu messen. Einen Großteil seiner Zeit verbrachte er in einem als Waage zu bezeichnenden Apparat, um Änderungen seiner Körpermasse zu studieren. Dabei stellte er fest, dass die tägliche Veränderung seiner Körpermasse an 1.25 kg heranreicht. Seine Experimente legten den Grundstein für die Erforschung des Stoffwechsels (Nigg und Herzog, 1994).

Johannes Kepler (1571-1630) nahm an, dass die Sonne eine Kraft ausübt, die sich mit größerer Entfernung verringert und die Planeten in ihren Umlaufbahnen hält. Er entdeckte, dass die Planetenbahnen nicht kreisförmig sind, wie es alle bisherigen Modelle annahmen. In seinen beiden Werken „Neue Astronomie" und „Weltharmonik" formulierte er drei Gesetze, welche die Bewegung der Planeten um die Sonne beschreiben und die heute als die drei Kepler'schen Gesetzte bekannt sind.

William Harvey (1578-1657) erkannte den mechanischen Charakter des vaskulären Systems, entdeckte den Blutkreislauf und beschrieb die Funktion des Herzens als dessen Pumpe. Seine Erkenntnisse bezog er aus der Sektion einer großen Anzahl von Versuchstieren. Da er kein Mikroskop zu Verfügung hatte, konnte er die kleinsten Blutgefäße, die Kapillaren, nicht erkennen. Dennoch vermutete er, dass es solche geben müsste. Mit seinen Entdeckungen bereitete er das Fundament für die moderne Physiologie.

Rene Descartes (1596-1650) war in Mathematik, Wissenschaft und Philosophie tätig. Eine seiner herausragendsten Leistungen auf dem Gebiet der Mathematik war die Systematisierung der analytischen Geometrie. Durch die Einführung von Koordinaten war er in der Lage, geometrische Punkte in der Ebene oder im Raum durch Paare oder Tripel von Zahlen darzustellen. Ihm zu Ehren wird heute jedes Koordinatensystem mit paarweise aufeinander senkrecht stehenden Achsen, die alle dieselbe gleichmäßige Unterteilung besitzen, als ein kartesisches Koordinatensystem bezeichnet. Descartes betonte die Notwendigkeit der theoretischen Mechanik in der Physiologie und entwickelte ein komplexes Tiermodell, das auch die Nervenfunktion enthielt.

Giovanni Borelli (1608-1679) verwendete mechanische Konzepte, um die Funktion des muskulo-skelettären Systems zu beschreiben. In seinem Buch „Über die Bewegungen der Tiere" greift er dabei zum Beispiel auf Hebel und Seilzüge zurück. Er beschäftigte sich mit der Funktion von Muskeln und der durch sie hervorgerufenen Bewegungen und führte Untersuchungen zur Bestimmung des Körperschwerpunktes durch. Borelli war auch auf dem Gebiet der Astronomie tätig. Er nahm an, dass sich Kometen auf parabolischen Bahnen bewegen und versuchte die Umlaufbahnen von Jupitermonden vorherzusagen.

Isaac Newton (1642-1727) gilt als der Begründer der klassischen theoretischen Physik und damit der exakten Naturwissenschaften. Als einer der bedeutendsten Wissenschaftler der Neuzeit leistete er grundlegende Arbeiten in zahlreichen wissenschaftlichen Disziplinen. Die wohl bekanntesten Entdeckungen machte er auf dem Gebiet der Mechanik. Mit der Formulierung seiner drei Bewegungsgesetze legte er den Grundstein für die Dynamik. Er wandte diese drei Axiome auf die Kepler'schen Gesetze der Bahnbewegung an und leitete das

Gesetz der universellen Gravitation ab, das Newton den größten Ruhm einbrachte. Die Idee zu dieser Entdeckung kam Newton, als er einen Apfel beobachtete, der unter der Einwirkung seines Gewichtes von einem Baum fiel. Daraus schlussfolgerte er, dass sich die Bewegung des Mondes um die Erde durch die Wirkung einer ähnlichen Kraft erklären lassen müsste.

Eadweard Muybridge (1830-1904) kann als Wegbereiter der Kinematographie angesehen werden. Er setzte die Serienfotographie zur Beschreibung der Laufbewegung von Pferden und später auch zur Betrachtung der Laufbewegung von Kindern ein. Für seine Aufnahmen verwendete er bis zu 24 Fotoapparate, die er nach einem festgelegten Schema öffnen und schließen konnte. Alleine zwischen 1884 und 1885 fielen bei seinen Untersuchungen 781 Fotoplatten mit 20.000 Bildern an. Da die Synchronisation noch nicht gewährleistet werden konnte, waren Aussagen über den zeitlichen Zusammenhang der Bewegungen nur in einem beschränkten Ausmaß möglich.

Etienne Jules Marey (1838-1904) löste dieses Problem mit Hilfe der Chrono-Zyklo-Fotographie. Er verwendete Kameras, die mit einem rotierenden Schlitz vor der Optik ausgestattet waren. Dadurch konnte man nun auch Raum-Zeit-Aussagen treffen. Marey trug auch wesentlich zur Entwicklung der Dynamographie bei. Er entwickelte Kraftaufnehmer auf pneumatischer Basis und führte damit Messungen beim Gehen und Laufen durch. Daraus bestimmte er die Vertikalbeschleunigungen des Kopfes. Die Probanden mussten damals allerdings die gesamte Messapparatur mittragen.

Luigi Galvani (1737-1798) entdeckte, dass die Aktivität der Nerven elektrischer Natur ist und kann als Begründer der Neurophysiologie angesehen werden. Er legte an das Bein eines toten Frosches und an die Nerven der Beinmuskel zwei unterschiedliche, leitende Metallstäbe. Sobald er die beiden Stäbe zusammenführte, fingen die Muskeln an zu zucken. Galvani vermutete, dass die elektrische Spannung vom Gewebe erzeugt worden sei, und nannte sie „tierische Elektrizität".

Emil Du Bois De Raymond (1818-1922) stellte systematische Untersuchungen mittels elektromyographischer Methoden an. Er zeigte, dass elektrische Impulse an Nerven entlang wandern und stellte die Theorie auf, dass diese Impulse von einer erregten Zone des Nervs auf eine benachbarte noch nicht erregte Zone übertragen werden können.

Wilhelm Braune und Otto Fischer (19. Jht.) führten die ersten dreidimensionalen Analysen des menschlichen Ganges durch, die sie in ihrem Buch „Der Gang des Menschen" publizierten. Für diese Zwecke war es notwendig, massengeometrische Kenngrößen des menschlichen Körpers, wie die Teilmassen von Körpersegmenten, verschiedene Schwerpunktslagen und Trägheitsmomente zu kennen. Im Rahmen einer experimentellen Studie verwendeten sie zwei gefrorene Leichen, um diese Daten zu bestimmen. Die dabei gewonnenen Ergebnisse wurden in lebensgroße Zeichnungen übertragen, die sie dann mit den Fotographien von mehr als 100 Soldaten verglichen.

Nicholas Bernstein (1896-1966) entwickelte eine Methode zur Bewegungsmessung, die auf mathematischen Analysen basiert. Seine Untersuchungen des menschlichen Ganges waren ähnlich umfassend wie die von Braune und Fischer.

Archibald Vivian Hill (1886-1977) beschäftigte sich vorwiegend mit der Erklärung der mechanischen und strukturellen Funktionen von Muskeln. Seine Theorien entwickelte er auf der Grundlage von Experimenten an isolierten Sartorius-Muskeln von Fröschen. Hill bekam

1922 den Nobelpreis für Physiologie und Medizin gemeinsam mit dem deutschen Chemiker Otto Meyerhof für die Erforschung der chemischen und mechanischen Ereignisse der Muskelkontraktion.

Andrew Huxley (1924-) erhielt 1963 den Nobelpreis für Physiologie und Medizin. Er wandte physikalische Kenntnisse in der Muskelphysiologie an. So erklärte er die Kontraktion von Muskeln durch seine Gleit-Filamenttheorie. Später erweiterte er seine Arbeiten, indem er sich mit den Verbindungsmechanismen zwischen den Aktinfilamenten und den Myosinfilamenten beschäftigte, um sein Querbrücken-Modell zu entwickeln.

In der Mitte des 20. Jahrhunderts kam es zu einer Intensivierung der biomechanischen Forschung. Neue Subdisziplinen entwickelten sich, an den verschiedensten Universitäten wurden Lehrstühle errichtet, internationale Biomechanik Vereinigungen wurden gegründet und internationale Kongresse abgehalten. Die Anzahl bedeutender Biomechaniker des 20. Jahrhunderts ist bei weitem zu groß, um hier näher auf sie eingehen zu können. Neben der Entwicklung neuer Theorien und vertiefender Einblicke durch die Weiterentwicklung von Messgeräten und Messmethoden hielt die Simulationstechnik Einzug in die Biomechanik. Durch eine entsprechende Modellierung ist es möglich, neben praktischen Untersuchungsmethoden auch zusätzlich auf dem theoretischen Weg ein tieferes Verständnis für biomechanische Phänomene zu entwickeln.

1.2 Aufgabenstellung

In der vorliegenden Arbeit soll ein biomechanisches Modell zur Simulation der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer entwickelt werden. Um diese Aufgabe zu bewerkstelligen, sind unter anderem die folgenden Problemstellungen zu lösen:

Zunächst ist es notwendig, ein mechanisches Ersatzmodell des menschlichen Körpers aufzubauen, wobei besonderes Augenmerk auf die untere und die obere Extremität gelegt wird. Die Darstellung der einzelnen Körpersegmente soll durch starre Körper erfolgen, die durch idealisierte Gelenke miteinander in Verbindung stehen. Als Motoren der menschlichen Bewegungen treten die verschiedenen Skelettmuskeln in Erscheinung, welche Gelenkmomente erzeugen, durch die das entwickelte Starrkörpermodell bewegt wird. Um ein überschaubares Modell zu erhalten, müssen aus der großen Anzahl dieser Muskeln die für die betrachtete Bewegung wesentlichsten identifiziert und, wenn möglich, zu übergeordneten funktionellen Muskelgruppen zusammengefasst werden. Die Berücksichtigung des Muskelverhaltens soll durch ein biomechanisches Muskel-Sehnen Ersatzmodell erfolgen, das sich aus Federelementen und einem kontraktilen Element zusammensetzt, wobei die dazu benötigten Parameter ebenfalls festgelegt werden müssen.

Die Anpassung des Modells des menschlichen Körpers an die an einem Ruderergometer vorliegenden Verhältnisse geschieht im nächsten Schritt. Unter anderem wird in diesem Zusammenhang ein Widerstandsmechanismus des Ergometers angenommen, der mit einem Ventilator arbeitet und dessen Verhalten ebenso durch eine entsprechende Modellierung in die Simulationen einfließen muss.

Das mechanische Ersatzmodell des Mensch-Ruderergometer Systems soll dann zur Lösung des inversen und des direkten dynamischen Problems herangezogen werden. Dazu ist es notwendig die Bewegungsgleichungen des Modells aufzustellen, um eine mathematische Formulierung des Systemverhaltens zu bekommen.

Kapitel 2

Erkenntnisse früherer Untersuchungen

2.1 Untersuchungen von Hawkins

Im Rahmen dieser Untersuchungen (Hawkins, 2000) wurde ein Versuchsstand entwickelt, der auf einem Concept II – Modell B Ergometer aufbaut (Bild 2.1). Zur Durchführung der Messungen kamen 4 Elektrogoniometer, ein Potentiometer und ein Kraftaufnehmer zur Anwendung. Die Goniometer wurden zur Bestimmung der entsprechenden Gelenkwinkel im Sprunggelenk, Kniegelenk, Hüftgelenk und Ellbogengelenk herangezogen. Die Gelenkwinkel sind mit 180° in der vollen Extension definiert. Die Bestimmung der Handgriffkraft erfolgte mit einem Kraftaufnehmer, der im Zugmittel, das den Handgriff mit dem Widerstandsmechanismus verbindet, montiert war. Die Distanz zwischen dem Handgriff und der Antriebsachse wurde mit einem Potentiometer gemessen. Damit lässt sich unter der Annahme einer horizontalen Bewegung des Handgriffs auch dessen Position bestimmen.

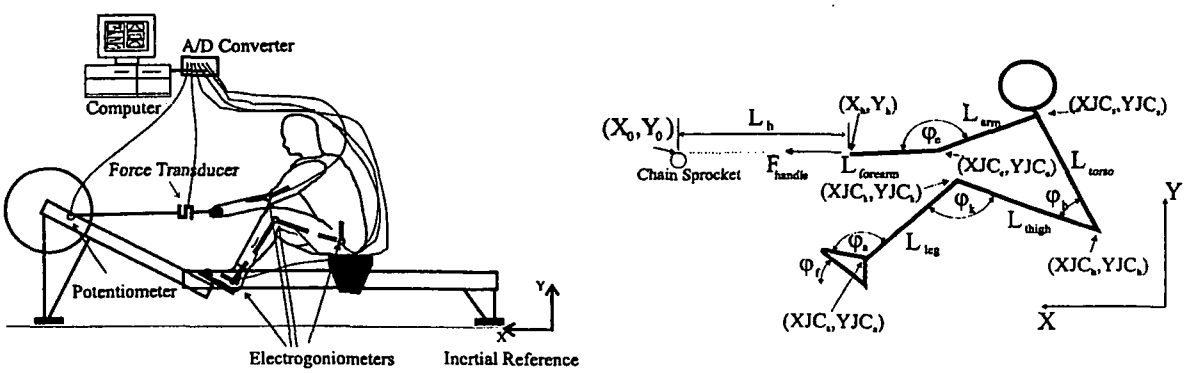


***Bild 2.1** Versuchsaufbau und kinematische Kette von Hawkins, 2000*

Ein Computer neben dem Versuchsstand diente zur Messdatenauswertung. Zur Bestimmung der Gelenkpositionen wurde dabei, unter Verwendung der gemessenen Gelenkwinkelverläufe

und fünf Körperabmessungen (Unterschenkellänge L_{leg}, Oberschenkellänge L_{thight}, Torsolänge L_{torso}, Oberarmlänge L_{arm} und die Unterarmlänge $L_{forearm}$), eine ebene kinematische Kette herangezogen (Bild 2.1). Die Positionen der Antriebsachse und des Fußgelenkes nahm man als inertialfest an. Der konstante Fußwinkel φ_f entspricht dem Neigungswinkel des Stemmbretts. Durch numerische Differenzierung der zeitlichen Verläufe der Handgriffposition und der Gelenkwinkel wurden die Handgriffgeschwindigkeit und die entsprechenden Gelenkwinkelgeschwindigkeiten berechnet. Die ausgewerteten Daten standen sofort am Versuchsrechner zur Verfügung (Bild 2.2).

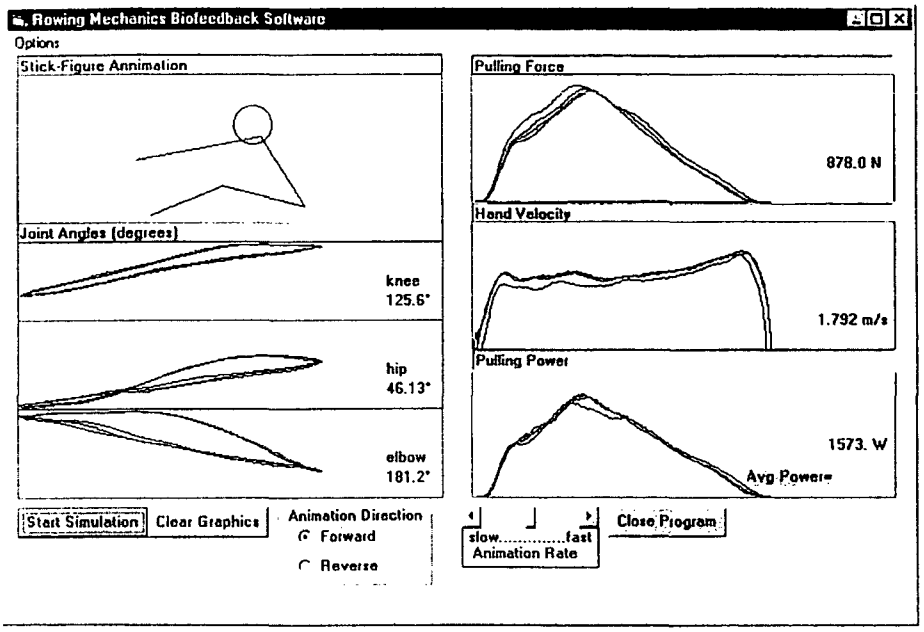


***Bild 2.2** Messergebnisse von Hawkins, 2000*

Kinematische und kinetische Daten wurden auf dem Monitor für drei sequentielle Bewegungszyklen angezeigt. Dabei handelt es sich um die gemessenen Verläufe des Kniewinkels, Hüftwinkels und des Ellbogenwinkels (wobei die Ordinate von 0° bis 180° reicht), sowie die Zugkraft, die Handgriffgeschwindigkeit und die Leistung, errechnet aus dem Produkt aus Zugkraft und Handgriffgeschwindigkeit. Alle diese Daten sind in Abhängigkeit der horizontalen Handgriffposition dargestellt. Auf der rechten Seite jedes Diagramms sind die momentanen Beträge der entsprechenden Größen angezeigt. Als Probandin wurde ein Mitglied der Rudermannschaft der University of California herangezogen. Hawkins hält zusätzlich noch fest dass sich der Fuß während eines Bewegungszyklus ungefähr 2 cm in horizontaler und 4 cm in vertikaler Richtung bewegt.

2.2 Untersuchungen von Torres-Moreno et al.

Der Versuchsstand von Torres-Moreno et al., 2000 baut auf einem Concept II – Modell C Ergometer auf. Die Bestimmung der Zugkraft am Handgriff erfolgte mit Hilfe einer Kraftmesszelle, die an der Verbindung zwischen dem Handgriff und der Kette befestigt war. Zur Messung der kinematischen Größen in der sagittalen Ebene wurden eine CCD-Kamera,

ein 2-D Bewegungsanalysesystem und reflektierende Marker an der linken Seite der Schulter, des Hüftgelenkes, des Kniegelenkes und des Sprunggelenkes verwendet. Die Gelenkwinkel sind dabei mit 0° in der Lage der Ausrichtung der entsprechenden Segmentachsen definiert. Ein portabler Computer diente zur Auswertung der Messdaten. Gelenkwinkel, Zugkräfte und Handgriffgeschwindigkeiten von 44 Pobanden wurden bestimmt, und die Daten von 4 Probanden angegeben (Bild 2.3).

Data	Subject			
	S1	S2	S3	S4*
Gender (M/F)	M	M	M	F
Experience	8 months	8 years	3 years	2 years
Level	novice	intermediate	intermediate	elite
Category	H	H	L	H
Weight (N)	759	830	657	785
Height (cm)	178	191	179	183
Protocol	A	A	B	C

Abbreviations and Definitions: M, male; F, female; H, heavy; L, light; Heavy M > 712 N (160 lbs); Heavy F > 601 N (135 lbs); N, Newton; cm, centimeter; *, Olympic champion rower (Atlanta)

***Bild 2.3** Kenndaten der Probanden von Torres-Moreno et al., 2000*

Die Kniewinkel- und Hüftwinkelverläufe (Bild 2.4) des Probanden S2 zeigen im Gegensatz zu denen des Probanden S4 eine schlechte Synchronisierung. Typischerweise dauern während eines Ruderzyklus die Zugphase und die Rückrollphase unterschiedlich lange. Es befindet sich der Proband S4 nach bereits 42 % des gesamten Bewegungszyklus in der Umkehrlage. Betrachtet man die horizontale Handgriffgeschwindigkeit (Bild 2.4) des Probanden S3 bemerkt man, dass zur Erzielung einer bestimmten Zyklusfrequenz (Intervalle 1-7) vor allem die Rückrollphase verkürzt wurde. Dabei kam es zwischen den Intervallen 1 und 7 zu einer Erhöhung der horizontalen Griffgeschwindigkeit um 20 % in der Zugphase und um 104 % in der Rückrollphase.

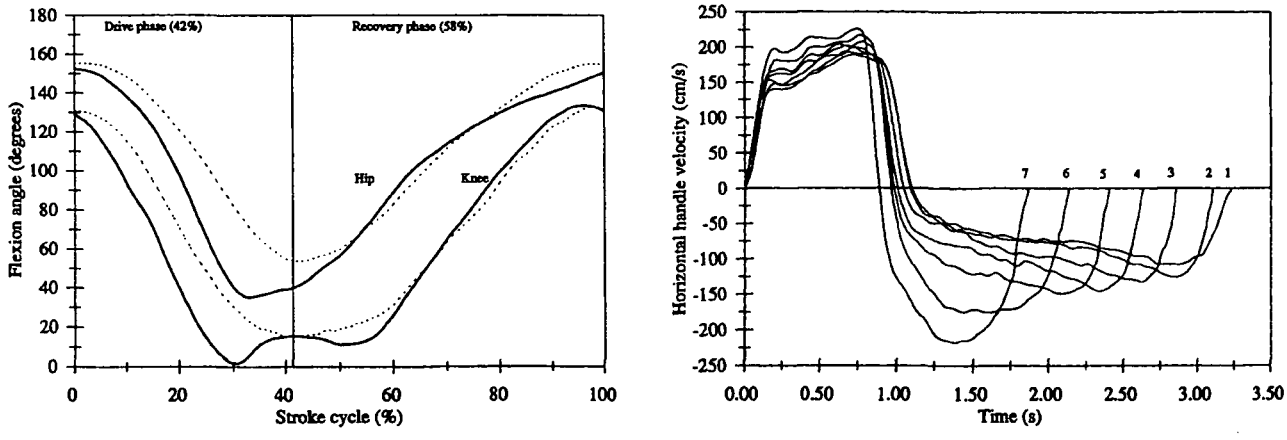


***Bild 2.4** Gelenkwinkelverläufe an Hüfte und Knie (volle Linie - Proband S2, strichlierte Linie - Proband S4) und horizontale Handgriffgeschwindigkeit für verschiedene Zyklusdauern (Proband S3) von Torres-Moreno et al., 2000*

Der Verlauf der vertikalen Komponente der Handgriffgeschwindigkeit (Bild 2.5) zeigt sowohl positive als auch negative Anteile, wobei die auftretenden Amplituden von der

Zyklusfrequenz abhängig sind. Der Proband S2 produzierte im Rahmen der Untersuchungen die größte Amplitude am Ende der Zugphase während einer Aufwärtsbewegung des Handgriffs und einem Ruck im absteigenden Ast des Verlaufes der Handgriffkraft. Beim zeitlichen Verlauf der Handgriffkraft des Probanden S4 kann ein Absinken der Maximalwerte bei steigenden Zyklusfrequenzen beobachtet werden (Bild 2.5). Weiters lassen sich in Abhängigkeit der Zyklusfrequenz im ersten Teil der Zugphase größere Unterschiede im Kraftverlauf erkennen als gegen Ende der Zugphase.

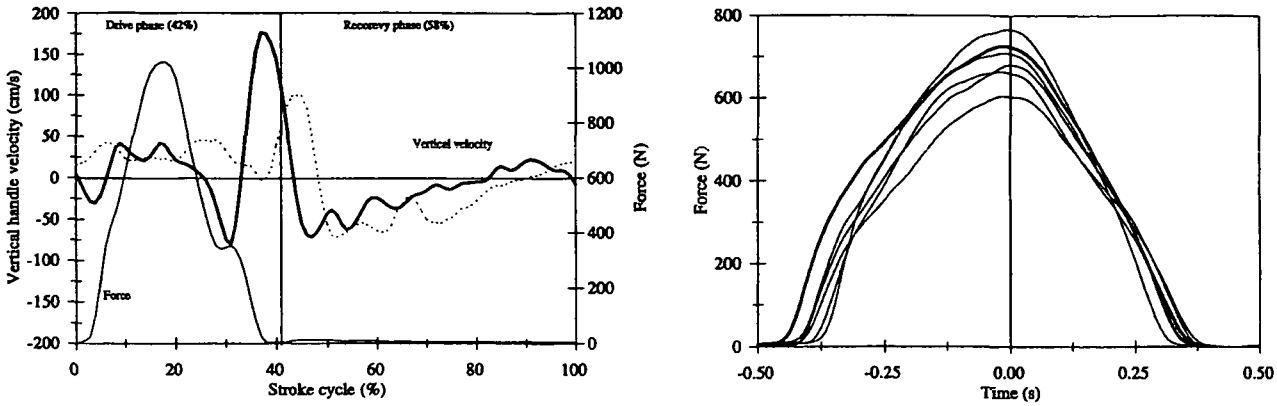


Bild 2.5 *Vertikale Handgriffgeschwindigkeit (volle Linie – vertikale Handgriffgeschwindigkeit – Proband S2, dünne Linie – Zugkraft – Proband S2, strichlierte Linie – vertikale Handgriffgeschwindigkeit – Proband S4) und Zugkraft für unterschiedliche Zyklusfrequenzen (Proband S4) von Torres-Moreno et al., 2000*

2.3 Untersuchungen von Macfarlane et al.

Die Untersuchungen von Macfarlane et al., 1997 wurden an einem Concept II – Modell B Ergometer durchgeführt. Die Messanordnung (Bild 2.6) besteht in mechanischer Hinsicht aus einem Kraftaufnehmer, einem Infrarotsensor, zwei Kraftmessplatten und einem portablen Computer, der zur Auswertung der Messdaten diente.

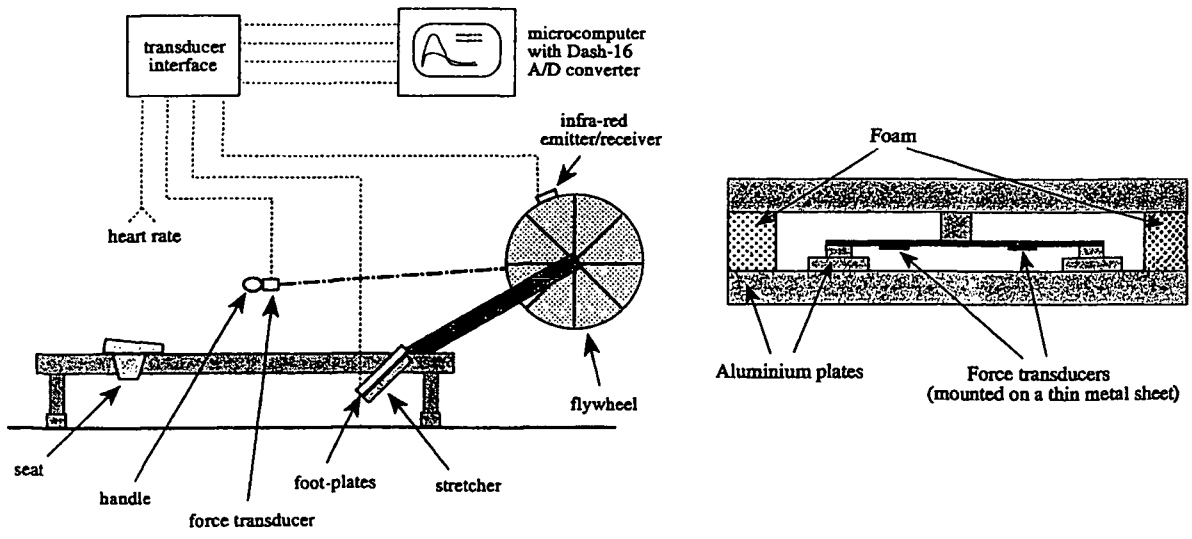
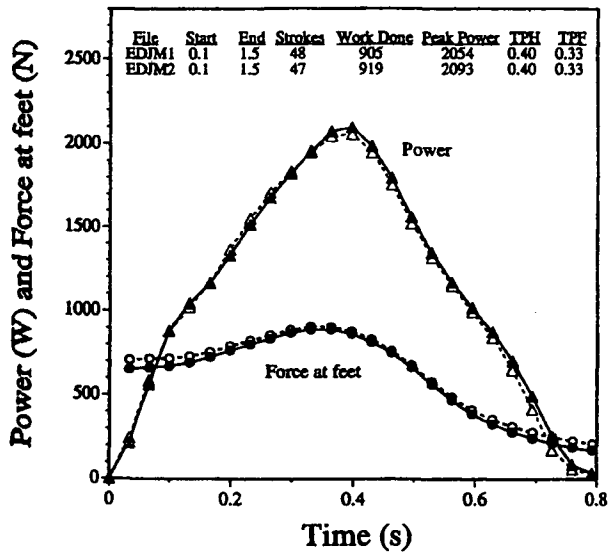


Bild 2.6 *Versuchsstand und Kraftmessplatte von Macfarlane et al., 1997*

Der Kraftaufnehmer befindet sich zwischen dem Handgriff und der Zugkette des Ergometers und wird zu Messung der Hangriffkraft verwendet. Er besteht aus einem Schutzgehäuse und einem Stahlring mit vier Dehnmessstreifen in einer Brückenschaltung. Die Bestimmung der Handgriffgeschwindigkeit erfolgt mit einem Infrarotsensor, der die Durchgänge der Schaufeln des Laufrades zählt. Zwei Kraftmessplatten (Bild 2.6) unter jedem Fuß messen die Aufstandskräfte am Stemmbrett. Beide Platten bestehen aus zwei Aluminiumdeckschichten, die durch zwei hochdichte Schaumblöcke unterstützt sind. Zur Bestimmung der Aufstandskräfte werden vier Dehnmessstreifen in einer Brückenschaltung auf der Zwischenplatte verwendet. 7 Probanden im Alter von 24.3 ± 2.1 Jahren standen für die Messungen zur Verfügung. Während zweier Versuche mit jedem Probanden wurden unter anderem die maximale Leistung PK, die mittlere Leistung in der Zugphase AVEP, die Arbeit in der Zugphase WKD, die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Handkraft TPH, die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Fußaufstandskraft TPF, die Zeitdifferenz zwischen dem Maximum der Handkraft und dem Maximum der Fußaufstandskraft TPDIFF sowie die Zyklusrate STR ermittelt. Die Berechnung der auftretenden Leistung erfolgte aus dem Produkt der gemessenen Handkraft und der gemessenen Geschwindigkeit des Handgriffes.



Größe	Versuch 1	Versuch 2
PK [W]	2273	2320
AVEP [W]	545	543
WKD [J]	972	977
TPF [s]	0.313	0.309
TPH [s]	0.347	0.351
TPDIFF [s]	0.033	0.042
STR [min^{-1}]	33	32.5

***Bild 2.7** Versuchsergebnisse von Macfarlane et al., 1997*

Auf der linken Seite von Bild 2.7 wird der über die Versuchsdauer gemittelte Verlauf der Leistung und der Aufstandskraft am Stemmbrett während der Zugphase eines Probanden für beide Versuchsläufe gezeigt. In der Tabelle auf der rechten Seite befinden sich die oben beschriebenen Größen, die für beide Versuchsläufe über alle 7 Probanden gemittelt wurden. Die auftretenden maximalen Leistungen liegen in der Größenordnung von rund 2300 W und die während der Zugphase geleistete Arbeit bei rund 540 J. Besonders interessant in diesem Zusammenhang ist die Tatsache, dass die Maxima der Handgriffkraft und der Aufstandskraft am Stemmbrett nur wenige Hundertstelsekunden voneinander getrennt auftreten.

2.4 Untersuchungen von Pudlo et al.

Das Ziel der Untersuchungen von Pudlo et al., 1997 war es, die Kräfte an den Kontaktpunkten eines Probanden auf einem Ruderergometer mit der Umgebung zu beschreiben. Zu diesem Zweck wurde ein Versuchstand mit einem Concept II – Modell C Ergometer entwickelt. Als Proband stand eine 22-jährige männliche Person mit einer Körpergröße von 1.86 m und einer Körpermasse von 82 kg zur Verfügung. Die Erfassung der Positionen von anatomischen Punkten erfolgte mit Hilfe eines opto-elektronischen Systems.

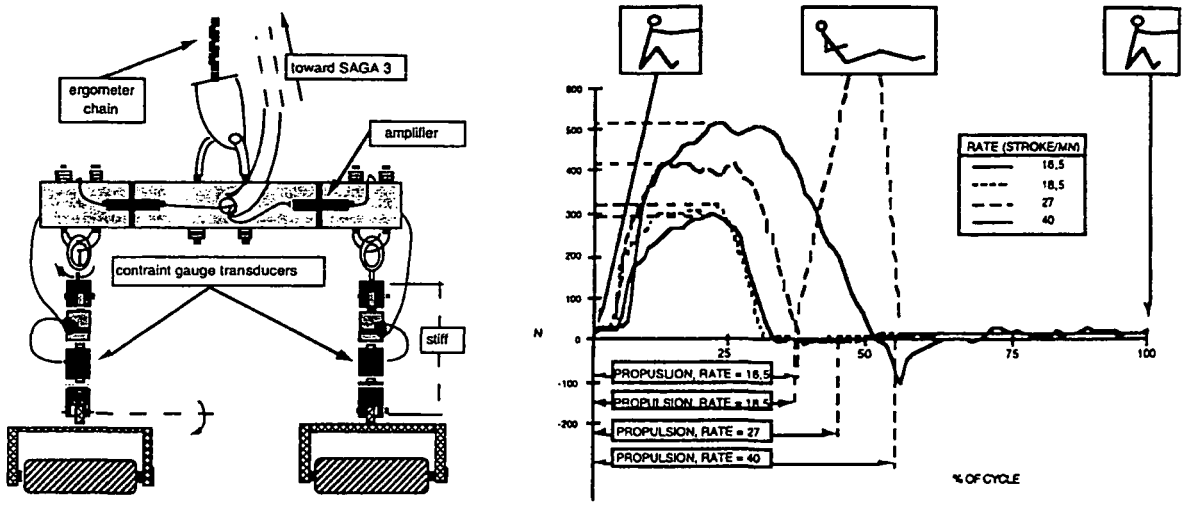


***Bild 2.8** Aufbau des Handgriffes und Handkraftverlauf von Pudlo et al., 1997*

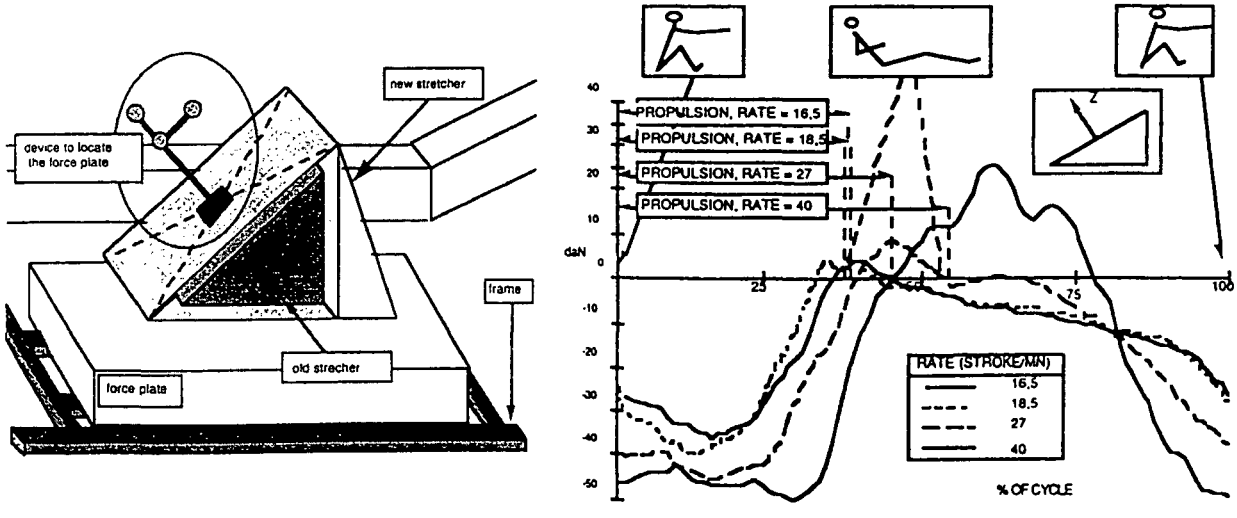


***Bild 2.9** Kraftmessplatte am Stemmbrett und Stemmbrettkraft von Pudlo et al., 1997*

Zur Bestimmung der Handkraft wurde ein neuer Handgriff gebaut (Bild 2.8). Die Messung erfolgte für jede Hand separat durch je einen Kraftaufnehmer, der sowohl für Zug- als auch für Druckbelastungen geeignet ist. Der Verlauf der durch die rechte Hand erzeugten Kraft zeigt, dass die Maximalwerte der Handkraftverläufe mit steigender Zyklusrate zunehmen. Der

prozentuelle Anteil der Zugphase am gesamten Bewegungszyklus nimmt ebenfalls mit steigender Zyklusrate zu. Die Reduktion der Zykluszeit wird also hauptsächlich durch eine Verringerung der Rückrollphase erzielt. Während der Rückrollphase für 40 Bewegungszyklen pro Minute nimmt die Handkraft auch negative Werte an. Dieses Phänomen erklärt Pudlo et al., 1997 dadurch, dass die Bewegung des Probanden schneller ist als die des Rückholmechanismus des Handgriffs. Die Messung der Aufstandskräfte am Stemmbrett erfolgte mittels zweier Kraftmessplatten wiederum separat für jeden Fuß (Bild 2.9). Beide Platten sind an einer Stahlgrundplatte befestigt, die zusammen mit dem Ergometer einen steifen Rahmen bildet. In Bild 2.9 wird der Verlauf der Aufstandskraft des rechten Fußes (z-Achse) gezeigt. Die negativen Maximalwerte nehmen mit steigender Zyklusrate zu.

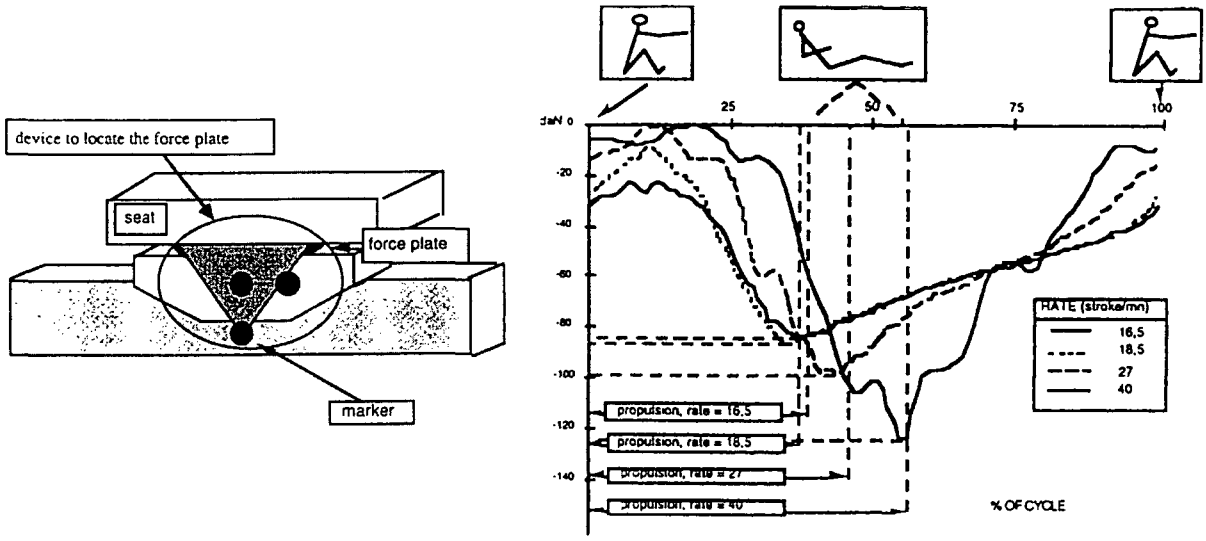


Bild 2.10 *Kraftmessplatte am Rollsitz und Rollsitzkraft von Pudlo et al., 1997*

Die Messung der Rollsitzkraft erfolgt mit einer Miniatur-Kraftmessplatte, die unter dem Sitz platziert ist (Bild 2.10). Betrachtet man den Verlauf der Rollsitzkraft, so kann man festhalten, dass diese Kraft bei steigenden Zyklusraten kleiner wird. Bei einer Zyklusrate von 40 min^{-1} nimmt die Rollsitzkraft einen maximalen Wert von 120 daN an.

2.5 Untersuchungen von Rodriguez et al.

Rodriguez et al., 1999 beschäftigten sich mit den Muskelaktivitäten, die bei der Bewegung auf einem Ruderergometer auftreten und führten zu diesem Zweck elektromyographische Untersuchungen durch. Die Studien erfolgten an 5 männlichen Probanden auf einem Concept II Ergometer. Die Messung der Muskelaktivitäten geschah mit Hilfe von Oberflächenelektroden und einem Recorder, der die gemessenen elektrischen Potentiale auf lichtempfindlichen Papier aufzeichnete. Die vermessenen Muskeln befanden sich alle auf der linken Körperseite. Zusätzlich wurden die Bewegungen der Probanden von Kameras, die in rechten Winkeln zueinander aufgestellt waren, festgehalten. Die betrachteten Muskeln liegen in der oberen Extremität, der unteren Extremität und im Torso. In der oberen Extremität

fanden die Messungen an den Beugern und Streckern des Unterarms sowie am Biceps und dem Triceps statt. In der unteren Extremität wurden der Vastus lateralis, der Vastus medialis, die Hamstrings und der Gastrocnemius und im Torso der Abdominalis, der Sacrospinalis, der Latissimus dorsi und der Deltoideus vermessen. Um eine Zuordnung der festgestellten Aktivitäten zu ermöglichen, wurde ein Bewegungszyklus in 6 Phasen unterteilt. Bei diesen Phasen handelt es sich um den „Beginn der Zugphase", die „Mitte der Zugphase", das „Ende der Zugphase", den „Beginn der Rückrollphase", die „Mitte der Rückrollphase", und das „Ende der Rückrollphase".

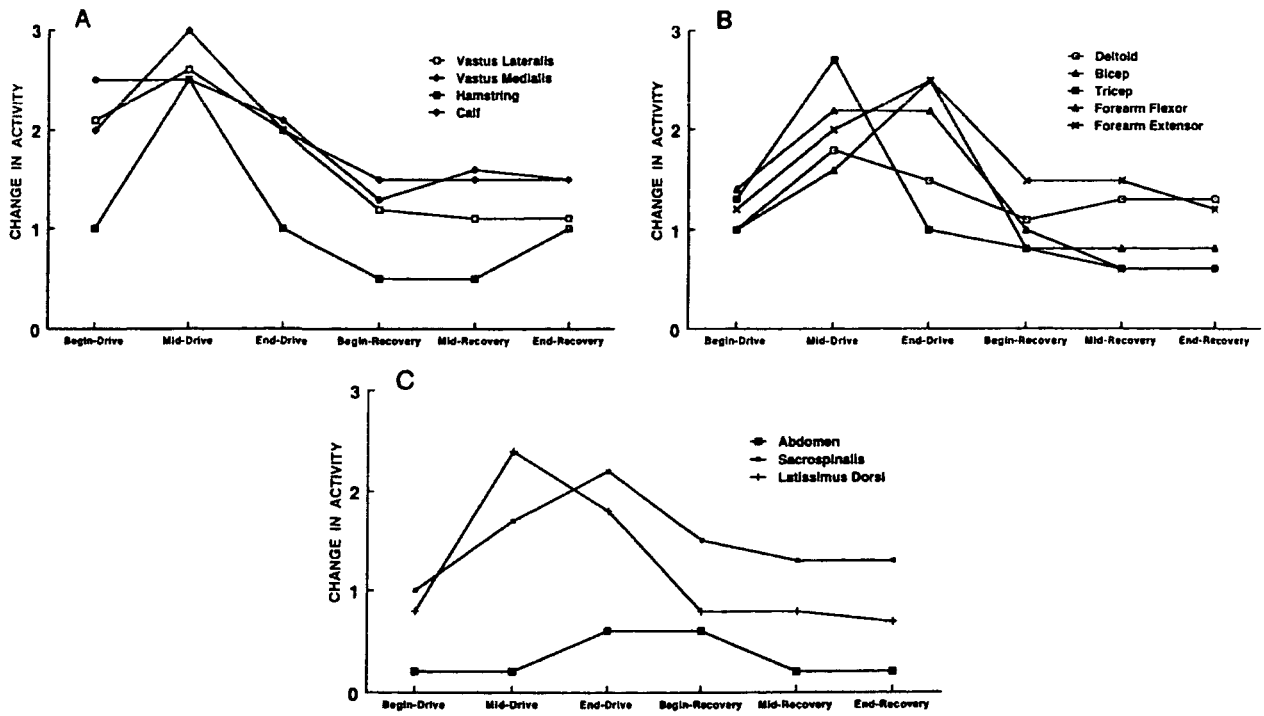


***Bild 2.11** Relative Muskelaktivitäten in der unteren Extremität (A), in der oberen Extremität (B) und im Torso (C) von Rodriguez et al., 1999*

In Bild 2.11 werden die über alle Probanden gemittelten relativen Muskelaktivitäten dargestellt. Die Aktivität bezog man auf eine Skala zwischen 0 und 3, wobei der Wert 0 den Ruhewert darstellen soll. Am Beginn der Zugphase sind die meisten Muskeln im Bereich ihres niedrigsten Aktivitätsniveaus. Der Vastus medialis ist jedoch in dieser Phase auf seinem höchsten Stand, den er bis in die Mitte der Zugphase beibehält. Hier sind alle Muskeln der unteren Extremität sowie die Beuger des Unterarms, der Triceps, der Deltoideus und der Latissimus dorsi am aktivsten. Am Ende der Zugphase erreichen die Strecker des Unterarms, der Biceps, der Abdominalis und der Sacrospinalis ihr höchstes Niveau. Die Beuger des Unterarms halten auch in diesem Abschnitt die hohe Aktivierung aus der vorigen Phase. Alle anderen Muskelgruppen beginnen in ihrer Aktivität zu fallen mit Ausnahme der Hamstrings und des Triceps, die in ihrem Niveau zwischen der Mitte der Zugphase und dem Ende der Zugphase steil abfallen. Während des Beginns der Rückrollphase erreichen der Biceps, der Vastus medialis, der Gastrocnemius und die Hamstrings ihre niedrigsten Aktivitätsniveaus.

Mit wenigen Ausnahmen bleiben die Muskelaktivitäten während der Mitte und dem Ende der Rückrollphase gering.

2.6 Untersuchungen von Peltonen et al.

Peltonen et al, 1997 bestimmten in ihren Untersuchungen unter anderem die Aktivitäten von 7 Muskeln, die Handkraft und den Kniewinkelverlauf während eines Bewegungszyklus auf einem Ruderergometer. Für die durchgeführten Studien wurden 6 männliche Personen mit einem mittleren Alter von 23.4 Jahren, einer mittleren Größe von 1.87 m und einer mittleren Körpermasse von 80.3 kg als Probanden auf einem Concept II Ergometer herangezogen. Es kamen ein Kraftaufnehmer und ein Goniometer zur Anwendung. Der Kraftaufnehmer, der zwischen dem Handgriff und der Kette des Ergometers angebracht war, diente zur Messung der Handkraft. Zur Bestimmung der Bewegung des Kniegelenks wurde das Goniometer auf der medialen Seite des rechten Kniegelenks befestigt. Die Erfassung der Muskelaktivitäten erfolgte an der rechten Körperseite am Gastrocnemius, Vastus lateralis, Rectus femoris, Biceps femoris, Glutaeus maximus, Erector spinae und am Biceps brachii mit Hilfe von Oberflächenelektroden. Die elektromyographischen Daten wurden telemetrisch an einen Recorder übertragen und auf einem Magnetband simultan mit den Kraft- und Goniometersignalen aufgezeichnet.

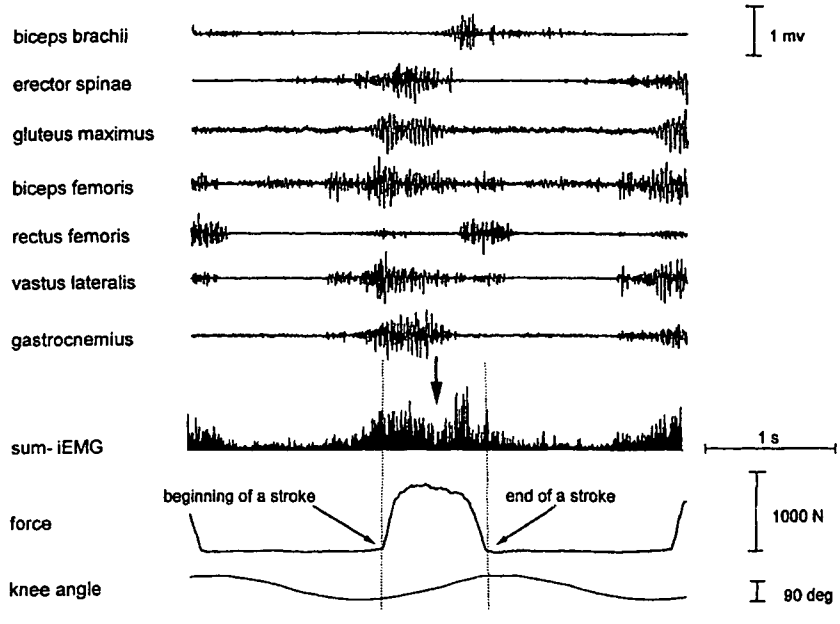


***Bild 2.12** Elektromyographische Ergebnisse von Peltonen et al., 1997*

Die meisten der betrachteten Muskeln (Bild 2.12) sind in der Zugphase aktiv, wobei aber auch am Ende der Rückrollphase ein erhöhtes Aktivitätsniveau zu verzeichnen ist. Am Beginn der Zugphase treten vor allem der Glutaeus maximus, der Biceps femoris, der Vastus lateralis und der Gastrocnemius in Erscheinung. Der Gastrocnemius bleibt bis weit in die Zugphase auf einem hohen Aktivitätsniveau. Am Übergang zwischen der Zugphase und der Rückrollphase

sind der Biceps brachii und der Rectus femoris aktiv. Am Ende der Rückrollphase ist bei allen betrachteten Muskeln außer dem Biceps brachii und dem Rectus femoris wieder eine vermehrte Aktivität festzustellen.

Kapitel 3

Simulationstechnik

3.1 Grundlagen

Das Wort Simulation leitet sich von dem lateinischen Verb „simulare" ab, welches in etwa „nachbilden" beziehungsweise „nachahmen" bedeutet. In der VDI-Richtlinie 3633 ist für den Begriff der Simulation die folgende Definition gegeben:

> *Simulation ist die Nachbildung eines dynamischen Prozesses in einem Modell, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind.*

Wesentlich dabei ist, dass dynamische, also zeitabhängige Prozesse betrachtet werden. Die erwähnte Nachbildung erfolgt hauptsächlich mit Hilfe von Computern, kann aber auch physikalisch zum Beispiel mit Hilfe von Windkanälen oder Fahrsimulatoren realisiert werden. Erkenntnisse über einen Prozess kann man auch durch Messungen an dem betrachteten Prozess selbst erhalten. Die Durchführung von Simulationen (Breitenecker, 2002) ist sinnvoll,

- wenn Neuland beschritten wird und der Prozess in der Realität noch gar nicht existiert.
- wenn die Grenzen analytischer Methoden erreicht sind.
- wenn Experimente am realen Prozess aus den verschiedensten Gründen nicht möglich oder nicht sinnvoll sind.

Eine Simulationsstudie setzt sich aus mehreren Schritten zusammen:

(1) *Problemformulierung:* Eine genaue Beschreibung der Simulationsaufgabe
(2) *Mathematische Modellbildung:* Umsetzen des betrachteten Problems in mathematische Gleichungen

(3) *Mathematische Umformungen:* Transformation des mathematischen Modells in eine Form, die das verwendete Simulationsprogramm verarbeiten kann
(4) *Numerische Analyse:* Auswahl eines geeigneten numerischen Algorithmus
(5) *Implementation des Modells:* Implementation des Algorithmus durch ein Computerprogramm
(6) *Vertifikation des Programms:* Überprüfung der Lösungen in Bezug auf das mathematische Modell
(7) *Validierung des Modells:* Vergleich der Simulationsergebnisse mit dem Verhalten des realen Prozesses
(8) *Identifikation des Modells:* Bestimmen von Modellparametern mit Hilfe von Messdaten
(9) *Simulation des Modells:* Durchführung von Experimenten mit dem implementierten Modell
(10) *Interpretation der Ergebnisse:* Übertragung der gewonnenen Erkenntnisse auf die Wirklichkeit

Eine Simulation ist ein iterativer Vorgang. Kommt es zu Problemen während des Ablaufes, so muss man einen oder mehrere Schritte zurückspringen. Stellt sich zum Beispiel während der Validierung heraus, dass das gebildete mathematische Modell den betrachteten Prozess nicht genau genug beschreibt, muss man die Modellbildung neu überdenken. Vor allem die erwähnte Validierung gehört zu den schwierigsten Simulationsschritten. In diesem Bereich gibt es keine festen Regeln oder Vorschriften und sie muss deshalb individuell von Modell zu Modell unterschiedlich durchgeführt werden.

Betrachtet man den Simulationsaufwand (Kronreif, 2002) so stellt sich heraus, dass die größte Zeitspanne dazu benötigt wird, Daten für das Modell zu ermitteln und diese entsprechend aufzubereiten. Für diesen Vorgang werden im Durchschnitt 23 % des Gesamtaufwandes gebraucht. Weiters weisen die Phasen der Modellerstellung und der Simulationsläufe mit je 17 % Anteil am Gesamtaufwand einen ebenfalls hohen Zeitanteil auf. Der restliche Aufwand teilt sich im Allgemeinen gleichmäßig auf die verbleibenden Simulationsschritte auf.

