

Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Naturwissenschaften
der Fakultät Physik
der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von

Michael Günther
aus Frankfurt/Main

1997

Tag der mündlichen Prüfung: 22.10.1997
Dekan: Prof. Dr. Dieter Kern
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Hanns Ruder
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Ulrich Göhner
3. Berichterstatter: Prof. Dr. Klaus Schneider

Diese Arbeit soll den zwei Menschen gewidmet
sein, die mir zu einem wunderbaren Start ins
Leben verholfen haben:

Meinem Vater und meiner Mutter.

Zusammenfassung

Untersucht wurde das menschliche Gehen aus einer geregelten Standposition heraus. Als Methode kam die dynamische Vorwärtssimulation zur Anwendung. Die Fragestellung lautete: Wie kann ein mechanisches Modell des Menschen unter Einsatz realistischer Muskelmodelle gesteuert werden?

Dazu wurde ein vollständig parametrisiertes Modell in zwei Dimensionen (Sagittalebene) bestehend aus elf gelenkig verbundenen Starrkörpern (Rumpf sowie zwei fünfsegmentige Beine inklusive Fuß) sowie vierzehn Muskeln und zehn Sehnen pro Bein erstellt. Zur vollständigen Parametrisierung dieses Muskelapparats war sowohl die Implementierung von Zugfadenstrukturen einschließlich Kraftumlenkpunkten im vorhandenen Simulationsprogramm „simsys“ [80] nötig als auch die Berechnung der Kontraktionsdynamik von verzweigten Muskel–Sehnen–Strukturen. Ein dreisegmentiges Fußmodell inklusive zweier Plantarbänder wurde entwickelt, um die Kontaktwechselwirkung des Menschmodells mit dem Boden mittels Haft- und Gleitreibung zu berechnen.

Die Bewegungsgleichungen wurden unter Vorgabe aller Modellparameter und der Anfangsbedingungen numerisch integriert, und die errechneten Zeitverläufe der Koordinaten des Modells graphisch dargestellt. Selbstentwickelte Graphikprogramme waren ein wichtiges Werkzeug, um den Erfolg einer Simulation schnell abzuschätzen. Genauere Vergleiche mit Ganganalyse-Daten führten zu einer schrittweisen Validierung des Modells, indem zur Annäherung an diese die Modellparameter der Steueralgorithmen im Versuch-und-Irrtum–Verfahren variiert und damit bestimmt wurden. Neben den Animationen waren vor allem die Annäherung an gemessene Zeitverläufe der Gelenkmomente und -winkel, der Bodenreaktionskräfte sowie der Zwangskräfte in der Hüfte wichtige Beurteilungskriterien.

Aus der von Feldman formulierten [30, 31, 32] „equilibrium point hypothesis“ (EPH) wurden Steueralgorithmen für das mechanische Modell entwickelt. Damit war es möglich, diese der Neurophysiologie entstammende Arbeitshypothese zur Bewegungserzeugung sowohl auf ihre Sinnhaftigkeit zu überprüfen als auch ihre Einsetzbarkeit in Computersimulationen zu zeigen.

Bei Vorgabe eines redundanten Modells konnten unter Verzicht auf mathematisch formulierte Optimierungskriterien stabile Gangzyklen erzeugt werden. Die Bewegungsaufgaben - Vortrieb des Schwerpunktes, Regelung der Schwerpunkthöhe und Modellbalance - konnten einzig durch Vorgabe von vier Gelenkwinkelkonfigurationen pro Gangzyklus erfüllt werden, bezüglich derer wiederum je drei Unterkonfigurationen für Balanceaktionen nötig waren. Hierbei führte das dynamische „Hinterherlaufen“ des Modells hinter jenen Zielkonfigurationen zu koordinierter Bewegung. Auch die Gangsimulation bei einer Gravitationsbeschleunigung, die an der Mondoberfläche wirksam ist, war stabil nach Anpassung zweier Steuerparameter.

Die Übertragung der EPH als Steuermethode auf Simulationen von Tierbewegungen wird als aussichtsreich eingeschätzt. Da bei technischen Systemen die mechanischen Parameter eines Modells eher besser denn schlechter als bei biologischen bekannt sind, scheint eine Anwendung der EPH auch zur Steuerung künstlicher Systeme realisierbar.

Inhaltsverzeichnis

1	Zur Einleitung und Motivation	10
1.1	Problemstellung	13
1.2	Die Methode	15
1.2.1	Direkte Dynamik	17
1.2.2	Inverse Dynamik	19
1.3	Beschränkungen und Näherungen	20
1.4	Die mechanischen Bewegungsgleichungen	22
1.5	Arbeitswerkzeuge für die Computersimulation	25
1.5.1	Das Modellierungs- und Simulationsprogramm	26
1.5.2	Animationsprogramme	29
2	Das passive mechanische Menschmodell	32
2.1	Anthropometrie	32
2.2	Der Fuß	37
2.2.1	Fußsegmentierung und Massenverteilung	38
2.2.2	Plantaraponeurose	41
2.3	Die äußeren Kräfte	44
2.3.1	Gravitation	44
2.3.2	Bodenreaktionskraft	44
2.4	Nicht-muskuläre Gelenkmomente	50
2.4.1	Gelenkschläge	50
2.4.2	Gelenkreibung	51
2.4.3	Zehenmoment	52
3	Die inneren Kräfte: Muskelmodellierung	53
3.1	Zur Hinführung	54
3.2	Physiologie des isolierten quergestreiften Skelettmuskels	57
3.3	Motorische Einheiten	61
3.4	Modellierung der Muskelkräfte	64
3.4.1	Bewegungsgleichungen des Muskelmodells	64
3.4.2	Passive Elemente SEE und PEE	68
3.4.3	Isometrischer Kraftverlauf des CEs	69
3.4.4	Aktivierungsdynamik des CEs	70
3.4.5	Kontraktionsdynamik des CEs	75
3.4.6	Parameterzusammenstellung	84
3.5	Muskel-Sehnen-Übergänge	88
3.5.1	Lineare Struktur	90
3.5.2	Verzweigte Struktur	91
3.6	Kraftumlenkung und Hebelarmverläufe	98

3.6.1	Allgemeines zum Gelenkmoment	98
3.6.2	Definition des Hebelarms	100
3.6.3	Der Muskelpfad	101
3.6.4	Implementierung der Pfadumlenkung	105
3.6.5	Reproduktion der Hebelarme	108
4	Die Modellsteuerung	112
4.1	Die Equilibrium Point Hypothese	114
4.1.1	Arbeitsweise der Nervenzelle	114
4.1.2	Allgemeines zur EPH	118
4.1.3	Implementierung der EPH	124
4.2	Das balancierte Stehen	127
4.2.1	Der Steueralgorithmus	128
4.2.2	Ein Simulationsbeispiel	134
4.3	Das geregelte Gehen	140
4.3.1	Die Vortriebssteuerung	141
4.3.2	Die Modellbalance	144
5	Gangsimulationen	147
5.1	Ein gelungener Simulationslauf: Stabiler Gang	148
5.1.1	Translation und Rotation des Gesamtmodells	148
5.1.2	Vergleich mit Messung	149
5.1.3	Zielkonfigurationen und Gelenkwinkel	159
5.1.4	Kräfte am und im Fuß	161
5.1.5	Mechanische Energie	161
5.1.6	Muskuläre Größen	166
5.1.7	Gelenkkräfte	177
5.2	Parametervariationen	181
5.2.1	Lockerer Schwungbein	181
5.2.2	Erhöhte Rumpfmasse	183
5.2.3	Modifikation der Zielkonfigurationen	184
5.2.4	Mondgang	186
5.2.5	Variation der Stimulationsparametrisierung	189
6	Zusammenfassung und Ausblick	192
6.1	Zusammenfassung	192
6.2	Erreichter Stand	193
6.3	Ausblick	194
A	Anatomische Termini	197
B	Verwendete Wortabkürzungen	200
C	Erweiterungen zu simsys	202
C.1	Neue Schlüsselwörter zur Codegenerierung	202
C.1.1	Von Hahn eingeführt	202
C.1.2	Eigene Entwicklung	203
C.2	Neue Schlüsselwörter zum Simulationsablauf	207
C.2.1	Von Hahn eingeführt	207
C.2.2	Eigene Entwicklung	208

C.3 Beim Binden erwartete Dummyfunktionen	209
C.4 Steuerparameter	212
D Massenverteilung im Fuß	214
E Ereignisbehandlung	216
F Hebelkoordinaten der Muskelpfade	218
G Zusammenstellung der Freiheitsgrade und Gleichungszahlen	223

Kapitel 1

Zur Einleitung und Motivation

Allein sich bewegende lebende Wesen nur zu betrachten ist schon faszinierend. Das ist eine persönliche, ja emotionale Aussage. Sich lange Jahre mit der wissenschaftlichen Bearbeitung eines Themengebiets zu befassen, dazu bedarf es wohl auch eines Grades an Identifikation mit der Materie, der über den rationalen Zugang hinausreichen muß. Dieser eine „Zipfel der Motivation“ ist mir sicher durch das bewußte und intensive eigene Erleben von Bewegung als aktiver Sportler in die Hand gegeben worden.

Ist das Interesse an Bewegungsphänomenen geweckt, dann wird aus der Betrachtung (anderer und seiner selbst) konzentrierte Beobachtung, danach folgt irgendwann die Analyse des Gesehenen und Erfahrenen und schließlich die Frage: „Wie geht das eigentlich?“. Die eben angesprochene innere Lawine wird wohl nur dann losgetreten, wenn Neigung zu naturwissenschaftlicher Sichtweise der Welt, die einen umgibt, vorliegt. Wie also kommt dieses raffinierte und unglaublich vielfältige Bewegungsrepertoire bei Mensch und Tier zustande? Damit sind die zwei Triebfedern angesprochen, die Antrieb für mich waren, mich der Biomechanik zuzuwenden.

Aber beileibe nicht nur die Höhepunkte an Geschicklichkeit des Zirkusakrobaten oder des Stabhochspringers, an Athletik des Hammerwerfers, an Virtuosität eines Geigenspielers oder Fingerfertigkeit des Zauberkünstlers, an Eleganz des Geparden oder an Flugkunst des Falken sind es, die bei genauerem Hinschauen verblüffen. Schon um solche fast selbstverständlichen Dinge wie das menschliche Stehen und Gehen ausführen zu können, bedarf es scheinbar anderer Ansätze zur Steuerung der motorischen Aktionen als sie in der gegenwärtigen Technologie der Roboter oder Laufmaschinen eingesetzt werden. Momentan wird jeder Laie eine maschinelle Bewegungsausführung von einer menschlichen unterscheiden können. Keine motorische Aktion eines biologischen Wesens ist exakt reproduzierbar, d.h., es werden nicht etwa Computerprogramme Bit für Bit abgearbeitet. Eine wichtige zeitgenössische Denkschule [115] sieht gerade darin den grundlegenden Unterschied zwischen Mensch und Maschine. Und doch führen wir annähernd gleiche Bewegungen aus, wenn sie einen immer wiederkehrenden Zweck erfüllen sollen (z.B. Zähneputzen). Je komplizierter jedoch die Handlungsketten werden, desto geringer ist der Grad der Reproduzierbarkeit.

Am Beispiel des Roboterbaus sollen zwei sehr unterschiedliche Methoden erläutert werden, mittels derer man versuchen kann, die oben gestellte Frage zu beantworten. Ist der Wille vorhanden, eine sich bewegende Maschine zu bauen, so erfordert dies zuerst den *Bau* der Maschine, welche dann wiederum die Bewegung selber *erzeugt*. Einen sehr konträren Zugang zur Bewegung hat man, wenn man diese Bewegung *analysiert*, denn man hat dann nicht das Problem, etwas Sinnvolles hervorzubringen, sondern im nachhinein Struktur im Beobachteten zu erkennen. Im ersten Fall werden reale, materielle Objekte (die Maschine) und durch sie wiederum meßbare Phänomene (die Maschinenbewegung) *erzeugt*, im zweiten werden die Phänomene *klassifiziert und strukturiert*. Durch das *Verändern* der Maschine selber kann man die *Ursachen* für ihre Bewegung

verstehen. Da der reine Analytiker die Maschine *nicht* manipulieren kann, hat er prinzipiell keine Möglichkeit, die Bewegungsursachen aufzudecken. Jedoch leistet er unerläßliche Gedankenarbeit, um durch Formulierung von Korrelationen zwischen den uns in Vielzahl umgebenden Phänomenen Struktur zu erkennen. Einzig das Wechselspiel von Analyse und Synthese verspricht auf lange Sicht Erkenntnisgewinn.

Ich möchte auf diesen für die Wahl der Bearbeitungsmethode einer Fragestellung entscheidenden Punkt im Abschnitt 1.2 gesondert eingehen und ihn zusätzlich hier noch etwas allgemeiner formulieren. Die ursächlichen Zusammenhänge sind nur dadurch zu verstehen, daß man als Fragesteller die Bedingungen, unter denen man ein Objekt oder Phänomen untersucht, exakt festlegen und gezielt verändern kann. Dann *vergleicht* man zwischen dem Phänomen, das man als Folge einer Manipulation erwarten würde (dazu braucht man eine *Modellvorstellung* des Objektes, die Erwartung entspricht einer Modellrechnung mit Vorhersage), und dem, was tatsächlich beobachtbar ist. Gerade bei der Untersuchung von biologischer Bewegung ist diese Festlegung von Randbedingungen bei quantitativer Messung fast unmöglich. Entweder man ist auf Freilandbeobachtung angewiesen, dann ist man praktisch nicht in der Lage, definierte und reproduzierbare Versuchsbedingungen festzulegen, auf die man gezielt einwirken kann. Oder man macht Messungen unter Laborbedingungen. Entweder stören dann diese Bedingungen die Bewegung so stark, daß man nichts mehr über die natürliche Bewegung lernen kann, oder der Eingriff ist moralisch nicht vertretbar. Denn das Wesen lebt und ein Eingriff ist im unproblematischsten Fall ermüdend (was wieder die Messung verfälscht) und im schlimmsten Fall physisch oder psychisch tödlich.

Da jedoch das Zeitalter des Computers angebrochen ist, bieten sich in der Gegenwart - verglichen mit der Zeit, sagen wir, vor 30 Jahren - grundsätzlich erweiterte Möglichkeiten bei dem Versuch, auf eine gestellte Frage nach dem „Was ist eigentlich das Entscheidende und Charakteristische an einem Naturphänomen?“ eine Antwort zu erhalten. Man kann aufgrund der stetig wachsenden Rechenleistungen nach und nach die Vorgänge in der Natur imitieren. Anders ausgedrückt: Der Wissenschaftler, zumindest derjenige, der sich mit dynamischen, nicht-stationären Abläufen in der Natur beschäftigt, baut sich - bildlich gesprochen - Versuchsanordnungen im Computer auf. Man kann sich mit Hilfe des Computers ein mathematisches Abbild des untersuchten Teilaspekts in bisher nicht möglicher Komplexität machen, um im Computer Berechnungen unter eindeutiger, aber variabler Wahl der Bedingungen auszuführen. Man manipuliert nicht mehr das reale Untersuchungsobjekt selber (Mensch oder Tier), sondern sein Modell. Durch *Vergleich* zwischen realem Verhalten und Modellverhalten kann man zum einen etwas über das reale Objekt lernen und zum anderen das Modell verbessern [175]. Man kann sogar versuchen, im Rechner der Natur voranzueilen - wir versuchen die *Wettervorhersage*, indem wir ein Modell der Ozeane, der Landmassen und der Atmosphäre in den Rechner füttern.

Der Vorhersage sind durch die Natur prinzipielle Grenzen gesetzt, aber es wird ersichtlich, daß wir (die Menschen) nicht mehr nur auf das Nachvollziehen - also die Analyse - dessen, was die Natur vorgibt, angewiesen sind, sondern daß wir sie teilweise kopieren können. Das ist das wirklich Neue: Man kann Naturphänomene im Rechner selber erzeugen. Ich spüre den Orkan der Stärke zwölf zwar nicht, aber das Rechenergebnis des Computers sagt sie mir in fünf Stunden in Florida voraus - allerdings nur mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit. Durch stetigen Vergleich von Messung und Modellrechnung ist es möglich, einerseits die Aussagen des Modells zu überprüfen und andererseits das Modell weiterzuentwickeln.

Wenden wir uns wieder der Biomechanik zu. Es macht nun gegenwärtig keinen Sinn, gleich den kompletten Dreisprung mit Anlauf und Landung simulieren zu wollen, wenn noch nicht einmal ein dreidimensionales Modell des Menschen inklusive seiner elementaren Antriebsstrukturen (Muskeln) existiert, welches - *ohne Information über eine gemessene Bewegung vorzugeben* - stabil geht (geschweige denn rennt), und sich selbst dabei dynamisch ausbalanciert. Man muß das vorhandene experimentelle Wissen in Form der Bewegungsanalyse aber auch von Parame-

tern (z.B. Muskelstärken) zur Verfügung haben (zumindest in absehbarer Zeit), um überhaupt mit Modellierung beginnen zu können. Das ist gerade beim Menschen am ehesten der Fall, da zum einen quantitative Bewegungsanalysen (Gehen im Labor, meist auf dem Laufband) mittlerweile Standardrepertoire der Biomechanik sind und zum anderen Parameterwissen über die Längen der Gliedmaßen, die Massenverteilung im Körper und Muskeleigenschaften zumindest aus statistischen Erhebungen - jedoch nicht individuell - bereits zugänglich ist. Für das Wechselspiel von Synthese und Analyse bedeutet das: Beim menschlichen Stehen und Gehen hat die Analyse aus meiner Sicht momentan starken Überhang. Um jedoch diese am besten analysierte biologische Fortbewegung - das menschliche Gehen, welches zudem als die simpelste des menschlichen Repertoires erscheint - tatsächlich simulieren zu können, ist es Voraussetzung, den Ausgangszustand ebenfalls sinnvoll festlegen zu können: Das Modell sollte im Rechner im Stand dynamisch balancierbar sein und zwar auf einer physiologisch basierten Grundlage. Demnach muß in das Menschmodell ein Fußmodell integriert werden und bei den auszuführenden motorischen Aktionen müssen die dynamischen Eigenschaften der Muskulatur sowie die im Körper stattfindenden Informationsflüsse realistisch abgebildet sein.

Zusammenfassend festgehalten besteht Möglichkeit zu und Bedarf an Modellierung und synthetischer Simulation menschlicher Bewegung. Ziel ist ein verbessertes Verständnis der Bewegungserzeugung und -steuerung mittels Entwicklung eines validen muskel-mechanischen Menschmodells, dessen Bewegungskontrolle auf physiologisch motivierten Steuerabläufen basiert. Die Validierung hat durch Variation der Modellparameter und Vergleich der Modellbewegung mit Meßdaten aus der Ganganalyse zu erfolgen. Auf die Literatur zur Ganganalyse und zu Gangsimulationen sowie auf die konkret zu bearbeitenden Teilaspekte im Rahmen der gegebenen Zielstellung gehe ich im Abschnitt 1.1 ein. Der Abschnitt 1.2 widmet sich noch einmal der Abgrenzung des von mir verwendeten methodischen Ansatzes gegen andere in der Biomechanik eingesetzte. Abschnitt 1.3 weist auf die verwendeten Näherungen bei der Modellierung hin, der Abschnitt 1.4 formuliert die mechanischen Bewegungsgleichungen, welche die Dynamik der Körpermassen bestimmen, und Abschnitt 1.5 stellt das zur Modellierung und Simulation verwendete Computerprogramm sowie die computergraphischen Hilfsmittel vor.

Weil die Biomechanik ein interdisziplinäres Forschungsgebiet ist und sich meine Arbeit nicht nur an diejenigen, die von ihrer Ausbildung her Physiker sind, wendet, habe ich immer wieder versucht, Begriffe, deren Inhalte dem Physiker selbstverständlich erscheinen, zu erklären. Andererseits stoßen häufig Studenten, in deren Grundausbildung keine Anatomie oder Physiologie inbegriffen war, zum Fach Biomechanik dazu. Ich denke, daß mit den vorhandenen Zeichnungen und möglicherweise hin und wieder einem Blick in einen Anatomieatlas oder ein medizinisches Wörterbuch die Arbeit lesbar sein sollte.

An dieser Stelle möchte ich dem Leser zwei Hinweise geben. Zum einen: Die in der Arbeit verwendeten anatomische Begriffe sind im Anhang A und die Abkürzungen im Anhang B zusammengestellt. Zum anderen: Ein Überblick über die Arbeit ist am besten zu gewinnen, wenn der Leser im Schnelldurchlauf folgende Teile in der angegebenen Reihenfolge liest:

- *Arbeitsschritte*: Abschnitt 1.1
- *Methode*: Abschnitt 1.2 mit Abbildung 1.1
- *Näherungen*: Abschnitt 1.3
- *Modell*: Einleitung zu Kapitel 2 mit Abbildung 2.1,
- *Muskelkraft*: Einleitung zu Kapitel 3 mit Abbildung 3.4 und Abschnitt 3.4.1,
- *Muskelgeometrie*: Einleitung zu Abschnitt 3.6 mit Abbildung 3.21 und Abschnitt 3.6.1,

- *Bewegungssteuerung*: Einleitung zu Kapitel 4 sowie Abschnitte 4.1.3 und 4.3
- *Ergebnisse*: und zum Abschluß den Abschnitt 5.1.

1.1 Problemstellung

Es stellen sich drei Problemkomplexe in den Weg, wenn das Ziel lautet, *menschliches Gehen* zu simulieren:

1. Es muß ein *mechanisches Modell* unter Einfluß der Schwerkraft einschließlich Fuß und dessen Wechselwirkung mit dem Boden entwickelt werden.
2. Ein solches Modell ist der Schwerkraft passiv ausgesetzt. Damit das Modell aktiv Einfluß auf seinen Bewegungszustand nehmen kann, braucht es die *Muskeln* als Krafterzeuger.
3. Die Krafterzeugung muß koordiniert erfolgen. Kontrollstrukturen für das muskelmechanische Modell müssen eine dynamische *Bewegungssteuerung* gewährleisten.

Charakteristiken der Gelenkinematik des dreidimensionalen menschlichen Ganges sind sehr eindrücklich bei Saunders et. al. [129] beschrieben. Sie sind im Abschnitt 1.3 festgehalten, dort begründe ich, warum die Simulation in drei Dimensionen im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt wurde. Charakteristisch schon für die zweidimensionale Bewegungsprojektion in die Sagittalebene ist in jedem Falle die Doppelkontaktphase, in der während $\approx 100\text{ms}$ bei mittlerer Gehgeschwindigkeit beide Füße gleichzeitig Kontakt zum Boden haben. Der gesamte periodische Zeitablauf eines Gangzyklus ist durch die Pendeldauer des Schwungbeins im Hüftgelenk unter Wirkung der Gravitationsbeschleunigung dominiert [92, 93]. Eine ausführliche Analyse der Merkmale „Schrittweite“ und „Schwungdauer“ sowie deren Entwicklung vom Kleinkind zum Erwachsenen ist bei Chao et. al. [18] zu finden, die Abbildung 4.21 im Abschnitt 4.3.1 dient zur Definition dieser Merkmale.

Die Literatur über die wissenschaftliche Aufarbeitung des menschlichen Gehens teilt sich gemäß der bereits in der Einleitung besprochenen Zugänge in zwei Teile auf. Die von mir zum Vergleich mit meinen errechneten Daten verwendeten Quellen zur Ganganalyse habe ich im Abschnitt 1.2.2 über inverse Dynamik zusammengestellt. Quellen, die von Gangsimulationen auf dem Computer berichten, sind gemeinsam mit allen mir bekannten Arbeiten zum Thema „dynamische Bewegungssimulation“ im Abschnitt 1.2.1 über die Methode der direkten Dynamik zusammengestellt. Ich möchte hier auf zwei Arbeiten, die den Stand der Forschung im Bereich der Gangsimulationen darstellen, eingehen. Die neuere stammt von Taga [146, 144, 145]. Er hat Mehrneuronenmodelle, welche durch gegenseitige Beeinflussung ihrer Aktivitäten periodische Erregungsmuster produzieren, direkt mit einem zweidimensionalen mechanischen Modell in der Sagittalebene gekoppelt. Dieses Modell - auch die Bewegungskontrolle - ist vollständig durchparametrisiert. Es ist in der Lage, einen Phasenübergang zwischen Gehen und Laufen zu generieren. Taga verzichtet allerdings völlig auf Muskulatur, die Neuronen steuern äußere Momente auf die Segmente des Modells. Die Parameter der Momentengenerierung besitzen kein physiologisches Analogon, die Dynamik der Momenterzeugung ist nicht durch physiologische Randbedingungen wie maximale Muskelkräfte, Eigendynamik der Muskulatur oder Haftreibung eingegrenzt. Entsprechend ist das Modell sehr empfindlich gegen die Wahl der Anfangsbedingungen und der Parameterwerte der Steuerung und zeigt unphysiologisches Verhalten bezüglich der errechneten Momentverläufe und Bodenreaktionskräfte [73].

Yamaguchi [166, 171] hat mittels „dynamischer Programmierung“ ein dreidimensionales Menschmodell mit acht Freiheitsgraden und zehn modellierten Muskelgruppen dynamisch gesteuert. Er konnte damit stabile Gangzyklen erzeugen, indem er die Kontrollsignale - er spricht von

funktionaler Stimulation, d.h. von einer, die geeignet ist, eine bestimmte Bewegungsaufgabe zu erfüllen - der zehn Muskeln durch Optimierung bestimmte. Die zu minimierende Bewertungsfunktion („cost function“) war bei ihm eine gewichtete Summe aus den Abweichungen der Modelltrajektorie von einer *Solltrajektorie* und aus den Muskelkräften. „Dynamische Programmierung“ bedeutet dabei folgendes: Der Phasenraum, in dem sich die Modellausgabedaten befinden, die Eingabesignale und die Zeit werden in ihrem Definitionsbereich in eine diskrete Anzahl Gebiete unterteilt. Dann wird unter Verwendung der dynamischen Bewegungsgleichungen und Vorgabe aller Modellparameter für jedes zugelassene Gebiet im Phasenraum mittels obiger Optimierung der Satz an Eingabesignalen bestimmt, der die Bewertungsfunktion für *den gesamten Pfad* im Phasenraum bis zu einem vorgegebenen *Zielpunkt* minimiert. Die damit berechneten Kombinationen von allen zugelassenen Startgebieten im Phasenraum und zugehörigen optimalen Kontrollsignalen wird als Stimulationstabelle abgespeichert. Auf diese systematische Art ist bei nicht zu grober Diskretisierung eine - wie Yamaguchi es ausdrückt - Steuerung, die ihren Zweck erfüllt, ermittelbar. Allerdings: Letztlich wurde auch hier wie bei allen mir bekannten Arbeiten die Bewegung angetrieben und stabilisiert durch *Vorgabe von Trajektorien* (siehe dazu noch einmal den Abschnitt 1.2.1). Yamaguchi kann damit, und das war sein Ziel, einen eindeutigen und bezüglich der motorischen Antwort des Modells sicheren Satz von Kontrollsignalen errechnen, um diesen bei halbseitig gelähmten Patienten zur Reaktivierung motorischer Fähigkeiten einzusetzen. Er hat wenig darüber gelernt, *wie* letztlich das Nervensystem die Zeitverläufe der Stimulationssignale erzeugt.

An diesem Punkt hat meine Arbeit angesetzt. Sie folgt in jedem Falle den Vorgaben von Yamaguchi und Zajac [175], die eindeutig formulieren, daß das Ziel, physiologisch valide Bewegungssteuerung zu untersuchen, am erfolgversprechendsten ist bei Verwendung muskel-mechanischer Computermodelle, welche die Bewegungsgleichungen unter Vorgabe funktionaler Kontrollsignale lösen. Mein Ziel war es daher, unter *Verzicht auf Eingabe von Zeitverläufen* das Gehen zu synthetisieren.

Daraus ergeben sich zu einem Teil die weiteren Arbeitsschritte: Die Verknüpfungsstruktur des mechanischen Modells muß festgelegt werden, woraus die zugehörigen Bewegungsgleichungen folgen (Abschnitt 1.4). Damit zusammenhängend erfolgt die Auswahl des Modellierungs- und Simulationsprogramms (Abschnitt 1.5.1), um die Modellstruktur ökonomisch beschreiben und die Bewegungsgleichungen rechnergestützt generieren lassen zu können. Ebenso muß das Programm eine Umgebung zur numerischen Integration der Bewegungsgleichungen und zur Steuerung des Ausgabedatenflusses bieten. Dann hat die Festlegung der anthropometrischen Modellparameter (Abschnitt 2.1) zu folgen. Die äußeren Kräfte müssen definiert und modelliert werden: Der Abschnitt 2.2 beschreibt das entwickelte Fußmodell. Die Parametrisierung der Bodenreaktionskräfte und der Gravitation gibt Abschnitt 2.3 wieder.

Die Wirkung der Muskulatur auf das Skelett wird festgelegt durch die Geometrie der Krafteinleitung und die Beträge der Muskelkräfte [176]. Die Dynamik der Muskelkraftentwicklung mit zugehörigen Bewegungsgleichungen gibt Abschnitt 3.4 wieder, dort sowie zu Beginn des Kapitels 3 wird die Kopplung zwischen Dynamik des mechanischen Systems und der Muskeldynamik genauer behandelt. Der Stand der Forschung in Bezug auf die Parametrisierung der Muskelkräfte [55, 56, 58, 174, 151] wird im Abschnitt 3.4 aufgearbeitet. Die implementierten Muskeln sind vom Hillschen Typ [63]. Die Modellierung der Muskelgeometrie meines Modells ist im Abschnitt 3.6 dokumentiert. Sie ist durch Modellierung von Fadenstrukturen, die an Punkten auf dem mechanischen Modell eingeleitet und umgelenkt werden, implementiert und greift auf Daten, die an Leichen erhoben wurden, zurück.

Schließlich mündet die Modellierung in die Parametrisierung der Kontrolle des Abgleichs zwischen innerem „Bewegungswunsch“ des zentralen Nervensystems (ZNS) und umgebender Umwelt (Einleitung zu Kapitel 4 und Abschnitte 4.1.2 bzw. 4.1.3). Dazu wird das Bewegungsziel in inneren Koordinaten (Muskelziellängen) formuliert, der zeitliche Verlauf der Stimulationssignale

ist das *Ergebnis* dieser Parametrisierung des Bewegungszieles und überlagerter Balansteuerung. Die gesamte Bewegungssteuerung stützt sich auf Information über den mechanischen Zustand des Modells ausgedrückt in äußeren Koordinaten bezüglich Inertialsystem. Die Steueralgorithmen dürfen sich dabei nur auf neurophysiologisch nachgewiesene oder wahrscheinliche oder zumindest prinzipiell zugängliche sensorische Informationsflüsse stützen. Ebenso haben sie die experimentellen Befunde der Neurophysiologie zu berücksichtigen, die Hinweise auf die Parametrisierung [30, 31, 32] der motorischen Signale liefern.

In dieser Gesamtmodellierung ist die Möglichkeit angelegt, zumindest näherungsweise Charakteristika der real meßbaren Erregungssignale an der Muskeloberfläche (das EMG) in den Modellausgabedaten wiederzufinden. Dadurch ist die Chance gegeben, den im Hinblick auf ein valides Modell entscheidenden Vergleich zwischen Modell–Rechenergebnissen und Meßdaten auch auf der Ebene der Muskelstimulationen durchführen zu können und damit neurophysiologische Steuerungshypothesen zu testen. Der Ablauf der Ereignisse von der Bewegungsinitiierung im Nervensystem bis zu den experimentell bestimmbar Gelenkmomentverläufen wird damit im Modell nachvollziehbar, beobachtbare Bewegungsphänomene sind durch Parametervariation auf ihre Ursachen zurückführbar. Rein mechanische Effekte in der Bewegungsausführung werden von Steuereingriffen des Nervensystems unterscheidbar.

Die klassische Mechanik bildet seit Jahrhunderten ein solides Fundament der Naturwissenschaft. Entsprechend bewegt man sich bei der Formulierung des mechanischen Teils des Modells auf sicherem Untergrund. Im Bereich der Muskelmodellierung existieren hingegen schon variierende Modellansätze (mikroskopische z.B. [67, 68] und makroskopische z.B. [58, 174]) mit differierenden Bewegungsgleichungen, die Erforschung des Skelettmuskels ist seit ungefähr 70 Jahren bis heute in Entwicklung begriffen. Die Zeitkonstanten, die seine Dynamik bestimmen, sind, um es salopp auszudrücken, bis auf den Faktor 2 bekannt, aber die Größenordnung ist nicht mehr ungewiß. Ich würde daher ein Hillsches Muskelmodell als solides Arbeitswerkzeug des Biomechanikers bezeichnen. Die gestellte Aufgabe besteht bis hierhin somit in der Schaffung eines biomechanischen Instrumentariums durch Integration von klassischer Mechanik und allgemein akzeptierter Muskeldynamik.

Hingegen ist die weitergehende Integration von neurophysiologischen Steuerungshypothesen zum gegenwärtigen Zeitpunkt aus zwei Gründen mit erhöhtem Risiko verbunden:

1. Die Hypothesen formulieren z.T. sehr konträre Sichtweisen, es gibt sich gegeneinander abgrenzende Denkschulen.
2. Der Erfolg des Ansatzes zu einer dynamischen Bewegungssteuerung ist ungewiß zum einen wegen der inhärenten mechanischen Instabilität des zweibeinigen Gehens, aber darüber hinaus auch deswegen, weil im allgemeinen die Neurophysiologie im beobachtbaren Bewegungsverhalten nicht konsistent trennt zwischen mechanisch und neuronal verursachten Bewegungseffekten und daher aus den vorgeschlagenen Steuerkonzepten nur schwer der neuronale Anteil für eine vom mechanischen System a priori getrennte Modellierung der Kontrollstrukturen separierbar ist.

1.2 Die Methode

Zum besseren Verständnis des Nachfolgenden betrachte man Abbildung 1.1. Das methodische Vorgehen innerhalb der Physik beruht auf folgendem dualen Prinzip: Einerseits werden beobachtbare *Phänomene* (Systemzustände) auf das reproduzierbare Erheben von Zahlenwerten durch Meßvorschriften zurückgeführt. Zum anderen entwickelt der Wissenschaftler *Modell*vorstellungen, d.h. mathematische Konstrukte, die das Objekt, das möglicherweise die Phäno-

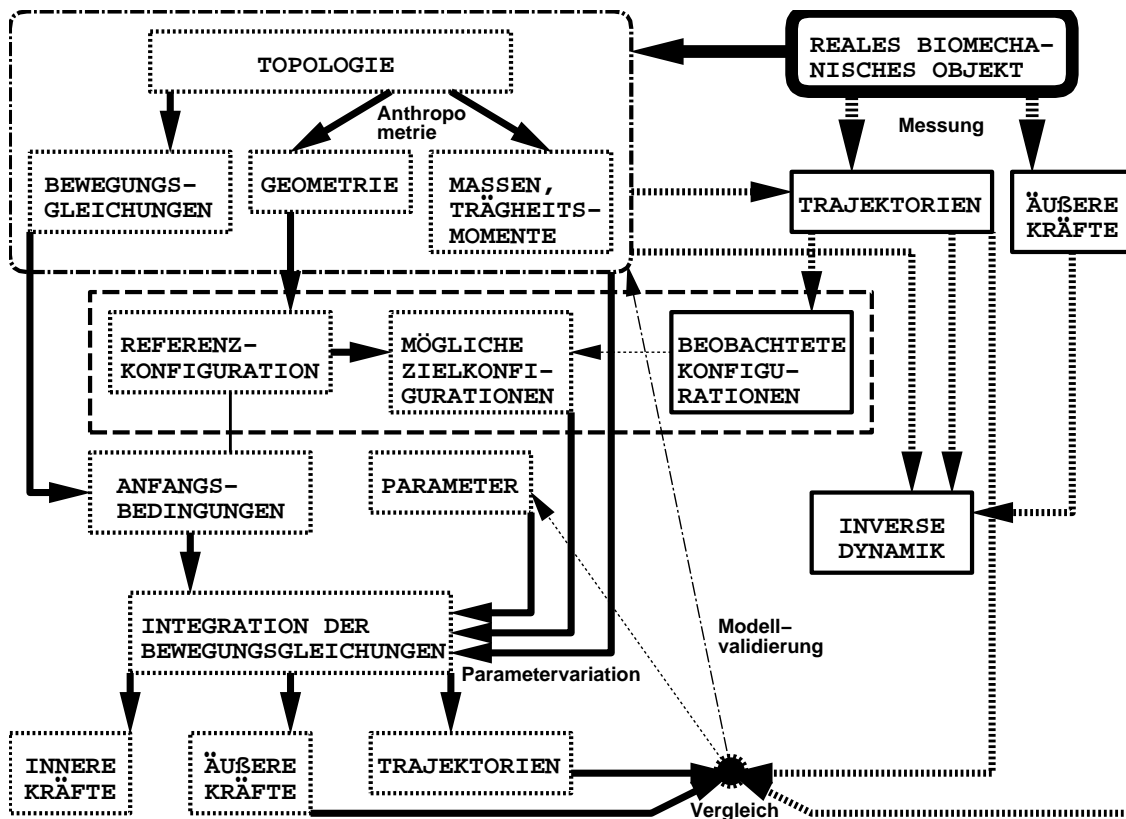


Abbildung 1.1: Linke Hälfte des Schemas zeigt Vorgehensweise in der direkten Dynamik; oberes strichpunktiertes Rechteck stellt die ersten zwei Modellierungsschritte dar, die Voraussetzung sowohl für direkte als auch inverse Dynamik sind: erst Festlegung der Verknüpfungsstruktur (Freiheitsgrade), dann Ermittlung von Geometrie (in der Statik) und Trägheitseigenschaften (zusätzlich in der Dynamik) der Einzelkörper; „REFERENZKONFIGURATION“ bezeichnet *eine* beliebige, ruhende und konsistente, d.h. mit allen Zwangsbedingungen verträgliche, Wahl aller Freiheitsgrade des Modells: eine definierte Körperhaltung, die im allgemeinen statisch nicht stabil ist; bei Modellierung von Muskel–Sehnen–Apparaten gehört zur Referenzkonfiguration Angabe eines Satzes von Längen der aktiven Muskelmassen; deren geschickte Festlegung durch folgende Annahme: alle Sehnenlängen sind gleich ihren Ruhelängen; Zwischenebene (gestricheltes Rechteck) der Konfigurationen bietet eine Möglichkeit, parametrisierte Algorithmen ohne Verwendung zeitlicher Information aus Messungen zur Bewegungssteuerung einzusetzen; experimentell bestimmte Trajektorien dienen lediglich zur Festlegung von Zielkonfigurationen (dazu siehe Abschnitt 4.1.3 über Bewegungssteuerung) für die Computersimulation

mene erzeugt, in Form von Gleichungen, Parametern und Zustandsvariablen widerspiegeln, wodurch Vorhersagen („direktes Vorgehen“: siehe Abschnitt 1.2.1) über nicht gemessene aber in meßbaren Größen ausdrückbare Systemzustände ermöglicht werden. Der Vergleich der Modellvorhersage mit Messungen ergibt die Möglichkeit, die Qualität des Modells zu überprüfen. Wenn Vorhersagen eines Modells experimentell überprüfbar sind und solange bei Überprüfung keine Diskrepanz zwischen Messung und Vorhersage auftritt, bezeichnet man das Modell des Objekts als valide.

In Umkehrung zur gerade beschriebenen Verwendung wird ein Modell häufig - unter Nutzung von Meßwerten als Modelleingabe - zur Ordnung, Systematisierung und Interpretation („inverses Vorgehen“: siehe Abschnitt 1.2.2) gemessener Phänomene mit analytischer Zielvorgabe eingesetzt. Dadurch ist zwar die Möglichkeit zur Aufklärung von Korrelationen zwischen verschiedenen Phänomenen gegeben, jedoch einzig der erstgenannte Modelleinsatz zur Vorhersage - d.h. zur Synthetisierung meßbarer Phänomene unter Verzicht auf gemessene Korrelationen als Modellein-

gabe - läßt das Aufdecken *kausaler* Zusammenhänge nach dem Ursache–Wirkungs–Prinzip zu.

Für ein *Theoriegebäude*, das man als Elementarmodell - bestehend aus einem minimalen Satz an Axiomen - betrachten kann, gilt als ungeschriebenes Gesetz, daß die Tiefe des Verständnisses kausaler Zusammenhänge ansteigt mit der Allgemeingültigkeit aber auch der Schlichtheit der zugrunde liegenden Axiome. Jede Entwicklung eines Modells im weiter oben angesprochenen Sinne, die auf andere Axiome aufbaut, als diejenigen einer vorhandenen Theorie, entspricht demnach der Formulierung einer neuen Theorie. Einen solchen Elementarmodellvorschlag nennt man *Hypothese*. Sie hat sich der experimentellen Überprüfung zu stellen und kann, wenn sie sich auf keine bereits bekannten Gesetzmäßigkeiten zurückführen läßt und Bestätigung im Experiment findet, zur Theorie werden.

Das von mir entwickelte Menschmodell ist formuliert im Rahmen des Theoriegebäudes der klassischen Mechanik (Skelettmodell, Muskeln), der Elektro- und Thermodynamik (Muskeln) sowie einer neurophysiologischen Arbeitshypothese zur Bewegungssteuerung durch das zentrale Nervensystem (ZNS). Gerade für letztere gilt es, Indizien zur Bestätigung oder Verwerfung zu sammeln. Als Methode kommt in meiner Arbeit die *direkte Dynamik* [176] zur Anwendung. Es müssen daher die gekoppelten Bewegungsgleichungen des mechanischen Systems des massebehafteten Körpers (Abschnitt 1.4) und diejenigen der Muskeldynamik (Abschnitt 3.4.1) unter Vorgabe von Bewegungskommandos des ZNS gelöst werden.

1.2.1 Direkte Dynamik

In der klassischen Mechanik wird eindeutig unterschieden zwischen Ursachen der Bewegung - den Kräften und Momenten als *kinetische Größen* - und der Bewegung selber - der *Kinematik*. Die direkte Dynamik ist per definitionem eine Rechenmethode, die die auf ein formuliertes Modell wirkenden Kräfte und Momente vorgibt und über Integration der Bewegungsgleichungen dessen Bewegung erzeugt. Es lassen sich aber innerhalb der direkten Dynamik weitere Abstufungen vornehmen. Denn man kann in dem Modell prinzipiell bei jedem einzelnen antreibenden Kraft- oder Momententerm entscheiden, ob man diesen im Laufe der Integration durch *explizit zeitliche* Information (aus der Messung oder aus Funktionen) vorgibt oder ob man ihn abhängig von Parameterwerten und vom Zustandsvektor der Koordinaten und Geschwindigkeiten - also *parametrisiert* - formuliert. Wenn *alle* wirkenden Kräfte und Momente parametrisiert vorgegeben werden, dann bezeichnet man nach Yamaguchi [167] das Vorgehen als *reine* Synthese. Diese Nomenklatur bringt die Ausdifferenzierung der direkten Dynamik eindeutig zum Ausdruck, ich werde sie im weiteren ebenfalls verwenden.

Desweiteren ist zu beachten, wie die Parameter des Modells festgelegt werden. Geschieht dies durch systematische Parametervariation unter Verwendung mathematisch formulierter Kriterien, um letztlich den Parametersatz festzulegen, der die Kriterien am besten erfüllt, so spricht man von Optimierung. Die Kriterien bestimmen, welche Bewegung resultiert. Scheint es dem Modellierer unmöglich, Kriterien, die die Bewegung gut charakterisieren, mathematisch zu formulieren, so bleibt nur die Möglichkeit, nach der Methode Versuch–und–Irrtum („trial and error“) von Hand die Parameter zu variieren, um letztlich eine Bewegung zu erzeugen, die der Modellierer zwar bewertet, aber eben nicht mittels eines Kriteriums, d.h. eines Bewertungsalgorithmus. Egal auf welche Weise die Parameter variiert und angepaßt werden: Immer besteht die Gefahr, daß man, wenn nur genügend variierbare Parameter zur Verfügung stehen, eine vorgegebene Bewegungslösung in einem endlichen Zeitintervall beliebig genau annähern kann. Die Form der Parametrisierung und die vorgegebenen Bewegungskriterien bestimmen die Qualität der bestimmten Parameterwerte und damit die Validität des Modells.