3.2 Modellbildung in der Mechanik

Um das mathematische Modell aufzubauen, bildet man im Bereich der Mechanik zunächst ein Modellkonzept, das man auch als „mechanisches Ersatzmodell" bezeichnet. Dabei werden Idealisierungen vorgenommen, deren Eigenschaften man bei der Aufstellung der mathematischen Formulierungen ausnützt. Häufig wird in der Kinematik und in der Kinetik mit Starrkörpermodellen gearbeitet. Die Annahme von starren Körpern kann dann als zulässig bezeichnet werden, wenn das Verhältnis der größten, zufolge Deformationen auftretenden Verschiebung und der kleinsten Körperabmessung sehr klein gegen eins ist. Weitere oft verwendete Idealisierungen sind zum Beispiel Punktmassen, masselose Körper, reibungsfreie Lager oder das Kontinuum.

Die Entwicklung eines mechanischen Ersatzmodells erfordert viel Übung und Geschick, da es keine eindeutige Zuordnung eines mechanischen Systems und eines gebildeten Ersatzmodells gibt. Gehen die getroffenen Vereinfachungen zu weit, weist das Ersatzmodell den zu untersuchenden Effekt vielleicht gar nicht mehr auf. Andererseits kann es sich auch zeigen, dass ein im Ersatzmodell berücksichtigtes Detail sich praktisch nicht auf die Ergebnisse der Simulation auswirkt.

3.3 Simulation mit MATLAB-SIMULINK

Die MATLAB-Software stellt mit der SIMULINK-Erweiterung und den zusätzlichen Toolboxen ein in vielen Bereichen anerkanntes Werkzeug zur Simulation von linearen und nichtlinearen dynamischen Systemen dar. Der Name MATLAB steht für MATrix-LABoratory und weist bereits darauf hin, dass dieses Programm ursprünglich zur Manipulation von Matrizen entwickelt worden ist.

MATLAB selbst besteht aus einer Programmiersprache und vielen Funktionen, die für den Anwender zur Verfügung stehen. Im Laufe der Zeit wurde dieses Programmpaket erweitert und mit zusätzlichen Toolboxen ausgestattet. So verfügt MATLAB über Möglichkeiten zur Behandlung von partiellen Differentialgleichungen, zum Behandeln von neuronalen Netzwerken, zur Lösung von Systemen gewöhnlicher Differentialgleichungen und einiges mehr. MATLAB ist auf diese Weise zu einem außerordentlich vielseitigen Werkzeug geworden.

SIMULINK ist eine Erweiterung von MATLAB, die speziell für die Simulation von dynamischen Systemen gedacht ist. In einem graphischen Fenster werden Funktionsblöcke aus verschiedenen Bibliotheken so miteinander verknüpft, dass ein Blockschaltbild des betrachteten Systems entsteht. Es gibt Bibliotheken mit Blöcken für lineare, nichtlineare, diskrete und viele weitere Aufgaben. Anhand eines einfachen mechanischen Systems (Bild 3.1) soll die Vorgehensweise bei einer Simulation mit SIMULINK gezeigt werden.

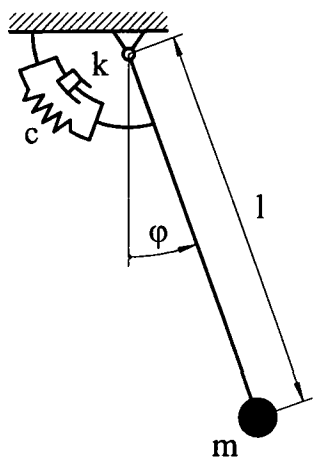


***Bild 3.1** Mathematisches Pendel mit linearer Drehfeder und linearem Drehdämpfer*

Bei dem betrachteten mechanischen System (Bild 3.1) handelt es sich um ein mathematisches Pendel. Dieses Pendel besteht aus einer masselosen starren Stange, die mittels eines reibungsfreien Scharniergelenks in einem inertialfesten Punkt gelagert ist. Am anderen Ende der Stange ist eine Punktmasse befestigt. Zusätzlich soll auf die Bewegung der Stange noch eine lineare Drehfeder und ein linearer Drehdämpfer einwirken. Die Feder sei in der vertiklalen Position des Pendels entspannt. Als Bewegungsgleichung kann die folgende Differentialgleichung abgeleitet werden:

$$m \cdot l^2 \cdot \ddot{\varphi} + k \cdot \dot{\varphi} + c \cdot \varphi + m \cdot g \cdot l \cdot \sin\varphi = 0 \tag{3.1}$$

Eine Möglichkeit diese Differentialgleichung in SIMULINK zu lösen besteht darin zunächst anzunehmen, dass die höchste Ableitung bekannt ist (Bild 3.2). Mit Hilfe von Integratoren ist man nun in der Lage, alle Ableitungen niedrigerer Ordnung zu erhalten. Danach kann man durch entsprechende Rückkoppelungen und einem Summierer wieder die anfänglich erwähnte höchste Ableitung bilden.

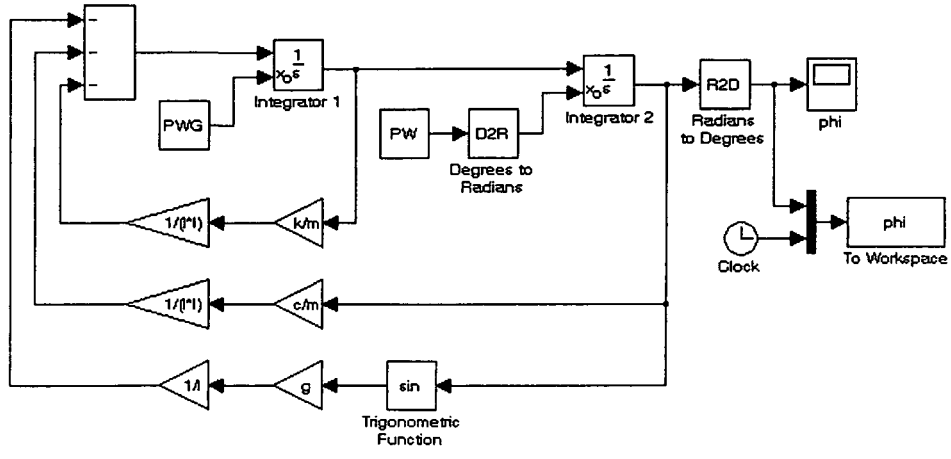


***Bild 3.2** Blockschaltbild*

```
% PENDEL
%
% Modellparameter:
%
m=20;   % Punktmasse [kg]
l=0.75; % Pendellänge [m]
c=240;  % Federkonstante [Nm/rad]
k=11;   % Dämpfungskonstante [Nms]
%
% Physikalische Konstanten:
%
g=9.81; % Fallbeschleunigung [m/s^2]
%
% Anfangsbedingungen:
%
PW=20;  % Pendelwinkel bei t=0s [°]
PWG=0;  % Pendelwinkelgeschwindigkeit bei t=0s [1/s]
```

***Bild 3.3** Parameterprogramm*

Durch Anklicken der einzelnen Blöcke und Durchführung entsprechender Einstellungen können die Modellparameter eingegeben werden. Das Parametrieren der einzelenen Blöcke kann aber auch mit Hilfe einer MATLAB-Routine (Bild 3.3) erfolgen, was sich vorallem bei größeren Blockschaltbildern bewährt. Die benötigten Anfangsbedingungen werden den beiden Integratoren mittels zweier Quellblöcke zugeführt. Durch einen Ozilloskop-Block kann man die Berechnungsergebnisse an den verschiedenen Punkten des Blockschaltbildes beobachten. Weiters lassen sich die berechneten Größen in Form einer Matrix abspeichern, die man dann in MATLAB bearbeiten oder darstellen kann.

Mit den für dieses Modell festgelegten Parametern (Bild 3.3) ergeben sich die folgenden Verläufe des Pendelwinkels für die ungedämpfte und gedämpfte Schwingung.

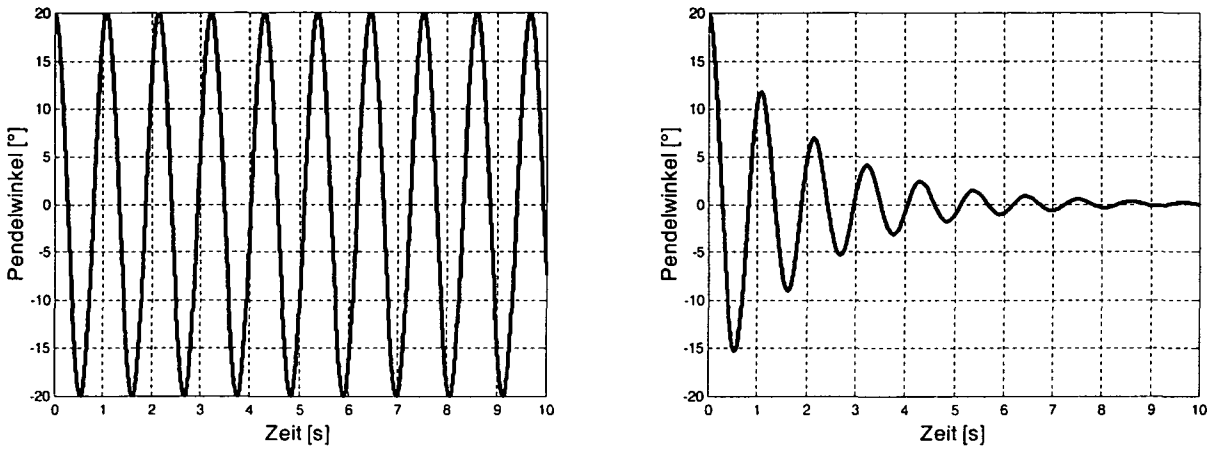


Bild 3.4 *Ungedämpfte (k=0 Nms) und gedämpfte (k=11 Nms) Schwingung*

Kapitel 4

Systematische Anatomie des Bewegungsapparates nach Platzer

In diesem Kapitel werden nur jene in Platzer, 1999 beschriebenen Muskelfunktionen berücksichtigt, welche für die gegenständliche Betrachtung relevant sind.

4.1 Funktion der Muskeln im Ellbogengelenk

Im Ellbogengelenk unterscheidet man zunächst zwischen der Beugung und der Streckung. Die Unterarmbewegungen sind Umwendebewegungen, die als Pronation und Supination bezeichnet werden. Ob ein Muskel beugend oder streckend wirkt, hängt von seiner Lage zur Bewegungsachse ab, die durch die Epikondylen des Humerus verläuft.

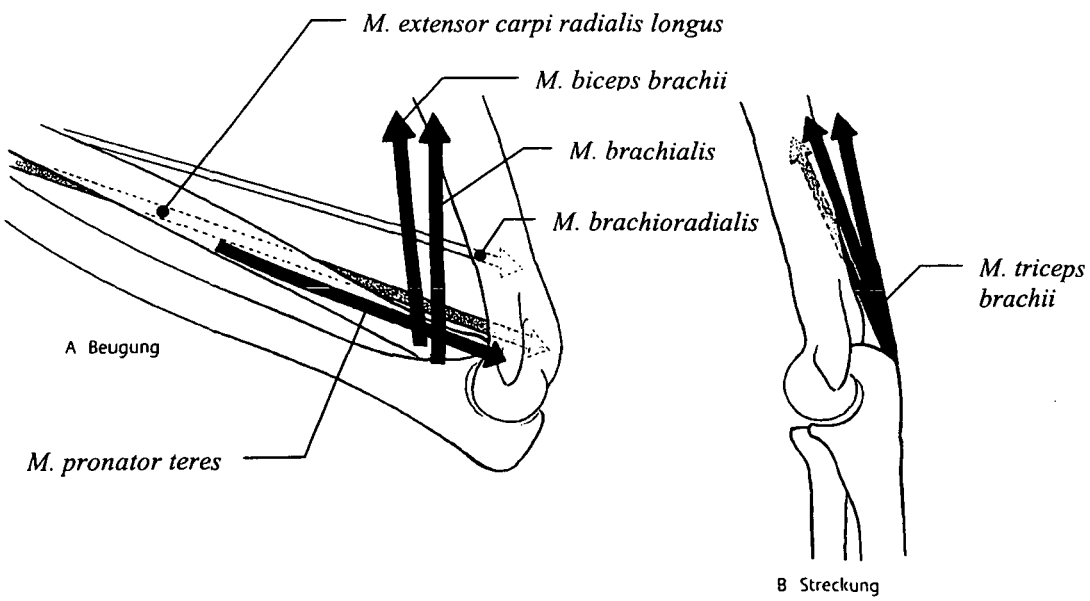


***Bild 4.1** Ellbogengelenk nach Platzer, 1999 (ergänzt durch Muskelbezeichnungen)*

Alle Muskeln, die vor dieser Achse verlaufen wirken beugend, alle Muskeln die rückenwärts von ihr liegen wirken streckend. Der M. biceps brachii weist zwei Köpfe auf, das Caput longum und das Caput breve, die sich beide zum M. biceps vereinigen, der zwei Endsehnen besitzt. Es handelt sich dabei um einen zweigelenkigen Muskel. Im Ellbogengelenk wirkt er als Beuger und kräftiger Supinator. Der M. brachialis ist ein eingelenkiger Muskel, der den wichtigsten Beuger im Ellbogengelenk darstellt. Der M. brachioradialis ist ebenfalls eingelenkig und bringt den Unterarm in eine Mittelstellung zwischen der Pronation und der Supination, in der er als Beuger fungiert. Der M. extensor carpi radialis longus und der M. pronator teres wirken unter anderem auch beugend im Ellbogengelenk, werden aber im Rahmen der biomechanischen Modellbildung nicht berücksichtigt. Der M. triceps brachii ist ein dreiköpfiger Muskel, der mit seinem Caput longum einen zweigelenkigen, und mit dem Caput mediale und dem Caput laterale einen eingelenkigen Muskel darstellt. Im Ellbogengelenk ist dieser Muskel der wichtigste Strecker.

4.2 Funktion der Schultergürtelmuskeln

Hier unterscheidet man die Adduktion (Beiziehen des Armes), die Abduktion (seitliches Heben des Armes) und die Elevation, die sich an die Abduktion anschließen kann. Weiters kennt man eine Anteversion (nach vorne Heben des Armes), eine Retroversion (Rückheben des Armes) und eine Rotation des Armes. Der M. deltoideus teilt sich in die Pars clavicularis, die Pars acromialis und die Pars spinalis auf. Die Pars clavicularis führt, unterstützt von Teilen der Pars acromialis, eine Anteversion durch. Die Pars spinalis führt, unterstützt von Teilen der Pars acromialis, eine Retroversion durch. Die beiden Köpfe des M. biceps brachii wirken im Schultergelenk unter anderem bei der Anteversion mit. Die Hauptfunktion des M. teres major liegt in der Retroversion des Armes zur Körpermitte hin.

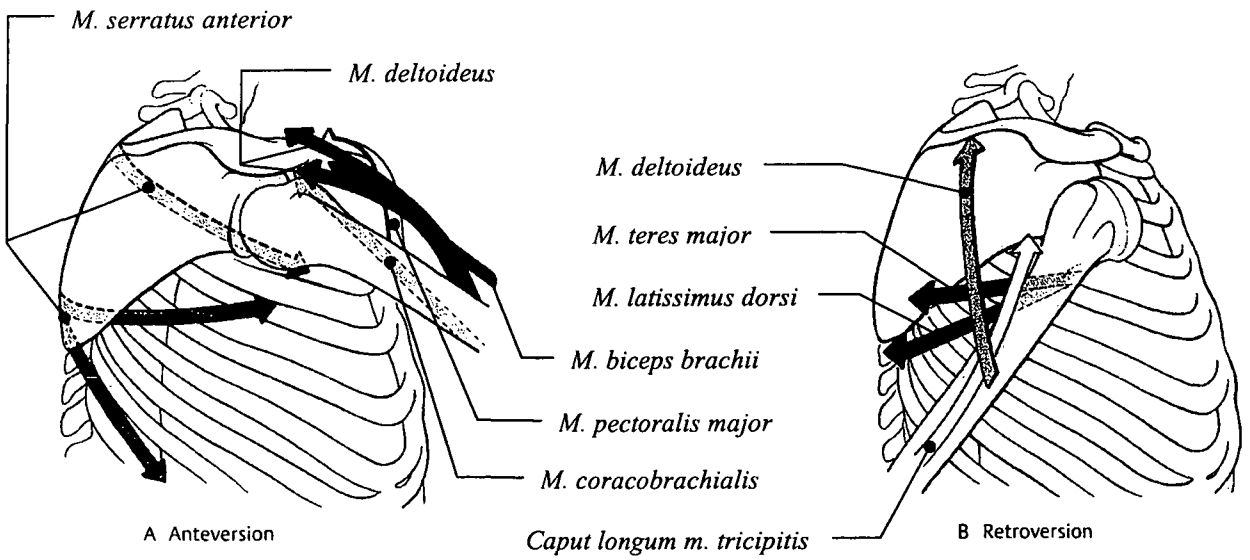


***Bild 4.2** Schulter nach Platzer, 1999 (ergänzt durch Muskelbezeichnungen)*

Der M. latissimus dorsi ist ein breiter flächenhafter Muskel, der ebenfalls für die Retroversion benötigt wird. Der M. triceps brachii wirkt im Schultergelenk über das Caput longum bei der Retroversion und auch der Adduktion des Armes mit. Der M. pectoralis major, der M. coracobrachialis und der M. serratus anterior wirken ebenfalls bei der Retroversion des Armes mit. Diese Muskeln werden im biomechanischen Modell der oberen Extremität nicht berücksichtigt.

4.3 Funktion der Hüftmuskeln

Im Hüftgelenk unterscheidet man eine Außenrotation und eine Innenrotation, die Bewegungen um die Längsachse des Beines darstellen. Des weiteren kann dieses Gelenk um eine horizontale Achse gestreckt oder gebeugt werden. Um eine sagittale Achse werden die Abspreizung (Abduktion) und die Heranführung (Adduktion) durchgeführt. Der M. glutaeus maximus ist vorwiegend ein Strecker und Außenrotator im Hüftgelenk. Außerdem sorgt er für eine Sicherung gegen das Kippen des Beckens nach vorne. Der M. semimembranosus und der M. semitendinosus sind zweigelenkige Muskeln und beteiligen sich am Strecken in der Hüfte. Der M. biceps femoris besteht aus dem zweigelenkigen Caput longum und dem eingelenkigen Caput breve. Im Hüftgelenk wirkt das Caput longum im Sinne einer Retroversion.

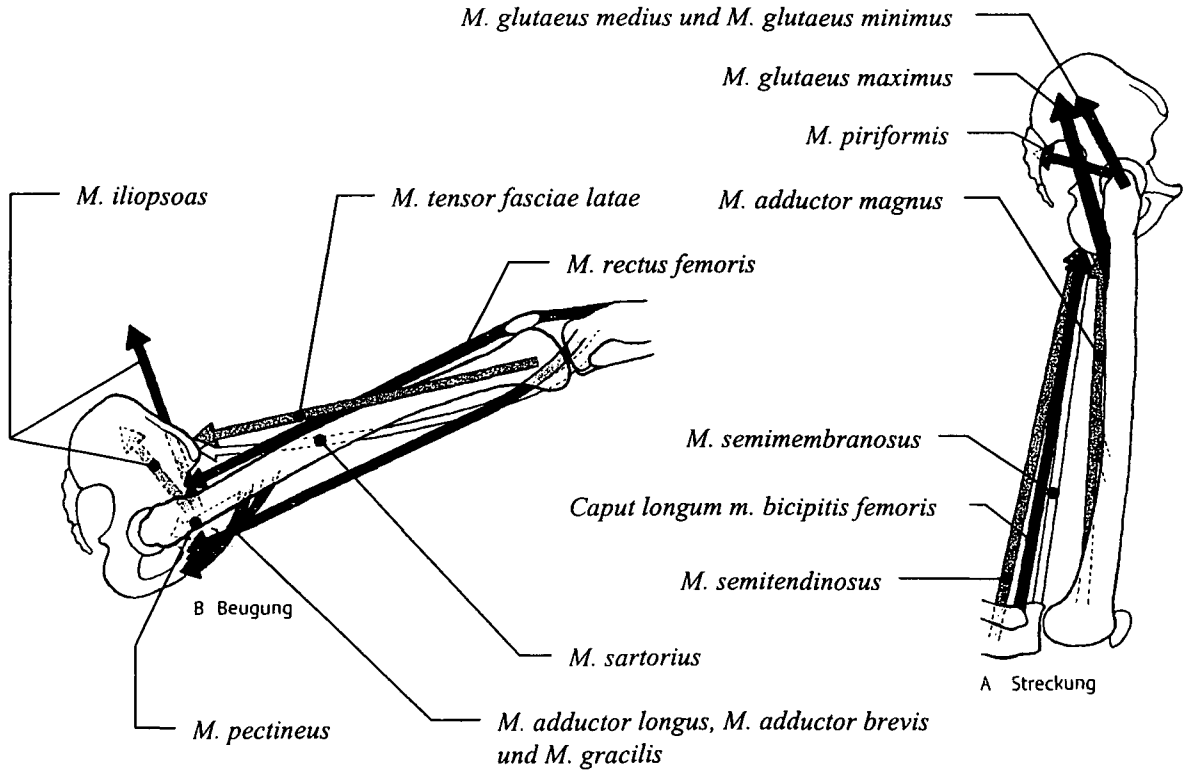


***Bild 4.3** Hüftgelenk nach Platzer, 1999 (ergänzt durch Muskelbezeichnungen)*

Der M. iliacus vereinigt sich mit dem M. psoas major zum M. iliopsoas. Dieser Muskel stellt den wichtigsten Muskel zum Vorheben des Beines dar und wirkt bei der Beugung des Hüftgelenkes mit. Der M. rectus femoris, der zweigelenkige Anteil des M. quadriceps

femoris, unterstützt die Beugung im Hüftgelenk. Alle anderen in Bild 4.3 gezeigten Muskeln finden im Rahmen der biomechanischen Modellierung der unteren Extremität keine Berücksichtigung.

4.4 Funktion der Kniegelenkmuskeln

In Bezug auf das Kniegelenk unterscheidet man die Streckung und die Beugung um quere Achsen, die durch die Condyli femoris verlaufen. Zusätzlich können noch eine Innenrotation und eine Außenrotation um die Unterschenkellängsachse erfolgen. Für die Streckung im Kniegelenk ist fast ausschließlich der M. quadriceps femoris verantwortlich. Dieser Muskel setzt sich aus dem zweigelenkigen M. rectus femoris und den eingelenkigen M. vastus intermedius, M. vastus medialis und M. vastus lateralis zusammen. Diese Muskeln vereinigen sich zu einer gemeinsamen Sehne, die an der Patella ansetzt. Der M. semimembranosus und der M. semitendinosus sind beides zweigelenkige Muskeln, die im Kniegelenk bei der Beugung mitwirken. Der M. biceps femoris, der sich aus dem zweigelenkigen Caput longum und dem eingelenkigen Caput breve zusammensetzt, unterstützt im Kniegelenk unter anderem die Beugung.

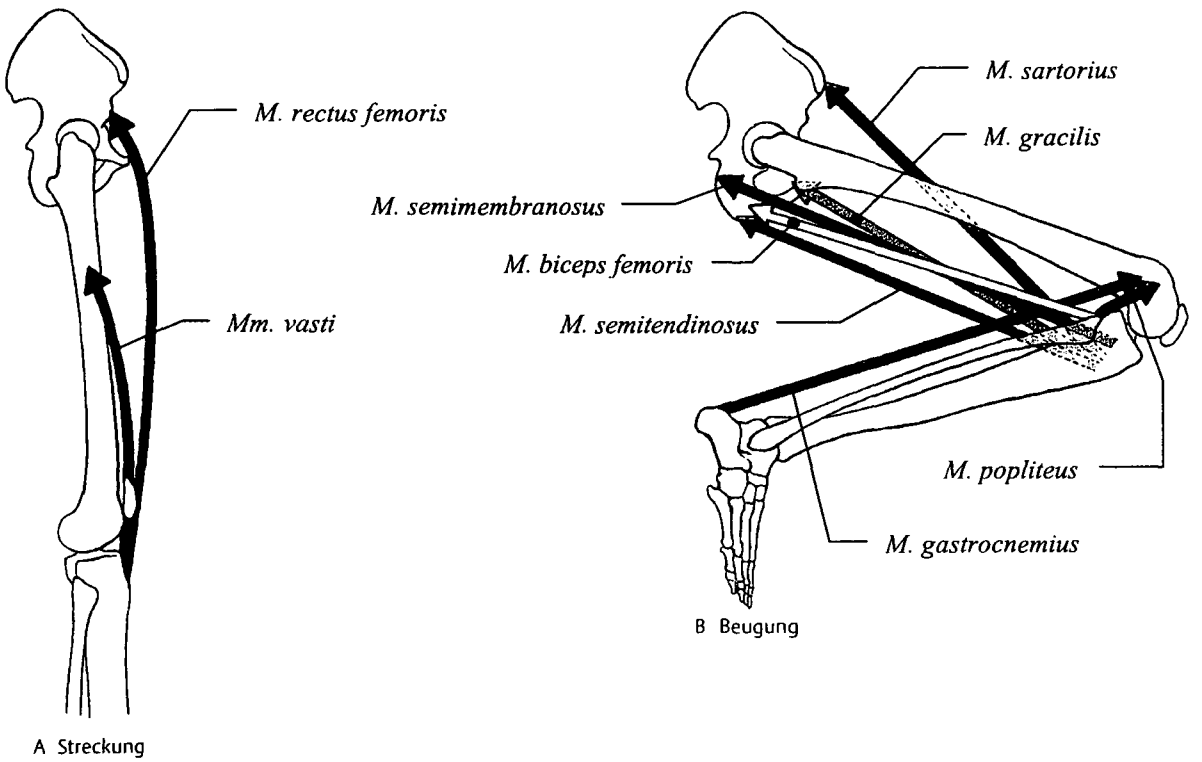


***Bild 4.4** Kniegelenk nach Platzer, 1999 (ergänzt durch Muskelbezeichnungen)*

Der M. triceps surae besteht aus dem eingelenkigen M. soleus und dem zweigelenkigen M. gastrocnemius. Der M. gastrocnemius weist zwei Köpfe, das Caput mediale und das Caput laterale auf, und wirkt bei der Beugung des Kniegelenks mit. Alle anderen das Kniegelenk betreffenden Muskeln finden im biomechanischen Modellkonzept keine Berücksichtigung.

4.5 Funktion der Sprunggelenkmuskeln

Im Sprunggelenk erfolgt um die horizontale Achse der Articulatio talocruralis eine Streckung (Dorsalflexion) und eine Beugung (Plantarflexion). Weiters erfolgt um eine schräge Achse der Articulatio subtalaris eine Pronation (Heben des von der Körpermitte wegzeigenden Fußrandes) und eine Supination (Heben des zur Körpermitte hinzeigenden Fußrandes). Der M. tibialis anterior unterstützt unter anderem die Dorsalflexion im Sprunggelenk. Der M. triceps surae ist der wichtigste Muskel bei der Plantarflexion, währenddessen die restlichen Muskeln nur eine sehr geringe Wirkung entfalten. Alle nicht erwähnten Muskeln, die das Sprunggelenk umspannen, wurden in der biomechanischen Modellierung der unteren Extremität vernachlässigt.

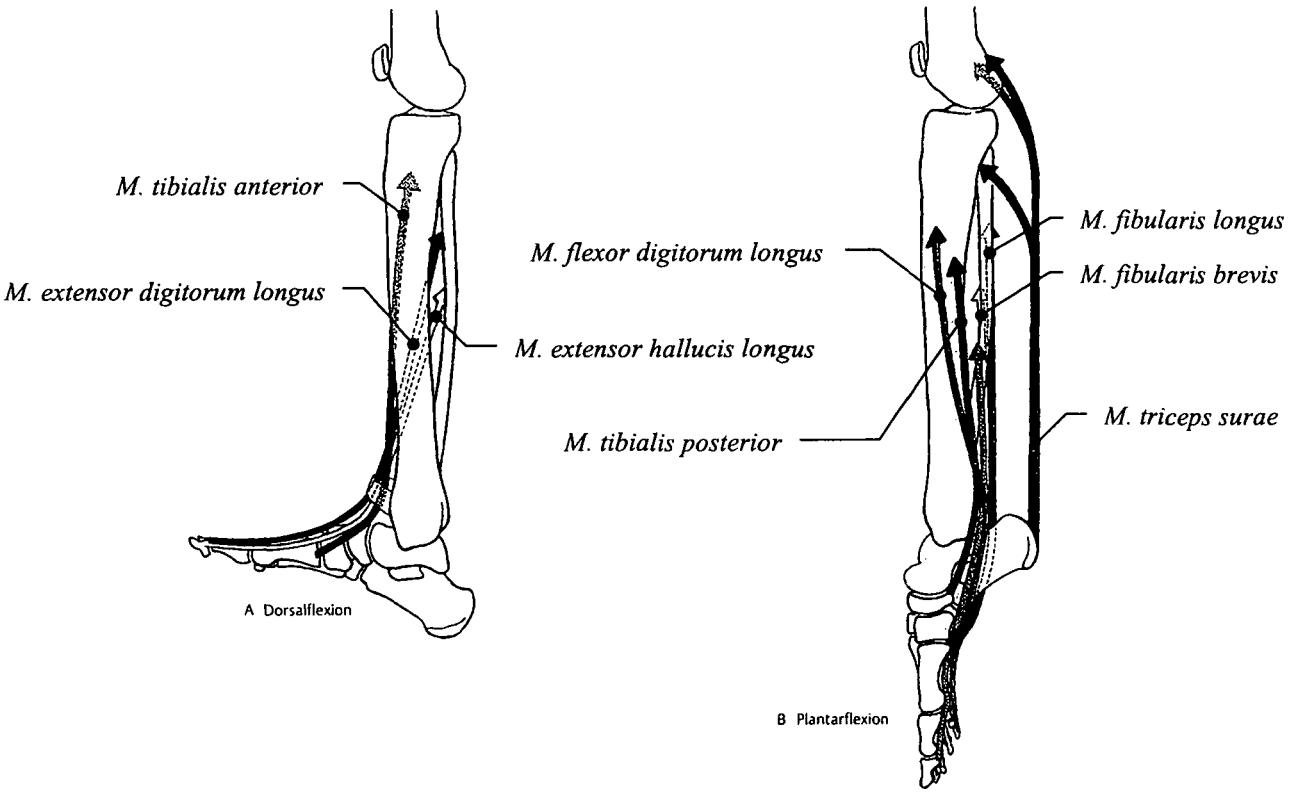


***Bild 4.5** Sprunggelenk nach Platzer, 1999 (ergänzt durch Muskelbezeichnungen)*

Kapitel 5

Muskel-Sehnen Modellierung

Das in diesem Kapitel dargestellte Muskel-Sehnen Modell basiert im wesentlichen auf Pandy et al., 1990, Daxner, 1997 und Lugner et al., 2001.

5.1 Muskelmodell

Das Modell geht in seinen Grundlagen auf Archibald Vivian Hill (englischer Muskelphysiologe, 1922 Nobelpreis) zurück (Lugner et al., 2001). Es handelt sich dabei um ein nichtlineares Modell, das durch gewöhnliche Differentialgleichungen dargestellt wird. Federelemente sind dabei parallel und in Serie zu einem kontraktilen Element angeordnet, dessen Verhalten phänomenologisch auf der Basis von Versuchsergebnissen und thermodynamischen Überlegungen beschrieben wird (Daxner, 1997). Das Modell repräsentiert den Muskel mit Hilfe eines kontraktilen Elements KE, das in Serie zu einem seriell elastischen Element SEE liegt. Diese beiden Elemente liegen wiederum parallel zu einem parallel elastischen Element PEE (Bild 5.1).

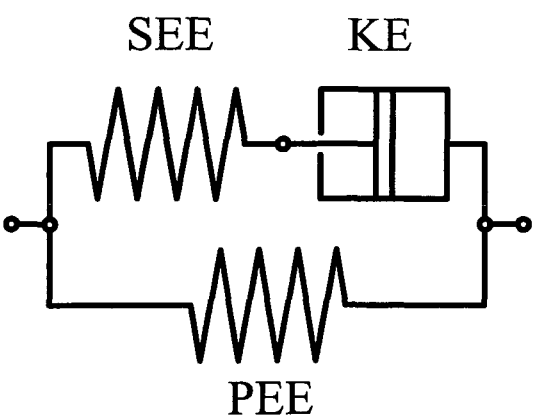


***Bild 5.1** Hill'sches Muskelmodell mit kontraktilem Element KE, seriell elastischem Element SEE und parallel elastischem Element PEE*

5.2 Mechanische Eigenschaften passiver biologischer Gewebe

5.2.1 Grundlagen

Passives weiches Bindegewebe zeigt im einachsigen Zugversuch quasi-statisches Verhalten. Im wesentlichen Arbeitsbereich nimmt dabei die Steifigkeit etwa linear mit der aufgebrachten Kraft zu. Dieses Verhalten kann wie folgt beschrieben werden (Daxner, 1997):

$$\frac{dF}{dx} = K_1 \cdot F + K_2 \tag{5.1}$$

Dabei stehen F für die aufgebrachte Zugkraft, x für die auftretende Verlängerung des Gewebes und K_1 und K_2 für zwei Konstanten. Die Integration von (5.1) führt bei entsprechend gewählten Randbedingungen auf eine exponentielle Beziehung zwischen der Kraft F und einer auf die Ruhelänge l_0 bezogenen Verlängerung Δx:

$$F(\Delta x) = \frac{K_2}{K_1} \cdot (e^{K_1 \cdot \Delta x} - 1) \tag{5.2}$$

Formt man den Ausdruck (5.2) um, so erhält man unter der Anwendung aussagekräftiger Parameter die folgende Beziehung:

$$F(l) = \begin{cases} 0 & \text{für } l < l_0 \\ \dfrac{F_1}{e^K - 1} \cdot \left(e^{\left(K \cdot \frac{l - l_0}{l_1 - l_0} \right)} - 1 \right) & \text{für } l \geq l_0 \end{cases} \tag{5.3}$$

Dieser exponentielle Zusammenhang (5.3) kann mit Hilfe der Ruhelänge l_0 (entspanntes Gewebe ohne Stauchung), einem Punkt der Kennlinie (charakterisiert durch die Länge l_1 und die Kraft F_1) und einem dimensionslosen Formparameter K festgelegt werden. Die Werte des Parameters K liegen zwischen 3 und 5. Die Umkehrfunktion von (5.3) lautet:

$$l(F) = l_0 + \frac{l_1 - l_0}{K} \cdot \ln\left(\frac{F}{F_1} \cdot \left(e^K - 1 \right) + 1 \right) \qquad \text{für } F \geq 0 \tag{5.4}$$

Die lokale Steifigkeit des Gewebes bzw. die Ableitung von (5.3) ergibt sich zu:

$$k = \frac{dF}{dl} = \begin{cases} 0 & \text{für } l < l_0 \\ \dfrac{F_1}{e^K - 1} \cdot \dfrac{K}{l_1 - l_0} \cdot e^{\left(K \cdot \frac{l - l_0}{l_1 - l_0} \right)} & \text{für } l \geq l_0 \end{cases} \tag{5.5}$$

Die viskoelastischen Eigenschaften der passiven biologischen Gewebe wurden im Rahmen der Modellbildung vernachlässigt.

5.2.2 Mechanische Eigenschaften des parallel elastischen Elements

Das parallel elastische Element beschreibt das Verhalten der passiven Gewebe innerhalb und außerhalb eines Muskels. Ein Muskel setzt einer Dehnung ab etwa der optimalen Muskelfaserlänge l_F^{opt} einen Widerstand entgegen, der mit zunehmender Faserlänge nichtlinear ansteigt. Die Beschreibung dieses Elements erfolgt mit der Gleichung (5.3). Die Ruhelänge des parallel elastischen Elements l_{PEE}^0 fällt mit der optimalen Muskelfaserlänge l_F^{opt} zusammen. Der dimensionslose Formparameter K_{PEE} wird mit dem Wert 3 angesetzt. Zur Bestimmung des Stützpunkts in Gleichung (5.3) wird auf die Daten von Pandy, 1990 zurückgegriffen, der diesen Punkt bei einer Länge von $1.5 \cdot l_F^{opt}$ und der tetanischen Muskelkraft F_{KE}^{opt} festlegt.

5.2.3 Mechanische Eigenschaften des seriell elastischen Elements

Versucht man eine physiologische Zuordnung in Bezug auf das seriell elastische Element zu treffen, so scheint eine Serienschaltung von Myofilamenten, Z-Scheiben und hauptsächlich geschlossenen Querbrücken in Betracht zu kommen (Fung, 1993). Verschiedene Untersuchungen weisen auf einen linearen Zusammenhang zwischen der Kraft des seriell elastischen Elements F_{SEE} und dessen lokaler Steifigkeit k_{SEE} hin (Daxner, 1997). Pandy, 1990 gibt die folgende Gleichung für diesen Zusammenhang an:

$$k_{SEE} = \frac{100 \cdot F_{SEE} + 10 \cdot F_{CE}^{opt}}{l_F^{opt}} \tag{5.6}$$

Die Länge des seriell elastischen Elements l_{SEE} kann gegenüber der Länge des kontraktilen Elements l_{KE} (bzw. der Muskelfaserlänge l_F) vernachlässigt bzw. in diese mit aufgenommen werden (Lugner et al., 2001).

5.2.4 Mechanische Eigenschaften von Sehnen

Aus Spannungs-Dehnungs Kurven lässt sich erkennen, dass bei kleinen Dehnungen die Steigung dieser Kurve mit größer werdender Dehnung zunimmt. Danach schließt sich ein linearer Bereich mit konstanter Steigung an, der bis zum Versagen anhält. Zajac, 1989 schlägt vor, das Verhalten von Sehnen durch eine dimensionslose Kraft-Dehnungs Kurve zu modellieren, für deren Skalierung nur die Sehnenruhelänge l_S^0 und die maximale isometrische Muskelkraft F_{KE}^{max} benötigt werden. Die mathematische Beschreibung dieser Kurve soll mit

Hilfe der Dehnung $\epsilon = \left(l_S - l_S^0\right)/l_S^0$ durch den in Daxner, 1997 angegebenen Zusammenhang erfolgen:

$$\frac{F}{F_1} = \begin{cases} 0 & \text{für } \varepsilon < l_0 \\ A \cdot \left(e^{B \cdot \varepsilon} - 1\right) & \text{für } 0 \geq \varepsilon \geq \varepsilon_{ü} \\ K_{lin} \cdot \left(\varepsilon - \varepsilon_1\right) + 1 & \text{für } \varepsilon > \varepsilon_{ü} \end{cases} \tag{5.7}$$

Die Konstanten A und B lassen sich aus der Bedingung eines stetigen Überganges beider Kurvenstücke bei der Dehnung $\varepsilon_{ü}$ bestimmen:

$$\left(B \cdot \left(K_{lin} \cdot \left(\varepsilon_{ü} - \varepsilon_1\right) + 1\right) - K_{lin}\right) \cdot e^{B \cdot \varepsilon_{ü}} + K_{lin} = 0 \tag{5.8}$$

$$A = \frac{K_{lin}}{B \cdot e^{B \cdot \varepsilon_{ü}}} \tag{5.9}$$

Die folgenden Sehnenparameter wurden aus der Arbeit von Zajac, 1989 entnommen. Die Steigung K_{lin} im linearen Bereich, der ab einer Dehnung $\varepsilon_{ü}$ von 2 % eintritt, beträgt 37.5. Der Stützpunkt 1 in Gleichung (5.7) bestimmt sich aus der maximalen isometrischen Muskelkraft F_{KE}^{max}, die bei der optimalen Sehnendehnung $\varepsilon_S^{opt} = 3.3\ \%$ auftreten soll.

5.3 Mechanische Eigenschaften des kontraktilen Elements

Die Funktion des kontraktilen Elements wird im wesentlichen von drei Faktoren beeinflusst. Dies sind der Aktivierungszustand, die Filamentüberlappung und die Geschwindigkeit der Längenänderung. Zur Berechnung der momentan entwickelten aktiven Kraft F_{KE} wird daher ein Ansatz, der sich als ein Produkt einer tetanischen Kraft $\bar{F}$, einem Längenfaktor $f_l(\xi)$, einem Geschwindigkeitsfaktor $f_v(\dot{\xi})$ und einem Aktivierungsfaktor $\alpha(t)$ darstellt, herangezogen:

$$F_{KE} = \bar{F} \cdot \alpha(t) \cdot f_l(\xi) \cdot f_v(\dot{\xi}) \tag{5.10}$$

Die normierte Länge ξ berechnet sich dabei unter Berücksichtigung der Muskelfaserlänge l_F und der entsprechenden optimalen Muskelfaserlänge l_F^{opt}:

$$\xi = \frac{l_F}{l_F^{opt}} \tag{5.11}$$

5.3.1 Tetanische Kraft

Hat ein Muskel seine optimale Länge l_F^{opt} und wird voll aktiviert, so entwickelt er unter statischen Bedingungen seine maximale Kraft. Es handelt sich dabei um die tetanische Kraft $\overline{F}$. Sie kann entweder direkt gemessen oder mit Hilfe einer vom Muskel unabhängigen Maximalspannung $\overline{\sigma}$ und des physiologischen Muskelquerschnitts pCSA (physiological cross sectional area) abgeschätzt werden. Definiert man den Muskelquerschnitt als mittlere Schnittfläche senkrecht zur Muskelfaserrichtung so gilt:

$$pCSA = \frac{V}{l_F} = \frac{m}{\rho} \cdot \frac{\sin\gamma}{d} \tag{5.12}$$

In Gleichung (5.12) steht V für das Muskelvolumen, m für die Muskelmasse und ρ für die mittlere Dichte ($\rho = 1054$ kg/m^3 laut Lugner et al., 2001). Der Fiederungswinkel γ und die Muskeldicke d treten im Muskel-Sehnen Modell (Kapitel 5.4) als geometrische Größen in Erscheinung. Die tetanische Kraft kann nun aus der folgenden Beziehung berechnet werden:

$$\overline{F} = pCSA \cdot \overline{\sigma} \tag{5.13}$$

In der Literatur gibt man für die Maximalspannung $\overline{\sigma}$ Werte zwischen 0.2 und 1.0 MPa an. In dieser Arbeit wird ein Wert von 60 N/cm^2 verwendet.

5.3.2 Kraft-Längen Zusammenhang

Die Kraft des kontraktilen Elements hängt unter anderem von der Anzahl der Querverbindungen zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten ab. Ist der Muskel stark gedehnt oder gestreckt, sinkt die Anzahl der Querverbindungen und damit auch die vom kontraktilen Element entwickelte Kraft. Zwischen diesen beiden Lagen existiert ein optimaler Überlappungszustand, bei dem die entwickelte Kraft ein Maximum annimmt. Der Kraft-Längen Zusammenhang des kontraktilen Elements beschreibt, welche maximale statische Kraft ein Muskel bei einer bestimmten Länge aufbauen kann. Mathematisch lassen sich diese Verhältnisse mit der folgenden Funktion (Daxner, 1997) erfassen:

$$f_l(\xi) = e^{-\left(\frac{\xi^\beta - 1}{\omega}\right)^\rho} \tag{5.14}$$

Kaufmann, 1989 bestimmte die Parameter β, ω und ρ aus Gleichung (5.14) und führte dazu den Architekturindex i_a ein. Diese Größe ist als das Verhältnis der mittleren optimalen Muskelfaserlänge zur optimalen Länge des Muskelbauches festgelegt (Daxner, 1997):

$$i_a = \frac{l_F}{l_M} \tag{5.15}$$

Die Schrägheit β, die Breite ω und die Rundheit ρ lassen sich nun in Abhängigkeit des Architekturindex i_a wie folgt berechnen:

$$\begin{aligned} \rho &= 2 \\ \beta &= 0.96343 \cdot \left(1 - \frac{1}{i_a}\right) \\ \omega &= 0.35327 \cdot \left(1 - \frac{1}{i_a}\right) \end{aligned} \tag{5.16}$$

5.3.3 Kraft-Geschwindigkeits Zusammenhang

Die aufgebaute Muskelkraft hängt auch von der Kontraktionsgeschwindigkeit bzw. der Dehnungsgeschwindigkeit der Muskelfasern ab. Der Grund für dieses Phänomen ist wahrscheinlich darin zu suchen, dass bei hohen Geschwindigkeiten weniger Änderungen der Kontakte zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten auftreten können. Der Kraft-Geschwindigkeits Zusammenhang soll anfangs für volle Aktivierung und tetanische Verhältnisse bei ruhendem Muskel beschrieben werden. Die mathematische Formulierung für einen kontrahierenden Muskel, man spricht von einer konzentrischen Bewegung, geht auf Überlegungen von Hill zurück (Lugner et al., 2001). Er zeigte, dass die von einem Muskel während einer Bewegung abgegebene Leistung etwa linear von $\overline{F} - F_{CE}$ abhängt. Dies führt mit Hilfe von zwei Parametern, nämlich der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit v_{KE}^{max} und dem dimensionslosen Formparameter A_{Hill}, zur Darstellung der Hill'schen Gleichung:

$$\frac{v_{KE}}{v_{KE}^{\max}} = -\frac{1 - \frac{F_{KE}}{F_{KE}^{opt}}}{1 + \frac{F_{KE}}{F_{KE}^{opt}} \cdot \frac{1}{Af_{Hill}}} \qquad \text{für } 0 \le F_{KE} \le F_{KE}^{opt} \tag{5.17}$$

Das negative Vorzeichen in Gleichung (5.17) resultiert aus der Tatsache, dass die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{KE} bei sich verkürzendem Muskel als kleiner 0 angenommen wird. Sie bestimmt sich aus der entsprechenden Muskelfaserlänge wie folgt:

$$v_{KE} = \frac{dl_F}{dt} = \dot{\xi} \cdot l_F^{opt} \tag{5.18}$$

Die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit v_{KE}^{max} tritt bei optimaler Muskelfaserlänge und maximaler Aktivierung auf, wenn auf den Muskel keine äußere Belastung einwirkt. Diese

Größe kann man im Allgemeinen aus dem folgenden Ansatz, unter Berücksichtigung des Anteiles an schnellen Muskelfasern FC_{fast} am Gesamtmuskel, berechnen:

$$v_{KE}^{max} = \left(K_1 + K_2 \cdot FC_{fast}\right) \cdot l_F^{opt} \tag{5.19}$$

In dieser Arbeit werden die Parameter K_1 und K_2 nach Winters und Stark, 1988 (siehe auch Winters und Stark, 1985) mit $K_1 = 2\ s^{-1}$ und $K_2 = 8\ s^{-1}$ festgelegt. Der Formparameter A_{Hill} beeinflusst die Gestalt der Hill'schen Gleichung. Unter Berücksichtigung des Anteils an schnellen Muskelfasern FC_{fast} am Gesamtmuskel kann die folgende Bestimmungsgleichung herangezogen werden (Winters und Stark, 1988):

$$A_{Hill} = 0.1 + 0.4 \cdot FC_{fast} \tag{5.20}$$

Die Hill'sche Gleichung (5.17) gilt nur für kontrahierende Muskeln. Treten sogenannte exzentrische Bewegungen auf, bei denen ein aktivierter Muskel einer Dehnung unterworfen wird, so entstehen größere Kräfte als die tetanische Kraft. Als Richtwert für die Maximalkraft im exzentrischen Bereich kann man ansetzten (Lugner et al., 2001):

$$F_{KE}^{max} = 1.3 \cdot \overline{F} \tag{5.21}$$

Eine Möglichkeit, den Kraft-Geschwindigkeits Zusammenhang im exzentrischen Bereich zu modellieren, besteht in der verhältnistreuen Spiegelung der Hill'schen Gleichung in den exzentrischen Bereich (Daxner, 1997):

$$\frac{v_{KE}}{v_{KE}^{exz}} = \frac{A_{Hill} \cdot \left(\frac{F_{KE}}{F_{KE}^{opt}} - 1\right)}{\frac{F_{KE}^{max}}{F_{KE}^{opt}}\left(1 + A_{Hill}\right) - A_{Hill} - \frac{F_{KE}}{F_{KE}^{opt}}} \qquad \textit{für } F_{KE} > F_{KE}^{opt} \tag{5.22}$$

Die Geschwindigkeit v_{KE}^{exz} ist dabei jene Dehnungsgeschwindigkeit, ab der die kontraktile Kraft F_{KE} nicht mehr weiter ansteigt. Sie bestimmt sich wie folgt:

$$v_{KE}^{exz} = v_{KE}^{max} \cdot \frac{F_{KE}^{opt}}{F_{KE}^{max} - F_{KE}^{opt}} \tag{5.23}$$

Für eine Erweiterung auf andere Muskellängen und Aktivierungszustände wird nun angenommen, dass sich der Einfluss der Geschwindigkeit auch für einen teilaktiven Muskel mit $f_l(\xi) \neq 1$ gleich auswirkt (Lugner et al., 2001). Man ersetzt also in den bisherigen Betrachtungen den Term $F_{KE} / \overline{F}$ durch einen Geschwindigkeitsfaktor f_v. Somit liefern die

Gleichungen (5.17) und (5.22) einen Zusammenhang zwischen dem Geschwindigkeitsfaktor f_v und der Kontraktionsgeschwindigkeit v_{KE}:

$$\begin{aligned} v_{KE} &= -v_{KE}^{\max} \cdot \frac{1-f_v}{1+\frac{f_v}{A_{Hill}}} \qquad \text{für } f_v \le 1 \\ v_{KE} &= v_{KE}^{exz} \cdot \frac{A_{Hill} \cdot (f_v - 1)}{\left[\frac{F_{KE}^{\max}}{F_{KE}^{opt}} \cdot (1 + A_{Hill}) - A_{Hill}\right] - f_v} \qquad \text{für } f_v > 1 \end{aligned} \tag{5.24}$$

Der Geschwindigkeitsfaktor f_v kann aus der Muskelkraft F_{KE} durch Umformung der Gleichung (5.10) bestimmt werden:

$$f_v = \frac{F_{KE}}{F_{KE}^{opt} \cdot \alpha(t) \cdot f_l(\xi)} \tag{5.25}$$

5.3.4 Aktivierungsdynamik

Der Zusammenhang zwischen der Aktivierungsfunktion $\alpha(t)$ und der idealisierten neuronalen Erregung e(t) kann nach Winters und Stark, 1988 durch ein System von zwei Differentialgleichungen erster Ordnung der folgenden Form modelliert werden:

$$\begin{aligned} T_E \cdot \frac{da(t)}{dt} + a(t) &= e(t) \\ T_{A,DA} \cdot \frac{d\alpha(t)}{dt} + \alpha(t) &= a(t) \end{aligned} \tag{5.26}$$

Die erste Differentialgleichung (5.26) beschreibt die Dynamik zwischen der idealisierten neuronalen Erregung e(t) und dem Ausgang des motorneuralen Systems. Dieser Ausgang wird durch die Systemzustandsgröße a(t) beschrieben, die mit dem Aktionspotential in Verbindung gebracht werden kann (Pawlik, 1992). Die zweite Differentialgleichung (5.26) repräsentiert die Verknüpfung der Zustandsgröße a(t) mit dem Troponinanteil, der an Kalzium-Ionen gebunden ist. Die entsprechenden Zeitkonstanten für die neurale Erregung T_E, für den zunehmenden Aktivierungszustand T_A und für den abnehmenden Aktivierungszustand T_{DA} (in ms) können in Abhängigkeit des Anteils an langsamen Muskelfasern FC_{slow} und der Muskelmasse m (in g) bestimmt werden (Winters und Stark, 1988):

$$\begin{aligned} T_E &= 25 + 0.1 \cdot m \cdot FC_{slow} \\ T_A &= 5 + 0.2 \cdot m \cdot FC_{slow}^{\,2} \\ T_{DA} &= 30 + 0.5 \cdot m \cdot FC_{slow}^{\,2} \end{aligned} \tag{5.27}$$

Die Zeitkonstante für die Aktivierung ist kleiner als die der Deaktivierung, sodass eine Aktivierung eines Muskels wesentlich schneller passiert als die darauf folgende Deaktivierung.

5.4 Muskel-Sehnen Modell

Das biomechanische Ersatzmodell des Muskel-Sehnen Komplexes setzt sich aus dem beschriebenen Muskelmodell, das um den Fiederungswinkel γ zur Horizontalen geneigt ist, und einem dazu in Serie geschaltenen Sehnenelement zusammen (Bild 5.3).