Alle im folgenden angesprochenen Arbeiten bis auf diejenige von Yamaguchi [167, 168] verwendeten zweidimensionale Modelle. In der biomechanischen Literatur findet man bereits einige

Arbeiten, die die reine Synthese unter Anwendung von „trial and error“ angewendet haben. Eine theoretische Betrachtung zur Problematik der Modellierung in der Biomechanik wurde von Denoth [26] vorgenommen. Weiterhin hat er [25] mittels eines dreigliedrigen Starrkörpermodells den Einfluß der Körperhaltung auf die wirkenden Gelenkkräfte beim Sprung auf den Boden demonstriert. In einer Arbeit zum Vergleich zweier Fußmodelle [27] kommen besonders die Zweifel an der prinzipiellen Validität vielparametrischer Modelle zum Ausdruck. Denn zum einen haben die anthropometrischen Daten für jeden Parameterwert im besten Falle eine Genauigkeit von 10%. Zum anderen hat man z.B. bei zehn Parametern, bei denen wiederum nur jeweils fünf Werte zur Variation zugelassen werden, $5^{10} = 9765625$ Parameterkombinationen zur Auswahl, um ein beobachtetes Bewegungscharakteristikum durch Simulation nachzurechnen. Das scheint die Ergebnisse von Simulationen auf den ersten Blick der Beliebigkeit preiszugeben, denn es ist zumindest plausibel, daß es mehr als eine Kombination gibt, mit der man die Beobachtung mit einer Modellrechnung nachvollziehen kann.

Ich denke, daß biomechanische Simulationen trotzdem Sinn machen, denn die Bewegungen sind kein diskretes Ereignis, das es durch mathematische Kombination von Möglichkeiten nachzuvollziehen gilt, sondern ein kontinuierlicher Gesamttablauf, der durch die in der Dynamik beschriebenen *Wechselwirkungen* zustande kommt. Und je besser man die Werte der Modellparameter auf einen physiologisch validen Bereich eingrenzen kann, desto eher ist es möglich, die für einen Bewegungsablauf kritischen von den unkritischen Parametern zu unterscheiden. Und wenn man feststellt, daß innerhalb dieses Bereichs ein bestimmtes Phänomen durch verschiedene Parameterkombinationen erzeugt werden kann, so ist dies durchaus eine interessante Aussage, die man gewonnen hat. Das würde nur eine kaum umstrittene Erfahrung wiedergeben: Ein biologisches Wesen ist redundant. Es gibt sowohl inter- als auch intraindividuell immer mehr als eine Strategie, Technikvariation, Bewegungsausführung usw. bei der Ausführung einer Handlungskette. Keine Trajektorie, die ein Lebewesen erzeugt, ist exakt reproduzierbar. Direkte Dynamik unter Einsatz biomechanischer Modelle hilft, Prinzipien zu erkennen, Wichtiges von Unwichtigem zu unterscheiden, Größenordnungen oder Arbeitsbereiche festzulegen.

Mochon und McMahon [92, 93] haben mittels eines zweibeinigen Modells die Bedeutung des Schwungbeinpendels auf das Gehen untersucht, McGeer [87] hat in Erweiterung dazu einen sich selbst stabilisierenden, zweibeinigen Gehzyklus mit einem einzig der Gravitation überlassenen, passiven Modell errechnet. Ruder et. al. [125], Gruber et. al. [48] und Widmayer [159] haben Niedersprünge eines drei- bzw. fünfgliedrigen Modells mit Schwabbelmasse auf den Boden berechnet. Krebs hat sich mit der Landebewegung einer Maus [78] bzw. dem Trab eines Klippeschliefers [79], Krieg [80] und Hahn [49] mit dem Bohren in die Wand und Hospach [64] mit Absturzsimulationen von Menschen auf Gerüstbohlen beschäftigt. Auch die Simulation der Landephase beim Joggen durch Gerritsen et. al. [36] erfolgte wie bei den bisher erwähnten Arbeiten mittels „trial and error“, sie setzte dabei genau wie Krebs [79] Muskeln vom Hillschen Typ [63] ein.

Simulationen, die von rein synthetischem Charakter waren und deren Bewegung aus Optimierungskriterien resultierte, waren immer zielgerichtet, zeitoptimiert und schlossen dynamische Muskelmodelle in den folgenden Fällen ein: die Kickbewegung eines Beins nach Hatze [54], der Weitsprung–Absprung (ohne Anlauf) nach Hatze [57], der Standhochsprung aus dem Sprunggelenk nach Zajac [177], die Schwungbeinaktion nach Davy und Audu [23], der Standhochsprung aus allen Beingelenken nach Pandy und Zajac [110], nach van Soest [151], nach Anderson und Pandy [1] unter besonderer Berücksichtigung der elastisch gespeicherten Energie in Muskelstrukturen und schließlich nach Subke [140].

Mit identischer Methode, aber unter Verzicht auf dynamische Muskelmodelle wurden bereits simuliert: der Standhochsprung aus dem Sprunggelenk nach Levine et. al. [83], der Standhochsprung aus allen Beingelenken nach Pandy et. al. [111], das Aufstehen aus der Hocke gelernt

mit neuronalen Netzen nach Erhardt [28] und der Standhochsprung aus allen Beingelenken mit Schwerpunkt auf der Bewegungssteuerung mittels fuzzy logic und Optimierung der Steuerparameter durch genetische Algorithmen nach Widmayer [160].

Das Spektrum der weiteren Simulationen unter Verzicht auf die reine Synthese zeigt die subtilen Unterschiede innerhalb der direkten Dynamik. Auf die Arbeit von Yamaguchi [167, 168] zur dreidimensionalen Simulation des Gehens bin ich an anderer Stelle (Abschnitt 1.1) schon eingegangen. In das Optimierungskriterium gehen gemessene Trajektorien ein, jedoch ist das Feld der Kontrollsignale nach dem Optimierungsvorgang nicht mehr explizit zeitabhängig, sondern dem Simulationsmodell ist ein determiniertes Reiz–Stimulations–Kennfeld einprogrammiert („dynamische Programmierung“). Die Information über das dynamische Verhalten des Modells wurde beim Optimierungsvorgang (sozusagen dem Lernen des korrekten Reiz–Stimulations–Verhaltens) berücksichtigt.

Pandy und Berme haben die Schwungphase [107, 108] beim Gehen unter Vorgabe explizit zeitabhängiger Gelenkmomentfunktionen in einem Teil der Beingelenke simuliert. Dies wäre dann als physiologisch valide zu bezeichnen, wenn man davon ausgeht, daß das ZNS Zeitverläufe von Muskelstimulationen fest gespeichert hat, die parametrisiert zu manipulieren sind. Ich möchte dies an dieser Stelle nicht diskutieren, sondern dazu speziell auf den Abschnitt 4.1.2 über das λ -Modell nach Feldman [30, 31, 32] verweisen.

Onyshko und Winter haben das Gehen [106] simuliert, indem sie ihr siebengliedriges Modell durch Gelenkmomentverläufe aus der inversen Dynamik antrieben. Gruber [46] simulierte den Niedersprung, indem sie ihrem dreigliedrigen Modell die Zeitverläufe der Fußbeschleunigungen anstatt der Gelenkmomente als Eingabeinformation übergab. Da sie aber weitere Körper, die Schwabbelmassen, zur realistischeren Berechnung der Ganzkörperdynamik sowie der Bodenreaktionskräfte verwendete, fällt dies nicht in den Bereich der inversen Dynamik, da eine Zeitintegration zur Berechnung der Trajektorien der Schwabbelmassen durchzuführen war.

Andere Arbeiten, die sich speziell mit Gangsimulationen beschäftigten, sind die von Hardt und Mann [53], Mena et. al. [89], Yen und Nagurka [173] sowie Ju und Mansour [70].

Der Leser kann ersehen, welche doch erheblich unterschiedlichen Ansätze sich unter dem Oberbegriff der direkten Dynamik verbergen, ja daß der Übergang zwischen direkter und inverser Dynamik fließend erscheint. Eine eindeutig invers–dynamische Analyse liegt dann vor, wenn einzig eine Matrixoperation von einem Satz bekannter Größen in den Bewegungsgleichungen auf einen Satz unbekannter gleicher Anzahl transformiert, aber keinerlei Integrationsoperation durchzuführen ist.

1.2.2 Inverse Dynamik

Voraussetzung für die inverse Dynamik ist ebenfalls ein dynamisches Modell, da durch dessen Wahl erst die Bewegungsgleichungen festliegen. Jedoch werden diese nicht integriert, sondern dazu verwendet, gemessene Zeitverläufe der Beschleunigungen - d.h. die Kinematik der Bewegung - und gegebenenfalls auch äußere Kräfte als bekannte Variablen in den Bewegungsgleichungen anzusehen. Durch Auflösen des Gleichungssystems an jedem Meßzeitpunkt nach den Gelenkmomenten und Schnittkräften können deren Zeitverläufe bestimmt werden. Die vorzugebenden Beschleunigungen können aus direkten Messungen mittels Beschleunigungsmessern erhalten werden oder aus optischen oder akustischen Koordinaten- oder Gelenkwinkelmessungen, woraus dann durch zweimalige Zeitableitung die Beschleunigungen zu errechnen sind. Die Transformation auf Gelenkmomente erhält dadurch ihren Reiz, daß diese durch innere Strukturen (Muskeln, Bänder, Gelenkkapseln etc.) erzeugten Momente von den durch Trägheitskräfte und äußere Einwirkungen verursachten abgetrennt werden können. Die inverse Dynamik besitzt *kein* Vorhersagepotential.

Als Nachteil der Methode der inversen Dynamik ist anzusehen, daß die gemessenen Daten erst

durch Filterung [162, 79] aufbereitet werden müssen, wodurch elementare Information verloren gehen kann. Weiterhin besteht die Gefahr, daß bei schlechter Abbildung des realen Objekts ins Modell Artefakte bei der Transformation auf die zu bestimmenden Größen entstehen [10]. Man erhält Gelenkmomentverläufe, die z.B. bei Modellierung eines Scharniergelenks an einer Stelle im Körper, an der real deutliche Translationsbewegungen stattfinden, sozusagen gewaltsam versuchen müssen, die vorgegebene Kinematik zu erfüllen. Reales Objekt und Modell sind dann inkonsistent beschrieben. Genau so kann die Verletzung der Starrkörpernäherung durch das reale Objekt (sich leicht verschiebende Weichteile) zu Inkonsistenzen führen. Darüber hinaus sind kausale Zusammenhänge beim Zustandekommen der Gelenkmomente prinzipiell nicht aufzudecken. Oft ist es zudem gerade bei der Analyse von Tierbewegungen schwierig, Kinematik und äußere Kräfte parallel zu messen. Ein Zusammensetzen von Sequenzen aus verschiedenen Versuchsdurchführungen führt automatisch zu Inkonsistenzen, da biologische Bewegungen nie exakt reproduzierbar sind.

Zum Abschluß dieses Abschnitts möchte ich auf die Literaturquellen hinweisen, die inverse Dynamik das menschliche Gehens - Ganganalyse genannt - behandeln. Mit diesen Quellen habe ich (siehe Kapitel 5) meine errechneten Modellbewegungen verglichen. Allgemeines zur Ganganalyse ist z.B. Cappozzo [15] und ausführlich Winter [162] zu entnehmen. Gelenkwinkel- und Gelenkmomentverläufe sowie Bodenreaktionskraftkurven sind zahlreich in der biomechanischen Literatur zu finden (z.B. [133, 17, 113, 165, 9, 161, 164, 16, 76, 163]).

1.3 Beschränkungen und Näherungen

An dieser Stelle möchte ich die Modellbeschränkungen formulieren. Vorrangiges Ziel war die Erstellung eines muskel-mechanischen Menschmodells, um stabile Gehbewegung synthetisieren zu können. Daher lag der Schwerpunkt der Arbeit auf dem Thema Bewegungssteuerung, nicht auf der Vorhersage der mechanischen Belastung anatomischer Strukturen. Dazu wären in jedem Falle die Deformationen der Gelenkstrukturen und des Skeletts zu berücksichtigen. Man hat dann abzuwägen, welche Freiheitsgrade hinzuzunehmen sind, das Spektrum der Möglichkeiten reicht dabei von Modellierung eines Biegefreiheitsgrades aus der Balkentheorie [154] bis zur Modellierung mit der Finite-Elemente-Methode (FEM).

Hingegen kann man zumindest proximal zum Sprunggelenk davon ausgehen, daß die Amplituden der Massenverschiebungen in den Gliedmaßen (Fuß gegen Unterschenkel, Unter- gegen Oberschenkel, Oberschenkel gegen Rumpf) sehr viel größer sind als diejenigen innerhalb der so durch die Beingelenke abgegrenzten *Segmente*. Ich habe deshalb die Näherung des Starrkörpers für jedes dieser Segmente verwendet, da dadurch die Anzahl der Freiheitsgrade enorm reduziert wird (siehe Abschnitt 2.1 und Anhang G). Der Fuß wird nicht als ein einziges Segment betrachtet, sondern in drei Starrkörper untersegmentiert (siehe Abschnitt 2.2), um die starre Kopplung von Ferse, Ballen und Zehe gegeneinander aufzuheben und elastische Energiespeicherung in den verbindenden passiven Bandstrukturen der Fußlängswölbung zu ermöglichen.

Die Starrkörpernäherung für die gerade abgegrenzten Segmente findet dann keine Rechtfertigung mehr, wenn bei der Beschleunigung der realen Massenansammlung dieses Segments aufgrund der tatsächlichen inneren Kraftkopplungen die Relativbeschleunigungen innerhalb des Segmentes in die Größenordnung derjenigen des Segmentenschwerpunktes kommen. Das passiert z.B. beim nicht gewollten Aufprall irgendeines Körperteils nach einer durch die Gravitationsbeschleunigung bestimmten Flugphase (Unfall) oder auch bei normalen Laufbewegungen mit Flugphase. Da sich das Gehen gerade durch eine Fuß-Doppelkontaktphase auszeichnet, der Fuß kontrolliert aufgesetzt werden kann und das Fußmodell selber schon elastische Eigenschaften hat, ist die Starrkörpernäherung für den gesamten Gehzyklus gerechtfertigt.

Generell muß aber auch bei der Untersuchung von Bewegungen mit höheren Segmentbeschleu-

nigungen (Rennen, Springen, Unfälle) nicht sofort der einschneidende Sprung von der Starrkörper- zur FEM-Modellierung getan werden, wenn der Schwerpunkt der Fragestellung bei validen Vorhersagen zur Gesamtkörperdynamik liegt. Durch Auftrennung der Massen eines Segmentes - beispielsweise des Oberschenkels - in zwei nur noch durch Kraftkopplung verbundene Starrkörper - beim Oberschenkel: Knochen und Muskelmasse - kann die Aufpralldynamik entscheidend realistischer berechnet werden [46, 47, 64, 79]. Die kontinuierliche Weiterentwicklung meines Modells durch Hinzufügen dieser „Schwabbelmassen“, wenn beispielsweise der Niedersprung, das Joggen oder das Sprinten simuliert werden sollte, stellt kein prinzipielles Hindernis dar. Es würde sich nur die Frage nach geeigneter Parametrisierung und entsprechend nach den Parameterwerten der Kopplung stellen.

Saunders et. al. [129] haben sechs kinematische Hauptmerkmale des menschlichen Ganges formuliert:

1. Beckenrotation um die longitudinale Körperachse: Hüfte des Schwung- überholt die des Standbeins im Laufe des Vorschwingens,
2. Beckenrotation um die sagittale Körperachse mit initialem Absinken der Hüfte des Schwung- gegen die des Standbeins und allmähliche Wiederangleichung der Höhe bis zum erneuten Fußaufsatz,
3. Kniebeugung im Standbein,
4. Sprung- und Kniegelenkkopplung in der frühen Standbeinphase von Fersen- bis Ballenaufsatz,
5. Sprung- und Kniegelenkkopplung am Ende der Standbeinphase nach Lösen der Ferse,
6. laterales Ausweichen des Beckens über dem Standbein.

Yamaguchi [167] nennt in einer neueren Arbeit eine Prioritätenliste von zwölf Freiheitsgraden im Lendenwirbel- und Becken-Bein-Bereich, die er als entscheidend für realistische dreidimensionale Gangsimulationen ansieht. Die ersten vier Punkte seiner Liste formulieren die absolut elementaren Freiheitsgrade in der Sagittalebene, die ich letztlich auch in meinem Modell umgesetzt habe (ausführlicher in Abschnitt 2.1): Jeweils Beugung-Streckung in Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk sowie die Fußrotation um den Ballen.

Mein Modell ist somit lediglich zweidimensional in der Sagittalebene formuliert. Dadurch lassen sich

1. die Anzahl der zu koordinierenden Freiheitsgrade weiter einschränken, vor allem wird das Balanceproblem des Gesamtmodells vorerst auf das Kontrollieren des Vor- und Zurückkippens beschränkt,
2. die Segmentkopplungen durch Scharniergelenke beschreiben, was die mechanischen Bewegungsgleichungen (siehe Abschnitt 1.4) vereinfacht, und
3. die zu modellierenden anatomischen Strukturen in ihrer Anzahl minimieren.

Der letzte Punkt hat besondere Bedeutung, da es in der Literatur zu allen für die Bewegung in der Sagittalebene wichtigen Muskeln Daten bezüglich der Muskelgeometrie (siehe Abschnitt 3.6) gibt. Entsprechend valide Daten in drei Dimensionen sind nicht ohne Verwendung aufwendiger computertomographischer Datenerhebung und medizinischer Bildverarbeitung verfügbar. Zudem gibt es bisher noch kein Programm zur Modellierung und Simulation von Starrkörpersystemen, das die Implementierung einer zustandsabhängigen Umlenkung von Fadenstrukturen in drei Dimensionen

ermöglicht. Dieses Problem habe ich in zwei Dimensionen selber gelöst (siehe Abschnitt 3.6.4), im Dreidimensionalen wäre dies im Rahmen einer Dissertation nicht durchführbar, zumal dazu der Quellcode des entsprechenden Simulationsprogramms zugänglich sein müßte. Nichtsdestoweniger ist dies eine entscheidende Funktionalität, um Muskelmodellierung, welche wiederum zentral bei einer physiologisch validen Bewegungssteuerung - erst recht in drei Dimensionen - ist, sinnvoll durchführen zu können.

Die letzte Näherung, auf die ich an dieser Stelle hinweisen möchte, habe ich im Bereich der Signalübertragung zwischen Muskel und zugehörigem Stimulationssignal angenommen. Ich habe die Laufzeiten in den Nerven zwischen Motoneuronen im Rückenmark und Muskeloberfläche vernachlässigt. Das bedeutet, daß die aktuelle Stimulation auf einen Muskel sich ohne Zeitverzögerung aus der aktuellen Muskellänge und einer als Parameter vorgegebenen Zielmuskellänge errechnet (siehe Abschnitte 4.1.3 und 5.2.5). Die physiologische Latenz des monosynaptischen Reflexes (siehe Abschnitte 3.1, 3.2, 4.1.1 und 4.1.2) beträgt bei Menschen entsprechend der Signalgeschwindigkeit der Depolarisationsentladungen und der Nervenfasernlänge ungefähr 20 . . . 30ms. Das schränkt die Aussagekraft meines Modells möglicherweise im Hinblick auf die Strategie bei der Balanceregulation ein, da das Modell in der Lage ist, zu schnell auf Instabilität zu reagieren. Die Antriebsstrategie in einer zyklischen Bewegung kann sich hingegen durch Parametereinstellung in einem Lernvorgang an die Laufzeiten anpassen. Die korrekte Simulation von Signallaufzeiten verlangt auf jeden Fall die Verwendung entsprechend angepaßter Integratoren und ist sicher ein wichtiger Entwicklungsaspekt des Modells bei der Untersuchung und Simulation von Bewegungen in realistischer Umgebung mit Hindernissen und Unvorhersehbarkeiten. Ziel meiner Arbeit war jedoch, erst einmal, stabile Bewegungszyklen zu ebener Erde in zwei Dimensionen zu synthetisieren.

1.4 Die mechanischen Bewegungsgleichungen

Für alle Leser, die in Mechanik nicht bewandert sind, möchte ich in den ersten Sätzen ein paar Begriffe und Vorstellungen erläutern. Danach folgt die Beschreibung, nach welchem Formalismus die mechanischen Bewegungsgleichungen aufgestellt und gelöst wurden. Im Anhang G ist für das in dieser Arbeit entwickelte Menschmodell eine Zusammenstellung der Zahl aller Freiheitsgrade und Bewegungsgleichungen - auch der zusätzlichen nicht-mechanischen der Muskeldynamik (siehe Abschnitt 3.4.1) - zu finden.

Grundlegende Bewegungsgleichungen der klassischen Mechanik (z.B. [38, 41, 105]) sind die Newtonschen Gleichungen für einen Massenpunkt, und zwar genau drei für die Bewegung in den Raumrichtungen - er besitzt $N = 3$ Freiheitsgrade. Sie sind gewöhnliche Differentialgleichungen von zweiter Ordnung in der Zeit. In ihnen modelliert die physikalische Eigenschaft „Masse“ die beobachtbare Erfahrung, daß die Geschwindigkeit materieller Objekte nicht sprunghaft verändert werden kann und daher Geschwindigkeitsänderungen immer endliche Werte annehmen. Der Zustandsvektor eines Massenpunktes besteht in dessen drei Koordinaten \vec{r} und den zugehörigen drei Geschwindigkeitskomponenten $\dot{\vec{r}}$. Er ist sechsdimensional, der mechanische Zustandsvektor hat immer genau doppelt so viele Komponenten wie das System Freiheitsgrade besitzt.

Die Bewegungsgleichungen sagen bei Angabe eines kompletten Zustandsvektors zu einem beliebigen Zeitpunkt (Anfangsbedingungen) die zeitliche Entwicklung des Systems im Raum der Zustandsvariablen (Phasenraum) voraus, denn über die Bewegungsgleichungen ist der Zustandsvektor mit seiner zeitlichen Änderung $\ddot{\vec{r}}$ verknüpft - ist der Zustand bekannt, so folgt daraus eindeutig zu jedem Zeitpunkt seine Änderung. Entscheidend für die Bezeichnungsweise „Bekannt“ und „Unbekannt“ ist eben die Bedingung, daß für die Vorhersage (man spricht von der Lösung der Bewegungsgleichung) eine Anfangsbedingung zusätzlich zu den Gleichungen bekannt sein muß.

Dann sind die Zustandsvariablen \vec{r} und $\dot{\vec{r}}$ die Bekannten im System der Bewegungsgleichungen und die resultierenden Beschleunigungen $\ddot{\vec{r}}$ die Unbekannten.

Die Idealisierung eines *Starrkörpers* kann man nun in zwei Schritten einführen. Zuerst stellt man sich eine Ansammlung vieler Massenpunkte vor, welche starr miteinander verbunden sind. Im zweiten Gedankenschritt verteilt man deren Gesamtmasse *kontinuierlich* über einen ausgedehnten Raumbereich. Die Vorstellung der starren Kopplung aller Massen wird beibehalten. Sie bedeutet, daß, wenn eine Kraft an einem beliebigen Punkt des Starrkörpers angreift, die Trägheit *aller* anderen Massenpunkte *instantan* dem Versuch entgegenwirkt, den Starrkörper zu verschieben. Das entspricht einer unendlich großen Schallgeschwindigkeit. Gegenüber der Punktmasse ändern sich die *translatorischen* Bewegungsgleichungen nur insofern, als jetzt die Gesamtmasse beschleunigt werden muß. Jedoch tritt die neue Qualität der Trägheit der Massenverteilung gegen *Rotation* hinzu, welche durch den *Trägheitstensor* in den zusätzlichen drei *rotatorischen* Bewegungsgleichungen für die Drehfreiheitsgrade repräsentiert wird. Mit einer solchen Idealisierung der Wechselwirkungen ist es daher möglich, die Anzahl der Freiheitsgrade eines Starrkörpers gegenüber der Beschreibung vieler, sich unabhängig voneinander bewegendender Teilmassen drastisch zu reduzieren und die Bewegung ausgedehnter Massenverteilungen zu berechnen. Voraussetzung ist, daß alle experimentellen Hinweise zu dem Bewegungsvorgang, den man modellieren möchte, darauf hinweisen, daß Wellenausbreitung in dem Körper die beobachtbaren Phänomene nicht dominiert.

Der Bewegungsgleichungsgenerator im Simulationsprogramm „simsys“ [80] (siehe Abschnitt 1.5.1) erzeugt die Bewegungsgleichungen für ein Modell in der x–y–Ebene in Form von „C“-Programmcode im Formalismus der Lagrangeschen Gleichungen erster Art. Das Prinzip soll kurz im dreidimensionalen Fall erläutert werden, genaue Ausführungen finden sich dazu in Lehrbüchern [59] und anderen Arbeiten [80, 64]. Die Zweidimensionalität meines Modells unter Verwendung von Scharniergelenken vereinfacht die Bewegungsgleichungen erheblich [80], die Art ihrer Formulierung ist aber identisch mit der im folgenden dargelegten. Auf den zweidimensionalen Spezialfall gehe ich am Schluß dieses Abschnitts noch einmal ein.

Jeder Starrkörper k besitzt im Raum $N = 6$ Freiheitsgrade, drei des Ortes (Vektor \vec{r}_k) und drei der Orientierung (Vektor $\vec{\alpha}_k$), sie bilden zusammen den Koordinatenvektor

$$\vec{z}_k = \begin{pmatrix} \vec{r}_k \\ \vec{\alpha}_k \end{pmatrix} . \quad (1.1)$$

Üblicherweise werden als Koordinaten konkret die kartesischen Ortskoordinaten des Schwerpunkts und ein Satz von Elementardrehungen (z.B. Eulerwinkel) verwendet. Die translatorischen Bewegungsgleichungen für die Veränderung des Schwerpunktes sind im Schwerpunktsatz $m_k \ddot{\vec{r}}_k = \vec{f}(\vec{z}_k, \vec{z}_k, \vec{P})$ zusammengefaßt, wobei m_k die Gesamtmasse des Körpers, \vec{f} die Summe aller einwirkenden Kräfte und \vec{P} den Satz aller Parameter der Krafterzeugung (z.B. die Erdbeschleunigung \vec{g}) bezeichnet. Sie haben damit genau die Form der Newtonschen Bewegungsgleichungen für einen Massenpunkt. Die anderen drei Bewegungsgleichungen - seine rotatorischen für die Veränderung der Orientierung - resultieren aus dem Drehimpulssatz $\frac{d}{dt} (\boldsymbol{\theta}_k(\vec{z}_k) \vec{\omega}_k(\vec{z}_k, \dot{\vec{z}}_k)) = \vec{d}_f(\vec{f}, \vec{H}_k) + \vec{d}$. Darin ist der Drehimpuls als Produkt aus dem Trägheitstensor $\boldsymbol{\theta}_k$ des Körpers und dem Vektor $\vec{\omega}_k$ seiner Rotationsgeschwindigkeit geschrieben, \vec{d}_f bezeichnet die Summe aller Drehmomente verursacht durch die einwirkenden Kräfte und \vec{d} die Summe zusätzlicher sonstiger Momente. Im Parametersatz \vec{H}_k sind die Differenzvektoren von \vec{r}_k zu den einzelnen Kraftangriffspunkten - als (Starrkörper-)Hebel im weiteren bezeichnet - zusammengefaßt. Damit haben die 6 Bewegungsgleichungen des Starrkörpers k allgemein die Form

$$\mathbf{m}_k(\vec{z}_k) \ddot{\vec{z}}_k = \vec{F}(\vec{z}_k, \dot{\vec{z}}_k, \vec{H}_k, \vec{P}) , \quad (1.2)$$

in der die Massenmatrix \mathbf{m}_k abhängt von der Gesamtmasse m_k und der im Inertialsystem ortsabhängigen Massenverteilung des Trägheitstensors. Auch bei Einführung der Eulergleichungen,

als die die rotatorischen Bewegungsgleichungen aufgestellt im mitrotierenden Koordinatensystem des Körpers bezeichnet werden, sind die Bewegungsgleichungen von der Form (1.2). In $\vec{\mathcal{F}}$ sind \vec{f} , \vec{d}_f , \vec{d} sowie die Kreiselmomente enthalten.

Ein System aus mindestens zwei Starrkörpern nennt man Mehrkörpersystem - im weiteren soll dafür die Abkürzung MKS verwendet werden. K nur über Kraftkopplungen wechselwirkende Körper besitzen $N = 6K$ Freiheitsgrade und genauso viele Bewegungsgleichungen von der Form (1.2):

$$\mathbf{m}(\vec{z}) \ddot{\vec{z}} = \vec{\mathcal{F}}_{rot}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}) + \vec{\mathcal{F}}_a(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) + \vec{\mathcal{F}}_i(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) \quad . \quad (1.3)$$

Die wirkenden Kräfte und Momente können in drei Anteile aufgespalten werden: $\vec{\mathcal{F}}_i$ ist der Vektor der inneren Kräfte und Momente, sie ändern definitionsgemäß weder Impuls noch Drehimpuls des gesamten MKS. $\vec{\mathcal{F}}_a$ ist dementsprechend der Vektor der äußeren Kräfte, welcher für Gesamtimpuls- und Gesamtdrehimpulsänderung verantwortlich ist. Die Kreiselmomente sind im Vektor $\vec{\mathcal{F}}_{rot}$ zusammengefaßt. Der MKS-Koordinatenvektor \vec{z} besteht einfach in der Zusammenfassung aller insgesamt N Komponenten der K Vektoren \vec{z}_k , seine Komponenten sollen mit n indiziert werden. Völlige Wechselwirkungsfreiheit ist gleichbedeutend mit der Nebenbedingung $\vec{\mathcal{F}}_i = 0$.

Als Wechselwirkungen der Starrkörper (innere Kräfte und Momente) können zum einen parametrisierte Kraft- bzw. Momentkopplungen $\vec{\mathcal{F}}_i(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) \neq 0$ modelliert werden (z.B. Drehfedern, Muskeln), bei deren Einfügen in das Gleichungssystem (1.3) Impuls- bzw. Drehimpulserhaltung $\mathcal{F}_{i/jk_1} = -\mathcal{F}_{i/jk_2}$ gelten muß, wobei k_1 und k_2 die Indizes der Körper und j die Projektion des Wechselwirkungsvektors auf den j -ten Richtungsvektor des Bezugskoordinatensystems bezeichnet. Die Anzahl der Freiheitsgrade ist weiterhin $N = 6K$.

Erst wenn man diese Körper andererseits durch $M > 0$ kinematische Zwangsbedingungen (z.B. Gelenke verschiedenen Typs) der Form $\psi_m(\vec{z}) = 0$, die in der Vektorgleichung

$$\vec{\psi}(\vec{z}) = 0 \quad (1.4)$$

zusammengefaßt sein sollen, koppelt, so verringert sich die Anzahl der Freiheitsgrade des MKS auf $(6K - M)$. Die zugehörigen neuen, unabhängigen Koordinaten nennt man generalisierte [40, 104] Koordinaten, manchmal auch reduzierte [80] oder verallgemeinerte [160]. Sie sollen hier aber nicht eingeführt werden, denn es existieren prinzipiell zwei Wege, die geänderten Bewegungsgleichungen für die K Körper aufzustellen. Entweder man verwendet die Gleichungen (1.4), um die Anzahl der Bewegungsgleichungen entsprechend der nur noch $(6K - M)$ Freiheitsgrade ebenfalls zu reduzieren und sie in generalisierten Koordinaten zu formulieren. Oder man behält in der zweiten Option die Formulierung in den $6K$ alten Koordinaten der freien Körper bei. Dann muß man auf der rechten Seite des Gleichungssystems (1.3) zusätzlich zu den ursächlich antreibenden $\vec{\mathcal{F}}_a$ und $\vec{\mathcal{F}}_i$ Zwangskraftkomponenten $\mathcal{F}_{Z/n}$ wirken lassen, die dafür sorgen, daß bei der gekoppelten Bewegung des MKS die Zwangsbedingungen zu jedem Zeitpunkt erfüllt sind:

$$\mathbf{m}(\vec{z}) \ddot{\vec{z}} = \vec{\mathcal{F}}_{rot}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}) + \vec{\mathcal{F}}_a(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) + \vec{\mathcal{F}}_i(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) + \vec{\mathcal{F}}_Z(\vec{z}, \vec{\Lambda}, \vec{G}) \quad . \quad (1.5)$$

Die $\mathcal{F}_{Z/n}$ hängen von der Art der Zwangsbedingung (der Parametersatz zu deren Beschreibung - z.B. Gelenkhebelkoordinaten - sei mit \vec{G} bezeichnet) sowie einem Satz M zusätzlicher Unbekannter - den Lagrangeschen Multiplikatoren Λ_m - in folgender Form ab:

$$\mathcal{F}_{Z/n} = \sum_{m=0}^M \frac{\partial \psi_m(\vec{z}, \vec{G})}{\partial z_n} \Lambda_m = \sum_{m=0}^M \Upsilon_{nm}(\vec{z}, \vec{G}) \Lambda_m \quad . \quad (1.6)$$

Dieser zweite Weg wird hier weiter verfolgt. Parallel zur Einführung der die kinematischen Zwänge vermittelnden Kräfte $\vec{\mathcal{F}}_Z$ erweitert man dann das System (1.3) um M Gleichungen und

erhält so ein System von $(6K + M)$ Gleichungen in $(6K + M)$ Unbekannten

$$\begin{aligned} \mathbf{m}(\vec{z}) \ddot{\vec{z}} - \Upsilon(\vec{z}, \vec{G}) \vec{\Lambda} &= \vec{\mathcal{F}}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) \\ \Psi(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{G}) \ddot{\vec{z}} &= \vec{\chi}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{G}) \quad , \end{aligned} \quad (1.7)$$

in dem sich dessen zugefügter unterer Teil direkt aus der zweimaligen Zeitableitung der Zwangsbedingungsgleichungen (1.4) errechnet. Der obere Teil - also das Gleichungssystem (1.5), in dem $\vec{\mathcal{F}} = \vec{\mathcal{F}}_{rot} + \vec{\mathcal{F}}_a + \vec{\mathcal{F}}_i$ als Abkürzung eingeführt wurde - besteht aus den Lagrangeschen Gleichungen erster Art. In übersichtliche Form gebracht lautet das aufgestellte Gesamtgleichungssystem (1.7) für alle Beschleunigungs- und Zwangskraftkomponenten des K -segmentigen MKS:

$$\mathcal{M}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{G}) \begin{pmatrix} \ddot{\vec{z}} \\ \vec{\Lambda} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{\mathcal{F}}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}) \\ \vec{\chi}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{G}) \end{pmatrix} \quad . \quad (1.8)$$

Gleichungssystem (1.8) hat gegenüber einer Formulierung der Bewegungsgleichungen in generalisierten Koordinaten einige Vorteile. Es ist viel übersichtlicher, auf einfache Art systematisch - also mit einem Computerprogramm - erstellbar und es ermöglicht einen systematischen Zugang zu den Zwangskräften, die in der Biomechanik wichtige Belastungsgrößen des Gelenks darstellen. Und obwohl die Anzahl der Gleichungen sowohl mit der Körperzahl K als auch mit der Anzahl M der Zwangsbedingungen zunimmt, ist doch die Struktur der Kopplungsmatrix \mathcal{M} unkomplizierter, als bei Verwendung generalisierter Koordinaten [64]. Damit ist auch die Invertierung von \mathcal{M} zur Lösung des Gleichungssystems (1.8) mittels numerischer Algorithmen ökonomischer. Nach Gleichungslösung an jeder Integrationsstützstelle sind dort die M Multiplikatoren Λ_m - und somit die Zwangskraftkomponenten $\mathcal{F}_{Z/n}$ in allen Gelenken nach Gleichung (1.6) - sowie die N Beschleunigungskomponenten \ddot{z}_n , die implizit die Zwangsbedingungen erfüllen, bekannt. Letztere können numerisch integriert werden.

Als größeren Nachteil kann man ansehen, daß die Zwangsbedingungen nicht unendlich genau, sondern im Laufe der Integration nur innerhalb der Genauigkeitstoleranz eingehalten werden, was aber in der Praxis - auch bei Stößen - keine Probleme macht. Nicht nur „simsys“ sondern auch kommerzielle Programme (z.B. „DADS“ [59]) verwenden erfolgreich diese Methode. In „DADS“ ist zusätzlich ein Kontroll- und Korrekturalgorithmus zur Einhaltung der Zwangsbedingungen implementiert, welchen „simsys“ nicht besitzt. Man kann dort allerdings zur Kontrolle die Ortsdifferenz der zwei verknüpften Gelenkhebel ausgeben lassen, aus der die hervorragende Einhaltung der Zwangsbedingungen auch bei sehr langer Integrationdauer ersichtlich ist.

Mit „simsys“ können nur Starrkörper zweidimensional (dadurch verschwinden die Kreiselmomente $\vec{\mathcal{F}}_{rot}$) in der x - y -Ebene (Koordinaten x_k , y_k und ϕ_k) modelliert werden - gegenwärtig bis zu 30. Sie sind durch Scharniergelenke (für jedes zwei Zwangsbedingungen, die Kopplungsmatrix \mathcal{M} ist einfach aufgebaut) koppelbar. Damit lassen sich mehrere offene, verzweigte Ketten simulieren, was für meine Anforderung völlig ausreichend war. In „DADS“ ist der volle dreidimensionale Formalismus für verschiedenste Gelenktypen (gegenwärtig 18) praktisch umgesetzt.

1.5 Arbeitswerkzeuge für die Computersimulation

Vier grundlegende Arbeitswerkzeuge sind erforderlich, um dynamische Bewegungssynthese mittels Copmutersimulation durchführen zu können:

1. Eine Modellierungsoberfläche inklusive Modellierungssprache, um die Modellstruktur zu beschreiben,

2. ein Integrator, der bei Angabe der Anfangsbedingungen und Modellparameter die Vorhersagen über die zeitliche Entwicklung der Modelldynamik liefert,
3. ein Übersetzer, der die unter 1. angesprochene Modellstruktur in eine Form bringt, welche der vom Integrator erwarteten entspricht (Bewegungsgleichungs- oder Codegenerator) und
4. ein Visualisierungsprogramm, das ökonomischerweise sowohl beim Modellentwurf- als auch bei der optischen Wiedergabe der errechneten Bewegung verwendbar sein sollte. Die erste Anwendung im sogenannten „preprocessing“ beinhaltet eher hohe Anforderungen an optische Genauigkeit und flexible Interaktion mit dem Benutzer. Vor allem bei dreidimensionaler Modellierung wird dies unerlässlich. Die zweite Anwendung im „postprocessing“ sollte vor allem die Rechnerressourcen optimal ausnutzen im Hinblick auf die Fähigkeit der Echtzeitdarstellung *und* auf steuerbare Darstellungsgeschwindigkeiten.

Je nach Fragestellung ist dann bei einer quantitativen Analyse der errechneten Simulationsdaten der Einsatz wissenschaftlicher Standardmethoden (bis auf die bei Meßdaten häufig auftretende Anforderung der Filterung) erforderlich. Die von mir genutzten Computerprogramme (einschließlich der Integrationsparameter), welche die genannten Funktionalitäten zur Verfügung stellen, sind im folgenden zusammengestellt.

1.5.1 Das Modellierungs- und Simulationsprogramm

Zuerst möchte ich das MKS-Programm „simsys“, welches von Krieg [80] 1992 entworfen und erstellt sowie von Hospach [64], Hahn [49] und im Rahmen dieser Arbeit weiterentwickelt wurde, vorstellen. Danach folgt die Festlegung der Parameter zur Steuerung der Integration. „simsys“ ist außer in der vorliegenden bisher in sieben weiteren Arbeiten [80, 64, 29, 49, 79, 73, 130] zur Simulation biomechanischer Modellbewegungen verwendet worden.

simsys

„simsys“ erfüllt mehr oder weniger komfortabel drei Aufgaben: Es bietet

1. eine einfachste Modellersprache, von Oberfläche kann man nicht sprechen, da die Modellstrukturen mittels Dateieditierung und über ASCII-Zeichen bzw. „C“-Codierung erzeugt werden,
2. einen Bewegungsgleichungs- und Codegenerator
3. und eine steuerbare Integrationsumgebung.

„simsys“ läßt die Modellierung offener, verzweigter, über Scharniergelenke verbundener Starrkörperketten in zwei Dimensionen zu. Modellierungs- und Integrationsablauf inklusive Ein- und Ausgabe werden über eine einzige *Steuerdatei* (üblicherweise „simsys.dat“ von den bisherigen Anwendern genannt) kontrolliert, nicht über eine graphische Oberfläche. Das ist wegen der Beschränkung auf zwei Dimensionen und relativ weniger möglicher Modellstrukturen noch praktikabel. Eine Schwarz-Weiß-Graphik auf Basis von X11 zur Strichdarstellung der Starrkörperhebel liest ebenfalls die Steuerdatei und ist auf die von „simsys“ ausgegebene Datenstruktur der errechneten Koordinatenverläufe abgestimmt, sodaß eine einfache Animationsmöglichkeit direkt beim Programmentwurf schon angelegt war.

Außer verschiedener programmglobaler Parameter enthält die Steuerdatei noch die Namen weiterer Dateien, die von verschiedenen „simsys“-Modulen geöffnet und gelesen werden. Deren

Inhalte sind von zwei unterschiedlichen Charakteren. In diesen Eingabedateien werden zum einen Modellierungsanweisungen gelesen, welche zu modellspezifischer „C“-Code-Erzeugung führen. Zum zweiten werden dort Anfangsbedingungen und Parameter von Modellstrukturen beim Simulationsstart gelesen. Die Anweisungen an „simsys“ stehen in einer einfachen Syntax (Beispiele sind im Anhang C zu finden) im Anschluß an vorgegebene *Schlüsselwörter*. Es hat sich als übersichtlich erwiesen, die Modellierungsschlüsselwörter in einer Datei (üblicherweise „defs.dat“) und Anfangsbedingungen bzw. Modellparameter in einer anderen (üblicherweise „data.dat“) zu sammeln.

Beispielsweise wird die Verknüpfungstruktur hinter dem Schlüsselwort „@@GELENKE“ in einer Dreiecksmatrix, deren Zeilen und Spalten die momentan 30 möglichen Körper indizieren, so angegeben, daß eine 1 als Matricelement ein Gelenk zwischen den zwei verknüpften Körpern erzeugt. Ansonsten müssen die Matricelemente mit 0 belegt sein. Eine positive ganze Zahl in der Hauptdiagonale gibt die Anzahl weiterer als Kraftangriffspunkte verwendbarer Hebel auf dem entsprechenden Körper an. Aus dieser Verknüpfungsstruktur (in Abbildung 1.1 als Modelltopologie bezeichnet) folgen eindeutig die Bewegungsgleichungen. Sie werden nach dem in Abschnitt 1.4 besprochenen Formalismus der Lagrangeschen Gleichungen erster Art in eine Funktion in „C“-Code umgesetzt, deren Definition aus den Anforderungen des Integrators folgt und die von ihm aufgerufen wird.

Alle drei in „simsys“ implementierten Integratoren „de“ [135], „rk4“ und „odeint“ [119] erwarten Gleichungen der Form

$$\dot{\vec{Z}} = \vec{F}(\vec{Z}, t) \quad , \quad (1.9)$$

d.h. einen Vektor \vec{F} , der ihnen die Zahlenwerte der ersten Zeitableitung des Zustandsvektors \vec{Z} angibt. Durch numerisches Lösen des Gleichungssystems (1.8) - dafür werden die „LINPACK“-Module „dgefa“ sowie „dgesl“ zur Invertierung der Matrix \mathcal{M} verwendet - an jeder vom Integrator abgefragten Stützstelle sind in \vec{z} die zwei Translations- (\ddot{x}_k, \ddot{y}_k) und eine Winkelbeschleunigung ($\ddot{\phi}_k$) pro Körper im Zweidimensionalen bekannt (also insgesamt $3K$ Beschleunigungen). Dieser Forderung des Integrators nach einer Vektorgleichung erster Ordnung in der Zeit kann leicht durch explizites Hinzufügen der Differentialgleichung für die Geschwindigkeiten im „C“-Code der vom Integrator gerufenen Funktion nachgekommen werden:

$$\dot{\vec{Z}} = \left(\begin{array}{c} \vec{z}(\vec{z}, \dot{\vec{z}}, \vec{H}, \vec{P}, \vec{G}) \\ \dot{\vec{z}} \end{array} \right) \quad . \quad (1.10)$$

Eine Erniedrigung der Ordnung des Systems der Bewegungsgleichungen führt zur Erhöhung der Anzahl der Gleichungen. Die Anzahl der von „simsys“ zu integrierenden mechanischen Bewegungsgleichungen beträgt demnach $6K$.