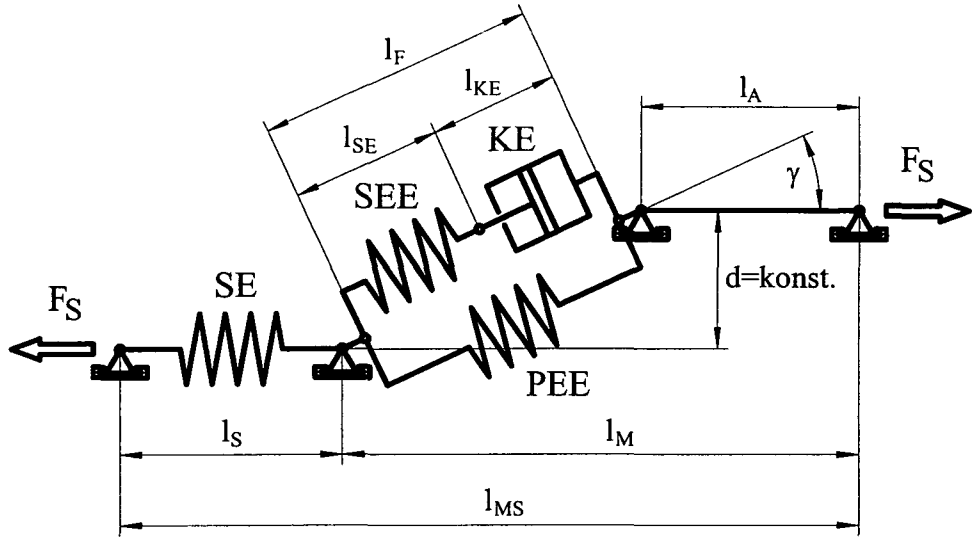


***Bild 5.3** Muskel-Sehnen Modell*

Im Rahmen der biomechanischen Modellbildung werden für das Muskel-Sehnen Modell die folgenden Annahmen getroffen (Daxner, 1997):

- Alle Sarkomere sind homogen.
- Es werden nur Zugkräfte übertragen.
- Alle Muskelfasern liegen parallel und insertieren unter dem gleichen Fiederungswinkel γ in die Sehne.
- Das Volumen des Muskelbauches bleibt konstant, was zu einer konstanten Dicke d des Muskels führt.
- Die Aponeurose ist starr.
- Es werden im Modell keine Dämpfungen, außer implizit im kontraktilen Element, berücksichtigt.
- Ermüdungserscheinungen werden vernachlässigt.

5.4.1 Differentialgleichung der Sehnenkraft

Die Muskel-Sehnen Modellierung gestattet die Herleitung einer Differentialgleichung für die Sehnenkraft F_S (Pandy et al., 1990, Daxner, 1997, Lugner et al., 2001). Aus den geometrischen Relationen des Modells lässt sich die gesamte Länge des Muskel-Sehnen Komplexes l_{MS} aus der Länge der freien Sehne l_S und der Länge des Muskelbauches l_M berechnen:

$$l_{MS} = l_S + l_M = l_S + l_A + l_F \cdot \cos\gamma \tag{5.28}$$

Unter der getroffenen Annahme einer konstanten Muskeldicke d hängen der Fiederungswinkel γ und die Länge der Muskelfaser l_F wie folgt voneinander ab:

$$d = l_F \cdot \sin\gamma \tag{5.29}$$

Differenziert man Gleichung (5.29) nach der Zeit t, so erhält man den folgenden Ausdruck:

$$\dot{\gamma} = -\frac{v_F}{l_F} \cdot \tan\gamma \tag{5.30}$$

Setzt man dieses Ergebnis wiederum in die ebenfalls nach der Zeit t differenzierte Gleichung (5.28) ein, so ergibt sich die Muskel-Sehnen Geschwindigkeit v_{MS}:

$$\frac{dl_{MS}}{dt} = v_{MS} = v_S + \frac{v_F}{\cos\gamma} \tag{5.31}$$

Addiert man die Dehnungsgeschwindigkeiten des seriell elastischen Elements v_{SEE} und des kontraktilen Elementes v_{KE}, erhält man die Dehnungsgeschwindigkeit der Muskelfaser v_F:

$$v_F = \frac{dl_F}{dt} = v_{SEE} + v_{KE} = v_{PEE} \tag{5.32}$$

Das Kräftegleichgewicht zwischen der Sehne und dem Muskelbauch liefert:

$$F_S = F_F \cdot \cos\gamma \tag{5.33}$$

Differenziert man (5.33) nach der Zeit t und setzt anschließend den Ausdruck (5.30) ein, erhält man die folgende Gleichung:

$$\frac{dF_S}{dt} = \frac{dF_F}{dt}\cos\gamma + F_S \cdot \frac{v_F}{l_F} \cdot \tan^2\gamma \tag{5.34}$$

Die Kraft des seriell elastischen Elements F_{SEE} entspricht der Kraft des kontraktilen Elements F_{KE}, die beide in Serie liegen. Die Muskelfaserkraft F_F setzt sich aus der Kraft des parallel elastischen Elements F_{PEE} und der Kraft des seriell elastischen Elements F_{SEE} zusammen:

$$F_F = F_{PEE} + F_{SEE} \tag{5.35}$$

Mit Hilfe der Definition der lokalen Steifigkeiten k kann nun ein Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit v und der zeitlichen Ableitung der Kraft dF/dt entwickelt werden:

$$k = \frac{dF}{dl} = \frac{dF}{dt} \cdot \frac{dt}{dl} = \frac{dF}{dt} \cdot \frac{1}{v} \tag{5.36}$$

An dieser Stelle führt man die Steifigkeit k_M ein:

$$k_M = k_{SEE} + k_{PEE} \tag{5.37}$$

Durch Differenzieren von (5.35) nach der Zeit t, Berücksichtigung des Zusammenhanges (5.36) und Bestimmung der Geschwindigkeit des seriell elastischen Elements mit Hilfe von Gleichung (5.32) erhält man eine Differentialgleichung für die Muskelfaserkraft F_F:

$$\frac{dF_F}{dt} = v_F \cdot k_M - v_{KE} \cdot k_{SEE} \tag{5.38}$$

Setzt man diese Beziehung (5.38) in (5.34) ein, ergibt sich

$$\frac{dF_S}{dt} = v_F \cdot k_{M\gamma} - v_{KE} \cdot k_{SEE} \cdot \cos\gamma\,, \tag{5.39}$$

wobei der Ausdruck $k_{M\gamma}$ wie folgt definiert ist:

$$k_{M\gamma} = k_M \cdot \cos\gamma + \frac{F_S}{l_F} \cdot \tan^2\gamma \tag{5.40}$$

Drückt man jetzt in (5.39) die Fasergeschwindigkeit v_F durch (5.31) aus und stellt man darin die Sehnengeschwindigkeit v_S mit Hilfe von (5.36) dar, so erhält man schließlich die gesuchte Differentialgleichung der Sehnenkraft:

$$\frac{dF_S}{dt} = \frac{k_S \cdot k_{M\gamma} \cdot \cos\gamma}{k_S + k_{M\gamma} \cdot \cos\gamma} \cdot \left(v_{MS} - \frac{k_{SEE}}{k_{M\gamma}} \cdot v_{CE} \right) \tag{5.41}$$

Mit der Differentialgleichung der Sehnenkraft (5.41) kann man nun mit der Länge des Muskel-Sehnen Komplexes l_{MS}, dessen Geschwindigkeit v_{MS} sowie der neuralen Erregung e(t) eines Muskels die entwickelte Sehnenkraft F_S berechnen.

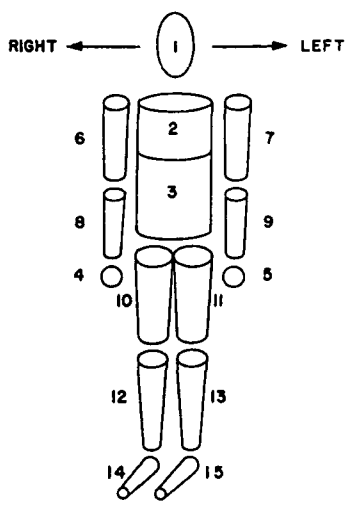
Kapitel 6

Modell von Hanavan

6.1 Aufbau

Hanavan entwickelte 1964 ein Modell, um die massengeometrischen Eigenschaften eines menschlichen Körpers zu erfassen. Diese Studie wurde in der damaligen Zeit zur Entwicklung einer „Self Maneuvering Unit" für Weltraumspaziergänge von Astronauten durchgeführt. Als Grundlage für die Modellierung dienen die folgenden Annahmen (Nigg und Herzog, 1994):

- Der menschliche Körper kann durch einen Satz starrer Körper von einfacher geometrischer Form und konstanter Dichte dargestellt werden.
- Die zur Bestimmung der Segmentmassen verwendeten Regressionsgleichungen (Barter, 1957) sind repräsentativ für das interessierende Körpermassenspektrum.
- Die einzelnen Körpersegmente bewegen sich um feste Drehpunkte und sind durch masselose Gelenke miteinander verbunden.



(1) Kopf	(9) Linker Unterarm
(2) Oberer Torso	(10) Rechter Oberschenkel
(3) Unterer Torso	(11) Linker Oberschenkel
(4) Rechte Hand	(12) Rechter Unterschenkel
(5) Linke Hand	(13) Linker Unterschenkel
(6) Rechter Oberarm	(14) Rechter Fuß
(7) Linker Oberarm	(15) Linker Fuß
(8) Rechter Unterarm	

Bild 6.1 *Massengeometrisches Modell von Hanavan, 1964*

Das Modell setzt sich aus 15 einfachen geometrischen Körpern zusammen, die mit Zahlen von 1 bis 15 gekennzeichnet sind (Bild 6.1). Jeder dieser Modellkörper repräsentiert ein Körpersegment. Die Berechnung der Segmentdimensionen und deren massengeometrischen Eigenschaften erfolgt auf der Grundlage von 25 anthropometrischen Abmessungen. Hanavan gibt in seiner Arbeit (Hanavan, 1964), basierend auf den Untersuchungen von Hertzberg et al., 1954, mehrere Datensätze für diese Modellparameter an. Im Rahmen dieser Arbeit wird auf einen dieser Datensätze für eine Person mit einer Körpergröße von 1.8 m und einer Körpermasse von 80.1 kg zurückgegriffen (Tabelle 6.1).

Symbol	Anthropometrische Modellparameter
ANKC	Ankle Circumference – Knöchelumfang (*236 mm*)
AXILC	Axillary Arm Circumference – Oberarmumfang (*335 mm*)
BUTTD	Buttock Depth – Gesäßtiefe (*239 mm*)
CHESB	Chest Breath – Brustkorbbreite (*318 mm*)
CHESD	Chest Depth – Brustkorbtiefe (*244 mm*)
ELBC	Ellbow Circumference – Ellbogenumfang (*290 mm*)
FISTC	Fist Circumference – Faustumfang (*302 mm*)
FOARL	Forearm Length – Unterarmlänge (*284 mm*)
FOOTL	Foot Length – Fußlänge (*274 mm*)
GKNEC	Knee Circumference – Knieumfang (*378 mm*)
HEADC	Head Circumferance – Kopfumfang (*582 mm*)
HIPB	Hip Breath – Gesäßbreite (*348 mm*)
SHLHD	Shoulder Height – Schulterhöhe (*1473 mm*)
SITH	Sitting Height – Sitzhöhe (*935 mm*)
SPHYH	Sphyrion Height – Knöchelhöhe (*79 mm*)
STAT	Stature – Körpergröße (*1796 mm*)
SUBH	Substernale Height – Brustbeinhöhe (*1273 mm*)
THIHC	Thigh Circumference – Oberschenkelumfang (*599 mm*)
TIBH	Tibiale Height – Tibiahöhe (*475 mm*)
TROCH	Trochanteric Height – Trochanter Höhe (*947 mm*)
UPARL	Upper Arm Length – Oberarmlänge (*351 mm*)
W	Weight – Körpermasse (*80.1 kg*)
WAISB	Waist Breath – Taillenbreite (*259 mm*)
WAISD	Waist Depth – Taillentiefe (*216 mm*)
WRISC	Wrist Circumference – Handgelenkumfang (*180 mm*)

***Tabelle 6.1** Anthropometrische Modellparameter nach Hanavan, 1964*

6.2 Regressionsgleichungen von Barter

Die Verteilung der Körpermasse auf die einzelnen Segmente erfolgt mit Hilfe der von Barter, 1957 entwickelten Regressionsgleichungen. Braune und Fischer, 1889 führten schon relativ früh Untersuchungen an drei tiefgefrorenen Leichen durch und bestimmten dabei

Schwerpunktlagen und Massenträgheitsmomente von verschiedenen Körperteilen (Hanavan, 1964). Fischer, 1906 sezierte später eine weitere Leiche. Dempster, 1955 führte Studien an weiteren 8 Leichen durch und sammelte ähnliche Daten während einer Bewegungsstudie an verschiedenen Körpergliedern. Barter, 1957 verwendete die Daten von Braune, Fischer und Dempster um einen Satz Regressionsgleichungen zur Bestimmung der einzelnen Segmentmassen herzuleiten:

$$\begin{aligned} HNT\,(Kopf, Nacken, Torso) &= 0.47 \cdot W + 12 \\ BUA\,(Beide\ Oberarme) &= 0.08 \cdot W - 2.9 \\ BFO\,(Beide\ Unterarme) &= 0.04 \cdot W - 0.5 \\ BH\,(Beide\ Hände) &= 0.01 \cdot W + 0.7 \\ BUL\,(Beide\ Oberschenkel) &= 0.18 \cdot W + 3.2 \\ BLL\,(Beide\ Unterschenkel) &= 0.11 \cdot W - 1.9 \\ BF\,(Beide\ Füße) &= 0.02 \cdot W + 1.5 \end{aligned} \tag{6.1}$$

Der größte Teil der Körpermasse W vereinigt sich im Torso und Kopf. Die restliche Masse teilt sich zwischen den Extremitäten auf, wobei die untere Extremität wesentlich schwerer ist. Die Summe der Barter'schen Einzelmassen ergibt nicht immer die gesamte Körpermasse. Um diese Differenz zu kompensieren, wird die anfallende Differenzmasse proportional über alle Segmente verteilt. Bei diesen Gleichungen ist zu beachten, dass die Körpermasse W in Pfund und nicht in Kilogramm einzusetzen ist (1lb = 0.45359 kg).

6.3 Körpersegmente

6.3.1 Torso und Kopf

Jedem der Modellsegmente sind rechtwinkelige kartesische Koordinatensysteme zugeordnet, deren Achsen mit den entsprechenden Trägheitshauptachsen zusammenfallen. Die Körperschwerpunkte werden als C.G. (Center of Gravity) bezeichnet.

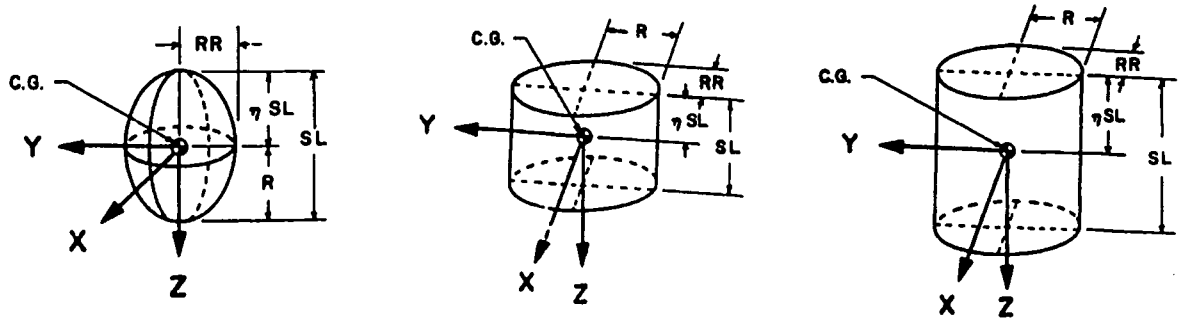


Bild 6.2 Modellsegmente des Kopfes, des oberen Torsos und des unteren Torsos von Hanavan, 1964

Die Modellierung des Kopfes erfolgt durch ein Rotationsellipsoid. Der Torso wird in einen oberen und einen unteren Bereich geteilt und durch zwei entsprechende elliptische Zylinder

dargestellt (Bild 6.2). Die Segmentlängen werden mit SL, die Segmentmassen mit SW, die Volumina der Segmente mit V, die Massendichten der Segmente mit DELTA, die auftretenden Massenträgheitsmomente mit I_{xx}, I_{yy} und I_{zz} sowie deren kleine und große Halbachsen mit RR bzw. R bezeichnet. Der Parameter η dient zur Bestimmung der Schwerpunktlage. Die Indizes einzelner Größen beziehen sich auf die Numerierung der einzelnen Körperelemente (Bild 6.1). Die Dimensionen und Eigenschaften des Kopfes lassen sich aus den folgenden Beziehungen bestimmen:

$$\begin{aligned} R &= 0.5 \cdot (STAT - SHLDH) \\ RR &= \frac{HEADC}{2 \cdot \pi} \\ SL &= STAT - SHLDH \\ \eta &= 0.5 \\ SW &= 0.079 \cdot W \\ I_{xx} = I_{yy} &= 0.2 \cdot SW \cdot (R^2 + RR^2) \\ I_{zz} &= 0.4 \cdot SW \cdot RR^2 \end{aligned} \tag{6.2}$$

Die Masse des Torsos kann durch Subtraktion der Kopfmasse von der Barter'schen Masse HNT des Kopfes, des Nackens und des Torsos bestimmt werden. Die Teilmasse des oberen Torsos wird entsprechend dem Verhältnis der Dichten (Dempster, 1955) des oberen und unteren Torsosegmentes aus der gesamten Torsomasse bestimmt. Die Dimensionen und Eigenschaften des oberen Torsos ergeben sich aus den folgenden Gleichungen:

$$\begin{aligned} R &= 0.5 \cdot CHESB \\ RR &= 0.25 \cdot (CHESD + WAISD) \\ SL &= SHLDH - SUBH \\ \eta &= 0.5 \\ V_2 &= \pi \cdot R \cdot RR \cdot SL \\ DELTA &= \frac{HNT - SW_1}{V_2 + \frac{1.01}{0.92} \cdot V_3} \\ SW &= DELTA \cdot V_2 \\ I_{xx} &= \frac{SW}{12} \cdot (3 \cdot R^2 + SL^2) \\ I_{yy} &= \frac{SW}{12} \cdot (3 \cdot RR^2 + SL^2) \\ I_{zz} &= \frac{SW}{4} \cdot (R^2 + RR^2) \end{aligned} \tag{6.3}$$

Die Teilmasse des unteren Torsos kann jetzt aus der Subtraktion der Kopfmasse und der Masse des oberen Torsoelements von der Barter'schen Masse HNT berechnet werden. Die

folgenden Gleichungen dienen zur Festlegung der Abmessungen und der Eigenschaften des unteren Torsoelements:

$$
\begin{aligned}
R &= 0.5 \cdot HIPB \\
RR &= 0.25 \cdot (WAISD + BUTTD) \\
SL &= SITH - (STAT - SUBH) \\
\eta &= 0.5 \\
V_3 &= \pi \cdot R \cdot RR \cdot SL \\
SW &= HNT - SW_1 - SW_2 \\
DELTA &= \frac{SW}{\pi \cdot R \cdot RR \cdot SL} \\
I_{xx} &= \frac{SW}{12} \cdot (3 \cdot R^2 + SL^2) \\
I_{yy} &= \frac{SW}{12} \cdot (3 \cdot RR^2 + SL^2) \\
I_{zz} &= \frac{SW}{4} \cdot (R^2 + RR^2)
\end{aligned}
\tag{6.4}
$$

6.3.2 Obere Extremität

Die Oberarme und die Unterarme stellen Kegelstümpfe dar. Die Modellierung der Hände erfolgt mit Hilfe von Kugeln (Bild 6.3).

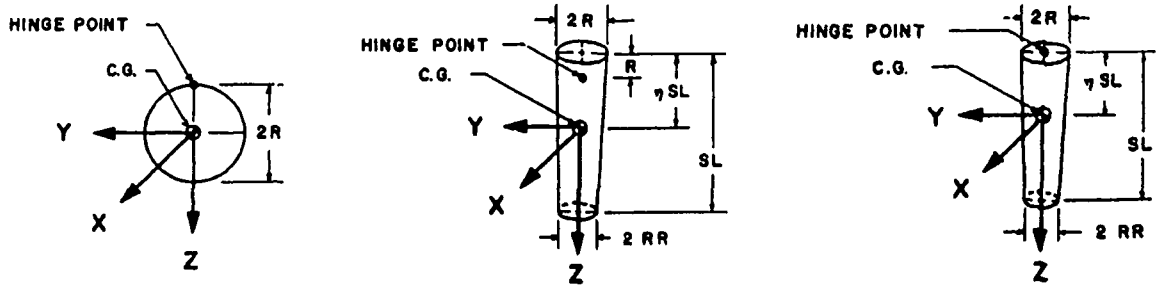


Bild 6.3 *Modellsegmente der Hand, des Oberarms und des Unterarms von Hanavan, 1964*

In den Modellen für Oberarm und Unterarm werden die Radien der Kegelstumpfkopfflächen mit RR und die Radien der Kegelstumpfgrundflächen mit R bezeichnet. Im Modell für die Hand steht R für den Kugelradius. Die Dimensionen und Eigenschaften der Handsegmente lassen sich wie folgt berechnen:

$$
\begin{aligned}
R = RR &= \frac{FISTC}{2 \cdot \pi} \\
SL &= 2 \cdot R \\
\eta &= 0.5 \\
SW &= 0.5 \cdot BH \\
I_{xx} = I_{yy} &= I_{zz} = 0.4 \cdot SW \cdot R^2
\end{aligned}
\tag{6.4}
$$

Die Abmessungen des Oberarmsegments bestimmen sich aus den folgenden Gleichungen:

$$\begin{aligned} R &= \frac{AXILC}{2 \cdot \pi} \\ RR &= \frac{ELBC}{2 \cdot \pi} \\ SL &= UPARL \\ SW &= 0.5 \cdot BUA \end{aligned} \tag{6.5}$$

Die Dimensionen des Unterarmsegments sind durch folgende Beziehungen festgelegt:

$$\begin{aligned} R &= \frac{ELBC}{2 \cdot \pi} \\ RR &= \frac{WRISC}{2\pi} \\ SL &= FOARL \\ SW &= 0.5 \cdot BFO \end{aligned} \tag{6.6}$$

Alle weiteren Modellelemente der oberen und unteren Extremität stellen Kegelstümpfe dar. Die massengeometrischen Eigenschaften der als Kegelstümpfe modellierten Körpersegmente werden separat am Ende dieses Abschnittes in Kapitel 6.3.4 zusammengefasst.

6.3.3 Untere Extremität

Die Modellierung der unteren Extremität erfolgt durch drei Kegelstümpfe, die den Oberschenkel, Unterschenkel und den Fuß darstellen (Bild 6.4).

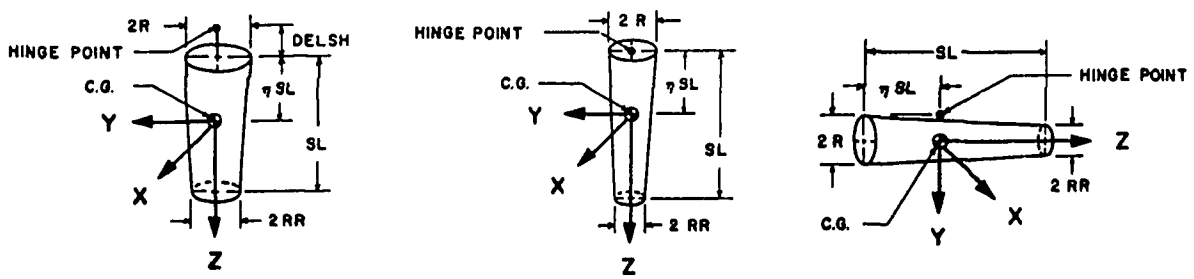


***Bild 6.4** Modellsegmente des Oberschenkels, des Unterschenkels und des Fusses nach Hanavan, 1964*

Die Abmaße des Oberschenkelelements lassen sich folgendermaßen berechnen:

$$\begin{aligned} R &= \frac{THIC}{2 \cdot \pi} \\ RR &= \frac{GKNEC}{2 \cdot \pi} \\ SL &= STAT - SITH - TIBH \end{aligned} \tag{6.7}$$

$$DELSH = SITH - (STAT - TROCH)$$
$$SW = 0.5 \cdot BUL$$

Die Dimensionen der Unterschenkelsegmente bestimmen sich aus folgenden Gleichungen:

$$\begin{aligned} R &= \frac{GKNEC}{2 \cdot \pi} \\ RR &= \frac{ANKC}{2 \cdot \pi} \\ SL &= TIBH - SPHYH \\ SW &= 0.5 \cdot BLL \end{aligned} \tag{6.8}$$

Die Geometrie des Fußsegments bzw. dessen Kopfflächenradius RR wird so festgelegt, dass der Schwerpunkt im Abstand 0.429·SL von der Grundfläche zu liegen kommt. Die Bestimmungsgleichungen der Fußelementgeometrie lauten:

$$\begin{aligned} R &= 0.5 \cdot SPHYH \\ SL &= FOOTL \\ \eta &= 0.429 \\ SW &= 0.5 \cdot BF \end{aligned} \tag{6.9}$$

6.3.4 Kegelstumpfeigenschaften

Die Modellelemente der Oberarme, Unterarme, Oberschenkel, Unterschenkel und Füße sind Kegelstümpfe. Deren massengeometrische Eigenschaften lassen sich unter Verwendung der in den Gleichungen (6.10) festgelegten Parameter μ, σ, η, AA und BB aus dem folgenden Gleichungssatz berechnen:

$$\begin{aligned} \mu &= \frac{RR}{R} \\ \sigma &= 1 + \mu + \mu^2 \\ \eta &= \frac{1 + 2 \cdot \mu + 3 \cdot \mu^2}{4 \cdot \sigma} \\ AA &= \frac{9}{20 \cdot \pi} \cdot \frac{1 + \mu + \mu^2 + \mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \\ BB &= \frac{3}{80} \cdot \frac{1 + 4 \cdot \mu + 10 \cdot \mu^2 + 4 \cdot \mu^3 + \mu^4}{\sigma^2} \\ DELTA &= \frac{3 \cdot SW}{SL \cdot (R^2 + R \cdot RR + RR^2) \cdot \pi} \\ I_{xx} = I_{yy} &= \frac{AA \cdot SW^2}{DELTA \cdot SL} + BB \cdot SW \cdot SL^2 \end{aligned} \tag{6.10}$$

$$I_{zz} = \frac{2 \cdot AA \cdot SW^2}{DELTA \cdot SL}$$

6.4 Gelenkmodellierung

Die Beweglichkeit des Modells ist auf die beiden Extremitäten beschränkt. Diese Tatsache hängt mit seinem Entwicklungshintergrund, der bemannten Weltraumtechnik, zusammen, wo die Beweglichkeit des Kopfes, des oberen und unteren Torsos eines Astronauten durch einen Druckanzug behindert wird. Die Modellsegmente der oberen und unteren Extremität sind durch reibungsfreie Kugelgelenke miteinander verbunden, deren masselose Gelenkelemente sich in den entsprechenden Drehpunkten berühren. Diese Punkte sind fest mit den einzelnen Körperelementen verbunden und in den entsprechenden Bildern der vorigen Kapitel als Hinge Points (Gelenkpunkte) bezeichnet.

Im Bild 6.3 sind die 3 Drehzentren der oberen Extremität eingezeichnet. Der Drehpunkt des Handgelenkes liegt auf der Oberfläche der Handkugel und im Mittelpunkt der Kopfkreisfläche des Unterarmkegelstumpfes. Der Drehpunkt des Schultergelenkes befindet sich im Inneren des Oberarmkegelstumpfes auf der Längsachse im Abstand R_6 von der Grundkreisfläche entfernt und außerhalb des oberen Torsos in der Y-Z Ebene, im Abstand R_6 von der Seite des oberen Torsosegmentes (y-Richtung) und im selben Abstand von der Kopfellipsenfläche nach unten (z-Richtung) entfernt. Das Ellbogengelenk liegt im Mittelpunkt der Grundkreisfläche des Unterarmkegelstumpfes und im Mittelpunkt der Kopfkreisfläche des Oberarmkegelstumpfes.

Im Bild 6.4 sind die Drehpunkte der unteren Extremität angegeben. Der Drehpunkt des Hüftgelenkes befindet sich außerhalb des Oberschenkelkegelstumpfes auf der Mittelachse im Abstand DELSH von der Grundkreisfläche entfernt und im Inneren des unteren Torsoelements in der Y-Z Ebene, im Abstand DELSH (z-Richtung) von der Grundellipsenfläche und dem Abstand R_{10} (y-Richtung) von der Seite des unteren Torsosegments entfernt. Das Kniegelenk sitzt im Mittelpunkt der Grundkreisfläche des Unterschenkelkegelstumpfes und im Mittelpunkt der Kopfkreisfläche des Oberschenkelkegelstumpfes. Der Drehpunkt des Fußgelenks liegt im Abstand 0.429·SL von der Grundfläche des Fußkegelstumpfes entfernt (in Richtung Kopffläche), auf einem Zylinder mit der gleichen Mittelachse wie das Fußsegment und dem Radius R_{14} sowie im Mittelpunkt der Kopfkreisfläche des Unterschenkelkegelstumpfes.

Kapitel 7

Modellierung der oberen Extremität

7.1 Ausgewählte Untersuchungen zur oberen Extremität

7.1.1 Biomechanisches Modell der Schulter nach Högfors et al.

In der Studie von Högfors et al., 1987 wurden Schultern von drei menschlichen Leichen, welche zwischen 55 und 71 Jahren alt waren, seziert. Die Messung von Längen und Winkeln erfolgte mit Lineal und Goniometer. Die Ansatzpunkte der einzelnen Muskeln bestimmte man durch eine optische Schätzung. Die Schulterknochen sind als starre Körper modelliert. Beide Gelenke der Clavicula werden als Kugelgelenke angesehen. Die betrachteten Muskeln ersetzte man durch sogenannte gestreckte Bänder, die stets den kürzesten Weg zwischen Ansatz und Ursprung einschlagen. Die etwaige Umlenkung solcher Muskelpfade an anatomischen Strukturen wird durch entsprechend in das Modell eingeführte geometrische Figuren erfasst. Auftretende Muskelkräfte wirken in Längsrichtung der Modellbänder. Es wird angenommen, dass die Kontaktkräfte in den Gelenken sowie die Kräfte in den Bändern, ausgenommen dem Lig. coracohumerale, keinen Beitrag zum Aufbau der Gelenkmomente leisten. In dem beschriebenen Modell werden 21 Muskeln berücksichtigt, denen die folgenden Zahlen zugeordnet sind:

(1) M. latissimus dorsi
(2) M. levator scapulae
(3) M. omohyoideus
(4) M. pectoralis major
(5) M. pectoralis minor
(6) M. rhomboideus major
(7) M. rhomboideus minor
(8) M. serratus anterior
(9) M. sternocleidomastoideus
(10) M. sternohyoideus
(11) M. subclavius
(12) M. trapezius
(13) M. deltoideus
(14) M. coracobrachialis
(15) M. infraspinatus
(16) M. subscapularis
(17) M. supraspinatus
(18) M. teres major
(19) M. teres minor
(20) M. biceps brachii
(21) M. triceps brachii

Von diesen Muskeln werden einige durch mehrere Modellbänder dargestellt. Dies betrifft den M. latissimus dorsi, den M. pectoralis major, den M. serratus anterior, den M. trapezius, den M. deltoideus, den M. infraspinatus und den M. subscapularis. Zur Beschreibung der Schulterverhältnisse finden vier kartesische Koordinatensysteme Anwendung (Bild 7.1).

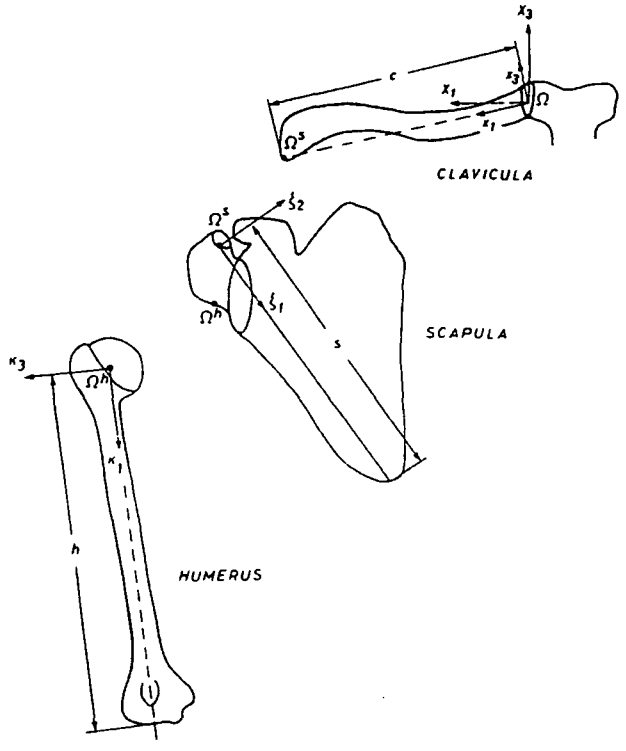


***Bild** 7.1 Koordinatensysteme zur Beschreibung der Schulter von Högfors et al, 1987*

Das Sternum System hat seinen Ursprung Ω im Mittelpunkt des Articulatio sternoclavicularis. Die 1-Achse liegt normal zur Median-Sagittalebene. Die 1-2 Ebene enthält den Mittelpunkt des ersten Vertebra thoracica. Die 2-Achse ist nach vorne und die 3-Achse nach oben orientiert. Das Clavicula System hat denselben Ursprung Ω wie das Sternum System. Seine 1-Achse geht durch den Mittelpunkt der Facies articularis acromialis. Die 2-Achse ist orthogonal zur 1-Achse und parallel zur oberen ebenen Oberfläche am lateralen Ende der Clavicula. Die 2-Achse ist nach vorne und die 3-Achse nach oben orientiert. Das Scapula System hat seinen Ursprung im Punkt Ω^s, der einen gemeinsamen Punkt der Clavicula und der Scapula darstellt. Die 1-Achse zeigt in Richtung des Angulus inferior. Die 1-2 Ebene enthält den Angulus superior in ihrem ersten Quadranten. Das letzte Koordinatensystem ist fest mit dem Humerus verbunden. Das Caput humeri zeigt angenähert eine Kugelform. Der Mittelpunkt dieser Kugel wird als Ursprung Ω^h des Humerus Systems herangezogen. Die 1-Achse zeigt entlang des Humerus durch das Ende des Kammes zwischen der Fossa coronoidea und der Fossa radialis. Die 2-Achse liegt in der Ebene der 1-Achse und der Richtung der Winkelbeweglichkeit der Ulna, wobei der Ulna eine positive 2-Koordinate zugeordnet ist.

Högfors et al., 1987 stellten in ihrer Arbeit fest, dass die einzelnen Knochen der Schulter hinreichend ähnlich sind, sodass je eine Abmessung genügt, um die einzelnen Knochen zu

charakterisieren. Man erhält somit vier Größen, welche die Geometrie des Schultermodells beschreiben. Diesen Größen wurden die folgenden Längen zugrunde gelegt:

- *Thorax*: die Distanz b zwischen den oberen Oberflächen des ersten und des zwölften Vertebra thoracica
- *Clavicula*: die Distanz c zwischen den Gelenken der Clavicula (zwischen Ω und Ω^s)
- *Scapula*: die Distanz s zwischen dem Articulatio acromioclavicularis Ω^s und dem Angulus inferior der Scapula
- *Humerus*: die Distanz h zwischen dem Mittelpunkt des Kopfes des Humerus und der lateralen Kante der Trochlea humeri

Das beschriebene Starrkörpermodell hat zwölf Freiheitsgrade. Als generalisierte Lagekoordinaten werden die drei kartesischen Koordinaten des Ursprunges des Humerus Systems und drei Sätze von Euler-Winkeln zur Festlegung der Orientierungen der Knochenkoordinatensysteme in Bezug auf das Sternum System herangezogen.

Table 1. Insertions × 1000 on bones. Coordinates refer to the respective bone fixed systems

Muscle	Subject I	II	III	Average
1	(159, 41, 13)h	(175, 46, 18)h	(177, 59, 20)h	(170, 36, 17)
2	(226, 405, − 21)s	(215, 429, 0)s	(208, 405, − 16)s	(216, 413, − 12)
3	(226, 195, − 5)s	(263, 231, 13)s	(237, 179, 0)s	(242, 202, 3)
4	(283, 45, 41)h	(246, 36, 39)h	(296, 39, 49)h	(275, 40, 43)
4	(405, 122, 14)c	(363, 67, 30)c	(353, 103, 37)c	(374, 97, 27)
5	(153, 63, 163)s	(135, 45, 186)s	(200, 0, 238)s	(163, 36, 196)
6	(832, 247, − 137)s	(878, 224, − 122)s	(843, 254, − 158)s	(851, 242, − 139)
7	(384, 474, − 163)s	(359, 442, − 115)s	(351, 492, − 130)s	(365, 469, − 136)
8.1	(347, 458, − 137)s	(333, 429, − 83)s	(308, 476, − 103)s	(329, 454, − 108)
8.2	(705, 300, − 132)s	(731, 263, − 96)s	(670, 368, − 119)s	(702, 310, − 115)
8.3	(905, 63, 26)s	(968, 77, 38)s	(930, 108, 32)s	(934, 83, 32)
9	(149, 14, 61)c	(185, 15, 74)c	(81, 74, 74)c	(138, 34, 70)
10	(81, − 61, 7)c	(37, − 52, 15)c	(81, − 88, 0)c	(66, − 67, 7)
11	(581, − 41, 0)c	(444, 0, 0)c	(625, − 66, − 7)c	(550, − 36, − 2)
12.1	(205, 205, − 168)s	(224, 218, − 141)s	(213, 176, − 184)s	(214, 200, − 164)
12.2	(305, 316, − 195)s	(321, 295, − 147)s	(265, 297, − 205)s	(297, 303, − 182)
12.3	(84, 89, − 111)s	(122, 115, − 83)s	(43, 59, − 108)s	(83, 88, − 101)
12.4	(838, − 162, 27)c	(822, − 148, 44)c	(831, − 154, 29)c	(830, − 155, 33)
13.1	(− 5, − 147, − 63)s	(− 6, − 147, − 64)s	(− 16, − 146, − 59)s	(− 9, − 147, − 62)
13.2	(237, 205, − 179)s	(244, 218, − 147)s	(243, 173, − 195)s	(241, 199, − 174)
13.3	(784, − 34, 0)c	(807, 15, 22)c	(794, − 66, 22)c	(795, − 28, 15)
13	(363, − 6, 35)h	(350, 0, 50)h	(394, − 7, 46)h	(369, − 4, 44)
14	(153, − 32, 200)s	(77, 32, 185)s	(124, − 43, 195)s	(118, − 14, 193)
14	(394, 16, − 19)h	(411, 7, − 21)h	(384, 20, − 13)h	(396, 14, − 18)
15.1	(637, 247, − 105)s	(541, 231, − 83)s	(643, 243, − 130)s	(617, 240, − 106)
15.2	(742, 137, − 100)s	(750, 83, − 38)s	(789, 124, − 70)s	(760, 115, − 69)
15	(− 6, − 35, 79)h	(− 29, − 11, 104)h	(− 20, − 30, 99)h	(− 18, − 25, 94)
16.1	(484, 316, − 116)s	(506, 314, − 154)s	(578, 292, − 141)s	(523, 307, − 137)
16.2	(668, 205, − 100)s	(622, 137, − 122)s	(714, 151, − 103)s	(668, 164, − 108)
16.3	(747, 58, − 37)s	(744, 96, − 96)s	(798, 54, − 59)s	(762, 69, − 64)
16	(10, 76, 6)h	(11, 89, 14)h	(16, 89, 13)h	(12, 85, 11)
17	(253, 326, − 126)s	(365, 372, − 90)s	(297, 346, − 119)s	(305, 348, − 112)
17	(− 38, 19, 86)h	(− 46, 36, 71)h	(− 43, 39, 79)h	(− 42, 31, 79)
18	(826, − 53, − 2)s	(878, − 71, 0)s	(827, − 49, − 16)s	(844, − 58, − 6)
18	(121, 38, − 25)h	(139, 29, − 21)h	(168, 43, − 20)h	(143, 37, − 22)
19	(558, − 32, − 42)s	(641, − 51, − 13)s	(600, − 65, − 16)s	(600, − 49, − 24)
19	(35, − 38, 35)h	(36, − 43, 57)h	(46, − 53, 20)h	(39, − 45, 37)
20	(95, 0, 11)s	(96, 38, 32)s	(114, 11, 0)s	(102, 16, 14)
20	(68, 42, 211)s	(32, 0, 244)s	(54, − 22, 227)s	(51, 7, 227)
21	(368, − 95, − 11)s	(346, − 96, 90)s	(384, − 135, 43)s	(366, − 109, 41)

I	II	III
s = 19.0 cm	15.6 cm	18.5 cm
c = 14.8 cm	13.5 cm	13.6 cm
h = 31.4 cm	28.0 cm	30.4 cm
r = 2.3 cm	2.1 cm	2.3 cm
b = 30.0 cm	26.5 cm	30.0 cm

I–III = individuals, s = length of the scapula, c = length of the clavicula, h = length of the humerus, r = radius of the humeral head, b = the distance between the upper surfaces of the first and twelfth thoracic vertebrae.

***Tabelle 7.1** Ansatzpunkte der Muskeln am Schulterkomplex von Högfors et al., 1987*

Table 2. Body attachment points of the muscles

1.1	(260, 0, −750)	$\times 10^{-3} b$
1.2	(298, −266, −809)	$\times 10^{-3} b$
2	(−57, −266, 96)	$\times 10^{-3} b$
3	(43, −148, 96)	$\times 10^{-3} b$
4.1	(0, 148, −209)	$\times 10^{-3} b$
5	(239, 170, −335)	$\times 10^{-3} b$
6	(−57, −339, −200)	$\times 10^{-3} b$
7	(−57, −309, 39)	$\times 10^{-3} b$
8.1	(277, −149, −89)	$\times 10^{-3} b$
8.2	(383, 0, −340)	$\times 10^{-3} b$
8.3	(468, 0, −681)	$\times 10^{-3} b$
9	(152, −304, 652)	$\times 10^{-3} b$
10	(−65, −130, 348)	$\times 10^{-3} b$
11	(107, 17, −48)	$\times 10^{-3} b$
12.1	(−43, −261, −170)	$\times 10^{-3} b$
12.2	(−43, −200, −530)	$\times 10^{-3} b$
12.3–4	(17, −165, 96)	$\times 10^{-3} b$

***Tabelle** 7.2 Ansatzpunkte der Muskeln am Torso von Högfors et al., 1987*

In Tabelle 7.1 und Tabelle 7.2 sind die Ansatzpunkte der Modellbänder in den entsprechenden Koordinatensystemen angegeben.

Gelegentlich ist die Scapula in Kontakt mit dem Thorax. Die durch diesen Kontakt auftretenden Zwangskräfte werden durch zwei Kräfte modelliert, die normal zum Thorax stehen und an zwei Punkten der Scapula angreifen. Es kann passieren, dass manche Muskelpfade an anatomischen Strukturen umgelenkt werden. Högfors et al., 1987 nennen in diesem Zusammenhang den M. latissimus dorsi, den M. pectoralis major, den M. serratus anterior, den M. deltoideus, den M. infraspinatus, den M. subscapularis, den M. supraspinatus und den M. biceps brachii. Für die gegenständliche Arbeit sind vor allem der M. latissimus dorsi, der M. deltoideus und der M. biceps brachii interessant, sodass nur für diese Muskeln die in dem beschriebenen Modell entwickelten Vorschriften zur Erfassung der Muskelablenkung angegeben werden sollen (siehe dazu auch Bild 7.1):

- *M. latissimus dorsi*: Dieser Muskel verläuft außerhalb der Linie $\kappa_2 = 0.04 \cdot \mathrm{h}$, $\kappa_3 = 0$ und außerhalb des Zylinders mit dem Radius $0.426 \cdot \mathrm{b}$, dessen Achse durch $(-238, 0, -0.638) \cdot \mathrm{b}$ geht in die Richtung $(0.652, 0.652, -0.387)$.
- *M. deltoideus*: Dieser Muskel verläuft außerhalb der Kurve $\kappa_1^2 + \kappa_2^2 + \kappa_3^2 = (0.09 \cdot \mathrm{h})^2$: $\kappa_1 + \kappa_2 + \kappa_3 = 0$.
- *M. biceps brachii*: Dieser Muskel verläuft durch den Punkt $(-50, 37, -25) \cdot 10^{-3} \cdot \mathrm{h}$.

Die zwölf Freiheitsgrade des Schultermodells stehen in einer funktionalen Wechselbeziehung (Högfors et al., 1987). Bei einer festgelegten Armposition und bestimmten äußeren Last sind die Positionen der anderen Schulterknochen ebenfalls festgelegt. Dieser funktionelle Zusammenhang zwischen den Freiheitsgraden wird als „Schulter Rhythmus“ bezeichnet. Högfors et al., 1991 untersuchten das Phänomen näher. Diese Studie wurde an drei rechtshändigen männlichen Probanden mit einem mittleren Alter von 24 Jahren, einer mittleren Körpermasse von 70 kg und einer mittleren Körpergröße von 183 cm durchgeführt. Jeder Versuchsperson implantierte man kleine Tantal-Kugeln, deren Positionen mit Hilfe der Methode der Röntgenstereophotogrammetrie festgestellt wurden. Es fanden unter anderem eine statische Studie, bei der die Probanden aufrecht standen und ihre Arme nach außen rotiert

zu Boden hingen ließen, und eine dynamische Studie, bei der die Probanden vorgegebene Bewegungen ausführten, statt. Hier soll nur auf die Ergebnisse der statischen Studie eingegangen werden.

Table 1. Bone Euler angles in the laboratory system; static exposure

		Goldstein Euler angles			Euler angles [Fig. 4(a)]		
Subject	Bone	α	β	γ	α	β	γ
	Clav.	270.0	8.9	70.2	340.0	8.4	3.0
1	Scap.	203.4	108.9	314.9	221.4	−42.1	115.9
	Hum.	60.0	91.9	278.4	72.5	−81.4	102.6
	Clav.	270.0	9.6	67.9	337.6	8.8	3.6
2	Scap.	191.9	108.6	305.2	216.2	−50.7	120.3
	Hum.	60.0	89.1	269.8	317.0	−89.0	−12.9
	Clav.	270.0	10.3	78.7	348.6	10.1	2.0
3	Scap.	204.9	107.5	313.2	222.8	−44.1	114.8
	Hum.	60.0	90.1	259.7	239.7	−79.7	−90.3

Tabelle 7.3 Orientierung der Schulterknochen von Högfors et al., 1991

Die bei den statischen Messungen ermittelten Orientierungen der Schulterknochen, in Bezug auf das Körper-Koordinatensystem, sind in Tabelle 7.3 angegeben. In dieser Studie wird ein Körper-Koordinatensystem verwendet, dessen 3-Achse vertikal ist, wenn sich der Proband in der Position der statischen Studien befindet. Man erhält eine Approximation des Sternum Systems, indem man das Körper-Koordinatensystem 15° um seine 1-Achse rotiert. Der Winkelsatz, der als Goldstein-Euler-Winkel bezeichnet wird, entspricht den Euler'schen Drehwinkeln, bei denen (kartesische Koordinatensysteme) zuerst im positiven Drehsinn um die z-Achse (α), dann im positiven Sinn um die x-Achse (β) und zum Schluss wieder im positiven Sinn um die z-Achse (γ) gedreht wird. Bei dem als Euler-Winkel bezeichneten Winkelsatz (kartesische Koordinatensysteme) wird zuerst im positiven Sinn um die z-Achse (α), dann im negativen Sinn um die y-Achse (β) und zum Schluss im positiven Sinn um die x-Achse (γ) gedreht. Högfors et al., 1991 geben in ihrer Arbeit an, dass unter normalen Bedingungen der individuelle „Schulter Rhythmus" sehr stabil und auch unempfindlich gegen kleine Handlasten ist.

7.1.2 Muskelhebelarme im Ellbogengelenk nach Amis et al.

Amis et al., 1979 entfernten vier obere Extremitäten von mehreren Leichen. Diese Untersuchung beschreibt erstens eine Analyse der Geometrie des muskulo-skelettären Systems der oberen Extremität und schätzt zweitens die entsprechenden Muskelkräfte ab. Hier sollen nur die im Rahmen dieser Studie ermittelten Muskelhebelarme im Ellbogengelenk angegeben werden. Einleitende Untersuchungen zeigten, dass sich die Muskelstrukturen stark voneinander unterschieden, während die muskulo-skelettäre Geometrie grundsätzlich von Probe zu Probe ähnlich war. In weiterer Folge wurde eine der oberen Extremitäten in Bezug auf ihre Geometrie genau untersucht (Details siehe Amis et al., 1979). Diese Probe fixierte man über einer flachen Tafel mit drei Stahlstäben, die in die posteriore Seite der Probe eingefügt waren. Die Positionierung der Stangen erfolgte durch den Kopf des Humerus, durch

die Ulna 4 cm distal des Olecranon und durch den Kopf der Ulna in den distalen Radius. Der Ellbogen war dabei 17° gebeugt und der Unterarm in einer Pronation von 30°. Die Sektion schritt nach distal fort. In der besprochenen Arbeit sind die folgenden Hebelarmverläufe für das Ellbogengelenk angegeben (getroffene Annahmen siehe Amis et al., 1979):

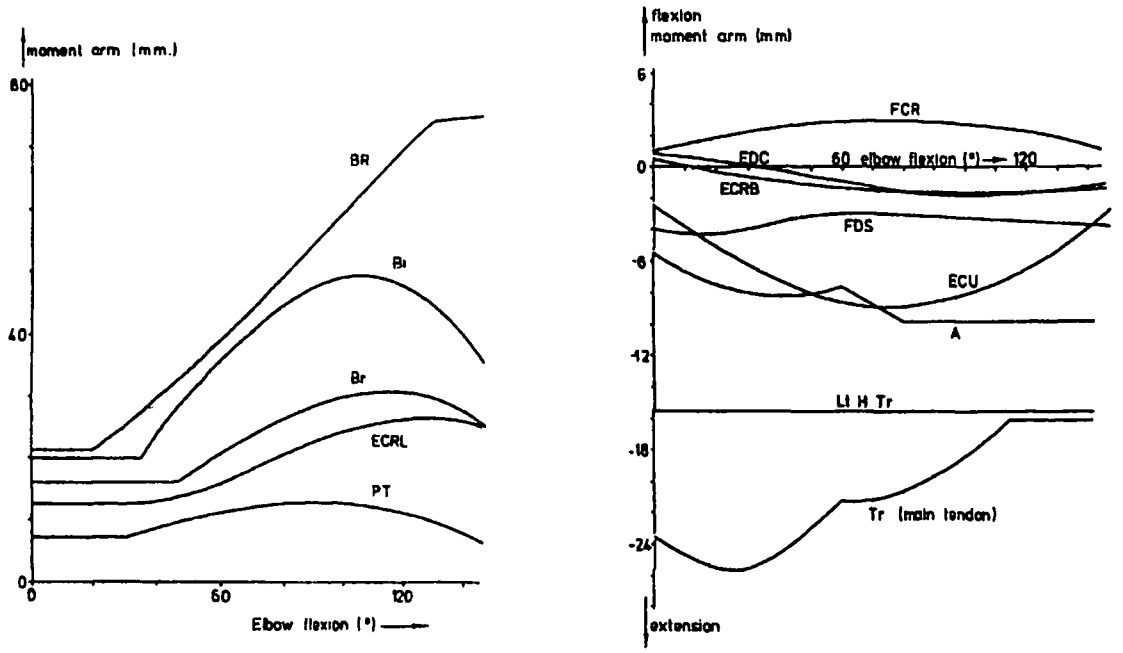


***Bild** 7.4 Muskelhebelarme im Ellbogengelenk von Amis et al., 1979 mit Brachioradialis BR, Biceps Bi, Brachialis Br, Extensor carpi radialis longus ECRL, Pronator teres PT, Flexor carpi radialis FCR, Extensor digitorum communis EDC, Extensor carpi radialis brevis ECRB, Flexor digitorum superficialis FDS, Extensor carpi ulnaris ECU, Anconeus A, Triceps caput laterale Lt H Tr und Triceps Tr*

7.1.3 Muskelhebelarme im Ellbogengelenk nach Murray et al.

In der Arbeit von Murray et al., 2002 wurden 10 obere Extremitäten von neun Leichen untersucht, um die Beziehung zwischen den Dimensionen der oberen Extremität und den Hebelarmen von Muskeln, die das Ellbogengelenk umspannen, zu studieren. Die Körpergrößen lagen zwischen einer 5'0" großen weiblichen und einer 6'4" großen männlichen Leiche. Für die gegenständliche Arbeit sind die Muskelhebelarme im Ellbogengelenk interessant, sodass nur auf die im Rahmen dieser Untersuchung bestimmten Hebelarmverläufe (Details siehe Murray et al., 2002) eingegangen werden soll. Die Bestimmung der Hebelarme im Ellbogengelenk erfolgte mit der Methode der Sehnenverschiebung. Die einzelnen Proben wurden auf einer horizontalen Oberfläche befestigt und dabei am Kopf des Humerus und dem Epicondylus medialis unterstützt. Jeden untersuchten Muskel verband man mittels eines Drahtes mit einem Positionsaufnehmer. Die Bestimmung des Beugewinkels im Ellbogen erfolgte mit einem Elektrogoniometer, das auf einem manuellen Goniometer befestigt war. Der Unterarm befand sich während der Messungen in der neutralen Unterarmposition (mittlere Pronation/Supination). Während das Ellbogengelenk passiv für die Beuger gestreckt und für die Strecker passiv gebeugt wurde, sammelte man die Daten der

Sehnenverschiebungen. In Murray et al., 2002 sind die folgenden Hebelarmverläufe im Ellbogengelenk angegeben:

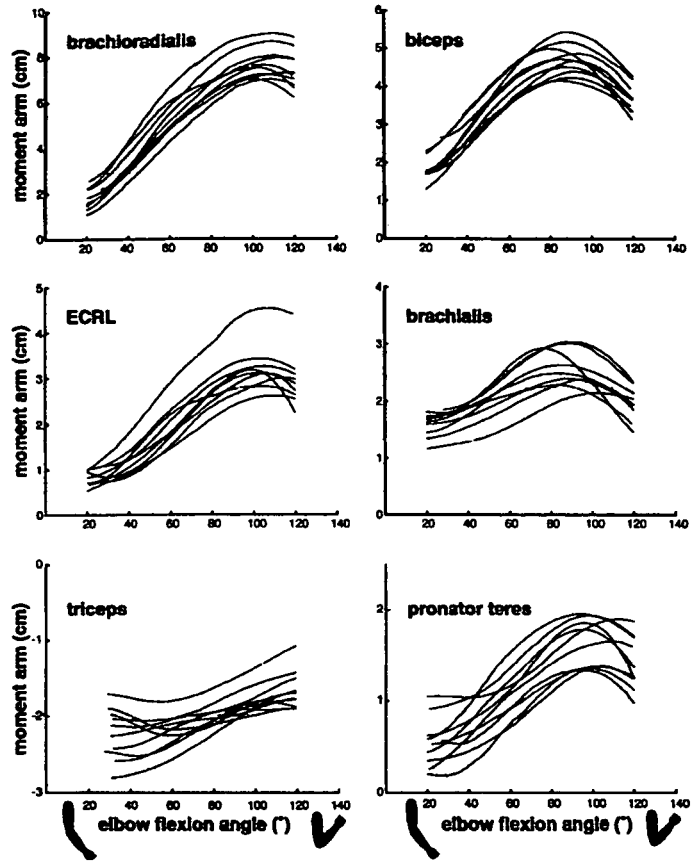


Bild 7.5 Hebelarme im Ellbogengelenk von Murray et al., 2002 mit Extensor carpi radialis longus ECRL (positive Werte bezeichnen Hebelarme der Beuger, negative Werte bezeichnen Hebelarme der Strecker)

7.2 Modellkonzept

Die obere Extremität wird durch ein ebenes System aus zwei starren Stangen, die den Oberarm und den Unterarm repräsentieren, modelliert. Die Bestimmung der Massengeometrie der einzelnen Modellkörper erfolgt mit Hilfe der Erkenntnisse von Hanavan, 1964. Das Schultergelenk S, das Ellbogengelenk E und das Handgelenk H werden als reibungsfreie Drehgelenke mit je einem Freiheitsgrad modelliert. Im entwickelten Starrkörpermodell finden 9 Muskeln bzw. Muskelgruppen Berücksichtigung, die durch entsprechende Linienzüge angedeutet sind. Jedem dieser Linienzüge ist eine Zahl zugeordnet:

(1) Brachioradialis
(2) Brachialis
(3) Biceps brachii
(4) Deltoideus pars clavicularis
(5) Triceps caput mediale und Triceps caput laterale
(6) Triceps caput longum
(7) Deltoideus pars spinalis
(8) Teres major und Teres minor
(9) Latissimus dorsi pars vertebralis, pars iliaca und pars costalis

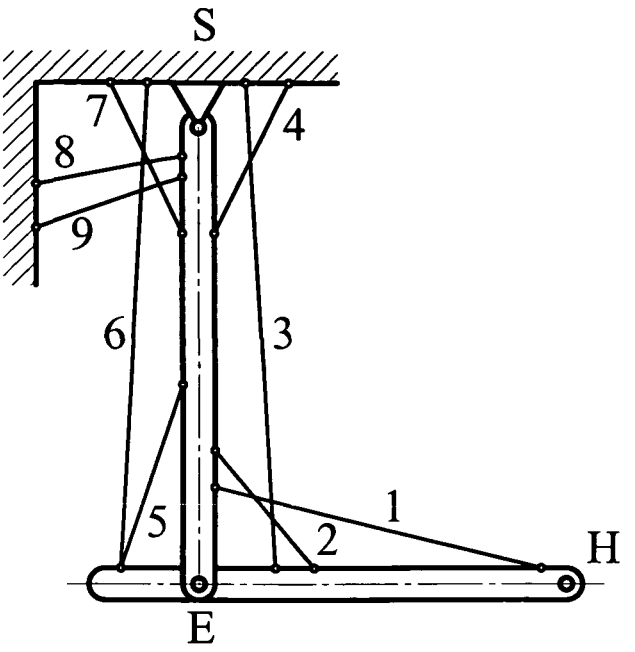


Bild 7.6 *Modell der oberen Extremität mit Brachioradialis (1), Brachialis (2), Biceps (3), Deltoideus anterior (4), Triceps caput mediale und laterale (5), Triceps caput longum (6), Deltoideus posterior (7), Teres major und minor (8), Latissimus dorsi (9), Handgelenk H, Ellbogengelenk E und Schultergelenk S*

Um die Anzahl der berücksichtigten Muskeln in einem überschaubaren Ausmaß zu halten, wurden Muskeln mit gleicher Funktion und ähnlichen Muskelparametern in Gruppen zusammengefasst. Das Biceps caput longum und das Biceps caput breve bilden eine Muskelgruppe namens Biceps. Die beiden eingelenkigen Köpfe des Triceps, das Triceps caput mediale und das Triceps caput laterale finden sich ebenfalls in einer Gruppe wieder. In der Schulter sind der Teres major und der Teres minor zur Teres-Gruppe vereint. Abschließend werden noch die Pars vertebralis, die Pars iliaca und die Pars costalis des Latissimus dorsi zum Latissimus dorsi verschmolzen.

Als Grundlage zur Bestimmung der Hebelarme in der Schulter dient das biomechanische Modell der Schulter von Högfors et al., 1987. Die Lage der Clavicula und der Scapula wird mit Hilfe der von Högfors et al., 1991 in der statischen Studie bestimmten Euler-Drehwinkeln festgelegt. Dadurch sind der Thorax, die Clavicula und die Scapula starr miteinander verbunden. In weiterer Folge wird angenommen, dass sich die Lage des Drehpunktes des Gelenkes zwischen dem Humerus und der Scapula, in Bezug auf die Scapula, nicht ändert. Um die Position dieses Drehpunktes festzulegen, griff man auf die Erkenntnisse von Wood et al., 1989 zurück. Der Humerus bewegt sich aufgrund der getroffenen Annahmen in einer sagittalen Ebene, wobei keine Drehungen dieses Knochens auftreten. Högfors et al., 1987 stellen den Latissimus dorsi durch zwei Modellbänder dar. Diese wurden, durch Bildung eines mittleren Ursprunges aus den Ursprüngen der beiden betreffenden Modellbänder, zu einem Linienzug zusammengefasst. Die Umlenkung des Latissimus dorsi am Humerus und am Thorax wird vernachlässigt. Im Modell der oberen Extremität finden sich die Pars clavicularis und die Pars spinalis des Deltoideus wieder. Die Modellierung der Umlenkung dieser Muskeln in der Schulter erfolgt durch einen Zylinder, dessen Achse durch den Drehpunkt des Gelenkes zwischen dem Humerus und der Scapula

verläuft und normal auf die Median-Sagittal Ebene steht. Van der Helm et al., 1992 geben in Bezug auf die Umlenkung des Deltoideus das Tuberculum majus und das Tuberculum minus des Humerus an, und modellieren diese knöchernen Strukturen mit einer Kugel, die einen Radius von 30.1 mm aufweist. Dieser Kugelradius wird für den Radius des hier verwendeten Zylinders zur Erfassung der Umlenkung des Deltoideus übernommen. Die Modellierung der Umlenkung des Biceps in der Schulter erfolgt mit Hilfe der geometrischen Vorschrift von Högfors et al., 1987. In der Muskelgruppe des Biceps werden das Biceps caput longum und das Biceps caput breve zusammengefasst, die in der Schulter aber unterschiedliche Hebelarmverläufe aufweisen. Die gleichen Verhältnisse liegen in der Teres-Gruppe vor, in der sowohl der Teres major als auch der Teres minor unterschiedliche Hebelarmverläufe zeigen. Die Schulterhebelarme dieser beiden Muskelgruppen wurden mit Hilfe eines gewichteten Mittelwertes, indem die jeweiligen physiologischen Muskelquerschnitte als Gewichtsfaktoren dienen, berechnet. Die Hebelarme des Biceps caput breve und des Teres minor nehmen bei der Bewegung des Humerus in der Anteversion bzw. in der Retroversion negative Werte an, die im Sinne einer fehlenden Aktivität in diesem Bereich vernachlässigt werden. Für den Triceps caput longum und den Biceps, die sowohl die Schulter als auch den Ellbogen umspannen, wurde zur Bestimmung der Hebelarme der Ellbogenwinkel mit 90° festgesetzt (rechter Winkel zwischen Oberarm und Unterarm). Der Schulterwinkel φ_S beschreibt die Lage des Humerus in der sagittalen Ebene in der er sich im Modell bewegt, wobei dieser Winkel bei lotrecht nach unten hängendem Humerus den Wert von 180° annimmt. In Tabelle 7.4 sind die aus den getroffenen Annahmen resultierenden Hebelarmverläufe der Schultermuskulatur angegeben:

φ_S [°]	r_3 [mm]	r_4 [mm]	r_6 [mm]	r_7 [mm]	r_8 [mm]	r_9 [mm]
60	8.5	25.9	16.1	30.1	4.4	26.3
70	9.3	29.5	21.0	30.1	9.2	32.8
80	10.1	31.7	25.4	30.1	14.0	38.8
90	14.5	32.7	29.3	30.1	18.5	44.1
100	18.4	32.7	32.3	30.1	22.8	48.5
110	21.8	31.7	34.6	30.1	26.7	51.8
120	24.2	30.1	35.9	30.1	30.3	53.9
130	25.9	30.1	36.1	30.1	33.2	54.6
140	26.6	30.1	35.3	30.1	35.6	53.5
150	27.4	30.1	33.2	30.1	37.3	50.6
160	27.8	30.1	30.0	30.1	38.1	45.5
170	27.6	30.1	25.7	30.1	38.0	38.3
180	26.8	30.1	20.4	35.0	36.7	28.8
190	25.4	30.1	14.3	40.9	35.0	17.6
200	23.6	30.1	7.5	46.3	31.4	5.1
210	21.2	30.1	0.5	51.1	25.6	-7.8

***Tabelle** 7.4 Hebelarme in der Schulter mit Schulterwinkel φ_S (Muskelindizes siehe Bild 7.6)*

φ_E [°]	r_1 [mm]	r_2 [mm]	r_3 [mm]	r_5 [mm]	r_6 [mm]
0	17.4	15.9	19.0	20.9	20.9
10	17.4	15.9	19.0	21.5	21.5
20	17.4	15.9	19.0	22.0	22.0
30	23.9	16.4	22.5	22.3	22.3
40	33.5	17.8	28.4	22.5	22.5
50	43.6	19.8	34.4	22.4	22.4
60	53.6	22.1	39.8	21.8	21.8
70	61.3	24.1	43.8	21.0	21.0
80	68.5	25.1	46.2	20.1	20.1
90	73.5	25.4	47.1	19.0	19.0
100	76.6	24.4	45.5	18.0	18.0
110	77.3	22.3	41.9	17.2	17.2
120	74.6	19.5	36.7	16.6	16.6
130	70.0	16.0	31.0	16.6	16.6

***Tabelle** 7.5 Hebelarme im Ellbogen mit Ellbogenwinkel φ_E (Muskelindizes siehe Bild 7.6)*

Die Bestimmung der Hebelarme im Ellbogengelenk erfolgte anhand der Untersuchungen von Murray et al., 2002. Für jeden berücksichtigten Muskel wurden die in dieser Studie angegebenen Verläufe arithmetisch gemittelt. Um den Gültigkeitsbereich dieser Hebelarmverläufe zu erhöhen, wurden diese außerhalb des gültigen Bereiches im Sinne der in Amis et al., 1979 enthaltenen Hebelarmverläufe ergänzt. In der Tabelle 7.5 sind die für das Ellbogengelenk ermittelten Hebelarmverläufe enthalten. Der Ellbogenwinkel φ_E beschreibt die Lage des Unterarms in Bezug auf den Oberarm in der sagittalen Ebene in der sich der Humerus bewegt, wobei dieser Winkel bei der vollen Streckung des Ellbogengelenks den Wert von 0° annimmt.

7.2.1 Muskelparameter

Die optimale Muskelfaserlänge l_F^{opt} ,die Sehnenruhelänge l_S^0, der Fiederungswinkel γ und der Anteil der langsamen Muskelfasern FC_{slow} werden für die Muskulatur, die das Ellbogengelenk umspannt, aus Winters und Stark, 1988 entnommen. Für die Bestimmung der Muskelfaserlänge l_F^{opt} und der Sehnenruhelänge l_S^0 der Muskeln, die nur die Schulter umspannen, wird auf die Arbeit von Garner und Pandy, 2001 zurückgegriffen. Die Bestimmung der Muskelparameter der gebildeten Muskelgruppen erfolgte aus den Parametern der zusammengefassten Muskeln mit Hilfe eines gewichteten Mittelwertes, indem die entsprechenden physiologischen Muskelquerschnitte aus den beiden oben erwähnten Arbeiten als Gewichtsfaktoren dienten. Für die nur die Schulter umspannenden Muskeln wurde der Anteil der langsamen Muskelfasern FC_{slow} mit 50 % und der Fiederungswinkel γ mit 5° angenommen. Die optimale Sehnendehnung ε_S^{opt} entspricht für alle Muskeln den im Rahmen der Sehnenmodellierung angenommenen 3.3 %. Den berücksichtigten Muskeln bzw.

Muskelgruppen werden physiologische Muskelquerschnitte pCSA zugeordnet, die aus mehreren Quellen stammen. Der Querschnitt des Brachialis und des Brachioradialis stammt von Winters und Stark, 1988, der des Biceps von Shiino, 1913, der des Triceps brachii von Amis et al., 1979, der des Deltoideus von Poppen und Walker, 1978, der des Teres major und des Teres minor von Van der Helm, 1994 und der des Latissimus dorsi von Wood et al., 1989.

Muskel	pCSA [cm^2]	l_F^{opt} [mm]	l_S^0 [mm]	γ [°]	ε_S^{opt} [%]	FC_{slow} [1]
Brachioradialis	3.0	160.0	70.0	5	3.3	0.40
Brachialis	9.0	90.0	30.0	15	3.3	0.50
Biceps	11.0	145.0	205.0	10	3.3	0.45
Triceps caput longum	20.44	90.0	220.0	15	3.3	0.35
Triceps caput mediale-laterale	29.88	65.0	180.0	15	3.3	0.325
Deltoideus anterior	9.94	146.8	16.4	5	3.3	0.50
Deltoideus posterior	12.98	170.2	59.3	5	3.3	0.50
Teres-Gruppe	15.66	120.8	54.1	5	3.3	0.50
Latissimus dorsi	12.9	383.6	156.3	5	3.3	0.50

***Tabelle 7.6** Physiologischer Muskelquerschnitt pCSA, optimale Muskelfaserlänge l_F^{opt}, Sehnenruhelänge l_S^0, Fiederungswinkel γ, optimale Sehnendehnung ε_S^{opt} und Anteil langsamer Muskelfasern FC_{slow}*

Die Festlegung der optimalen Gelenkwinkel im Ellbogengelenk erfolgte mit Hilfe der normalisierten Kraft-Längen Kurven in Murray et al., 2000. Für den Triceps caput mediale wurde der optimale Gelenkwinkel des Triceps caput laterale übernommen. Die optimalen Gelenkwinkel des Biceps und des Triceps caput longum in der Schulter wurden mit einem Schulterwinkel φ_S von 180° angenommen. Die Abschätzung der optimalen Gelenkwinkel in der Schulter für die eingelenkige Schultermuskulatur erfolgte mit Hilfe von Messkurven in Garner und Pandy, 2001.

Muskel	Gelenkwinkel bei dem die optimale Muskelfaserlänge auftritt
Brachioradialis	φ_E=20°
Brachialis	φ_E=20°
Biceps	φ_E=20°, φ_S=180°
Triceps caput longum	φ_E=99°, φ_S=180°
Triceps caput mediale-laterale	φ_E=76°
Deltoideus anterior	φ_S=180°
Deltoideus posterior	φ_S=120°
Teres-Gruppe	φ_S=120°
Latissimus dorsi	φ_S=120°

***Tabelle 7.7** Optimale Gelenkwinkel mit Ellbogenwinkel φ_E und Schulterwinkel φ_S*

Kapitel 8

Modellierung der unteren Extremität

8.1 Modellkonzept

Die untere Extremität wird durch ein ebenes System aus zwei starren Stangen, zur Darstellung des Oberschenkels und des Unterschenkels, sowie einem starren Fußsegment modelliert. Die Festlegung der Massengeometrie der Modellkörper erfolgte mit Hilfe der Erkenntnisse von Hanavan, 1964 (Bild 8.1).

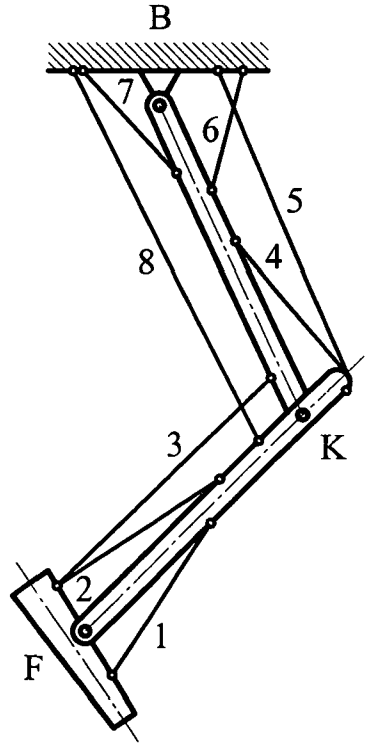


Bild 8.1 *Modell der unteren Extremität mit Tibialis anterior (1), Soleus (2), Gastrocnemius (3), Vastti (4), Rectus femoris (5), Iliopsoas (6), Glutaeus maximus (7), Hamstrings (8), Fußgelenk F, Kniegelenk K und Hüftgelenk B*

Das Hüftgelenk B, das Kniegelenk K und das Fußgelenk F werden als reibungsfreie Drehgelenke mit je einem Freiheitsgrad modelliert. Im entwickelten Starrkörpermodell befinden sich 8 berücksichtigte Muskeln bzw. Muskelgruppen, die durch entsprechende Linienzüge im Modell angedeutet sind. Jedem dieser Linienzüge ist eine Zahl zugeordnet:

(1) Tibialis anterior
(2) Soleus
(3) Gastrocnemius caput mediale und Gastrocnemius caput laterale
(4) Vastus intermedialis, Vastus medialis und Vastus lateralis
(5) Rectus femoris
(6) Iliactus und Psoas
(7) Glutaeus maximus
(8) Biceps femoris caput longum, Semimembranosus und Semitendinosus

Um die Anzahl der berücksichtigten Muskeln in einem überschaubaren Maß zu halten, wurden Muskeln mit gleicher Funktion und ähnlichen Muskelparametern in Gruppen zusammengefasst. Die zweigelenkigen Anteile des Triceps surae, der Gastrocnemius caput mediale und der Gastrocnemius caput laterale bilden eine Gruppe namens Gastrocnemius. Die eingelenkigen Äste des Quadriceps femoris, wie der Vastus intermedialis, der Vastus medialis und der Vastus lateralis, finden sich in einer Muskelgruppe namens Vastii wieder. Im Hüftgelenk sind der Iliactus und der Psoas zum Iliopsoas vereint. Abschließend werden noch der Biceps femoris caput longum, der Semimembranosus und der Semitendinosus zu den Hamstrings verschmolzen.

Bei der Bestimmung der Hebelarme und der Modellparameter der unteren Extremität kann man auf eine relativ große Anzahl von Untersuchungen zurückgreifen. Pawlik ermittelte 1992 z.B. für sein biomechanisches Ersatzmodell zur Simulation des Radfahrens die Hebelarme der wesentlichsten Muskeln der unteren Extremität, wobei er den Fußwinkel φ_F zwischen dem Unterschenkel und der anatomischen Fußlinie, den Kniewinkel φ_K zwischen Unterschenkel und Oberschenkel und den Hüftwinkel φ_H zwischen Oberschenkel und dem unteren Torso festlegte. Diese Hebelarme kommen im Rahmen dieses Modells zur Anwendung:

φ_F [°]	$r_{1,F}$ [mm]	$r_{2,F} = r_{3,F}$ [mm]
67.5	13.7	53.7
75.0	25.2	55.8
82.5	37.5	56.5
90.0	44.2	57.0
97.5	44.2	56.5
105.0	43.6	54.1
112.5	43.9	47.9
120.0	45.3	39.3
127.5	44.6	31.0

Tabelle 8.1 *Hebelarme im Fußgelenk nach Pawlik, 1992 (Muskelindizes siehe Bild 8.1)*

φ_K [°]	$r_{3,K}$ [mm]	$r_4 = r_{5,K}$ [mm]	$r_{8,K}$ [mm]
30.0	17.7	20.7	19.9
37.5	17.7	20.7	19.8
45.0	17.7	20.7	20.9
52.5	17.7	20.7	21.8
60.0	17.7	20.7	23.3
67.5	17.7	20.7	24.6
75.0	17.7	20.7	26.2
82.5	17.7	20.7	27.6
90.0	17.4	20.8	29.7
97.5	17.1	21.4	32.1
105.0	17.2	22.6	34.4
112.5	17.8	24.8	36.8
120.0	18.1	27.5	38.2
127.5	17.9	30.4	37.4
135.0	18.3	34.0	36.2
142.5	19.8	37.3	35.5
150.0	21.3	39.8	34.3
157.5	21.6	40.4	33.0
165.0	22.9	38.1	31.8
172.5	25.5	33.8	33.1
180.0	27.0	25.8	33.7

Tabelle 8.2 *Hebelarme im Kniegelenk nach Pawlik, 1992 (Muskelindizes siehe Bild 8.1)*

φ_H [°]	$r_{5,H}$ [mm]	r_6 [mm]	r_7 [mm]	$r_{8,H}$ [mm]
52.5	8.3	37.5	32.0	23.5
60.0	15.2	37.5	32.0	31.0
67.5	21.8	39.2	32.0	38.2
75.0	27.8	40.3	32.0	45.0
82.5	33.2	41.0	32.0	51.2
90.0	37.9	41.3	32.0	56.8
97.5	41.7	40.3	32.0	61.7
105.0	44.7	38.2	32.0	65.7
112.5	46.9	35.7	32.0	68.9
120.0	48.1	34.6	32.0	71.0
127.5	48.5	33.5	32.0	72.0
135.0	48.1	32.2	32.0	71.8
142.5	46.8	30.8	32.0	70.4
150.0	44.9	29.3	32.0	67.5
157.5	42.2	27.8	32.0	63.3
165.0	39.0	26.2	32.0	57.7
172.5	35.2	24.6	32.0	50.7
180.0	30.9	22.9	34.5	42.5

Tabelle 8.3 *Hebelarme im Hüftgelenk nach Pawlik, 1992 (Muskelindizes siehe Bild 8.1)*

8.1.1 Muskelparameter

Für die optimale Muskelfaserlänge l_F^{opt}, die Sehnenruhelänge l_S^0 und den Fiederungswinkel γ kommt der Datensatz von Delp (http://www.isbweb.org/data/delp/index.html) zur Anwendung. Diese Parameter werden für die gebildeten Muskelgruppen (Kapitel 8.1) und den Glutaeus maximus (im Delp'schen Datensatz durch 3 Äste repräsentiert) mit Hilfe eines Mittelwertes, in dem die von Delp, Internet angegeben maximalen isometrischen Muskelkräfte als Gewichtsfaktoren dienen, bestimmt. Aus der Sehnenmodellierung folgt für alle Muskeln eine optimale Sehnendehnung ε_S^{opt} von 3.3 %. Die Anteile langsamer Muskelfasern FC_{slow} werden aus Pawlik, 1992 entnommen. Die Muskelquerschnitte pCSA stammen aus den Arbeiten von Gföhler, 1995 und Pawlik, 1992, die entsprechende Mittelwerte aus verschiedenen Literaturstellen bildeten.

Muskel	pCSA [cm^2]	l_F^{opt} [mm]	l_S^0 [mm]	γ [°]	ε_S^{opt} [%]	FC_{slow} [1]
Tibialis anterior	19.1	98.0	223.0	5.0	3.3	0.70
Soleus	95.7	30.0	268.0	25.0	3.3	0.90
Gastrocnemius	53.2	50.8	401.0	14.3	3.3	0.48
Vastii	131.3	86.3	141.8	4.4	3.3	0.45
Rectus femoris	24.7	84.0	346.0	5.0	3.3	0.35
Iliopsoas	44.0	101.9	108.6	7.5	3.3	0.50
Glutaeus maximus	65.0	144.7	131.5	2.9	3.3	0.50
Hamstrings	59.6	109.1	337.4	8.2	3.3	0.62

Tabelle 8.4 Physiologischer Muskelquerschnitt pCSA, optimale Muskelfaserlänge l_F^{opt}, Sehnenruhelänge l_S^0, Fiederungswinkel γ, optimale Sehnendehnung ε_S^{opt} und Anteil langsamer Muskelfasern FC_{slow}

Der optimale Gelenkwinkel des Glutaeus maximus wurde von Neptune und Hull, 1998 übernommen. Für alle anderen berücksichtigten Muskeln bzw. Muskelgruppen (Kapitel 8.1) stammen die optimalen Gelenkwinkel von Pawlik, 1992 (Tabelle 8.5).

Muskel	Gelenkwinkel bei dem die optimale Muskelfaserlänge auftritt
Tibialis anterior	$\varphi_F = 97°$
Soleus	$\varphi_F = 78°$
Gastrocnemius	$\varphi_F = 100°$, $\varphi_K = 180°$
Vastii	$\varphi_K = 118°$
Rectus femoris	$\varphi_K = 163°$, $\varphi_H = 180°$
Iliopsoas	$\varphi_H = 82°$
Glutaeus maximus	$\varphi_H = 110°$
Hamstrings	$\varphi_K = 180°$, $\varphi_H = 141°$

***Tabelle 8.5** Optimale Gelenkwinkel der unteren Extremität mit Fußwinkel φ_F, Kniewinkel φ_K und Hüftewinkel φ_H (Festlegung der Gelenkwinkel siehe Kapitel 8.1)*

Kapitel 9

Mechanik der Ruderergometer

9.1 Prinzipieller Aufbau

Im Prinzip besteht ein Ruderergometer aus einem Rahmen, der sämtliche Baugruppen des Ergometers aufnimmt (Bild 9.1). Der Proband sitzt auf einem Rollsitz, der in einer entsprechenden Führung verschiebbar gelagert ist. Die Füße befinden sich auf dem Stemmbrett, wo sie mit Riemen befestigt werden und so eine Verbindung zwischen dem Probanden und dem Ergometer herstellen. Der Handgriff des Ergometers steht über ein Zugmittel, es können z.B. Ketten oder Seile verwendet werden, mit einem Widerstandsmechanismus in Verbindung. Dieser Mechanismus entwickelt am Handgriff die Kraft, die der Proband in der Zugphase überwinden muss.

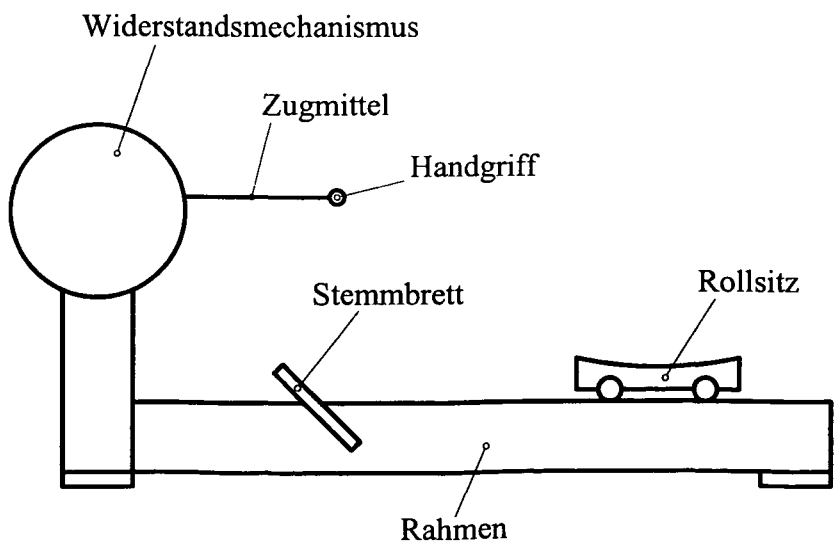


***Bild 9.1** Prinzipieller Aufbau eines Ruderergometers*

Die Entwicklung der Kraft am Handgriff kann durch unterschiedliche Mechanismen erfolgen, wobei z.B. die folgenden Konstruktionen herangezogen werden können:

(1) Mechanisch gebremste Ergometer
(2) Ergometer, die mit Ventilatoren arbeiten
(3) Magnetisch gebremste Ergometer

Für die Simulationen wird ein Widerstandsmechanismus angenommen, der mit einem Ventilator arbeitet.

9.2 Modellierung des Widerstandsmechanismus

Zur Modellierung des angenommenen Ventilator-Widerstandsmechanismus wird auf einen Modellschaltplan zurückgegriffen (Bild 9.2). Ventilatoren können als eine Untergruppe von Kompressoren behandelt werden, welche zum Fördern von Gasen über geringe Druckdifferenzen dienen (Schaber, 1999). Das zentrale Element im Modellschaltplan ist daher ein Kompressor (2).

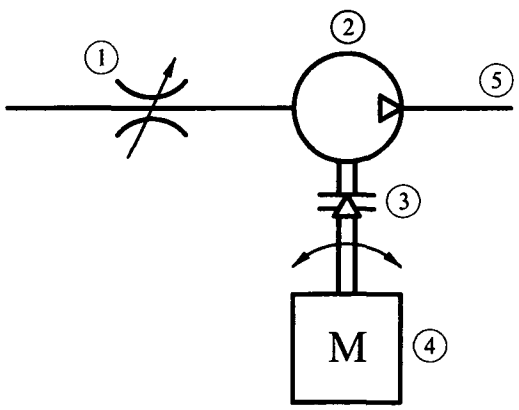


Bild 9.2 *Modellschaltplan des Ventilator-Widerstandsmechanismus mit Drosselventil (1), Kompressor (2), richtungsabhängiger Kupplung (3), Antriebseinheit (4) und Arbeitsleitung (5)*

Der Kompressor (2) fördert Luft. Die dabei auftretenden Strömungsverluste werden im Modellschaltplan durch das Drosselventil (1) erfasst. Der Antrieb des Ventilators erfolgt über eine Antriebseinheit (4), die über eine Welle und eine richtungsabhängige Kupplung (3) mit dem Kompressor (2) verbunden ist. Den Antrieb bewerkstelligt der Proband über den Handgriff. Die eingezeichneten Arbeitsleitungen (5) seien reibungsfrei. Ausgehend vom Modellschaltplan (Bild 9.2) soll nun in weiterer Folge eine Bestimmungsgleichung für die Kraft am Handgriff des Ergometers hergeleitet werden.

9.2.1 Strömungsmechanische Modellbildung

In Strömungsarbeitsmaschinen findet die Energieumsetzung von mechanischer Energie in Strömungsenergie in einem beschaufelten Rotor statt (Bohl, 1990). Die Strömung wird dabei

an rotierenden Schaufeln abgelenkt. Den folgenden Betrachtungen sei ein von innen nach außen durchströmtes radiales Laufrad mit Deckscheibe zu Grunde gelegt (Bild 9.3).

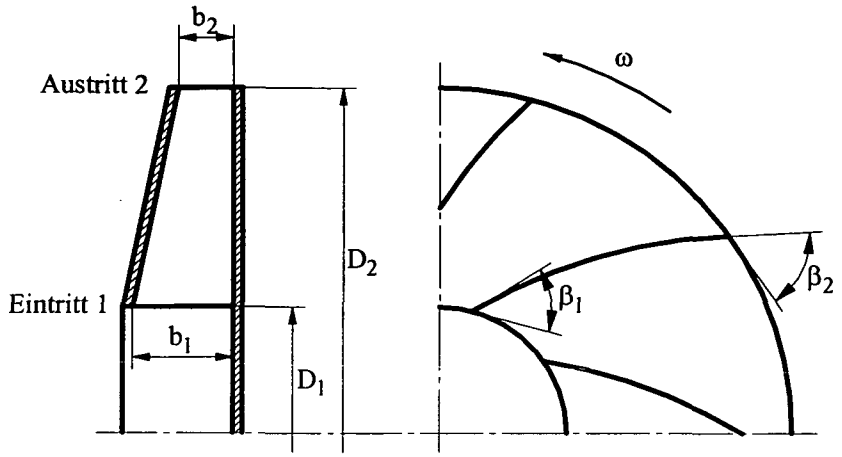


***Bild 9.3** Radiales Laufrad mit Eintrittsbreite b_1, Eintrittsdurchmesser D_1, Laufschaufelwinkel am Eintritt β_1, Austrittsbreite b_2, Austrittsdurchmesser D_2, Laufschaufelwinkel aum Austritt β_2 und Winkelgeschwindigkeit ω angelehnt an Bohl, 1990*

Zur Analyse der strömungskinematischen Verhältnisse in einem Laufrad betrachtet man die am Eintritt und am Austritt vorliegenden Geschwindigkeiten. Den Geschwindigkeiten am Laufradeintritt wird der Index 1 und den Geschwindigkeiten am Laufradaustritt der Index 2 zugeordnet. Man unterscheidet im Allgemeinen drei Geschwindigkeiten. Die Umfangsgeschwindigkeit u errechnet sich aus der Winkelgeschwindigkeit ω des Laufrades und dem an der betrachteten Stelle vorliegenden Durchmesser D:

$$u = \frac{D}{2} \cdot \omega \tag{9.1}$$

Die Relativgeschwindigkeit $\underline{w}$ des strömenden Mediums stimmt im wesentlichen mit der Schaufelrichtung überein. Die Absolutgeschwindigkeit $\underline{c}$ des Mediums ergibt sich aus der vektoriellen Addition der Umfangsgeschwindigkeit $\underline{u}$ und der Relativgeschwindigkeit $\underline{w}$:

$$\underline{c} = \underline{u} + \underline{w} \tag{9.2}$$

Der Winkel zwischen der Relativgeschwindigkeit $\underline{w}$ und der Umfangsgeschwindigkeit $\underline{u}$ wird als Laufschaufelwinkel β bezeichnet. Der Winkel, der zwischen der Absolutgeschwindigkeit $\underline{c}$ und der Umfangsgeschwindigkeit $\underline{u}$ eingeschlossen wird, heißt, je nach dem ob man den Eintritt oder den Austritt des Laufrades betrachtet, absoluter Eintrittswinkel oder Austrittswinkel α. Die Absolutgeschwindigkeit $\underline{c}$ lässt sich in eine Umfangskomponente $\underline{c}_u$ in Umfangsrichtung und eine Meridiankomponente $\underline{c}_m$ senkrecht zur Umfangsrichtung zerlegen. Der Energieumsatz einer idealisierten Strömung im Laufrad einer Strömungsmaschine kann nach der von Leonhard Euler aufgestellten allgemeinen Strömungsmaschinen-Hauptgleichung berechnet werden (Bohl, 1990). Die Umsetzung der zugeführten mechanischen Energie in

spezifische Stutzenarbeit geschieht im Laufrad. Die erwähnte Gleichung stellt nun einen Zusammenhang zwischen den Geschwindigkeitsverhältnissen im Laufrad und dieser spezifischen Stutzenarbeit dar:

$$Y = u_2 \cdot c_{u2} - u_1 \cdot c_{u1} \tag{9.3}$$

Die Euler'sche Hauptgleichung gilt unter den folgenden Voraussetzungen:

- Das strömende Medium ist inkompressibel und reibungsfrei.
- Die Strömung verläuft schaufelkongruent.
- Alle Stromfäden haben die gleiche Form.
- Der Einfluß der Schwere wird vernachlässigt.
- Die Strömung verläuft stationär.

Im Regelfall wird ein drallfreier Eintritt des Mediums in das Laufrad angenommen. Dadurch verschwindet die Umfangskomponente c_{u1} der Absolutgeschwindigkeit c_1 am Eintritt. Nimmt man weiters noch einen Laufschaufelwinkel am Austritt β_2 von 90° an, was eine radiale Abströmung des Mediums aus dem Laufrad bedeutet, so erhält man am Laufradeintritt und am Laufradaustritt die in Bild 9.4 dargestellten Geschwindigkeitsverhältnisse.

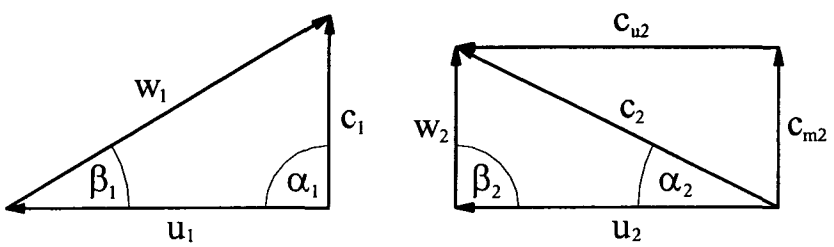


***Bild 9.4** Geschwindigkeitsverhältnisse am Laufradeintritt 1 und Laufradaustritt 2*

Berücksichtigt man die angenommenen Verhältnisse einer drallfreien Anströmung (c_{u1}=0) und einer radialen Abströmung aus dem Laufrad (β_2=90°) in der Euler'schen Hauptgleichung, so erkennt man, dass die spezifische Stutzenarbeit Y vom Laufradaustrittsdurchmesser D_2 und der Winkelgeschwindigkeit ω des Rotors abhängt:

$$Y = \frac{D_2^2}{4} \cdot \omega^2 \tag{9.4}$$

Bei Strömungsmaschinen ist bei gleichbleibender Drehzahl und Schaufelgeometrie jedem Volumenstrom $\dot{V}$ eine spezifische Stutzenarbeit Y zugeordnet (Bohl, 1990). Trägt man in einem Diagramm über dem Volumenstrom $\dot{V}$ die spezifische Stutzenarbeit Y auf, so erhält man die Maschinenkennlinie, die auch als Drosselkurve bezeichnet wird. Die Rohrleitungskennlinie der betrachteten Modellanlage gibt den Zusammenhang zwischen der erforderlichen spezifischen Stutzenarbeit Y des Ventilators und dem durch die Anlage

geförderten Volumenstrom $\dot{V}$ an. Zur Bestimmung des Betriebspunktes müssen daher die Drosselkurve und die Rohrleitungskennlinie zum Schnitt gebracht werden. Für die betrachtete Anlage kann der statische Anteil der Rohrleitungskennlinie vernachlässigt werden. Im Rahmen der durchgeführten Modellierung (Bild 9.2) wurde angenommen, dass die gesamten auftretenden Reibungsverluste nur im Drosselventil auftreten. Daher kann die Reibungsverlustenergie E_R mit folgender Gleichung angesetzt werden:

$$E_R = \zeta_D \cdot \frac{v_D^2}{2} \tag{9.5}$$

Zur Bestimmung der Reibungsverlustenergie E_R benötigt man den Widerstandsbeiwert ζ_D des Drosselventils und die dort auftretende mittlere Geschwindigkeit v_D. Mit Hilfe der Kontinuitätsgleichung und des entsprechenden Drosseldurchmessers d_D kann man nun einen Zusammenhang zwischen dem auftretenden Volumenstrom $\dot{V}$ und der mittleren Geschwindigkeit v_D im Drosselventil herstellen:

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot d_D^2}{4} \cdot v_D \tag{9.6}$$

Setzt man die Gleichung (9.6) für den Volumenstrom $\dot{V}$ nun in die Gleichung (9.5) für die Reibungsverlustenergie E_R ein, so erhält man die Gleichung der Rohrleitungskennlinie:

$$E_R = \frac{8}{\pi^2} \cdot \frac{\zeta_D}{d_D^4} \cdot \dot{V}^2 \tag{9.7}$$

Die Reibungsverlustenergie E_R (9.7) ist unter den getroffenen Annahmen eine quadratische Funktion des Volumenstromes $\dot{V}$, währenddessen die Drosselkurve (9.4) unabhängig vom Volumenstrom $\dot{V}$ ist. Der Betriebspunkt ist nun durch den Schnittpunkt dieser beiden Kennlinien gegeben (Bild 9.5).

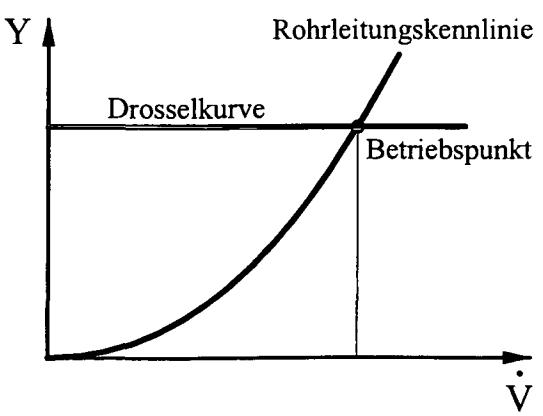


***Bild 9.5** Drosselkurve und Rohrleitungskennlinie*

Im Schnittpunkt der Rohrleitungskennlinie (9.7) und der Drosselkurve (9.4) ergibt sich mit der Luftdichte ρ für den geförderten Massenstrom ṁ der Anlage die folgende Beziehung:

$$\dot{m} = \frac{\pi}{4 \cdot \sqrt{2}} \cdot \rho \cdot \frac{d_D^2}{\sqrt{\zeta_D}} \cdot D_2 \cdot \omega \tag{9.8}$$

Der Massenstrom ṁ ist linear mit der Winkelgeschwindigkeit ω des Ventilators verknüpft. Unter der getroffenen Voraussetzung einer konstanten Luftdichte ρ und einer konstanten Laufradgeometrie kann der Massenstrom durch die Verhältnisse an der Drossel beeinflusst werden. Die Leistung des Ventilators ergibt sich aus dem Produkt des Massenstromes ṁ und der spezifischen Stutzenarbeit Y:

$$P = \frac{\pi}{16 \cdot \sqrt{2}} \cdot \rho \cdot \frac{d_D^2}{\sqrt{\zeta_D}} \cdot D_2^3 \cdot \omega^3 \tag{9.9}$$

Die Leistung des Ventilators hängt also neben den bereits erwähnten Parametern von der dritten Potenz der Winkelgeschwindigkeit ω ab. Das für die mechanische Modellierung interessante Drehmoment M des Ventilators erhält man, indem man die Leistung durch die Winkelgeschwindigkeit ω des Rotors dividiert:

$$M = \frac{\pi}{16 \cdot \sqrt{2}} \cdot \rho \cdot \frac{d_D^2}{\sqrt{\zeta_D}} \cdot D_2^3 \cdot \omega^2 \tag{9.10}$$

Das Moment des Ventilators ist unter den getroffenen Annahmen vom Quadrat der Winkelgeschwindigkeit ω abhängig. Für die hergeleiteten Beziehungen wurde eine stationäre Strömung vorausgesetzt. Unter der Annahme, dass sich die im Betrieb des Ventilators durchlaufenen Zustände als eine Folge von stationären Zuständen modellieren lassen, werden die in diesem Kapitel hergeleiteten Beziehungen für den gesamten Betriebsbereich des Ventilators herangezogen.

9.2.2 Mechanische Modellbildung

Für die mechanische Modellierung des Widerstandsmechanismus sollen die aus der Strömungsmechanik gewonnenen Erkenntnisse zur Entwicklung einer Bestimmungsgleichung für die am Handgriff wirkende Kraft verwendet werden. Das mechanische Ersatzmodell dieses Mechanismus ist in Bild 9.6 gezeigt. Alle in diesem mechanischen Ersatzmodell enthaltenen Körper werden als starr und masselos angenommen. Der Handgriff, der sich nur horizontal bewegt (Kapitel 10), ist an einer Zahnstange (1) befestigt, die mit dem Stirnrad (3) in Verbindung steht. Die Welle, auf der das Zahnrad (3) sitzt, ist über eine richtungsabhängige Kupplung (4) mit dem Laufrad (2) verbunden. Die Kupplung (4) soll bei positiven

Geschwindigkeiten des Handgriffs $\dot{x}_H$ schließen und bei negativen Geschwindigkeiten des Handgriffs $\dot{x}_H$ öffnen.

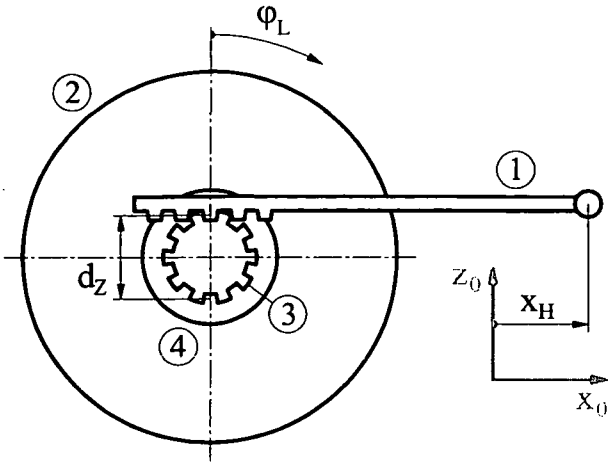


***Bild 9.6** Mechanische Modellierung des Widerstandsmechanismus mit Zahnstange (1), Laufrad (2), Stirnrad (3) und richtungsabhängiger Kupplung (4)*

Die Position des Handgriffes wird durch die Koordinate x_H im Inertialsystem x_0-z_0 des mechanischen Ersatzmodells des Mensch-Ergometer Systems (Kapitel 10) beschrieben (Bild 9.6). Mit dem Wälzkreisdurchmesser d_Z des Modellgetriebes kann nun für die geschlossene Kupplung eine Beziehung zwischen der Handgriffgeschwindigkeit $\dot{x}_H$ und der Winkelgeschwindigkeit ω des Rotors aufgestellt werden:

$$\dot{x}_H = \frac{d_Z}{2} \cdot \omega \tag{9.11}$$

Aus dem Drallsatz für das masselose Laufrad erhält man bei geschlossener Kupplung den folgenden Zusammenhang zwischen dem am Ventilator anliegenden Moment M und der Kraft L am Handgriff:

$$M = L \cdot \frac{d_Z}{2} \tag{9.12}$$

Mit Hilfe der Gleichung (9.12) kann man nun unter Verwendung des Zusammenhanges (9.11), zwischen der Handgriffgeschwindigkeit $\dot{x}_H$ und der Winkelgeschwindigkeit ω des Laufrades, und dem aus der strömungsmechanischen Betrachtung des Ventilators errechneten Drehmoment M am Rotor (9.10) eine Bestimmungsgleichung für die Kraft L am Handgriff bei geschlossener Kupplung angeben:

$$L = \frac{\pi}{2 \cdot \sqrt{2}} \cdot \rho \cdot \frac{d_D^2}{\sqrt{\zeta_D}} \cdot \left(\frac{D_2}{d_Z} \right)^3 \cdot \dot{x}_H^2 \tag{9.13}$$

Bei geschlossener Kupplung und konstant angenommener Luftdichte ρ hängt die Kraft L am Handgriff neben den diversen anlagenspezifischen Parametern vom Quadrat der Handgriffgeschwindigkeit $\dot{x}_H$ ab. In der Zugphase bei positiver Handgriffgeschwindigkeit $\dot{x}_H$ kann die Handgriffkraft L aus Gleichung (9.13) bestimmt werden. In der Rückrollphase bei negativer Handgriffgeschwindigkeit $\dot{x}_H$ ist die Modellkupplung geöffnet und damit verschwindet auch die Kraft L am Handgriff. Das Verhalten des angenommenen Ventilator-Widerstandsmechanismus wird im Rahmen der durchgeführten Modellbildung daher durch ein Dämpfungselement mit einer nichtlinearen Kennlinie dargestellt (Bild 9.7).

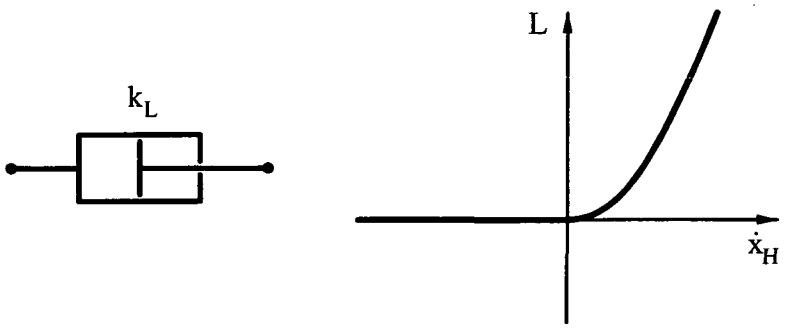


***Bild 9.7** Dämpfungselement und zugehörige nichtlineare Kennlinie*

Kapitel 10

Mechanisches Modellkonzept

10.1 Grundlagen der Getriebetechnik

Jedes Getriebe kann als eine bewegliche Verbindung widerstandsfähiger Körper aufgefasst werden (Luck und Modler, 1995). Diese Körper, die sich relativ zueinander bewegen können, werden als Getriebeglieder oder Getriebesysteme bezeichnet. Die gegenseitige Beweglichkeit der einzelnen Glieder wird durch Gelenke festgelegt. Ein System, das sogenannte Gestell, ist dabei stets als ruhend anzunehmen. Sind n Glieder beteiligt, so heißt das Getriebe n-gliedrige kinematische Kette (Stachel, 1993). Zusätzlich kann man noch sogenannte Getriebeorgane unterscheiden wie z.B. Federn und Dämpfer, die gewisse Hilfsfunktionen übernehmen.

Gelenke können unter anderem durch ihren Freiheitsgrad f und die Relativbewegung der miteinander verbundenen Systeme unterschieden werden. Der Gelenkfreiheitsgrad f stellt die Zahl der in einem Gelenk möglichen Relativbewegungen zweier Glieder dar (Luck und Modler, 1995).

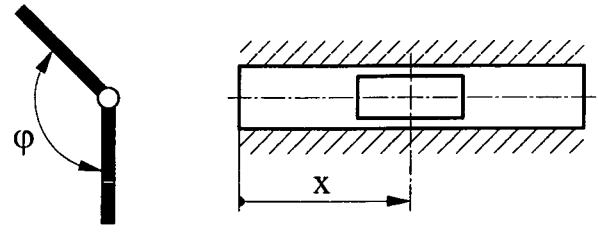


***Bild 10.1** Drehgelenk und Schubgelenk*

Im entwickelten ebenen mechanischen Ersatzmodell kommen zwei Gelenkarten zur Anwendung. Es handelt sich dabei um Drehgelenke und um Schubgelenke, die beide den Gelenkfreiheitsgrad f=1 aufweisen. Bei einem Drehgelenk kann z.B. der Winkel φ zwischen

den beteiligten Gliedern und bei einem Schubgelenk die Verschiebung x in Bezug auf das Gestell als Gelenkfreiheitsgrad herangezogen werden (Bild 10.1).

Der Freiheitsgrad F eines Getriebes ist die Anzahl der Zahlenangaben, die notwendig sind, um bei festem Gestell die Stellungen aller anderen Getriebeglieder festzulegen (Stachel, 1993). Jeder sich in einer Ebene frei bewegliche Körper besitzt den Freiheitsgrad 3. Zur Bestimmung seiner Lage benötigt man drei Zahlenangaben wie z.B. die beiden Koordinaten eines körperfesten Punktes im verwendeten Bezugssystem und den Drehwinkel einer körperfesten Achse in Bezug auf eine im Bezugssystem fest gewählte Richtung. Betrachtet man in einer Ebene n vorhandene Systeme und legt man eines dieser Glieder als Gestell fest, so haben die restlichen n-1 Glieder ohne vorliegende Gelenke insgesamt den Freiheitsgrad 3·(n-1). Jedes Gelenk reduziert die gegenseitige Beweglichkeit zweier Glieder von 3 auf f_i. Es wird also der Freiheitsgrad um den Wert 3-f_i vermindert. Aus diesen Überlegungen erhält man die folgende Gleichung zur Bestimmung des Freiheitsgrades eines ebenen Getriebes:

$$F_G = 3 \cdot (n-1) - \sum_{i=1}^{g} (3 - f_i) \tag{10.1}$$

In dieser Beziehung repräsentiert g die Anzahl der vorliegenden Gelenke und f_i den Gelenkfreiheitsgrad des i-ten Gelenkes. Für den Freiheitsgrad eines ebenen Getriebes mit n Gliedern kann nun mit der Anzahl g_1 von Gelenken mit dem Freiheitsgrad f=1 und der Anzahl g_2 von Gelenken mit dem Freiheitsgrad f=2 ohne Berücksichtigung besonderer Abmessungen die Formel von Grübler (Stachel, 1993) angegeben werden:

$$F_G = 3 \cdot (n-1) - 2 \cdot g_1 - g_2 \tag{10.2}$$

10.2 Mechanisches Ersatzmodell

Das hier entwickelte mechanische Ersatzmodell des gesamten Mensch-Ergometer Systems ist ein ebenes Starrkörpermodell (Bild 10.2). Es besteht aus den folgenden Elementen: Unterschenkelsegment (1), Oberschenkelsegment (2), unteres Torsosegment (3), oberes Torsosegment (4), Kopfsegment (5), Oberarmsegment (6), Unterarmsegment (7), dem Gestell, einem Gleitstein im Hüftgelenk B, einem Gleitstein im Handgelenk H und einem nichtlinearen masselosen Dämpfungselement, das den Ventilator-Widerstandsmechanismus modelliert (Kapitel 9). Der Rumpf und der Kopf des Probanden bestehen aus den Segmenten (3), (4) und (5). Die massengeometrischen Eigenschaften dieser Elemente wurden wie für die beiden Extremitäten (Kapitel 7 und 8) aus dem Modell von Hanavan, 1964, basierend auf einer 1.8 m großen und 80 kg schweren Person, ermittelt (Kapitel 6). Die Verbindung des unteren Torsoelements (3) und des oberen Torsoelements (4) an der Schnittstelle T wird als starr modelliert. Dabei ist das Segment (4) gegenüber dem Segment (3) um den Torsowinkel φ_T nach vorne geneigt. Die Verbindung zwischen dem oberen Torsosegment (4) und dem Kopfsegment (5) an der Schnittstelle N wird ebenso als starr modelliert. Das Segment (5) ist dabei gegenüber dem Segment (4) um den Kopfwinkel φ_K nach hinten geneigt. Der Rumpf

und der Kopf wird daher durch einen starren Körper, der sich aus den Segmenten (3), (4) und (5) zusammensetzt, repräsentiert. An diesem Körper sind das Modell der unteren Extremität im Hüftgelenk B (Kapitel 8) und das Modell der oberen Extremität im Schultergelenk S (Kapitel 7) angefügt. Das Inertialsystem x_0-z_0 hat seinen Ursprung im Fußgelenk F.