Durch die Aufforderung an „simsys“, aus der Modellbeschreibung ein lauffähiges Simulationsprogramm zu erzeugen (unter UNIX wird das mittels „make“ bewerkstelligt) erzeugt der Kernmodul von „simsys“ - der Bewegungsgleichungsgenerator „bgg“ - in einem ersten Schritt den „C“-Quellcode des Programms: unter anderem aus der Verknüpfungstruktur die Integratorfunktion \vec{F} . Dort werden alle gewünschten Kraft- oder Momentwechselwirkungen, die durch Angabe von „C“-Code hinter den entsprechenden „simsys“-Schlüsselwörtern (z.B. „@@MOMENTE“, um Gelenkmomente zu modellieren) frei modelliert werden können, an der korrekten Stelle eingefügt. Die systematische Kontrolle der gewünschten Wechselwirkungen \vec{F} auf der rechten Seite des Systems (1.8) wird so ermöglicht. Andere Anforderungen wie die Programmierung einer flexiblen Ausgabe von Daten kann ohne syntaktische Überprüfung durch „simsys“ in Form von „C“-Code in den Quellcode des Simulationsmoduls eingefügt werden. Dieser wird von „simsys“ in der Datei „simuser.hc“ erwartet. Im übrigen sind momentan folgende weitere Strukturen, die zu Erzeugung von Programmcode führen, ebenfalls modellierbar (siehe auch Anhang C):

1. Gelenkanschlagsmomente,
2. Massenpunkte,
3. die Bewegung eines masselosen Punktes in der Form der Gleichung (1.9) (eigene Entwicklung),
4. raumfeste Gelenke,
5. umgelenkte Fadenstrukturen (siehe Abschnitt 3.6.4 und Anhänge C.1.2 bzw. F) (eigene Entwicklung),
6. skalare Parameter.

Die Parameterwerte können, nachdem sie einmal ins Modell eingeführt worden sind, direkt in der Steuerdatei verändert werden, ohne das Programm neu zu erstellen.

Nachdem „bgg“ den gesamten Benutzercode erzeugt hat, muß dieser („make“ sorgt automatisch dafür, wenn „simsys“ korrekt installiert ist) übersetzt und mit anderen Modulen aus der „simsys“-Bibliothek zum lauffähigen Programm (dessen Standardname ist ebenfalls „simsys“) zusammengebunden werden. Die Aufforderung zur Simulation erfolgt durch Programmaufruf mit der Steuerdatei als Argument. Dadurch werden unter anderem Anfangsbedingungen und Parameter der modellierten Strukturen gelesen. Strukturen, die dem Modell beliebig hinzugefügt oder entnommen werden können, ohne eine neue Codeerzeugung zu erfordern, sind:

1. raumfeste Punkte
2. Federn mit fünf wählbaren Parametern der Form $A(l - L_0)^B + Cv^D$, wenn l die Länge der Feder und v ihre Längenänderungsgeschwindigkeit ist. Sie erzeugen Kraft mit einem durch A bestimmten Vorzeichen entlang des Differenzvektors zwischen zwei angebbaren Hebeln oder Punkten.

Die Parameter des Bodens sind in der Steuerdatei direkt anzugeben. Als naheliegende Weiterentwicklung wäre wünschenswert, die Parameter der Wechselwirkung mit dem Boden für jeden Hebel separat manipulieren zu können. Massenpunkte wechselwirken bisher nicht mit dem Boden, eine Erweiterung dahingehend könnte sinnvoll sein. Als erfahrungsgemäß besonders unangenehm empfindet der Benutzer sicherlich die Eingabe aller körperfesten Hebelkoordinaten eines Körpers in *einer Zeile*. Da bei meinem Modell am Rumpf inklusive Gelenke insgesamt 46 Hebel anzugeben waren, war es sehr anstrengend, Fehler bei deren Manipulation zu vermeiden. Modellweiterentwicklungen, die durchaus einmal zum Einfügen von Körpern führen können, mögen sich schwierig gestalten, da die Körper nicht mit Namensbezeichnungen intern verwaltet werden, sondern durch einfache Indizierung. „simsys“ wurde eben vor allem unter dem Aspekt entwickelt, rasch recht einfache Strukturen zweidimensional simulieren zu können und dabei sparsam mit den Rechnerressourcen umzugehen.

Die Ausgabe vordefinierter Datensätze (z.B. die Koordinaten der Körper) erfolgt in binärer Form, wodurch die Daten optimal komprimiert auf der Rechnerplatte liegen. Das Hilfsprogramm „blowup“ konvertiert nach Bedarf in ASCII-Darstellung, sodaß mit üblichen Graphikpaketen (z.B. dem sehr nützlichen „gnuplot“) die Daten problemlos darstellbar sind. Hahn [49] hat eine weitere nützliche „simsys“-Ausgabefunktionalität geschaffen, welche genau die vom Animationsprogramm „tat_animat“ (siehe unten) geforderte Datenstruktur bedient. Damit ist gegenwärtig unter dem Betriebssystem IRIX 5.3 die Animation der mit „simsys“ errechneten Modellbewegungen in komfortabler Weise mittels der „Graphics Library“ von Silicon Graphics möglich.

Integrationsparameter

Die Steuerung der Integration besteht zum einen in der Wahl des Integrators. Ich habe bei allen Simulationen den bewährten und robusten „de“ [135] verwendet. „odeint“ und „rk4“ [119] wurden von mir in die „simsys“-Umgebung eingepaßt, dabei leicht modifiziert (Berücksichtigung einer absoluten *und* relativen Integrationstoleranz durch „odeint“) und darin durch Vergleichsrechnungen gegen „de“ getestet. „odeint“ erwies sich als ebenso tauglich, er scheint aber etwas ineffektiver zu arbeiten, da bei identisch gewählten Toleranzen die benötigte Rechenzeit um den Faktor ≈ 1.5 höher als bei „de“ war. „rk4“ integriert nach dem Runge–Kutta–Verfahren vierter Ordnung und besitzt keine Schrittweitenregelung. Ich habe ihn ebenfalls eingebaut, um in Fällen, in denen „de“ wegen steifer Gleichungen nicht mehr weiterintegrieren wollte, eine Alternative zu besitzen. Dabei ist jedoch Vorsicht geboten, denn es hat sich bisher immer erwiesen, daß Fehlermeldungen des Integrators „zu Recht“ auftreten. Die Ursachen lagen immer bei Modellierungsfehlern oder nicht abgefangenen Eingabefehlern in „simsys“. Die Wahl des Integrators erfolgt durch Vorgabe des Wertes für den Parameter „RungeKutta“ in der Steuerdatei. Eine 0 bedeutet „de“, eine 1 „rk4“ und eine 2 „odeint“.

In der Steuerdatei muß der Modellierer, um alle weiterentwickelten Funktionalitäten am gegenwärtigen Entwicklungsstand von „simsys“ zur Verfügung zu haben, eine „PFileVersion“ mit einem Wert von mindestens 0.2 angeben. Als Integrationsschrittweite hat sich schon in verschiedenen biomechanischen Arbeiten [160, 79] die Wahl von einer Millisekunde als sinnvoll erwiesen, bei Absturzsimulationen aus mehreren Metern Höhe [64] wurde sie wegen des heftigen Aufpralls z.T. zehnmal kleiner gewählt. Allerdings steuert „de“ sowieso intern die nötigen Schrittweiten, die dafür sorgen, daß die ebenfalls vorzugebenden relativen und absoluten Integrationsgenauigkeiten eingehalten werden. Ich habe also in Anlehnung an die zitierten Quellen ebenfalls „IntSchrWeite“ $h = 1.0\text{ms}$, „IntGenauAbs“ $= 10^{-6}$ und „IntGenauRel“ $= 10^{-6}$ verwendet.

„de“ ist noch weitergehend kontrollierbar. Intern ist es möglich, daß beim ersten Extrapolationsschritt bis zum Zehnfachen der vorgegebenen Schrittweite in die Zukunft gerechnet werden kann. „de“ macht dies aus Ökonomiegründen. Wird die Lösung akzeptiert, so gibt der Integrator dem Benutzer die Kontrolle zurück, indem ins aufrufende Programm zurückgesprungen wird, und zwar genau am Zeitpunkt $t_{out} = t_0 + h$, wenn t_0 den Zeitpunkt bezeichnet, an dem der bekannte Zustandsvektor \vec{Z}_0 beim Aufruf übergeben wurde. Der Zustandsvektor \vec{Z}_{out} wird konsistent am Zeitpunkt t_{out} zurückgeliefert, allerdings kann es sein, daß die intern akzeptierte Lösung deutlich weiter in der Zukunft läge. Daher muß „de“ am gewünschten Ausgabezeitpunkt t_{out} die Lösung interpolieren. Die Interpolation wird verhindert, wenn der Benutzer das Vorzeichen des Integrationsflags in der Parameterklammer von „de“ negativ wählt, da „de“ dadurch verboten wird, intern weiter als t_{out} zu rechnen. Ich habe die Interpolation unterdrückt, erfahrungsgemäß war die Rechnung dadurch bei meiner Anwendung nicht weniger ökonomisch. Dazu muß in der Steuerdatei „IntLimit“ auf einen Wert kleiner als 0 gesetzt werden.

Die einzige durchgeführte Manipulation am Code von „de“ war das Ändern der maximalen Anzahl integrierbarer Gleichungen. Gegenwärtig sind 500 zugelassen. Vor der Installation auf einer definierten Rechnerplattform muß im Code von „de“ das Vierfache der kleinsten von 0.0 unterscheidbaren Zahl „FOURU“ eingesetzt werden, die vom eingesetzten Compiler abhängt. Sie wird mit dem in den „de“-Modul integrierten Programm „machin“ berechnet und ergab sich zu 8.881784^{-16} auf einem Silicon Graphics Rechner mit R4000–Prozessor.

1.5.2 Animationsprogramme

Ich habe zwei Animationsprogramme selber entwickelt und beim Modellentwurf, zur Kontrolle der Umlenkung der Fadenstrukturen, zur Beurteilung der errechneten Modelltrajektorien und zur

Herstellung von Videosequenzen verwendet. Sie wurden unter Nutzung der „Graphics Library“ (GL) auf Rechnern der Firma Silicon Graphics geschrieben.

simpgraph

Die zweidimensionale Strichgraphik „simpgraph“ (vergleiche Abbildungen 3.28 und 3.29) liest die Koordinaten der darzustellenden Objekte vor jedem neuen Bildaufbau direkt aus Dateien und braucht daher praktisch keinen Hauptspeicher. Sie animiert dadurch nur lokal an der Konsole der home-Maschine ruckfrei. Die Darstellungsgeschwindigkeit ist nicht steuerbar, die Animation kann nur angehalten und gestartet werden bzw. es ist schrittweise Einzelbilddarstellung möglich. Interaktion geschieht ausschließlich über die Tastatur. Elementare Betrachtungstransformationen wie das Verschieben des Objektes im Fenster oder Distanzänderungen sind möglich. Ebenso kann durch Tastensteuerung während der Animation sozusagen von Hand die Kamera mitgezogen werden, was nützlich ist bei der Verfolgung des gehenden Modells mit kurzer Betrachtungsdistanz.

Vier Modellaspekte werden dargestellt. Zur Unterscheidung werden Farben genutzt. Der Hintergrund ist wählbar weiß oder schwarz. Zum einen werden, um eine Vorstellung der Modellgeometrie zu gewinnen, Verbindungsstriche vom Schwerpunkt eines jeden Körpers zu seinen Hebelendpunkten gezeichnet. Zum zweiten werden die aktuellen Verlaufslinien der die Muskeln modellierenden Fadenstrukturen dargestellt. Als drittes werden diesen Fäden überlagert die momentanen Kraftvektoren in den Fäden mit einem einstellbaren Skalierungsfaktor wiedergegeben. Als viertes werden die Zwangskräfte in den Gelenken und die Vektoren der Bodenkräfte an Ferse, Ballen und Zehe unter beiden Füßen abgebildet. Der Kraftvektor mit dem größten Betrag bei Integrationsstart wird mit besonderer Farbe gekennzeichnet und sein aktueller Betrag in Newton an jedem dargestellten Zeitpunkt als Zahlenwert ins Graphikfenster eingeblendet. Alle anderen Kraftvektoren sind relativ zum ausgezeichneten korrekt skaliert, wodurch man einen guten Überblick über die Kräfteverteilung im ganzen Modell bekommt. Der zweite dargestellte Zahlenwert ist die Zeit. Die letzten drei Aspekte können wahlweise ein- oder ausgeblendet werden.

Die Effektivität dieser Graphik war sowohl bei der Modellierung der Muskelstrukturen als auch zur Gewinnung eines komprimierten Überblicks über die errechnete Modellbewegung sehr hoch. Sie war das wichtigste Arbeitswerkzeug, um rasch Entscheidungen über Erfolg oder Mißerfolg schon während einer Simulationsrechnung treffen zu können, da sie auf alle bereits in die Ausgabedateien geschriebenen Datensätze direkt zugreifen konnte. Außerdem ist sie flexibel genug, eine beliebige Anzahl modellierter Strukturen darzustellen, da sie nicht auf ein spezielles Modell abgestimmt ist. Mittlerweile existiert auch eine Version, die auf Open-GL aufbaut und unter dem Betriebssystem Linux läuft.

Der Nachteil liegt darin, daß die Ausgabe im „simpgraph“-Format momentan noch nicht von „simsys“ als Standard angeboten wird, sondern daß der „simsys“-Nutzer sich für jedes seiner Modelle selbst eine Ausgabe zur Nutzung von „simpgraph“ schreiben muß. „simpgraph“ hat jedoch eine solch einfache Eingabestruktur, daß es bei Analyse des Quellcodes der Einleseroutine nicht schwer fällt, für die entsprechende Datenstruktur der zu animierenden Sequenz zu sorgen.

tat_animat

Obwohl der Arbeitsaufwand zur Erstellung eines flexiblen dreidimensionalen Graphikprogramms ungleich höher ist als der für ein zweidimensionales wie „simpgraph“, soll an dieser Stelle keine seitenlange Benutzungsanweisung der Graphik „tat_animat“ folgen. Eine solche existiert in der ausführlichen Form einer Datei namens „README“. Der eigentliche Nutzen von „tat_animat“ kann größtenteils erst bei dreidimensionaler Modellierung zur Geltung kommen. Allerdings hat es auch im Rahmen meiner Arbeit zwei wichtige Funktionen erfüllt.

Zum einen ist „tat_animat“ effektiv einsetzbar bei der Erstellung von Demonstrationsvideos auch von eigentlich zweidimensionalen Objekten (siehe Abbildung 2.1). Der zweite Punkt ist ein wichtiger zur qualitativen Beurteilung einer errechneten Simulationssequenz im Hinblick auf die Natürlichkeit des Bewegungseindrucks. Dieser Punkt ist nicht zu unterschätzen, wenn das Ziel in der Synthese biologisch valider Bewegung besteht. Der Benutzer von „tat_animat“ kann nämlich die Darstellungsgeschwindigkeit im Rahmen der zur Verfügung gestellten Zeitauflösung der Simulationsdaten beliebig variieren. Er kann „tat_animat“ einen Wunsch-Geschwindigkeitsfaktor gegenüber Echtzeitdarstellung vorgeben, woraufhin das Programm versucht, natürlich immer begrenzt von den graphischen Fähigkeiten und der momentanen Belastungssituation der Workstation, die entsprechende Darstellungsgeschwindigkeit einzustellen. Darüber hinaus mißt „tat_animat“ die Einhaltung dieses Wunschfaktors und blendet den Quotienten von tatsächlichem zu gewünschtem Faktor im Graphikfenster ein.

Da Simulation und Animation bzw. allgemein graphische Darstellung a priori zwei völlig unabhängige Abläufe darstellen, macht es Sinn, spezielle Programme, die die eine oder die andere Aufgabe erfüllen, je nach Anforderung spezifisch optimiert zu entwickeln und den Datenaustausch über definierte Schnittstellen zu leiten. Da die Eingabedatenstruktur von „tat_animat“ Flexibilität gegenüber der Anzahl der darzustellenden Objekte aufweist, ist es ebenso brauchbar bei der Animation gemessener Bewegungsabläufe.

Im übrigen ist „tat_animat“ nicht entwickelt worden, beliebige Oberflächen darstellen zu können. Das Programm berechnet jedoch aus den Hauptträgheitsmomenten je nach Entartung eine Kugel, einen Zylinder oder ein Rechteck als Graphikprimitiv zur Repräsentation der Masse eines Körpers, welches dann entsprechend der Hauptachsen ausgerichtet mit Symmetriezentrum an den Ort des Schwerpunkts gezeichnet wird. Es wird wahlweise transparent dargestellt. Das Verhältnis der Volumina der Primitive entspricht dem Massenverhältnis der Körper zueinander, die Primitive sind durch einen interaktiv veränderbaren Faktor gemeinsam skalierbar. Der Sinn liegt darin, daß allein die physikalischen Parameter visualisiert werden, wodurch nicht mehr Information dargestellt ist, als solche, die die Bewegungen bestimmt. Denn Wechselwirkungen finden in einem MKS zwischen Hebeln und nicht zwischen Oberflächen statt. Zudem ist die Anzahl der darzustellenden Polygone dadurch stark minimierbar. Der Biomechaniker bekommt durch die Primitive einen Eindruck von der Massenverteilung innerhalb des MKS. Die modellierten Starrkörperhebel werden durch Dreibeine dargestellt, Gelenke durch Kugeln mit eindeutiger Farbzueordnung, Muskeln und Kraftwechselwirkungen durch Linien. Der Benutzer kann wählen, ob er zur Angabe einer Körperorientierung Elementardrehungen oder Drehmatrizen verwendet und „tat_animat“ übergibt.

Kapitel 2

Das passive mechanische Menschmodell

Dieses Kapitel beschreibt die Parametrisierung des *passiven* mechanischen Anteils am biomechanischen Modell einschließlich aller wirkenden äußeren Kräfte. Unter dem *aktiven* Anteil des Modells werden diejenigen Strukturen verstanden, mittels derer die inneren Kräfte durch *körperinterne* Parameter (d.h. durch das Nervensystem) manipulierbar sind, und durch die die Gesamtbewegung des Modells steuerbar wird: die Muskeln. Die Modellierung der Muskelaktuatoren zur Umsetzung nervöser Steuersignale in mechanische, auf das Skelett wirkende Kräfte findet sich im Kapitel 3. Algorithmen zur Bereitstellung der Steuersignale und die dahinterstehenden neurophysiologischen Modellvorstellungen sind dem Kapitel 4 zu entnehmen.

Das Modell wurde zweidimensional in der Sagittalebene erstellt. Im vorliegenden Kapitel finden sich vollständig dessen geometrische Eigenschaften, sowie die Strukturen, die zur Einleitung aller äußeren Kräfte zu modellieren waren. Abschnitt 2.1 beinhaltet die anthropometrischen Daten, die die Massenverteilung und Längenausdehnung bestimmen. Der Abschnitt 2.2 beschreibt ein dreisegmentiges zweidimensionales Fußmodell, durch das bei Vorgabe der Geometrie die Massenverteilung berechnet sowie die Längswölbung modelliert werden kann. Abschnitt 2.3 erklärt die Modellierung der Wechselwirkung des Körpers mit der Außenwelt mittels Parametrisierung der Bodenreaktionskräfte, welche an Angriffspunkten des Fußmodells eingeleitet werden. Schließlich gibt der Abschnitt 2.4 eine Übersicht über alle zusätzlich implementierten (d.h. den Muskelmomenten überlagerten) inneren Momente.

2.1 Anthropometrie

Nach der Festlegung auf ein mechanisches Starrkörpermodell bestand der erste Modellierungsschritt in der Festlegung der Anzahl der nötigen Gelenke und Segmente. Dabei erfolgte die Orientierung daran, welche geometrischen Freiheiten dem Modell gelassen werden sollen bzw. welche Massenverschiebungen (Trägheitskräfte) a priori als wichtig im Hinblick auf die zu simulierende Bewegung erscheinen. In einer offenen, verzweigten kinematischen Kette wächst die Anzahl der Freiheitsgrade mit der Anzahl der Kettenglieder. Aus dem Bestreben, sowohl aus rechentechnischer Sicht die Anzahl der arithmetischen Operationen als auch unter dem Aspekt der Kontrolle über das Modell die Anzahl der Freiheitsgrade so gering wie möglich zu halten, erwächst für den Modellierer ein Minimierungsgrundsatz hinsichtlich der Anzahl der Segmente.

Dem steht die Notwendigkeit gegenüber, elementare Bewegungsmöglichkeiten zu erhalten. Als Beispiel für letzteres sei neben der Rotationsfähigkeit des Beins gegen den Rumpf (Hüfte) die Abwinkelungsfähigkeit eines Beins im Knie genannt, ohne die die Hüfte des Schwungbeins gegenüber der des Standbeins angehoben werden müßte, um das Durchschwingen zu ermöglichen. Beim Gang eines gesunden Menschen wird gerade das Gegenteil beobachtet [76, 88, 129] und dies

ist nur durch Kniewinkelung möglich.

Ein zweites Beispiel ist die Einführung eines Fußes zur Kontrolle des Standes (als definierter Anfangsbedingung für den Gang), um auf den Boden nicht nur eine Kraft zur Erhaltung der Körperschwerpunkthöhe ausüben zu können, sondern der Instabilität durch Kipprotation ohne Auflösung des ständigen Bodenkontakts ein Moment entgegengesetzt zu können. Zudem ist er elementar wichtig bei der Erzeugung des Vortriebs durch ein kräftiges streckendes Sprunggelenksmoment in der hinteren Stützphase. Aus dem Gesagten ergibt sich als Mindestanforderung an das mechanische Menschmodell zusätzlich zur großen Rumpfmasse die Vorgabe von zwei Beinen mit jeweils einem Oberschenkel, einem Unterschenkel und einem gelenkig an den Unterschenkel gebundenen Fuß inklusive Ferse und Ballen. Die weiteren Anforderungen an den Modellfuß werden im Abschnitt 2.2 formuliert. Das hier vorweggenommene Ergebnis der Überlegungen ist ein dreisegmentiger Fuß.

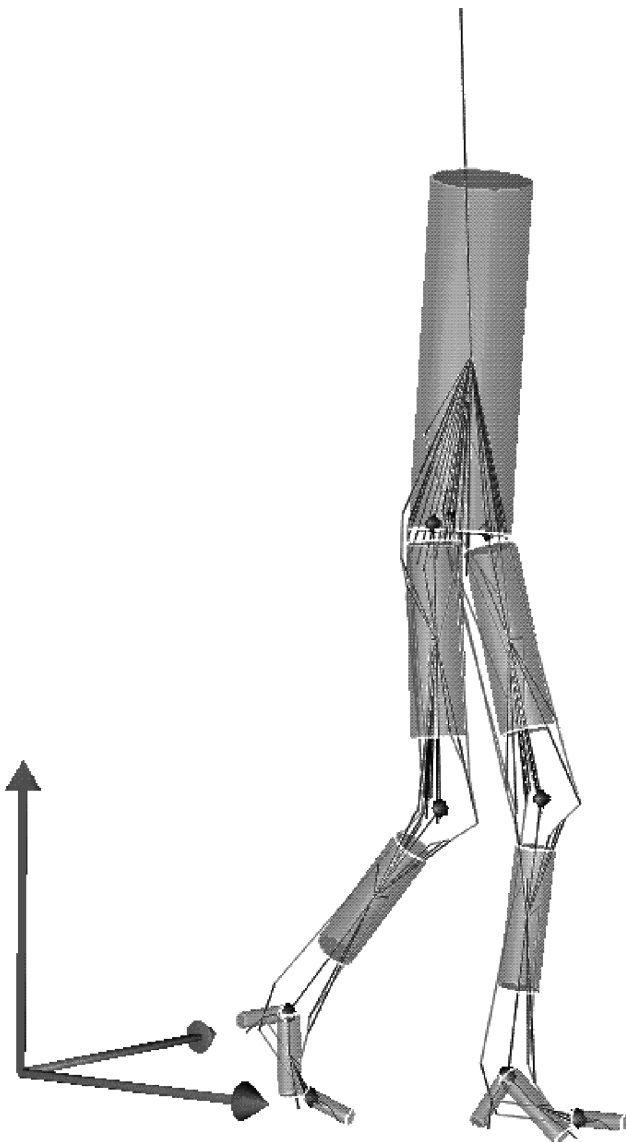


Abbildung 2.1: *Das Modell in dreidimensionaler Darstellung*

Arme wurden nicht als eigenständige Segmente modelliert, da ein Gehen mit angelegten Armen problemlos möglich ist und meine Arbeit sich auf die Untersuchung der prinzipiellen Antriebssteuerung durch die Beine beschränken sollte. Bei der Konzentration auf dieses Ziel erscheint die Hinzunahme gelenkig an den Rumpf gebundener Arme erst dann wichtig, wenn der

Schwerpunkt auf der Frage nach der Strategie der Rumpfstabilisierung beim Gehen läge, bzw. wenn mit dem hier verwendeten Modell eine Rumpfstabilisierung ohne Arme sich als unmöglich erweisen sollte. Die Kontrolle der Rumpfschwingung gelang jedoch auch unter Vernachlässigung von Armsegmenten (siehe Abschnitt 5.1.1). Die Massen der Arme wurden im Rumpfsegment aber berücksichtigt.

Das Modell besteht somit aus einer offenen, an den Enden verzweigten kinematischen Kette von elf mittels Scharniergelenken verbundener Starrkörper (siehe Abbildung 2.1), deren mittleres Glied der Rumpf bildet. Die Gelenkverknüpfungen sind zwischen Rumpf, Oberschenkel, Unterschenkel und dem Mittelfuß, an dem eine Verzweigung zu Ferse bzw. Zehe existiert, angelegt. Die Massen, Trägheitsmomente in der Sagittalebene, Segmentlängen zwischen zwei Gelenkpunkten und Schwerpunktlagen der Segmente wurden aus von der NASA [97] bestimmten Regressionsformeln errechnet. Zu diesem Zweck steht das Programm „calcman“ [49] zur Verfügung, das als Eingabe

- Geschlecht: männlich
- Körpergröße: 1.83 m
- Gesamtmasse: 70 kg

erhielt und das den Satz anthropometrischer Daten in Tabelle 2.1 lieferte, die allen Simulationen innerhalb dieser Arbeit zugrunde liegen. „calcman“ verwendet die Näherungsannahme, daß bei den Gliedern Oberschenkel und Unterschenkel die Schwerpunkt auf der Verbindungslinie des proximalen und distalen Gelenkpunktes des jeweiligen Segments liegen. Die Parameter der weiteren Segmentierung des Fußes sind im Abschnitt 2.2 aufgelistet.

<i>Segment (Referenzsystem)</i>	<i>Masse</i>	<i>Trägheits- moment</i>	<i>Länge</i>	<i>Schwerpunkt- koordinaten</i>	
				<i>x [m]</i>	<i>y [m]</i>
	[kg]	[kgm ²]	[m]		
Rumpf (H)	47.45	2.55	0.848	0.0	0.277
Oberschenkel (H)	7.26	0.13	0.447	0.0	-0.183
Unterschenkel (K)	3.06	0.041	0.449	0.0	-0.193
Fuß (S)	0.97	0.0041	0.086	0.053	-0.047

Tabelle 2.1: *Anthropometrische Daten – „Referenzsystem“ gibt an, in welchem Gelenkpunkt der Ursprung des Referenzkoordinatensystems (vergleiche Abbildung 2.2) sitzt: H steht für Hüfte, K für Knie und S für Sprunggelenk; Länge bedeutet beim Fuß Höhe des Sprunggelenks über Boden, wenn Ballen und Ferse Boden berühren*

Bei der Modellierung eines Starrkörpers ist es nötig, auf jedem Körper ein ausgezeichnetes Koordinatensystem (in der Konvention des „calcman“ sitzt dessen Ursprung in einem Gelenkpunkt) festzulegen, relativ zu dem die Lagen aller weiteren Koordinatensysteme auf diesem Körper beschreibbar sind. Man nennt dies das Referenzkoordinatensystem des Körpers. In der Tabelle 2.1 ist festgehalten, in welchem Gelenkpunkt der Ursprung des jeweiligen Referenzkoordinatensystems des Segments liegt und wo der Schwerpunkt sich relativ dazu befindet.

Auf Ober- und Unterschenkel definiert die Verbindungslinie zwischen jeweils proximalem und distalem Gelenkpunkt eine natürliche Vorzugsrichtung auf dem Segment. Generell gilt für die Orientierung der Referenzkoordinatensysteme (siehe Abbildung 2.2) auf dem Körper, daß ihre x-Achse nach ventral und ihre y-Achse nach proximal parallel zur Vorzugsrichtung gerichtet ist. Die Vorzugsrichtung (y-Achse) des Rumpfes wird hier hingegen aus dem Hüftgelenksdrehpunkt

und der Schwerpunktlage festgelegt. Für die drei Segmente Rumpf, Ober- und Unterschenkel liegen die Schwerpunkte somit auf ihrer körperfesten y-Achse, während sich für den Fuß eine solche Vorzugsrichtung schwerer festlegen läßt. Am ehesten erscheint die Linie vom Fersen- zum Ballenkraftangriffspunkt auf einem einsegmentigen Fuß dafür geeignet, d.h. in der Definition der Abbildung 2.2 seine körperfeste x-Achse.

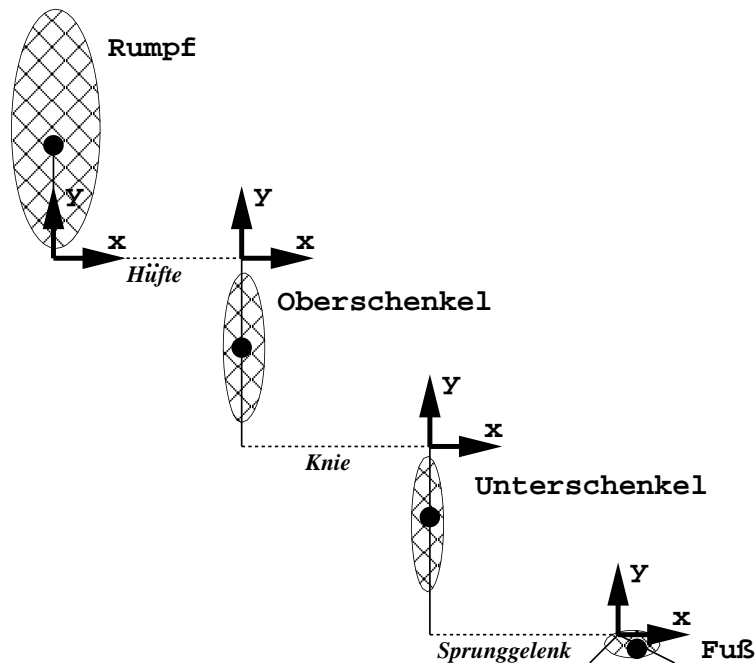


Abbildung 2.2: Zweibeine veranschaulichen Ursprung und Orientierung der Referenzkoordinatensysteme; schwarze Punkte stehen für die Schwerpunkte der Körper, deren Massenverteilung stilisiert durch die Ellipsen dargestellt ist

Die rechte und die linke Extremität wurden im übrigen identisch modelliert. Einen Eindruck von der Massenverteilung des Gesamtmodells erhält man, indem man ein dreidimensionales Abbild des Modells derart erstellt, daß die Volumina der gezeichneten Ersatzprimitive proportional zur Masse skalieren. Die Zeichnung 2.1 zeigt das Modell mit der in der Tabelle 2.1 aufgelisteten Massenverteilung.

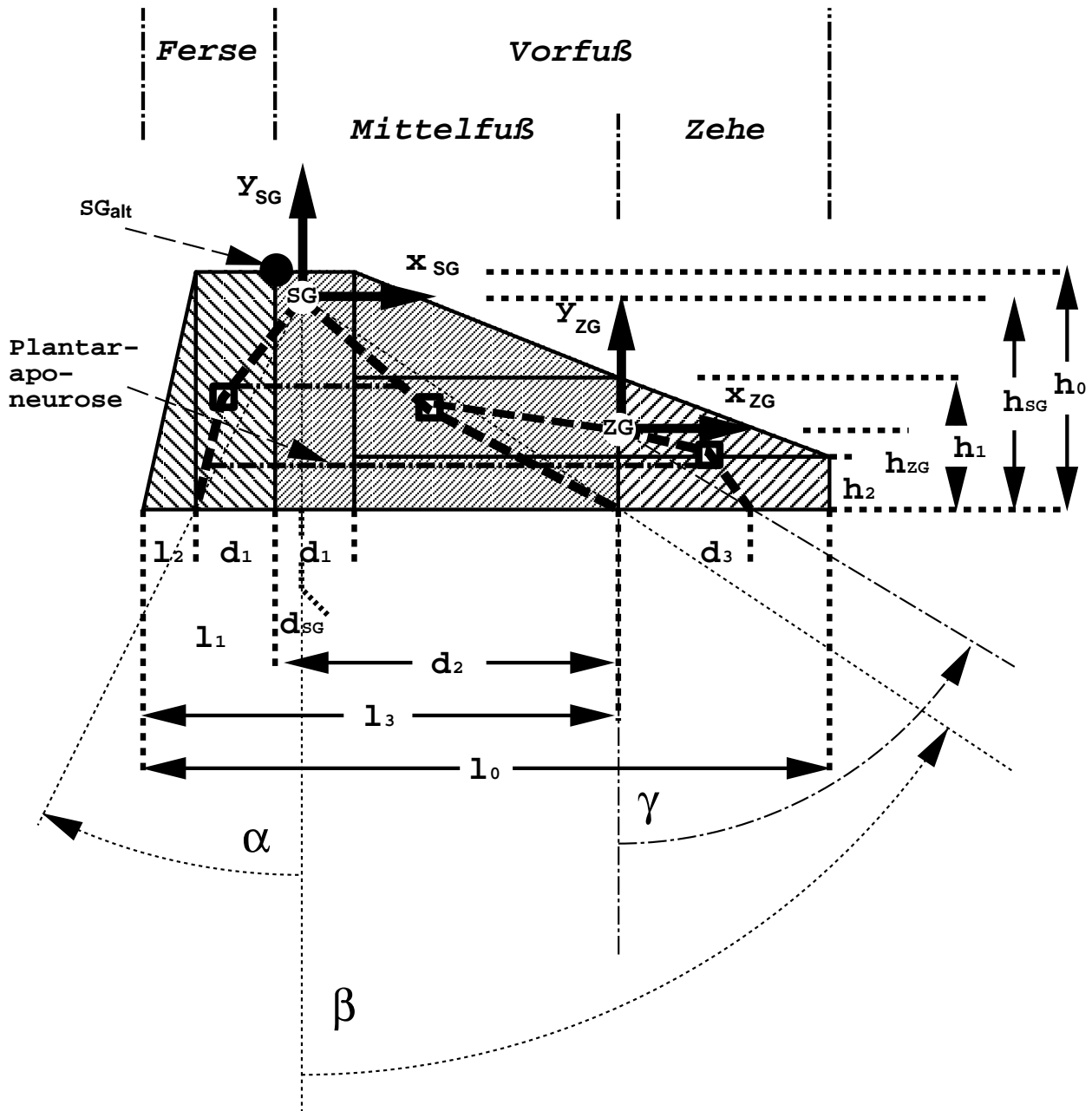


Abbildung 2.3: Das zweidimensionale dreisegmentige Fußmodell; $h_0/l_0 = 9/26$; weiße Punkte stellen Sprung- und Zehengelenk dar, schwarzer Punkt ist ursprüngliche Sprunggelenkslage nach Hahn (siehe Text); kleine Quadrate deuten Lagen der Schwerpunkte von Ferse, Mittelfuß und Zehe an, Referenzkoordinatensysteme liegen in Drehpunkten des Sprunggelenks und des Zehengelenks (siehe Text); stark gestrichelte Linien verbinden Schwerpunkte mit jeweils zugehörigen Gelenken und Kraftangriffspunkten eines Segments

2.2 Der Fuß

Das bis dato komplexeste Modell des menschlichen Fußes stammt von Morlock [95, 96]. Ziel seiner Arbeit war es, ein Modell zu entwickeln, das es erlaubt, die in den Gelenkverbindungen übertragenen Kräfte nicht nur für eine spezielle Bewegung bestimmen zu können. Das Modell mußte demnach dreidimensional angelegt sein. Er verglich mehrere Modellvarianten, deren Anzahl an zugelassenen Freiheitsgraden zwischen eins und 18 variierte. Die Variante mit sechs Freiheitsgraden lieferte die besten Ergebnisse. Als Eingabedaten benötigt sein Modell die anatomischen Daten eines dem Fuß der Testperson ähnlichen Leichenfußes (entnommen einer Datenbank, die die Daten verschiedener sezierter Füße speichert), Parameter eines Muskelmodells, sowie Koordinaten-, Bodenreaktionskraft- und Druckverteilungsmessung der untersuchten Bewegung. Außerdem stellte Morlock ausführlich die Fußanatomie und die bekannte Literatur zur Fußmodellierung dar.

Scott und Winter [131] hatten einen ähnlichen (dreidimensionalen) Zugang mit acht Freiheitsgraden, wobei sie die aufwendige Datenerhebung durch Leichensektion für ihr Modell dadurch vermieden, daß sie Daten des Kraft-Deformation-Zusammenhangs des Fettgewebes unter dem Fuß als Modellinput verwendeten. Procter und Paul [120] hatten davor ein Modell vorgestellt, mit dem sie ebenfalls Gelenkkräfte bestimmen konnten, es beinhaltete allerdings nur zwei Gelenkachsen, die des oberen und des unteren Sprunggelenks. Auf eine etwas andere Fragestellung konzentrierten sich Salathe und Arrangio [127], deren Ziel darin bestand die Belastung der Mittelfußknochen durch Biegung zu bestimmen.

Alle bis hierher erwähnten Fußmodelle dienten in einem invers-dynamischen Zugang der Frage nach den inneren Kräften, also der mechanischen Belastung des Fußes in einer vorgegebenen Bewegung. Sie konzentrierten sich auf diesen Teil des Körpers bei Vorgabe von kinetischen und kinematischen Randbedingungen zwischen Fußsohle und oberem Sprunggelenk. Bei der Frage der Simulation der Gesamtbewegung des menschlichen Körpers trat bei verschiedenen Autoren (Gang: [132, 133, 172, 92, 93, 106, 108, 166]; Lauf: [36]; Weitsprung: [57]; Standhochsprung: [111, 151, 160, 140]) die Frage der Belastungen im Fuß zurück. Dessen Modellierung beschränkte sich dort (zweidimensional) auf einen masselosen Fuß oder einen Starrkörper mit jeweils höchstens 2 Kontaktpunkten zum Boden, je nachdem ob in der betrachteten Bewegungsphase Ferse und/oder Ballen Kontakt hatten. Eine Ausnahme bildete nur Denoth [26, 27], der einen Vergleich zwischen zwei- und dreidimensionaler Simulation eines Fußaufpralls auf dem Boden vorstellte. Zajac stellt zumindest für den Standhochsprung fest, daß zum besseren Verständnis des Bewegungstimmings die Energiespeicherfähigkeit eine deutliche Rolle [175] spiele.

Eine Darstellung der bis dorthin gewonnen experimentellen Ergebnisse [60] und erste Modellvorstellung [61, 62] des menschlichen Fußes erarbeitete Hicks. Da sich die anatomische Forschung im wesentlichen auf zwei Methoden, die vergleichende (z.B. [158]) und die experimentelle (Leichenexperimente, z.B. [85, 69]), stützt, war diese Einführung eines physikalischen Modells ein wichtiger Schritt, das angesammelte Wissen der Anatomie auch anderen Disziplinen zur Verfügung zu stellen. Zuerst gab Hicks einen Überblick [60] über alle funktional unterscheidbaren gelenkigen Verbindungen der Fußknochen, mit dem Resumé, daß jede einzeln in guter Näherung als Scharniergelenk wirkt. Dann konzentrierte er sich auf die Quantifizierung [61] der Kopplung der Höhe der Fußlängswölbung an die Zehenbewegung durch die Plantaraponeurose (siehe die Abbildungen 2.3 und 2.4). Schließlich wurden von ihm zwei unterschiedliche Mechanismen zur Aufnahme des Körpergewichts durch diese Wölbung [62] herausgearbeitet.

Zum einen ist dies die Tragfähigkeit des Wölbungsbogens der Knochen im Sinne eines gebogenen Balkens, bei dem der Tendenz zur Spreizung der aufliegenden Enden (Ferse und Ballen) im Belastungsfall eine Spannungsverteilung über seinen Querschnitt entgegenwirkt. Dieser Balkenmechanismus trägt (notfalls) das Körpergewicht allein, wenn die kräftige, sehnige Plantaraponeurose durchtrennt wäre, die die Last mittels eines zweiten Mechanismus aufnimmt. In jenem

zweiten bilden dabei Fußknochen und Plantaraponeurose eine als Hängewerk bezeichnete Struktur. Die Plantaraponeurose verspannt dort die knöchernen Auflagepunkte der Fußwölbung und wird auf Zug belastet, wenn das Körpergewicht auf dem Wölbungsbogen lastet. Hicks stellte fest, daß beide Mechanismen im normalen Stand zur Aufrechterhaltung der Längswölbung beitragen. Er folgerte dies aus der Tatsache, daß die (an Leichen) gemessene Spannung in der Aponeurose nur zwei Drittel desjenigen theoretischen Werts erreicht, der aufgrund der Hebelverhältnisse zu erwarten ist, wenn die Aponeurose den vollen Betrag des zur Erhaltung der Fußstatik nötigen Biegemoments aufbrächte. Ein Drittel, so schloß Hicks müsse also durch die „Balkenbiegung“ der Mittelfußknochen erzeugt werden. Die Stärke jeweils nur einer dieser beiden Strukturen ist jedoch ausreichend, um die Fußstruktur im Stand mit aufliegender Ferse zu erhalten.

Zusammenfassend besteht für den Modellfuß die Notwendigkeit, je einen Kraftangriffspunkt am Ballen und an der Ferse aufzuweisen und im Sprunggelenk (SG) gelenkig an den Unterschenkel gebunden zu sein. Elastische Energiespeicherung im Fuß wurde in der Literatur bereits als wichtiges Element der zeitlichen Abstimmung von Segmentbewegungen (zumindest für Sprünge aus dem Stand [175]) erkannt. Die Realisierung dieser Eigenschaft erfordert die Unterteilung des Segmentes Fuß in die zwei gelenkig verbundenen Segmente der Ferse und des Vorfußes. Das zugehörige Gelenk soll als Wölbungsgelenk (WG) bezeichnet werden. Die Modellumsetzung der von Hicks als wichtigster Bandstruktur des Fußes identifizierten Plantaraponeurose (siehe Abbildung 2.4) erzwingt die nochmalige Zweiteilung des Vorfußes in ein Zehen- und ein Mittelfußsegment, welche im Zehengelenk (ZG) gelenkig verbunden sind.

Zunächst folgt im Abschnitt 2.2.1 die Festlegung der Referenzkoordinatensysteme der Segmente sowie der Massenverteilung des dreisegmentigen zweidimensionalen Modellfußes. Im Abschnitt 2.2.2 wird dann genauer auf die Modellierung der Plantaraponeurose eingegangen. Im Abschnitt 5.1.5 wird im übrigen gezeigt, daß auch beim Gehen die beiden modellierten Fußbänder (Fußmodell: siehe Abschnitt 2.2 insbesondere Abbildung 2.3) diejenigen ligamentären Strukturen sind, die über den ganzen Gangzyklus den größten Betrag mechanischer Energie speichern, einen größeren als alle Sehnen und passiven Muskelbindegewebsstrukturen.