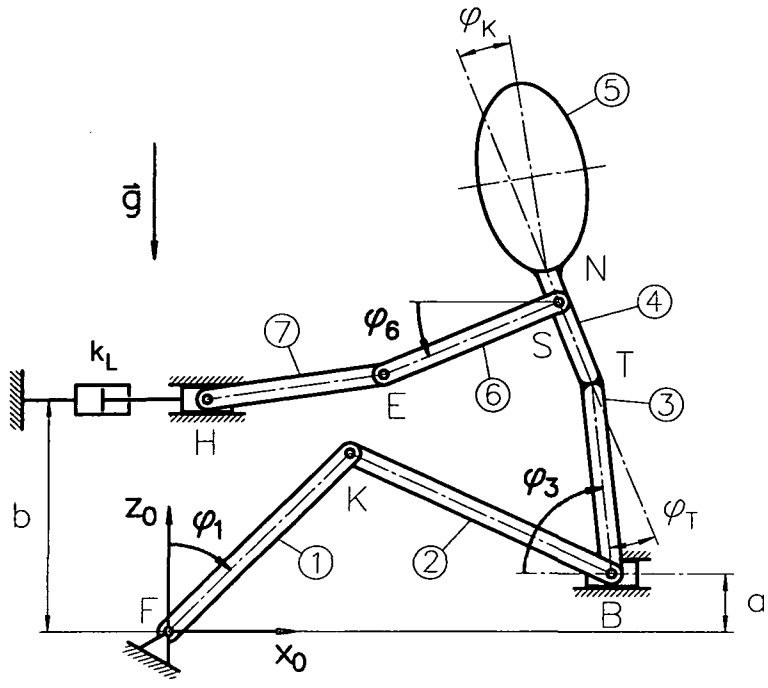


Bild 10.2 *Mechanisches Ersatzmodell mit Unterschenkelsegment (1), Oberschenkelsegment (2), unterem Torsosegment (3), oberen Torsosegment (4), Kopfsegment (5), Oberarmsegment (6) und Unterarmsegment (7)*

Das mechanische Ersatzmodell stellt eine ebene 8-gliedrige kinematische Kette dar. Das nichtlineare Dämpfungselement zählt dabei nicht als Getriebeglied. Es stellt ein Getriebeorgan dar, das den Ventilator-Widerstandsmechanismus repräsentiert (Kapitel 9). Die einzelnen Systeme sind durch sieben Drehgelenke und zwei Schubgelenke miteinander verbunden, die alle den Gelenkfreiheitsgrad f=1 aufweisen. In Bezug auf die Anzahl der Drehgelenke muss berücksichtigt werden, dass im Hüftgelenk B des Modells zwei dieser Gelenke, eines zwischen dem Oberschenkelsegment (2) und dem Gleitstein und eines zwischen dem Gleitstein und dem unteren Torsosegment (3), vorhanden sind. Mit Hilfe der Formel von Grübler (10.2) lässt sich somit ein Freiheitsgrad F_G=3 für das mechanische Ersatzmodell bestimmen. Als Freiheitsgrade wurden der Winkel φ_1 zwischen der z_0-Achse und dem Unterschenkelsegment (1), der Winkel φ_3 zwischen der Horizontalen und dem unteren Torsosegment (3) und der Winkel φ_6 zwischen der Horizontalen und dem Oberarmsegment (6) gewählt (Bild 10.2).

Die verwendeten Gelenke seien alle reibungsfrei. Die im Hüftgelenk B und im Handgelenk H vorliegenden Gleitsteine werden als masselose Körper modelliert. Dieser Annahme liegt die Vernachlässigung der Masse des Rollsitzes sowie der Masse der Hände zu Grunde. Die Muskelmassen sind bereits in der Massengeometrie der einzelnen Segmente des mechanischen Ersatzmodells berücksichtigt. Das verwendete biomechanische Muskel-Sehnen Ersatzmodell besteht aus masselosen Elementen (Kapitel 5).

Das Fußgelenk F wird als inertialfest angenommen. Die Höhe a des Hüftgelenkes B über dem Fußgelenk F ist im Modell konstant. Ebenso soll auch die Höhe b des Handgelenkes H über dem Fußgelenk F als konstant vorausgesetzt werden.

Kapitel 11

Passive Gelenkmomente

11.1 Grundlagen

Jedes biologische Gelenk wird von verschiedensten anatomischen Strukturen umspannt. Gelenkmomente, die diese Strukturen entwickeln, führen zu Bewegungen der jeweiligen Körpersegmente. Diese Momente können in aktive und passive unterteilt werden. Aktive Momente rühren von den momentan aktiven Muskeln her. Passive Gelenkmomente entstehen z.B. durch Bänder, passive Muskelkomponenten und Gelenkskapseln. Die passiven Gelenkmomente können durch den folgenden Ansatz (Audu und Davy, 1985, Davy und Audu, 1987, Yamaguchi, 2001) beschrieben werden:

$$M = k_1 \cdot e^{-k_2 \cdot (\theta - \theta_1)} - k_3 \cdot e^{-k_4 \cdot (\theta_2 - \theta)} - c_1 \cdot \dot{\theta} \qquad (11.1)$$

In der Gleichung (11.1) treten der entsprechende Gelenkwinkel θ, die zugeordnete Gelenkswinkelgeschwindigkeit $\dot{\theta}$ und die Parameter k_1, k_2, k_3, k_4, c_1, θ_1 und θ_2 auf (siehe Kapitel 11.1.1 und Kapitel 11.1.2). Man erkennt, dass sich passive Gelenkmomente aus einem nichtlinearen elastischen Anteil und einem linearen Dämpfungsanteil zusammensetzen lassen.

11.1.1 Elastische Anteile

Kommt der Gelenkwinkel θ innerhalb des Bereiches, der durch die beiden Winkel θ_1 und θ_2 begrenzt wird, zu liegen, entsteht durch das elastische Verhalten der passiven Strukturen nur ein kleines Moment (11.1). Fällt der Gelenkwinkel θ außerhalb dieses Bereiches, so steigt das passive Moment sehr schnell an, wobei die Parameter k_2 und k_4 ein Maß für den Anstieg der Gelenksteifigkeit darstellen. Am Stützpunkt θ_1 nimmt das passive elastische Moment ungefähr den Wert k_1 und am Stützpunkt θ_2 ungefähr den Wert $-k_3$ an. Zahlenwerte der

Parameter k_1, k_2, k_3, k_4, θ_1 und θ_2 können z.B. in Audu und Davy, 1985, Davy und Audu, 1987 und Yamaguchi, 2001 nachgelesen werden. Die elastischen Anteile in Gleichung (11.1) wurden im Rahmen der Modellbildung vernachlässigt.

11.1.2 Dämpfende Anteile

Die passiven Dämpfungsmomente in einem Gelenk kann man durch einen linearen Ansatz (11.1) beschrieben, wobei $\dot{\theta}$ die entsprechende Gelenkwinkelgeschwindigkeit und der Parameter c_1 den Dämpfungskoeffizienten darstellt. Davy und Audu, 1987 geben die Dämpfungskonstante 1.09 Nms für das Hüftgelenk, die Dämpfungskonstante 3.17 Nms für das Kniegelenk und die Dämpfungskonstante 0.943 Nms für das Sprunggelenk an. Im Rahmen der Modellbildung wurde für das Sprunggelenk eine Dämpfungskonstante k_F von 1 Nms, für das Kniegelenk eine Dämpfungskonstante k_K von 3 Nms und für das Hüftgelenk eine Dämpfungskonstante k_B von 1 Nms angenommen. In Bezug auf die obere Extremität wurde für die Schulter eine Dämpfungskonstante k_S von 3 Nms und für das Ellbogengelenk eine Dämpfungskonstante k_E von 1 Nms angenommen. Im Handgelenk auftretende passive Dämpfungsmomente finden im mechanischen Ersatzmodell keine Berücksichtigung. In Tabelle 11.1 sind die im Modell verwendeten Dämpfungskonstanten zusammengefasst:

Gelenk	Symbol	Dämpfungskonstante [Nms]
Sprunggelenk	k_F	1
Kniegelenk	k_K	3
Hüftgelenk	k_B	1
Schultergelenk	k_S	3
Ellbogengelenk	k_E	1

***Tabelle 11.1** Dämpfungskonstanten der Gelenke*

11.2 Dämpfungselemente im mechanischen Ersatzmodell

Um in weiterer Folge die passiven Dämpfungsmomente zu berücksichtigen, werden an den entsprechenden Gelenken im mechanischen Ersatzmodell zusätzlich lineare Drehdämpfer (siehe Gleichung 11.1) angebracht. Im Modell liegen in den jeweiligen Gelenken die Drehdämpfer der linken und der rechten Extremität parallel. Die Bestimmung der Ersatzdämpfungskonstanten k_{Ges} zweier parallel liegender Drehdämpfer erfolgt anhand des in Bild 11.1 gezeigten Ersatzsystems. In diesem System werden zwei parallel geschaltete lineare Drehdämpfer durch ein Drehmoment M_{Ges} belastet. Aus dem Drallsatz für die masselose Stange lässt sich die folgende Beziehung entwickeln:

$$M_{Ges} = k_1 \cdot \dot{\varphi} + k_2 \cdot \dot{\varphi} = (k_1 + k_2) \cdot \dot{\varphi} = k_{Ges} \cdot \dot{\varphi} \qquad (11.2)$$

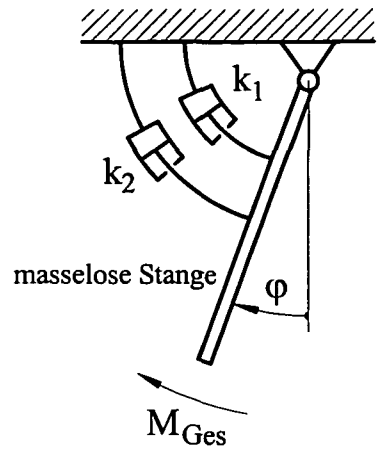


Bild 11.1 *Parallelschaltung zweier Drehdämpfungselemente mit den Dämpfungskonstanten k_1 und k_2, dem Drehwinkel φ und dem Drehmoment M_{Ges}*

Im mechanischen Ersatzmodell liegen an den jeweiligen Gelenken stets zwei Drehdämpfer mit gleicher Dämpfungskonstante k parallel. Diese können zu einem Ersatzdrehdämpfer mit der Dämpfungskonstanten 2·k zusammengefasst werden (siehe Gleichung 11.2). Bei der Berechung der Dämpfungsmomente mit Hilfe des linearen Ansatzes aus Gleichung 11.1 ist zu berücksichtigen, dass für die Gelenkwinkelgeschwindigkeit die Relativwinkelgeschwindigkeit der beiden beteiligten Modellsegmente einzusetzen ist. Unter Verwendung der einzelnen Segmentwinkel (Kapitel 12) erhält man die folgenden Gleichungen für die passiven Dämpfungsmomente im Fußgelenk M_{DF}, im Kniegelenk M_{DK}, im Hüftgelenk M_{DB}, im Schultergelenk M_{DS} und im Ellbogengelenk M_{DE}:

$$\begin{aligned} M_{DF} &= 2 \cdot k_F \cdot \dot{\varphi}_1 \\ M_{DK} &= 2 \cdot k_K \cdot (\dot{\varphi}_1 + \dot{\varphi}_2) \\ M_{DB} &= 2 \cdot k_B \cdot (\dot{\varphi}_2 + \dot{\varphi}_3) \\ M_{DS} &= 2 \cdot k_S \cdot (\dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_6) \\ M_{DE} &= 2 \cdot k_E \cdot (\dot{\varphi}_6 + \dot{\varphi}_7) \end{aligned} \qquad (11.3)$$

Neben den fünf linearen Drehdämpfungselementen mit den Dämpfungskonstanten $2 \cdot k_F$, $2 \cdot k_K$, $2 \cdot k_B$, $2 \cdot k_S$ und $2 \cdot k_E$ zur Erfassung der passiven Dämpfungsmomente in den Gelenken enthält das mechanische Ersatzmodell noch einen sechsten nichtlinearen Dämpfer mit dem Dämpfungskoeffizienten k_L zur Modellierung des Ventilator-Widerstandsmechanismus (Kapitel 9). Es kommen daher im Rahmen der Modellbildung sechs Dämpfungselemente zum Einsatz (Bild 11.2).

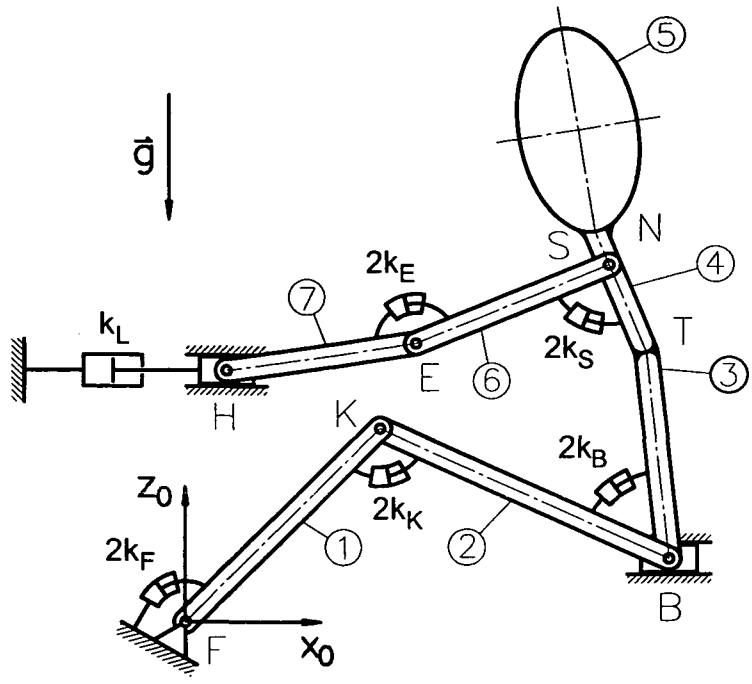


Bild 11.2 *Dämpfungselemente im mechanischen Ersatzmodell (Modellkonzept siehe Kapitel 10)*

Kapitel 12

Bewegungsgleichungen

12.1 Grundgleichungen

12.1.1 Satz vom Massenmittelpunkt

Für einen Körper mit einer konstanten Masse m lässt sich der Satz vom Massenmittelpunkt wie folgt formulieren (Lugner, 1994):

$$m \cdot \underline{a}_M = \underline{R} \tag{12.1}$$

Da im homogenen Schwerefeld der Massenmittelpunkt und der Schwerpunkt zusammenfallen, wird diese Gleichung auch oft als Schwerpunktsatz bezeichnet. Die Beschleunigung des Schwerpunktes $\underline{a}_M$ ist proportional der Resultierenden $\underline{R}$ aller am Körper angreifenden äußeren Kräfte.

12.1.2 Drallsatz

Der Drallsatz besagt in seiner üblichen Form, dass die zeitliche Ableitung des Dralls eines Systems um einen Punkt, der im Raum fest ist oder mit dem Schwerpunkt zusammenfällt, gleich dem Moment aller äußeren Kräfte um diesen Punkt ist (Parkus, 1995). Für eine ebene Bewegung nimmt der Drallsatz die folgende Form an:

$$I \cdot \dot{\omega} = M \tag{12.2}$$

I stellt dabei das Massenträgheitsmoment in Bezug auf die zur Bewegungsebene senkrechte Achse durch den Bezugspunkt und M das Moment aller äußeren Kräfte um diese Achse dar.

12.1.3 Kinematische Bindungen

In einem Mehrkörpersystem treten im Allgemeinen zwischen den einzelnen Körpern kinematische Bindungen auf, die einschränkend auf dessen Beweglichkeit wirken. Treten in einem System von p starren Körpern keine kinematischen Bindungen auf, so besitzt es 6·p Freiheitsgrade (generalisierte Koordinaten q_1, q_2,...., q_{6p}) zur eindeutigen Bestimmung seiner Lage. Durch kinematische Bindungen, man denke dabei z.B. an Gelenke oder Führungen, werden die Bewegungsmöglichkeiten des Systems beschnitten. Diese Tatsache wird durch $r \leq (6 \cdot p - 1)$ Bedingungsgleichungen der folgenden Form ausgedrückt (Lugner et al., 1999):

$$\varphi_j(q_1, \ldots, q_{6p}, \dot{q}_1, \ldots, \dot{q}_{6p}, t) = 0 \quad j = 1, 2, \ldots, r \tag{6.3}$$

Bedingungsgleichungen, die keine verallgemeinerten Geschwindigkeiten $\dot{q}_i$ enthalten, heißen holonom. Mit Hilfe solcher Zwangsbedingungen kann die Anzahl der benötigten generalisierten Koordinaten zur Beschreibung der Systemlage reduziert werden.

12.2 Mathematisches Modell

Um die Bewegungsgleichungen des mechanischen Ersatzmodells (Kapitel 10) anschreiben zu können, wird das Modell zunächst in seine Teilkörper zerlegt und freigemacht. Die Muskelkräfte bewirken Drehmomente, die im Fußgelenk mit M_F, im Kniegelenk mit M_K, im Hüftgelenk mit M_B, im Schultergelenk mit M_S und im Ellbogengelenk mit M_E bezeichnet werden.

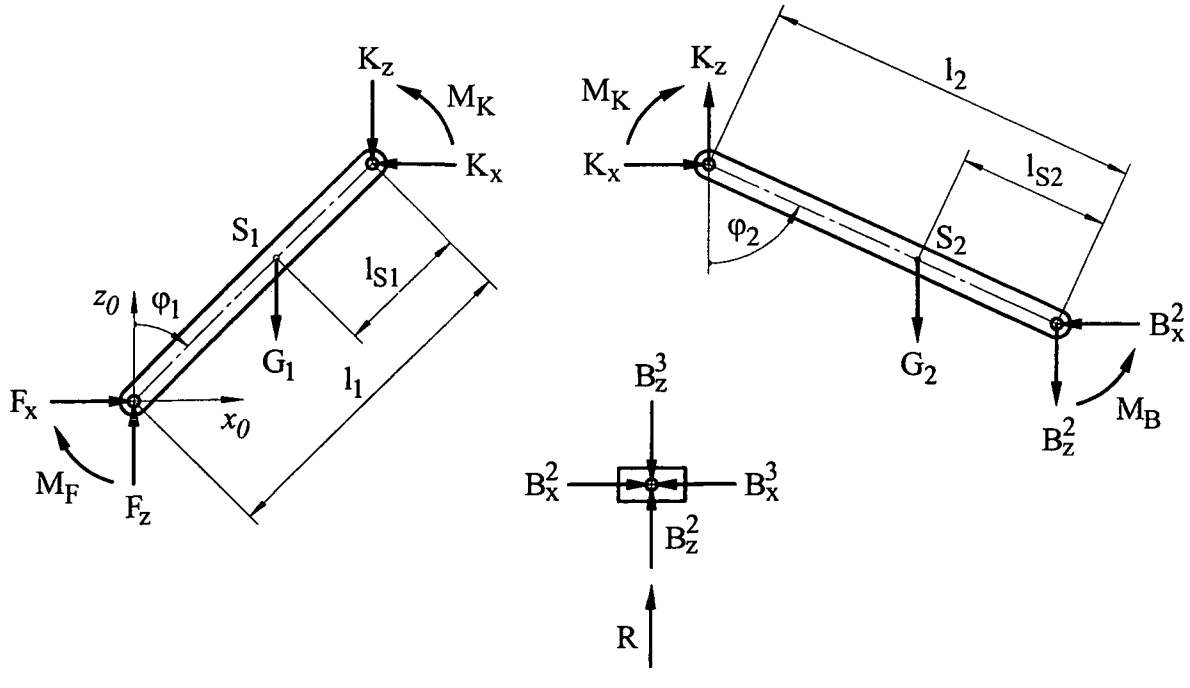


Bild 12.1 Freigemachte untere Extremität und Rollsitz

Die Gewichtskräfte der einzelnen Modellkörper i werden mit G_i bezeichnet. Der Ursprung des Inertialsystems x_0-z_0 befindet sich im Fußgelenk F (Bild 12.1). Der Schwerpunktsatz und der Drallsatz für das Unterschenkelelement lauten:

$$2 \cdot m_1 \cdot \ddot{x}_1 = F_x - K_x \tag{6.4}$$

$$2 \cdot m_1 \cdot \ddot{z}_1 = F_z - 2 \cdot m_1 \cdot g - K_Z \tag{6.5}$$

$$\begin{aligned} 2 \cdot I_1 \cdot \ddot{\varphi}_1 = M_F - F_x \cdot (l_1 - l_{S1}) \cdot \cos\varphi_1 + F_z \cdot (l_1 - l_{S1}) \cdot \sin\varphi_1 - M_K - \\ - K_x \cdot l_{S1} \cdot \cos\varphi_1 + K_z \cdot l_{S1} \cdot \sin\varphi_1 - 2 \cdot k_F \cdot \dot{\varphi}_1 - 2 \cdot k_K \cdot (\dot{\varphi}_1 + \dot{\varphi}_2) \end{aligned} \tag{6.6}$$

Die Lage des Unterschenkelschwerpunktes S_1 kann mit Hilfe der generalisierten Koordinate φ_1 berechnet werden:

$$x_1 = (l_1 - l_{S1}) \cdot \sin\varphi_1 \tag{6.7}$$

$$z_1 = (l_1 - l_{S1}) \cdot \cos\varphi_1 \tag{6.8}$$

Das nächste freigemachte Modellsegment ist der Oberschenkel. Für dieses Element lauten der Schwerpunktsatz und der Drallsatz:

$$2 \cdot m_2 \cdot \ddot{x}_2 = K_x - B_x^2 \tag{6.9}$$

$$2 \cdot m_2 \cdot \ddot{z}_2 = K_z - 2 \cdot m_2 \cdot g - B_z^2 \tag{6.10}$$

$$\begin{aligned} 2 \cdot I_2 \cdot \ddot{\varphi}_2 = -M_K - K_x \cdot (l_2 - l_{S2}) \cdot \cos\varphi_2 - K_z \cdot (l_2 - l_{S2}) \cdot \sin\varphi_2 + M_B - \\ - B_x^2 \cdot l_{S2} \cdot \cos\varphi_2 - B_z^2 \cdot l_{S2} \cdot \sin\varphi_2 - 2 \cdot k_K \cdot (\dot{\varphi}_1 + \dot{\varphi}_2) - 2 \cdot k_B \cdot (\dot{\varphi}_2 + \dot{\varphi}_3) \end{aligned} \tag{6.11}$$

Die Lage des Oberschenkelschwerpunktes S_2 ist durch die generalisierte Koordinate φ_1 und den Drehwinkel des Oberschenkelelements φ_2 festgelegt:

$$x_2 = l_1 \cdot \sin\varphi_1 + (l_2 - l_{S2}) \cdot \sin\varphi_2 \tag{6.12}$$

$$z_2 = l_1 \cdot \cos\varphi_1 - (l_2 - l_{S2}) \cdot \cos\varphi_2 \tag{6.13}$$

Das Unterschenkelsegment, das Oberschenksegment und das masselose Rollsitzelement bilden ein exzentrisches Schubkurbelgetriebe, dessen Lage sich durch die generalisierte Koordinate φ_1 festlegen lässt. Aus der Bestimmung der Kniehöhe (z_0-Richtung) kann man einen Zusammenhang zwischen φ_1 und dem Drehwinkel des Oberschenkelsegmentes φ_2 entwickeln:

$$l_1 \cdot \cos\varphi_1 = l_2 \cdot \cos\varphi_2 + a \tag{6.14}$$

Betrachtet man das masselose Rollsitzelement in der Rollsitzführung, so können aus dem Schwerpunktsatz die folgenden Beziehungen zwischen den dort auftretenden Zwangskräften B_x^i und B_z^i sowie der Rollsitzkraft R abgeleitet werden:

$$B_x^2 = B_x^3 \tag{6.15}$$

$$R = B_z^3 - B_z^2 \tag{6.16}$$

Im mechanischen Ersatzmodell sind der untere Torso, der obere Torso und der Kopf in einem Modellsegment zusammengefasst (Bild 12.2). Das obere Torsoelement ist gegenüber dem unteren Torsoelement um den Rückenwinkel τ nach vorne, das Kopfelement gegenüber dem oberen Torsoelement um den Kopfwinkel κ nach hinten geneigt.

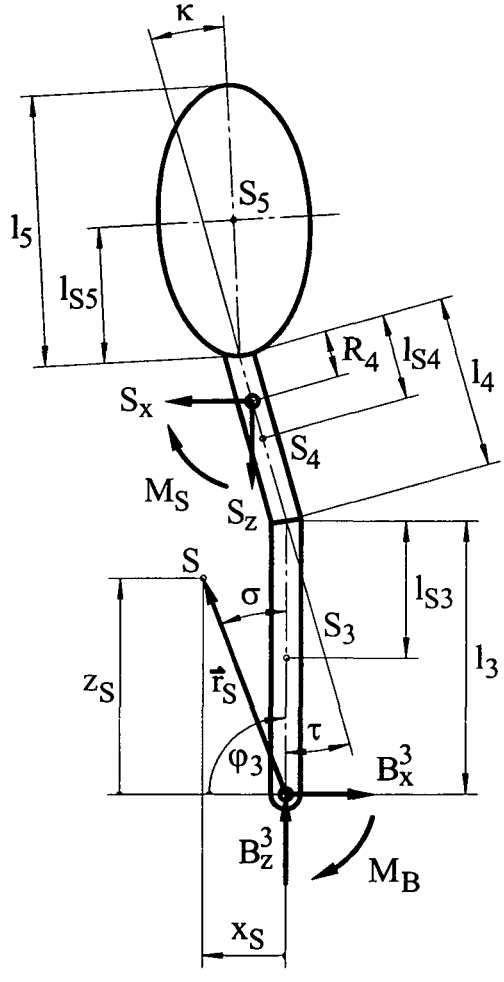


***Bild 12.2** Freigemachter Rumpf und Kopf*

Zunächst muss von diesem, aus drei Segmenten zusammengesetzten Modellsegment der Gesamtschwerpunkt S bestimmt werden. Dessen Lage soll durch den Vektor $\underline{r}_S$, der mit der Mittelachse des unteren Torsos den Winkel σ einschließt, festgelegt werden. Mit Hilfe des

Teilschwerpunktsatzes kann man die beiden Komponenten x_S und z_S des Schwerpunktvektors $\underline{r}_S$ berechnen:

$$x_S = \frac{m_4 \cdot (l_4 - l_{S4}) \cdot \sin\tau + m_5 \cdot [l_4 \cdot \sin\tau + l_{S5} \cdot \sin(\tau - \kappa)]}{m_3 + m_4 + m_5} \tag{6.17}$$

$$z_S = \frac{m_3 \cdot (l_3 - l_{S3}) + m_4 \cdot [l_3 + (l_4 - l_{S4}) \cdot \cos\tau] + m_5 \cdot [l_3 + l_4 \cdot \cos\tau + l_{S5} \cdot \cos(\tau - \kappa)]}{m_3 + m_4 + m_5} \tag{6.18}$$

Somit ist man in der Lage, den Winkel σ und die Länge des Schwerpunktvektors $\underline{r}_S$ zu bestimmen:

$$\tan\sigma = \frac{x_S}{z_S} \tag{6.19}$$

$$\|\underline{r}_S\| = r_S = \sqrt{x_S^2 + z_S^2} \tag{6.20}$$

Zur Berechnung des gesamten Massenträgheitsmoments I_S des Rumpf-Kopf Elements wird auf den Satz von Steiner zurückgegriffen. Um diesen Satz anwenden zu können, benötigt man zuerst die einzelnen Abstände der Teilschwerpunkte zum Gesamtschwerpunkt:

$$x_{SS_3} = x_S \tag{6.21}$$

$$z_{SS_3} = z_S - (l_3 - l_{S3}) \tag{6.22}$$

$$x_{SS_4} = x_S - (l_4 - l_{S4}) \cdot \sin\tau \tag{6.23}$$

$$z_{SS_4} = l_3 + (l_4 - l_{S4}) \cdot \cos\tau - z_S \tag{6.24}$$

$$x_{SS_5} = l_4 \cdot \sin\tau + l_{S5} \cdot \sin(\tau - \kappa) - x_S \tag{6.25}$$

$$z_{SS_5} = l_3 + l_4 \cdot \cos\tau + l_{S5} \cdot \cos(\tau - \kappa) - z_S \tag{6.26}$$

Der Steiner'sche Satz zur Bestimmung des Massenträgheitsmoments I_S lautet somit:

$$I_S = I_3 + m_3 \cdot (x_{SS_3}^2 + z_{SS_3}^2) + I_4 + m_4 \cdot (x_{SS_4}^2 + z_{SS_4}^2) + I_5 + m_5 \cdot (x_{SS_5}^2 + z_{SS_5}^2) \tag{6.27}$$

Da nun die massengeometrischen Verhältnisse des Rumpf-Kopf Elements festgelegt sind, können der Schwerpunktsatz und der Drallsatz für dieses Segment angeschrieben werden:

$$(m_3 + m_4 + m_5)\cdot \ddot{x}_S = B_x^3 - S_X \tag{6.28}$$

$$(m_3 + m_4 + m_5)\cdot \ddot{z}_S = B_z^3 - (m_3 + m_4 + m_5)\cdot g - S_z \tag{6.29}$$

$$\begin{aligned} I_S \cdot \ddot{\varphi}_3 = {} & M_S - S_x \cdot [l_3 \cdot \sin\varphi_3 + (l_4 - R_4)\cdot \sin(\varphi_3 - \tau) - r_S \cdot \sin(\varphi_3 - \sigma)] - \\ & - S_Z \cdot [l_3 \cdot \cos\varphi_3 + (l_4 - R_4)\cdot \cos(\varphi_3 - \tau) - r_S \cdot \cos(\varphi_3 - \sigma)] + M_B - \\ & - B_x^3 \cdot r_S \cdot \sin(\varphi_3 - \sigma) - B_z^3 \cdot r_S \cdot \cos(\varphi_3 - \sigma) - 2 \cdot k_B \cdot (\dot{\varphi}_2 + \dot{\varphi}_3) - 2 \cdot k_S \cdot (\dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_6) \end{aligned} \tag{6.30}$$

Die Lage des Gesamtschwerpunktes S lässt sich wieder durch die jeweiligen Segmentwinkel ausgedrücken:

$$x_S = l_1 \cdot \sin\varphi_1 + l_2 \cdot \sin\varphi_2 - r_S \cdot \cos(\varphi_3 - \sigma) \tag{6.31}$$

$$z_S = a + r_S \cdot \sin(\varphi_3 - \sigma) \tag{6.32}$$

Als nächstes soll die freigemachte obere Extremität des mechanischen Ersatzmodells betrachtet werden (Bild 12.3). Sie besteht aus dem Oberarmsegment, dem Unterarmsegment und einem masselosen Gleitstein in der Handgriffführung. An diesem Gleitstein greift die vom Widerstandsmechanismus des Ergometers erzeugte Handgriffkraft L an.

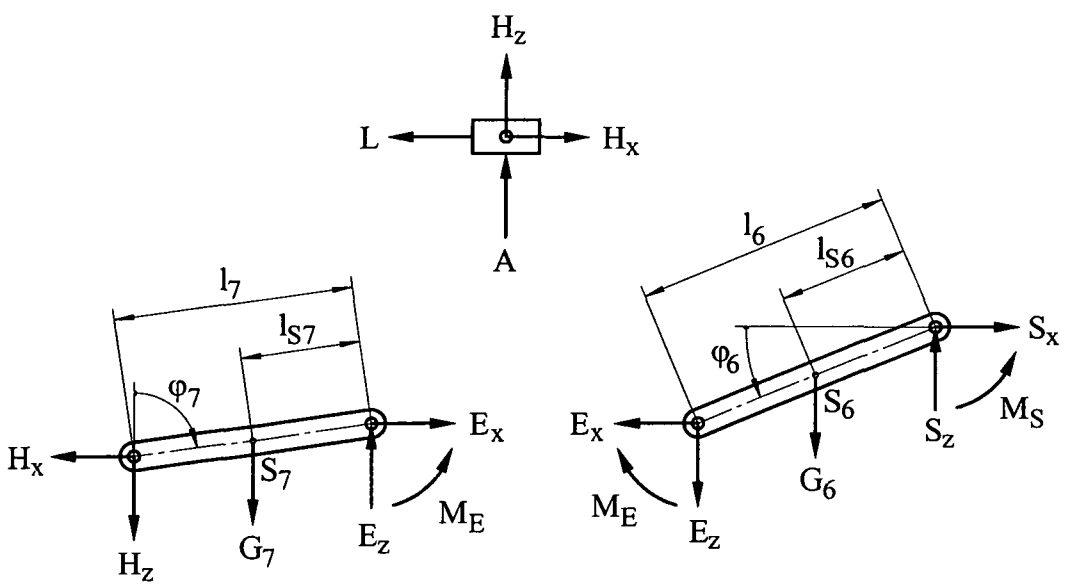


***Bild 12.3** Freigemachte obere Extremität und Handgleitstein*

Der Schwerpunktsatz und der Drallsatz für das Oberarmsegment lauten:

$$2 \cdot m_6 \cdot \ddot{x}_6 = S_x - E_x \tag{6.33}$$

$$2 \cdot m_6 \cdot \ddot{z}_6 = S_z - 2 \cdot m_6 \cdot g - E_z \tag{6.34}$$

$$2 \cdot I_6 \cdot \ddot{\varphi}_6 = M_S - S_x \cdot l_{S6} \cdot \sin\varphi_6 + S_z \cdot l_{S6} \cdot \cos\varphi_6 - M_E - E_x \cdot (l_6 - l_{S6}) \cdot \sin\varphi_6 + \\ + E_z \cdot (l_6 - l_{S6}) \cdot \cos\varphi_6 - 2 \cdot k_S \cdot (\dot{\varphi}_3 + \dot{\varphi}_6) - 2 \cdot k_E \cdot (\dot{\varphi}_6 + \dot{\varphi}_7) \tag{6.35}$$

Die Lage des Oberarmschwerpunktes S_6 ergibt sich mit Hilfe der entsprechenden Segmentwinkel aus folgenden Gleichungen:

$$x_6 = l_1 \cdot \sin\varphi_1 + l_2 \cdot \sin\varphi_2 - l_3 \cdot \cos\varphi_3 - (l_4 - R_4) \cdot \cos(\varphi_3 - \tau) - l_{S6} \cdot \cos\varphi_6 \tag{6.36}$$

$$z_6 = a + l_3 \cdot \sin\varphi_3 + (l_4 - R_4) \cdot \sin(\varphi_3 - \tau) - l_{S6} \cdot \sin\varphi_6 \tag{6.37}$$

Das nächste freigemachte Modellelement ist das Unterarmsegment. Für dieses Element lauten der Schwerpunktsatz und der Drallsatz:

$$2 \cdot m_7 \cdot \ddot{x}_7 = E_x - L \tag{6.38}$$

$$2 \cdot m_7 \cdot \ddot{z}_7 = E_z - 2 \cdot m_7 \cdot g - H_z \tag{6.39}$$

$$2 \cdot I_7 \cdot \ddot{\varphi}_7 = -M_E + E_x \cdot l_{S7} \cdot \cos\varphi_7 - E_z \cdot l_{S7} \cdot \sin\varphi_7 + L \cdot (l_7 - l_{S7}) \cdot \cos\varphi_7 - \\ - H_z \cdot (l_7 - l_{S7}) \cdot \sin\varphi_7 - 2 \cdot k_E \cdot (\dot{\varphi}_6 + \dot{\varphi}_7) \tag{6.40}$$

Die Lage des Unterarmschwerpunktes S_7 ist durch folgende Gleichungen festgelegt:

$$x_7 = l_1 \cdot \sin\varphi_1 + l_2 \cdot \sin\varphi_2 - l_3 \cdot \cos\varphi_3 - (l_4 - R_4) \cdot \cos(\varphi_3 - \tau) - l_6 \cdot \cos\varphi_6 - \\ - l_{S7} \cdot \sin\varphi_7 \tag{6.41}$$

$$z_7 = a + l_3 \cdot \sin\varphi_3 + (l_4 - R_4) \cdot \sin(\varphi_3 - \tau) - l_6 \cdot \sin\varphi_6 - l_{S7} \cdot \cos\varphi_7 \tag{6.42}$$

Bestimmt man die Schulterhöhe (z_0-Richtung), so erkennt man, dass es einen Zusammenhang zwischen den generalisierten Koordinaten φ_3, φ_6 und dem Segmentwinkel φ_7 gibt:

$$a + l_3 \cdot \sin\varphi_3 + (l_4 - R_4) \cdot \sin(\varphi_3 - \tau) = b + l_7 \cdot \cos\varphi_7 + l_6 \cdot \sin\varphi_6 \tag{6.43}$$

Aus der Betrachtung des masselosen Gleitsteins in der Handgriffführung erhält man mit Hilfe des Schwerpunktsatzes folgende Beziehungen:

$$H_x = L \tag{6.44}$$

$$H_z = -A \tag{6.45}$$

Abschließend lässt sich festhalten, dass sich das mathematische Modell aus 15 Differentialgleichungen ((6.4), (6.5), (6.6), (6.9), (6.10), (6.11), (6.28), (6.29), (6.30), (6.33), (6.34), (6.35), (6.38), (6.39), (6.40)), die sich aus den Schwerpunktsätzen und Drallsätzen der einzelnen Modellsegmente ableiten lassen, und 12 algebraischen Gleichungen ((6.7), (6.8), (6.12), (6.13), (6.14), (6.31), (6.32), (6.36), (6.37), (6.41) (6.42), (6.43)), welche die Lage der Segmentschwerpunkte und Zusammenhänge zwischen den entsprechenden Segmentwinkeln angeben, zusammensetzt.

Kapitel 13

Inverses Problem

13.1 Grundlagen und Vorgangsweise

Im Rahmen des inversen Problems soll das entwickelte mechanische Ersatzmodell dazu benützt werden, die bei einer menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer auftretenden Muskelkraftverläufe zu berechnen. Um dieses Ziel zu erreichen, wird das inverse Problem in zwei Teilprobleme getrennt: in die Bestimmung der auftretenden Gelenkmomente $\underline{M}_G$ und in die Festlegung der Muskelkräfte $\underline{F}_M$ (Hardt, 1978 in Davy und Audu, 1987).

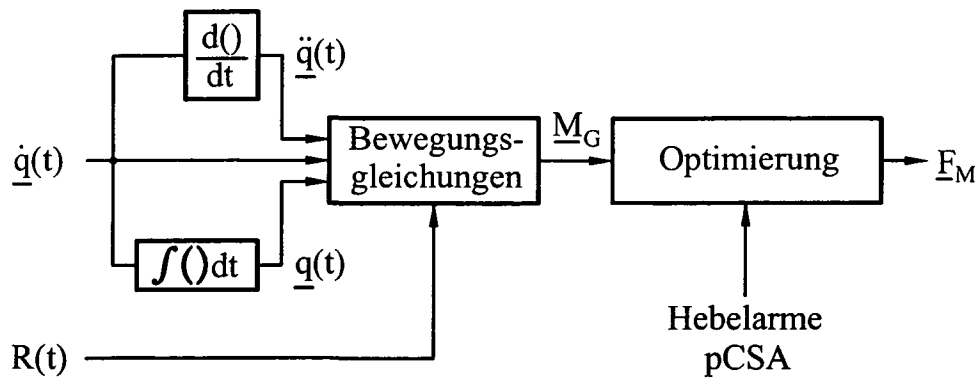


***Bild 13.1** Vorgangsweise zur Lösung des inversen Problems*

Zur Bestimmung der Gelenkmomente $\underline{M}_G$ muss zunächst die Bewegung des mechanischen Ersatzmodells vorgeschrieben werden. Die Beweglichkeit des Modells lässt sich durch drei Freiheitsgrade (Fußwinkel φ_1, Hüftwinkel φ_3, Armwinkel φ_6, siehe Kapitel 10), die in dem Lagevektor $\underline{q}(t)$ zusammengefasst sind, beschreiben. In dieser Arbeit soll die Bewegung anhand der ersten zeitlichen Ableitungen der drei Freiheitsgrade, also den entsprechenden Winkelgeschwindigkeiten, vorgeschrieben werden. Aus der Integration der Winkelgeschwindigkeitsansätze erhält man die zugeordneten Winkelverläufe, wobei die

Ausgangslage des mechanischen Modells mit einem Fußwinkel φ_1 von 0°, einem Hüftwinkel φ_3 von 70° und einem Armwinkel φ_6 von 25°, zu berücksichtigen ist. Aus der zeitlichen Ableitung der Winkelgeschwindigkeitsansätze erhält man die auftretenden Winkelbeschleunigungen. Für die durchgeführten Simulationen wird die Dauer eines Bewegungszyklus, der sich aus einer Zugphase und einer anschließenden Rückrollphase zusammensetzt, mit 2 Sekunden angesetzt. Dabei soll die Umkehrposition nach 0.85 s auftreten. Bei der Wahl der Winkelgeschwindigkeitsansätze wurde darauf geachtet, dass sich realistische Winkelverläufe ergeben. Betrachtet man an dieser Stelle die Bewegungsgleichungen (Kapitel 12) so stellt man fest, dass man ohne die Vorgabe einer weiteren Größe nicht in der Lage ist alle Gelenkmomente zu bestimmen. Zu diesem Zweck wird zusätzlich die Rollsitzkraft R(t), die zwischen dem Rollsitz und der Rollsitzführung auftritt, vorgegeben. Der Ansatz für die Rollsitzkraft wurde unter Zuhilfenahme der Messergebnisse von Pudlo et al., 1996 entwickelt. Die Winkelgeschwindigkeitsansätze und der Rollsitzkraftansatz sind durch Polynome n-ten Grades der folgenden Form realisiert:

$$P(t) = \sum_{k=1}^{n} a_k \cdot t^k \tag{13.1}$$

In diesen Ansätzen (13.1) steht t für die Zeit und a_k für die verschiedenen Koeffizienten. Die Winkelgeschwindigkeitsansätze des Fußgelenks und des Hüftgelenks stellen Polynome 8-ten Grades, die Ansätze der Winkelgeschwindigkeit des Arms und der Rollsitzkraft Polynome 11-ten Grades dar (Tabelle 13.1).

Polynom-koeffizienten	Fußwinkel-geschwindigkeit $\dot{\varphi}_1$	Hüftwinkel-geschwindigkeit $\dot{\varphi}_3$	Armwinkel-geschwindigkeit $\dot{\varphi}_6$	Rollsitz-kraft R(t)
a_0	0.00	0.00	0.00	127.07
a_1	8.76	6.83	4.34	-928.44
a_2	11.29	2.24	4.11	5114.79
a_3	-61.88	-3.96	-83.16	-25033.83
a_4	35.24	-79.71	770.66	39153.71
a_5	42.21	158.58	-2782.94	164326.22
a_6	-56.36	-121.33	4999.97	-647209.75
a_7	23.21	42.21	-5132.48	945457.54
a_8	-3.31	-5.58	3172.61	-732909.40
a_9	-	-	-1172.56	320205.27
a_{10}	-	-	239.33	-74687.80
a_{11}	-	-	-20.79	7255.68

***Tabelle 13.1** Polynomkoeffizienten der Bewegungsansätze*

Mit Hilfe dieser Ansätze ist man nun in der Lage, aus den Bewegungsgleichungen die Verläufe des Fußmoments M_F, des Kniemoments M_K, des Hüftmoments M_B, des

Schultermoments M_S und des Ellbogenmoments M_E über einen gesamten Bewegungszyklus zu berechnen. Aus den resultierenden zeitlichen Verläufen der Freiheitsgrade (Bild 13.2) erkennt man, dass in der Umkehrlage der Fußwinkel einen Wert von rund 75°, der Hüftwinkel einen Wert von rund 130° und der Oberarmwinkel einen Wert von rund 90° annehmen.

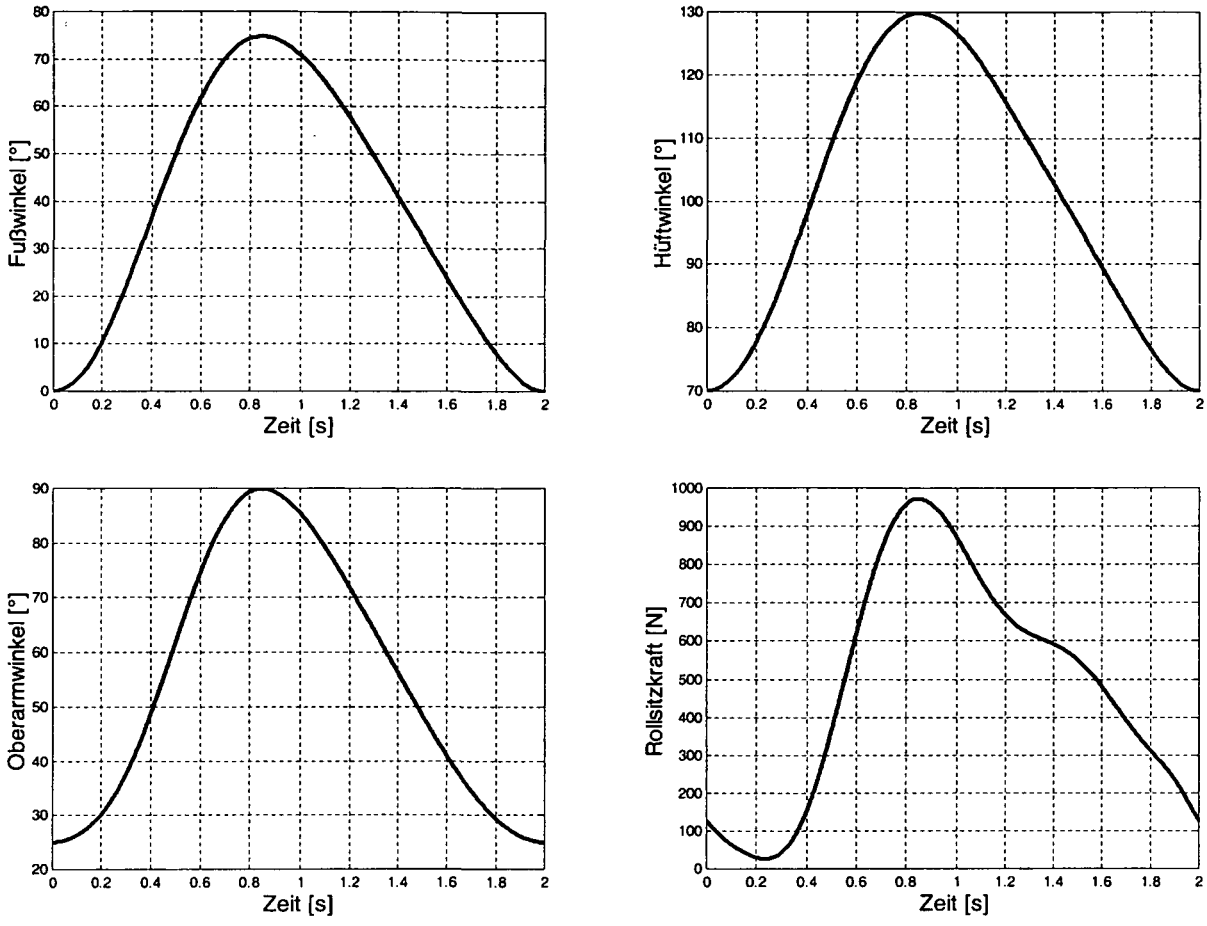


Bild 13.2 *Resultierende Gelenkwinkelverläufe und Rollsitzkraftansatz*

In einem biologischen Gelenk übt jeder Muskel i, der dieses Gelenk umspannt, über seine Sehnenkraft $\underline{F}_i$ und den ihm zugeordneten Hebelarm $\underline{r}_i$ ein bestimmtes Moment aus. Unter der Vernachlässigung des Einflusses von Bändern und Kontaktkräften kann man aus der Anzahl k der einzelnen Muskelmomente das entwickelte Gelenkmoment $\underline{M}$ zusammensetzen:

$$\underline{M} = \sum_{i=1}^{k} (\underline{r}_i \times \underline{F}_i) \tag{13.2}$$

Da biologische Gelenke aber im Allgemeinen von mehr Muskeln umspannt werden als dort mechanische Freiheitsgrade auftreten, erhält man stets ein unterbestimmtes Gleichungssystem, in dem mehr unbekannte Muskelkräfte auftreten als Systemgleichungen vorhanden sind. Um diese auch als Verteilungsproblem bezeichnete Aufgabe zu lösen, könnte man z.B. die Anzahl der Systemgleichungen erhöhen, was auf nicht trivialen Annahmen beruhen müsste, oder die Anzahl der Unbekannten reduzieren, was zu einem Verlust von

relevanten Informationen über das spezifische Systemverhalten führen könnte (Nigg und Herzog, 1994). In der Biomechanik greift man üblicherweise auf eine Zielfunktion zurück, die optimiert werden soll. Hier wird das von Crowninshield und Brand, 1981 eingeführte Kriterium herangezogen:

$$U = \sum_{i=1}^{m} \left(\frac{F_i}{pCSA_i} \right)^n \rightarrow Minimum \tag{13.3}$$

In diesem Kriterium (13.3) steht m für die Anzahl der betrachteten Muskeln, F_i für die jeweilige Sehnenkraft und $pCSA_i$ für den physiologischen Muskelquerschnitt. Für den Exponenten n wird ein Wert von 2 angenommen (Crowninshield und Brand, 1981). Des weiteren gilt es noch einige Randbedingungen einzuhalten. Die Muskelkräfte F_i dürfen nur positive Werte annehmen, da Muskeln nur Zugkräfte entwickeln können, und sollen stets kleiner sein als die entsprechende tetanische Muskelkraft. Außerdem muss sich das aus den Bewegungsgleichungen berechnete Gelenkmoment $\underline{M}$ natürlich gemäß Gleichung (13.2) aus den jeweiligen Muskelteilmomenten zusammensetzen lassen.

13.2 Simulationsergebnisse

Eine wesentliche kinematische Größe ist die Handgriffgeschwindigkeit, da sich aus ihrem Verlauf die eigentliche Belastung des mechanischen Ersatzmodells, nämlich die Kraft am Handgriff, bestimmen lässt. Die Geschwindigkeit des Handgriffs erreicht für einen Bewegungszyklus in der Hälfte der Zugphase ihr Maximum mit 2.41 m/s (Bild 13.3). In der Rückrollphase sind die erreichten Geschwindigkeiten mit dem Minimum von –1.46 m/s deutlich kleiner als in der Zugphase. Die Bahn des Gesamtschwerpunktes im Inertialsystem (Bild 13.3) ist in der Rückrollphase praktisch identisch mit der Bahn in der Zugphase. Erwartungsgemäß ist der in x-Richtung überstrichene Weg mit 0.656 m größer als der in z-Richtung überstrichene Weg von 0.081 m.

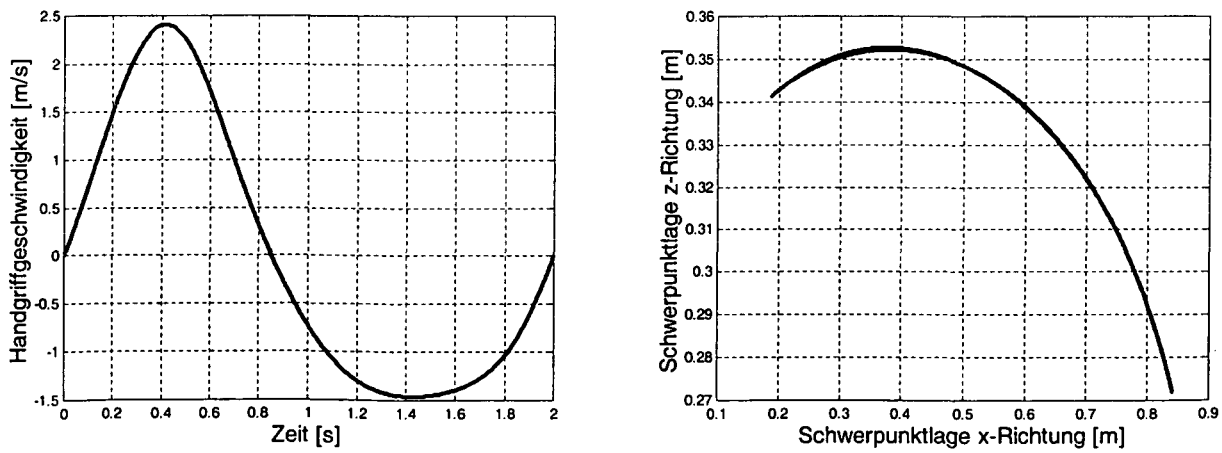


Bild 13.3 Handgriffgeschwindigkeit und Bahn des Gesamtschwerpunktes

Die Handgriffkraft (Bild 13.4) erreicht während der Zugphase nach 0.42 s den größten Wert von 754 N. Während der Rückrollphase tritt entsprechend der durchgeführten Modellierung keine Kraft am Handgriff mehr auf. Die Leistung (Bild 13.4) erreicht nach 0.42 s mit 1815 W ihr Maximum. Da in der Rückrollphase der Widerstandsmechanismus keine Kraft mehr auf den Handgriff ausübt, verschwindet in diesem Bereich auch die Leistung.