2.2.1 Fußsegmentierung und Massenverteilung

Aus NASA-Studien [97] sind als anthropometrische Daten des Fußes dessen drei Hauptträgheitsmomente $\theta_{NASA\ x,y,z}$, seine Masse m_{NASA} , seine Länge l_0 (Fersenende bis Spitze der längsten Zehe) und seine Höhe h_0 (Boden bis Dorsum) über statistische Erhebungen an weißen Nordamerikanern bekannt. Diese Daten lassen somit zusätzlich zur Modellierung eines Teils der Fußgeometrie und der Lastverteilung nach Hicks (siehe Abschnitt 2.2.2) auch die Modellierung der Trägheitseigenschaften des Fußes zu. Um davon ausgehend eine gewünschte Untersegmentierung in Vorfuß und Rückfuß vornehmen zu können, entwickelte Hahn [49, 50] ein zweisegmentiges geometrisches Fußmodell für die Sagittalebene. Er näherte die Projektion der Fußgestalt in die Sagittalebene durch eine aus Recht- und Dreiecken zusammengesetzte Fläche an. Unter der Voraussetzung einer homogenen Massenverteilung mit der Flächendichte $\rho = m_{NASA}/A$, wobei A die Gesamtfläche des in Abbildung 2.3 dargestellten generischen Modells ist, konnte er die Gesamtmasse proportional zur Segmentfläche A_i auf sein Fersen- und Vorfußsegment (Segmentindex i) verteilen: $m_i = m_{NASA} \frac{A_i}{A}$. Weitere Annahmen waren:

- Das (obere) Sprunggelenk als Drehpunkt zwischen Unterschenkel und Fuß liegt auf der Segmentgrenze zwischen Ferse und Mittelfuß an der proximalen Begrenzung des Fußes (SG_{alt} in Zeichnung 2.3).
- Ein unteres Sprunggelenk wird nicht modelliert; dortige Bewegungen führen aus der Sagittalebene heraus, da seine Achse ungefähr vom distal-lateralen Fersenende schräg aufwärts

nach ventral-medial durch das Zentrum des Taluskopfes verläuft. Die Hinzunahme diese Gelenks wird wichtig für die dreidimensionale Modellierung menschlicher Bewegung.

- Sein Modell besitzt je einen Kraftangriffspunkt für die Bodenreaktionskraft an Ferse und Vorfuß.
- Das „Biegegelenk“ WG zwischen Ferse und Vorfuß ist eine Ersatzkonstruktion und wird ebenfalls an den Ort des Sprunggelenks gelegt.
- Das generische Fußmodell besitzt ein Verhältnis von 9/26 zwischen Fußhöhe und Fußlänge.
- Alle Höhemaße h_i skalieren mit dem Faktor $\hat{h}_0=h_0/9$, alle Längenmaße l_i und d_i mit $\hat{l}_0=l_0/26$, wobei l_0 und h_0 in cm anzugeben sind.

Die weiteren Modifikationen wurden von mir hinzugefügt:

- Der Vorfuß unterteilt sich in Mittelfuß und Zehe.
- Senkrecht über dem Vorfuß(Ballen)-kraftangriffspunkt liegt das zusätzliche Zehengelenk in einer Höhe h_{ZG} .
- Ein dritter Kraftangriffspunkt - auf dem Zehensegment - wird eingefügt, d_3 vor dem Ballen.
- Die Sprunggelenksachse schneidet die Sagittalebene nicht am oberen Rand der Fußmassen (Talusdach, ungefähr in der Höhe der größten Breite der Malleolen), sondern nach distal (um \hat{h}_0) und ventral (um \hat{l}_0) verschoben, d.h. im Talus [60]. Die zugehörigen Parameter sind h_{SG} und d_{SG} .

Zur Festlegung der Referenzkoordinatensysteme der Untersegmente des Fußes denkt man sich den einsegmentigen Fuß in drei Teile zerschnitten wie in Abbildung 2.3 durch unterschiedliche Schraffur angedeutet. Dann legt man fest, daß das Referenzsystem des Mittelfußes im oberen Sprunggelenk des einsegmentigen Fußes liegen soll und das Referenzsystem der Ferse im Wölbungsgelenk, wobei beide Gelenke bezüglich Mittelfuß am gleichen Ort liegend angenommen wurden. Zusätzlich nimmt man an, daß die x-Achsen beider Referenzsysteme parallel zur Verbindungslinie des Ballen- und Fersenkontaktpunktes liegen, wenn der Winkel im Wölbungsgelenk $\alpha + \beta$ (siehe Abbildung 2.3) beträgt. Das bedeutet, daß es beim Modellierungsvorgang eines komplizierten anatomischen Objekts sinnvoll und hilfreich sein kann, sich *zuerst* eine Segmentanordnung (Referenzkonfiguration) zu denken und mit deren Hilfe *danach* erst die körperfesten Referenzkoordinatensysteme zu definieren. Analog wird bei der Festlegung des Referenzsystems der Zehe verfahren, das seinen Ursprung im Drehpunkt des Zehengelenks haben und so orientiert sein soll, daß es nicht rotiert gegenüber dem Referenzsystem des Mittelfußes zu liegen kommt, wenn der Winkel im Zehengelenk γ beträgt.

Damit ist die Geometrie des Fußmodells eindeutig festgelegt und die Teilkörpermassen und -trägheitsmomente sowie die Lagen der Teilkörperschwerpunkte und Kraftangriffspunkte lassen sich unter Annahme einer homogenen Massenverteilung und folgender Längenparameter berechnen:

Parameter	l_0	l_2	d_1	d_2	d_3	h_0	h_1	h_2	d_{SG}	h_{SG}	h_{ZG}
Einheit	[\hat{l}_0]					[\hat{h}_0]			[\hat{l}_0]	[\hat{h}_0]	[\hat{h}_0]
Wert	26	2	3	13	5	9	5	2	1	8	3

Tabelle 2.2: Parameter des geometrischen Fußmodells (siehe Abbildung 2.3)

Die Berechnung der Lagen der Segmentmassen, -schwerpunkte und -trägheitsmomente soll hier nicht näher ausgeführt werden und ist dem Anhang **D** zu entnehmen. Die Ergebnisse für das Modell mit den im Abschnitt 2.1 angegebenen anthropometrischen Daten sind in Tabelle 2.3 aufgelistet.

Segment (Referenzsystem)	Masse	Trägheitsmoment	Länge	Winkel	Schwerpunkt- koordinaten		Kontaktpunkt- koordinaten	
	[kg]	[kgm ²]	[m]	[°]	x [m]	y [m]	x [m]	y [m]
Fuß (S)	0.97	0.0041	0.280		0.053	-0.047		
Ferse (S)	0.22	0.00015	0.096	26.7(α)	-0.033	-0.041	-0.043	-0.086
Vorfuß (S)	0.75	0.0024	0.155	56.5(β)	0.078	-0.049	0.129	-0.086
Mittelf. (S)	0.58	0.00082	0.155	56.5(β)	0.052	-0.044	0.129	-0.086
Zehe (Z)	0.17	0.0001	0.063	59.2(γ)	0.037	-0.012	0.054	-0.032

Tabelle 2.3: Anthropometrische Daten des Fußes – „Referenzsystem“ gibt an, in welchem Gelenkpunkt der Ursprung des Referenzkoordinatensystems sitzt: S für Sprunggelenk und Z für Zehengelenk; Zehengelenklage bezüglich Sprunggelenk: $x = 0.129$ m, $y = -0.054$ m; Höhe des Sprunggelenks über Boden: 0.086 m, Höhe des Zehengelenks über Boden: 0.032 m; Länge des Fußes ist von Fersenende bis Fußspitze angegeben; Distanz von Fersenende bis Sprunggelenksprojektion auf Boden: 0.065 m; Längen sind die Distanzen vom Ref.-Gelenk zum Bodenkontaktpunkt; für Winkel siehe Abbildung 2.3

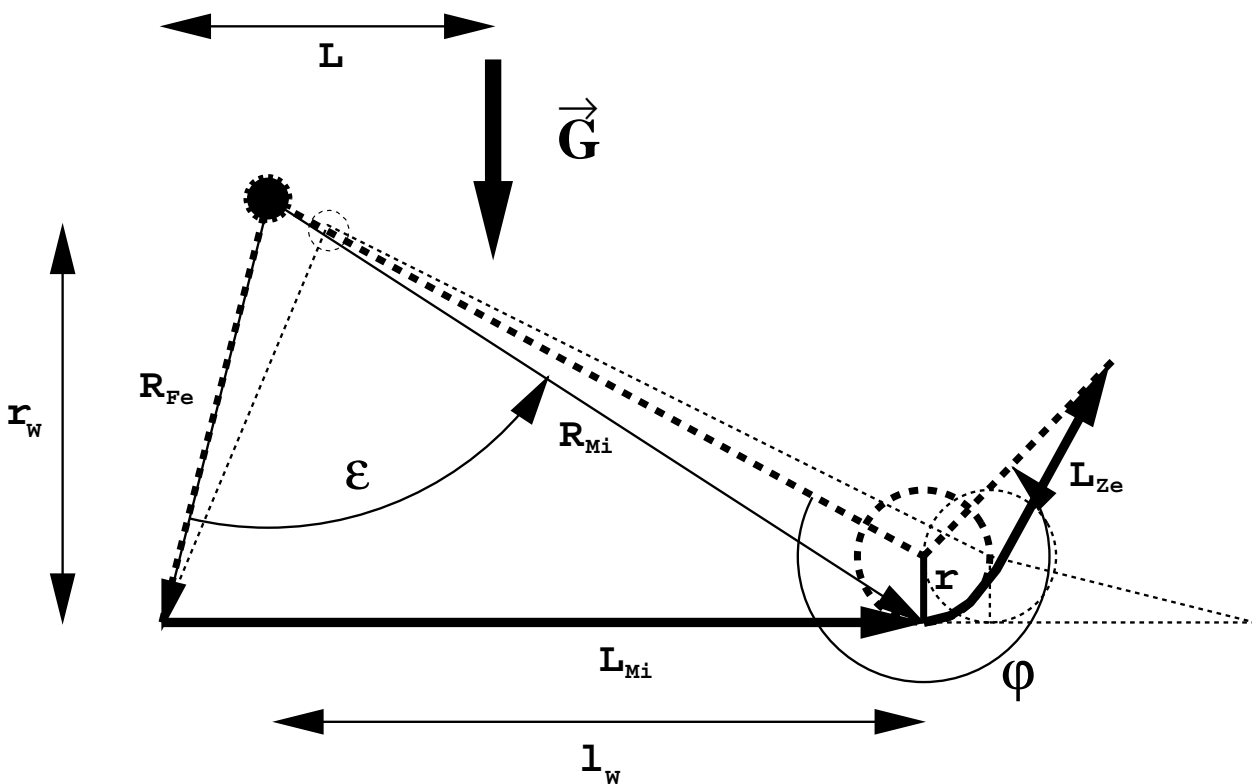


Abbildung 2.4: Die kinematische Kopplung zwischen Zehengelenkwinkel und Längswölbung durch die Plantaraponeurose; „Fe“ steht für Ferse, „Mi“ für Mittelfuß und „Ze“ für Zehe; schwarzer Punkt stellt Wölbungsgelenk dar

2.2.2 Plantaraponeurose

Die erwünschte Implementierung der Plantaraponeurose hat nach Hicks [61] die gelenkige Verbindung eines Zehensegments zum Mittelfuß zur Voraussetzung (Veranschaulichung in Abbildung 2.4). Weiterhin muß der Hebelarm (eine anschauliche Erklärung zur Definition des Begriffs „Hebelarm“ ist dem Kommentar zu Abbildung 3.21 in Abschnitt 3.6.2 zu entnehmen) der Plantaraponeurose bezüglich des so erhaltenen Zehengelenks bekannt sein. Schließlich soll das Fußmodell noch gewährleisten, daß auch ohne Plantaraponeurose die Wölbung zwischen Ferse und Ballen aufrechterhalten bleibt. Da in einem Starrkörpermodell der Freiheitsgrad der „Biegung“ des Mittelfußes nur durch ein Gelenk zwischen Ferse und Mittelfuß erreicht werden kann, muß dort ein wölbungserhaltendes Gelenkmoment modelliert werden. Oberhalb der Plantaraponeurose liegen eine Anzahl (siehe z.B. [123]) weiterer Bandstrukturen, die die Mittelfußknochen untereinander oder mit dem Rückfuß verbinden, sodaß es gerechtfertigt ist, stellvertretend dafür ein weitere Bandstruktur zwischen Ferse und Mittelfuß einzubauen. Damit ergibt sich ein Fußmodell, das den skizzierten Anforderungen in der Sagittalebene genügt, das aber noch weit davon entfernt ist, über die Belastungen in den Strukturen des Fußes sinnvolle Aussagen machen zu können. Dies wird erst bei einer sehr viel feineren Auflösung der Vielzahl von Knochen (2 im Rückfuß, 10 im Mittelfuß, 14 in den Zehen), der Gelenke dazwischen, der Muskeln (elf „lange“ im Unterschenkel entspringend, 21 „kurze“ zwischen Fußknochen) und der Bänder möglich werden, deren Kopplung dann dreidimensional zu beschreiben ist.

Im weiteren Verlauf dieses Abschnitts soll die weiter oben diskutierte Modellierung der Reaktion des zweidimensionalen Fußmodells auf die Belastung durch Körpergewicht, Bodenkräfte und die lange Fußmuskulatur (proximal zum Sprunggelenk entspringend) beschrieben werden. Die kurze (intrinsische) Fußmuskulatur wurde nicht modelliert, denn zum einen hatte Hicks [62] gezeigt, daß einzig die (passiven) Band- und Knochenstrukturen bei weitem ausreichen, im statischen Fall das Körpergewicht zu tragen. Zum zweiten zeigen die Bodenreaktionskräfte beim Gang, daß die Belastung des Fußes dort ebenfalls praktisch statisch erfolgt, und dabei wirkt die Plantaraponeurose der zunehmenden Biegebelastung der Mittelfußknochen nach dem Lösen der Ferse vom Boden allein aufgrund ihres Kopplungsmechanismus zwischen Zehenwinkel und Wölbungshöhe entgegen. Diese Kopplung ist in Abbildung 2.4 dargestellt.

In der Literatur findet sich die Aussage, daß die intrinsische Fußmuskulatur mit zunehmend pronatorischer Bewegung im unteren Sprunggelenk aktiv wird [84], also mit zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit und Dynamik, um der mit den äußeren Kräften ansteigenden Tendenz zur Abflachung der Wölbung durch ebenfalls zunehmende innere Muskelverspannung entgegenzuwirken. Es wurde mithin für das vorliegende Fußmodell angenommen, daß die auch im Gang nachweisbare Aktivität der intrinsischen Fußmuskulatur [84, 124] zu Muskelkräften führt, die vernachlässigbar gegenüber den passiven Kräften sind. Zudem war es nicht das Ziel mit Hilfe dieses Fußmodells Aussagen über die inneren Belastungen zu machen, sondern ein flexibles, energiespeicherndes „Gehwerkzeug“ zur Simulation der Sagittalbewegungen beim menschlichen Gang zu schaffen.

Der Hebelarm r_{Zus} des plantaren Ersatzbandes zwischen Ferse und Mittelfuß bezüglich des Wölbungsgelenks wurde als der des Ligamentum plantare longum angenommen und aus dem Anatomieatlas (z.B. [118, 123]) zu $\approx 4\text{cm}$ abgeschätzt. Ebenso erfolgte die Abschätzung des Hebelarms r_W der Plantaraponeurose in diesem Gelenk zu $\approx 6\text{cm}$. Die Implementierung der Bänder im Modell erfolgte analog derjenigen der modellierten Muskeln mittels geeigneter Wahl von Ursprungs- und Ansatzhebeln an Fersen-, Mittelfuß- und Zehensegment (siehe Abschnitt 3.6 und speziell 3.6.5). Für die Modellierung des Hebelarms r der Plantaraponeurose bezüglich des Zehengelenks waren darüber hinaus auch Umlenkhebel an der Zehe notwendig.

r wurde auf die folgende Art aus der Veröffentlichung von Hicks [61] abgeleitet: Denkt man

sich die Plantaraponeurose in erster Näherung als Struktur mit konstanter Länge $L = L_{Mi} + L_{Ze}$, so hat das in Abbildung 2.4 dargestellte System einen Freiheitsgrad, den Zehenwinkel ϕ . Der Wölbungswinkel ist dann eine Funktion des Zehenwinkels: $\varepsilon = \varepsilon(\phi)$. Bei gegebenem Abstand des Zehengelenks zum Wölbungsgelenk und unter der Annahme, daß der abzuschätzende Hebelarm r deutlich kleiner als dieser Abstand ist, kann man die Parameter R_{Fe} und R_{Mi} für den modellierten Fuß a priori zu $\approx 7\text{cm}$ und $\approx 14\text{cm}$ annehmen. Der Hebelarm r ist definiert als

$$r = \frac{dL_{Ze}}{d\phi} = \frac{d(L - L_{Mi})}{d\phi} = -\frac{dL_{Mi}}{d\phi} . \quad (2.1)$$

Andererseits folgt mit $L_{Mi}^2 = R_{Fe}^2 + R_{Mi}^2 - 2R_{Fe}R_{Mi}\cos(\varepsilon)$ und $\varepsilon \approx 90^\circ$:

$$dL_{Mi} = \frac{R_{Fe}R_{Mi}\sin(\varepsilon)}{\sqrt{R_{Fe}^2 + R_{Mi}^2 - 2R_{Fe}R_{Mi}\cos(\varepsilon)}}d\varepsilon \approx \frac{R_{Fe}R_{Mi}}{\sqrt{R_{Fe}^2 + R_{Mi}^2}}d\varepsilon . \quad (2.2)$$

Durch Einsetzen von dL_{Mi} aus Gleichung (2.2) in Gleichung (2.1) folgt

$$r \approx \frac{R_{Fe}R_{Mi}}{\sqrt{R_{Fe}^2 + R_{Mi}^2}}\frac{d\varepsilon}{d\phi} = r_W \frac{d\varepsilon}{d\phi} . \quad (2.3)$$

Die Größe r_W ist die Höhe des angenähert rechtwinkligen Dreiecks Ferse-Wölbungsgelenk-Ballen und damit der Hebelarm der Plantaraponeurose bezüglich des Wölbungsgelenks (Abschätzung siehe oben). Aus dem Paper [61] läßt sich $\frac{d\varepsilon}{d\phi}$ durch ein $\frac{\Delta\varepsilon}{\Delta\phi}$ zwischen zwei extremen Positionen („Zehe auf Boden aufliegend“ und „Zehe maximal hochgedrückt“) annähern: $\Delta\phi \approx 50^\circ$ und $\Delta\varepsilon$ beträgt dabei zwischen -5° (Fußaußenrand) und -10° (Fußinnenrand). Damit errechnet sich ein Schätzwert von $r = 0.6 \dots 1.2\text{cm}$. Für das Modell wurde $r = 1\text{cm}$ gewählt.

Weiterhin wurden aus den Hicksschen Messungen [62] die Parameter der Kraft-Längen-Funktion für beide Bänder abgeschätzt. Geht man davon aus, daß im Fuß die einzige Struktur, die die Wölbung bei statischer Belastung durch die Gewichtskraft \vec{G} erhält, die Plantaraponeurose ist, so folgt daraus, daß die Zugkraft in der Plantaraponeurose

$$F_{PA/ideal} = G \frac{L}{L_{Mi}} \frac{l_W}{r_W} \quad (2.4)$$

betragen muß [62]. In diese Gleichung geht das statische Gleichgewicht zwischen Körpergewicht und Bodenreaktionskraft sowie das Momentengleichgewicht zwischen Achillessehnenkraft-Sprunggelenkskraft einerseits und Ballenkraft-Fersenkraft andererseits ein. Hicks führte dazu Messungen an Leichenpräparaten durch und stellt fest, daß bei Variation des Projektion L (vergleiche Abbildung 2.4) des Körperschwerpunkts bezüglich des Fersenaufsatzes $F_{PA/real}$ tatsächlich linear von L abhängt. Allerdings war die gemessene Steigung geringer als die nach Gleichung (2.4) zu erwartende, was ihn zum Schluß auf eine zusätzliche lastaufnehmenden Struktur, die Mittelfußknochenbiegung, veranlaßte. Er stellte fest, daß die Plantaraponeurose bei einer Gewichtsverteilung zwischen Ferse und Ballen, wie sie ungefähr dem Stand entspricht ($L \approx 10\text{cm}$), mit real ($F_{PA/real} \approx 540\text{N}$) etwa zwei Drittel des Idealwerts ($F_{PA/ideal} \approx 800\text{N}$) - d.h. ca. 77% des Körpergewichts G (wenn $r_W \approx 6.4\text{cm}$, $l_W \approx 12.9\text{cm}$, $L_{Mi} \approx 17.3\text{cm}$ und $G \approx 700\text{N}$) aus Gleichung (2.4) - belastet ist. Die Lastverteilung zwischen Modellaponeurose und zusätzlichem Modellband ergibt sich aus

$$F_{Zus} = \frac{r_W}{r_{Zus}}(F_{PA/ideal} - F_{PA/real}) \approx 400\text{N} , \quad (2.5)$$

wobei zu beachten ist, daß sich im Stand das Körpergewicht auf zwei Füße verteilt, die Belastungen $F_{PA/real}$ und F_{Zus} sich also halbieren. Daraus lassen sich für die Modellaponeurose und das

zusätzliche Modellband jeweils die Parameter k und l_0 in einem angenommenen quadratischen ([149, 151]) Kraft–Längen–Zusammenhang

$$F(l) = k(l - l_0)^2 \quad (2.6)$$

für kollagenes Bindegewebe abschätzen, unter der Annahme, daß die relative Dehnung $U = (l_U - l_0)/l_0$ bei Belastung des Bandes mit F_U ($= F_{PA/real}$ bzw. F_{Zus}) einen vorgegebenen Wert beträgt, und die zugehörigen Längen l_U in der Stehposition bekannt sind:

$$l_0 = \frac{l_U}{1 + U} \quad (2.7)$$

$$k = \frac{F_U}{(U l_0)^2} \quad (2.8)$$

Die gewählten Parameter sind der Tabelle 2.4 zu entnehmen. Die beschriebene Lastverteilung stellt

<i>Band</i>	F_U	l_U	U	k	l_0
	[N]	[m]	[]	[N/m ²]	[m]
Plantaraponeurose	270	0.162	0.04	$6.934 \cdot 10^6$	0.156
Zusatzband	200	0.085	0.04	$18.59 \cdot 10^6$	0.082

Tabelle 2.4: Kraft–Längen–Zusammenhang der Fußbänder

sich, natürlich auch in Abhängigkeit der Kraft–Deformations–Kennlinien der Ferse, des Ballen und der Zehe aus dem Abschnitt 2.3.2, während der Simulation des Standes angenähert ein.

2.3 Die äußeren Kräfte

In meinem Modell werden zwei äußere Kräfte berücksichtigt: Die Gravitation und die Bodenreaktionskraft. Der Vektor der Gravitationsbeschleunigung \vec{g} hat in der x-y-Modellebene nur eine y-Komponente ($g_y = -9.81\text{m/s}^2$). Die Bodenreaktionskraft wirkt auf den Menschen in aufrechter Haltung über den Fuß ein. Der Fußkontakt wird an der Geraden $y = y_{\text{Boden}}$ detektiert, d.h. der Gravitationsvektor hat bezüglich des Bodens nur eine Vertikalkomponente. Der folgende Abschnitt 2.3.1 diskutiert knapp die Rolle der Gravitation beim Gang. Darauf folgt im Abschnitt 2.3.2 die Modellierung der Bodenreaktionskraft, die am Modellfuß eingeleitet wird.

2.3.1 Gravitation

Drei Arbeiten zur Synthetisierung des menschlichen Ganges unter Verzicht auf Vorgabe gemessener Trajektorien sind diejenige von Taga [146] (sein Schwerpunkt liegt auf der Verwendung neuronaler Oszillatoren zum Bewegungsantrieb), diejenige von McGeer [87] und diejenige von Mochon und McMahon [92, 93], auf deren Grundlage McGeer eine Weiterentwicklung hin zur Erzeugung dynamisch selbststabilisierender Gehzyklen durchführte. Das Modell von Mochon und McMahon besteht aus zwei Beinen, deren Oberschenkel in einem gemeinsamen Hüftgelenk verbunden sind, und deren Unterschenkel zwei Kontaktpunkte zum Boden haben (Ferse in Verlängerung des Unterschenkels und Zehe eine variable Fußlänge nach ventral). Die Rumpfmassse ist im Hüftgelenk vereinigt. Sie zeigen, daß schon die geometrischen Parameter bzw. Randbedingungen (Beinlänge, Kniegelenk, Bodenfreiheit der Zehe) in Wechselwirkung mit den dynamischen (Schwerebeschleunigung, Massenverteilung im Bein) einen Bereich für die Schrittlänge und Schrittfrequenz festlegen, der tatsächlich in Messungen an einer großen Anzahl von Personen herausgearbeitet [42] wurde. Dabei ist es unter Vernachlässigung aller dissipativen Strukturen nur nötig, einen geeigneten Satz von Anfangsbedingungen im Moment des Abhebens der Zehe für das Schwungbein zu wählen, um in Abhängigkeit davon die Trajektorien des Schwung- und des (gestreckten) Standbeins sich einzig unter dem Einfluß der Gravitation (ballistisches Gehen) zu einem koordinierten erneuten Fersenaufsatz entwickeln zu lassen.

Die Gravitation spielt demnach als äußere auf das System einwirkende Kraft eine elementare Rolle. Sie ist im Prinzip ausreichend, um das einmal in Schwung gebrachte System der gekoppelten Beinpendel sich koordiniert und selbst stabilisierend weiterbewegen zu lassen [29]. Allerdings vernachlässigt deren Modell das instabile inverse Pendel des Rumpfes, das auf dem antreibenden „Fahrgestell“ der Beine im Gravitationsfeld balanciert werden muß. Die Muskeln haben in der Sprache ihres Modells drei Funktionen: Erstens das Versteifen des Standbeinknies, zweitens das Ausgleichen der dissipativen Verluste durch innere Reibung (Gelenk- und Gewebsreibung) sowie durch Fußdeformation und Luftreibung (bei mir vernachlässigt) und drittens das Einregeln der korrekten Anfangsbedingungen der Gelenkwinkel und -geschwindigkeiten in der Doppelkontaktpase für den Moment des Abhebens der Zehe und die darauf folgende Schwungphase.

2.3.2 Bodenreaktionskraft

Der vorliegende Abschnitt beschäftigt sich mit der Modellierung der Bodenreaktionskraft mittels Haft- und Gleitreibung. Dieses Bodenmodell wurde von mir als Erweiterung im Programm „simsys“ [80] implementiert. Zu dem Problem, Zeitpunkte und Orte von Ereignissen, wie sie der Bodenkontakt oder das Ausrutschen darstellen, während der Integration zu detektieren und zu berücksichtigen, finden sich im Anhang E einige Bemerkungen und verwendete Lösungen.

Der Aufwand, einen Schwellwert für maximal zulässige Haftkräfte einzuführen (kritische Haftreibungszahl μ_{krit}), wurde betrieben, da dies einen elementaren Test auf die biomechanische Vali-

dität der inneren Kräfte des Modells darstellt. Das Fersenpolster kann nicht beliebig hohe Kräfte parallel zum Boden übertragen, die aus modellierten Gelenkmomenten resultieren können, deren Beträge das physiologische Maß übersteigen. Modelliert man den Fuß durch eine kinematische Zwangsbedingung zwischen der Körperkette und dem Boden (oder durch unrealistisch hohe Haftreibung), so ist auch mit unphysiologisch kurzzeitigen und hohen Gelenkmoment-Spitzen alternierender Richtung, deren Auswirkung in entsprechenden Bodenkraft-Spitzen wiederzufinden sind, durchaus ein zweibeiniges Gehen und Laufen erreichbar [146]. Die dabei verwendete Bewegungssteuerung liefert aber nur sehr bedingt Erkenntnis in Bezug auf biologisch reale Steuerungskonzepte [73].

Parametrisierung

Der Kontakt zur Umwelt wird für jeden modellierten Kraftangriffspunkt (Hebel mit Index i) des gesamten Modells an der Geraden $y = y_{Boden}$ geprüft. Wird die Differenz $y_i - y_{Boden}$ negativ, so bedeutet dies Kontakt zum Boden und folgende Werte müssen für dieses Kontaktereignis des Hebels i bestimmt und gespeichert werden:

- die x-Koordinate des Kontaktpunkts $x_{Kon\ i}$,
- der Kontakt-Schalter „Touching“, der auf einen Wert ungleich 0 gesetzt wird
- und der Haftungs-Schalter „Haften“, der auf den Wert 0 gesetzt wird, wenn dieser Hebel ins Gleiten kommt.

Diese drei Größen sind Eigenschaften des Hebels i , die sich während der Integration der Bewegungsgleichungen ändern können. Damit treten sie zu den Orts- und Geschwindigkeits-Komponenten als Zustandsgrößen des Modells hinzu. Sie sind festzustellen wie im Anhang E beschrieben, und zwar *bevor* die Bodenkraft $\vec{F}_i(x_{Kon\ i})$ berechnet wird. Der Schalter „Touching“ kann innerhalb des Integrationsintervalls $[t_0, t_{Ende}]$ nur einmal von 0 nach 2 umgelegt werden, die Bedeutung des Wertes 1 wird ebenfalls im Anhang E genannt. Für die „Dynamik“ des Umschaltens des Schalters „Touching“ sowie die damit verbundene Festlegung von $x_{Kon\ i}$ ist die exakte Bestimmung des Kontaktzeitpunkts $t_{Kon\ i}$ notwendig, ebenso wie für das Umlegen des Schalters „Haften“ die des kritischen Zeitpunkts $t_{krit\ i}$. Auch hierzu sei auf den Anhang E verwiesen.

Das Programm „simsys“ [80] bietet dabei nach eigener Überarbeitung das folgende Kraftgesetz für die y-Komponente der Bodenkraft \vec{F}_i an, in dem alle Parameter durch den Benutzer gewählt werden können:

$$\begin{aligned}
 F_{y_i} = & - Ely \Delta y_i \\
 & - Enly \Delta y_i |\Delta y_i|^{Enlexpy-1} \\
 & - Dly v_{y_i} \\
 & - Dnly v_{y_i} |v_{y_i}|^{Dnlexpy-1} \\
 & - Gemy v_{y_i} |v_{y_i}|^{Gemexpvy-1} |\Delta y_i|^{Gemexpy} \quad .
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

Dabei ist $\Delta y_i = y_i - y_{Boden}$ die Eindringtiefe und v_{y_i} die Geschwindigkeit des Hebels i senkrecht zum Boden. Grundsätzlich sind alle Faktoren Ely , $Enly$, Dly , $Dnly$ und $Gemy$ von „simsys“ aus mit dem Wert 0 vorbelegt, die Exponenten $Enlexpy$ und $Dnlexpy$ mit dem Wert 2 sowie $Gemexpy$ und $Gemexpvy$ mit 1.

Scott und Winter veröffentlichten [131] für die Beschreibung des Deformationsverhaltens des Gewebes an der Fußsohle ein Kraftgesetz, das durch unterschiedliche Parameterwahl (in dessen dissipativem Anteil) in den Fällen $v_{y_i} > 0$ und $v_{y_i} < 0$ eine verbesserte Anpassung des Modell-Kraftverlaufs an gemessene Verläufe zuließ. Um solch ein Kraftgesetz implementieren zu

können, wurde zusätzlich ermöglicht, den letzten Term in Gleichung (2.9) im Falle $v_{y_i} > 0$ durch $(-Gemyzur v_{y_i} |v_{y_i}|^{Gemexpvyzur-1} |\Delta y_i|^{Gemexpyzur})$ zu ersetzen. In „simsys“ ist dies so realisiert, daß bei der Parameterwahl $Gemyzur \neq 0$ (der Defaultwert ist 0) das Programm die Fallunterscheidung durchführt. Wird kein Geschwindigkeits-Exponent angegeben, so kommt die Vorbelegung $Gemexpvy = 1$ bzw. $Gemexpvyzur = 1$ zur Anwendung.

In der aktuellen Programmversion sind die Bodenkraftparameter für alle Hebel identisch. Da sie aber eigentlich eine Wechselwirkung beschreiben und somit Eigenschaften des Bodens *und* des Hebels, wäre es für die Zukunft wünschenswert, das Programm dahingehend zu erweitern, die Bodenkraftparameter für jeden Hebel individuell setzen zu können, allerdings war dies für die vorliegende Arbeit nicht erforderlich.

Errechnet sich $F_{y_i} < 0$, was dem Kleben am Boden entspräche, so wird mit $F_{y_i} = 0$ auch $\vec{F}_i = 0$ gesetzt, da der Ausnahmefall des „Kaugummieffekts“ nicht Objekt der Untersuchung des normalen menschlichen Gangs sein soll. Im Falle der Parametrisierung nach Gleichung (2.9) könnte dieses nur durch möglicherweise dominante Dissipationsterme bewirkt werden. Diese sind auch während der Entspannung $v_{y_i} > 0$ des Fettpolsters wirksam. Die Fettpolster unter dem Fuß lösen sich jedoch vom Boden und übertragen keine Zugkräfte auf ihn, wenn der sich nach oben bewegende Fußknochen das Polster aufgrund der Reibungskräfte mitbeschleunigt.

Ist die y-Komponente der Kraft (senkrecht zum Boden) bestimmt, so kann die Entscheidung gefällt werden, ob der Hebel haftet oder gleitet. Zunächst wird als Zustand vor dem Kontakt immer angenommen, daß der Hebel haften wird. Dementsprechend berechnet sich nach dem Kontakt eine zum Boden parallele x-Komponente in Analogie zu Gleichung (2.9) als nicht-lineare Federkraft:

$$\begin{aligned}
 F_{x_i} = & - Elx \Delta x_i \\
 & - Enlx \Delta x_i |\Delta x_i|^{Enlexpx-1} \\
 & - Dlx v_{x_i} \\
 & - Dnlx v_{x_i} |v_{x_i}|^{Dnlexpx-1} \\
 & - Gemx v_{x_i} |v_{x_i}|^{Gemexpvx-1} |\Delta x_i|^{Gemexpx} .
 \end{aligned} \tag{2.10}$$

Hier bedeuten $\Delta x_i = x_i - x_{Kon i}$ die Entfernung vom Kontaktpunkt und v_{x_i} die Geschwindigkeit des Hebels i parallel zum Boden. Überschreitet $|F_{x_i}|$ den Wert $\mu_{krit} |F_{y_i}|$, so bedeutet dies den Übergang vom Haften zum Gleiten. Der Zeitpunkt $t_{krit i}$ wird festgestellt (siehe Anhang E) und die Federkraft aus Gleichung (2.10) durch die Reibungskraft

$$\begin{aligned}
 F_{x_i} = & - Dissi_{gleit} v_{x_i} \\
 & - \frac{v_{x_i}}{|v_{x_i}|} \mu_{gleit} |F_{y_i}|
 \end{aligned} \tag{2.11}$$

ersetzt. Wie im Falle der y-Komponente (2.9) sind auch hier alle Faktoren Elx , $Enlx$, Dlx , $Dnlx$, $Gemx$, $Dissi_{gleit}$ sowie μ_{gleit} mit 0, hingegen μ_{krit} mit einem sehr großen Wert vorbelegt.

Der Rückweg vom Gleiten zum Haften wird nicht durch ein Kraftkriterium wie der beschriebene Hinweg bestimmt, sondern durch das Geschwindigkeitskriterium, daß $|v_{x_i}|$ den Wert v_{krit} unterschreitet. v_{krit} ist durch den Benutzer manipulierbar und soll dazu dienen, den Grenzfall $v_{krit} = 0$ anzunähern, da die Bewegung ja durch numerische Berechnungen erzeugt wird und der exakte Wert $v_{x_i} = 0$ daher nie erreicht werden kann. Läßt der Modellierer nur Gleitreibung zu, d.h.

$$\mu_{krit} = Elx = Enlx = Dlx = Dnlx = Gemx = 0 , \tag{2.12}$$

so wird v_{krit} als Schwelle interpretiert, unterhalb der der zweite Term der Gleichung (2.11) (die eigentlich Gleitreibung) wieder eine Geschwindigkeitsabhängigkeit bekommt. Er wird bei dieser speziellen Parameterwahl durch $(-\frac{v_{x_i}}{v_{krit}} \mu_{gleit} |F_{y_i}|)$ ersetzt. Das dient dazu, auch im Spezialfall

der reinen Gleitreibung problemlos bis zur Ruhe ($v_{x_i} = 0$) des Hebels integrieren zu können und beschreibt den physikalischen Grenzfall, in dem ein Körper die Fähigkeit verliert, die Unebenheiten der Unterlage gegen das Schwerfeld zu überwinden, wenn die dazu nötige kinetische Energie sich 0 annähert. Eine solche Parametrisierung der Parallel-Komponente der Bodenreaktionskraft wurde von Gerritsen et. al. [36] bei der Simulation eines Fersenaufpralls verwendet.

Parameterwahl

Es sind drei Literaturquellen bekannt, in denen sich Parameter zur Beschreibung des Kraft-Deformations-Zusammenhangs des Fettpolsters unter dem Fuß bei Kompression senkrecht zum Boden fanden. Alle sind von der Form einer nicht-linearen Feder plus einem nicht-linearen Dämpferelement

$$F_{y_i} = - Enly \Delta y_i |\Delta y_i|^{Enlexpy-1} - Gemy v_{y_i} |v_{y_i}|^{Gemexpvy-1} |\Delta y_i|^{Gemexpy} \quad (2.13)$$

Zum ersten bestimmte Valiant [147] experimentell an lebenden Probanden die dynamisch-mechanischen Eigenschaften aller Fettpolster unter der Fußsohle. Seine Arbeit wiederum verwendeten Scott und Winter [131], um mittels einer Parameteranpassung Konstanten für ein Kraft-Dehnungs-Gesetz zu bestimmen. Durch Umrechnung ergeben sich die Parameter der Gleichung (2.13) zu

$$\begin{aligned} Enly &= 1.5 \cdot 10^9 \frac{\text{N}}{\text{m}^{3.46}} \\ Enlexpy &= 3.46 \\ Gemy &= 4.1 \cdot 10^{12} \frac{\text{Ns}^{0.99}}{\text{m}^{5.83}} \\ Gemexpy &= 4.84 \\ Gemexpvy &= 0.99 \\ Gemyzur &= 7.1 \cdot 10^{10} \frac{\text{Ns}^{0.33}}{\text{m}^{4.63}} \\ Gemexpyzur &= 4.30 \\ Gemexpvyzur &= 0.33 \quad . \end{aligned} \quad (2.14)$$

Zum zweiten erarbeitete Gruber [46] über die synchrone Messung der Beschleunigung des Knöchels und der Bodenreaktionskraft beim Aufstampfen mit der Ferse einen kleineren Satz von Parametern zur Beschreibung der Charakteristik des Fersenpolsters (unter Verzicht auf unterschiedliche Parameterwerte für jeweils Kompression bzw. Entspannung):

$$\begin{aligned} Enly &= 1.4 \cdot 10^{12} \frac{\text{N}}{\text{m}^{3.5}} \\ Enlexpy &= 3.5 \\ Gemy &= 2.6 \cdot 10^{12} \frac{\text{Ns}}{\text{m}^{4.5}} \\ Gemexpy &= 3.5 \\ Gemexpvy &= 1 \quad . \end{aligned} \quad (2.15)$$

Die dritte Quelle stellen Gerritsen et. al. [36] dar. Sie untersuchten die Aufprallphase beim Joggen mit Abrollen über die Ferse mittels Parametervariation. Dabei verwendeten sie

$$Enly = 2.5 \cdot 10^8 \frac{\text{N}}{\text{m}^3}$$

$$\begin{aligned}
 En_{lexpy} &= 3 \\
 G_{emy} &= 2.5 \cdot 10^8 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^4} \\
 G_{emexpy} &= 3 \\
 G_{emexpyv} &= 1
 \end{aligned}
 \tag{2.16}$$

zur Charakterisierung - wie sie einerseits feststellen - des gesamten Komplexes Ferse-Schuh-Boden, wobei die Parameter nach ihren Angaben jedoch so gewählt sind, daß sie gemessene Fersencharakteristiken gut annähern. Es war der Veröffentlichung deshalb nicht eindeutig zu entnehmen, ob die Parameter nun für den bloßen Fuß oder Fuß *und* Schuh gelten. In der Abbildung 2.5 sind die drei Charakteristiken gegenübergestellt.

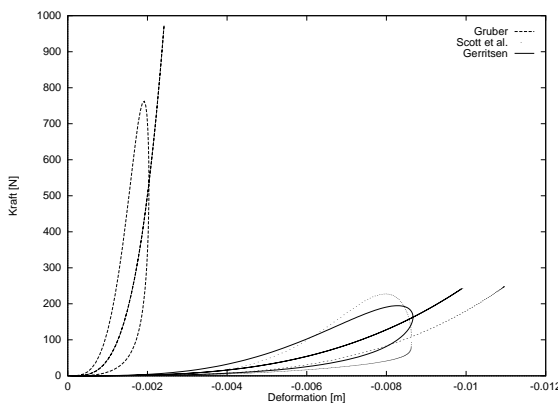


Abbildung 2.5: Kraft-Deformations-Zusammenhänge verschiedener Autoren; gerechnet wurde der senkrechte Aufprall einer Masse von 1 kg mit der Aufprallgeschwindigkeit 1 m/s auf den Boden

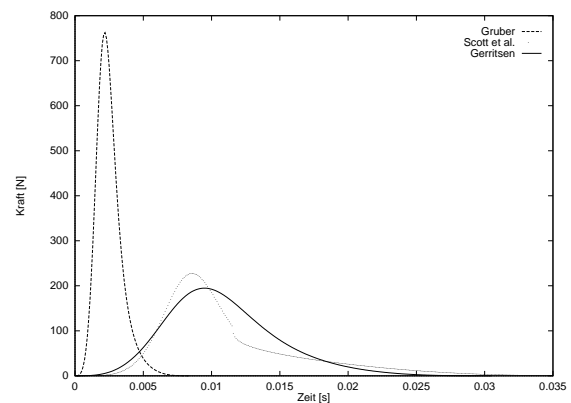


Abbildung 2.6: Zu den drei Hysteresekurven der Abbildung 2.5 gehörige Verläufe der Bodenreaktionskräfte

Es war mir nicht möglich, die starken Unterschiede zwischen den beiden Quellen (Gruber einerseits, sowohl Scott und Winter als auch Gerritsen et. al. verwenden andererseits Meßdaten von Valiant [147, 148]) zu erklären, da dazu genauer Einblick in den Vorgang der Datenerhebung nötig wäre. Die in dieser Arbeit gezeigten Simulationsergebnisse wurden mit dem letzterwähnten Parametersatz (2.16) nach Gerritsen errechnet, da er zum einen gegenüber dem Satz (2.15) mehr und plausible Weichteildeformation im Falle statischer Belastung zuläßt und gegenüber dem Satz (2.14) mit einem ganzzahligen Exponentengesetz und weniger Parametern die Meßkurven annähert. Nach Primitivmessung im Eigenversuch wären 5 . . . 6 mm statischer Fersendeformation bei Belastung eines Fußes mit dem vollen Körpergewicht zu erwarten, was genau zwischen den Quellenwerten läge. Da von mir aber keine eigenen validen Messungen durchgeführt wurden, war ich auf Literaturwerte angewiesen.

Testweise wurden auch die Parametersätze (2.15) und (2.14) verwendet. Da die Charakteristika von Gerritsen und Scott/Winter sich untereinander kaum, jedoch gegenüber Gruber deutlich unterscheiden (siehe Abbildungen 2.5 und 2.6), ist es nachvollziehbar, daß nach dem Errechnen einer Simulationssequenz des stabilen Ganges unter Verwendung des Satzes (2.16) auch bei Austausch der Parameter durch (2.14) ohne zusätzliche Parameterveränderung im Modell wieder eine stabile Sequenz resultierte. Der Austausch durch den Satz (2.15) erforderte hingegen etwas mehr Muskelaktivität in der Waden-Muskulatur beim Abdruck in der hinteren Stützphase zum Erreichen einer stabilen Simulationssequenz.

An Ballen (1.3cm) und Zehe (0.5cm) sind die Fettpolsterdicken kleiner als an der Ferse (1.8cm) [131], die Kraftangriffspunkte des Modells an Ballen bzw. Zehe stellen aber wiederum jeweils ein

Agglomerat aller Mittelfußköpfchen bzw. Zehenaufsätze des dreidimensionalen Fußes dar. Die Kraft–Deformations–Parameter für den Ballen- und Zehenbereich des zweidimensionalen Modells sind damit schwerer festzulegen als für die Ferse. Andererseits ist das Material dieser Polster das gleiche und zumindest am Ballen sind die Polsterdicken nicht viel kleiner als an der Ferse. Die Parameter wurden deshalb an Ferse, Ballen und Zehe immer identisch gewählt.

Die Modellierung der Kraftübertragung parallel zum Boden (x–Komponente) sollte Viererlei leisten:

- Haut und Fettgewebe können sich leicht $\approx 0.5\text{cm}$ gegenüber dem Knochen verschieben, auch bei Fußaufsatz auf dem Boden.
- Darüber hinaus steigen die nötigen Kräfte stärker als linear zur Verschiebung an ($> 100\text{N}$).
- Dämpfung ist vorhanden (Scherkräfte im Fersenpolster)
- Im allgemeinen rutscht man nicht bei Bodenkontakt, d.h. die Modellierung sollte über ein Federgesetz erfolgen. Allerdings existiert eine kritische Haftgrenze ($\rightarrow \mu_{krit}$) und darüber Gleiten ($\rightarrow \mu_{gleit}$).

Der folgende Ansatz einer nicht-linearen, gedämpften Feder wurde von mir gewählt, da er alle vier Aufzählungspunkte erfüllen kann:

$$F_{x_i} = - Enlx \Delta x_i |\Delta x_i| - Gemx v_{x_i} |\Delta x_i|^2 \quad . \quad (2.17)$$

Er ist von der Form der Gleichung (2.10), in der Elx , Dlx , $Dnlx$ den Wert 0 erhalten. Der gewählte Dämpfungsterm hat, ebenso wie in der y–Komponente, die Eigenschaft, im Falle der Annäherung an die Ruhelage der Feder auch bei großer Relativgeschwindigkeit zum Boden verschwindende Parallel–Kräfte zu erzeugen und damit einen stetigen Übergang der Kraftkomponente im Kontaktfall von 0 an. Zudem zeigen ja gerade die Messungen bei der Fersenkompression, daß dieses Konzept in der Natur existiert. Der Zahlenwert des Dämpfungsfaktors $Gemx$ wurde gleich dem elastischen Faktor $Enlx$ gewählt (analog der verwendeten Parametrisierung der y–Komponente nach Gerritsen (2.16) und ähnlich zu der relativ etwas stärker gedämpften nach Gruber (2.15)), welcher wiederum grob aus den ersten beiden Aufzählungspunkten abgeschätzt wurde. Damit lautet meine Parameterwahl für die x–Komponente der Bodenkraft:

$$\begin{aligned} \mu_{krit} &= 0.8 \\ \mu_{gleit} &= 0.7 \\ Enlx &= 4.0 \cdot 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \\ Enlexpx &= 2 \\ Gemx &= 4.0 \cdot 10^6 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^3} \\ Gemexpx &= 2 \quad . \end{aligned} \quad (2.18)$$

Die Reibungszahlen μ_{krit} und μ_{gleit} wurden etwas niedriger als für die Wechselwirkung zwischen Gummi und Asphalt und etwas höher als zwischen Holz und Holz [37] angesetzt.

Die modellierte Kraft–Deformations–Charakteristik zwischen Skelett und Untergrund ist somit ausgelegt, den Barfußgang auf hartem Boden zu simulieren, da in den Kraft–Deformations–Zusammenhang ausschließlich die Eigenschaften des Fußpolsters Eingang gefunden haben, demgegenüber die Deformation des Bodens oder/und eines Schuhes vernachlässigt wurde. Dies gilt für die y–Komponente allerdings nur mit der oben erwähnten Unsicherheit bezüglich der Aussagen von Gerritsen et. al. [36].

2.4 Nicht-muskuläre Gelenkmomente

Alle passiven krafttragenden Strukturen mit Ausnahme der Plantaraponeurose und eines abstrakten Fußwölbungsbandes (siehe Abschnitt 2.2) wurden vernachlässigt. Sie sind - wie z.B. die Kreuzbänder im Knie, die Menisken, Knorpelschichten, Gelenkkapseln, alle Bandstrukturen und die genauen Formen der knöchernen Gelenkstrukturen - je nach Bewegung und Gelenk bei kontrollierten Bewegungen nach den Muskeln die wichtigsten anatomischen Elemente bei der Berechnung der in den Gelenken wirkenden Kräfte bzw. Kraftverteilungen. Bei muskulär nicht kontrollierten Bewegungen (Stoßbelastungen oder Unfällen) können sie von gleicher Bedeutung werden, da hier die Wahrscheinlichkeit, daß passive Strukturen „unangemessen“, d.h. höher als in ihrem ohne Schaden verkraftbaren Arbeitsbereich belastet werden, stark zunimmt. Außer der Belastung der Struktur selber (z.B. der Kreuzbänder) ergibt sich aus der Kopplung an benachbarte anatomische Elemente (beide Knochen) die Belastungssituation im Gesamtverband aller verwobenen Strukturen (des Gelenks im anatomischen Sinne einschließlich Knorpel). Dabei ist der tatsächliche Einfluß einer bestimmten Struktur einzig durch seine Modellierung feststellbar.

Für das Zustandekommen und die Kontrolle des Ganges sind andere krafttragende Strukturen als der Muskel–Sehnen–Apparat allerdings nur insofern von Bedeutung, als sie die geometrische Kopplung (Gelenkart) zwischen den Segmenten bestimmen. Anders herum ausgedrückt bedeutet dies, daß die durch Simulation bestimmter Zwangsbedingungen errechneten Zwangskräfte genau von all diesen passiven Gelenkstrukturen aufgebracht worden sein müssen, da jegliche makroskopisch zu beschreibende kinematische Kopplung in natura immer aufgrund der Wechselwirkung vieler kraftaufnehmender Elemente entsteht.

Eine weitere Möglichkeit, einen passiven Nettoeffekt einer komplizierten Struktur zu modellieren, ist die Annahme von zusätzlichen, den Muskelmomenten überlagerten, inneren Momenten (Knieanschlag, Gelenkreibung, Zehenanheben). Dabei werden kinematische Freiheitsgrade des Modells zwar zugelassen, aber durch Parameter gesteuert. Ein Beispiel ist ein ab einem bestimmten Gelenkwinkel stark ansteigendes Anschlagmoment [80, 160], das in meinem Modell beispielsweise den Freiheitsgrad Kniewinkel „weich“ in einer Richtung begrenzt, wobei „weich“ dafür steht, daß die Bewegungsgleichungen sich nicht explizit durch ein plötzliches Zuschalten einer neuen Zwangsbedingung ändern. Dieser Gelenkansschlag im Knie wird durch eine Kopplung zwischen sich anspannendem vorderem Kreuzband und „Einrasten“ eines knöchernen Vorsprungs des Unterschenkels in eine Mulde des Oberschenkels bewirkt. Alle solche den Muskelmomenten überlagerte Gelenkmomente meines Modells sind im weiteren aufgeführt.

2.4.1 Gelenkansschläge

Krieg [80] hat in dem von ihm entwickelten Programm „simsys“ die parametrisierte Beschränkung eines Gelenkwinkels ϕ durch monoton mit dem Winkel ansteigende Gelenkmomente außerhalb eines zugelassenen Winkelbereichs implementiert. Sie werden allen anderen modellierten Wechselwirkungen (z.B. den Momenten durch Muskelkräfte) überlagert und man bezeichnet sie ihres Zweckes wegen als Anschlagmomente. Die Funktion

$$M_A(\phi) = \begin{cases} a_o \exp(\phi - \phi_o + \Delta\phi_o) - \sum_{n=0}^N \frac{a_o}{n!} (\phi - \phi_o + \Delta\phi_o)^n & : \phi > \phi_o - \Delta\phi_o \\ 0 & : \phi \\ \sum_{n=0}^N \frac{a_u}{n!} (\phi_u + \Delta\phi_u - \phi)^n - a_u \exp(\phi_u + \Delta\phi_u - \phi) & : \phi < \phi_u + \Delta\phi_u \end{cases} \quad (2.19)$$

hat sich bereits in Simulationen bewährt und wurde deshalb verwendet, um

1. das Knie unabhängig von muskulären Aktionen gegen Durchknicken nach dorsal zu sichern,

2. das gravitativ bedingte Herunterklappen der Zehe nach Abheben des Fußes vom Boden zu begrenzen (es wurde ja keine Struktur des Fußrückens modelliert, die das normalerweise bereits passiv verhindert)
3. und ebenso das gravitativ bedingte Zusammenklappen des Wölbungsgelenks zwischen Mittelfuß und Ferse zu begrenzen, wenn der Fuß vom Boden abgehoben wird.

Dem Aufspreizen der in den Punkten 2. und 3. angesprochenen Gelenke in Gegenrichtung bei belastetem Fuß wirken dessen plantare Bandstrukturen entgegen (siehe Abschnitt 2.2.2). $M_A(\phi)$ sorgt dafür, daß das Anschlagmoment stetig und N -mal differenzierbar vom Wert 0 aus exponentiell ansteigt, wenn der untere Grenzwinkel $\phi_u + \Delta\phi_u$ unter- oder die obere Grenze $\phi_o - \Delta\phi_o$ überschritten wird. Beim Winkel ϕ_u nimmt der Betrag des Anschlagmoments den Wert $M_{max/u}$ an, beim Winkel ϕ_o den Wert $M_{max/o}$, woraus sich die Konstanten ($i = o, u$)

$$a_i = \frac{M_{max/i}}{\exp(\Delta\phi_i) \pm \sum_{n=0}^N \frac{1}{n!} (\Delta\phi_i)^n} \quad (2.20)$$

errechnen. Die Parameter ϕ_u , $\Delta\phi_u$, ϕ_o , $\Delta\phi_o$, $M_{max/o}$ und $M_{max/u}$ können vom Benutzer für jedes modellierte Gelenk individuell gewählt werden. Mit der globalen Wahl $N = 2$ ist die Funktion $M_A(\phi)$ einerseits „gutmütig“ genug, um den Integrator nicht zu „ärgern“, und um andererseits mit möglichst wenig arithmetischen Operationen auszukommen. Die eingestellten Parameterwerte aller modellierten Anschläge sind in der Tabelle 2.5 zusammengefaßt.

	ϕ_u [°]	$\Delta\phi_u$ [°]	$M_{max/u}$ [Nm]	ϕ_o [°]	$\Delta\phi_o$ [°]	$M_{max/o}$ [Nm]
<i>Knie</i>	0	2	10	160	-10	100
<i>Wölbung</i>	-13	1	100	90	5	0
<i>Zehe</i>	-5	5	10	50	5	100

Tabelle 2.5: Parameter der Anschlagmomente in Knie-, Wölbungs- und Zehengelenk; Winkelangaben ϕ_u und ϕ_o sind Auslenkungen $\Delta\varphi_{H/K/S}$ aus der Referenzkonfiguration der Abbildungen 3.22 und 2.3

2.4.2 Gelenkreibung

Elementare dissipative Strukturen beim Gehen sind die Muskeln und die Fettpolster unter dem Fuß. Um der Tatsache Rechnung zu tragen, daß Gelenkbewegung auch bei inaktiver Muskulatur nicht völlig reibungsfrei stattfindet - sei es durch gleitende Gelenkflächen, Weichteilverschiebungen oder doch vorhandene Dissipation bei Dehnung der passiven Muskelstrukturen SEEE oder PEEe (siehe Abschnitt 3.4.2) - sollten in allen Gelenken j des Modells Zusatzmomente abhängig von der Gelenkwinkelgeschwindigkeit zur Wirkung kommen:

$$M_{Dj} = -D_j \dot{\phi}_j \quad (2.21)$$

Die Parameter D_j der Gelenke (Hüfte, Knie, Sprunggelenk, Wölbung und Zehengelenk) mußten abgeschätzt werden. Ein Anhaltspunkt ergab sich aus einem Literaturwert für die Reibung der Armbewegung in der Schulter relativ zum Rumpf - Happee [52] gab $D = 0.2 \text{ Nms/rad}$ an.

Zum Zwecke der Einordnung des Literaturwerts stellt man sich in einem Gedankenexperiment ein in der Hüfte abgetrenntes Bein vor, weiterhin dessen Hüftkopf aufgehängt in einer im Raum

fixierten Pfanne im Schwerfeld und schließlich das Knie gestreckt fixiert, sodaß man das Bein als ein physikalisches Pendel betrachten kann. Die Lösung der zugehörigen linearisierten Bewegungsgleichung ist Lehrbüchern zu entnehmen (z.B. [37]), hier soll nur der aperiodische Grenzfall betrachtet werden, in dem das ausgelenkte Pendel ohne Überspringen und in kürzestmöglicher Zeit in den senkrechten Hang zurückkehrt. Dies geschieht genau dann, wenn folgende Beziehung zwischen den Parametern der Bewegungsgleichung erfüllt ist:

$$D = \sqrt{mgl(\theta + ml^2)} \quad . \quad (2.22)$$

Dabei ist m die Gesamtmasse des Beins inklusive Fuß, g der Betrag der Gravitationsbeschleunigung, l der Abstand Hüfte–Schwerpunkt und θ das Trägheitsmoment des Beins bezüglich Schwerpunkt. Für das Modellbein (anthropometrische Daten siehe Tabelle 2.1) ergäbe dies ein Wert von $D = 6.0\text{Nms/rad}$. Spielt man das gleiche Experiment für das Kniegelenk durch, so ergibt sich ein Wert von $D = 1.3\text{Nms/rad}$, für das Sprunggelenk $D = 0.05\text{Nms/rad}$.

Letztlich habe ich dann in Anlehnung an den einzig verfügbaren Literaturwert $D = 0.1\text{Nms/rad}$ für Hüfte, Knie und Sprunggelenk gewählt, da die Ausdehnung der Gelenkflächen, die als hauptsächlich für die Reibung verantwortlich vermutet werden, sich in diesen Gelenken nicht stark unterscheidet. Es ist demnach im vorliegenden Menschmodell nicht nötig, „schlechte“ Kontrollsignale zur Bewegungserzeugung durch unphysiologisch hohe mechanische Dämpfung auszugleichen. Über die mechanische Dämpfung hinaus zeigen Propriozeptoren im Körper (z.B. die Muskelspindeln als trickreiche Dehnungsmesser [88]) geschwindigkeitsabhängiges Antwortverhalten, was - bei Einschluß des Dehnungsreflexbogens in die Bewegungssteuerung [30, 31, 32] (mehr dazu im Abschnitt 4.1) - zu „Dämpfungseigenschaften“ bereits der das mechanische System steuernden Rückkopplungssignale führt.

Da die Fußsegmente der Wölbung und die Zehe in meinem Modell ansonsten nur durch nicht-dissipative Bandstrukturen gekoppelt sind, wurde hier alle real auftretende Dissipation mit Hilfe der Gelenkreibung modelliert und daher für jene zwei Gelenke ein Wert von $D = 1.0\text{Nms/rad}$ angenommen

2.4.3 Zehenmoment

Im Wölbungs- und im Zehengelenk des Modellfußes wirken keine aktiven Muskelkräfte. Die Spitze einer passiven und der Schwerkraft ausgesetzten Zehe ist der bodennahste Punkt des Schwungbeins und daher „gefährlich“ für die Bewegung des Gesamtmodells. Geringes Schleifen muß nicht zwangsläufig zum „auf die Nase fallen“ führen, da die Wechselwirkung zum Boden mittels realistischer Kraftkopplung (siehe Abschnitt 2.3.2) modelliert wird. Jedoch gibt es auch hier eine Schwelle an Bremskraft parallel zum Boden, bei deren Überschreiten der Sturz eintritt. Diese Gefahr ist gebannt, wenn die Zehe dann aktiv angehoben werden kann, wenn der Fuß den Boden verlassen hat. Dies konnte ich auf einfachste Art dadurch erreichen, daß im Sinne der Hebung ein zum Anschlag und zur Reibung zusätzliches, konstantes Zehen–Gelenkmoment $M_Z = 5\text{Nm}$ wirken sollte, sobald die Kraftangriffspunkte an Ferse und Ballen des zugehörigen Fußes keinen Bodenkontakt mehr aufwiesen. Der erzeugte Effekt besteht in einer etwas übertrieben und deshalb unnatürlich wirkenden Zehenhebung, die durch den Anschlag beschränkt wird aber „ihren Dienst tut“, da die Höhe des Moments ein ausreichend schnelles Heben der Zehe nach dem Lösen des Schwungbeins vom Boden bewirkt. Ein leichtes Schleifen des Ballens ist auf ähnlich einfache Weise nicht zu verhindern, allerdings ist es oft nicht kritisch in Bezug auf die Stabilität der Bewegung und tritt durchaus innerhalb stabiler Bewegungssimulationen auf.

Kapitel 3

Die inneren Kräfte: Muskelmodellierung

Ein Kernpunkt meiner Arbeit ist zu zeigen, daß die Modellierung der *Muskulatur* von zentraler Bedeutung für folgende Fragestellung der Biomechanik ist: „Wie kommt Bewegung und Bewegungskontrolle biologischer Wesen zustande?“. Darüber hinaus ist Muskelmodellierung in gleichem Maße unerlässlich zur Beantwortung der Frage: „Wie groß sind die mechanischen Belastungen anatomischer Strukturen?“. Auf den letzten Aspekt wird noch an anderer Stelle deutlich hingewiesen (siehe z.B. Erklärung zur Abbildung 3.21), der Schwerpunkt meiner Arbeit liegt jedoch auf der Beschäftigung mit der ersten Frage. Der folgende Abschnitt 3.1 wird deshalb durch einen etwas ausführlicheren Versuch der Einordnung der Muskulatur in den Bewegungszusammenhang meiner Motivation zur Muskelmodellierung Ausdruck verleihen.

Danach soll in Abschnitt 3.2 für den Leser, der in Muskelphysiologie nicht bewandert ist, eine kurze Beschreibung des Muskelaufbaus erfolgen. Ausführliche Abhandlungen zu diesem Thema finden sich sowohl in der anatomischen (z.B. [123]) als auch der biomechanischen (z.B. [58, 88, 150]) Literatur, wobei besonders McMahon [88] durch eine ausführliche und übersichtliche Aufarbeitung des Bekannten empfehlenswert erscheint.

Einen Überblick über die physiologischen Grundprinzipien bei der Organisation von Fortbewegung und damit der neuronalen Verknüpfung des isolierten Muskels mit dem übrigen Bewegungsapparat gibt Grillner [44]. Abschnitt 3.3 soll hier einen kurzen Abriss dazu liefern mit der Betonung auf der funktionellen Einheit, die Muskelteile mit erregenden Motoneuronen bilden.

Die rotatorische Wirkung der Zugkraftelemente der Muskulatur auf das Skelett hängt erstens von der Muskelkraft selber und zweitens von den Orten der Krafteinleitung ab:

1. Die Muskelkrafterzeugung gehorcht einer eigenen Dynamik, auf deren mathematische Modellierung in Abhängigkeit von Muskellänge, Kontraktionsgeschwindigkeit und elektrischer Reizung sich Abschnitt 3.4 konzentriert. Es zeigt sich, daß die hier durchgeführte Parametrisierung ein offenes System erzeugt, dessen Steuerung durch nicht-mechanische Parameter, die elektrischen Muskelstimulationen, möglich ist. Jene vom Nervensystem erzeugten elektrische Potentiale (am oder im Muskel durch Oberflächen- oder Nadel-Elektroden nachweisbar) bilden in der Realität wie im Modell eine gut identifizierbare Schnittstelle zwischen mechanischem System und nervösen Steuerkommandos. Sie führen einerseits dazu, daß zur mathematischen Beschreibung des Systemzustandes zusätzlich zu den mechanischen Koordinaten und Geschwindigkeiten der Körper unabhängige Variablen benötigt werden: die Länge eines Muskels und seine Aktivität (Ca^{2+} -Konzentration). Andererseits ermöglichen sie als zum mechanischen System externe Kommandos dessen Steuerung.
2. Funktionell und strukturell lassen sich die aktiven Muskelmassen bestehend aus Muskelzellen von dem dazu seriellen, passiven Bindegewebe - den Sehnen - unterscheiden. Von den 14 Modellmuskeln pro Bein wirken jeweils vier Zweierpaare auf die gleiche Sehne. Daraus

ergibt sich das Problem, allgemein den Zeitverlauf des Ortes des Verknüpfungspunktes von Muskel und Sehne in der Ebene zu berechnen. Dieser Fall wurde bisher in der biomechanischen Literatur nicht berücksichtigt. Die restlichen sechs Muskelmassen ziehen allein an ihrer zugehörigen Sehne, dabei erfolgt die Bewegung des Verknüpfungspunktes eindimensional entlang der Verbindungslinie von Ursprung und Ansatz. Zur Berechnung der Kontraktion des Muskels im eindimensionalen Fall ist es eigentlich nicht nötig, explizit die Koordinaten des Verknüpfungspunktes in der Modellebene zu berechnen, sondern man könnte einfach die Kontraktionsgeschwindigkeit integrieren, um die Zeitentwicklung der Muskellänge zu erhalten, wie es von verschiedenen Autoren [174, 151] vorgeschlagen wurde. Programmtechnisch und vom Standpunkt einer flexiblen Modellierung von Muskelstrukturen ist es jedoch ökonomischer, diesen Fall als einen eingeschränkten Sonderfall der Bewegung in der Ebene zu betrachten. Die Berechnung der Bewegung des Verknüpfungspunktes \vec{P}_V , d.h. eine von mir speziell ausgewählte Implementierung der Kontraktionsdynamik, ist Abschnitt 3.5 zu entnehmen. Der Abschnitt kann vom mathematisch wenig interessierten Leser ohne Verlust des Verständnisses des biomechanischen Gesamtzusammenhangs überblättert werden. Wichtig ist nur zu wissen, daß letztendlich aus der Integration der Kontraktionsdynamik jedes CEs zu jedem Zeitpunkt die Längen aller CEe als Zustandsvariable des Systems bekannt sind.

3. Die Geometrie des Muskels vom Ursprung über mögliche Umlenkflächen bis zum Ansatz legt die Hebelarme des Muskels bezüglich der überstrichenen Gelenke und damit deren rotatorische Wirkungen auf die Segmente fest. Die Hebelarmverläufe in Abhängigkeit der Gelenkwinkel sind z.B. durch Messung an Leichen zugänglich und durch Programmierung von Umlenkpunkten von Fadenelementen in einem Mehrkörpersystem im Modell reproduzierbar. Definition des Hebelarms, Implementierung der Umlenkpunkte und mit Hilfe jener Umlenkpunkte parametrisierte Hebelarmverläufe (in der Sagittalebene) der in das Modell eingebauten Beinmuskeln sind im Abschnitt 3.6 zu finden.

3.1 Zur Hinführung

Die Muskelzelle ist der biologische Grundbaustein eines Individuums (Mensch oder höheres Tier), um Kräfte selber zu *erzeugen*, sie ist somit das Fundament mechanischer *Interaktion* mit der Umwelt. Diese Aussage meint die direkte Ausübung von Kräften mittels Kontaktwechselwirkung auf andere mechanische Objekte. Jedoch selbst die Interaktion im sozialen Sinn (Informationsaustausch) mit Augen, Gesichtssinn (Mimik), Körpersprache (Gestik), Tastsinn und Sprachfähigkeit (Kehlkopf und Zunge) basiert auf muskulärer Aktion, was bedeutet, daß für den Menschen die Bedeutung der Muskulatur weit über den rein mechanischen Aspekt hinausreicht. Um den Gedanken noch etwas weiter zu führen: Die Muskulatur ist der mechanische „Flaschenhals“ eines biologischen Organismus, durch den eine im zentralen Nervensystem (ZNS) entworfene Handlungsanweisung fließen muß, und zugleich das elementare Werkzeug zur *Manipulation* seiner Umwelt. Man denke nur an den Schreiber dieser Zeilen, der möglicherweise auf das Wirken eines unbedarften Diplomanden mittels Lektüre dieser Arbeit Einfluß nimmt, und das nur dadurch, daß er einmal ein paar Finger über einer Tastatur bewegte. Jedoch auch ein Eichhörnchen, das nach dem Maß des Menschen mit Sicherheit geringen Einfluß auf den Lauf der Welt hat, manipuliert seine Umgebung, indem es eine Haselnuß ein- oder ausgräbt. Man stelle sich auf der anderen Seite vor, wie furchtbar handlungs- und kommunikationsunfähig ein Mensch bei Ausfall jeglicher motorische Muskulatur (auch die Augenmuskelchen, nicht die Muskeln der inneren Organe) wäre.

Nach dieser zugegebenermaßen etwas drastischen Veranschaulichung der Bedeutung von Muskelkräften in der belebten Welt richtet sich der Blick wieder auf ihre physikalische Einordnung.

Muskelkräfte sind (wie beispielsweise auch die Kräfte in den Kreuzbändern des Knies) als innere Kräfte zwischen den Massen eines mechanischen Bewegungsapparates (wenn man den Körper einmal nur auf seine mechanischen Eigenschaften reduzieren und ihn so bezeichnen will) gerade dadurch definiert, den Geschwindigkeitsvektor des Schwerpunkts des Körpers und dessen Drehimpuls *nicht* verändern zu können. Dazu bedarf es des Impulsaustausches (per definitionem bewirken ihn äußere Kräfte) mit der Umgebung (Wasser, Luft oder Oberflächen). Beim Menschen im aufrechten Gang findet dieser Austausch unter Vernachlässigung der Luftreibung dauernd einerseits zwischen Füßen und Erdoberfläche andererseits zwischen den Massenschwerpunkten der Segmente und der Gravitation statt. Die vorhandene Gravitation sorgt für eine zur Erdoberfläche rücktreibende Kraft senkrecht zu den Flächen gleichen Gravitationspotentials (zu ebener Erde praktisch identisch zur Landoberfläche), deshalb sind reine Druckkraftkomponenten (senkrecht zur Oberfläche) unter dem Fuß für die Landfortbewegung ausreichend (keine Saugnäpfe oder Kaugummis). Zur Beschleunigung des Körpers parallel zur Oberfläche nutzt der Mensch Haftreibungskräfte, also mikroskopische Verzahnung der Fußsohle mit dem Boden. In geringerer Masse kann er auch mit der Zehe einen weichen Untergrund manipulieren, indem sie sich dort einkrallt.

Muskuläre Aktivitäten initiieren rotatorische Segmentbeschleunigungen, diese resultieren in einer Veränderung des mechanischen Zustandsvektors, von dem wiederum die Bodenreaktionskraft abhängt. Muskeln ermöglichen und vermitteln durch gezielte Manipulation der Bodenreaktionskraft Kontrolle des Nervensystems über den Bewegungszustand des Körpers. In den mechanischen Bewegungsgleichungen treten die Muskelkräfte als die eigentlichen Kontrollgrößen der Bewegung auf, was sich mathematisch dadurch ausdrückt, daß sie beim Gang die einzigen Kräfte sind, die nicht nur vom momentanen Systemzustand sondern darüber hinaus explizit von der Zeit abhängen [4]. Diese explizite Zeitabhängigkeit ist wiederum durch eine Zeitabfolge von *Parameteränderungen* verursacht, deren Eigendynamik *nicht* durch die Bewegungsgleichungen des mechanischen Systems bestimmt ist. In der Terminologie der allgemeinen Beschreibung der Selbstorganisation von Nichtgleichgewichts-Systemen nach Haken [51] heißt das: Das Nervensystem mit seiner Dynamik ändert Parameter, die die Dynamik des mechanischen Systems, das dadurch vom Nervensystem „versklavt“ wird, kontrollieren. Der Begriff der „Versklavung“ soll durch das Schema der Abbildung 3.1 veranschaulicht werden, in dem der Hierarchiepfeil nur in die Richtung vom ZNS zum MKS zeigt, denn die Stimulation (*STIM*) resultiert in diesem Schema aus der unabhängigen Vorgabe von Sollmuskellängen [32] durch das ZNS. Davor hatte bereits Bernstein [5] die spezielle Kontrollfunktion des Nervensystems beschrieben. Das Nervensystem ist der Ausgangspunkt der Entscheidungen über erwünschte Bewegung und deren Kontrollinstanz. Die Muskelkräfte treten zwar in der rein mechanischen Beschreibung als die Ursachen der Bewegung auf, sind aber ihrerseits abhängig und kontrolliert von einer *übergeordneten* Instanz der Informationsverarbeitung: Dem ZNS, welches eine hierarchische Struktur einer großen Zahl miteinander vernetzter Unterstrukturen [5] bildet.

Die Kontrolle durch das Nervensystem kann allerdings auch versagen, z.B. wenn ein Mensch stolpert und hinfällt. Daran ist zu erkennen, daß das mechanische System in diesem Falle nicht vom ZNS „versklavt“ wird, sondern die Dynamik des MKS dominiert wird von den Kontaktwechselwirkungen zur Umwelt. Mithin wird ersichtlich, daß das MKS eigentlich „eingespannt“ ist zwischen Umwelt und ZNS, wobei üblicherweise häufiger das ZNS die Kontrolle ausübt als die Hindernisse, die einen Menschen umgeben (steigend mit dem Alkoholkonsum verliert diese Aussage an Richtigkeit).

Die Bewegung des kontrollierten Apparats wirkt auf zwei unterschiedliche Arten auf sich selbst zurück (siehe Abbildung 3.1). Zum einen existiert die reine mechanische Kopplung der Massen des Körpers, die in den Bewegungsgleichungen festgeschrieben ist. Kontrahiert ein einzelner Muskel im Körper, so setzt er nicht nur die Massen der direkt angekoppelten Körper in Bewegung, sondern diese wechselwirken mit anderen Nachbarkörpern. Der Bewegungsverlauf des Gesamtkörpers

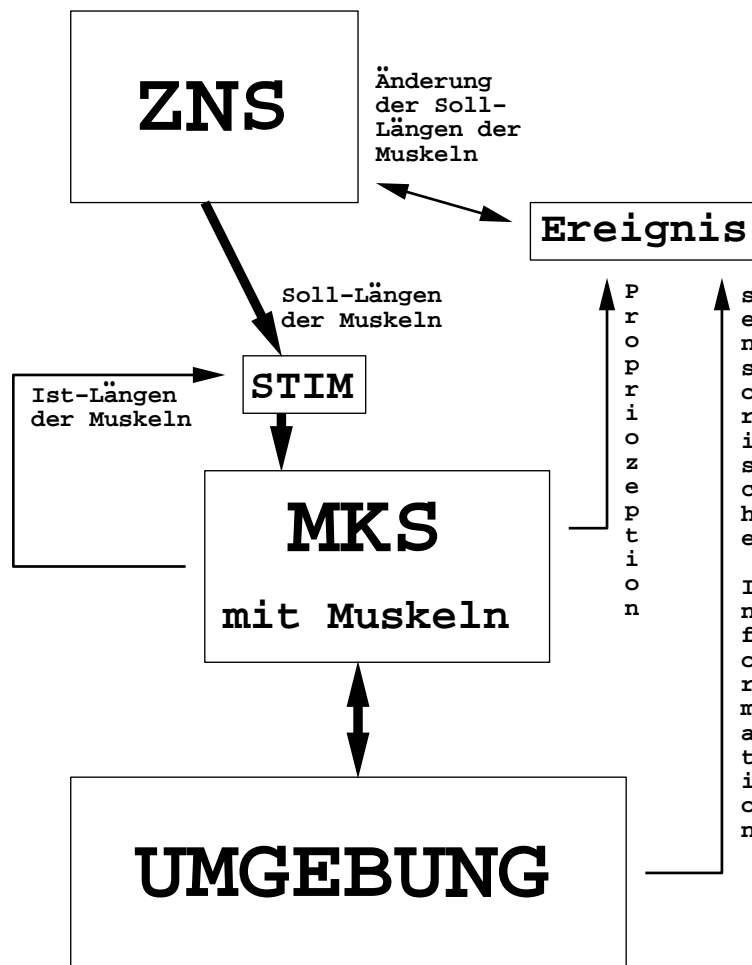


Abbildung 3.1: Wechselwirkung zwischen mechanischem System und ZNS einerseits sowie Umgebung andererseits

hängt daher bei identischer Anfangsmuskelkraft von den Anordnungen *aller* anderen Massen des Körpers ab. Damit ist zu einem späteren Zeitpunkt auch die Gelenkwinkelstellung des vom Muskel überstrichenen Gelenks abhängig vom Anfangszustand des Gesamtkörpers, selbst wenn das überstrichene Gelenk die gleiche Anfangswinkelstellung hatte und der Anfangswinkel auch nur eines nicht überstrichenen Gelenks variiert worden ist. Der Zeitverlauf des überstrichenen Gelenks ist für verschiedene Anfangsanordnungen der weiter entfernt liegenden Gelenke und Massen unterschiedlich. Daraus wiederum resultiert eine unterschiedliche Entwicklung der Muskelänge. Da die Kraft des Muskels von seiner Länge abhängt, sieht man, daß der Systemzustand des MKS auf die Zeitentwicklung der Muskelkraft *rückwirkt*. Diese Kopplung ist instantaner Natur, wenn man ein Starrkörpermodell verwendet. In natura sind Muskeln - aber auch Knochen und Knorpel - deformierbar, wodurch sich die durch den Muskel ausgelösten Massenbewegungen wellenförmig durch den Körper ausbreiten. Die mechanische Kopplung von Muskelkraft und Systemzustand wird dadurch qualitativ verändert, bleibt aber prinzipiell erhalten.

Desweiteren wirkt das MKS auf neuronalem Wege zum einen mittels Reflexbogen [30] und zum anderen mittels Propriozeption via ZNS [5] auf sich selbst zurück. Der Reflexbogen ist der kreisförmige Informationsaustausch von α -Motoneuronen, Muskelmasse, Muskelspindeln und afferenten Nervenfasern (siehe auch Abbildung 3.4, in Abbildung 3.1 der rückführende Informationskanal vom MKS zu *STIM*). Unter Propriozeption versteht man den Informations(-rück-)fluß an das ZNS, der durch alle im Körper befindlichen mechanischen Zustandsmelder (z.B. Muskelspindeln, Golgi-Sehnen-Organ, Gelenkrezeptoren usw.) entsteht. Diese Rückkopplung des

Zustandes des Körpers auf sich selbst hat im Gegensatz zur instantanen Kopplung innerhalb der Bewegungsgleichungen eines MKS nicht-instantanen Charakter (Signallaufzeiten in den Nervenfasern) und sie ist der entscheidende Faktor bei der Erlernung und Koordination von Bewegungen [4], weil sie sozusagen den „Bewegungserfolg“ durch Vergleich zwischen „Wunsch“ (ZNS) und „Wirklichkeit“ (der tatsächlich zustande gekommenen Bewegung) messen kann. Propriozeption bildet die Grundlage der Plastizität (d.h. zeitliche Veränderbarkeit und Anpassungsfähigkeit) jeglicher Bewegung [4]. Über die Frage, *wie* das ZNS Realität wahrnimmt und bewertet, soll hier nicht gesprochen werden. Der Doppelpfeil zwischen ZNS und „Ereignis“ soll nur andeuten, *daß* das ZNS nicht nur passiv auf Feststellung (Messung) realer Ereignisse reagiert, sondern zufließende Information bewertet. Diese Information besteht neben derjenigen der Propriozeptoren und dem Gleichgewichtssinn (vestibulär) auch aus kurzreichweitigen - tangorezeptorischen - (taktil: Tastsinn, thermo: Temperatursinn, chemo: Geschmack) und langreichweitigen - telerezeptorischen - (olfaktorisch: Geruch, akkustisch: Gehör, optisch: Augen) sensorischen Eindrücken der Umgebung.

3.2 Physiologie des isolierten quergestreiften Skelettmuskels

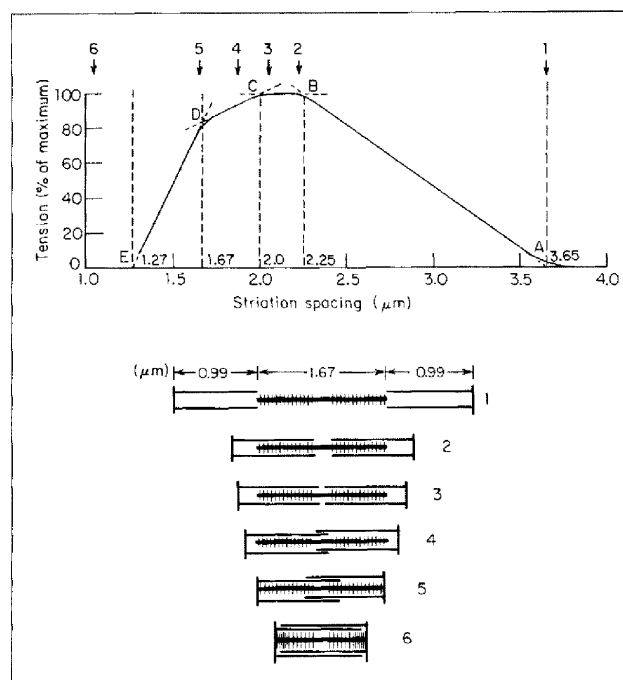


Abbildung 3.2: *Charakteristik der Elementareinheit des quergestreiften Skelettmuskels - des Sarkomers; die unteren sechs Zeichnungen stellen das Sarkomer (rechts und links begrenzt durch Z-Scheibe) bei verschiedener Überlappung von Actin (dünnes Filament) und Myosin (dickes Filament) dar; obere Zeichnung gibt abhängig von Überlapp („striation spacing“: Abstand der Z-Scheiben) die vom Sarkomer erzeugte statische Zugspannung relativ zum Maximum zwischen den Zuständen 2 und 3 wieder; Abbildung aus McMahon [88], Originalveröffentlichung von Gordon, Huxley und Julian [39]*

Die elementare mikroskopische Muskeleinheit ist das Sarkomer (Länge $\approx 2.5 \dots 2.8 \mu\text{m}$, Dicke $\approx 0.5 \dots 1.0 \mu\text{m}$), das wiederum aus Bündeln zwei verschiedener Molekülsorten (Filamente: Actin und Myosin, siehe Abbildung 3.2) besteht. Die Filamente sind mit Haaren vergleichbar, die mit jeweils gleichartigen in Bündeln parallel liegen und mit ihrer Wurzel in einer Grundplatte stecken. Dabei entspringt die gleiche Filamentsorte aus Vorder- und Rückseite einer Platte. Abwechselnd

eine solche Myosin- und eine Actin-Doppelbürste sind in Haarrichtung periodisch hintereinander zu einer Fibrille aufgereiht. Man spricht von „Überlappung“, wenn Actin- und Myosin, „haare“ ineinander geschoben sind und wechselwirken können. Das Sarkomer ist definiert als Abschnitt zwischen zwei Actin-Grundplatten (den sogenannten Z-Scheiben). M-Zonen werden die Grundplatten der Myosin-Moleküle genannt. Die Fibrille ist von einer Einstülpung (Sarkoplasmatisches Retikulum: SR) der Zellwand (Sarkolemma) der Muskelzelle, zu der sie gehört, umgeben. Über das SR gelangt auch der elektrische Reiz der Neuronen direkt bis an die Fibrille. Der Bereich um die Z-Scheibe, in den die Myosin-Moleküle nicht hineinreichen, heißt I-Bande, und umgekehrt, der Bereich um die M-Zone, in den die Actin-Moleküle nicht hineinreichen, H-Bande. Diese bildet wieder das Zentrum der A-Bande, die die Ausdehnung der Myosin-Doppelbürste um die M-Zone herum bezeichnet. Die Länge der A-Bande minus der der H-Bande entspricht der Ausdehnung des Überlappbereichs von Actin und Myosin in einem Sarkomer. Die nächste abgrenzbare Struktureinheit paralleler Fibrillen nennt man Fibrillenbündel, von denen wiederum viele parallelliegend die Muskelfaser bilden. Zusammen mit der Zellflüssigkeit (Sarkoplasma) ist die Muskelfaser in der Zellwand (Sarkolemma) eingeschlossen: Damit ist der Aufbau die Muskelzelle beschrieben.

Jede einzelne Muskelzelle ist im weiteren umgeben von Bindegewebe (Endomysium), das Kapillaren bzw. Venen zur Stoffwechsellieferung sowie Nervenfasern an sie bindet. Ungefähr 150 Fasern parallel, umgeben von einer weiteren Bindegewebshülle (Perimysium internum), bilden die nächste Struktureinheit: Das primäre Muskelbündel (Myon). Es ist die elementare makroskopische Muskelfunktionseinheit in dem Sinne, daß ihre Größe von Muskel zu Muskel nicht variiert. Das Perimysium externum umhüllt nun die sekundären Muskelbündel, die jetzt mit zunehmendem Gesamtmuskelquerschnitt eine steigende Anzahl paralleler Myonen beinhalten. Anders herum ausgedrückt: je feiner die Kräfte eines Muskels dosiert werden sollen (extremer Fall: die Fingermuskeln), desto kleiner ist die Anzahl der Myonen pro sekundärem Muskelbündel angelegt. Mit dem Muskelquerschnitt steigt die Anzahl paralleler sekundärer Muskelbündel des makroskopischen Muskels. Dieser ist seinerseits noch einmal in eine netzartige Umhüllung aus kollagenen Bindegewebsfasern (Faszie) eingebettet, die sich verschiedenen Längen-Querschnitt-Verhältnissen der Muskelmasse im Aktivzustand anpassen kann. Zwischen ihr und den Muskelbündeln befindet sich zur Muskelversorgung ein lockeres Bindegewebe (Epimysium), das Träger von Blut- und Lymphgefäßen sowie Nervenfasern ist und auch zwischen die Muskelbündel dringt.

Um die Ereignisabfolge bei Erregung der Muskeloberfläche mit elektrischen Entladungspulsen (der Muskel wird *stimuliert* - sobald er Kraft erzeugt, ist er *aktiv*) nachzuzeichnen, bleiben folgende Eigenschaften des SR - ohne auf dessen mikroskopische Struktur (siehe z.B. [88]) genauer einzugehen - festzuhalten:

- Extrazelluläre Flüssigkeit kann sich dadurch, daß das SR nichts anderes als eine Einstülpung der Zellwand ist, nur getrennt durch das SR fein zwischen den einzelnen Fibrillen verteilen.
- Das SR trägt den elektrischen Stimulus, der über das auf der Zellwand aufsitzende Ende (motorische Endplatte) der Nervenfaser (Axon) die Muskelfaser erreicht, direkt bis an die Fibrillen heran.
- Das SR ist ein „Schwamm“ für Ca^{2+} -Ionen, die durch den elektrischen Reiz in das Zellinnere zwischen Actin- und Myosin-Moleküle freigesetzt werden.

Das Nervensystem sendet zur Regulierung der Krafterzeugung einzelne Depolarisationsentladungen („spikes“) entlang von Nervenfasern, deren Ausbreitungsgeschwindigkeit entlang der Faser 80 . . . 120m/s für den schnellsten Typ I und 35 . . . 75m/s für den Typ II beträgt [86]. Nach einer einzelnen Entladung („twitch“) passiert folgendes: Das Sarkolemma wird depolarisiert, aus dem

Ca^{2+} -Schwamm SR werden Ca^{2+} -Ionen in das Sarkoplasma ausgeschüttet. Die Ca^{2+} -Ionen diffundieren zum Actin und koppeln dort an. Dies löst eine Molekülumstrukturierung am Actin aus, das dadurch eine Kopplungsstelle („active site“) freigibt, an das ein Myosin-Köpfchen anbinden kann. Danach leistet dieses Köpfchen unter Verwendung chemischer Energie mechanische Arbeit, indem es sich entlang der Längsachse des Myosin-Moleküls verbiegt und eine Scherkraft zwischen Actin und Myosin erzeugt. Der maximale Arbeitsweg beträgt dabei $\approx 5 \dots 10\text{nm}$. Die chemische Energie wird durch die Spaltung von Adenosintriphosphat (ATP) in Adenosindiphosphat (ADP) und ein Phosphor-Ion aufgebracht. Drei Myosin-Köpfchen sind im Winkelabstand von 120° senkrecht zur Myosin-Moleküllängsachse angebracht, die entlang dieser Achse aufeinander folgenden Triaden sind jeweils um 40° zueinander spiralg verdreht, d.h. jede neunte Triade ist (nach 43.5nm) identisch ausgerichtet. Sinkt die Ca^{2+} -Konzentration und ist die Mg^{2+} -Konzentration hoch genug, so koppelt ATP, falls vorhanden, an das Myosin-Köpfchen, indem es die Abfallprodukte ADP und Phosphor-Ion in das Sarkoplasma verdrängt, und trennt dadurch Actin von Myosin. Ein Kontraktionszyklus ist geschlossen, Actin und Myosin sind im erneut arbeitsfähigen Ausgangszustand.

Der Stoffwechsel der Zelle muß für den Rückbau der hochenergetischen Phosphatverbindung ATP aus dem erzeugten ADP sorgen. Geschieht dies nicht ausreichend, so wird der Muskel aufgrund der „verklebten“ Brückenbindungen steifer (im Extremfall bei Tod: Leichenstarre) und kann weniger Arbeit leisten. Die makroskopisch erzeugte Muskelkraft ist das Ergebnis einer Statistik vieler Mikrozyklen, die *gleichzeitig* entlang der gesamten Länge des Muskels vom Ursprung bis zur Sehne in den seriell geschalteten Sarkomeren einer durchgehenden Faser ablaufen müssen. Wäre der Muskel nur lokal erregt, so würde er dort kollabieren und könnte an seinen Enden keine Kraft erzeugen. Für eine flächige Verteilung des Stimulus sorgen neben der hohen Leitfähigkeit des SR die Verästelungen der Nervenfasern auf der gesamten Muskeloberfläche.