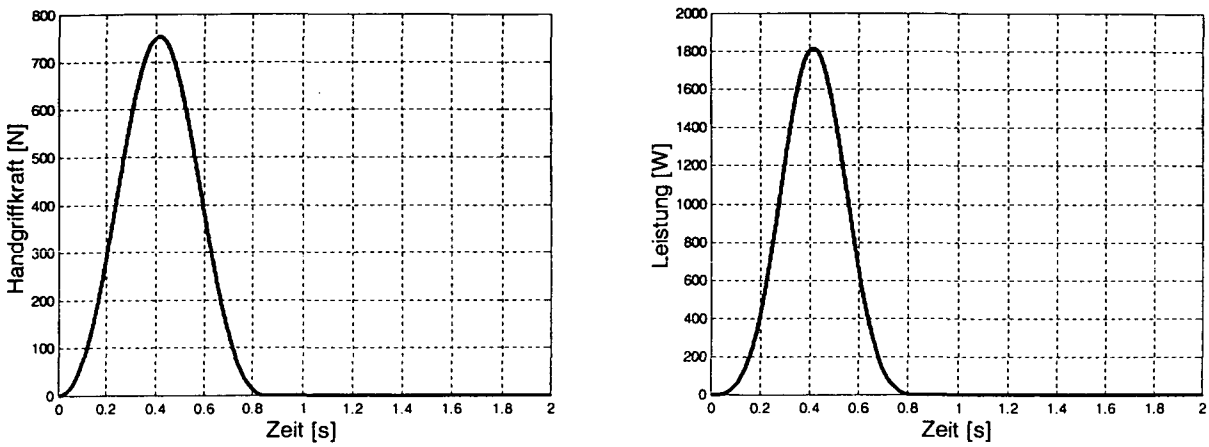


Bild 13.4 Handgriffkraft und Leistung

Zu Simulationsbeginn t = 0 s nehmen die Gelenkmomente der oberen Extremität (Bild 13.5) negative Werte an, da zu diesem Zeitpunkt noch keine Kraft am Handgriff vorhanden ist, und die Muskeln den Oberarm und den Unterarm gegen die angreifenden Gravitationskräfte in ihrer Anfangslage halten. Die Wirkungslinie der Handgriffkraft verläuft zu Beginn der Zugphase unterhalb des Ellbogengelenks und versucht so dieses Gelenk zu beugen. Um das zu verhindern, nimmt das Ellbogenmoment mit zunehmender Simulationsdauer zunächst positive Werte an, um nach 0.32 s das Maximum von 19.77 Nm zu erreichen. Danach wird das Moment negativ, um eine Beugung des Ellbogens zu erzeugen und den Handgriff vor Erreichen der Umkehrlage an den Torso heranzuziehen. In der Rückrollphase fehlt die Belastung am Handgriff und der Unterarm wird durch ein kleines negatives Ellbogenmoment wieder in seine Ausgangslage geführt.

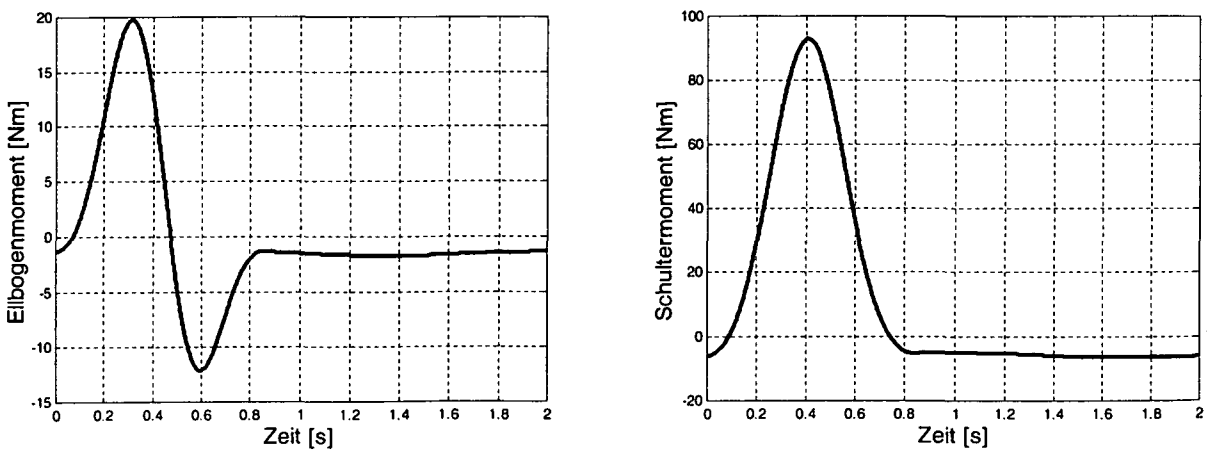


Bild 13.5 Gelenkmomente der oberen Extremität

Das Schultermoment (Bild 13.5) ergibt in der Zugphase größtenteils positive Werte, um den Oberarm in seine Umkehrlage zu bewegen. Das Maximum von 92.85 Nm wird nach 0.41 s entwickelt. Kurz vor Erreichen der Umkehrlage und in der gesamten Rückrollphase stellt sich wie bei dem Ellbogenmoment ein negativer Verlauf ein, um den Oberarm wieder in die Ausgangslage zurückzubewegen. Das Hüftmoment (Bild 13.6) richtet den Torso zu Simulationsbeginn auf und beschleunigt ihn in Richtung Umkehrlage. In der Mitte des Bewegungszyklus, am Ende der Zugphase und zu Beginn der Rückrollphase, liegt das Moment im negativen Bereich, um den Torso abzubremsen und aus der Umkehrlage heraus in Richtung Anfangsposition zu beschleunigen, um dann am Ende der Rückrollphase wieder positiv zu werden und den Torso abzubremsen. Das Hüftmoment erreicht sein Maximum nach 0.23 s mit 108.0 Nm und sein Minimum nach 0.82 s mit –64.3 Nm.

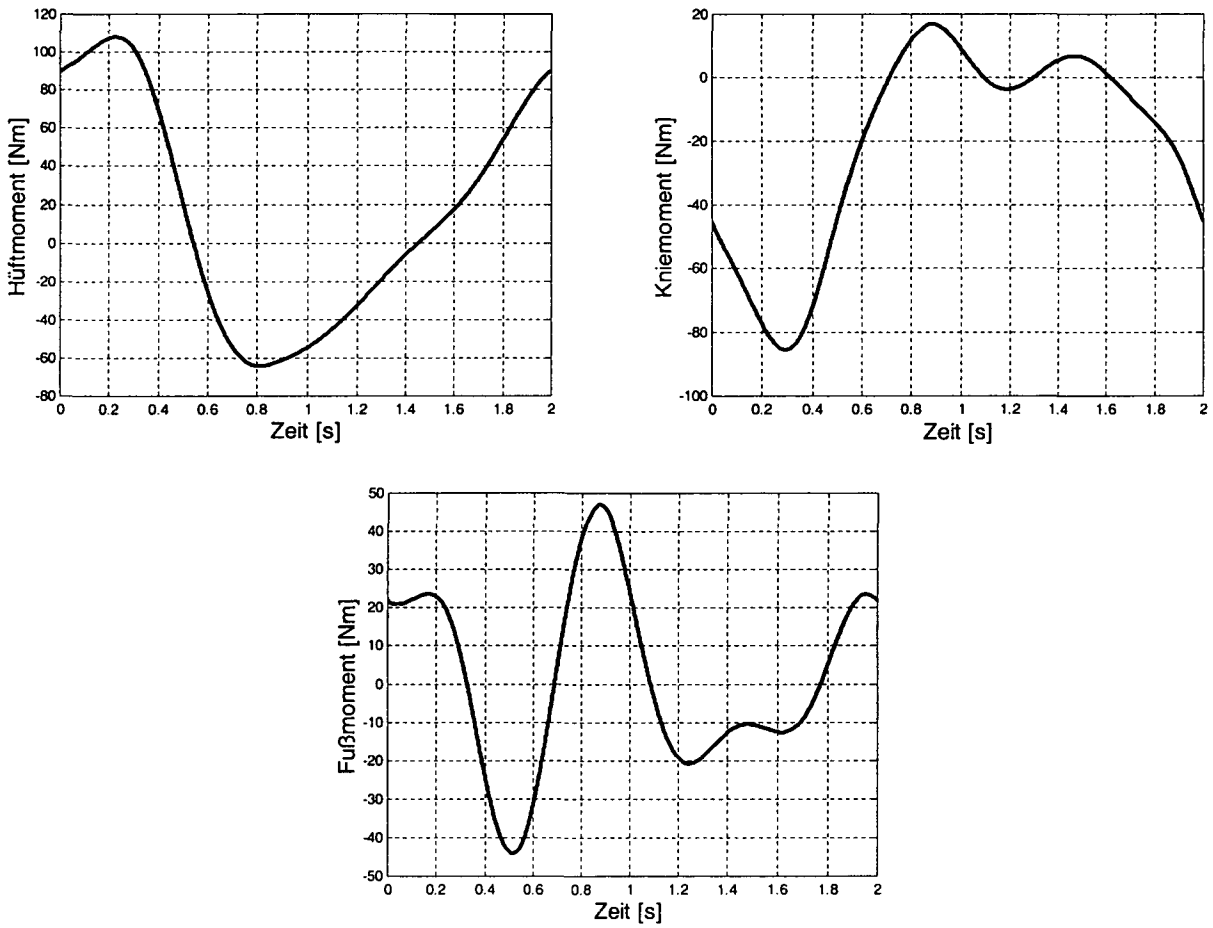


***Bild 13.6** Gelenkmomente in der unteren Extremität*

Das Kniemoment (Bild 13.6) ist während des Großteils der Zugphase negativ, um das Kniegelenk zu strecken. Das Minimum tritt dabei nach 0.29 s mit –85.47 Nm auf. In der Mitte des Bewegungszyklus nimmt das Moment sowohl positive als auch negative Werte an, wobei das Maximum von 16.87 Nm auftritt. Am Ende des Bewegungszyklus kommt das Kniemoment im negativen Bereich zu liegen, um so die Beugebewegung des Kniegelenks in Richtung Anfangslage zu verzögern. Das Fußmoment (Bild 13.6) ist am Beginn der Zugphase positiv, um das Sprunggelenk zu strecken. Danach schließt sich ein negativer Bereich an, der dazu führt, dass die Bewegung des Unterschenkels nun verzögert wird, um die Umkehrlage zu

erreichen. In diesem Bereich liegt auch nach 0.51 s das Minimum des Fußmoments mit -44.07 Nm. Ungefähr in der Mitte des Bewegungszyklus, nach 0.87 s, wird das Maximum mit 47.08 Nm erreicht, was zu einer Stabilisierung der Streckung des Sprunggelenks in der Umkehrlage führt. In der Rückrollphase ist das Fußmoment dann größtenteils negativ, um den Unterschenkel wieder in Richtung Ausgangslage zu bewegen, um dann am Ende des Bewegungszyklus wieder bremsend zu wirken und daher im positiven Bereich zu liegen.

13.2.1 Muskelkräfte der oberen Extremität

Während des Modellbildungsprozesses für die obere Extremität wurden den unterschiedlichen Muskeln zur eindeutigen Identifikation Zahlen zugeordnet, die auch hier Verwendung finden (Brachioradialis 1, Brachialis 2, Biceps 3, Deltoideus anterior 4, Triceps caput mediale und laterale 5, Triceps caput longum 6, Deltoideus posterior 7, Teres major und minor 8, Latissimus dorsi 9, siehe Kapitel 7). Zur Bestimmung der Muskelkräfte wird das in Kapitel 13.1 vorgestellte Kriterium verwendet, das sich für die obere Extremität wie folgt anschreiben lässt:

$$U = \sum_{i=1}^{9} \left(\frac{F_i}{pCSA_i} \right)^2 \rightarrow Minimum \tag{13.4}$$

Dabei muss aber in jedem Berechnungspunkt gewährleistet sein, dass sich das Ellbogenmoment M_E und das Schultermoment M_S aus den einzelnen Muskelteilmomenten zusammensetzten lassen (Kapitel 13.1). Diese Rahmenbedingung kann durch die beiden folgenden Gleichungen ausgedrückt werden:

$$M_S = F_6 \cdot r_{6/S}(\underline{q}) + F_7 \cdot r_7(\underline{q}) + F_8 \cdot r_8(\underline{q}) + F_9 \cdot r_9(\underline{q}) - F_4 \cdot r_4(\underline{q}) - F_3 \cdot r_{3/S}(\underline{q}) \tag{13.5}$$

$$M_E = F_5 \cdot r_{5/E}(\underline{q}) + F_6 \cdot r_{6/E}(\underline{q}) - F_2 \cdot r_2(\underline{q}) - F_1 \cdot r_1(\underline{q}) - F_3 \cdot r_{3/E}(\underline{q}) \tag{13.6}$$

Die verschiedenen Muskelhebelarme r_i sind von der Stellung der Gelenke und damit vom Lagevektor $\underline{q}$ des mechanischen Ersatzmodells abhängig. Betrachtet man die beiden zweigelenkigen Muskeln, es handelt sich dabei um den Biceps und den Triceps caput longum, so ist in den Gleichungen (13.5) und (13.6) bei der Bestimmung der jeweiligen Muskelmomente zwischen den Hebelarmen im Ellbogengelenk (Index E) und den Hebelarmen in der Schulter (Index S) zu unterscheiden. Abschließend gewährleisten die folgenden Rahmenbedingungen, dass die berücksichtigten Muskeln nur Zugkräfte entwickeln können und stets kleiner als die entsprechende tetanische Muskelkraft sind:

$$0 \le F_i \le \overline{F}_i \qquad i = 1, 2, \ldots, 9 \tag{13.7}$$

Der Brachioradialis und der Brachialis sind annähernd zur gleichen Zeit aktiv (Bild 13.7). Der Brachioradialis erreicht sein Maximum von 42.5 N nach 0.54 s (23.6 % seiner tetanischen Kraft). Das Maximum des Brachialis von 147.3 N tritt nach 0.52 s ein (27.3 % seiner tetanischen Kraft). Beide Muskeln sind am Ende der Zugphase aktiv, um eine Beugung des Ellbogengelenks zu erzeugen und den Handgriff an den Torso heranzuziehen. Der Triceps caput mediale und laterale (Bild 13.7) entwickelt am Anfang der Zugphase eine Kraft, um eine zu starke Beugung des Ellbogengelenks zufolge der Handgriffkraft zu verhindern. Die Aktivität in der Rückrollphase führt zu einer Streckung des Ellbogens, während sich das Modell in seine Ausgangslage zurückbewegt. In diesem Bereich tritt auch nach 0.84 s das Maximum mit 102.9 N auf (5.7 % seiner tetanischen Kraft).

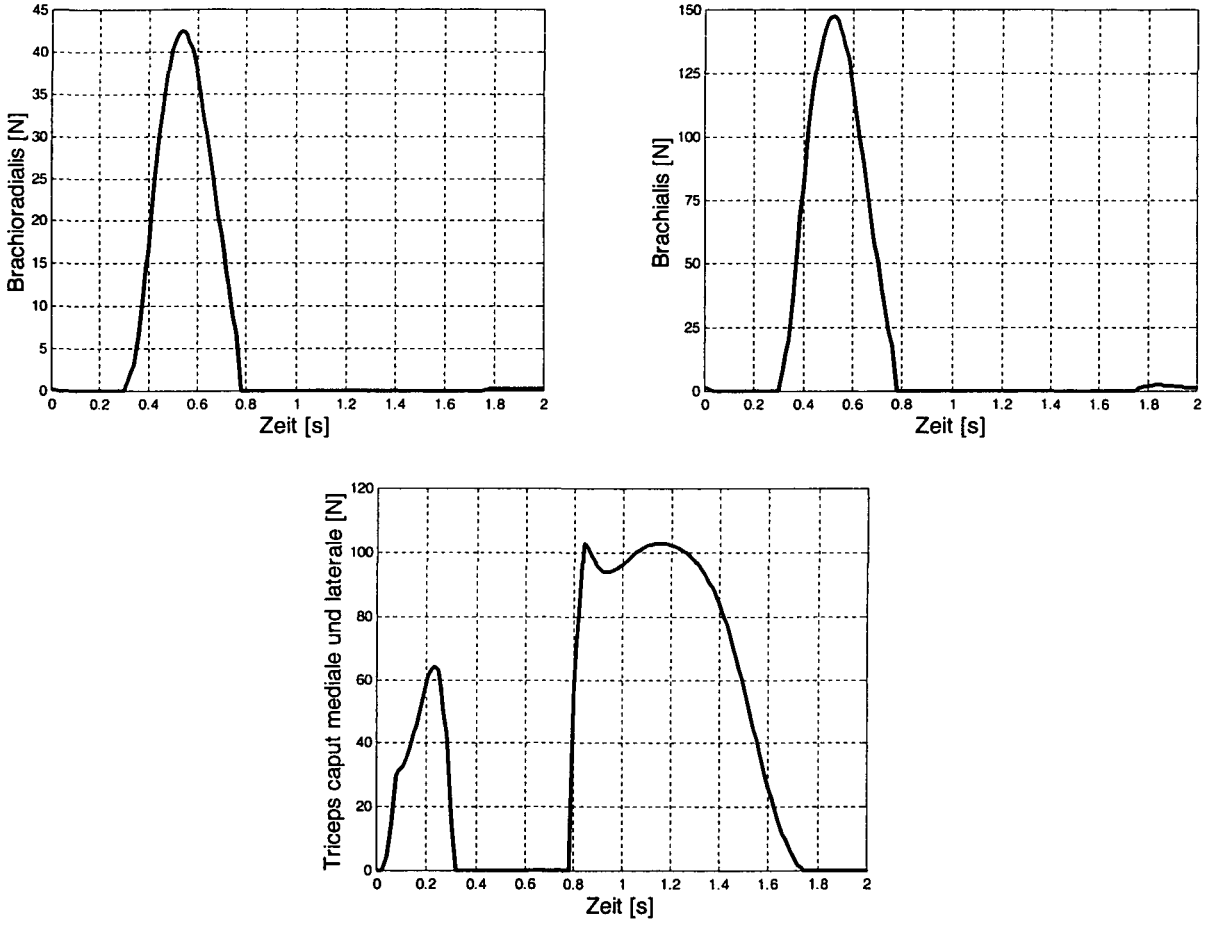


***Bild 13.7** Muskelkräfte der eingelenkigen Ellbogenmuskulatur*

Der Biceps (Bild 13.8) ist am Ende der Zugphase aktiv und unterstützt dadurch den Brachioradialis und den Brachialis (Bild 13.7) bei der Beugung des Ellbogens. Das hier nach 0.56 s auftretende Maximum von 183.6 N macht 27.8 % seiner tetanischen Kraft aus. Zur gleichen Zeit versucht dieser Muskel aber auch in der Schulter den Oberarm anzuheben. Das dabei entwickelte Moment ist aber aufgrund der kleineren Hebelarme in der Schulter geringer als jenes im Ellbogengelenk. In der Rückrollphase stellt sich ein geringeres Kraftniveau ein, das dazu dient, den Oberarm wieder in Richtung der Ausgangsposition anzuheben. Die dabei eintretende Beugebewegung wird von der eingelenkigen Muskulatur des Ellbogens teilweise kompensiert (Bild 13.7). Zu Beginn der Zugphase fällt die Kraft des Biceps von diesem

Niveau aus steil ab. Der Triceps caput longum (Bild 13.8) entwickelt seine Kraft in der Zugphase, um den Oberarm gegen die Handgriffkraft in Richtung Torso zu bewegen. Zusätzlich unterstützt er über die Hebelarme im Ellbogengelenk, die kleiner sind als jene in der Schulter, den Triceps caput mediale und laterale (Bild 13.7), um eine zu starke Beugung des Ellbogens in diesem Bereich zu verhindern. Das Maximum dieses Kraftverlaufes von 893.4 N (72.8 % seiner tetanischen Kraft) tritt schon nach 0.32 s auf.

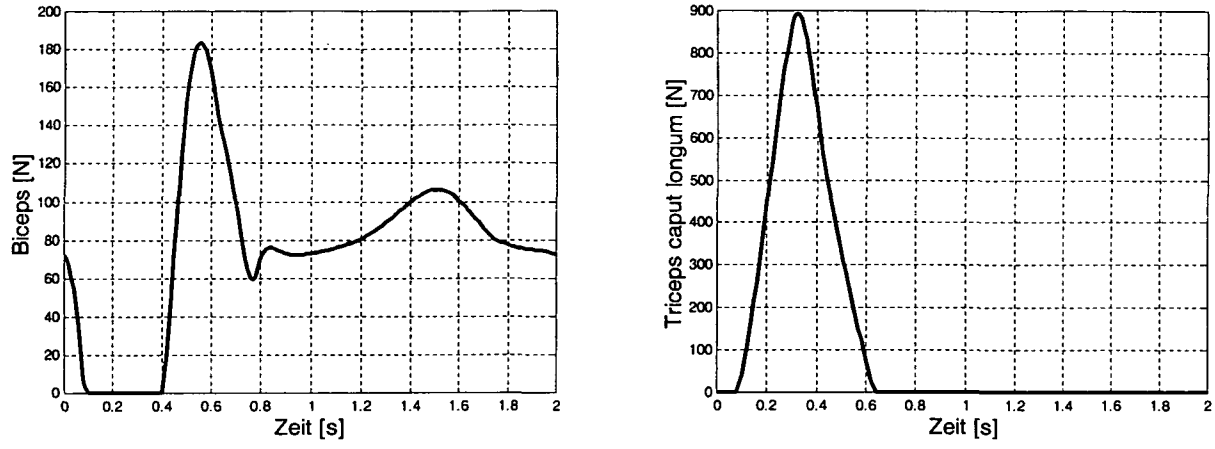


Bild 13.8 *Zweigelenkige Muskeln der oberen Extremität*

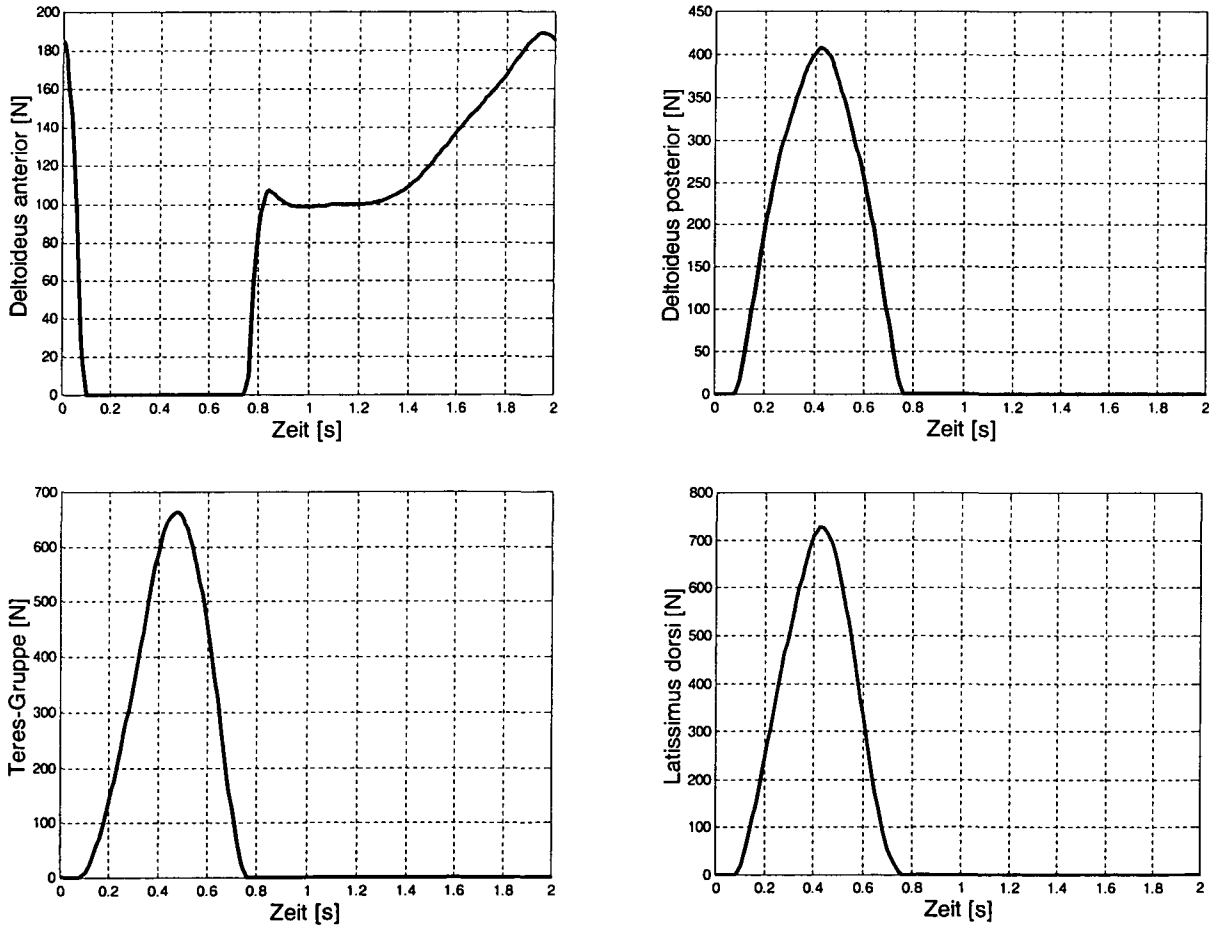


Bild 13.9 *Eingelenkige Muskulatur der Schulter*

Der Deltoideus anterior (Bild 13.9) ist nur in der Rückrollphase aktiv, in der er den Oberarm wieder in seine Ausgangslage bewegt. Das Maximum von 188.8 N (31.7 % seiner tetanischen Kraft) tritt nach 1.96 s auf. Zu Beginn der Zugphase fällt die entwickelte Kraft vom Niveau in der Rückrollphase stark ab, da in diesem Bereich der Oberarm in Richtung Torso bewegt wird. Der Deltoideus posterior, die Teres Gruppe und der Latissimus dorsi zeigen alle ähnliches Verhalten (Bild 13.9). Diese Muskeln verbinden den Oberarm mit dem Torso und sind alle in der Zugphase aktiv, um den Oberarm in Richtung Torso zu bewegen. Das Maximum des Deltoideus posterior liegt bei 407.3 N (52.3 % seiner tetanischen Kraft) und tritt nach 0.42 s ein. Der Kraftverlauf der Teres-Gruppe enthält bei 0.48 s ein Maximum von 662.8 N (70.5 % seiner tetanischen Kraft). Die Kraft des Latissimus dorsi ist nach 0.43 s bei 726.1 N (93.8 % seiner tetanische Kraft) maximal. Der Latissimus dorsi ist der Muskel der oberen Extremität, dessen Kraft während des Bewegungszyklus am nächsten an seine tetanische Kraft herankommt.

Die berechneten Muskelkraftverläufe der oberen Extremität stimmen, bis auf die Verläufe des Tricpes caput mediale und laterale sowie des Biceps, im wesentlichen mit den von Rodriguez et al., 1990 (Kapitel 2) festgestellten Muskelaktivitäten überein. In der erwähnten Studie sind die Strecker des Ellbogengelenks in der Mitte der Zugphase aktiv und erreichen ihre höchste Aktivität am Ende dieser Phase. In der Rückrollphase sinkt die Aktivität auf ein mittleres Niveau ab, um am Ende des Bewegungszyklus abzufallen. Im Gegensatz dazu sinkt die berechnete Kraft des Triceps caput mediale und laterale in der Zugphase nach einer anfänglichen Kraftentwicklung auf Null ab. Die Muskelkraft fällt zu Beginn der Rückrollphase nicht ab, sondern zeigt bis in die Mitte dieser Phase ein Kraftplateau, um dann auf 0 abzufallen. In Bezug auf den Biceps lässt sich feststellen, dass dieser Muskel ausgenommen eines anfänglichen Kraftabfalls bis in die Mitte der Zugphase keine Kraft entwickelt, obwohl Rodriguez et al., 1990 in diesem Bereich eine Aktivität dieses Muskels feststellten. In dieser Untersuchung tritt am Ende der Zugphase die größte Aktivität auf, die mit dem Maximum des berechneten Kraftverlaufes in Verbindung gebracht werden kann. In der Rückrollphase stellt sich im Zuge der Berechnungen beim Biceps ein geringes Kraftniveau ein. In der erwähnten Studie ist in diesem Bereich keine nennenswerte Muskelaktivität zu verzeichnen. In der Untersuchung von Peltonen et al., 1997 (Kapitel 2) ist in Bezug auf die Muskelaktivitäten in der oberen Extremität der Biceps vermessen worden. Es trat am Ende der Zugphase für diesen Muskel eine Aktivität auf, die mit dem Maximum des berechneten Kraftverlaufes in Verbindung gebracht werden kann. Auch in dieser Studie konnte im Gegensatz zu den Berechnungsergebnissen keine nennenswerte Aktivität des Biceps in der Rückrollphase festgestellt werden. Die Aktivität des Teres major und des Teres minor wurde in keiner der beiden erwähnten Untersuchungen vermessen, sodass kein Vergleich mit dem berechneten Kraftverlauf möglich ist.

13.2.2 Muskelkräfte der unteren Extremität

Im biomechanischen Ersatzmodell der unteren Extremität sind die berücksichtigten Muskeln mit Zahlen gekennzeichnet, die auch hier Verwendung finden (Tibialis anterior 1, Soleus 2, Gastrocnemius 3, Vastii 4, Rectus femoris 5, Iliopsoas 6, Glutaeus maximus 7, Hamstrings 8, siehe Kapitel 8). Zur Bestimmung der Muskelkräfte wird das in Kapitel 13.1 vorgestellte Kriterium verwendet, das sich für die untere Extremität wie folgt anschreiben lässt:

$$U = \sum_{i=1}^{8} \left(\frac{F_i}{pCSA_i} \right)^2 \rightarrow Minimum \tag{13.8}$$

Das Fußmoment M_F, das Kniemoment M_K und das Hüftmoment M_B müssen sich wieder in jedem Berechnungspunkt aus den einzelnen Muskelmomenten zusammensetzen lassen (Kapitel 13.1). Diese Rahmenbedingung kann durch die folgenden Gleichungen beschrieben werden:

$$M_F = F_3 \cdot r_{3/F}(\underline{q}) + F_2 \cdot r_2(\underline{q}) - F_1 \cdot r_1(\underline{q}) \tag{13.9}$$

$$M_K = F_3 \cdot r_{3/K}(\underline{q}) - F_4 \cdot r_4(\underline{q}) - F_5 \cdot r_{5/K}(\underline{q}) + F_8 \cdot r_{8/K}(\underline{q}) \tag{13.10}$$

$$M_B = F_8 \cdot r_{8/B}(\underline{q}) + F_7 \cdot r_7(\underline{q}) - F_6 \cdot r_6(\underline{q}) - F_5 \cdot r_{5/B}(\underline{q}) \tag{13.11}$$

Die einzelnen Muskelhebelarme r_i sind von den anatomischen Verhältnissen in den Gelenken bzw. deren Stellung abhängig und können somit mit Hilfe des Lagevektors $\underline{q}$ des mechanischen Ersatzmodells bestimmt werden. Bei den vorhandenen zweigelenkigen Muskeln, es handelt sich dabei um den Gastrocnemius, den Rectus femoris und die Hamstrings, ist bei der Berechnung der entsprechenden Muskelmomente in den Gleichungen (13.9), (13.10) und (13.11) zwischen den Hebelarmen im Fußgelenk (Index F), im Kniegelenk (Index K) und im Hüftgelenk (Index B) zu unterscheiden. Die einzelnen Muskeln können nur Zugkräfte entwickeln, die stets kleiner als die tetanische Muskelkraft sind. Diese Tatsache findet durch die folgenden Rahmenbedingungen Berücksichtigung:

$$0 \le F_i \le \overline{F}_i \qquad i = 1, 2, \ldots, 8 \tag{13.12}$$

Der Tibialis anterior (Bild 13.10) ist am Ende der Zugphase aktiv und verzögert somit die Streckbewegung des Sprunggelenks in die Umkehrlage. In diesem Bereich liegt auch das Maximum von 1002.3 N (87.5 % seiner tetanischen Kraft), das bei 0.51 s eintritt. So nahe kommt kein anderer Muskel der unteren Extremität an seine tetanische Kraft heran. In der Rückrollphase wird eine wesentlich kleinere Kraft entwickelt, die eine Beugebewegung des Sprunggelenks unterstützt und den Unterschenkel in Richtung der Anfangslage bewegt. Die

Aktivierung des Soleus (Bild 13.10) zu Beginn der Zugphase führt zu einer Streckung des Sprunggelenks und beschleunigt den Unterschenkel in Richtung der Umkehrlage. In der Mitte des Bewegungszyklus, nach 0.87 s, wird das Maximum von 783 N (13.6 % seiner tetanischen Kraft) erreicht, was zu einer Stabilisierung der Streckung der unteren Extremität führt. Am Ende des Bewegungszyklus baut der Soleus wieder eine Kraft auf, um die Beugung im Sprunggelenk zu verzögern, sodass wieder die Ausgangsposition erreicht werden kann.

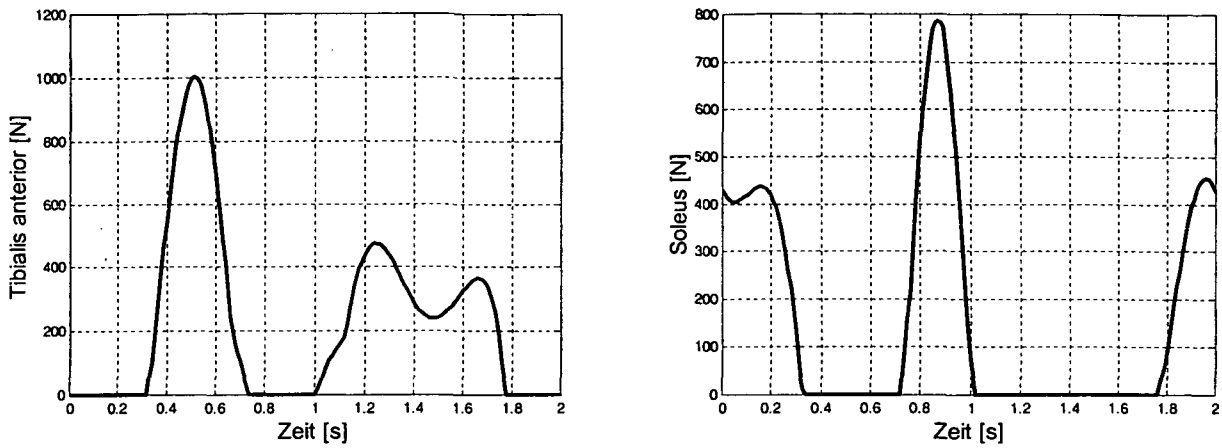


Bild 13.10 *Eingelenkige Muskeln des Fußgelenks*

Der Gastrocnemius (Bild 13.11) ist am Übergang zwischen der Zugphase und der Rückrollphase aktiv. Über seinen Einfluss am Kniegelenk leitet er die Rückrollbewegung mit ein. Im Fußgelenk, in dem die betreffenden Hebelarme größer sind als jene im Kniegelenk, stabilisiert er die Streckung des Fußgelenks in der Umkehrlage. Das Maximum in diesem Kraftverlauf beträgt 1232.2 N (38.6 % seiner tetanischen Kraft) und tritt bei 0.88 s auf. Die Vastii (Bild 13.11) entwickeln am Anfang der Zugphase eine erhebliche Kraft, die zur Streckung des Kniegelenks dient. In diesem Bereich, bei 0.3 s, kommt auch das Maximum dieses Kraftverlaufes mit 4945.7 N zu liegen (62.8 % seiner tetanischen Kraft). Am Ende des Bewegungszyklus sind die Vastii auch aktiv und verzögern die Beugung des Kniegelenks.

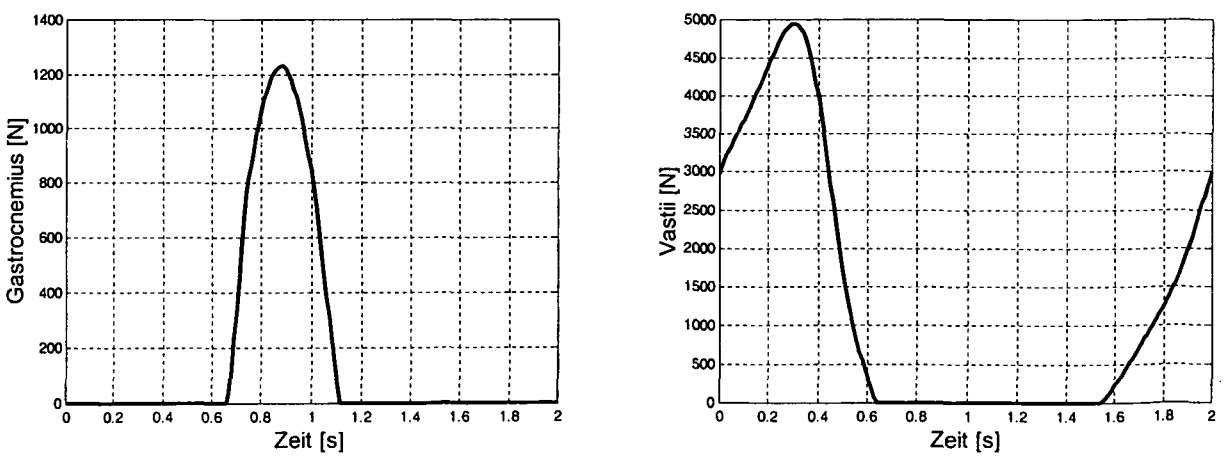


Bild 13.11 *Gastrocnemius und Vastii*

Der Rectus femoris (Bild 13.12) zeigt am Übergang zwischen der Zugphase und der Rückrollphase die größte Aktivität. Dort erreicht er auch sein Maximum von 358.9 N (24.2 % seiner tetanischen Kraft) nach 0.8 s. Dieser Muskel sorgt in diesem Bereich damit für eine Streckung des Kniegelenks und wirkt bei der Bewegungsumkehr des Torsos in der Nähe der Umkehrlage mit. Die Hamstrings (Bild 13.12) entwickeln am Anfang des Bewegungszyklus eine Kraft, die vor allem in der Hüfte, wo die Hebelarme dieses Muskels größer sind als im Kniegelenk, dazu führt, dass der Torso in Richtung Umkehrlage beschleunigt wird. Im Kniegelenk ergibt sich dabei zu Beginn ein Moment, das der Streckung des Kniegelenks entgegenwirkt. Am Ende der Rückrollphase führt die erneute Aktivität dieser Muskelgruppe zu einer Verzögerung der Beugebewegung im Hüftgelenk und einer Beugung des Kniegelenks. Nach 1.98 s stellt sich das Maximum dieses Kraftverlaufes mit 782.2 N (21.9 % seiner tetansichen Kraft) ein.

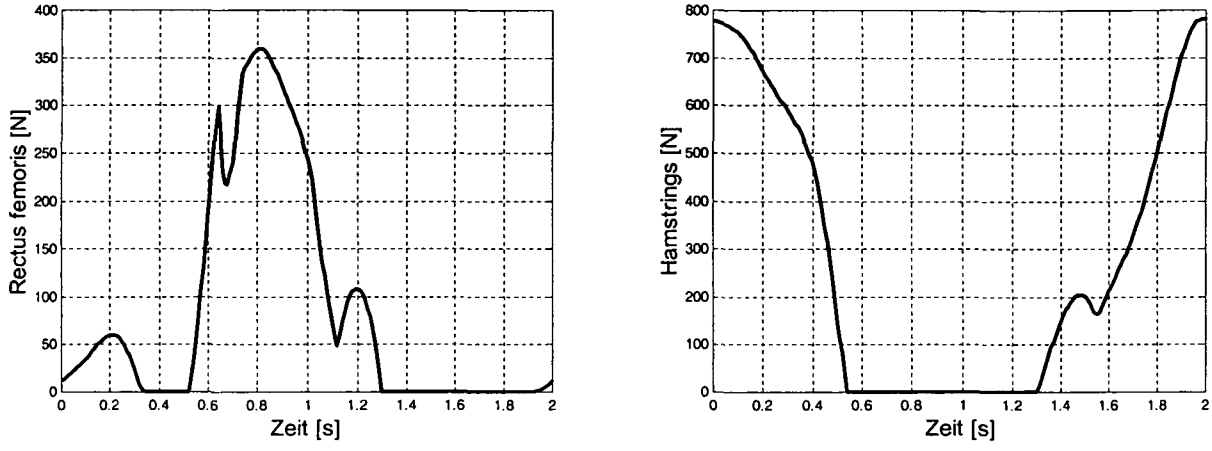


Bild 13.12 *Zweigelenkige Muskeln des Knie- und Hüftgelenks*

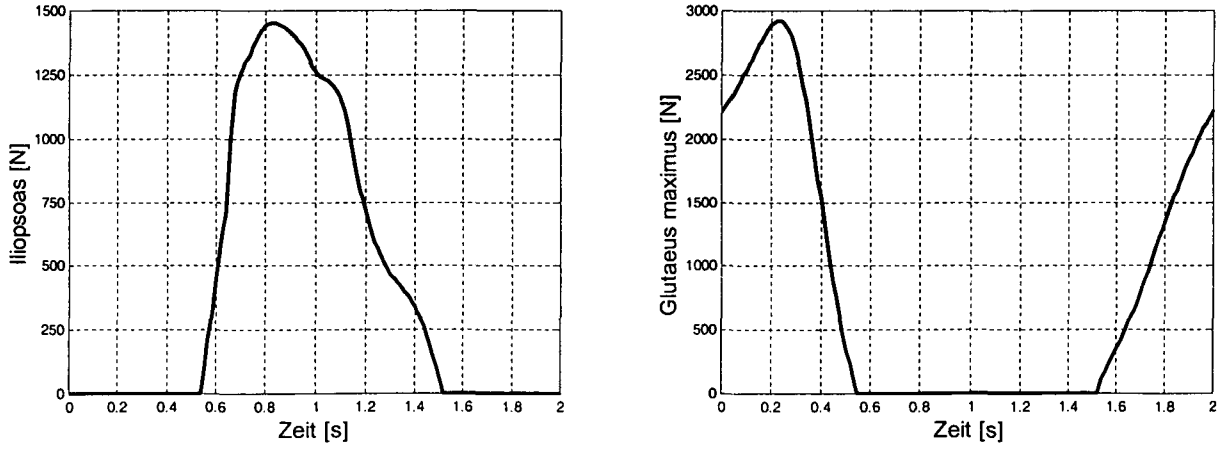


Bild 13.13 *Eingelenkige Muskulatur des Hüftgelenks*

Der Iliopsoas (Bild 13.13) unterstützt in der Mitte des Bewegungszyklus die Bewegungsumkehr des Torsos und verhindert somit das Auftreten von zu großen Hüftwinkeln. Sein Maximum wird nach 0.83 s erreicht und beträgt 1452.9 N (55 % seiner tetanischen Kraft). Der Glutaeus maximus (Bild 13.13) sorgt zu Beginn der Zugphase für eine

Streckung des Hüftgelenks und beschleunigt auf diese Weise den Torso aus der Anfangsposition in Richtung der Umkehrlage. In diesem Bereich kommt auch nach 0.22 s sein Maximum mit 2919.4 N zu liegen (74.9 % seiner tetanischen Kraft). Am Ende der Rückrollphase wird die Beugungsbewegung des Hüftgelenks durch die Aktivität dieses Muskels verzögert.

Der berechnete Muskelkraftverlauf der Vastii stimmt im wesentlichen mit den von Rodriguez et al., 1990 (Kapitel 2) festgestellten Muskelaktivitäten für den Vastus lateralis und den Vastus medialis überein. Für die Hamstrings wurde in der erwähnten Studie die maximale Aktivität in der Mitte der Zugphase festgestellt. In der Rückrollphase ist das Aktivitätsniveau relativ gering, um am Ende des Bewegungszyklus anzusteigen. Im berechneten Kraftverlauf der Hamstrings treten am Beginn und am Ende des Bewegungszyklus die größten Kräfte auf, die annähernd gleich groß sind. In der Mitte des Bewegungszyklus verschwindet die Kraft der Hamstrings. Betrachtet man die Wadenmuskulatur in Rodriguez et al., 1990, so befindet sich die Aktivität zu Beginn der Zugphase schon auf einem relativ hohen Niveau, um in der Mitte der Zugphase ihr Maximum zu erreichen. In der gesamten Rückrollphase ist die entsprechende Muskelaktivität relativ hoch. In diesem Zusammenhang zeigt der berechnete Kraftverlauf des Gastrocnemius nur in der Mitte des Bewegungszyklus eine von 0 verschiedene Kraft. Der Kraftverlauf des Soleus zeigt zu Beginn der Zugphase ein kurzes Kraftplateau, um von der Mitte bis zum Ende der Zugphase keine Kraft mehr zu entwickeln. In der Mitte des Bewegungszyklus baut dieser Muskel wie der Gastrocnemius seine maximale Kraft auf. Nur am Ende der Rückrollphase ist die Kraft des Soleus von 0 verschieden. Die berechneten Muskelkraftverläufe des Rectus femoris und des Glutaeus maximus entsprechen im wesentlichen den von Peltonen et al., 1997 (Kapitel 2) festgestellten Muskelaktivitäten. Die in dieser Studie ermittelte Aktivität des Vastus lateralis passt ebenso im wesentlichen zu dem berechneten Muskelkraftverlauf der Vastii. In Bezug auf den Gastrocnemius stellten Peltonen et al, 1997 in der ersten Hälfte der Zugphase und am Ende der Rückrollphase eine Aktivität fest. Der berechnete Kraftverlauf des Gastrocnemius zeigt, wie bereits erwähnt, nur in der Mitte des Bewegungszyklus eine von 0 verschiedene Kraft. Die Aktivitäten des Iliopsoas und des Tibialis anterior wurden in keiner der beiden erwähnten Untersuchungen vermessen, sodass kein Vergleich mit den berechneten Kraftverläufen stattfinden kann.

Kapitel 14

Direktes dynamisches Problem

14.1 Grundlagen und Vorgangsweise

Im Rahmen des direkten dynamischen Problems soll durch die Vorgabe der neuralen Anregungen (Kapitel 5) der berücksichtigten Muskeln die menschliche Bewegung auf einem Ruderergometer simuliert werden. Um diese Aufgabe zu lösen, muss das dynamische Verhalten der Muskeln in die Simulation einfließen. Zu diesem Zweck wird das mechanische Ersatzmodell mit dem in Kapitel 5 beschriebenen Muskel-Sehnen Modell verknüpft.

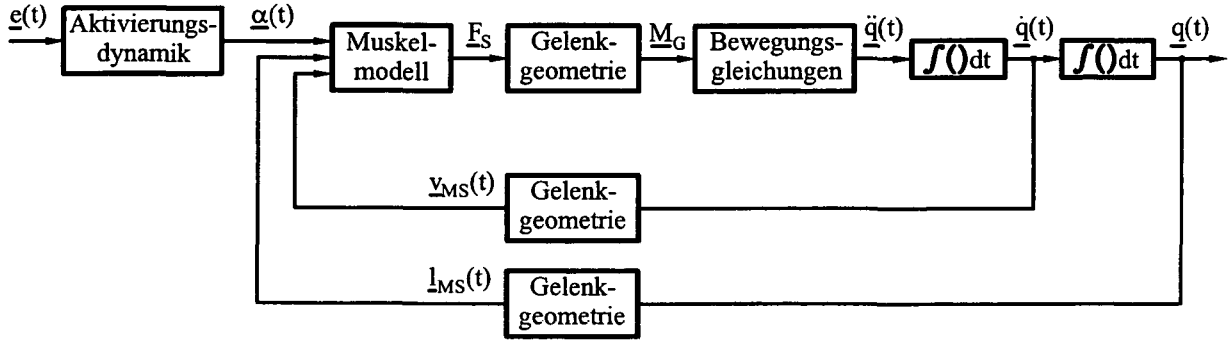


***Bild 14.1** Vorgangsweise zur Lösung des direkten dynamischen Problems*

Für die durchgeführten Simulationen wird die Dauer eines Bewegungszyklus, der sich aus einer Zugphase und einer anschließenden Rückrollphase zusammensetzt, wie bei der Lösung des inversen Problems (Kapitel 13) mit 2 Sekunden angesetzt. Die Freiheitsgrade des mechanischen Ersatzmodells (Fußwinkel φ_1, Hüftwinkel φ_3, Armwinkel φ_6, siehe Kapitel 10) sind im Lagevektor $\underline{q}(t)$ zusammengefasst. Die neuralen Erregungen der verschiedenen Muskeln befinden sich im Erregungsvektor $\underline{e}(t)$ (Bild 14.1) und sollen Rechtecksimpulse I(t) der Höhe h zwischen dem Erregungsbeginn b und dem Erregungsende e darstellen:

$$I(t) = \begin{cases} 0 & \text{für } t < b \\ h & \text{für } b \le t \le e \\ 0 & \text{für } t > e \end{cases} \tag{14.1}$$

Die Höhe h in Gleichung (14.1) stellt dabei das Erregungsniveau dar. Diese Größe nimmt für volle Aktivierung den Wert 1 an. Ist ein Muskel sowohl am Beginn als auch am Ende des Bewegungszyklus aktiv, erfolgt die Beschreibung der neuralen Anregung mit zwei Rechtecksimpulsen. Springt ein Muskel von einem Aktivitätsniveau auf ein anderes, wird aus der Addition zweier Rechtecksimpulse ein resultierender Erregungsverlauf aufgebaut. Bei sämtlichen Erregungen kommen höchstens zwei Rechtecksimpulse zur Anwendung, die mit den Indizes 1 und 2 gekennzeichnet sind. Die Bestimmung der Parameter in Gleichung (14.1) für die verschiedenen Muskeln (Tabelle 14.1) erfolgte mit Hilfe der Ergebnisse des inversen Problems (Kapitel 13) und anhand von Messergebnissen aus der zur Verfügung stehenden Literatur (Kapitel 2). Während der Simulationen fand eine entsprechende Parametervariation statt, wobei besonderer Wert darauf gelegt wurde, dass die erzielte Umkehrlage so nahe wie möglich bei der im Rahmen des inversen Problems festgelegten Umkehrlage zu liegen kommt.