Die Länge der Muskeln und damit -fasern kann beim Menschen ein paar Millimeter bis $\approx 30\text{cm}$ betragen. Verkürzt sich der Muskel im aktiven Zustand, so nennt man dies konzentrische Arbeitsweise. Wird der Muskel gedehnt, während er aktiv ist (exzentrische Arbeitsweise), so leisten die Brückenbindungen ebenso Arbeit gegen die äußere Last. Diese wird hingegen *nicht* wie in einer Feder in Form von potentieller Energie im Muskel gespeichert, sondern die Myosin-Köpfchen werden entgegen ihrer lastfreien Kontraktionsrichtung während des Arbeitszyklus verbogen, nach Beendigung des Zyklus löst sich die Brücke aber genau wie im konzentrischen Fall durch den oben beschriebenen Mechanismus und die kurzzeitig im Köpfchen gespeicherte potentielle Energie geht verloren, da das Köpfchen sich ohne Arbeitsleistung in seinen Ausgangszustand zurückbegibt.

Der Muskel ist ein thermodynamisch offenes System. Krafterzeugung ist an Aktivität gekoppelt und diese an einen stetigen chemischen Energiefluß mittels ATP durch den Muskel (Stoffwechsel). Selbst wenn nach außen hin keine mechanische Arbeit geleistet wird (statisches Gleichgewicht gegen eine äußere Last: isometrische Arbeitsweise), kann dieses Gleichgewicht nur durch dauernde Stoffwechselaktivität aufrecht erhalten werden. Ermüdung ist primär ein lokales Erschöpfen der chemischen Energiespeicher, neben Effekten wie der Anreicherung von Stoffwechselabbauprodukten oder der Veränderung der neuronalen Signalübertragung.

Es gibt zwei Arten der Energiebereitstellung beim ATP-Wiederaufbau. Der eine erfolgt durch Glykolyse, der andere über einen Oxidationsprozess. Danach werden in der Literatur drei Fasertypen unterschieden, die auch in der Zeitkonstante, welche den Anstieg der erzeugten Kraft bei einem Stimulations-Puls bestimmt, differieren [88]. Das bedeutet, daß die Ausschüttung von Ca^{2+} -Ionen in das Sarkoplasma für verschiedene Fasertypen unterschiedlich schnell erfolgt. Zum einen existieren die schnellen, glykolytischen Fasern (FG), deren Stoffwechsel nahezu auf den oxydativen Weg verzichtet. Sie ermüden nach einer geringen Anzahl dicht aufeinander folgender Kontraktionszyklen mit hoher Krafterzeugung. Die langsamen, oxydativen Fasern hingegen (SO) bilden das andere Extrem und sind entscheidend für Ausdauerleistungen, indem sie auf die Gly-

kolyse fast verzichten. Dazwischen wird die schnelle, oxydative Faser (FO) eingeordnet, deren Zeitverhalten näher an der FG- als an der SO-Faser liegt.

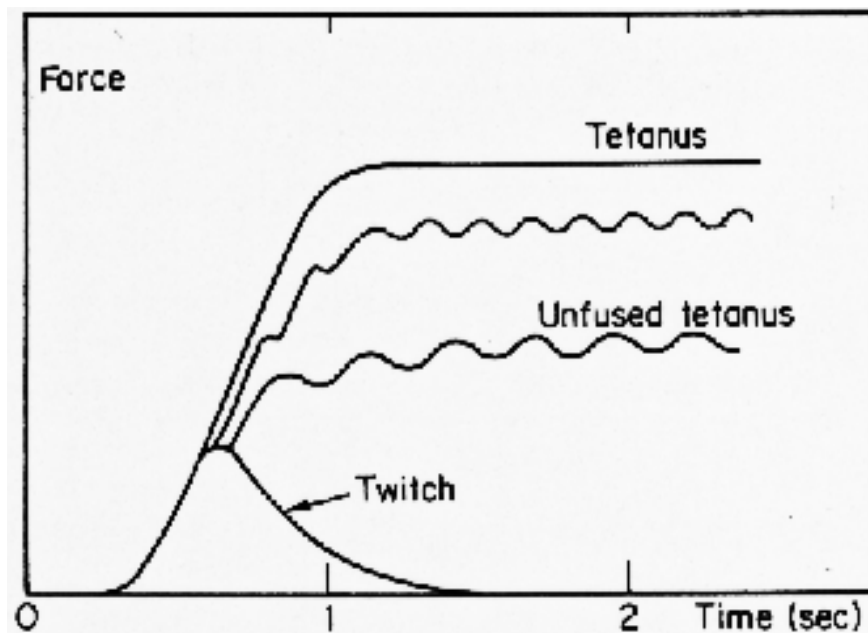


Abbildung 3.3: Kraft-Zeit-Verhalten einer Muskelfaser bei verschiedenen Reizfrequenzen; Abbildung aus McMahon [88]

Eine Muskelfaser zeigt Tiefpaß-Verhalten (siehe Abbildung 3.3), das hier erläutert werden soll. Ein einzelner elektrischer Puls („spike“), der an der motorischen Endplatte ankommt, erzeugt eine Kraftspitze („twitch“) im Kraft-Zeit-Diagramm. Ein weiterer „twitch“ in einem Abstand, der geringer ist als die Breite des ersten, erzeugt durch Überlagerung ein zusätzliches höheres Maximum als das eines einzelnen „twitches“. Eine Dauerfrequenz (Feuerfrequenz) führt nach ca. 3-5 Pulsen zu einem um einen konstanten Mittelwert gewellten Kraftverlauf („unfused tetanus“). Je höher die Feuerfrequenz, desto geringer ist die Wellung, desto höher der Mittelwert und desto höher ist auch die Kraftanstiegsrate. Ist die Feuerfrequenz des Nervensystems hoch genug (je nach Muskelfaser-Typ zwischen 30 und 100 Hertz), so verschmelzen die einzelnen Kontraktionskraft-Spitzen zu einer Dauerkraft („tetanus“). Eine weitere Frequenzerhöhung führt allerdings zu keinem weiteren Anstieg der erzeugten Kraft, da die Actin-Myosin-Mikrozyklen nur mit endlicher Geschwindigkeit ablaufen können. Der Eingabereiz (Feuerfrequenz) kann erhöht werden, ohne daß die Ausgabewirkung (Kraft) größer wird.

Die natürliche Reizung aller Fasern eines Muskels erfolgt zeitlich nicht-kohärent, somit ist leicht einzusehen, daß sich der Kraft-Output des makroskopischen Muskels auch bei niedrigen Frequenzen zwar verrauscht aber ungewellt darstellt. Die Kraftanstiegsrate des Muskels ist durch eine Eigenheit des Input-Output-Verhaltens der Motoneuronen erhöht gegenüber der, die einer konstanten Eingabereizfrequenz am Motoneuron entspräche: Wird dessen Eingabereiz plötzlich vom Niveau 1 auf ein Niveau 2 erhöht, so antwortet das Motoneuron im Langzeitverhalten mit einer entsprechenden Erhöhung der Feuerfrequenz. Jedoch liegen die ersten 2-3 Pulse in kürzeren Zeitabständen als dem Abstand, der der neuen stationären Feuerfrequenz entspricht [44]. Dadurch ist die Zeitverzögerung zwischen Vorgabe eines neuen Kraftniveaus (bei Reflexen oder durch das ZNS) und tatsächlichem Erreichen verringert.

Die Fibrillenrichtung und die Vorzugsrichtung der Sehne, an der der Muskel zieht, sind im allgemeinen nicht identisch, der Winkel dazwischen heißt Fiederungswinkel. Er ist ein muskelspezifischer Parameter mit Maximalwerten, die je nach Autor zwischen 32° [35] und 25° [117, 24]

angegeben werden. Die Angaben zu den meisten Muskeln schwanken stark von Quelle zu Quelle. Der vergrößerte Hubeffekt durch Fiederung für einen gegebenen Betrag an Faserverkürzung ist selbst bei 32° nur im Bereich weniger Prozent. Der Haupteffekt der Fiederung dürfte deshalb vor allem sein, daß eine weitaus erhöhte Zahl von Fasern flächig sowohl an einem Knochen, der ungefähr parallel zur Sehnen verläuft, als auch an der Sehne selber angreifen kann. Damit ist es eher ein anatomischer Zwang der zur Fiederung führt, da die Erfordernis eines kräftigen Muskels dadurch erreicht wird, daß die verminderte mechanische Hubleistung wegen des Fiederungswinkels bei weitem durch eine deutlich erhöhte Anzahl an Muskelbündeln, welche zwischen Knochen und Sehne Kraft erzeugen können, überkompensiert wird. Der maximale, statische Kraftwert, den ein Muskel makroskopisch erzeugen kann, ist einer der weiter unten beschriebenen muskelspezifischen Parameter. Der Fiederungswinkel wurde daher in meiner Parametrisierung weggelassen.

3.3 Motorische Einheiten

Die (motorischen) Nervenzellen, von denen die elektrischen Steuerimpulse an den Muskel ausgesandt werden, sitzen in Ansammlungen konzentriert im Rückenmark und heißen Motoneurone. Der Signalfluß von den Motoneuronen zu den Muskelzellen nennt sich efferent und verläuft über ihre Axone (zur Zelle gehörende, signalaussendende Nervenfasern). Die Richtungsangabe „efferent“ der Signallaufrichtung bedeutet „wegleitend“ und bezieht sich auf das Motoneuron. Der Signalarückfluß von den Muskeln nennt sich dementsprechend afferent und wird durch signalempfangende (sensorische) Nervenfasern übermittelt. Die zugehörigen Zellkörper sind getrennt von den Motoneuronen außerhalb des Rückenmarks, aber an die Rückseite der Wirbelsäule angelagert, konzentriert (Ganglion der dorsalen Wurzel). Die Enden dieser afferenten Fasern kontaktieren mit den schon in Abschnitt 3.1 erwähnten Propriozeptoren, dehnungsempfindlichen Rezeptorzellen in Muskel (Spindel-Organ) und Sehne (Golgi-Organ). Deren Signale laufen „aufwärts“ in Richtung Afferenzen-Zellkörper. Motoneurone wie afferente Zellen besitzen die schnellsten Übertragungsfasern vom Typ I. Der sogenannte „Reflexbogen“ (Rückkopplungskreislauf zwischen Motoneuron und Muskel) schließt sich vermittelt kurzer verzweigter Nervenendigungen der Afferenzen-Zellkörper, welche auf der Oberfläche der Motoneuronen aufsitzen und ihnen die propriozeptive Information zuliefern. Weitere propriozeptive Signale kommen aus Organen in den Gelenkkapseln, welche gelenkwinkelabhängig sind. Die Verschaltung ist schematisch (bis auf die Gelenkpropriozeption) in Abbildung 3.4 dargestellt. Alle Nervenfasern - wie z.B. diejenigen des Reflexbogens - die keiner „Übertragungsleitung“ vom oder zum ZNS angehören, sind Teil des peripheren Nervensystems.

Ein Motoneuron innerviert eine feste Anzahl Muskelfasern gleichen Typs, zusammen ergibt das eine „motorische Einheit“ (ME). Jede Muskelfaser erhält nur Signale von einem Motoneuron. Ein wichtiges Prinzip zur Organisation der MEen eines Muskels ist das Größenprinzip. Es stellt ein über die Arten geltendes Prinzip dar und beinhaltet drei Aspekte:

1. Je wichtiger die Feinregulierung der Muskelkraft, desto kleiner sind die MEen (Fingermuskeln: 10 . . . 20, M. soleus des Unterschenkels \approx 2000).
2. Je größer die ME, desto größer ist der Zellkörper des Motoneurons und damit die Reizschwelle, oberhalb der es anfängt zu feuern und seine Muskelfasern zu aktivieren.
3. Die Größe der MEen eines Muskels ist abgestuft: bei geringer Kraftanforderung werden zuerst die kleinen Einheiten aktiviert (rekrutiert). Bei steigender Anforderung treten immer größere Einheiten hinzu, bei sinkender werden entsprechend die größten zuerst stillgelegt.

Die kleinsten MEen eines Muskels werden demnach aus den ausdauernden SO-Fasern gebildet, die größten aus FG- oder FO-Fasern [44]. Aus der bis zu diesem Punkt dargelegten Physiologie der Muskelkraftherzeugung ist zu ersehen, daß es offensichtlich zwei a priori unabhängige Parameter zur Steuerung der Gesamtmuskelkraft gibt: die Erregungsfrequenz und die Anzahl der rekrutierten MEen. Es gibt Hinweise [134, 44], daß bei zunehmender Fortbewegungsgeschwindigkeit zusätzliche MEen rekrutiert werden. Die Erregungsfrequenz der neurekrutierten MEen soll dabei annähernd konstant dem Wert aller bereits rekrutierten MEen sein. Allerdings wurden die Erkenntnisse im Labor durch künstliche Stimulation von Hirnarealen in Tierversuchen gewonnen und es stellt sich die Frage nach der Übertragbarkeit auf reale Bewegungserzeugung mittels natürlicher Erregungsmechanismen.

Zajac [174] dagegen schlägt auch wegen der Vergleichbarkeit mit der Messung vor (Amplitude gleichgerichteter EMG-Signale nimmt sowohl monoton mit der Frequenz als auch mit der Anzahl der MEen zu), bei der Simulation nur einen Stimulationsparameter zu verwenden, da vor allem die Netto-Tiefpaß-Charakteristik (siehe Abschnitt 3.2 und Abbildung 3.3) bei der Übertragung des Stimulationssignals in muskuläre Aktivität richtig modelliert werden muß, weniger der exakte Mechanismus. Bei der dynamischen Simulation eines komplexen Systems ist das korrekte Modellieren des Zeitverhaltens der Einzelkomponenten elementare Voraussetzung für die Aussagekraft des Modells, weil erst dadurch der Beitrag ihrer Wechselwirkungen zum gesamten Modellverhalten verstanden werden kann.

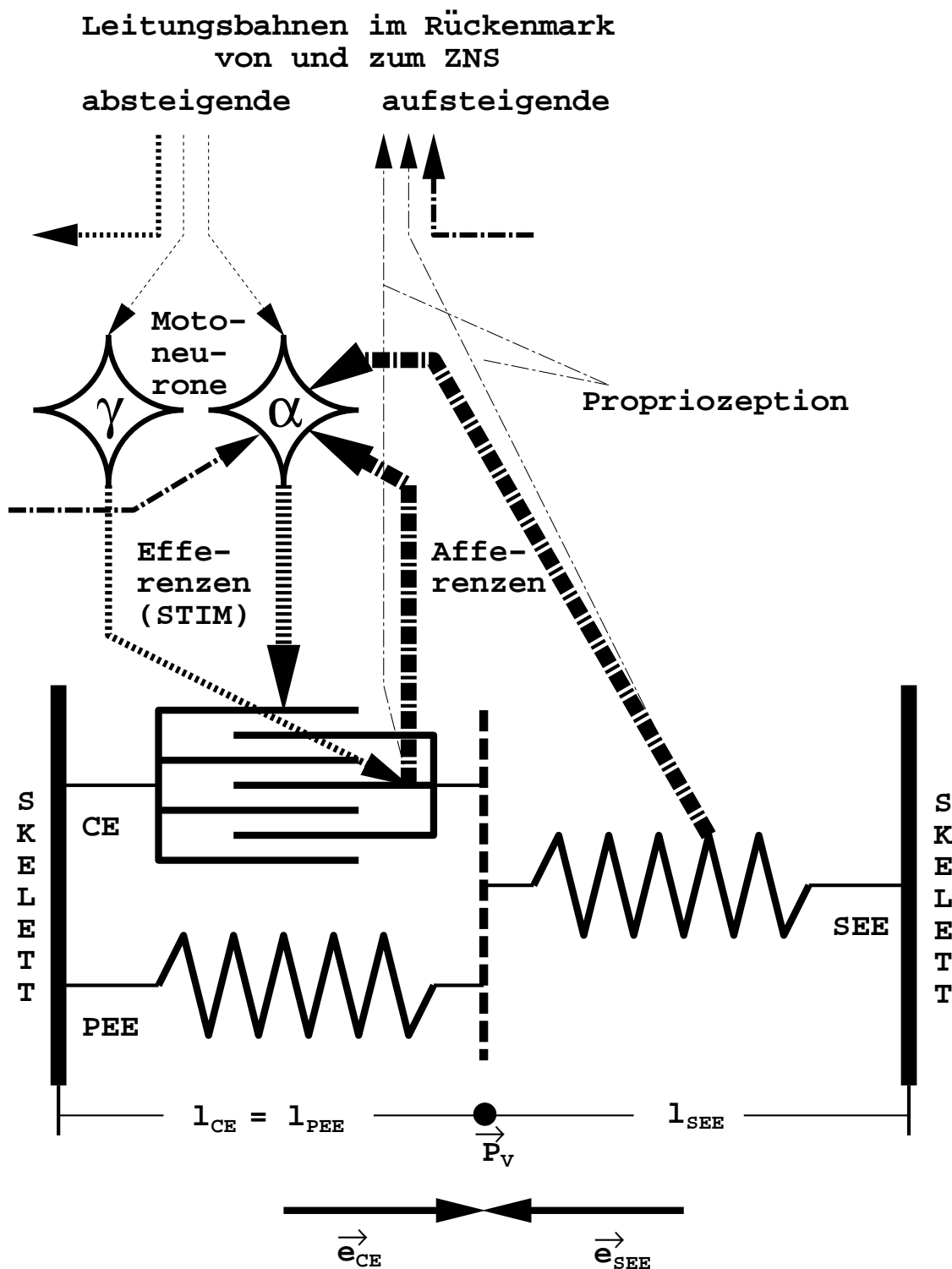


Abbildung 3.4: Schema des Muskelmodells und seiner Steuerung; das α -Motoneuron energiert die Hauptmuskelfaser (extrafusale Fasern) das γ -Motoneuron hingegen die sogenannten intrafusalen Fasern, zwischen die das dehnungssensitive Spindelorgan geschaltet ist; der Reflexbogen von Muskelspindeln zurück zum α -Motoneuron schließt sich über die afferente Faser einer sensorischen Nervenzelle, deren eines Ende um die Spindel gewickelt ist und die das Dehnungssignal entlang der Faser zum anderen Ende überträgt, wo es eine größere Anzahl (≈ 100) α -Motoneuronen erregt (vergleiche dazu Abbildung 4.4 in Abschnitt 4.1.1); Signalflüsse von und zur intrafusalen Faser sind durch gemeinsamen Projektionspunkt im CE symbolisiert; Golgi-Organen in den Sehnen sind ebenfalls dehnungssensitiv, ihr Signal damit ein Maß für erzeugte Muskelkraft; ihre Afferenz ist der Übersicht halber dargestellt aber in implementierter Bewegungssteuerung (siehe Kapitel 4) bisher nicht berücksichtigt

3.4 Modellierung der Muskelkräfte

Die Darstellung einer kompletten biomechanischen Modellierung des Muskel–Sehnen–Skelett–Apparats findet sich bei Hatze [58]. Ebenso ist dies bei Zajac [174] zu finden, der weiter eine umfassende Diskussion dieser Modellierung liefert und zusammen mit Hoy und Gordon [66] zudem Lösungen für die Längenskalierung bei verschiedenen Anthropometrien anbietet. Eine übersichtliche, knappere Darstellung zur Muskelmodellierung in Anlehnung an Zajac und Hatze sowie deren Anwendung ist bei van Soest [151] zu sehen. Die in diesem Abschnitt eingeführten Parameter wurden folgenden Quellen entnommen: vor allem van Soest [151] sowie Delp [24], Hatze [58, 55], Zajac [174], McMahon [88] und Hoy et. al. [66]. Der vollständige Satz aller Parameter, die zur Berechnung aller Muskelkräfte des Modells angenommen wurden, ist am Ende dieses Abschnitts 3.4 zu finden. Das Betrachten der Abbildung 3.6 ist hilfreich zum Verständnis der Kopplung zwischen MKS und Muskeldynamik, wie sie in den folgenden Abschnitten beschrieben ist. Dieses Schema unterscheidet sich von der Arbeit van Soests [151] in der Verwendung von Muskelstrukturen, bei der zwei CEe auf ein SEE wirken können, d.h. daß nicht die Länge l_{CE} direkt als Zustandsvariable mitintegriert wird, sondern die Koordinaten des Verknüpfungspunktes \vec{P}_V in der Modellierungsebene. Die Lösung dieses Teilproblems steht im Abschnitt 3.5.

3.4.1 Bewegungsgleichungen des Muskelmodells

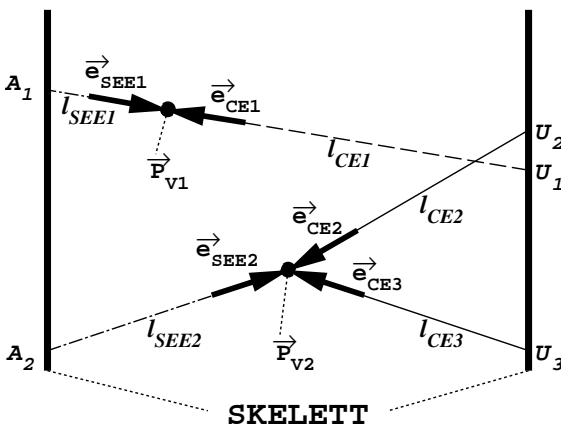


Abbildung 3.5: Aus bekannter Kraft des SEEs sind im Verknüpfungspunkt \vec{P}_{Vj} allein unter der Annahme von Kräfte–Gleichgewicht (zweidimensional) Kräfte in einem oder zwei CE bestimmbar; Längen l_{CEi} und l_{SEEj} sind durch die Koordinaten des Skeletts $\{x_k\}$ und der \vec{P}_{Vj} bestimmt

Das Modellelement, das die von einem aktivierten Muskel erzeugte Kraft $\vec{F}_{CE} = F_{CE}\vec{e}_{CE}$ liefert, heißt kontraktiles Element (CE). $F_{CE} > 0$ bedeutet Zugkraft auf das Skelett. Der Richtungsvektor \vec{e}_{CE} hat den Betrag 1, seine Komponenten sind abhängig vom Ort der Einleitung von \vec{F}_{CE} in das Skelett (also den Koordinaten $\{x_k\}$ des MKS) und dem Ort des Verknüpfungspunktes \vec{P}_V zum SEE. Das seriell elastische Element (SEE) ist das Modellelement, das die Sehne repräsentiert, an der der Muskel zieht. Die zweite passive Struktur des Muskelmodells ist das parallel elastische Element (PEE). SEE und PEE werden im nächsten Abschnitt behandelt, die darauf folgenden Abschnitte konzentrieren sich dann auf den Kern des Muskelmodells - die Parametrisierung des Kraftbetrages F_{CE} .

Die Abbildung 3.5 stellt insoweit eine Erweiterung des Schemas des Muskelmodells aus dem unteren Teil der Abbildung 3.4 dar, als sie eine Muskelstruktur wiedergibt, bei der zwei CEe an einer Sehne ziehen. Beim Menschen tritt eine derartige mechanische Kopplung häufig auf, indem ein eingelenkiger Muskel (oder auch mehrere) zusammen mit einem mehrgelenkigen auf eine Sehne wirkt (z.B. M. biceps femoris brevis und longus, Mm. vasti und M. rectus femoris, M. soleus und M. gastrocnemius, ...). Deshalb habe ich in meinem Modell die Möglichkeit geschaffen, entweder

ein oder zwei CEe mit einem SEE verknüpfen zu können. Die kinematischen Gleichungen

$$\begin{aligned} l_{Muskl/I} &= l_{CE/I} + l_{SEE} \\ l_{Muskl/II} &= l_{CE/II} + l_{SEE} \\ l_{PEE/I} &= l_{CE/I} \\ l_{PEE/II} &= l_{CE/II} \end{aligned} \quad (3.1)$$

gelten für die verzweigte Struktur, die entsprechenden Gleichungen der linearen Struktur lauten:

$$\begin{aligned} l_{Muskl} &= l_{CE} + l_{SEE} \\ l_{PEE} &= l_{CE} \quad . \end{aligned} \quad (3.2)$$

Der Verknüpfungspunkt \vec{P}_V besitzt kein Masse, in ihm muß zu jedem Zeitpunkt statisches Kräfte-Gleichgewicht gelten

$$\vec{F}_{Muskl/I} + \vec{F}_{Muskl/II} = \vec{F}_{SEE} \quad (3.3)$$

mit

$$\vec{F}_{Muskl/I,II} = \vec{F}_{CE/I,II} + \vec{F}_{PEE/I,II} = (F_{CE/I,II} + F_{PEE/I,II})\vec{e}_{CE/I,II} \quad . \quad (3.4)$$

Gleichgewicht kann bei der linearen Struktur nur dann herrschen, wenn speziell $\vec{e}_{CE} = -\vec{e}_{SEE}$ erfüllt ist:

$$F_{Muskl} = F_{CE} + F_{PEE} = F_{SEE} \quad . \quad (3.5)$$

l_{SEE} bzw. l_{PEE} sind die Längen der passiven Elemente und F_{SEE} bzw. F_{PEE} stehen für deren Kraftbeträge entlang der normierten Richtungsvektoren \vec{e}_{SEE} bzw. $\vec{e}_{PEE} = \vec{e}_{CE}$. Analog dem CE ist ein positiver Kraftwert gleichbedeutend mit Zugkraft auf das Skelett.

Die $l_{Muskl/I,II}$ sind Funktionen der MKS-Koordinaten $\{x_k\}$ (Ursprung, Umlenkung, Ansatz) und - bei mehr als einem CE - von \vec{P}_V . Zur Beschreibung des Muskelzustandes ist in jedem Falle über die $\{x_k\}$ hinaus eine weitere Koordinate erforderlich. Bei der linearen Struktur ist die Bewegung von \vec{P}_V eindimensional auf die Verbindungslinie Ursprung-Ansatz (U_1-A_1 , siehe Abbildung 3.5) eingeschränkt, bei der verzweigten besitzt \vec{P}_V zwei unabhängige Komponenten. Die Gleichgewichtsgleichungen (3.3) bzw. (3.5) werden zu den Bewegungsgleichungen von \vec{P}_V , indem man die kinematischen Gleichungen (3.1) bzw. (3.2) dazu verwendet, die $F_{PEE/I,II}(l_{PEE/I,II})$ und $F_{SEE}(l_{SEE})$ zu berechnen. Dadurch sind die $F_{CE/I,II}$ als Lasten der CEe bekannt, sodaß deren funktionale Abhängigkeit von der Kontraktionsgeschwindigkeit (Hillsche Gleichung (3.25)) die zeitliche Änderung der $l_{CE/I,II}$ und damit die Bewegung von \vec{P}_V festlegt (siehe Abschnitt 3.5):

$$\ddot{\vec{P}}_V = \vec{f}_P(l_{CE/I}, l_{CE/II}, l_{Muskl/I}, l_{Muskl/II}, q_I, q_{II}) \quad . \quad (3.6)$$

Die Gleichung beschreibt die *Kontraktionsdynamik* zweier an einem SEE verknüpfter Muskeln. Für die lineare Struktur läßt sich entweder vereinfacht

$$\dot{l}_{CE} = f_l(l_{CE}, l_{Muskl}, q) \quad (3.7)$$

schreiben oder die Gleichung (3.6) für nur ein CE

$$\ddot{\vec{P}}_V = \vec{f}_P(l_{CE}, l_{Muskl}, q) \quad (3.8)$$

mit der Nebenbedingung $\vec{e}_{CE}\vec{e}_{SEE} = -1$. Gleichungen (3.6), (3.7) und (3.8) setzen voraus, daß außer der Last mit der Aktivität q auch die momentan mögliche statische Kraft jedes CEs als Zustandsvariable bekannt ist (siehe Gleichung (3.14)). Der Zeitverlauf von $q \leq 1$ ist durch die

Aktivierungsdynamik festgelegt, welche die elektro–chemische Ereignisfolge (Ausschüttung von Ca^{2+} –Ionen ins Sarkoplasma) bei Stimulation der Muskeloberfläche mathematisch abbildet:

$$\dot{q} = f_q(q, l_{CE}, STIM) \quad . \quad (3.9)$$

Unter der Kontrolle des neurologischen Steuerparameters $0 \leq STIM \leq 1$ erfolgt damit gekoppelt an seine Kontraktion die Kraftentfaltung jedes CE. Seine Kraft beschleunigt über Skelettanbindung Segmente des MKS, die dadurch verursachte Längenänderung des CE bewirkt die mechanische Rückkopplung der MKS– auf die Muskel–Dynamik (siehe Abbildung 3.6). Diese Methode wurde bis auf die Erweiterung auf verzweigte Muskelstrukturen schon erfolgreich von van Soest [151] eingesetzt.

Muskeln erzeugen Zugkräfte entlang der Richtung der Actin– und Myosin–Moleküle, also entlang der Vorzugsrichtung der Fasern. Entwickelt der Muskel seine Kraft bei konstanter Länge, so nennt man seine Arbeitsweise isometrisch. Bei Verkürzung (konzentrischer Arbeitsbereich) oder Dehnung (exzentrischer Arbeitsbereich) müssen die eigenen Massen mitbeschleunigt werden. Diese Trägheitseigenschaft wird implizit in den Parametern des Zusammenhangs zwischen der erzeugten Muskelkraft und der dabei auftretenden Kontraktionsgeschwindigkeit (Gleichungen (3.27) und (3.32)) berücksichtigt. Der Zusammenhang wurde empirisch aus sogenannten „quick–release“–Experimenten [63, 72] gewonnen (siehe Abbildung 3.14), bei denen ein künstlich aktivierter Muskel (je nach Versuchsanordnung auch nur Muskelteile, bzw. –fasern) eingespannt und nach einer plötzlichen Laständerung sowohl die instantane Verkürzungsgeschwindigkeit als auch die verrichtete Arbeit und erzeugte Wärme gemessen wird. Die Trägheit der Skelettmuskelmassen gegen Rotation und Translation im Raum wird separat dadurch berücksichtigt, daß sie der Masse eines Segments zugeschlagen werden. Die Folge der expliziten Berücksichtigung der Trägheit der Massenverteilung eines Muskels in seiner Kontraktionsdynamik wäre anstatt obiger Gleichung (3.6) eine Bewegungsgleichung von zweiter und nicht mehr erster Ordnung [174]. Dementsprechend träte zu der Länge des kontraktilel Elements dessen Längenänderungs–Geschwindigkeit als Zustandsvariable hinzu.

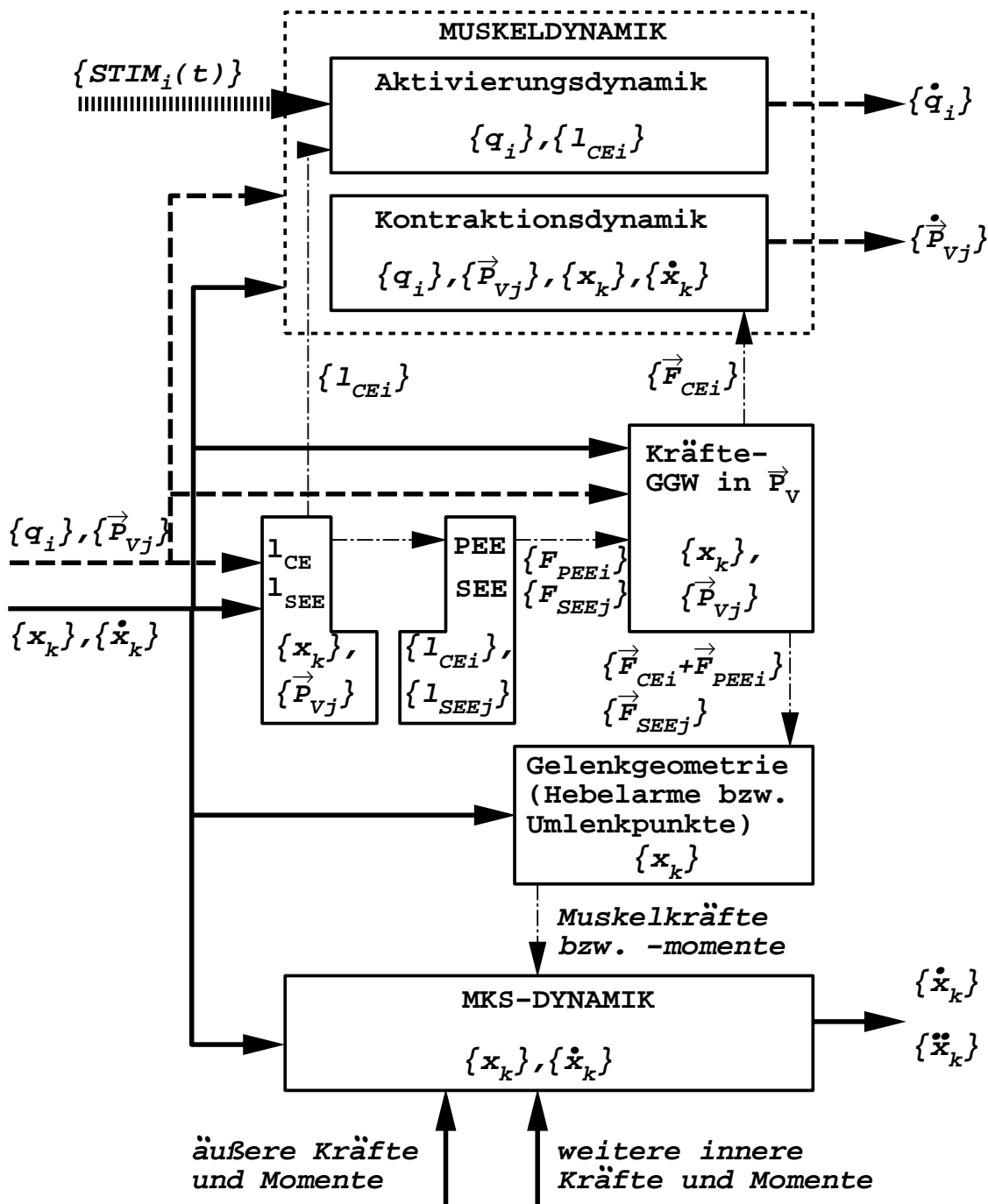


Abbildung 3.6: Schema der Kopplung zwischen Muskeldynamik und Dynamik des Starrkörpermodells (MKS); geschweifte Klammern stehen für den Satz aller gleichartigen Zustandsvariablen; der Index k läuft über alle Koordinaten und Geschwindigkeiten der Körper des MKS, j über alle Verknüpfungspunkte \vec{P}_V zwischen SEE und CE, i über alle CEe; q sind die Aktivitäten der CEe

3.4.2 Passive Elemente SEE und PEE

Jeder Muskel besitzt an beiden Enden Bindegewebsstrukturen (Sehnen), die in das knöcherne Skelett einstrahlen und den Muskelzug dorthin übertragen. Gegenüber den dissipativen Eigenschaften des Muskels sind die des Bindegewebes vernachlässigbar. Sehnenmaterial ist somit zum einen ein möglicher Speicher für potentielle Energie und beeinflusst zum anderen in Wechselwirkung mit dem CE sowohl die statische Kraftcharakteristik als auch den Zeitverlauf der Kontraktion [174] des Gesamtmuskels. Das Modellelement, das die Sehnenkraft liefert, ist das SEE. Sowohl Zajac [177] als auch van Soest [151, 153] haben den Einfluß der Sehne auf eine Sprungbewegung untersucht. Zumindest im niedrigen Belastungsbereich besteht in der Literatur Einigkeit, daß die Kraft–Dehnungs–Charakteristik des SEE nicht–linear verläuft. Die Parametrisierung nach van Soest, der im Gegensatz zu Zajac auf einen linearen Arbeitsbereich ganz verzichtet, wurde hier verwendet:

$$F_{SEE} = K_{SEE}(l_{SEE} - L_{SEE0})^2 \quad . \quad (3.10)$$

Die Härte dieser nicht–linearen Feder (abhängig von Material und Dicke) ist

$$K_{SEE} = \frac{Sum_F}{(U_{SEE}L_{SEE0})^2} \quad , \quad (3.11)$$

wobei L_{SEE0} der Ruhelänge entspricht, unterhalb der die Sehne erschlafft ($F_{SEE} = 0$). U_{SEE} ist die zu L_{SEE0} relative Dehnung, wenn die an der Sehne ziehende Kraft der Summe der maximalen isometrischen Kräfte $Sum_F = F_{max/I} + F_{max/II}$ der zugehörigen CEe (maximal zwei, siehe obiger Abschnitt und Abschnitt 3.5) entspricht.

Auch eine völlig inaktive Muskelmasse bietet bei Überschreiten einer Mindestlänge wegen der Dehnung der Muskelfaserumhüllungen Widerstand gegen passive Dehnung. Dies läßt sich durch das PEE (parallel zum CE) modellieren. Sehne wie Faserumhüllungen bestehen aus ähnlichem Bindegewebe, deshalb wird für das PEE die gleiche quadratische Kraftcharakteristik wie für das SEE angenommen:

$$F_{PEE} = K_{PEE}(l_{PEE} - L_{PEE0})^2 \quad . \quad (3.12)$$

Da der Muskel durch Hintereinander– und Parallelschaltung identischer Sarkomere aufgebaut ist, ist plausibel, daß K_{PEE} in erster Näherung mit der Anzahl paralleler Sarkomere linear skalieren muß, demnach mit dem Querschnitt und damit ungefähr mit seiner maximalen isometrischen Kraft F_{max} . L_{PEE0} hingegen sollte näherungsweise linear mit der Anzahl serieller Sarkomere skalieren, also mit der Länge des CEs und damit mit der Länge L_{CEopt} , bei der der voll aktivierte Muskel F_{max} entwickelt. Die zwei Parameter Ruhelänge L_{PEE0} und Federhärte K_{PEE} lassen sich deshalb durch relative Größen zum isometrischen Kraftverlauf (siehe Abbildung 3.8) des CEs ausdrücken:

$$\begin{aligned} L_{PEE0} &= L_{start}L_{CEopt} \\ K_{PEE} &= \frac{F_{PEEmax}F_{max}}{L_{CEopt}^2(1 + Width - L_{start})^2} \quad . \end{aligned} \quad (3.13)$$

L_{start} und F_{PEEmax} wurden für alle Muskel identisch so gewählt (siehe Abschnitt 3.4.6), daß die passive Dehnung des M. gastrocnemius beim Stehen und Gehen zwar auftrat aber diese Bewegungen noch zuließ. Van Soest [151] nimmt einen Wert von $L_{start} = 1.4$ an, was allerdings zur Folge hat, daß das PEE de facto seine Standhochsprung–Simulation nicht beeinflusst. Die Parameter F_{PEEmax} und L_{start} bieten dem Modellierer die Möglichkeit, Feinheiten in den elastischen Gewebeeigenschaften verschiedener Muskeln, die aufgrund Fiederungswinkel, Durchblutung, Temperatur, mikroskopischer Bindegewebskonsistenz, Trainingszustand, usw. variieren können, nachzubilden, sofern valide experimentelle Befunde oder mikroskopische Modelle Aussagen zu solchen Abhängigkeiten liefern.

$Width$ und L_{CEopt} sind Parameter der Modellierung der aktiv durch das CE erzeugten Muskelkraft, auf die im folgenden eingegangen werden soll. Bei gegebener Länge l_{CE} und gegebener Aktivität q sind für ein CE sowohl dessen aktive isometrische Kraft $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ als auch F_{PEE} bekannt. Abbildung 3.8 zeigt deren Summe, die für die lineare Muskelstruktur im Fall $v_{CE} = 0$ auch die Sehnenkraft F_{SEE} wiedergibt.

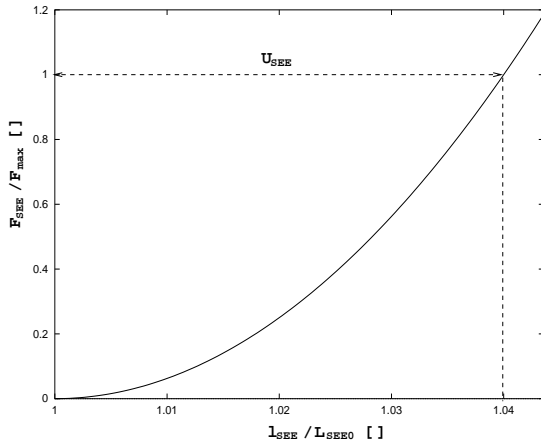


Abbildung 3.7: Quadratische Kraft-Charakteristik des SEEs

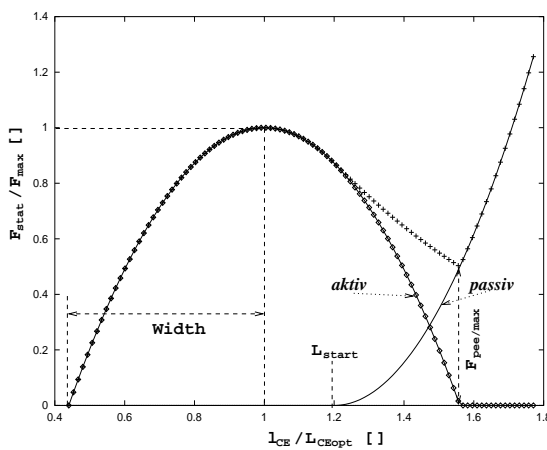


Abbildung 3.8: Statische Kraft-Charakteristik des CE: Aufgetragen sind auf Maximalwert F_{max} normierte isometrische Kraft $F_{isom}(l_{CE})$ (Punktlinie), normierte Kraft des PEEs F_{PEE} (Linie) und deren Summe (Kreuze); Parameter $Width = 0.56$, $L_{start} = 1.2$ und $F_{pee/max} = 0.5$ für alle Muskeln identisch

3.4.3 Isometrischer Kraftverlauf des CEs

Die in Abbildung 3.8 dargestellte Parametrisierung [151] von $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ ist eine Skalierung (zuzüglich einer vereinfachenden Symmetrisierung) der mikroskopischen Eigenschaften des Sarkomers, das einen Längenbereich besitzt, in dem Actin und Myosin maximale Überlappung zeigen [39]. Maximale Überlappung ist gleichbedeutend mit der größtmöglichen Anzahl von Brückenbindungen pro Sarkomer und damit mit maximaler statischer Krafterzeugung um einen optimalen Längenwert $L_{s/opt} \approx 2.25\mu\text{m}$ des Sarkomers herum (siehe Abbildung 3.2). Unter der Voraussetzung, daß bei isometrischer Arbeitsweise alle Sarkomere sich am gleichen Arbeitspunkt befinden, skaliert die Kraft-Längen-Beziehung des CEs des Gesamtmuskels mit derjenigen des einzelnen Sarkomers und somit die optimale Länge L_{CEopt} des CEs mit der Anzahl N_s der seriell geschalteten Sarkomere. Die aktiv erzeugte isometrische Muskelkraft $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ hat ihr Maximum dann bei $l_{CE} = L_{CEopt} \approx N_s L_{s/opt}$. Bisher nicht geklärt ist die Frage, welche zusätzlichen physiologischen Eigenschaften des Muskels verhindern, daß lokale Instabilitäten entstehen, wenn der Muskel im stark gedehnten Bereich arbeitet, d.h. die Sarkomere sich im mit zunehmender Länge fallenden Kraftbereich befinden [88]. Die Kraft, die ein isometrisch gehaltener Muskel erzeugt, hängt von

den elektrischen Stimuli, denen er in der Vergangenheit ausgesetzt war und vom momentanen Grad der Überlappung der Sarkomere ab:

$$F_{CE}|_{v_{CE}=0} = qF_{max}F_{isom}(l_{CE}) \quad . \quad (3.14)$$

Je nachdem, ob der Zugang zur Muskelmodellierung mikroskopischer [58, 67, 68] oder empirischer Natur [63, 174] ist, wird mit $q \leq 1$ die Anzahl an geschlossenen Brückenbindungen relativ zur maximal möglichen bei vollständiger Überlappung ($F_{isom}(l_{CE}) = 1$) gemeint oder der Begriff „Aktivität“. $0 \leq F_{isom}(l_{CE}) \leq 1$ stellt die normierte Überlappfunktion dar. $F_{isom}(l_{CE})$ wird vereinfacht durch eine um L_{CEopt} symmetrische quadratische Funktion (vergleiche Abbildungen 3.2 und 3.8) angenähert, die außerhalb des Intervalls $(1 - Width) \leq l_{CE}/L_{CEopt} \leq (1 + Width)$ den Wert 0 annimmt und innerhalb

$$F_{isom}(l_{CE}) = -\frac{1}{Width^2} \left(\frac{l_{CE}}{L_{CEopt}} \right)^2 + 2\frac{1}{Width^2} \left(\frac{l_{CE}}{L_{CEopt}} \right) - \frac{1}{Width^2} + 1 \quad . \quad (3.15)$$

3.4.4 Aktivierungsdynamik des CEs

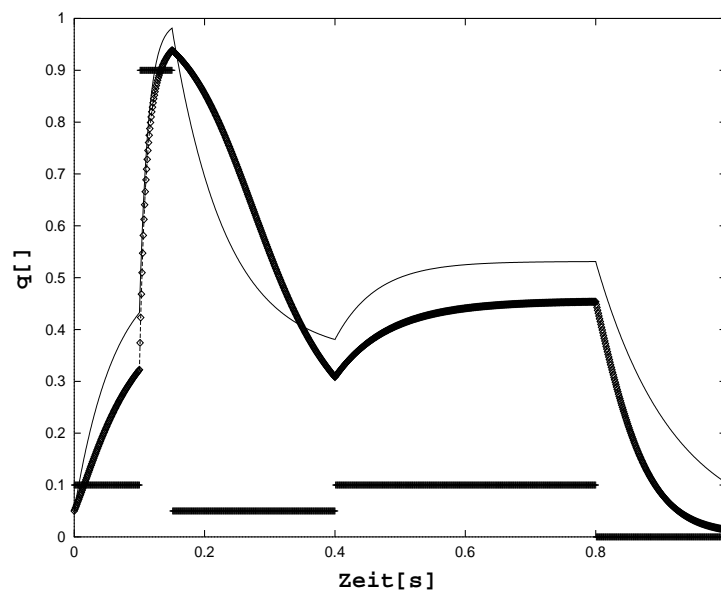


Abbildung 3.9: Vergleich der Aktivierungsdynamiken nach Zajac (dünne Linie) und Hatze (Rauten) mit künstlich erzeugten Stimuli (waagerechte, fette Linien); $l_{CE}/L_{CEopt} = 1$

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit dem Vergleich zweier aus der Literatur bekannter Alternativen, die Aktivierungsdynamik der Gleichung (3.9) zu modellieren: diejenige nach Hatze [55] und diejenige nach Zajac [174].