Muskel	b_1 [s]	e_1 [s]	h_1 [1]	b_2 [s]	e_2 [s]	h_2 [1]
Tibialis anterior	0.3	2.0	0.8	0.8	2.0	0.2
Soleus	0.0	0.32	0.08	-	-	-
Gastrocnemius	0.66	1.06	0.4	-	-	-
Vastii	0.0	0.54	0.7	-	-	-
Rectus femoris	0.52	1.12	0.24	-	-	-
Iliopsoas	0.37	1.62	0.886	1.7	2.0	0.645
Glutaeus maximus	1.6	0.45	0.55	0.0	0.45	0.15
Hamstrings	1.45	0.35	0.22	1.45	2.0	0.16
Brachioradialis	0.32	0.72	0.24	-	-	-
Brachialis	0.32	0.72	0.27	-	-	-
Biceps	0.42	0.7	0.28	0.9	2.0	0.23
Deltoideus anterior	0.8	2.0	1.0	-	-	-
Triceps caput mediale und laterale	1.0	2.0	0.3	1.3	2.0	0.56
Triceps caput longum	0.1	0.54	0.73	-	-	-
Deltoideus posterior	0.0	0.75	0.52	-	-	-
Teres-Gruppe	0.0	0.68	0.7	-	-	-
Latissimus dorsi	0.1	0.66	0.94	-	-	-

***Tabelle 14.1** Parameter der Erregungsfunktionen*

Mit dem Erregungsvektor $\underline{e}(t)$ kann man nun über die Beziehungen der Aktivierungsdynamik (Kapitel 5) den Aktivitätsvektor $\underline{\alpha}(t)$ berechnen, der die Aktivierungsfunktionen der einzelnen Muskeln enthält. Die Anfangsbedingungen der Differentialgleichungen, welche die Aktivierungsdynamik beschreiben, wurden dabei so gewählt, dass die Aktivierungsfunktionen

an der Schnittstelle zwischen dem Ende der Rückrollphase (t=2 s) und dem Beginn der Zugphase (t=0 s) stetig verlaufen. Mit Hilfe des Muskel-Sehnen Modells (Kapitel 5) können dann im nächsten Schritt mit den verschiedenen Aktivierungsfunktionen, den momentanen Längen der Muskel-Sehnen Einheiten l_{MS} und den entsprechenden Geschwindigkeiten v_{MS} die Sehnenkräfte der einzelnen Muskeln berechnet werden. Die Längen der Muskel-Sehnen Modelle sind im Längenvektor $\underline{l}_{MS}(t)$ und die Geschwindigkeiten im Geschwindigkeitsvektor $\underline{v}_{MS}(t)$ enthalten. Die auftretenden Sehnenkräfte stehen im Sehnenkraftvektor $\underline{F}_S$ (Bild 14.1). Die Längenänderung Δl einer Muskel-Sehnen Einheit kann nach Pawlik, 1992 mit Hilfe des zugeordneten Muskelhebelarms r wie folgt bestimmt werden:

$$\Delta l = \int r(\varphi)\, d\varphi \tag{14.2}$$

In diesem Zusammenhang (14.2) repräsentiert φ den entsprechenden Gelenkwinkel. Die Geschwindigkeit eines Muskel-Sehnen Komplexes $\dot{l}$ berechnet sich mit Hilfe der vorliegenden Gelenkwinkelgeschwindigkeit $\dot{\varphi}$ aus der folgenden Gleichung:

$$\dot{l} = r(\varphi) \cdot \dot{\varphi} \tag{14.3}$$

Bei zweigelenkigen Muskeln kann man die Längenänderung Δl und die entsprechende Geschwindigkeit $\dot{l}$ unter der Annahme, dass die vorhandenen Segmentlängen wesentlich größer sind als die vorliegenden Hebelarme, näherungsweise aus den folgenden Beziehungen bestimmen:

$$\Delta l = \int r_1(\varphi_1)\, d\varphi_1 + \int r_2(\varphi_2)\, d\varphi_2 \tag{14.4}$$

$$\dot{l} = r_1(\varphi_1) \cdot \dot{\varphi}_1 + r_2(\varphi_2) \cdot \dot{\varphi}_2 \tag{14.5}$$

In den Gleichungen (14.4) und (14.5) sind den beiden betrachteten Gelenken die Indizes 1 und 2 zugeordnet. Kennt man von einem Muskel die oder den optimalen Gelenkwinkel und die optimale Muskelfaserlänge, so ist man bei Kenntnis des Lagevektors $\underline{q}(t)$ und dessen zeitlicher Ableitung $\dot{\underline{q}}(t)$ in der Lage, seine momentane Länge und Geschwindigkeit zu berechnen. Im nächsten Schritt (Bild 14.1) erhält man aus dem Sehnenkraftvektor $\underline{F}_S$ dann über die Gelenkgeometrie bzw. die Muskelhebelarme den Vektor der Gelenkmomente $\underline{M}_G$. Mit den darin enthaltenen Gelenkmomenten lässt sich aus den Bewegungsgleichungen die zweite zeitliche Ableitung des Lagevektors $\ddot{\underline{q}}(t)$ bestimmen. Integriert man diesen Vektor, so erhält man die erste zeitliche Ableitung des Lagevektors $\dot{\underline{q}}(t)$. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Winkelgeschwindigkeiten des Systems zu Simulationsbeginn (t=0 s) verschwinden sollen. Nochmalige Integration liefert den Lagevektor $\underline{q}(t)$. In diesem Zusammenhang muss die Ausgangsposition des Modells mit einem Fußwinkel φ_1 von 0°, einem Hüftwinkel φ_3 von

70° und einem Armwinkel φ_6 von 25° einfließen. Beobachtungen zeigen, dass während der betrachteten menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer der Rücken mehr oder weniger stark gebeugt und gestreckt wird. Dieser Umstand wird im entwickelten Starrkörpermodell in Bezug auf die Bestimmung der Muskellängen durch ein Drehen der Hüfte um den konstanten Betrag von 10° (im Sinne einer Beugung des Hüftgelenks) um die y_0-Achse des Inertialsystems (Kapitel 10) berücksichtigt.

14.2 Simulationsergebnisse

Mit Hilfe der Freiheitsgrade des mechanischen Ersatzmodells (Fußwinkel φ_1, Hüftwinkel φ_3, Armwinkel φ_6, siehe Kapitel 10) kann man dessen Lage eindeutig festlegen. Zu Beginn der Simulation beträgt der Fußwinkel in der Ausgangslage 0° (Bild 14.2). Mit fortschreitender Simulationsdauer erreicht dieser Winkel nach 0.935 s seinen größten Wert von 61.1°, um dann wieder in die Ausgangslage zurückzukehren.

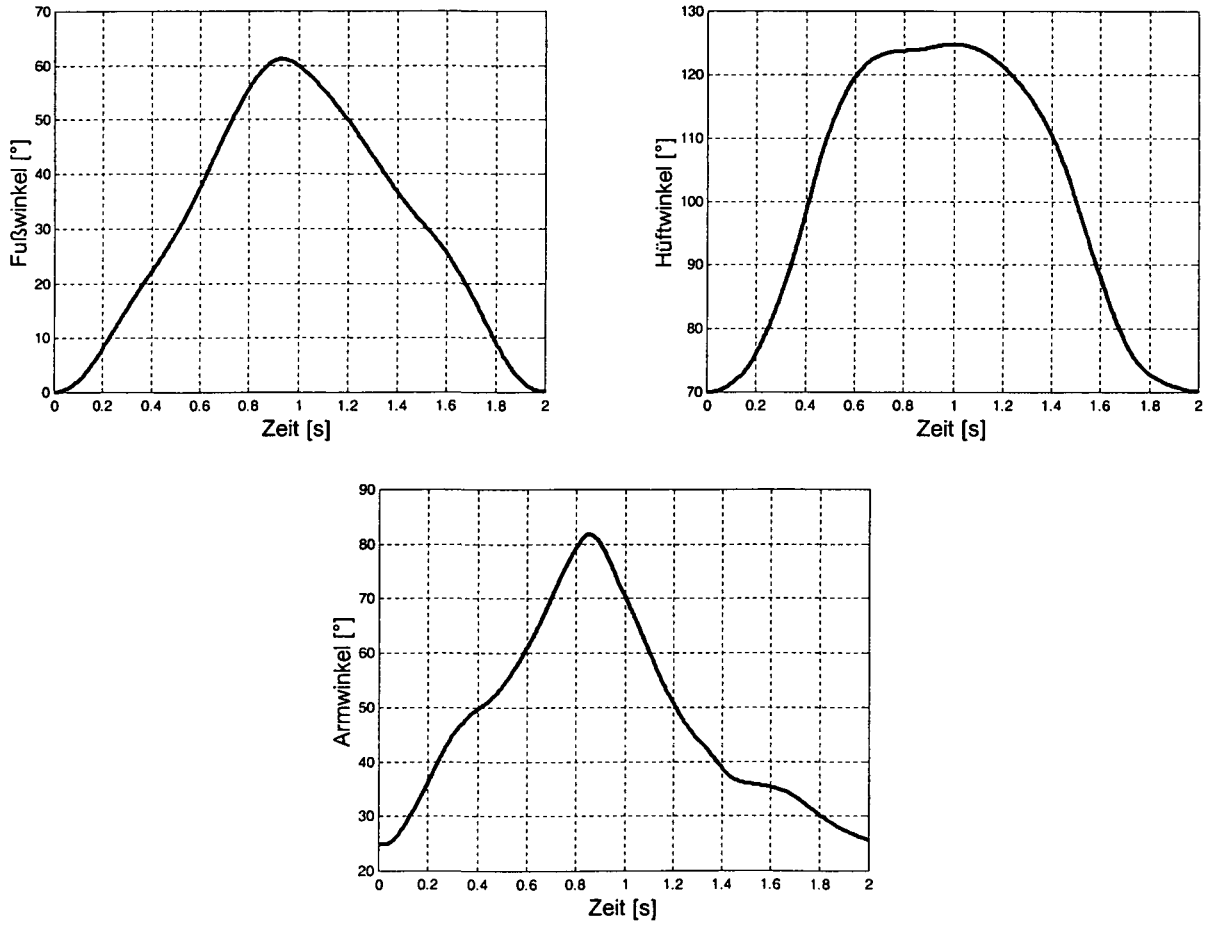


***Bild 14.2** Fußwinkel-, Hüftwinkel- und Armwinkelverlauf*

Der Hüftwinkel weist in der Ausgangslage einen Wert von 70° auf (Bild 14.2). Nach 1.001 s erreicht er sein Maximum mit 126°. Dieser Winkelverlauf zeigt in der Mitte des Bewegungszyklus keinen spitzen sondern plateauförmigen Verlauf, sodass sich die Winkellage des Torsos in diesem Bereich nur wenig ändert. Der Armwinkel beginnt zu

Simulationsbeginn bei 25° (Bild 14.2). In dem Bereich um 0.4 s wird der Armwinkelverlauf durch die Beuger im Ellbogengelenk beeinflusst, die zu diesem Zeitpunkt beginnen die Ellbogengelenke zu beugen, um den Handgriff an den Torso heranzuführen. Nach dem Erreichen des maximalen Wertes von 81.8° nach 0.86 s fällt der Armwinkel zunächst relativ stark ab, was darauf zurückzuführen ist, dass die vordere Schultermuskulatur in diesem Bereich optimale Längenverhältnisse aufweist. Am Ende der Rückrollphase wird der Winkelverlauf wieder flacher, um wieder in die Ausgangslage zurückzukehren. Die Gelenkwinkelverläufe stimmen in der Tendenz bzw. deren Gesamtbild mit gemessenen Verläufen in der zu Verfügung stehenden Literatur überein (Kapitel 2).

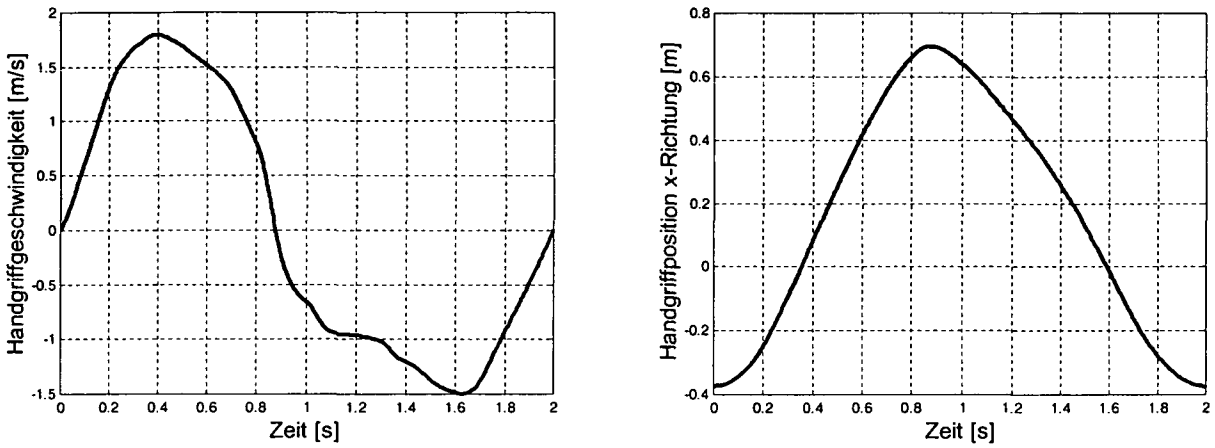


***Bild 14.3** Handgriffgeschwindigkeit und Handgriffposition*

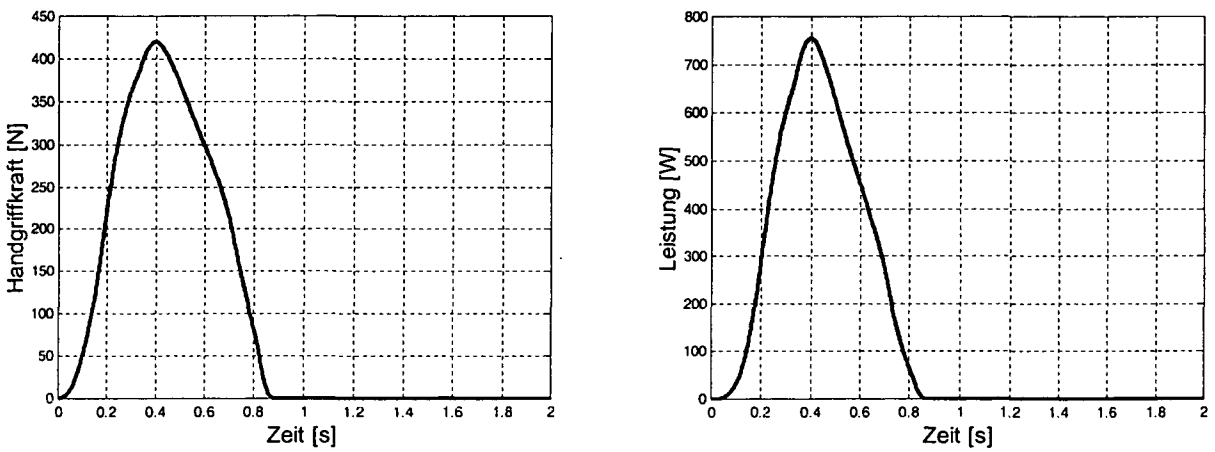


***Bild 14.4** Handgriffkraft und Leistung*

Die Handgriffgeschwindigkeit (Bild 14.3) erreicht nach 0.398 s den größten Wert von 1.798 m/s. Nach 0.878 s wechselt die Geschwindigkeit das Vorzeichen, um in der Rückrollphase nach 1.627 s das Minimum von −1.488 m/s zu erreichen. In der Zugphase kommen die erzielten Geschwindigkeiten nicht an jene heran, die bei der Lösung des inversen Problems (Kapitel 13) aufgetreten sind. Diese Tatsache kann mit der Berücksichtigung der Muskeldynamik durch das Muskel-Sehnen Modell (Kapitel 5) erklärt werden. Man denke in diesem Zusammenhang z.B. an die mit der Aktivierungsdynamik verknüpfte Zeitverzögerung

und den dadurch resultierenden langsameren Kraftaufbau. Der Verlauf der Handgriffposition, dargestellt im Inertialsystem (Kapitel 10), ist ebenfalls in Bild 14.3 gezeigt. Nach 0.878 s erreicht diese Kurve ihr Maximum. Der Handgriff überstreicht während eines Bewegungszyklus einen Weg von 1.069 m in horizontaler Richtung. Die Handgriffkraft (Bild 14.4) erreicht in der Zugphase nach 0.399 s den größten Wert von 420.1 N. In der Rückrollphase tritt entsprechend der Modellierung des Widerstandsmechanismus keine Kraft am Handgriff auf. Die Leistung (Bild 14.4) ist nach 0.399 s mit 755.1 W am größten. In der Rückrollphase verschwindet die Leistung, da der Widerstandsmechanismus keine Kraft am Handgriff erzeugt. Das Ellbogenmoment (Bild 14.5) erreicht nach 0.2 s den größten Wert von 13.6 Nm, um ein zu starkes Beugen des Ellbogengelenks zufolge der Handgriffkraft zu verhindern. In der Mitte des Bewegungszyklus sinkt das Moment bei 1.003 s auf das Minimum von 0.1 Nm ab. In der Rückrollphase nimmt das Ellbogenmoment wieder größere Werte an, um das Ellbogengelenk zu strecken und die obere Extremität in ihre Ausgangslage zu bewegen.

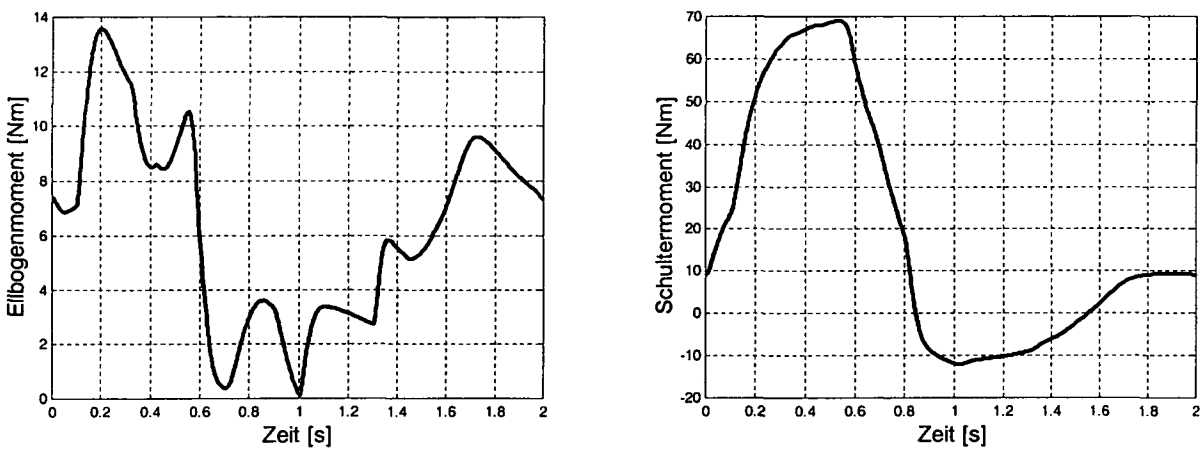


***Bild 14.5** Gelenkmomente der oberen Extremität*

Das Schultermoment (Bild 14.5) ist in der Zugphase positiv, um den Oberarm an den Torso heranzuziehen. Das Maximum von 68.96 Nm tritt nach 0.536 s auf. Am Beginn der Rückrollphase wird das Moment negativ, um den Oberarm bei fehlender Kraft am Handgriff in Richtung Ausgangslage zu bewegen. Am Ende des Bewegungszyklus werden wieder positive Werte erreicht, die auf die parallel elastischen Eigenschaften der hinteren Schultermuskulatur zurückzuführen sind. Das Hüftmoment (Bild 14.6) ist am Anfang des Bewegungszyklus positiv, um den Torso aus der Ausgangslage in Richtung Umkehrlage zu beschleunigen und das Hüftgelenk zu strecken. In diesem Bereich kommt auch nach 0.189 s das Maximum von 65.4 Nm zu liegen. In der Mitte des Bewegungszyklus befindet sich das Moment im negativen Bereich, um die Streckung im Hüftgelenk zu verzögern und den Torso aus der Umkehrlage heraus in Richtung Anfangsposition zu beschleunigen. Am Ende der Rückrollphase treten wieder positive Werte des Hüftmoments auf, um die Beugung der Hüfte zu verzögern. Das Minimum des Hüftmomentverlaufes von –54.8 Nm liegt bei 0.96 s. Das Kniemoment (Bild 14.6) ist in der Zugphase negativ, um das Kniegelenk zu strecken. Das Minimum tritt dabei nach 0.555 s mit –78.7 Nm auf. Nach 1.636 s wird in der Rückrollphase

das Maximum von 11.7 Nm erreicht. Am Ende der Rückrollphase zeigt das Kniemoment wieder negative Werte, um die Beugebewegung des Kniegelenks zu verzögern. Das Fußmoment (Bild 14.6) ist am Beginn der Zugphase positiv, um den Unterschenkel aus der Anfangsposition heraus zu beschleunigen und das Fußgelenk zu strecken. Danach schließt sich ein großer negativer Bereich an, der dazu führt, dass der Unterschenkel vor Erreichen der Umkehrlage verzögert wird, um danach die Beugebewegung des Fußgelenks in Richtung Anfangslage einzuleiten. Das Minimum dieses Verlaufes liegt bei 0.923 s mit –58.6 Nm. Am Ende der Rückrollphase wird das Fußmoment wieder positiv, um die Beugebewegung des Fußgelenks vor Erreichen der Ausgangslage zu verzögern. Bei 1.981 s liegt das Maximum von 49.1 Nm.

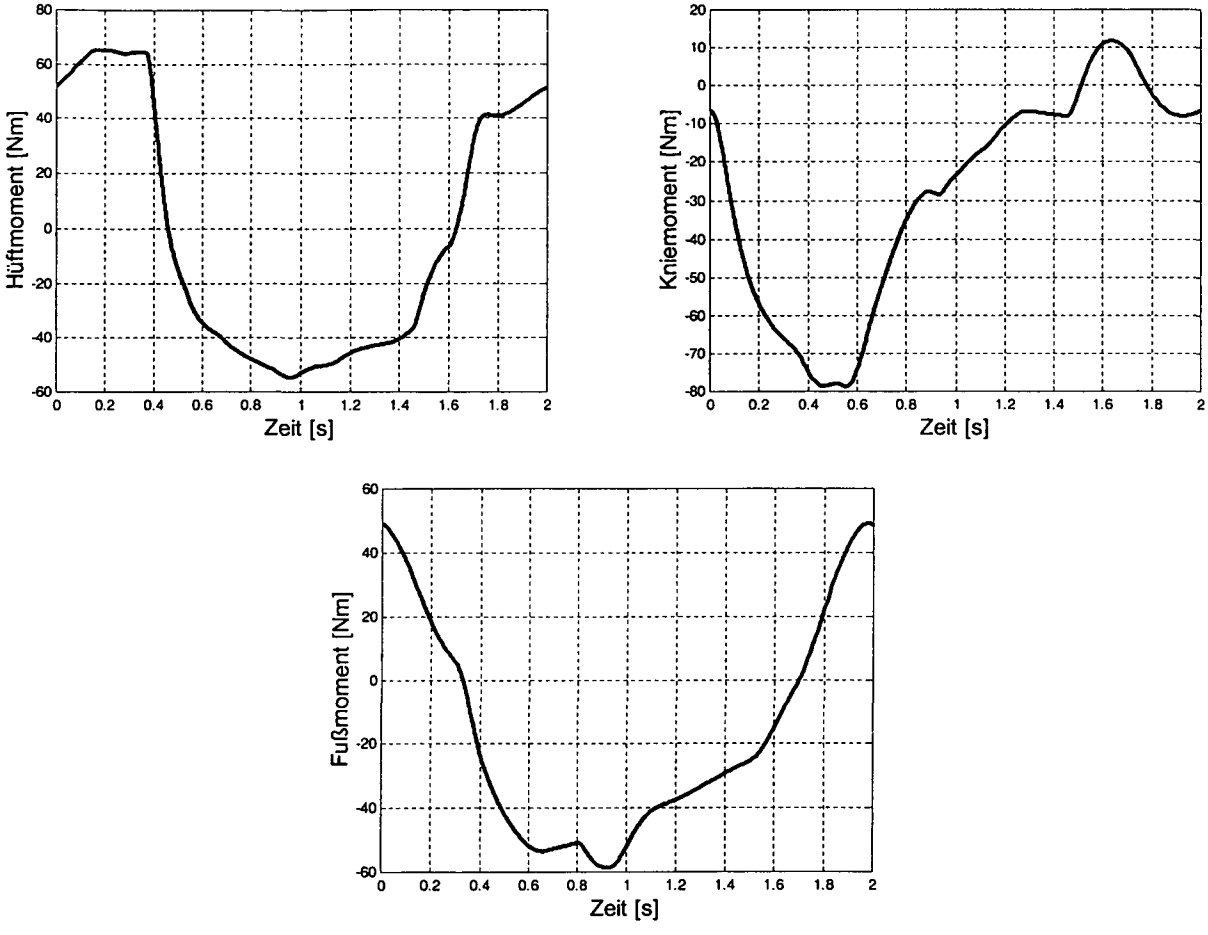


***Bild 14.6** Gelenkmomente der oberen Extremität*

14.2.1 Muskelkräfte der oberen Extremität

Der Brachioradialis (Bild 14.7) wird zwischen 0.32 s und 0.72 s neural erregt und erreicht ein Aktivitätsniveau von 24 %. Wird ein Muskel voll aktiviert, liegt das Aktivitätsniveau bei 100 %. Aus dem Verlauf der Aktivierungsfunktion für diesen Muskel ist zu erkennen, dass ein Ruheaktivitätsniveau von 5 % angenommen wurde. Die Muskelkraft des Brachioradialis steigt nach erfolgter Erregung zunächst an und erreicht nach 0.413 s das Maximum von 34.6 N. Danach fällt die Kraft, obwohl der Muskel noch aktiviert ist, rasch ab. Die

Längenverhältnisse des Brachioradialis sind am Beginn und am Ende des Bewegungszyklus nahezu optimal, um in der Mitte des Bewegungszyklus dann aber einzubrechen. Der Muskel befindet sich in der Zugphase im konzentrischen Bereich und die auftretende Kontraktionsgeschwindigkeit führt über einen kleinen Geschwindigkeitsfaktor (Kapitel 5) ebenso wie die nicht optimalen Längenverhältnisse zu einer raschen Reduktion der Kraft. In der Rückrollphase liegt dieser Muskel im exzentrischen Bereich. Der Brachioradialis ist ein Beuger im Ellbogengelenk. Durch seine Kraft wird am Ende der Zugphase eine Beugung des Ellbogengelenks eingeleitet, die den Handgriff näher an den Torso heranführt.

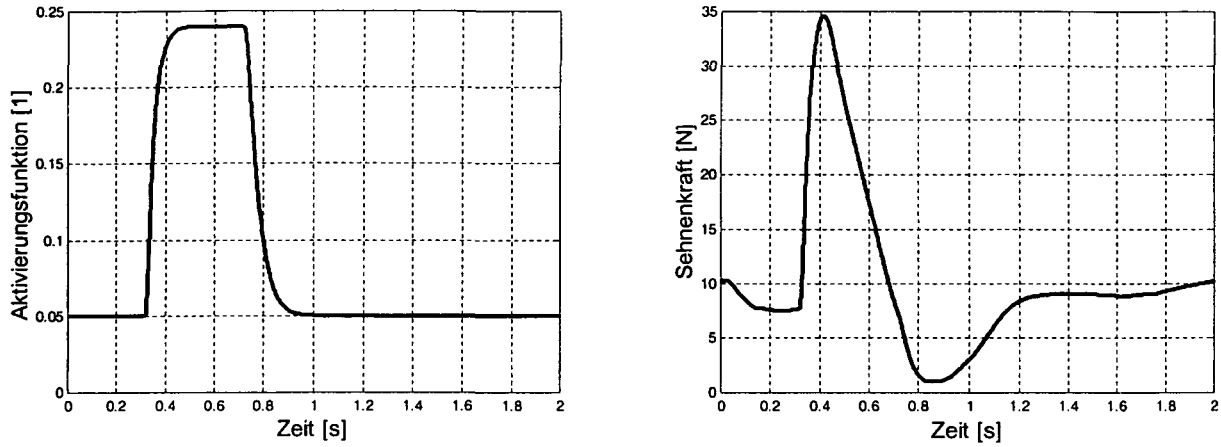


Bild 14.7 Aktivierungsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Brachioradialis

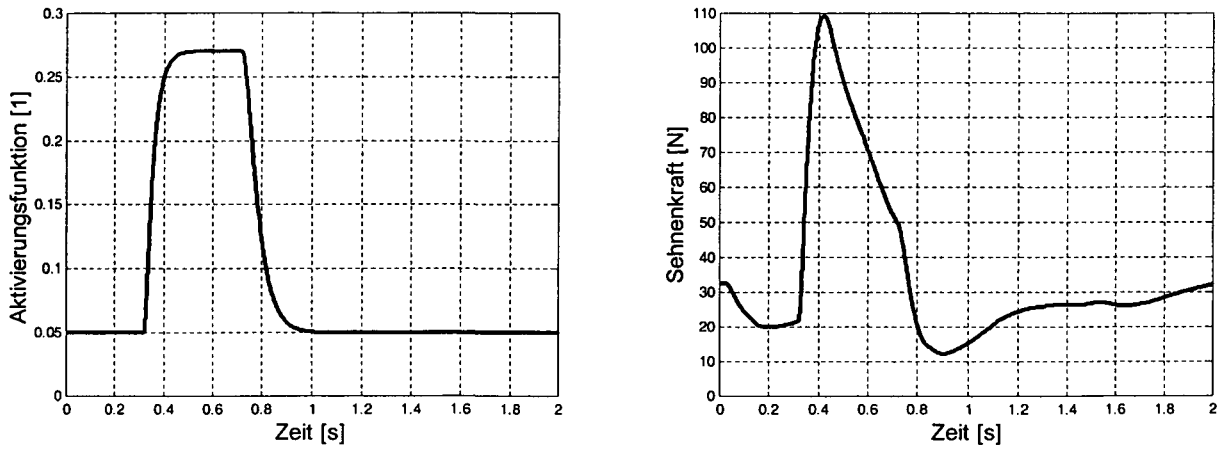


Bild 14.8 Aktivierungsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Brachialis

Beim Brachialis (Bild 14.8) liegen ähnliche Verhältnisse vor wie beim Brachioradialis. Er wird ebenso zwischen 0.32 s und 0.72 s erregt, weist aber mit 27 % Aktivierung ein etwas höheres Aktivitätsniveau auf. Die Längenverhältnisse sind auch hier zu Beginn und am Ende des Bewegungszyklus nahezu optimal, brechen am Ende der Zugphase nicht so stark ein wie beim Brachioradialis, was dazu führt, dass die Kraft nicht so rasch abfällt. Dieser Muskel befindet sich in der Zugphase im konzentrischen und in der Rückrollphase im exzentrischen Bereich. Da dieser Muskel am Anfang und am Ende der Simulation über seine optimale Faserlänge hinaus gedehnt wird, sind an diesen Stellen im Kraftverlauf, durch das parallel

elastische Element, leichte Erhebungen festzustellen. Der Brachialis ist ein Beuger im Ellbogengelenk, und führt am Ende der Zugphase zu einer Beugung dieses Gelenks. Der Biceps (Bild 14.9) ist ein zweigelenkiger Muskel, der die Schulter und das Ellbogengelenk umspannt. Er wird zum ersten Mal zwischen 0.42 s und 0.7 s neural angesteuert und erreicht eine Aktivierung von 28 %. In diesem Bereich unterstützt er hauptsächlich die Beugung im Ellbogengelenk. Der Einfluss des Biceps in der Schulter ist aufgrund der dort geringern Hebelarme nicht so groß wie im Ellbogengelenk. Zwischen 0.9 s und 2 s wird dieser Muskel zum zweitenmal neural erregt und erreicht dabei eine Aktivierung von 23 %. Die Längenverhältnisse stellen sich in der Rückrollphase etwas besser dar als in der Zugphase, sind aber auch für diesen Muskel am Ende der Zugphase am schlechtesten. Diese Tatsache wirkt sich aber aufgrund der fehlenden Aktivierung in der Mitte des Bewegungszyklus nicht so stark aus. Die Kontraktion des Muskels ist am Ende der Zugphase am größten. Zu Beginn der Rückrollphase befindet sich der Muskel im exzentrischen Bereich um am Ende wieder in die Konzentrik zurückzukehren. Das Kraftmaximum mit 98.6 N kommt nach 1.351 s zu liegen. In dieser Phase wird der Biceps vor allem zum Heben des Oberarms in Richtung Ausgangslage benötigt, wobei seine beugende Wirkung im Ellbogengelenk von den Streckern dieses Gelenkes kompensiert wird.

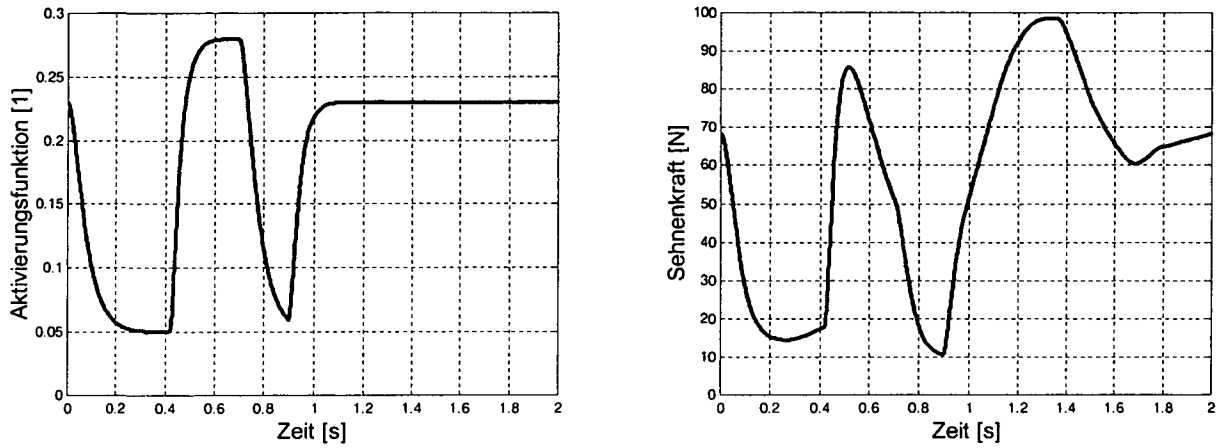


***Bild 14.9** Aktivierungsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Biceps*

Der Deltoideus anterior (Bild 14.10) ist in der Zugphase nicht aktiv. Dieser Muskel wird zwischen 0.8 s und 2 s voll aktiviert, um den Oberarm aus der Umkehrlage heraus wieder anzuheben. In der Zugphase befindet sich dieser Muskel in der Exzentrik, um dann in der Rückrollphase aufgrund seiner Aktivierung in den konzentrischen Bereich zu wechseln. Der Kraftverlauf steigt nach dem Beginn der Aktivierung stark an, um nach 0.9 s das Maximum von 588.5 N zu erreichen. In diesem Bereich sind die auftretenden Längenverhältnisse nahezu optimal. Mit fortschreitender Rückrollphase nimmt die Muskelkraft wieder stark ab, was auf die immer schlechter werdenden Längenverhältnisse zurückzuführen ist. Der Verlauf der Sehnenkraft des Deltoideus anterior, die wesentlich an der Anhebung des Oberarms in der Rückrollphase beteiligt ist, verursacht die rasche Reduktion des Armwinkels (Bild 14.2) nach dem Auftreten von dessen Maximum. Da, wie sich gezeigt hat, das parallel elastische Verhalten des Triceps caput longum ein Anheben des Oberarms gegen Ende der

Rückrollphase immer mehr behindert, musste die maximale Muskelspannung $\bar{\sigma}$ (Kapitel 5) für diesen Muskel auf 75 N/cm^2 angehoben werden, um ein ausreichendes Moment erzeugen zu können.

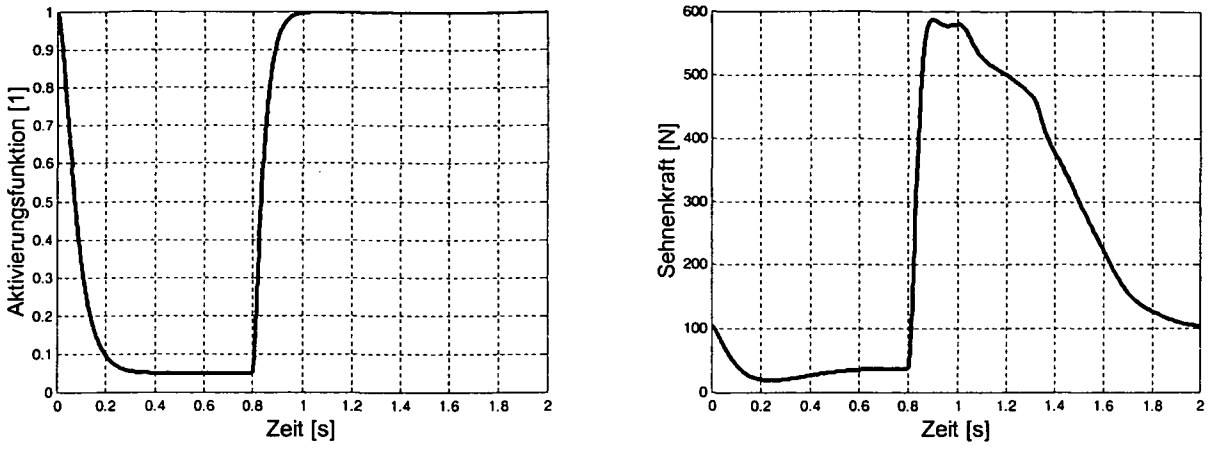


***Bild 14.10** Aktivierungsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Deltoideus anterior*

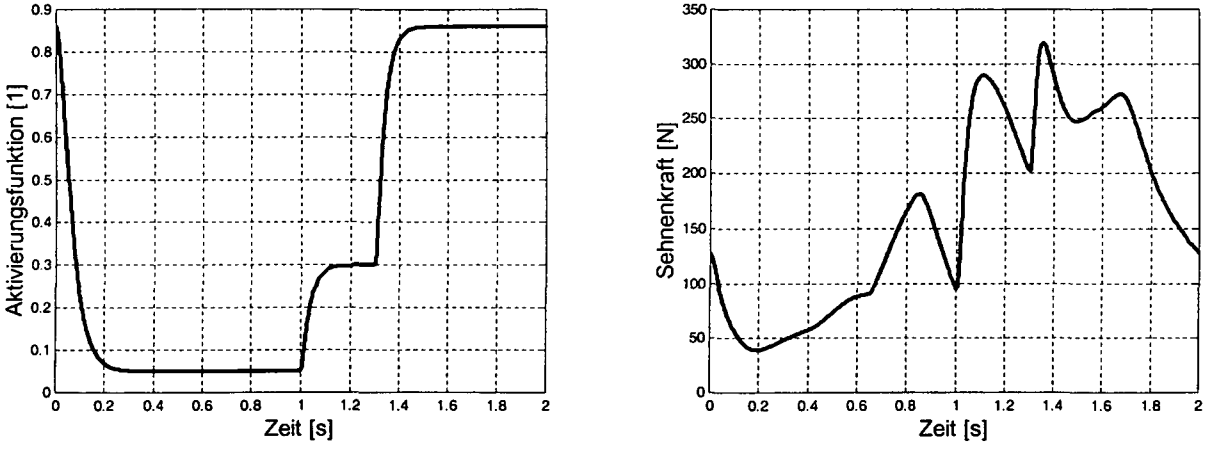


***Bild 14.11** Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Triceps caput mediale und laterale*

Der Triceps caput mediale und laterale (Bild 14.11) ist erst in der Rückrollphase aktiv, um die beugende Wirkung des Biceps und der anderen Beuger des Ellbogengelenks zu kompensieren und das Ellbogengelenk zu strecken. Die erste Kraftspitze, die nach 0.855 s auftritt, obwohl noch immer die Ruheaktivität anliegt, wird aufgrund der Tatsache, dass der Muskelbauch des Muskel-Sehnen Modells (Kapitel 5) über die optimale Faserlänge hinaus gedehnt wird, durch das parallel elastische Element verursacht. Zwischen 1 s und 1.3 s wird der Muskel zu 30 % aktiviert. Hier sind die Längenverhältnisse in einem kurzen Bereich fast optimal, um sich dann rasant zu verschlechtern. Um diesen raschen Kraftabfall zu kompensieren, wird das Aktivitätsniveau dieses Muskels bei 1.3 s von 30 % auf 86 % erhöht. In der Zugphase befindet sich der Triceps caput mediale und laterale im exzentrischen Bereich, um zu Beginn der Rückrollphase in den konzentrischen Bereich zu wechseln. Der Triceps caput longum (Bild 14.12) ist ein zweigelenkiger Muskel, der sowohl die Schulter als auch den Ellbogen umspannt. Er wird zwischen 0.1 s und 0.54 s zu 73 % aktiviert. In der Zugphase, in der nach

0.553 s das Maximum von 685.5 N auftritt, trägt dieser Muskel in der Schulter dazu bei, dass der Oberarm gegen die Handgriffkraft zum Torso hin bewegt wird. Er verursacht aber auch im Ellbogengelenk eine Streckbewegung. Diese Bewegung wird dann gegen Ende durch die Beuger des Ellbogengelenks mehr oder weniger kompensiert, um für die Heranführung des Handgriffs an den Torso zu sorgen. Die Hebelarme im Ellbogengelenk sind geringer als jene in der Schulter, sodass die Auswirkungen dieses Muskels in der Schulter größer ausfallen als im Ellbogen. Die Kontraktion ist in der Mitte der Zugphase am größten, worauf sich auch das lokale Minimum nach rund 0.4 s ausbildet. Die Längenverhältnisse sind bis auf die Mitte des Bewegungszyklus, wo sie fast optimal sind, relativ ungünstig. Zu Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase tritt das parallel elastische Element in Erscheinung, wie man unschwer in Bild 14.12 erkennt. Diese Tatsache führt am Ende der Rückrollphase vor allem dazu, dass die Bewegung des Oberarms in seine Ausgangslage gebremst und das Ellbogengelenk gestreckt wird. Da der Einfluss des parallel elastischen Elements mit den in Kapitel 5 und 7 angegebenen Parametern ein Erlangen der Ausgangsposition zu Simulationsende nicht ermöglichte, wurde der dimensionslose Formparameter K_{PEE} mit dem Wert 5 belegt. Außerdem wurde der optimale Gelenkwinkel im Ellbogen auf 55° reduziert.

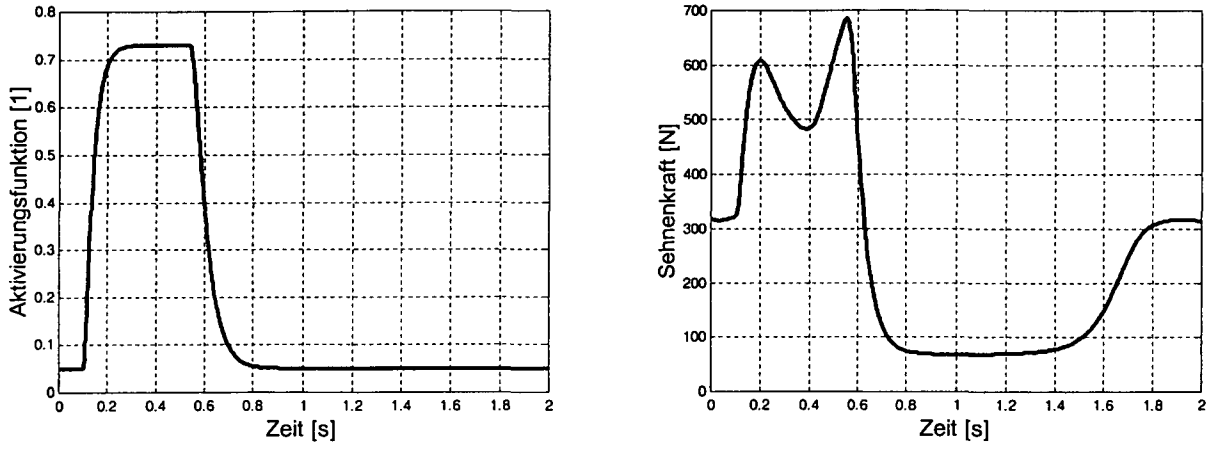


Bild 14.12 Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Triceps caput longum

Der Deltoideus posterior (Bild 14.13) wird zwischen 0 s und 0.75 s erregt und erreicht ein Aktivitätsniveau von 52 %. Dieser Muskel setzt am Oberarm und am Torso an und unterstützt in der Zugphase die Retroversion in der Schulter. Die größte Kraft entwickelt dieser Muskel nach 0.14 s mit 316.9 N. In der Zugphase befindet sich der Deltoideus posterior im konzentrischen und in der Rückrollphase im exzentrischen Bereich. Die Längenverhältnisse sind in der Mitte der Zugphase und in der Mitte der Rückrollphase sehr günstig. Das parallel elastische Element wird zu Beginn und am Ende des Bewegungszyklus über die optimale Faserlänge hinaus gedehnt. Dieses Phänomen ist am Ansteigen der Muskelkraft zu Simulationsende (Bild 14.13), obwohl hier die Ruheaktivität vorliegt, zu erkennen.

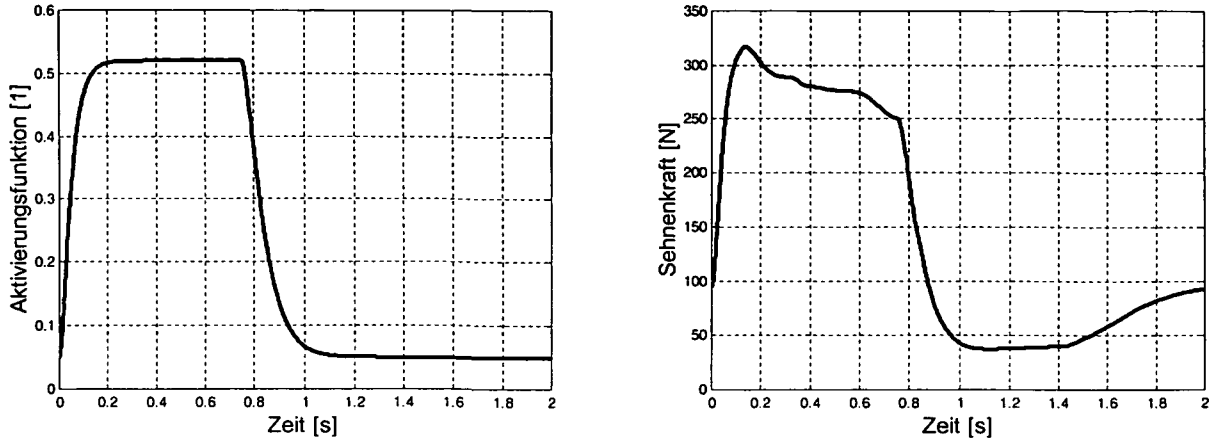


Bild 14.13 Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Deltoideus posterior

Die Teres-Gruppe (Bild 14.14), die aus dem Teres major und dem Teres minor zusammengesetzt ist, weist ähnliche Verhältnisse auf wie der Deltoideus posterior. Diese Muskelgruppe wird zwischen 0 s und 0.68 s aktiviert und erreicht ein Aktivitätsniveau von 70 %. Es handelt sich dabei um eingelenkige Muskeln, die das Heranziehen des Oberarms an den Torso in der Zugphase unterstützen. Die maximale Kraft von 546.8 N wird nach 0.68 s entwickelt. Wie zu erwarten ist, arbeitet der Muskel in der Zugphase im konzentrischen Bereich, um dann in der Rückrollphase in den exzentrischen Bereich zu kommen. Die Längenverhältnisse sind zu Beginn und am Ende des Bewegungszyklus sehr günstig, um am Ende der Zugphase einzubrechen, was durch den Abfall der Kraft nach Erreichen des maximalen Wertes zu erkennen ist. Auch hier ist das parallel elastische Element am Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase aktiv.

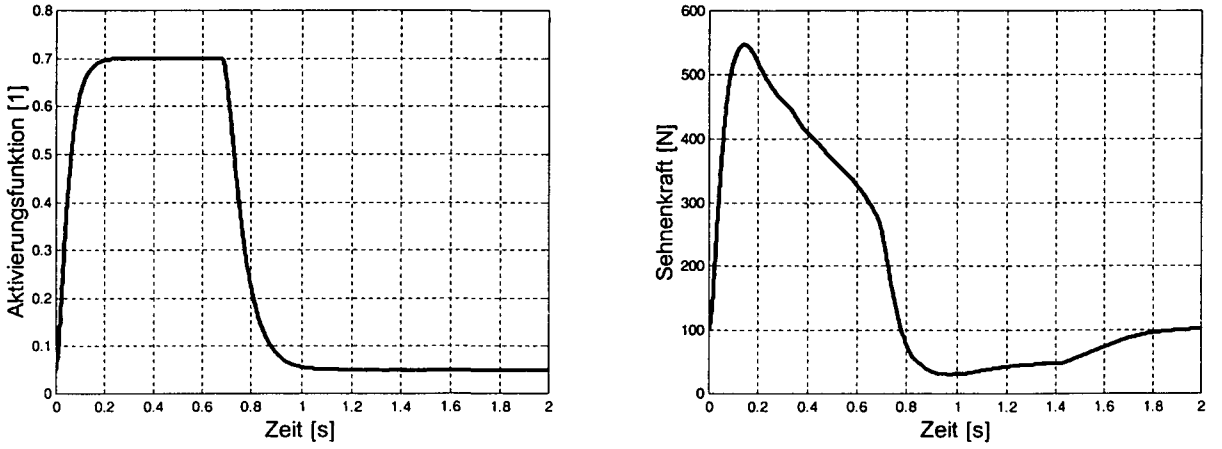


Bild 14.14 Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf der Teres-Gruppe

Der Latissimus dorsi (Bild 14.15) wird zwischen 0.1 s und 0.66 s aktiviert. Er erreicht in diesem Bereich ein Aktivitätsniveau von 94 %. Die Verhältnisse dieses Muskels sind denen des Deltoideus posterior und der Teres-Gruppe ähnlich. Der Einbruch der Längenverhältnisse in der Mitte des Bewegungszyklus gestaltet sich für den Latissimus dorsi jedoch nicht so dramatisch. Auch hier arbeitet der Muskel in der Zugphase im konzentrischen Bereich, um

dann in der Rückrollphase in den exzentrischen Bereich zu gelangen. In der Zugphase tritt nach 0.662 s das Maximum von 554.8 N auf. In dieser Phase unterstützt der Latissimus dorsi die Retroversion in der Schulter und die damit verbundene Heranführung des Oberarms an den Torso. Durch die Dehnung am Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase über die optimale Faserlänge hinaus kommt in diesem Bereich der Einfluss des parallel elastischen Elements zu Geltung, der aber geringer ausgeprägt ist als beim Deltoideus posterior oder der Teres-Gruppe.

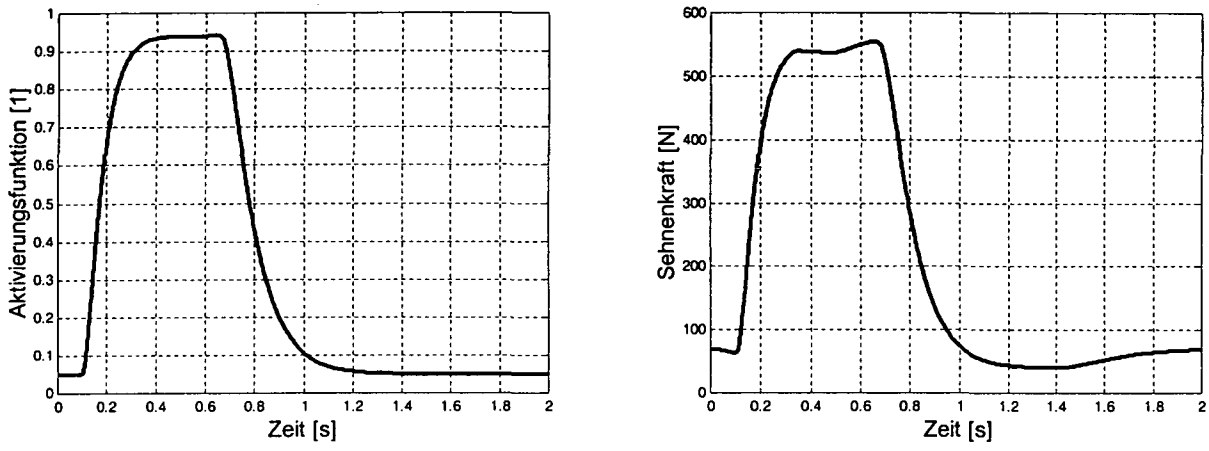


Bild 14.15 Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Latissimus dorsi

14.2.2 Muskelkräfte der unteren Extremität

Der Tibialis anterior (Bild 14.16) wird zwischen 0.3 s und 0.8 s neural angesteuert und erreicht eine Aktivierung von 80 %. Die Sehnenkraft dieses Muskels führt in diesem Bereich zu einer Verzögerung der Streckbewegung des Fußgelenks.

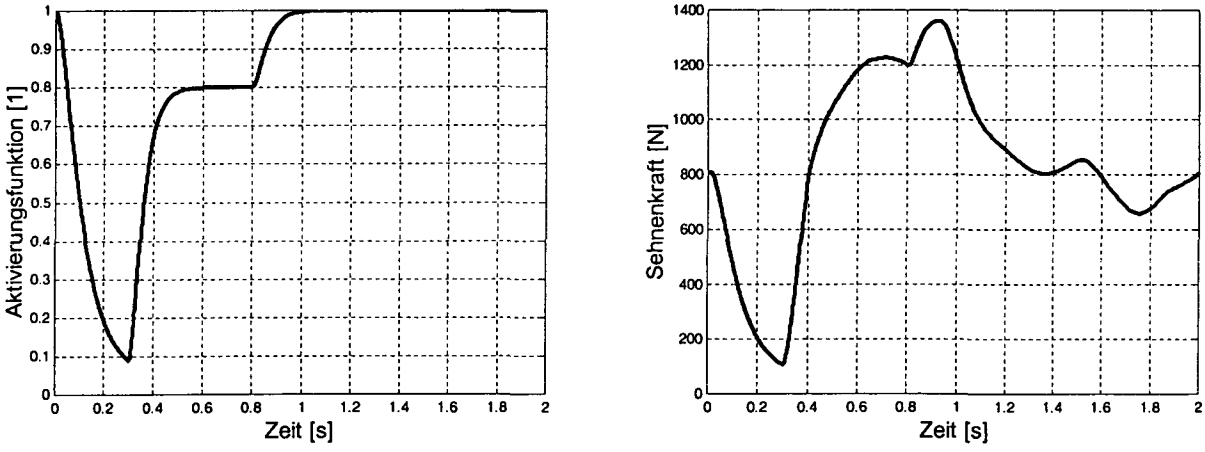


Bild 14.16 Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Tibialis anterior

Der Muskel befindet sich den größten Teil der Zugphase, bis auf einen kleinen Abschnitt nach der Aktivierung bei 0.3 s, im exzentrischen Bereich. Zu Beginn der Rückrollphase springt bei 0.8 s das Aktivitätsniveau des Tibialis anterior auf 100 %. In der Rückrollphase arbeitet der Muskel im konzentrischen Bereich und erzeugt eine Beugebewegung im Fußgelenk, die dafür

sorgt, dass sich der Unterschenkel wieder in die Umkehrlage bewegt. Das Maximum dieser Kraft tritt mit 1358.8 N nach 0.924 s auf. Die starke Kontraktion des Muskels in diesem Bereich schlägt sich in einem geringeren Geschwindigkeitsfaktor und einer reduzierten Kraft nieder. Die Längenverhältnisse sind in der Mitte des Bewegungszyklus nahezu optimal. Der Wert des Längenfaktors nimmt zu Beginn der Zugphase und am Ende der Zugphase jedoch kleinere Werte an. Das parallel elastische Element ist nach rund einer Sekunde aktiv, trägt aber nur einen kleinen Teil zur Muskelkraft bei. Wie sich herausgestellt hat, kann unter den gegebenen Umständen nur dann die Anfangsposition wieder erreicht werden, wenn die maximale Muskelspannung $\bar{\sigma}$ (Kapitel 5) für diesen Muskel auf 75 N/cm^2 angehoben wird.