An dieser Stelle sei eine weitere Quelle erwähnt, die nicht getestet wurde, da sie nur die Aktivierung nicht aber die Deaktivierung behandelt. Sust [141, 142] beschäftigte sich mit einer begrifflichen Klärung der in der Hillschen Gleichung (3.25) verknüpften Größen. Zur Verwendung einer von ihm erweiterten Hillschen Gleichung in Simulationen führte er eine „Schaltfunktion“ ein, die wie der Aktivitätsverlauf $q(t)$ auch die Zeitabhängigkeit der aktiven Muskelkraft bei Vorgabe eines Stimulationsparameters modelliert. Der Leser sei hier auf die angegebene Literatur verwiesen.

Aktivierungsdynamik nach Hatze

Die Aktivität q ist abhängig von der durch Depolarisation des SR in das Sarkoplasma ausgeschütteten freien Ca^{2+} -Konzentration γ ($\gamma_0 \leq \gamma \leq 1$). Auch γ wird als auf ihren Sättigungswert (nach Hatze [55]: $c = 1.373 \cdot 10^{-6} \text{Mol}$; die Angabe mit vier signifikanten Stellen ist eigentlich nicht nachvollziehbar) normierte Größe angegeben. Selbst bei völlig deaktiviertem Muskel ($\gamma = \gamma_0 \approx 10^{-3}$) ist allerdings ständig ein geringer Anteil an Brückenbindungen geschlossen [55] ($q_0 = 0.005$). Da sich γ um drei Größenordnungen zwischen keiner ($STIM = 0$) und voller ($STIM = 1$) Stimulation bewegen kann und die erzeugte Kraft (mit q) in der Nähe von $\gamma = \gamma_0$ ebenfalls (fast) verschwindet, wird im weiteren $\gamma - \gamma_0$ als Zustandsvariable γ verwendet.

Die Werte von q_0 und γ_0 gehen wie c auf Hatze [55, 58] zurück, der dort die Wechselwirkung in einer Differentialgleichung für den Konzentrationsausgleich zwischen γ und q beschrieb. Er stellte ein Muskelmodell vor, in dem er aus der mathematischen Beschreibung der Dynamik der elektro-chemischen mikroskopischen Abläufe zwischen motorischer Endplatte und Actin-Myosin-Kopplung ein Gleichungssystem zur Beschreibung der Dynamik der makroskopischen Muskelkraftherzeugung ableitete. Für jeden Muskel postulierte er ein gekoppeltes System von vier Bewegungsgleichungen erster Ordnung in der Zeit. Vier Zustandsvariable (γ , q , $\frac{dq}{d\gamma}$ und l_{CE}) unterliegen darin mittels zweier neurologischer Steuerparameter (mittlere Feuerfrequenz ν und Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten u) der Kontrolle des ZNS, wobei in diesem Modell Voraussetzung war, daß u konstant zu sein habe. Später erweiterte er das Modell [56, 58] auf ein Gleichungssystem für fünf Zustandsvariablen, bei dem diese Einschränkung aufgehoben wurde - u wurde durch seine Rekrutierungsrate $\frac{du}{dt}$ als Steuerparameter ersetzt.

Hatze gelangte durch weitere Vereinfachung [55] wie auch Zajac [174] (siehe weiter unten) auf nur noch eine Differentialgleichung erster Ordnung für die Aktivierungsdynamik ($\dot{q} = \bar{M}_H f(q, l_{CE}, STIM)$), allerdings war die Funktion $f(q)$ nicht-linear in $STIM$ und er gab keinen Wert für die Konstante \bar{M}_H an. Van Soest [151] wählte unter Verwendung der Arbeiten von Hatze einen anderen Weg, indem er das Zeitverhalten der Aktivität q durch zwei Berechnungsstufen aus der Differentialgleichung zum Aufbau der freien Ca^{2+} -Konzentration γ

$$\dot{\gamma} = M_H(STIM - \gamma) \quad (3.16)$$

und einer Übertragungsfunktion $q(l_{CE}, \gamma)$ [55, 58] bestimmte. Gleichung (3.16) ist einfacher als die Aktivierungsdifferentialgleichung (3.19) nach Zajac [174] (siehe unten), da die Zeitkonstante $\tau_H = 1/M_H$ für Ausschüttung und Abpumpen gleich angenommen wird, obwohl sich die Literatur ziemlich einig darüber ist, daß der Abfall der Aktivität bei aussetzender Stimulation langsamer erfolgt als der Anstieg. Hatze gab für M_H Werte zwischen $3.67 \frac{1}{s}$ (langsame Fasern) und $11.25 \frac{1}{s}$ (schnelle Fasern) an, die bei ihm [57] wie auch bei van Soest [151] zu guten Simulationsergebnissen im Falle explosiver Sprungbewegungen führten. Dort war allerdings auch nur das korrekte Zeitverhalten des Aufbaus der Aktivität wichtig, da für beide Simulationen die Annahme sinkender Stimuli nicht benötigt wurde. Die Übertragungsfunktion von der freien zur gebundenen Ionenkonzentration gab Hatze [58] zu

$$q(l_{CE}, \gamma) = \frac{q_0 + [\rho(l_{CE})\gamma]^2}{1 + [\rho(l_{CE})\gamma]^2} \quad (3.17)$$

mit der überlappabhängigen Hilfsfunktion

$$\rho(l_{CE}) = \frac{1.373 \cdot 6.62 \cdot (2.9 - 1)}{2.9 \cdot \left(\frac{L_{CEopt}}{l_{CE}}\right) - 1} \quad (3.18)$$

an. Auch hier soll noch einmal auf die Genauigkeit der Parameterangaben [58] auf drei bzw. vier Stellen hingewiesen werden, die unangemessen erscheint. In den Abbildungen 3.10 und 3.12 sind $q(l_{CE}, \gamma)$ und ihre Ableitung nach γ aufgetragen.

Das hier skizzierte einparametrische vereinfachte Hatze–Modell hat folgende Nachteile:

- Es beschreibt die Aktivierungsdynamik einer Faser, nicht des ganzen Muskels, d.h. $STIM$ steht für die Erregungsfrequenz, nicht für das meßbare EMG.
- Entsprechend sind die Parameter diejenigen einer Faser.
- Gleichung (3.16) beschreibt daher den Aktivitätsaufbau als ob immer alle verfügbaren Fasern rekrutiert wären.
- Seine Aktivierungsdynamik wird sehr stark durch den zweiten Teil - die Funktion $q(l_{CE}, \gamma)$ - eines zweistufigen Prozess bestimmt (siehe Abbildungen 3.10 und 3.12). Effekte der Einzelprozesse im Zeitverhalten der Aktivierung (siehe Abbildungen 3.9, 3.11 und 3.13) sind bisher nicht experimentell identifiziert.
- Die Prozesse der Aktivitätserhöhung (Depolarisation) und -erniedrigung (SR als „Ionenpumpe“ oder „Ionenschwamm“) sind unterschiedlich, Hatze hat aber bei der Bestimmung der Funktion $q(l_{CE}, \gamma)$ das Abpumpen des SR nicht berücksichtigt.

Der Vorteil in der Hatzeschen Modellierung ist in jedem Falle, daß eine Vorstellung über die mikroskopischen Vorgänge bei der Muskelaktivierung vorliegt. Es bildet damit die Diskussionsgrundlage zu einer zukünftigen Verfeinerung der Muskelmodellierung.

Aktivierungsdynamik nach Zajac

Gegen Anwendung von Muskelmodellen mit mehr als einem Steuerparameter wendet Zajac [174] in seinem Übersichtsartikel, in der er die Sinnhaftigkeit und Anwendbarkeit aller bisherigen Modellierungsarbeiten im Bereich des Muskel–Sehnen–Apparats diskutiert, ein, daß es bisher keine experimentelle Methode gäbe, zwei oder mehr neuronale Steuerparameter zu identifizieren. Meßbar ist gegenwärtig das EMG, welches die Überlagerung der in einem Muskelvolumen ankommenden elektrischen Signale aufzeichnet. Dabei steigt die Amplitude des gleichgerichteten EMG sowohl mit der mittleren Frequenz als auch mit der Anzahl der in diesem Volumen aktivierten MEen. Ein Muskelmodell mit multiplen Eingangssignalen wie das komplexe nach Hatze [56] ist also momentan nicht überprüfbar und besitzt zudem eine deutlich größere Anzahl an ungenau bekannten Parametern.

Die Korrelation des gleichgerichteten EMG mit der statischen Muskelkraft bei fester Muskellänge (isometrische Muskelkraft) ist hingegen überprüfbar und die Übertragung eines neuronalen Eingangssignals $0 \leq STIM(t) \leq 1$ in muskuläre Aktivität a (definiert als relative isometrische Kraft bei optimaler Länge) durch eine Differentialgleichung damit sinnvoll zu modellieren [174]:

$$\dot{a} = M_{act}[STIM - STIM(1 - \beta)a - \beta a] \quad . \quad (3.19)$$

q und a sind begrifflich identisch, in der englischen Literatur werden sie mit „active state“ bezeichnet. Ich habe, im Gegensatz zur Originalformulierung durch Zajac, bei der entsprechend der Gleichung (3.19) als Wertebereich $0 \leq a \leq 1$ möglich wäre, die Hatzesche Forderung nach einem stimulationsunabhängigen Grundtonus des Muskels ($q_0 \leq q \leq 1$) in die Zajacsche Formulierung integriert:

$$a = q - q_0 \quad . \quad (3.20)$$

$STIM$ steht bei der Zajacschen im Gegensatz zur Hatzeschen Formulierung im vorigen Abschnitt für eine Funktion, die monoton mit Erregungsfrequenz *und* Rekrutierung ansteigt. Die zwei Parameter der Gleichung (3.19) sind die Zeitkonstante $\tau_{act} = 1/M_{act}$ der vollen Aktivierung ($STIM = 1$) und die der extremen Deaktivierung ($STIM = 0$) $\tau_{deact} = \tau_{act}/\beta$. Zajac

gibt Parameterwerte von $\tau_{act} = 0.012s$ für schnelle Muskelfasern sowie nur vage $0 < \beta < 1$ an. Letzteres bedeutet in jedem Falle, daß der Aufbau der Ca^{2+} -Modellkonzentration analog zu deutlichen experimentellen Hinweisen [88] schneller erfolgt als das Abpumpen. Von mir wurde unter Verwendung einer Aussage von McMahon [88], daß die Zeitkonstante des Abfalls an Wärmeproduktion nach Stimulationsende $\approx 0.07s$ beträgt, der Wert $\beta = 0.2$ für alle Muskeln gewählt. Zajac erwähnt auch, daß er den Wert von τ_{act} geringer als in der überwiegenden Literatur angesetzt hat, da die dort veröffentlichten Messungen zum einen meist bei Temperaturen deutlich unter Körpertemperatur durchgeführt wurden und zum anderen oft das gekoppelte Zeitverhalten von CE und SEE nur in das des CEs hineininterpretiert wird. Ein Nachteil der Gleichung (3.19) ist, daß sie keine l_{CE} -Abhängigkeit zeigt, die experimentell belegt ist [58].

Vergleich der Aktivierungsdynamiken

Um die Gleichungen (3.16) und (3.17) mit der Gleichung (3.19) zu vergleichen, schreibt man

$$\dot{q} = \frac{dq}{d\gamma} \dot{\gamma} \quad (3.21)$$

Durch Multiplikation mit $\frac{dq}{d\gamma}(\gamma(q))$ (siehe Abbildung 3.12) geht demnach die Zeitkonstante M_H der Gleichung (3.16) in eine Funktion von q über, d.h. aus einer linearen Differentialgleichung in γ geht

$$\dot{q} = \frac{2M_H}{1 - q_0} \left[\rho(l_{CE}) STIM (1 - q) \sqrt{(1 - q)(q - q_0)} - (1 - q)(q - q_0) \right] \quad (3.22)$$

als nicht-lineare in q hervor. Dabei wurde die Beziehung

$$\gamma(q) = \frac{1}{\rho(l_{CE})} \sqrt{\frac{q - q_0}{1 - q}} \quad (3.23)$$

als Inversion der Funktion $q(\gamma)$ (Abbildung 3.10) und deren Ableitung

$$\frac{dq}{d\gamma} = \frac{2\rho(l_{CE})}{1 - q_0} (1 - q) \sqrt{(1 - q)(q - q_0)} \quad (3.24)$$

verwendet. $\frac{dq}{d\gamma}$ wirkt sozusagen als „Hebel“ zwischen der Dynamik von γ und derjenigen von q und ist darüber hinaus nicht nur eine Funktion von q sondern auch von l_{CE} (siehe Abbildungen 3.10 und 3.12). Global kann gesagt werden, daß sich zumindest der zeitliche *Aufbau* der Aktivität bei Zajac und Hatze mit vergleichbarer Schnelligkeit vollzieht (siehe Abbildungen 3.11 und 3.13), hingegen der *Abfall* sehr stark vom Ausgangsniveau der Aktivität abhängt (vergleiche Abbildung 3.9).

Beim Gehen (siehe Kapitel 5) treten an praktisch allen Muskeln Stimuli zwischen $STIM = 0$ und $STIM \approx 0.2$, sowie Werte von q auf, die praktisch immer kleiner als 0.5 sind. Im Bereich solcher q -Werte erfolgt das „Abpumpen“ bei Hatze schneller als bei Zajac, hingegen ist im Bereich hoher q -Werte eine deutliche Trägheit des Ionenabbaus zu erkennen, der zudem nicht-exponentiell erfolgt. Für die Gehbewegung ist dann zu erwarten, daß, vorausgesetzt die Bewegungserzeugung wäre mit einer der beiden Aktivierungsdynamiken (3.19 bzw. (3.22)) erfolgreich, auch die alternative bei nur geringer sonstiger Parameteranpassung zum Erfolg führen müßte. In der Tat wurden beide mit Erfolg getestet, d.h. stabiler Gang erzeugt. Allerdings scheint bis auf weiteres (d.h. bis zu weiteren Fortschritten in der experimentellen Bestimmung des Zeitverhaltens der Muskelkraft in variierenden Arbeitsbereichen, vor allem bei *nicht*-maximaler Aktivität) vorerst die Argumentation und Parametrisierung nach Zajac klare Vorteile zu haben, da sie aufgrund der Linearität, der Parameteridentifikation und -anzahl sowie angesichts der Genauigkeit und Interpretierbarkeit der Messungen deutlich durchsichtiger und nachvollziehbarer ist.

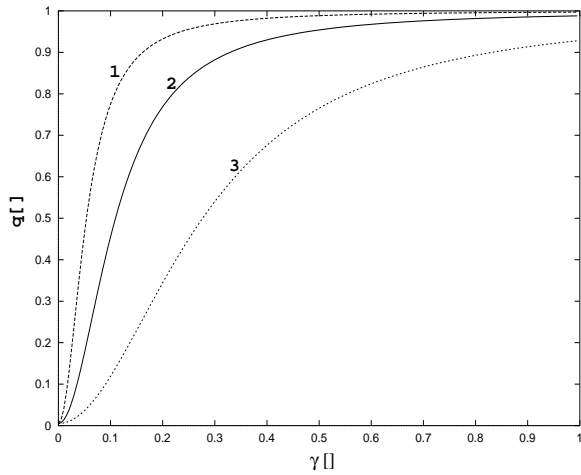


Abbildung 3.10: Übertragungsfunktion zwischen freier (γ) und gebundener (q) Ca^{2+} -Konzentration nach Hätze; $l_{CE}/L_{CEopt} = 1.5, 1, 0.5$ (1,2,3)

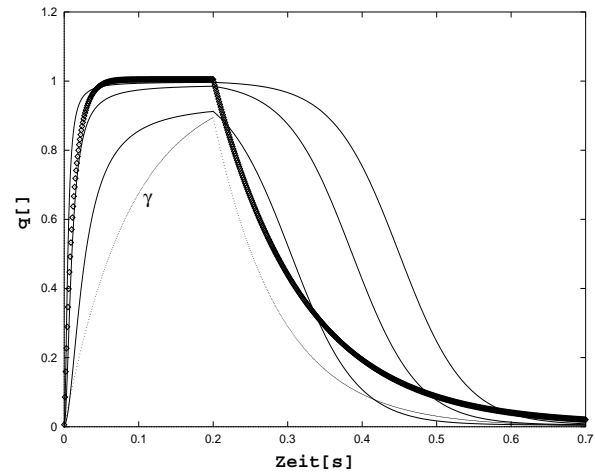


Abbildung 3.11: Vergleich unterschiedlicher Aktivierungsdynamiken schneller Fasern ($q = q_0$ bei 0s, $STIM = 1$ bis 0.2s, dann $STIM = 0$); fett: Zajac, Linien: Hätze mit $l_{CE}/L_{CEopt} = 1.5, 1, 0.5$ von oben nach unten; zusätzlich der (exponentielle) Verlauf von Hätze γ eingezeichnet

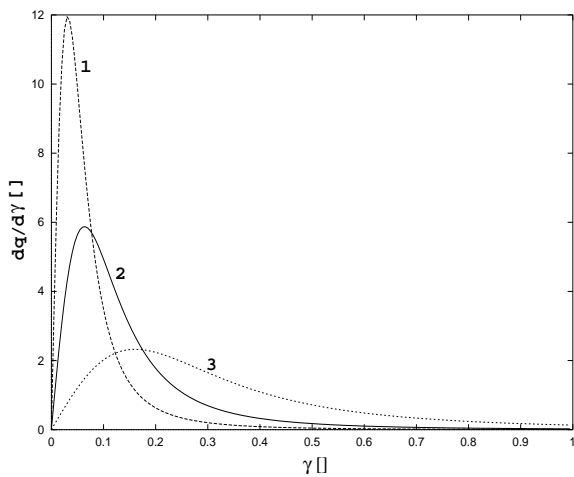


Abbildung 3.12: Steigungen der Funktionsverläufe aus Abbildung 3.10

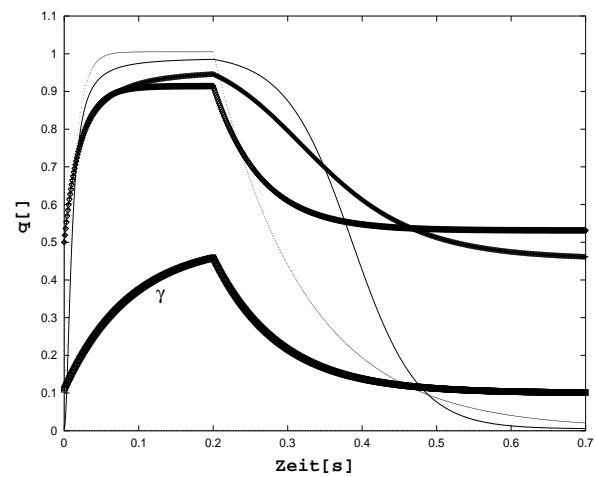


Abbildung 3.13: Vergleich unterschiedlicher Aktivierungsdynamiken: jeweils langsames, nicht-exponentielles Abpumpen bei Hätze; dünne Linien: noch einmal Zajac und Hätze ($l_{CE}/L_{CEopt} = 1$) aus Abbildung 3.11 zum Vergleich; fette obere Linien: q für Zajac und Hätze mit $q = 0.5$ bei 0s, $STIM = 0.5$ bis 0.2s und ab 0.2s $STIM = 0.1$; zugehöriger γ -Verlauf (untere fette Linie) eingezeichnet

3.4.5 Kontraktionsdynamik des CEs

Bis zu diesem Punkt wurden die statische Muskelkraftentwicklung sowie die Möglichkeit des ZNS, diese zu steuern, behandelt. Im allgemeinen sind die der Aktivität q und der momentanen Muskellänge l_{CE} entsprechende isometrische Kraft $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ und die Last an den Muskelenden nicht identisch. Bei geringerer Last verkürzt sich - er kontrahiert konzentrisch - der Muskel, im Extremfall keiner Last mit maximaler Verkürzungsgeschwindigkeit $-v_{max} = \dot{l}_{CE} < 0$. Im umgekehrten Fall gibt der Muskel nach - er kontrahiert exzentrisch (Kontraktion meint die Krafrichtung, welche immer Zug bedeutet). Im folgenden wird zuerst die Parametrisierung dieser beiden Fälle behandelt, im Anschluß folgt eine Diskussion zumindest der wichtigsten Parameter des Kontraktionsverhaltens.

Konzentrische Kraftentwicklung des CEs

Der Zusammenhang zwischen Last (und damit auch der momentan erzeugten Muskelkraft F_{CE}) und v_{CE} (für den Fall $q = 1$!) wurde von Hill experimentell (siehe auch Abbildung 3.14) untersucht und er veröffentlichte 1938 [63] eine empirische Formel (Hillsche Gleichung) zu dessen Beschreibung (siehe Abbildungen 3.15 bzw. 3.16):

$$(F_{CE} + a)(v_{CE} - b) = -(F_{CE}|_{v_{CE}=0} + a)b \quad . \quad (3.25)$$

Die drei a priori unabhängig wählbaren, positiven Konstanten zur Festlegung dieser Hyperbel sind die zwei Asymptoten $b = \lim_{F_{CE} \rightarrow \infty} v_{CE}$ und $a = -\lim_{v_{CE} \rightarrow -\infty} F_{CE}$, sowie die isometrische Kraft $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$. Es gilt folgender Zusammenhang zwischen den Parametern:

$$v_{max} = \frac{b}{a} F_{CE}|_{v_{CE}=0} \quad . \quad (3.26)$$

Die Hillsche Gleichung (3.25) läßt sich in der expliziten Auflösung nach der Kontraktionsgeschwindigkeit so schreiben, daß der funktionelle Zusammenhang in Analogie zum Experiment (Vorgabe der Last, Messung der Geschwindigkeit) wiedergegeben ist:

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = Factor(q) B_{rel} L_{CEopt} \left(1 - \frac{F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE})}{\frac{F_{CE}}{q F_{max}} + A_{rel}(l_{CE})} \right) \quad . \quad (3.27)$$

Man beachte, daß damit v_{CE} hier im konzentrischen Bereich negative Werte annimmt. Es wurden die normierten Größen $A_{rel} = \frac{a}{F_{max}}$ und $B_{rel} = \frac{b}{L_{CEopt}}$ eingeführt, die dem Modell als feste Parameter für jedes CE übergeben werden. Die Gleichung (3.26) sagt eigentlich $v_{max} = v_{max}(q, l_{CE})$ aus, wenn man die Hillsche Gleichung (3.25) auf $q < 1$ und $l_{CE} \neq L_{CEopt}$ erweitert. $v_{max}(q)$ müßte dabei linear mit q skalieren. Bei sinkendem q ist aber Konstanz der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit bis hin zu niedrigeren Aktivitätsniveaus experimentell nachweisbar [116]. Deshalb wird die Hillsche Gleichung (3.25) zum einen durch $Factor(q)$ modifiziert. Van Soest [151] schlug vor, $Factor(q) = 1$ für $q > 0.3$ zu verwenden und ansonsten $Factor(q) = \frac{1}{0.3}q$ zu setzen. Dies wurde von mir übernommen, ebenso wie die folgende zweite von van Soest modellierte Modifikation der Hillschen Gleichung. Eine Abhängigkeit $v_{max}(l_{CE})$ über die Funktion $F_{isom}(l_{CE})$ wird nicht über den gesamten Bereich von l_{CE} beobachtet [139]. Daher ist für den Bereich $l_{CE} \geq L_{CEopt}$ mit dem Ersetzten von A_{rel} [151] durch

$$A_{rel}(l_{CE}) = A_{rel} F_{isom}(l_{CE}) \quad (3.28)$$

zu erreichen, daß v_{max} dort konstant bleibt.

Damit sind in der beschriebenen und verwendeten Parametrisierung v_{max} bzw. A_{rel} und B_{rel} nur in der Region $(q > 0.3) \wedge (l_{CE} > L_{CEopt})$ echte zustandsunabhängige Parameter wie es ebenfalls das mikroskopische Muskelmodell nach Huxley [67, 68, 88] („sliding movement theory“) eigentlich für alle Werte von q und l_{CE} vorhersagt. Zusammenfassend gilt im konzentrischen Bereich für $l_{CE} \geq L_{CEopt}$

$$v_{max} = Factor(q) \frac{B_{rel}}{A_{rel}} L_{CEopt} \quad (3.29)$$

und für $l_{CE} < L_{CEopt}$

$$v_{max} = Factor(q) F_{isom}(l_{CE}) \frac{B_{rel}}{A_{rel}} L_{CEopt} \quad (3.30)$$

In den Abbildungen 3.17 und 3.18 sind Kurvenscharen der so modifizierten Hillschen Gleichung aufgetragen.

Exzentrische Kraftentwicklung des CEs

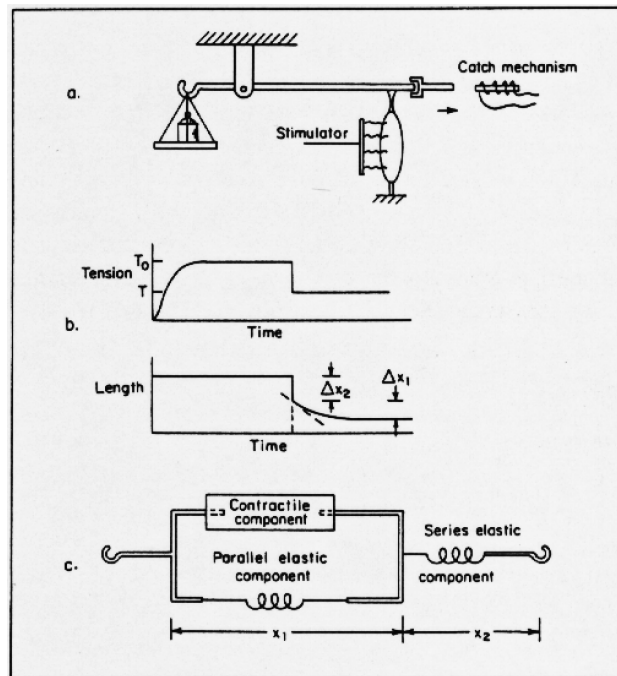


Abbildung 3.14: Schema der „quick-release“-Experimente; Abbildung aus McMahon [88]

Ein Jahr nach Hill folgte Katz [72] mit der Untersuchung des exzentrischen Bereichs und stellte eine Unstetigkeit in den Steigungen

$$Slope\ factor = \frac{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}}\right) \Big|_{v_{CE} \rightarrow 0+}}{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}}\right) \Big|_{v_{CE} \rightarrow 0-}} \quad (3.31)$$

fest. Die Literatur ist sich über diesen Befund nicht einig, allerdings muß festgestellt werden, daß im Huxley-Modell [67, 68, 88] gute Übereinstimmung zum experimentellen Befund erreicht wurde. Dieses Modell ist ebenso in der Lage, den hyperbolischen Verlauf der im konzentrischen Bereich gültigen Hillschen Gleichung (3.25) zu reproduzieren, wie ein anderes Muskelphänomen im exzentrischen Bereich, das plötzliche Nachgeben bei der Überschreitung einer Grenzlast $F_{lim} = F_{max/exz} q F_{max} F_{isom}(l_{CE})$. Hierin ist $F_{max/exz}$ ein einheitenloser Faktor. Diese Katastrophe bei

muskulärer Überlastung (sie mag als Verletzung vom Faser- bis zum Muskelriß durchaus auftreten) wurde nicht modelliert, da sie im allgemeinen durch geeignete Bewegungskoordination vermieden wird.

Unter Verwendung von *Slopefactor* und $F_{max/exz}$ kann die Hillsche Gleichung ebenfalls hyperbolisch, aber mit umgekehrter Krümmung sinnvoll in den exzentrischen Bereich fortgesetzt werden [151] (siehe Abbildung 3.15). Der Parameterwert $F_{max/exz} = 1.8$ wurde von mir nach McMahon bzw. Katz [88] gewählt, während ich $Slopefactor = 2$ [151] in Anlehnung an van Soest [151] angenommen habe, und zwar für alle modellierten Muskeln identisch. Letzterer Wert ist eine vorsichtige Vorgabe, denn Katz gab $Slopefactor = 6$ an, während das Huxley-Modell $Slopefactor \approx 4$ liefert.

Die Erweiterung in den exzentrischen Bereich erfolgt - ebenfalls nach van Soest [151], indem durch die drei Bedingungen Stetigkeit in $v_{CE} = 0$, Sprung der Steigung dort um $Slopefactor$ und Grenzwert $\lim_{v_{CE} \rightarrow \infty} F_{CE} = F_{max/exz} F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ die drei Parameter der Gleichung

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = \frac{C_1}{\left(\frac{F_{CE}}{qF_{max}} - C_2\right)} - C_3 \quad (3.32)$$

bestimmt werden:

$$\begin{aligned} C_2 &= F_{isom}(l_{CE})F_{max/exz} \\ C_4 &= C_2 - F_{isom}(l_{CE}) \\ C_3 &= C_4 \frac{Factor(q)B_{rel}L_{CEopt}}{Slopefactor(F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE}))} \\ C_1 &= -C_4 C_3 \quad . \end{aligned} \quad (3.33)$$

Konsistent zur Modellierung des konzentrischen Bereichs ($v_{CE} < 0$) nimmt hier v_{CE} positive Werte an. Die Darstellung der Parameterangabe (3.33) wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit und der Nachvollziehbarkeit bei einer möglichen Weiterverwendung meines Programmcodes gewählt.

Auf die Berechnung der Kontraktionsgeschwindigkeit an den Rändern des parametrisierten Bereichs (bei $F_{CE} = 0$ bzw. $F_{CE} = F_{lim}$) wird im Rahmen der Bemerkungen zur Kontraktionsdynamik weiter unter noch eingegangen.

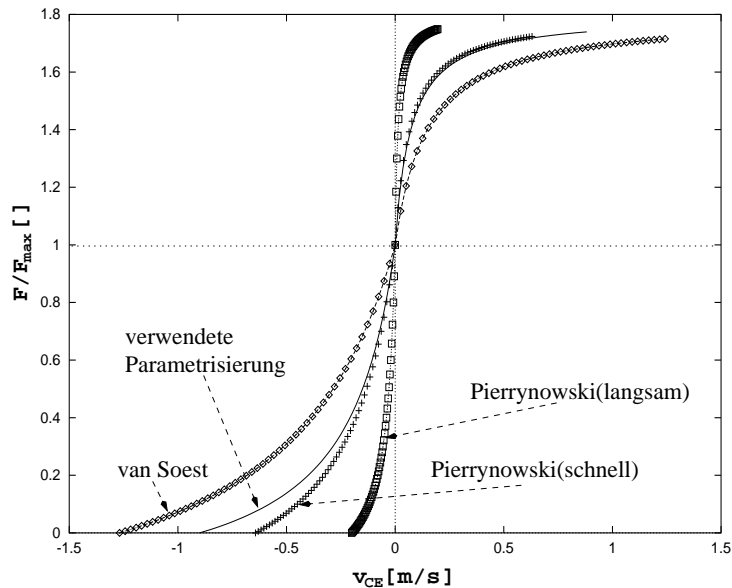


Abbildung 3.15: Auf F_{max} normierter dynamischer Kraft–Verlauf $F(v_{CE})$ des CEs bei gegebener Kontraktionsgeschwindigkeit; $v_{CE} < 0$ ist konzentrischer Bereich, $v_{CE} > 0$ exzentrischer; $q = 1$, $L_{CEopt} = 0.1m$; v_{max} variiert mit Parameterwahl für A_{rel} und B_{rel} (siehe Text)

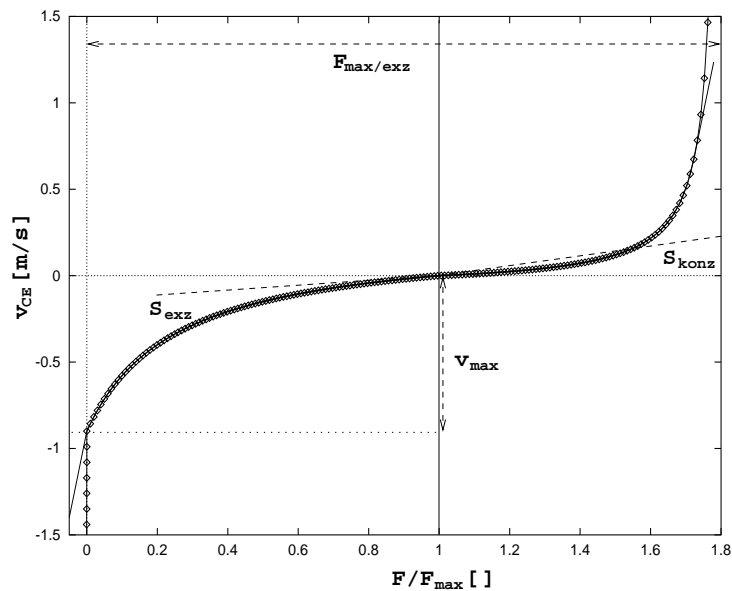


Abbildung 3.16: Kontraktionsgeschwindigkeit $v_{CE}(F)$ des CEs bei gegebener Last (Inversion der Funktion aus Abbildung 3.15); aus numerischer Notwendigkeit muß Funktion auch außerhalb des Intervalls $0 \leq F/F_{max} < F_{max/exz}$ fortgesetzt werden; verschieden steile Fortsetzungen (Linie und Punktlinie); $\frac{dv}{dF} = 1.0m/Ns$ am konz. und exz. Intervallrand (Punktlinie)

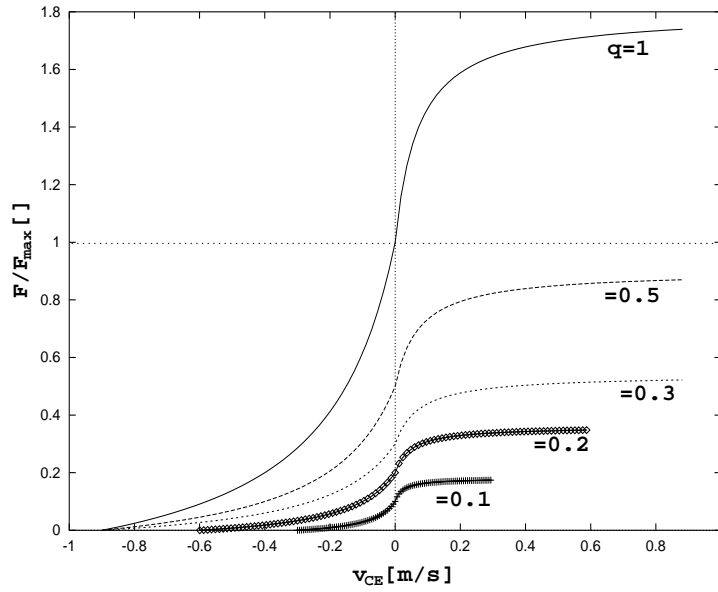


Abbildung 3.17: Siehe Abbildung 3.15; Variation der Aktivität q

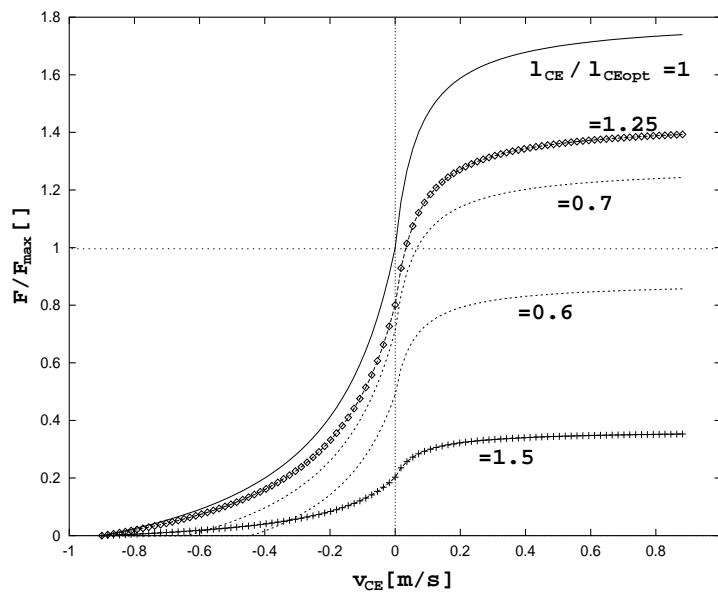


Abbildung 3.18: Siehe Abbildung 3.15; Variation der Länge l_{CE} des CEs

Bemerkungen zur Hillschen Gleichung

Der hyperbolische Verlauf der Hillschen Gleichung läßt drei freie Parameter A_{rel} , B_{rel} und $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ zur Anpassung an experimentelle Befunde offen. Es stellt sich die Frage, welche Parameter sinnvoll und valide muskelspezifisch angenommen werden können. Nach einer Modellierung der isometrischen Kraft liegt der Parameter $F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ bereits fest. Damit bleiben nur zwei Parameter A_{rel} und B_{rel} übrig, die zur modellmäßigen Reproduktion des dynamischen Kontraktionsverhaltens eines isolierten Muskels angepaßt werden können. Was bedeuten diese Parameter und inwieweit sind sie aus mikroskopischen Eigenschaften der Sarkomere ableitbar? Und wie bestimmen sich die makroskopischen Parameter A_{rel} und B_{rel} des Muskels aus den mikroskopischen unter Berücksichtigung der tatsächlich heterogenen Faserzusammensetzung (siehe Abschnitt 3.2)?

Bekannt ist aus histologischen Untersuchungen einerseits und andererseits aus der sportlichen Praxis, daß es Menschen mit unterschiedlichen Veranlagungen bezüglich des Anteils schneller Fasern pro Muskelmasse gibt. Beobachten läßt sich eine Streuung in der offensichtlich stark genetisch bestimmten Veranlagung vom sehr schnellkräftigen Typus hin zum sehr ausdauernden, wobei die Umwandlung schneller Fasern in langsame durch Trainingswirkung möglich ist, hingegen ein Untrainierter auch durch Training seine genetisch vorgegebene Anzahl schneller Fasern nicht erhöhen kann. Allerdings ist der Begriff „Schnellkraft“ nicht über die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit definiert, sondern über die Fähigkeit einer maximalen, willentlich erzeugten Anstiegsrate der Muskelkraft (siehe z.B. [14]). Hierzu ist weiterhin zu bedenken, daß es zwar Veröffentlichungen gibt, die eine Aufschlüsselung des Faserspektrums bei menschlichen Muskeln zulassen [117, 169], diese Datensätze sind aber das Ergebnis der Sektion einer einzigen Leiche. Danach ist weder eine Aussage möglich, inwieweit diese Daten repräsentativ sind, noch wie groß die Streuung interindividuell ist, noch wie stark histologischer Befund und meßbare Schnellkraftfähigkeit [143] korrelieren.

Da jedoch jeder Muskel einen Anteil schneller Fasern besitzt und bei hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten nur diese zur Muskelkraft beitragen können, ist es sinnvoll, einen zweiten Parameter der Hillschen Gleichung so einzuführen, daß er in erster Näherung ebenfalls aus seiner Geometrie - d.h. abhängig von L_{CEopt} - und einer Eigenschaft der schnellen Fasern ableitbar ist. Im Extremfall der Kontraktion ohne Last sollte aus rein geometrischer Sicht v_{max} (siehe dazu noch einmal die Gleichungen (3.26), (3.29) und (3.30)) bei voller Aktivität proportional zur Faserlänge und damit zu L_{CEopt} sein ($b = B_{rel}L_{CEopt}$):

$$v_{max} = \frac{B_{rel}}{A_{rel}} L_{CEopt} = \frac{L_{CEopt}}{\tau_{CE}} \quad . \quad (3.34)$$

Die Zeitkonstante $\tau_{CE} = \frac{A_{rel}}{B_{rel}}$ kann so bei bekannter Faserlänge aus der Messung von v_{max} für verschiedene Muskeln experimentell bestimmt werden und sollte nach der obigen Überlegung von den mikroskopischen Eigenschaften der *schnellen* Fasern dominiert werden. Die Wahl von τ_{CE} ist, bei vorheriger Festlegung der elementaren Parameter F_{max} und L_{CEopt} , äquivalent zur Festlegung auf eine zweite Kenngröße der Kontraktionsdynamik, den Schnitt der Funktion $F_{CE}(v_{CE})$ mit der Geschwindigkeitsachse bei v_{max} . Selbst bei unterschiedlichen Faserspektren der Muskeln sollte näherungsweise deren experimentell beobachtbare maximale Kontraktionsgeschwindigkeit Gleichung (3.34) erfüllen, mithin der Parameter τ_{CE} konstant für alle Muskeln gelten. τ_{CE} ist als Charakterisierungsgröße der mikroskopischen Eigenschaften schneller Fasern anzusehen. Dieser Quotient wurde von mir in Ermangelung valider besserer menschlicher Daten (siehe auch [151]) daher als muskelunspezifisch angenommen.

Offen bleibt der Krümmungsverlauf der Hyperbel zwischen den beiden Achsenschnitten - er hängt von der Wahl des dritten Parameterwertes ab. Je größer A_{rel} , desto weniger gekrümmt ist der Funktionsverlauf $F_{CE}(v_{CE})$ zwischen den beiden Achsenschnitten und desto stärker nähert

sich der Verlauf einer Gerade mit der Steigung $F_{CE}|_{v_{CE}=0}/v_{max}$ an, denn es gilt:

$$\begin{aligned} \left. \left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}} \right) \right|_{v_{CE}=0} &= \left(\frac{F_{CE}|_{v_{CE}=0}}{v_{max}} \right) \frac{(1 + A_{rel})}{A_{rel}} \\ \left. \left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}} \right) \right|_{v_{CE}=-v_{max}} &= \left(\frac{F_{CE}|_{v_{CE}=0}}{v_{max}} \right) \frac{A_{rel}}{(1 + A_{rel})} \end{aligned} \quad (3.35)$$

Da mit steigendem Anteil langsamer Fasern bei steigender Kontraktionsgeschwindigkeit sozusagen auch ein größerer Anteil an Fasern „ausfällt“, der noch zur Krafterzeugung beitragen kann, ist zu erwarten, daß dabei die Krümmung der Hillschen Kurve ebenfalls zunimmt. Mit anderen Worten: Je kleiner der Anteil schneller Fasern, desto kleiner A_{rel} . A_{rel} wäre demnach als eine Charakterisierungsgröße des Faserspektrums des makroskopischen Muskels zu verstehen. Auch hier habe ich in Ermangelung valider Meßdaten genau wie andere Autoren [151] A_{rel} als muskelunspezifisch angenommen.