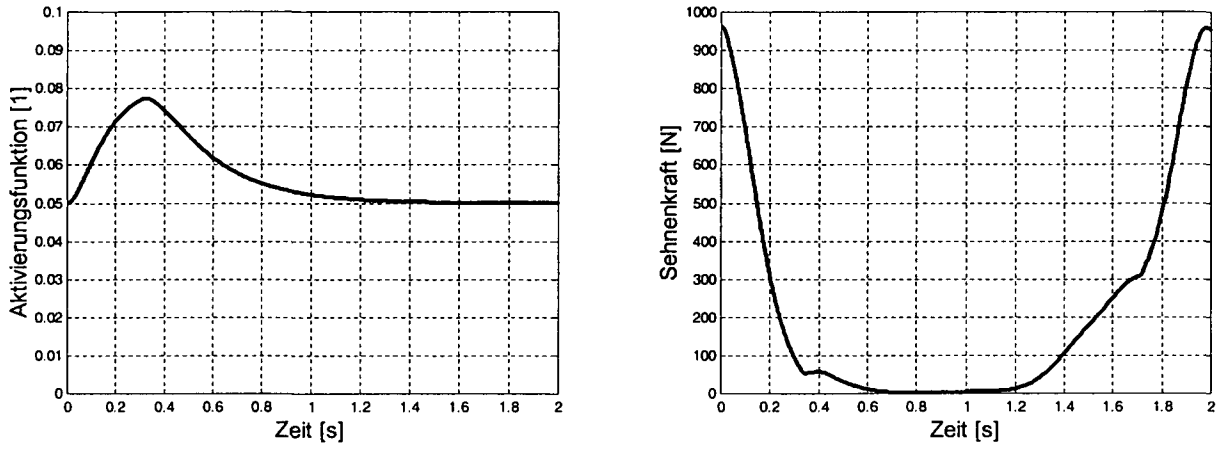


***Bild 14.17** Aktivierungsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Soleus*

Der Soleus (Bild 14.17) wird zwischen 0 s und 0.32 s neural erregt und erreicht dabei eine maximale Aktivität von 7.7 %. Am Beginn und am Ende des Bewegungszyklus sind die Längenverhältnisse sehr günstig, brechen am Ende der Zugphase jedoch stark ein, was sich auch im Sehnenkraftverlauf niederschlägt. In der Zugphase befindet sich der Soleus im konzentrischen und in der Rückrollphase im exzentrischen Bereich. Das parallel elastische Element des Soleus wird am Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase über die optimale Faserlänge hinaus gedehnt und entwickelt eine Kraft, die aufgrund der niedrigen Aktivierung in diesen Bereichen gegenüber der kontraktilen Kraft dominiert. Der dimensionslose Formparameter des parallel elastischen Elements K_{PEE} (Kapitel 5) wurde auf den Wert 4 gesetzt. Da der Fiederungswinkel des Soleus aufgrund des hohen Bewegungsumfanges im Fußgelenk mit den in Kapitel 8 für ihn festgelegten Parametern Werte größer als 90° annahm, was physiologisch nicht sinnvoll ist, wurde die optimale Muskelfaserlänge auf 50 mm erhöht, was in der Mitte des Bewegungszyklus noch immer den Fiederungswinkel auf ein Maximum von 75.6° ansteigen lässt. Die Sehnenkraft des Soleus führt zu Beginn der Zugphase zu einer Unterstützung der Streckbewegung im Fußgelenk und am Ende der Rückrollphase zu einer Verzögerung der Beugebewegung des Fußgelenks. Der Gastrocnemius (Bild 14.18) ist ein zweigelenkiger Muskel, der sowohl das Fußgelenk als auch das Kniegelenk umspannt. Seine Auswirkungen sind im Fußgelenk größer, da er dort im Vergleich zum Kniegelenk die größeren Hebelarme aufweist. Zu Beginn der Zugphase herrscht zwar die Ruheaktivität, die Längenverhältnisse sind aber nahezu optimal. Eine relativ

große Sehnenkraft ist die direkte Folge. In der Mitte des Bewegungszyklus weist der Längenfaktor einen geringeren Wert auf, sodass auch bei einer höheren Aktivierung als zu Beginn der Zugphase die Sehnenkraft nur einen relativ kleinen Wert annimmt. Am Ende der Rückrollphase herrscht zwar wieder die Ruheaktivität vor, die annähernd optimalen Längenverhältnisse sorgen aber wieder für eine relativ große Sehnenkraft. Der Muskel befindet sich in der Zugphase im konzentrischen Bereich, um zu Beginn der Rückrollphase in den exzentrischen Bereich zu gelangen. Am Beginn der Zugphase unterstützt der Gastrocnemius die Streckbewegung des Fußgelenks, wobei er gleichzeitig die Beugebewegung im Kniegelenk verzögert. In der Mitte des Bewegungszyklus sorgt der Muskel in der Nähe der Umkehrlage für eine Stabilisierung der Streckstellung des Fußgelenks und leitet im Kniegelenk die Beugebewegung in Richtung Ausgangsposition ein. Am Ende der Rückrollphase verzögert er die Beugebewegung des Fußgelenks in die Anfangslage und unterstützt dabei die Beugebewegung des Kniegelenks.

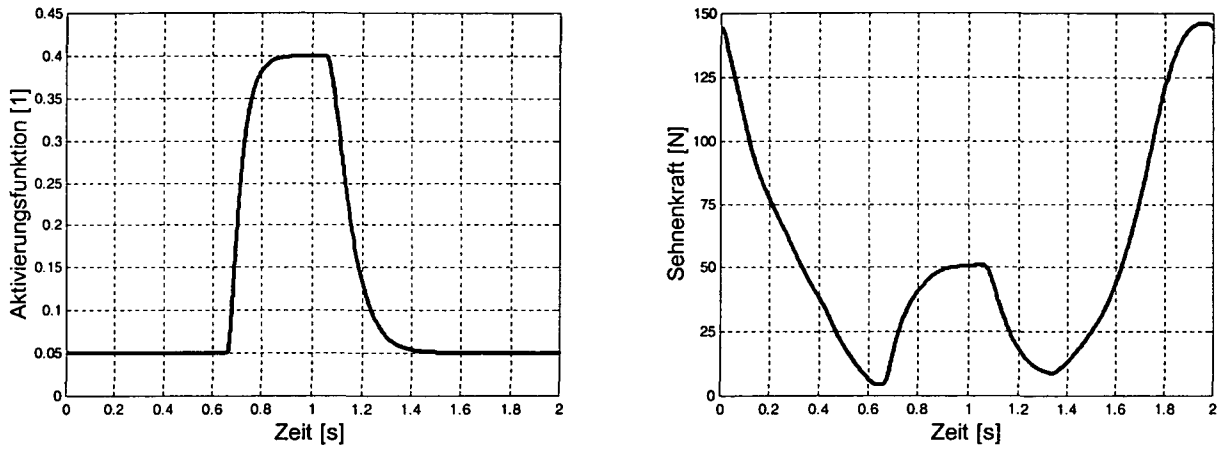


Bild 14.18 *Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Gastrocnemius*

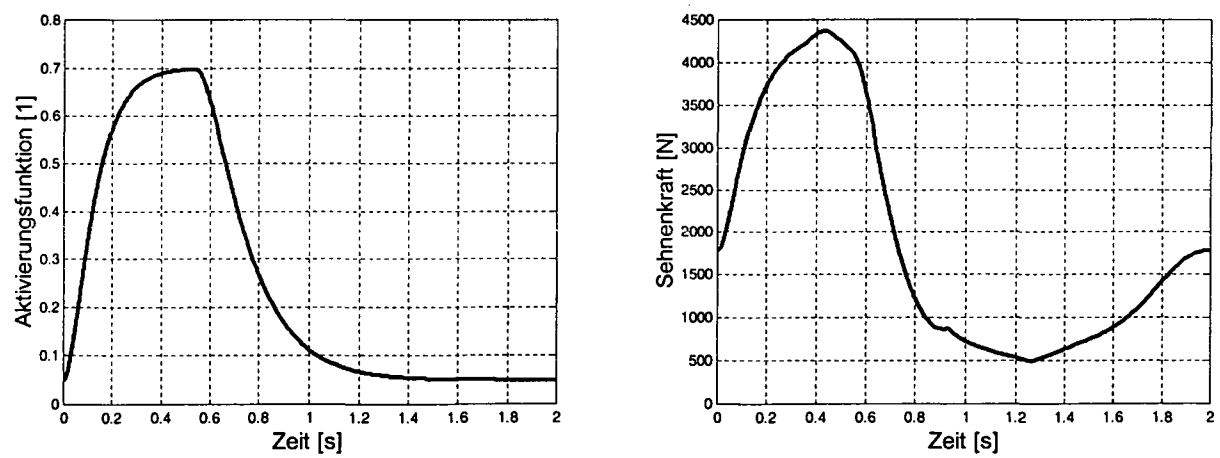


Bild 14.19 *Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf der Vastii*

Die Vastii (Bild 14.19) sind die wichtigsten Strecker im Kniegelenk. Diese Muskelgruppe wird zwischen 0 s und 0.54 s erregt und erreicht ein Aktivitätsniveau von 69.8 %. Die Vastii sorgen in der Zugphase dafür, dass sich das Kniegelenk streckt. Die Längenverhältnisse sind

am Ende der Zugphase und am Beginn der Rückrollphase optimal. Das Maximum dieses Kraftverlaufes von 4369.7 N liegt bei 0.431 s. In der Zugphase befindet sich dieser Muskel im konzentrischen und in der Rückrollphase im exzentrischen Bereich. Zu Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase wird das parallel elastische Element über die Ruhelänge hinaus gedehnt und sorgt für einen sichtbaren Anstieg der Sehnenkraft. Am Ende der Rückrollphase verursacht der Anstieg der Sehnenkraft durch das parallel elastische Verhalten eine Verzögerung der Beugebewegung des Kniegelenks. Der Rectus femoris (Bild 14.20) ist ein zweigelenkiger Muskel, der zwischen 0.52 s und 1.12 s erregt wird und ein Aktivitätsniveau von 24 % erreicht. Die Hebelarme im Hüftgelenk sind etwas größer als jene im Kniegelenk. Dieser Muskel ist in der Mitte des Bewegungszyklus aktiv und unterstützt in diesem Bereich die Streckung des Kniegelenks. In der Hüfte wirkt er beugend. Das Maximum der Kraft tritt mit 147.1 N nach 0.661 s auf. Der Rectus femoris zeigt im Kniegelenk die gleichen Hebelarme wie die Vastii. Betrachtet man die maximale Kraft der Vastii von annähernd 4400 N, die in der Zugphase auftritt, so ist der Einfluss des Rectus femoris auf die Streckung im Knie doch sehr klein. Ähnlich gering beeinflusst er die Beugung im Hüftgelenk. Das lokale Minimum bei rund 0.85 s ist auf die starke Kontraktion des Muskels zurückzuführen, die den Geschwindigkeitsfaktor entsprechend reduziert.

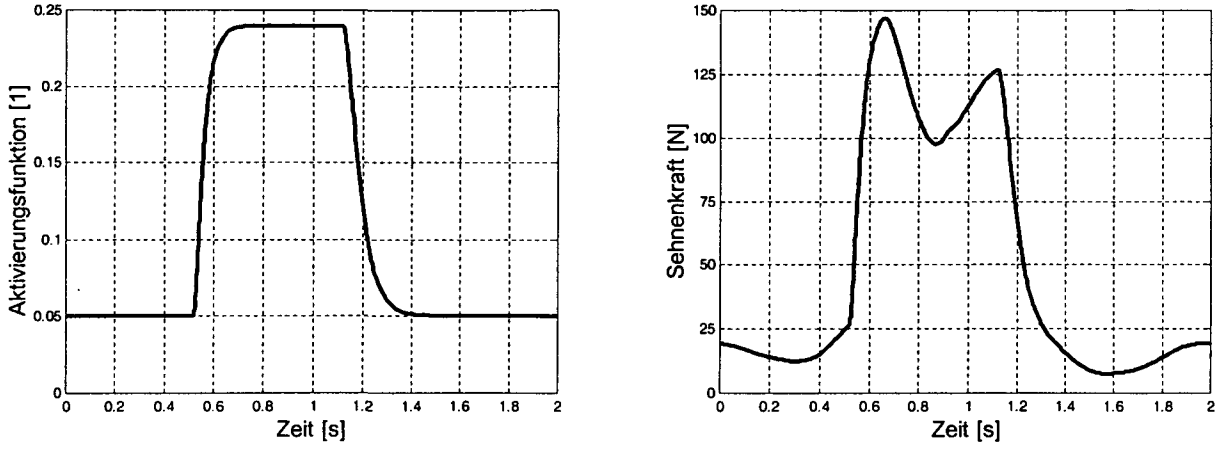


Bild 14.20 *Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Rectus femoris*

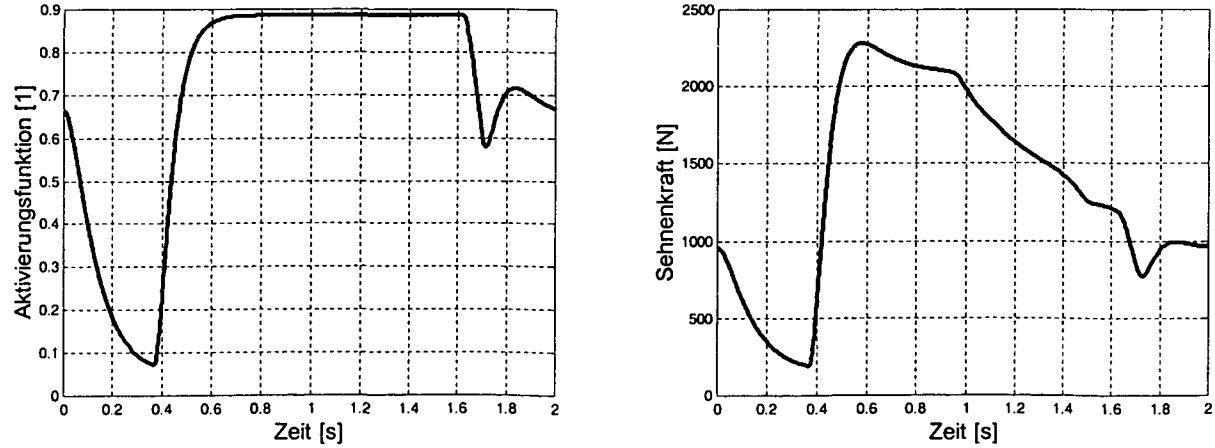


Bild 14.21 *Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Iliopsoas*

Der Iliopsoas (Bild 14.21) ist ein Beuger im Hüftgelenk. Er wird nach 0.37 s erregt und erreicht ein Aktivitätsniveau von 88.6 %. Das Maximum der Sehnenkraft beträgt 2281 N bei 0.578 s. Die Längenverhältnisse sind in der Mitte der Zugphase und in der Mitte der Rückrollphase optimal. In der Zugphase arbeitet dieser Muskel im exzentrischen und in der Rückrollphase im konzentrischen Bereich, wodurch sich auch der Abfall der Kraft in der Mitte der Rückrollphase erklären lässt. In der Mitte des Bewegungszyklus wird das parallel elastische Element über seine Ruhelänge hinaus gedehnt und verursacht die nach rund 0.95 s auftretende Erhebung. Die Sehnenkraft des Iliopsoas verzögert die Streckbewegung des Hüftgelenks bis in die Umkehrlage, um dann den Torso in Richtung Anfangsposition zu beschleunigen. Am Ende der Rückrollphase wird der Muskel ab 1.7 s noch einmal neural angesteuert und erreicht dabei eine maximale Aktivität von 71.5 %. In diesem Bereich unterstützt er die Beugung im Hüftgelenk, sodass dieses in die Ausgangslage gelangen kann.

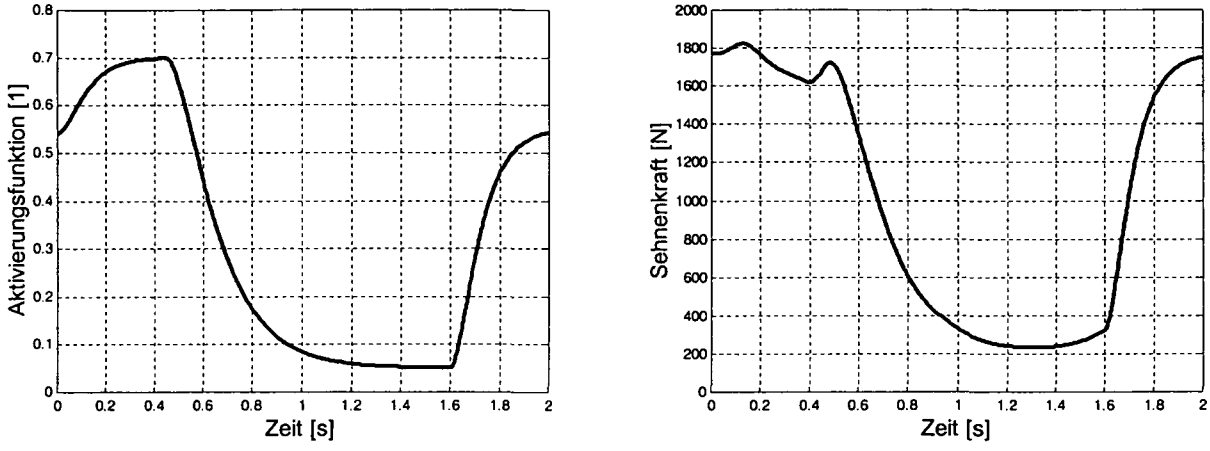


***Bild 14.22** Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf des Glutaeus maximus*

Der Glutaeus maximus (Bild 14.22) wird zu Simulationsbeginn, ausgehend von einem Aktivitätsniveau von 55 %, zwischen 0 s und 0.45 s neural angesteuert und erreicht eine Aktivierung von 69.9 %. Die Längenverhältnisse erweisen sich in der Mitte des Bewegungszyklus als optimal, sind jedoch zu Beginn der Zugphase und am Ende der Rückrollphase weniger günstig. In der Zugphase befindet sich dieser Muskel im konzentrischen und in der Rückrollphase im exzentrischen Bereich. Der Muskel entwickelt nach 0.131 s die maximale Kraft von 1823 N. Das parallel elastische Element wird am Beginn und am Ende der Rückrollphase über die optimale Faserlänge gedehnt und trägt daher in diesen Bereichen zum Aufbau der Sehnenkraft bei. Der dimensionslose Formparameter K_{PEE} wurde für diesen Muskel im Rahmen der Simulationen auf einen Wert von 5 erhöht. Am Beginn der Zugphase sorgt dieser Muskel für eine Streckung im Hüftgelenk und bewegt den Torso gegen die Belastung am Handgriff. Zum Schluss der Rückrollphase wird der Glutaeus maximus noch einmal bei 1.6 s erregt und erreicht wieder die Anfangsaktivierung von 55 %. In diesem Bereich sorgt der Muskel für eine Verzögerung der Beugebewegung im Hüftgelenk und garantiert so das Erreichen der Umkehrlage. Die Hamstrings (Bild 14.23) sind eine zweigelenkige Muskelgruppe, die das Hüftgelenk und das Kniegelenk umspannen. Sie fallen zu Simulationsbeginn von einem Aktivierungsniveau von 38 % auf 22.4 % ab. Nach 0.35 s

fällt die Aktivierung dann weiter auf die Ruheaktivität ab. Die Längenverhältnisse sind über den ganzen Bewegungszyklus mehr oder weniger günstig. In der Mitte der Zugphase befindet sich die Muskelgruppe weit im konzentrischen Bereich, was zu niedrigen Werten des Geschwindigkeitsfaktors führt. Das parallel elastische Element ist zu Beginn und am Anfang des Bewegungszyklus aktiv, übt aber einen verschwindenden Einfluss auf den Verlauf der Sehnenkraft aus. Der dimensionslose Formparameter K_{PEE} wurde für die Hamstrings, wie beim Glutaeus maximus, im Rahmen der Simulationen auf einen Wert von 5 erhöht. Die Hebelarme sind im Hüftgelenk größer als im Kniegelenk. Diese Muskelgruppe sorgt zu Beginn der Zugphase für eine Streckung im Hüftgelenk, verzögert im Kniegelenk jedoch die erwünschte Streckbewegung. Am Ende der Rückrollphase verzögern die Hamstrings die Beugebewegung im Hüftgelenk in die Anfangsposition und unterstützen die Beugebewegung im Kniegelenk um die Umkehrlage zu erreichen.

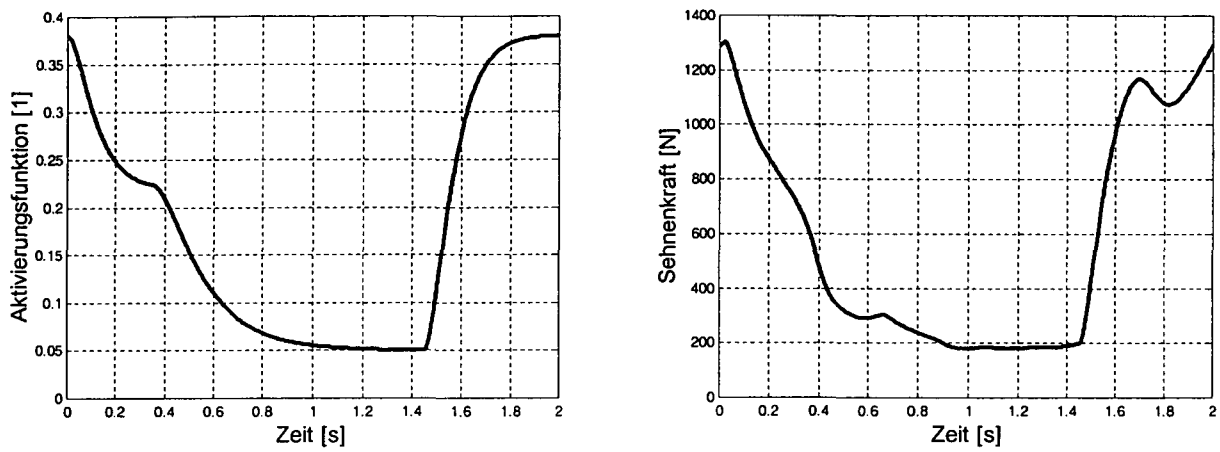


Bild 14.23 *Aktivitätsfunktion und Sehnenkraftverlauf der Hamstrings*

Kapitel 15

Zusammenfassung und Ausblick

15.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die gegenständliche Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines biomechanischen Ersatzmodells zur Simulation der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer. Dieses Modell wird dann in weiterer Folge zur Lösung des inversen und des direkten dynamischen Problems herangezogen.

Bei der Entwicklung eines Modellkonzepts nimmt man Idealisierungen vor, die sich bei der Aufstellung der mathematischen Formulierungen vereinfachend auswirken. Die verschiedenen Körperteile werden in diesem Zusammenhang durch starre Körpersegmente modelliert, die durch idealisierte, reibungsfreie Gelenke in Verbindung stehen. Die Festlegung der massengeometrischen Eigenschaften der verschiedenen Modellsegmente erfolgt mit Hilfe des Modells von Hanavan, 1964. Um die Rollsitzverhältnisse eines Ruderergometers in die Simulation einfließen zu lassen, wird ein Gleitgelenk in der Hüfte des mechanischen Ersatzmodells eingeführt. Ein weiteres Gleitgelenk an der Hand des Modells sorgt dafür, dass hier keine vertikalen Bewegungen auftreten können. Dämpfende Anteile von passiven anatomischen Strukturen, welche die verschiedenen Gelenke umspannen, sind durch Drehdämpfer berücksichtigt. Charakteristisch für jedes Ruderergometer ist der Mechanismus, durch den die Kraft am Handgriff entwickelt wird. Im Rahmen dieser Arbeit wird angenommen, dass es sich dabei um einen Widerstandsmechanismus handelt, der mit einem Ventilator arbeitet. Um dessen Verhalten in die Simulation einzubauen, erfolgt nicht nur eine Modellierung der mechanischen, sondern auch eine Beleuchtung der vorhandenen strömungsmechanischen Verhältnisse. Drehmomente, die in den idealisierten Gelenken auftretenden, bewegen das mechanische Ersatzmodell. Diese Momente werden von den berücksichtigten Muskeln erzeugt, deren Verhalten mit einem biomechanischen Muskel-Sehnen Ersatzmodell in der Simulation erfasst wird. Das Modell setzt sich aus unterschiedlichen Federelementen und einem kontraktilen Element zusammen. Die

Festlegung der verschiedenen Muskelparameter erfolgt mit Hilfe der zur Verfügung stehenden Literatur. Das mechanische Ersatzmodell dient dann in weiterer Folge zur Lösung des inversen und des direkten dynamischen Problems.

Im Rahmen des inversen Problems wird das entwickelte mechanische Ersatzmodell dazu benützt, die bei der menschlichen Bewegung auf einem Ruderergometer auftretenden Muskelkraftverläufe zu berechnen. Dazu muss zunächst die Bewegung des Modells vorgegeben werden. In dieser Arbeit geschieht dies anhand der ersten zeitlichen Ableitungen der Freiheitsgrade, also den entsprechenden Winkelgeschwindigkeiten. Bei der Wahl der Winkelgeschwindigkeitsansätze wird darauf geachtet, dass sich realistische Winkelverläufe ergeben. In den durchgeführten Simulationen dauert ein Bewegungszyklus 2 Sekunden. Die Umkehrposition soll dabei nach 0.85 Sekunden auftreten. Ohne die Vorgabe einer weiteren Größe ist man nicht in der Lage, aus den Bewegungsgleichungen alle Gelenkmomente zu bestimmen. Daher wird unter Zuhilfenahme von Messergebnissen aus der zur Verfügung stehenden Literatur ein Ansatz für die Rollsitzkraft entwickelt. Die vier Ansätze (Fußwinkelgeschwindigkeit, Hüftwinkelgeschwindigkeit, Armwinkelgeschwindigkeit und Rollsitzkraft) stellen Polynome unterschiedlichen Grades dar. Da die verschiedenen biologischen Gelenke im Allgemeinen von mehr Muskeln umspannt werden als dort Freiheitsgrade vorhanden sind, erhält man stets ein unterbestimmtes Gleichungssystem, in dem mehr unbekannte Muskelkräfte auftreten als Systemgleichungen. Zur Lösung dieser auch als Verteilungsproblem bezeichneten Aufgabe wird auf das Kriterium von Crowninshield und Brand, 1981 zurückgegriffen, in dem es gilt, zu jedem Zeitpunkt die Summe der Potenzen der betreffenden Muskelspannungen zu minimieren. Dabei müssen aber auch bestimmte Randbedingungen eingehalten werden. Die Muskelkräfte dürfen nur positive Werte annehmen, da Muskeln nur Zugkräfte entwickeln können, und sollen stets kleiner sein als die entsprechenden tetanischen Muskelkräfte. Außerdem müssen sich die einzelnen Gelenkmomente aus den jeweiligen Muskelteilmomenten zusammensetzen lassen. Die Lösung des inversen Problems ergab unter anderem folgende Ergebnisse: Die Handgriffkraft erreicht in der Zugphase den größten Wert von 754 N. Während der Rückrollphase tritt entsprechend der durchgeführten Modellierung keine Kraft am Handgriff mehr auf. Die maximale Leistung von 1815 W kommt ebenfalls in der Zugphase zu liegen. In der oberen Extremität entwickelt der Triceps caput longum mit 893.4 N und in der unteren Extremität die Vastii mit 4945.7 N die jeweils größte Muskelkraft. In der Zugphase, in der durch den Widerstandsmechanismus die Kraft am Handgriff entwickelt wird, treten generell die größten Muskelkräfte auf. Die Muskeln, die in der Rückrollphase aktiv sind, bewirken eine Bewegung des mechanischen Ersatzmodells von der Umkehrlage zurück in die Ausgangsposition, ohne dass das System durch die Kraft am Handgriff belastet wird. Die berechneten Muskelkraftverläufe stimmen im wesentlichen mit elektromyographischen Messungen aus der zur Verfügung stehenden Literatur überein.

Zur Lösung des direkten dynamischen Problems werden die neuralen Erregungen der berücksichtigten Muskeln vorgegeben, um eine menschliche Bewegung auf einem Ruderergometer zu simulieren. Die Dauer eines Bewegungszyklus beträgt wieder 2 Sekunden. Rechtecksimpulse dienen zur Modellierung der neuralen Anregungen. Die Festlegung der einzelnen Erregungsfunktionen erfolgt mit Hilfe der Ergebnisse des inversen

Problems und anhand von Messergebnissen aus der zur Verfügung stehenden Literatur. Während der Simulationen fand eine entsprechende Parametervariation statt, wobei besonderer Wert darauf gelegt wurde, dass die erzielte Umkehrlage so nahe wie möglich bei der im Rahmen des inversen Problems festgelegten Umkehrlage zu liegen kommt. Ein biomechanisches Muskel-Sehnen Ersatzmodell, das aus unterschiedlichen passiven Federelementen und einem aktiven kontraktilen Element aufgebaut ist, beschreibt das Verhalten der berücksichtigten Muskeln. Aus den verschiedenen Erregungsfunktionen kann man dann unter Verwendung des Muskel-Sehnen Modells, der unterschiedlichen Gelenkgeometrien und den Bewegungsgleichungen die zweite zeitliche Ableitung des Lagevektors bestimmen. Durch zweimaliges Integrieren dieses Vektors erhält man die Bewegung bzw. den Lagevektor des mechanischen Ersatzmodells. Die Lösung des direkten Problems ergab unter anderem folgende Ergebnisse: In der Zugphase kommen die simulierten Handgriffgeschwindigkeiten nicht an jene des inversen Problems heran, liegen aber im Bereich der in der verfügbaren Literatur gemessenen Werte. Die Kraft am Handgriff erreicht in der Zugphase einen maximalen Wert von 420.1 N. In der Rückrollphase tritt entsprechend der Modellierung des Widerstandsmechanismus keine Handgriffkraft mehr auf. Das Leistungsmaximum mit 755.1 W befindet sich in der Zugphase. In der oberen Extremität entwickelt der Triceps caput longum mit 685.5 N und in der unteren Extremität die Vastii mit 4369.7 N die jeweils größte Muskelkraft. Das Muskelkraftniveau liegt etwas unterhalb des Kraftniveaus der Lösungen des inversen Problems, da in das Muskel-Sehnen Modell unter anderem auch die Längenabhängigkeit und die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Muskelkräfte einfließen. Verschiedene Muskeln erreichen hier auch in der Rückrollphase beträchtliche Kraftniveaus, um das mechanische Ersatzmodell wieder in die Ausgangsposition bringen zu können. Die berechneten Gelenkwinkelverläufe stimmen in der Tendenz bzw. deren Gesamtbild mit gemessenen Verläufen aus der zur Verfügung stehenden Literatur überein.

15.2 Ausblick

Die Ergebnisse, die mit dem entwickelten mechanischen Ersatzmodell erzielt wurden, stimmen im wesentlichen mit Messdaten aus der zur Verfügung stehenden Literatur überein. Um die Simulationsergebnisse gezielt zu überprüfen, wäre im nächsten Schritt die Entwicklung eines Versuchstandes zielführend. In Bezug auf die auftretenden Kräfte sind dabei die Handgriffkraft, die Rollsitzkraft zwischen dem Rollsitz und dessen Führung und die Aufstandskräfte an den beiden Stemmbrettern von besonderem Interesse. Die Handgriffkraft kann mit einem handelsüblichen Kraftaufnehmer gemessen werden, bei der Bestimmung der beiden anderen Kräfte müsste man auf Kraftmessplatten zurückgreifen. Besonders schwierig wird sich dabei voraussichtlich die Messung der Rollsitzkraft gestalten. Die Bewegung eines Probanden auf dem Messergometer sollte dabei idealerweise mit Markern und einem entsprechenden Kamera-System bestimmt werden. Unverzichtbar sind dabei natürlich auch elektromyographische Messungen, um Aufschluss über die Aktivität der verschiedenen Muskeln zu erhalten. Ohne näher auf das verwendete Messergometer und die Messelektronik

einzugehen ist bereits zu erkennen, dass dieses Vorhaben mit einem beträchtlichen zeitlichen und finanziellen Aufwand verbunden ist.

In weiterer Folge könnte das entwickelte mechanische Ersatzmodell dazu verwendet werden, die Bewegung von querschnittgelähmten Patienten auf einem Ruderergometer mittels funktioneller Elektrostimulation zu simulieren. Durch den Einsatz von entsprechenden Muskelstimulationsgeräten sind Paraplegiker in der Lage auch komplexe Bewegungsabläufe mit den unteren Extremitäten auszuführen (z.B. Radfahren und Gehen). Um aber auch den Oberkörper in diese Bewegungen einzubeziehen, erscheint die Bewegung auf einem Ruderergometer sehr vielversprechend zu sein. Angepasst an die unterschiedlichen Verhältnisse, die bei querschnittgelähmten Patienten vorliegen, könnte man anhand des Modells schon vor dem Beginn praktischer Tests theoretische Erfahrungen sammeln und somit Probleme schon vor dem Bau eines speziellen Ergometers erkennen und ausräumen.

Eine Möglichkeit, die sich auch noch erschließt und mit dem bestehenden Modell in Zusammenhang gebracht werden kann, ist die Durchführung einer sogenannten dynamischen Optimierung. Man müsste dazu zuerst eine Zielfunktion definieren, die für die gesamte Bewegung auf einem Ruderergometer optimiert werden soll. Unter der Angabe geeigneter Randbedingungen werden dann die Erregungsfunktionen entsprechend des verwendeten Optimierungsalgorithmus so lange geändert, bis sich eine Lösung ergibt, die alle gestellten Bedingungen bestmöglich befriedigt. Dynamische Optimierungen sind mit einem sehr großen Programmier- und Rechenaufwand verbunden. Sie wurden bis jetzt hauptsächlich auf Bewegungen der unteren Extremität wie z.B. das Gehen oder Radfahren angewendet.

Abschließend könnte man das mechanische Ersatzmodell auch noch als Ausgangspunkt für die Behandlung anderer biomechanischer Fragestellungen heranziehen. In diesem Zusammenhang erscheint eine Auskopplung bzw. Weiterentwicklung des Modells der oberen Extremität am vielversprechendsten, wobei vor allem an die Simulation von handwerklichen Tätigkeiten wie z.B. das Arbeiten mit einer Handbohrmaschine gedacht werden könnte.

Literaturverzeichnis

[1] Amis A. A., Dowson D., Wright V.,"*Muscle strength and musculo-skeletal geometry of the upper limb*", Engineering in Medicine Vol. 8, No.1, pp.41-48, 1979.

[2] An K. N., Takahashi K., Harrigan T. P., Chao E. Y.,"*Determination of muscle orientations and moment arms*", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 106, pp. 280-282, 1984.

[3] „*Archimedes*", http://winnetou.lcd.lu/oinet/sciencenat/physique/physiciens/Archimedes.htm.

[4] „*Hintergrundinformationen - Archimedes (3. Jhdt. v. Chr.)*", http://www.uni-muenster.de/Physik/TD/Uvortec/Information/Automat/Fachwissen/Tipps.ht.

[5] Audu M. L., Davy D. T.,"*The Influence of Muscle Model Complexity in Musculoskeletal Motion Modeling*", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 107, pp. 147-157, 1985.

[6] Barter J. T.,"*Estimation of the Mass of Body Segments*", WADC Technical Report 57-260. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1957.

[7] Bedewi Paul G. and Bedewi Nabih E.,"*Modeling of Occupant Biomechanics with Emphasis on the Analysis of lower Extremity Injuries*", International Journal of Crashworthiness, © Woodhead Publishing Ltd. January 1996, http://www.ncac.gwu.edu/archives/papers/lower/lower.html#22

[8] „*Geschichte der Biomechanik*", http://times.ubicampus.mh-hannover.de/~bmt/bio/kapitel_1/1_2.php.

[9] Bohl W.,"*Strömungsmaschinen 1 – Aufbau und Wirkungsweise*", Vogel Verlag und Druck KG, 5. überarbeitete Auflage, ISBN 3-8023-0107-2, 1990.

[10] "*Borelli, Giovanni (1608-1679)*", http://scienceworld.wolfram.com/biography/Borelli.html.

[11] Braune W., Fischer O.,"*Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen*", Abh. d. math.-phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. d. Wissen., 1889.

[12] Breitenecker F., "*Simualtionstechnik im Maschinenau*", Vorlesungsskriptum, TU-Wien, 2002.

[13] Brian A., Breiner M., "*Matlab 5 für Ingenieure*", 3.Auflage, Addison Wesely Longman Verlag GmbH: Bonn, 1999.

[14] Cholewicki J., McGill S. M.,"*Relationship Between Muscle Force and Stiffness in the Whole Mammalian Muscle : A Simulation Study*", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 117, pp. 339-342, 1995.

[15] Crowninshield R. D., Brand R. A.,"*A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion*", Journal of Biomechanics, Vol. 14, No. 11, pp. 793-801, 1981.

[16] Davy D. T. and Audu M. L.,"*A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait*", Journal of Biomechanics, Vol. 20, No. 2, pp. 187-201, 1987.

[17] Daxner T.,"*Simulation von Beuge- und Streckbewegungen des menschlichen Knies mit DADS*", Diplomarbeit, TU-Wien, 1997.

[18] Delp S. L.,"*Parameters for a model of the lower limb*", http://www.isbweb.org/data/delp/index.html.

[19] Dempster W. T.,"*Space Requirements of the Seated Operator*", WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.

[20] Dempster W. T.,"*Mechanisms of shoulder movement*" Archs Phys. Med. Rehabil., Vol. 46 1A, pp. 49-70, 1965.

[21] „*Rene Descartes*", http://marvin.sn.schule.de/~tzl/kursfahrt/paris/descarte.htm.

[22] „*ESA Portal – Austria – Kluge Köpfe*", http://www.esa.int/export/esaCP/GGGRAMKVPHC_Austria_0.html.

[23] Ettema G. J. C., Huijing P. A.,"*Properties of the tendinous structures and series elastic component of EDL muscle-tendon complex of the rat*," Journal of Biomechanics, Vol. 22, No. 11/12, pp. 1209-1215, 1989.

[24] Fischer O.,"*Theoretische Grundlagen für eine Mechanik der lebenden Körper*", B.G. Teubner: Berlin, 1906.

[25] Fister W.,"*Fluidenergiemaschinen. Band 2: Auslegung, Gestaltung, Betriebsverhalten ausgewählter Verdichter- und Pumpenbauarten*", Springer Verlag: Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, 1986.

[26] Fung Y. C.,"*Biomechanics: Mechanical properties of living tissue*", Springer Verlag: New York, 1993.

[27] „*Claudius Galenius (129-200)*", http://home.tiscalinet.ch/biographien/biographien/galen.htm.

[28] „*Galileo Galilei (1564-1642)*", http.//www.museumonline.at/1999/schools/classic/spittaladdrau/.../Galileo%20Galilei.ht.

[29] „*Luigi Galvanis tierische Elektrizität*", http://www.quarks.de/tintenfisch/03.htm.

[30] Gardner J. F.,"*Simulations of Machines using Matlab und Simulink*", Brooks/Cole: Australia, Canada, Mexico, Singapore, Spain, United Kingdom, United States, 2001.

[31] Garner B. A., Pandy M. G.,"*Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset*", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 4, pp. 93-126, 2001.

[32] Gföhler M.,"*Trainingsfahrrad für Querschnittsgelähmte*", Dissertation, TU-Wien, 1995.

[33] Hanavan E. P.,"*A mathematical model of the human body*", AMRL Technical Report 64-102, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1964.

[34] Hardt D. E.,"*Determining muscle forces in the leg during normal human walking – an application and evaluation of optimization methods*", J. Biomech. Engng., Vol. 100, pp.72-78, 1978.

[35] „*William Harvey (1578-1657)*", http://home.tiscalinet.ch/biographien/biographien/Harvey.htm.

[36] „*William Harvey (1578-1657)*", http://www.museumonline.at/1999/schools/classic/spitaladdrau/.../William%20Harvey.ht.

[37] Hatze H.,"*A New Method for the Simultaneous Measurement of the Moment of Inertia, the Damping Coefficient and the Location of the Centre of Mass of a Body Segment in situ*", European Journal of applied Physiology, Vol. 34, pp. 217-226, 1975.

[38] Hawkins D.,"*A new instrumentation system for training rowers*", Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 241-245, 2000.

[39] Hertzberg H. T. E. et al.,"*Anthropometry of Flying Personnel – 1950*", WADC Technical Report 52-321. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1954.

[40] „*Archibald Vivian Hill (1886-1977)*", http://www.sportsci.org/news/history/hill/hill.html.

[41] Hochmuth G.,"*Biomechanik sportlicher Bewegung*", Sportverlag Berlin, 1974.

[42] Hof A. L., Geelen B. A., Berg J. W.,"*Calf Muscle Moment, Work and Efficiency in Level Walking; Role of Series Elasticity*", Journal of Biomechanics, Vol. 16, No. 7, pp. 523-537, 1983.

[43] Hof A. L.,"*Series elasticity of the human triceps surae muscle: Measurement by controlled-release vs. resonance methods*", Dep. of Med. Physiology, University of Groningen, 1996.

[44] Hoffmann J., "*MATLAB und SIMULINK : Beispielorientierte Einführung in die Simulation dynamischer Systeme*", Addison Wesely Longman Verlag GmbH: Bonn ,1998.

[45] Hoy M. G., Zajac F. E., Gordon M. E.,"*A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musclotendon actuators at the hip, knee, and ankle*", Journal of Biomechanics, Vol. 23, No. 2, pp. 157-169, 1990.

[46] Högfors Christian, Sigholm Göran, Herberts Peter,"*Biomechanical Model Of The Human Shoulder – I. Elements*", J. Biomechanics, Vol. 20, No. 2, pp.157-166, 1987.

[47] Högfors Christian, Peterson Bo, Sigholm Göran and Herberts Peter,"*Biomechanical Model Of The Shoulder Joint – II. The Shoulder Rhythm*", Journal of Biomechanics, Vol. 24, No.8, pp. 699-709, 1991.

[48] Houk J. C., Barto A. G., Fagg A. H. (in press) ," *Fractional Power Damping Model of Joint Motion*", Progress in Motor Control (M. Latash, Ed.) http://www-anw.cs.umass.edu/papers/2000/fpd.html

[49] „*History of the Study of Locomotion, The Modern Era – Sir Andrew Huxley*", http://www.univie.ac.at/cga/history/modern.html.

[50] Karlsson Dan, Peterson Bo,"*Towards A Model For Force Predictions In The Human Shoulder*", J. Biomechanics, Vol. 25, No. 2, pp. 189-199, 1992.

[51] Kaufman K. R., An K.-N. und Chao E. Y. S.,"*Incorporation of Muscle Architecture into the Muscle Length-Tension Relationship*", Journal of Biomechanics, Vol. 22, No. 8/9, pp. 943-948, 1989.

[52] „*Johannes Kepler (1571-1630)*", http://www.museumonline.at/1999/schools/classic/spitaladdrau/.../Johannes%20Kepler.ht.

[53] Kronreif G., "*Simulationstechnik im Maschinenbau : Einsatz diskreter Simulation*", Vorlesungsskriptum, TU-Wien, 2002.

[54] „*Leonardo da Vinci (1452-1519)*", http://home.tiscalinet.ch/ biographien/davinci.htm.

[55] Lucas D. B.,"*Biomechanics of the shoulder joint*", Arch. Surg., Vol. 107, pp. 425-432, 1973.

[56] Luck K., Modler K.-H.,"*Getriebetechnik – Analyse, Syntese, Optimierung*", Springer Verlag: Berlin, Heidelberg, New York, 1995.

[57] Lugner P.,"*Mechanik fester Körper 1 und Mechanik*", Vorlesungsskriptum, TU-Wien, 1994.

[58] Lugner P., Springer H., Plöchl M.,"*Dynamik von Starrkörpersystemen*", Vorlesungsskriptum, TU-Wien, 1999.

[59] Lugner P., Gaudernak T., Kastner J.,"*Biomechanik des Bewegungsapparates*", Vorlesungsskriptum, TU-Wien, 2001.

[60] Macfarlane D. J., Edmond I. M., Walmsley A.,"*Instrumentation of an ergometer to monitor the reliability of rowing performance*", Journal of Sports Sciences, Vol. 15, pp.167-173, 1997.

[61] Martin R. B.,"*A Genealogy of Biomechanics*", Presidential Lecture presented at the 23rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics, http://asb-biomech.org/historybiomech/, 1999.

[62] Murray W. M., Buchanan T. S., Delp S. L.,"*The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow*", Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 943-952, 2000.

[63] Murray Wendy M., Buchanan Thomas S., Delp Scott L.,"*Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions*", Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 19-26, 2002.

[64] Neptune R. R., Hull M. L.,"*Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model*", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, pp. 334-341, 1998.

[65] „*Sir Isaac Newton (1643-1727)*", http://www.lgl.lu/Departements/Physique/histoire-des-sciences-lgl/exp.../Newton-isaac.ht.

[66] „*Sir Isaac Newton (1642-1727)*", http://www.museumonline.at/1999/schools/classic/spitalad.../Sir%20Isaac%20Newton.ht.

[67] Nigg B. M. and Herzog W.,"*Biomechanics of the Musculo-skeletal System*", John Wiley & Sons: Chichester, New York, Brisbane, Toronto, Singapore, 1994.

[68] Nolte V., Klauck J., Mader A.,"*Vergleich biomechanischer Merkmale der Ruderbewegung auf dem Gjessing-Ergometer und im fahrenden Boot*". Kongreßband des Deutschen Sportärztekongreß 1982 Köln, 513-518, 1982.

[69] Otten E.,"*Morphometrics and Force-Length Relations of Skeletal Muscles*", Freie Universität Amsterdam.

[70] Otten E.,"*Concepts and Models of Functional Architecture in Skeletal Muscle*", Exercise Sports Sci. Rev.,Vol. 16, pp. 89-137, 1988.

[71] Pandy M. G., Zajac F. E., Sim E., Levine W. S.,"*An optimal control model for maximum-height human jumping*", Journal of Biomechanics, Vol. 23, No. 12, pp. 1185-1198, 1990.

[72] Parkus H.,"*Mechanik der festen Körper*", Zweite Auflage – Nachdruck, Springer Verlag: Wien, New York, 1995.

[73] Pawlik R.,"*Biomechanik des Radfahrens – Untersuchung der maximalen menschlichen Leistungsabgabe*", Dissertation, TU-Wien, 1992.

[74] Pedotti A., Krishnan V. V., Stark L.,"*Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion*", Math. Biosci., Vol. 38, pp. 57-76, 1978.

[75] Peltonen J. E., Rusko H. K., Rantamäki J., Sweins K., Niittymäki S., Viitasalo J. T.," *Effects of oxygen fraction in inspired air on force production and electromyographic activity during ergometer rowing*", European Journal of Applied Physiology, Vol. 76, pp.495-503, 1997.

[76] Platzer W.,"*Taschenatlas der Anatomie – Band 1 Bewegungsapparat*", Georg Thieme Verlag: Stuttgart, New York, 1999.

[77] Poppen N. K., Walker P. S.,"*Forces at the glenohumeral joint in abduction*", Clin. Orthop. Rel. Res., No. 135, pp. 165-170, 1978.

[78] Pudlo P., Barbier F., Angue J.C.,"*Instrumentation of the Concept II ergometer for optimisation of the gesture of the rower*", The Engineering of Sport, Haake (ed.) © 1996 Balkema, Rotterdam. ISBN 90 5410 822 3.

[79] Purslow P. P.,"*Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: Implications for passive muscle elasticity*", Journal of Biomechanics, Vol. 22, No. 1, pp. 22-31, 1989.

[80] Reid D.,"*The shoulder girdle: its function as a unit in abduction*", Physiotherapy, Vol. 55, pp. 57-59, 1969.

[81] Rodriguez R. J., Rogriguez R. P., Cook S. D., Sandborn P. M.,"*Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics*, The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, Vol. 30, pp.103-108, 1990.

[82] „*Santorio Santorio (1561-1636)*", http://www.sportsci.org/news/history/santorio.html.

[83] „*Santorio Santorio*", http://www.istrians.com/istria/illustri/santorio/

[84] Schaber K.,"*Technische Thermodynamik I.*", Vorlesungsskriptum Universität Karlsruhe (TH), WS 1999/2000, http://wwwrz.rz.uni-karlsruhe.de/~ib11/scripten/thermo/

[85] Schwameder H.,"*Allgemeine Biomechanik des Sports*", Vorlesungsskriptum SS 03, Institut für Sportwissenschaften der Universität Salzburg.

[86] Shiino K.,"*Schultergelenkbewegungen und Schultermuskelarbeit*", Arch. Anat. Physiol., (Suppl.) A, pp. 1-88, 1913.

[87] Singh K., Agnihotri G.,"*System Design through MATLAB, Control Toolbox and SIMULINK*", Springer Verlag: London, Berlin, Heidelberg, 2001.

[88] Stachel H.,"*Kinematik und Darstellende Geometrie*", Arbeitsskriptum, TU-Wien, 1993.

[89] Torres-Moreno R., Tanaka C., Penney K. L.,"*Joint Excursion, Handle Velocity, and Applied Force: a Biomechanical Analysis of Ergonometric Rowing*", International Journal of Sports Medicine, Vol. 20, pp.41-44, 2000.

[90] Van der Helm F. C. T., Veeger H. E. J., Pronk G. M., Van der Woude L. H. V., Rozendal R. H.,"*Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system*", Journal of Biomechanics, Vol. 25, No. 2, pp. 129-144, 1992.

[91] Van der Helm F. C. T.,"*A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism*", Journal of Biomechanics, Vol. 27, No. 5, pp. 551-569, 1994.

[92] Vaughan C. L., Hay J. G., Andrews J. G.,"*Closed loop problems in Biomechanics. Part I – A classification system*", Journal of Biomechanics, Vol. 15, No. 3, pp. 197-200, 1982.

[93] „*Andreas Vesalius (1514-1564)*",)", http://home.tiscalinet.ch/biographien/ biographien/vesalius.htm.

[94] Winters J. M., Stark L.,"*Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models*", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No. 10, pp. 826-839, 1985.

[95] Winters J. M., Stark L.,"*Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints*", Journal of Biomechanics, Vol. 21, No. 12, pp.1027-1041, 1988.

[96] Winters J., Woo S. L-Y.,"*Multible Muscle Systems – Biomechanics and Movement Organization*", Springer Verlag: New York, Berlin, Heidelberg, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, 1990.

[97] Wood J. E., Meek S. G. and Jacobson S. C.,"*Quantitation of human shoulder anatomy for prosthetic arm control – I. Surface Modelling*", Journal of Biomechanics, Vol. 22, No. 3, pp. 273-292, 1989.

[98] Wood J. E., Meek S. G. and Jacobsen S. C.,"*Quatitation of human shoulder anatomy for prosthetic arm control – II. Anatomy Matrices*", Journal of Biomechanics, Vol. 22, No. 4, pp. 309-325, 1989.

[99] Yamaguchi G. T.,"*Dynamic modeling of musculoskeletal motion – A vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions*", Kluwer Academic Publishers: Boston, Dordrecht, Londen, 2001.

[100] Zajac F. E.,"*Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control*", Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 17, Issue 4, pp. 359-411, 1989.

[101] Zuurbier C. J., Everard A. J., Wees P., Huijing P.,"*Length-force charakteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition*", Journal of Biomechanics, Vol. 27, No. 4, pp. 445-453, 1994.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Vorname :	Martin
Nachname :	Kuchler
Geburtsdatum :	23. Juni 1974
Geburtsort :	Mödling
Staatsbürgerschaft :	Österreich

Ausbildung

1980 – 1984	Besuch der Karl-Stingl-Volksschule, Mödling
1984 – 1988	Besuch des Bundesrealgymnasiums Mödling, Franz Keim-Gasse
1988 – 1993	Besuch der Höheren Technischen Bundeslehr- und Versuchsanstalt Mödling, Abteilung Maschinenbau
Mai 1993	Reifeprüfung an der Höheren Technischen Bundeslehr- und Versuchsanstalt Mödling (mit gutem Erfolg)
Sept. 1994	Inskription an der TU-Wien, Studienrichtung Maschinenbau
Feb. 1998	1. Diplomprüfung (mit Auszeichnung bestanden)
Mai 2001	2. Diplomprüfung (mit Auszeichnung bestanden)
Juli 2001	Sponsion zum Diplom-Ingenieur

Präsenzdienst

Okt. 1993 – Mai 1994	Grundwehrdienst als Sanitäter in Wiener Neustadt, LWSR 37

Berufstätigkeit

Juli 2001 – Dez. 2001	Vertragsassistent am Institut für Maschinenelemente, TU-Wien
seit Jän. 2002	Wissenschaftlicher Mitarbeiter in Ausbildung am Institut für Maschinenelemente, TU-Wien