Damit bleibt als vorläufiges Fazit: Zusätzlich zur Wahl der zwei elementaren Parameter F_{max} und L_{CEopt} des isometrischen Verhaltens wurde von mir vorerst von der prinzipiellen Möglichkeit, zwei weitere Parameter muskelspezifisch für ein CE zu wählen, keinen Gebrauch gemacht. Die Achsen der Hillschen Kurve skalieren so für alle CEe identisch, die Kraftachse mit F_{max} , die Geschwindigkeitsachse mit L_{CEopt} . Der Krümmungsverlauf ($A_{rel} \approx \frac{1}{4}$) wurde so gewählt, wie es das Huxleysche mikroskopische Modell [67, 88] vorhersagt, die Zeitkonstante $\tau_{CE} = 0.11s$ der Kontraktion durch Wahl von $B_{rel} = 2.25\frac{1}{5}$ so, daß sich ein mittlerer Wert zwischen den Quellen [117] und [151] ergibt (siehe Abbildung 3.15).

Es sei darauf hingewiesen, daß bei Zajac [174] eine schöne und ausführliche Diskussion zur Muskelparametrisierung und zur Wechselwirkung Muskel–Sehne zu finden ist. Es soll diese Veröffentlichung hier nicht näher diskutiert werden, nur soviel:

- Der entscheidende Parameter zur Charakterisierung des gekoppelten statischen Verhaltens ist das Verhältnis $\tilde{L} = L_{SEE0}/L_{CEopt}$.
- Der entscheidende Parameter zur Charakterisierung des gekoppelten dynamischen Verhaltens ist das Verhältnis $\tilde{L}/\tilde{\tau}$, wobei $\tilde{\tau} = \tau_{act}/\tau_{CE}$ gilt.

Der erste „Parameterkandidat“, der muskelspezifisch bestimmt werden sollte, ist τ_{CE} bzw. v_{max} , da eine systematische Messung der lastfreien Kontraktionsgeschwindigkeit verschiedener menschlicher Muskelpräparate in Zukunft prinzipiell machbar erscheint. Desweiteren bleibt in breitem Maße zu bestimmen, welchen Einfluß das Faserspektrum auf das makroskopische Kontraktionsverhalten hat. Es scheint allerdings sinnvoll, die Berücksichtigung des Faserspektrums durch mehrere Modell–Faserpools verschiedenen Typs beim Einsatz in einer Computersimulation zu bewerkstelligen, anstatt ihr kollektives Verhalten durch zwei Parameter einer gemittelten Hillschen Kurve zu beschreiben. Solch eine ausdifferenzierte Modellierung ist bereits bei Pierzynowski et. al. [117] durchgeführt worden (siehe auch Abbildung 3.15).

Wie stark der Fiederungswinkel und erst recht seine Veränderung bei Kontraktion tatsächlich neben einer rein theoretischen Betrachtung - Bedeutung bei menschlicher Bewegung haben, kann angesichts der ungenau bekannten anderen Muskelparameter vorerst nicht eingeschätzt werden. Immerhin sollte man diesen Parameter der Muskelmodellierung nicht a priori „unter den Tisch fallen lassen“, vor allem wenn man verschiedene Parameterquellen vergleichen will, da es durchaus möglich erscheint, bei der Festlegung der isometrischen Parameter F_{max} und L_{CEopt} die Fiederung dort implizit einzurechnen.

Ermüdung bei fortgesetzter Belastung der Muskulatur wurde von mir nicht berücksichtigt, ebenso die Frage, was Training am Muskel–Sehnen–Apparat [157] und an dessen Wechselwir-

	<i>Huxley</i>	<i>McMahon</i>	<i>Pierrynowski</i> (langsam)	<i>Pierrynowski</i> (schnell)	<i>van Soest</i>	<i>Zajac</i> (schnell)	gewählt
A_{rel} []	0.25	0.15 ... 0.25	0.2	0.35	0.41		0.25
B_{rel} [1/s]			0.4	2.25	5.2		2.25
τ_{CE} [s]			0.5	0.11	0.079	0.1	0.09

Tabelle 3.1: Vergleich der dynamischen menschlichen Muskelkonstanten aus verschiedenen Quellen *Huxley* [67], *McMahon* [88], *Pierrynowski/Morrison* [117], *van Soest* [151] und *Zajac* [174]

kung mit dem ZNS bewirkt. Prinzipiell steht das vorliegende Modell natürlich auch diesen Fragestellungen offen, wenn man sich ein Bild (Modellvorstellung) dazu gemacht hat, welche der Modellparameter durch die genannten - gegenüber dem Schrittzzyklus langperiodischen - Einflüsse modifiziert werden.

Die Hillsche Gleichung (3.25) unterliegt verschiedenen Interpretationsmöglichkeiten. Die Kraft F_{CE} kann als Zustandsvariable bzw. abhängig vom Zustand des Systems (wie in dieser Arbeit angenommen) betrachtet werden, aus ihr resultiert dann unter Verwendung der Hillschen Gleichung die Kontraktion des Muskels. Es ist aber durchaus auch denkbar, die Kontraktionsträgheit durch eine effektive Masse zu beschreiben. In diesem Falle wäre die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} neben der Länge l_{CE} als weitere Zustandsvariable zu betrachten und man könnte sich vorstellen, F_{CE} über eine modifizierte Hillsche Gleichung zur Beschleunigung des Skeletts und der effektiven Masse ohne Annahme statischen Gleichgewichts im Verknüpfungspunkt vorzugeben. Das wäre aber nur unter der expliziten Annahme einer Massenverteilung und gleichzeitiger Neubestimmung dann muskelmassenunabhängiger Parameter A_{rel} und B_{rel} möglich, sprich einer stärkeren modellmäßigen Entkoppelung mikroskopischer Krafterzeugung im Sarkomer und makroskopischer Kraftabgabe des Muskels an die Umgebung.

Dies ist als eindeutiger Nachteil für die Verwendbarkeit einer solchen Muskelmodellierung in Computermodellen der nahen Zukunft zu bewerten. Vorteilhaft für Simulationen wäre dabei auf längere Sicht in jedem Falle, daß zum einen die Anzahl zum anderen auch die Unübersichtlichkeit der rechnerischen Operationen bei der Muskelkraftberechnung stark abnähme. Weder die zusätzliche Gleichungssystemlösung im Verknüpfungspunkt, deren Errechnung zudem noch abhängig von der speziellen Struktur (wieviel Muskeln mit wievielen Sehnenelementen sind in welcher Topologie miteinander verknüpft?) ist, noch das Abfangen von Singularitäten an den Intervallgrenzen der Funktion $v_{CE}(F_{CE})$, noch eine spezielle mathematische Betrachtung des gänzlichen Austritts des CEs aus seinem aktiven Kraftbereich (starke Dehnung oder Verkürzung: siehe Abschnitt 3.5) wäre zur Sicherung einer robusten Muskel-Sehnen-Simulation nötig. Beim Aufbau komplexer Computermodelle ist ganz allgemein anzustreben, sie so modular wie möglich zu erstellen.

Aus physikalischer Sicht ist die explizite Berücksichtigung der Massenverteilung eines Muskels bei der Modellierung seiner Kontraktion per se schon ein Ziel, da dadurch erst das volle Verständnis seiner „schwabbeligen“ Eigenschaften (Wellenausbreitung, inhomogene Beschleunigungsverteilung) und seiner dreidimensionalen, flächig verteilten Wechselwirkung mit dem Skelett zustande kommen kann.

Bemerkungen zur Implementierung der Kontraktionsdynamik

Mit der Beschreibung der Hillschen Gleichung (3.27) und ihrer Fortsetzung in den exzentrischen Bereich (3.32) ist die praktische Umsetzung der Integration der Kontraktionsgleichung (3.6) noch nicht vollständig angegeben. Die Methode lautet in Worten (vergleiche Abbildung 3.6):

1. Berechne an jeder Integrationsstützstelle zuerst das Kraftgleichgewicht (Gleichung (3.3))

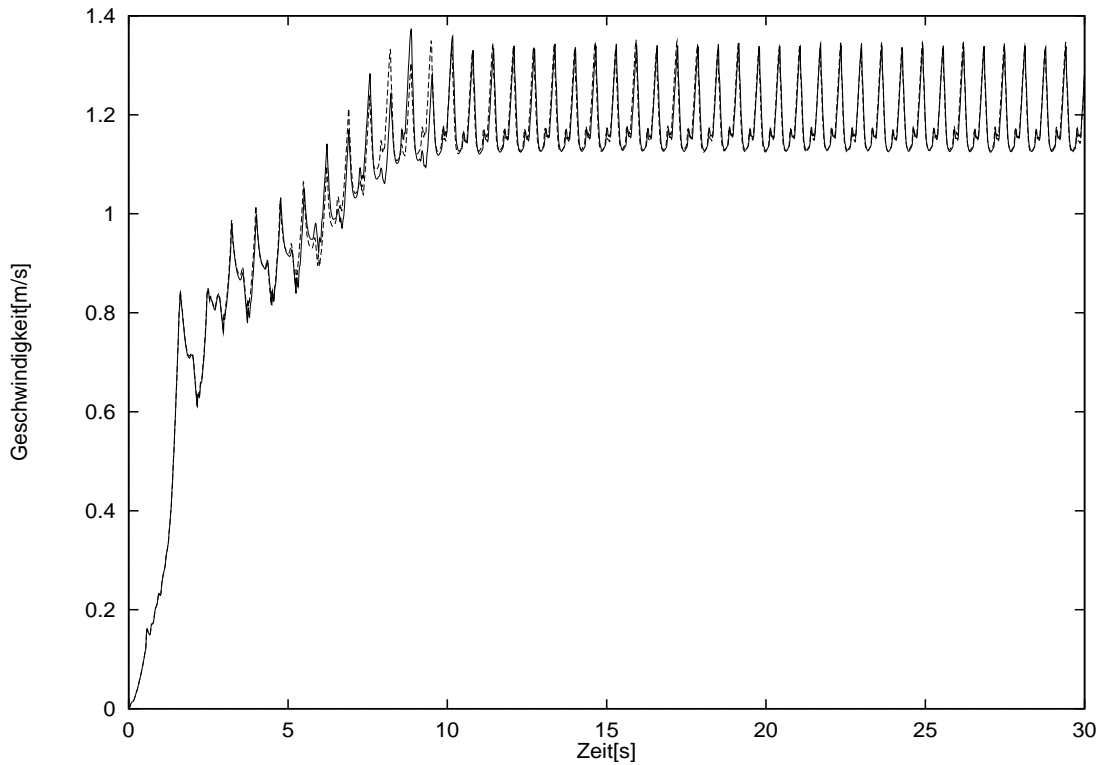


Abbildung 3.19: Horizontalkomponente der Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes beim stabilen Gang zur Demonstration der (Un-)Abhängigkeit der Bewegungssteuerung vom Parameter $dVdF|_{exz}$, der die Fortführung des dynamischen Muskelkraftverlaufs am exzentrischen Pol mit endlicher Steigung erzwingt; durchgezogene Kurve mit $dVdF|_{exz} = 1.0 \frac{\text{m}}{\text{Ns}}$, gestrichelt mit $dVdF|_{exz} = 10.0 \frac{\text{m}}{\text{Ns}}$

lösen) im Punkt \vec{P}_V bei Vorgabe von \vec{F}_{SEE} , daraus ergeben sich die $F_{Muskl/I,II}$.

2. Ebenso sind $F_{PEE/I,II}$ bekannt und daraus die $F_{CE/I,II}$.
3. Je nachdem ob die $F_{CE/I,II}$ kleiner oder größer als $F_{CE|v_{CE}=0}$ sind, werden sie den Gleichungen (3.27) oder (3.32) übergeben und damit der Vektor \vec{P}_V berechnet.
4. \vec{P}_V kann parallel zu den Koordinaten des MKS mitintegriert werden.

Bei der Umsetzung des dritten Schrittes können zweierlei Probleme auftreten:

- $v_{CE}(F_{CE})$ ist nur auf einem endlichen Intervall $0 \leq F_{CE} < F_{max/exz} q F_{isom}(l_{CE}) F_{max}$ definiert. Am konzentrischen Rande des Intervalls sollte die Funktion deshalb mit großer aber endlicher Steigung $\frac{dv_{CE}}{dF_{CE}}$ fortgesetzt werden, denn die Berechnung einer lastfreien Verkürzung mit $-v_{max}$ ist durchaus biomechanisch sinnvoll, aber es kann aufgrund numerischer Ungenauigkeiten geringer „Druck“ ($F_{CE} < 0$) auf das CE auftreten. Die Berechnung muß robust dagegen sein, d.h. der Muskel muß diesem Druck ohne signifikanten Widerstand nachgeben. Der zugehörige Parameter $dVdF|_{konz}$ wurde auf den Wert $1.0 \frac{\text{m}}{\text{Ns}}$ gesetzt.

Bei extrem exzentrischer Belastung hat die Funktion einen Pol, der ebenfalls durch eine endliche Steigung abgefangen wird (siehe Abbildung 3.16), denn auch hier muß aus numerischen Gründen für *minimal* größere Kräfte als $F_{max/exz} q F_{isom}(l_{CE}) F_{max}$ die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} definiert sein. Der zugehörige Parameter $dVdF|_{exz}$ wurde von mir

ebenfalls mit dem Wert $1.0 \frac{\text{m}}{\text{Ns}}$ belegt. Da beim Gehen und Stehen keine extrem exzentrischen Belastungen vorkommen, haben diese Parameter wenig Einfluß auf die Bewegung, wie ein Test (siehe Abbildung 3.19) ergeben hat. Er ist gering genug, daß die Trajektorien des Körperschwerpunkts nach der Beschleunigungsphase ohne Phasenverschiebung bis auf numerische Schwankungen identisch sind. Die Bewegungsstrategie stützt sich hier somit *nicht* auf einen numerischen Parameter.

Nichtsdestoweniger ist es in Zukunft aus biomechanischer Sicht wünschenswert, die Muskelmodellierung im exzentrischen Extrembereich durch Einführung einer physiologisch identifizierten Grenzbelastung - entweder mit Simulationsabbruch bei Überschreiten oder durch eine echte Modellierung des plötzlichen Nachgebens - zu verbessern, weil dadurch (siehe auch die Bemerkungen zur Einführung von Gleitreibung bei der Bodenkraftmodellierung im Abschnitt 2.3.2) die errechnete Bewegung(-ssteuerung) auf biologische Sinnhaftigkeit geprüft werden kann. Das plötzliche Nachgeben würde allerdings für die Funktion $v_{CE}(F_{CE})$ bedeuten, daß sie keine mehr ist, da ihr Verlauf sich bei exzentrischer Grenzlast umkehren, d.h. mit weiterer Geschwindigkeitserhöhung wieder der Kraftachse zuneigen würde. Nur in einer Kontraktionsdynamik von zweiter Ordnung (v_{CE} ist Zustandsvariable) wäre dieses Nachgeben problemlos zu modellieren, da $v_{CE}(F_{CE})$ weiterhin eine Funktion bliebe.

- Das zweite Problem: Verläßt das CE den Überlappbereich, so ist die Funktion $v_{CE}(F_{CE})$ nicht mehr definiert. Für $l_{CE}/L_{CEopt} > (1 + Width)$ errechnet sich die Kontraktionsgeschwindigkeit dann aus den Federeigenschaften des SEEs und des PEEs. Dieser Punkt ist besonders operationsaufwendig und wird im Abschnitt 3.5 im Zusammenhang mit der Berechnung der Bewegung des Verknüpfungspunktes \vec{P}_V behandelt.

3.4.6 Parameterzusammenstellung

An dieser Stelle scheint es sinnvoll, alle verwendeten Parameter von CE, SEE und PEE zusammenzufassen:

- CE(Aktivierung): M_H oder M_{act} , β
- CE(isometrisch): L_{CEopt} , $Width$, F_{max} , $L_{CEoffset}$
- CE(konzentrisch): A_{rel} , B_{rel}
- CE(exzentrisch): $F_{max/exz}$, $Slopefactor$
- PEE: L_{start} , F_{PEEmax}
- SEE: L_{SEE0} , U_{SEE} , Sum_F

Die Tabelle 3.2 zeigt, welche CEe (mit zugehörigen PEEen) an welches SEE geknüpft sind. Pro Bein wurden 14 CEe und zehn SEEs modelliert, woraus folgt, daß jedes Bein vier verzweigte Muskelstrukturen besitzt. In der Tabelle 3.3 sind alle Parameter aufgeführt, die unspezifisch - d.h. identisch - für alle gleichartigen Modellelemente (CE, PEE oder SEE) gewählt wurden, in Tabelle 3.4 die elementspezifischen. Die Quellen sind in den Tabellenbeschriftungen angegeben.

$L_{CEoffset}$ wurde aus folgendem Grund eingeführt: Sowohl L_{CEopt} und L_{SEE0} als auch die Hebelarmverläufe über die Winkel der vom Muskel überstrichenen Gelenke mußten als entscheidende muskelspezifische Kenngrößen der Literatur entnommen werden. Durch Reproduktion der

Name des SEE	Name des CE_I [Gelenk(e)]	Name des CE_{II} [Gelenk(e)]
Iliopsoassehne	M. iliacus [H]	M. psoas [H]
Glutaeussehne	M. glutaesus maximus [H]	
Sehne des Add. l./b.	M. adductor longus/brevis [H]	
Sehne des Add. m.	M. adductor magnus [H]	
Quadricepssehne	Mm. vasti [K]	M. rectus femoris [H,K]
Bicepssehne	M. biceps femoris brevis [K]	M. biceps femoris longus [H,K]
Sehne des Semit.	M. semitendinosus [H,K]	
Sehne des Semim.	M. semimembranosus [H,K]	
Achillessehne	M. soleus [S]	M. gastrocnemius [K,S]
Tibialissehne	M. tibialis anterior [S]	

Tabelle 3.2: Verknüpfungen der CE und SEE; in eckigen Klammern die durch CE und SEE überstrichenen Gelenke; H für Hüfte, K für Knie, S für Sprunggelenk; zur Veranschaulichung siehe Abbildung 3.29

Hebelarmverläufe unter Verwendung von anatomisch sinnvollen Ursprungs-, Ansatz- und Umlenkpunkten bei vorgegebener Anthropometrie (siehe Abschnitt 2.1) ergibt sich aus der Modellgeometrie ein charakteristischer Verlauf der Muskelgesamtlängen (siehe hierzu den Abschnitt 3.6.5). Dadurch und durch L_{SEE0} (im allgemeinen ist das SEE so hart, daß es sich auch bei maximaler Belastung nur um wenige Prozent dehnen läßt) ist somit die Winkelabhängigkeit von l_{CE} ebenfalls festgelegt. Das hätte zur Folge, daß der Gelenkwinkelbereich, in dem ein Muskel sein maximales isometrisches Moment entwickelt, verschoben gegenüber demjenigen Bereich wäre, der als weiteres wichtiges Charakteristikum ebenfalls der Literatur zu entnehmen ist [66]. Diese Inkonsistenz konnte für die drei zweigelenkigen Muskeln M. gastrocnemius, M. biceps longus, M. rectus femoris nur durch Einführung von $L_{CEoffset}$ beseitigt werden. l_{CE} entspricht so der Differenz der Länge des Pfades von der Skelettanbindung des CEs bis zum Verknüpfungspunkt \vec{P}_V zum SEE und $L_{CEoffset}$. Die Geometrie aller anderen Muskelpfade konnte hingegen so gewählt werden, daß die entsprechenden CEE ihre maximalen isometrischen Momente bei erwünschter Gelenkstellung erreichen.

M_H	M_{act}	β	Width	A_{rel}	B_{rel}	$F_{max/exz}$	Slope factor	L_{start}	F_{PEEmax}	U_{SEE}
[1/s]	[1/s]	[]	[]	[]	[1/s]	[]	[]	[]	[]	[]
7.0	50.0	0.2	0.56	0.25	2.25	1.8	2.0	1.2	0.5	0.04

Tabelle 3.3: Muskelparameter, die bei allen Muskeln und Sehnen identisch gewählt wurden; Quellen sind Hatze [55, 58] (M_H), Zajac [174] (M_{act}), van Soest [151] (Width, Slope factor), McMahon [88] ($F_{max/exz}$) und Pierrynowski et. al. [117]; nur Width, Slope factor und $F_{max/exz}$ direkt übernommen, restliche Wahl siehe Text

Dazu noch eine weitere Anmerkung. Eine Längenskalierung des Modells kann unter Verwendung von $L_{CEoffset}$ entkoppelt von den statischen und dynamischen Muskeleigenschaften durchgeführt werden, indem $L_{CEoffset}$ bei mehrgelenkigen Muskeln die Längenänderung aller Segmente, die vollständig zwischen Ursprung und Ansatz liegen, kompensiert. Dabei wird davon ausgegangen, daß im allgemeinen die Hebelarmverläufe dieser Muskeln in allen überstrichenen Gelenken entkoppelt sind, was wiederum dann eintritt, wenn die Verhältnisse aller Hebelarme eines Muskels zum Abstand der überstrichenen Gelenke klein bleiben [66]. Die Verhältnisse sind beim Menschen bei allen Muskeln der unteren Extremität klein (vergleiche die Abschnitte zur

Anthropometrie 2.1 und zu den Hebelarmverläufen 3.6). Subke [140] hat diese Entkopplung an einem Beispiel gezeigt. Jeder Modellpunkt, an dem der Muskel auf seinem Pfad Kontakt zum MKS haben kann, ist in diesem Falle eindeutig einem Bezugsgelenk zugeordnet und seine Koordinaten können bei der gewünschten Skalierung bezüglich dieses Gelenks konstant gehalten werden, woraus die Erhaltung der Hebelarmverläufe selber resultiert. Die Erhaltung der typischen Gelenkmomentcharakteristik ist dann durch Anpassung von $L_{CEoffset}$ zu gewährleisten.

Im Anhang F sind im übrigen alle modellierten Punkte der Muskelpfade von Ursprung bis Ansatz aufgelistet, dem Abschnitt 3.6 sind die daraus resultierenden Hebelarmverläufe des Modells zu entnehmen. Eine gegenüber der bisher modellierten verzweigten Muskelstruktur (siehe Abschnitte 3.4.1 und 3.5.1) mögliche Weiterentwicklung ergäbe sich durch Ersatz des durch $L_{CEoffset}$ überbrückten Muskelpfades mit einem weiteren SEE. Dies verkomplizierte allerdings noch einmal erheblich den Algorithmus zur Berechnung der dann gekoppelten Kräftegleichgewichte in zwei Verknüpfungspunkten pro Muskelstruktur und ihrer Bewegung. Weiteres dazu ist dem Abschnitt 3.5.1 zu entnehmen.

Eine letzte Anmerkung betrifft die Modellierung des *M. gluteus maximus*. Sein Ursprung ist flächig verteilt auf der Rückseite des Beckens. Er zieht allerdings nicht nur nach distal, sondern der Faserverlauf weist dabei eine deutliche Komponente nach lateral aus der Sagittalebene heraus auf. Mein zweidimensionales Modell modelliert hingegen nur den Verlauf seiner Projektion in die Sagittalebene. Dadurch wird die Muskellänge im Modell kleiner als die reale. Der Verlauf aller anderen Muskeln weicht hingegen kaum vom realen dreidimensionalen Verlauf ab. Der wichtigste Parameter eines kontraktiven Elementes L_{CEopt} sollte hingegen nicht umskaliert werden, weil das stark die isometrische und dynamische Kraftentwicklung beeinflusst. Daher bleibt entweder der Ausweg, den Muskelursprung weit in den Rumpf zu verlegen, was einen unrealistischen Hebelarmverlauf (siehe Abschnitt 3.6) nach sich zöge, oder die Sehnenruhelänge so kurz zu modellieren, daß ein realistischer Ursprung gewählt werden kann. Letzteres wurde durchgeführt, was den geringen Wert von L_{SEE0} der Glutaeusehne im Vergleich z.B. zur dreidimensionalen Modellierung nach Delp [24] erklärt. Eine numerische Folge kurzer und harter SEEs ist allgemein ein Anstieg der CPU-Zeiten bei der Integration des Modells. Der CPU-Zeitverbrauch ist dabei erfahrungsgemäß annähernd umgekehrt proportional zum Wert von U_{SEE} , wie durch testweise Veränderung des Wertes festzustellen war.

<i>Elementname</i>	L_{CEopt} [m]	F_{max} [N]	$L_{CEoffset}$ [m]	L_{SEE0} [m]	Sum_F [N]
Iliopsoassehne				0.096	960.0
M. iliacus	0.10	460.0	0.0		
M. psoas	0.104	500.0	0.0		
Glutaeussehne				0.027	2350.0
M. gluteus maximus	0.147	2350.0	0.0		
Sehne d. Adductor l./b.				0.04	780.0
M. adductor longus/brevis	0.132	780.0	0.0		
Sehne d. Adductor magnus				0.07	1200.0
M. adductor magnus	0.144	1200.0	0.0		
Quadricepssehne				0.16	5040.0
Mm. vasti	0.087	4200.0	0.0		
M. rectus femoris	0.084	840.0	0.297		
Bicepssehne				0.1	940.0
M. biceps femoris brevis	0.173	400.0	0.0		
M. biceps femoris longus	0.109	540.0	0.305		
Sehne d. Semitendinosus				0.353	460.0
M. semitendinosus	0.201	460.0	0.0		
Sehne d. Semimembranosus				0.452	910.0
M. semimembranosus	0.08	910.0	0.0		
Achillessehne				0.27	6790.0
M. soleus	0.03	5520.0	0.0		
M. gastrocnemius	0.055	1270.0	0.102		
Tibialissehne				0.23	1000.0
M. tibialis anterior	0.10	1000.0	0.0		

Tabelle 3.4: *Muskelparameter, die spezifisch für das jeweilige Element gewählt wurden; Quellen sind Hoy et. al. [66] und Delp [24]; z.T. direkt übernommen, z.T. Agglomerate durch Mittelung gebildet; Wert der maximalen Spannung im Muskel liegt bei allen Säugetieren im Bereich $\sim 20\text{N/cm}^2$ [88], die F_{max} leiten sich daraus und aus Querschnittsberechnungen [169] her; Grenzspannung für Sehnenmaterial bei Reiß liegt im Bereich $5 \dots 10\text{kN/cm}^2$ [123] bei relativer Dehnung von $\sim 10\%$*

3.5 Muskel-Sehnen-Übergänge

Es wurde schon mehrfach darauf hingewiesen, daß einige implementierte Muskeln nur aus einem CE und einem SEE bestehen - beide zusammengenommen werden als „lineare“ Muskelstruktur bezeichnet. Hingegen wird den Dreierstrukturen, in denen von den übrigen CEen immer zwei gemeinsam an einem SEE ziehen, entsprechend die Bezeichnung „verzweigt“ zugeordnet.

Wie schon in der Einleitung zu diesem Kapitel betont wurde, soll sich der vorliegende Abschnitt mit einer *speziellen Implementierung* der Muskelkontraktionsdynamik beschäftigen. Neben der Reproduzierbarkeit meiner Vorgehensweise für mögliche Interessenten ist dabei der Teil dieses Abschnitts interessant, der die Berechnung der „Kontraktionsdynamik“ *außerhalb* des Überlappbereichs des CEs (vor allem bei starker Überdehnung) behandelt.

Muskelstrukturen werden in meiner Arbeit mittels Zugfäden modelliert. Dieser Modellierungsvorgang ist dann ökonomisch, übersichtlich, modular und damit sehr flexibel und erweiterbar, wenn man CEe und SEEe *getrennt voneinander* als separierte Fäden (siehe Abschnitte 3.6.3, 3.6.4 und Anhang F) mit jeweils eigenem Anfangs- und Endpunkt angeben kann. Der Endpunkt eines CEs wird dann einfach als Anfangspunkt des zugehörigen SEEs dem Simulationsprogramm angegeben, und der Modellierer muß „nur“ noch dafür sorgen, daß die Bewegung des so erzeugten Verknüpfungspunktes \vec{P}_V nach physikalisch korrekter Vorgabe erfolgt, in diesem Falle also der Muskelkontraktionsdynamik. Aus solchen miteinander verknüpfbaren Fadenelementen lassen sich prinzipiell beliebig komplizierte Gespinste konstruieren.

Nur im Spezialfall der linearen Struktur hätte unter Verzicht auf die soeben angesprochenen Vorteile die Kontraktion des zugehörigen CEs durch direkte Integration der Gleichung (3.7) berechnet werden können. In der unten vorgestellten Lösung muß dieser Kontraktion als der Bewegung des effektiven Ursprungs und Ansatzes (siehe Abbildung 3.20) überlagert berücksichtigt werden, was bei der verzweigten Struktur ohnehin unvermeidlich ist. Abbildung 3.20 beim Lesen dieses Abschnitts stetig im Auge zu behalten ist im übrigen hilfreich.

Als nächstes möchte ich kurz das allgemeine Vorgehen zur Bestimmung von \vec{P}_V skizzieren. Der Index j läuft dabei über alle modellierten - linearen und verzweigten - Muskelstrukturen (und damit über alle SEEe), der Index i über alle CEe, von denen es in meinem Modell wegen der verzweigten Strukturen mehr gibt (28) als Muskelstrukturen (20).

An jeder Stützstelle des Integrators sind die Richtungsvektoren \vec{e}_{CEi} und \vec{e}_{SEEj} aller modellierten Muskelstrukturen bekannt, da sowohl die Koordinaten ihrer effektiven Ursprünge \vec{r}_{Ui} und effektiven Ansätze \vec{r}_{Aj} als auch die Koordinaten der Verknüpfungspunkte \vec{P}_{Vj} nur vom Systemzustand abhängen. Der effektive Ursprung ist der - vom Verknüpfungspunkt aus startend und dem Fadenelement eines CEs folgend - erste Umlenkpunkt, an dem das CE momentan mit dem MKS wechselwirkt. Analog ist der effektive Ansatz dem SEE folgend definiert. Die Strecke zwischen effektivem Ursprung und Ursprung ist durch weitere beliebig viele Umlenkungen am MKS festgelegt. Ihre Länge ist damit ebenso aus dem Systemzustand bekannt wie ihre Änderungs geschwindigkeit, die im folgenden mit Δv bezeichnet sei, und die Geschwindigkeitsvektoren \vec{v}_{Ui} und \vec{v}_{Aj} von effektivem Ursprung und Ansatz.

Bei bekannten \vec{e}_{CEi} und \vec{e}_{SEEj} können im ersten Schritt die Kräfte in den CEen und SEEen durch Lösen der Gleichung (3.5) bzw. des Gleichungssystems (3.3) bestimmt werden. Ist ein CE in einem Zustand, in dem $(1 - Width) < l_{CE}/L_{CEopt} < (1 + Width)$ gilt, so ist als zweites die zugehörige Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} seines Fadenelementes zwischen Ursprung und \vec{P}_V direkt aus den Gleichungen (3.27) und (3.32) bestimmbar. Dann ist bei der linearen Struktur die Geschwindigkeit $\dot{\vec{P}}_V$ aus Gleichung (3.37) bekannt und kann in einem dritten Schritt integriert werden - die Bewegung erfolgt eindimensional in Richtung $\vec{e}_{CE} = -\vec{e}_{SEE}$. Bei der verzweigten Struktur folgt die Bewegung $\dot{\vec{P}}_V$ in der Ebene eindeutig aus den zwei bekannten $v_{CE/I}$ und $v_{CE/II}$

durch Lösen eines weiteren Gleichungssystems (3.47). Ist das (ein) CE einer Muskelstruktur so stark gedehnt, daß $l_{CE}/L_{CEopt} > (1 + Width)$ gilt, so kann v_{CE} aus den elastischen Eigenschaften des SEEs und des PEEs berechnet werden. Im Falle der verzweigten Struktur koppelt die Bestimmung eines so zu berechnenden v_{CE} in einem gegenüber (3.47) erweiterten Gleichungssystem an die Bestimmung von \vec{P}_V . Der folgende Abschnitt behandelt die lineare Struktur, darauf folgt die verzweigte.

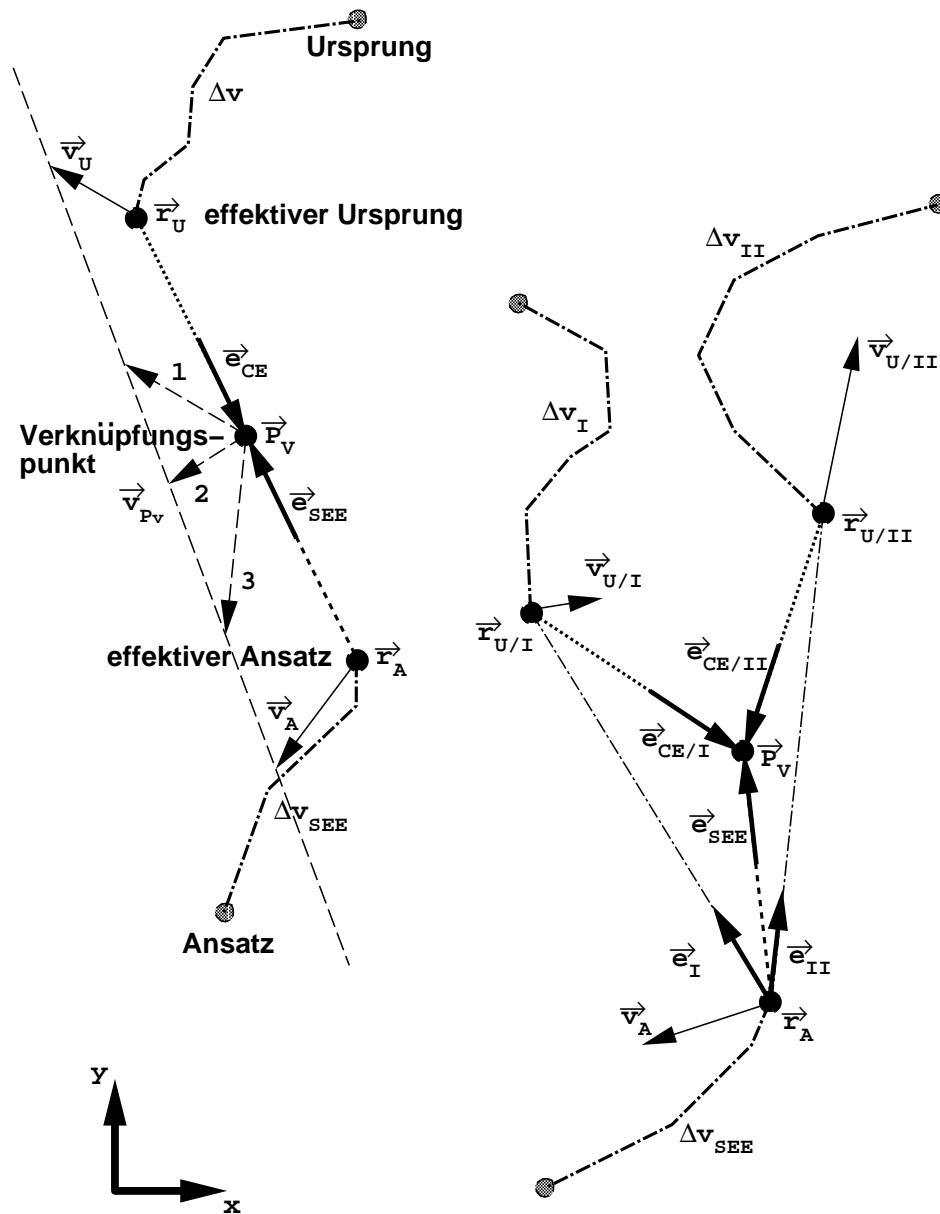


Abbildung 3.20: Darstellung der zur Berechnung der Verknüpfungspunkte zwischen $CE_{I,II}$ und SEE verwendeten Größen; lineare (links) und verzweigte (rechts) Struktur; effektiver Ursprung \vec{r}_U bzw. Ansatz \vec{r}_A sind in meinem Modell Starrkörperhebel ebenso wie Ursprung und Ansatz; zwischen Ursprung (Ansatz) und effektivem Ursprung (Ansatz) können beliebig viele weitere Umlenkhebel (siehe Abschnitt 3.6.4) liegen; bei linearer Struktur sind drei Beispiele möglicher Geschwindigkeitsvektoren \vec{v}_{P_V} des Verknüpfungspunktes - entsprechend drei verschiedenen angenommenen Kontraktionsgeschwindigkeiten des CEs - eingezeichnet, wenn sich effektiver Ursprung mit \vec{v}_U und effektiver Ansatz mit \vec{v}_A in der Modellebene bewegen; 1 entspricht konzentrischer, 2 und 3 exzentrischer Kontraktion des CEs

3.5.1 Lineare Struktur

Setzt man sich auf den - sich im allgemeinen im Inertialsystem bewegendem - Verknüpfungspunkt \vec{P}_V und schaut in Richtung des CE-Fadenelementes, so muß die relative Verkürzungsgeschwindigkeit entlang des Muskelpfades von \vec{P}_V bis zum Ursprung v_{CE} betragen. Da aus dem Systemzustand weiterhin sowohl die Geschwindigkeit des effektiven Ursprungs \vec{v}_U als auch die relative Längenänderung Δv entlang des Pfades „Ursprung – effektiver Ursprung“ bekannt sind, kann daraus für die Bewegung von \vec{P}_V im Inertialsystem entlang der Strecke „effektiver Ansatz – effektiver Ursprung“ geschlossen werden:

$$\vec{v}_{P_v} \vec{e}_{CE} = v_{CE} - \Delta v + \vec{v}_U \vec{e}_{CE} \quad . \quad (3.36)$$

Die Geschwindigkeit \vec{v}_{P_v} des Verknüpfungspunktes - der ebenso Endpunkt des SEEs ist - im Inertialsystem ist durch folgenden Ausdruck, der Gleichung (3.36) erfüllt, gegeben:

$$\dot{\vec{P}}_V = \vec{v}_{P_v} = \vec{v}_0 + (v_{CE} - \Delta v + \Delta \vec{v}_{AU} \vec{e}_{CE}) \vec{e}_{CE} \quad . \quad (3.37)$$

Dabei ist $\vec{v}_0 = \vec{v}_A + \vec{v}_{rot}$ die Geschwindigkeit, mit der sich \vec{P}_V im Inertialsystem bewegte, wenn das CE isometrisch belastet wäre, und das SEE sich zusammen mit dem gesamten MKS in der Modellebene mit \vec{v}_A translatorisch und mit

$$\vec{v}_{rot} = \omega \begin{pmatrix} -(P_{Vy} - r_{Ay}) \\ (P_{Vx} - r_{Ax}) \end{pmatrix} \quad (3.38)$$

rotatorisch mitbewegte. $\Delta \vec{v}_{AU} = \vec{v}_U - \vec{v}_A$ ist die Differenzgeschwindigkeit zwischen effektivem Ansatz und effektivem Ursprung. Die Winkelgeschwindigkeit ω errechnet sich dabei aus den Zustandsgrößen zu

$$\omega = \frac{(e_{CEx} \Delta v_{\perp y} - e_{CEy} \Delta v_{\perp x})}{\Delta r_{AU}} \quad , \quad (3.39)$$

die durch den Anteil

$$\Delta \vec{v}_{\perp} = \Delta \vec{v}_{AU} - (\Delta \vec{v}_{AU} \vec{e}_{CE}) \vec{e}_{CE} \quad (3.40)$$

von $\Delta \vec{v}_{AU}$ senkrecht zur Linie „effektiver Ansatz – effektiver Ursprung“ mit der Länge $\Delta r_{AU} = |\vec{r}_U - \vec{r}_A|$ erzeugt wird.

Berücksichtigt in Gleichung (3.37) sind die Nebenbedingung $\vec{e}_{CE} = -\vec{e}_{SEE}$ und die kinematische Gleichung (3.2). Die Einhaltung der Nebenbedingung muß während der Integration stetig durch geometrische Korrektur gewährleistet werden, da numerische Ungenauigkeiten dazu führen, daß die Struktur im Laufe vieler Integrationschritte am Verknüpfungspunkt „einknicken“ kann. Verließen die beiden Richtungsvektoren, entlang derer die Kräfte von CE und SEE ins Skelett eingeleitet werden, in der linearen Struktur nicht exakt parallel, so würden dadurch Modellmuskelkräfte direkt sowohl Impuls- als auch Drehimpulsbilanz des gesamten MKS verändern. Sie würden nicht mehr als *innere* Kräfte auf das Modell wirken und würden daher reale Muskelkräfte falsch abbilden.

Die über die gesamte Integrationszeit Parallelität sichernde Korrektur wird immer dann durchgeführt, wenn der Integrator die Kontrolle an die Integrationsumgebung zurückgegeben hat: Der mitintegrierte Vektor \vec{P}_V wird zwischen zwei Integrationschritten durch seine Projektion auf den Verbindungsvektor $\vec{r}_A - \vec{r}_U$ ersetzt. Der Erfolg der Korrektur wurde anhand der überprüften Drehimpulsbilanz nachgewiesen (siehe Kapitel 5). Ohne die Korrektur lag bei Simulationen mit großräumigen Verlagerungen der Segmente (Gehen) die Differenz zwischen mitintegriertem und aus dem Systemzustand errechnetem Drehimpuls um Größenordnungen höher als in den Referenzsimulationen mit Korrektur. Die Verletzung des Drehimpulssatzes war verschwunden nach Berücksichtigung der Korrektur.

Das numerische Problem des „Einknickens“ handelt man sich dadurch ein, daß die Berechnung der Kontraktionsdynamik durch Integration der Bewegung des Verknüpfungspunkts im *Inertialsystem* erfolgt, anstatt die Länge l_{CE} direkt mit Hilfe der Gleichungen (3.27) und (3.32) zu integrieren. Der Weg über den Verknüpfungspunkt wurde gewählt, weil dadurch eine übersichtliche und zur verzweigten Struktur analoge Einbettung der Integration in die gesamte Programmumgebung von „simsys“ gewährleistet war. „simsys“ wurde dabei zusätzlich um eine für andere Nutzer sinnvolle Funktionalität erweitert - die mögliche Berechnung der Kinematik masseloser Punkte in der Ebene durch Vorgabe von Differentialgleichungen erster Ordnung in der Zeit.

Ein anderes Problem, dessen Ursache allerdings nicht in der Numerik, sondern in der verwendeten Kontraktionsdynamik erster Ordnung begründet liegt, bleibt zu lösen: Außerhalb des Längenbereichs $(1 - Width) < l_{CE}/L_{CEopt} < (1 + Width)$ ist die Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} nicht mehr definiert. Am unteren Rand des Intervalls, an dem $l_{CE}/L_{CEopt} = (1 - Width)$ gilt, verschwindet nicht nur die Muskelkraft, sondern gemäß der Gleichung (3.30) auch die Kontraktionsgeschwindigkeit des CE:

$$v_{CE} = 0 \quad . \quad (3.41)$$

Bei weiterer Verkürzung der Gesamtmuskellänge bleibt in der linearen Struktur l_{CE} konstant, das SEE erschläft zu Werten unterhalb seiner Ruhelänge.

Im Falle $l_{CE}/L_{CEopt} > (1 + Width)$ hingegen ergibt sich v_{CE} aus den Materialeigenschaften von SEE und PEE, die beide als nicht-lineare, ungedämpfte Federn modelliert sind (Gleichungen (3.10) und (3.12)). Da $F_{CE} = 0$ gilt, lautet das Kraftgleichgewicht (3.5) in \vec{P}_V , wobei schon die zweite kinematische Gleichung des Systems (3.2) verwendet wurde:

$$F_{PEE}(l_{CE}) = F_{SEE}(l_{SEE}) \quad . \quad (3.42)$$

Dessen Zeitableitung

$$\frac{\partial F_{PEE}}{\partial l_{CE}} \dot{l}_{CE} = \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \dot{l}_{SEE} \quad (3.43)$$

setzt man in die Zeitableitung der ersten kinematischen Gleichung des Systems (3.2) für den Gesamtmuskel

$$\dot{l}_{Musk} = \dot{l}_{CE} + \dot{l}_{SEE} \quad (3.44)$$

ein, und erhält so den Ausdruck

$$\dot{l}_{CE} = v_{CE} = \frac{\dot{l}_{Musk}}{1 + \left(\frac{\partial F_{PEE}}{\partial l_{CE}} / \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \right)} \quad . \quad (3.45)$$

Andererseits ist die Gesamtmuskellänge nur von den Koordinaten des MKS abhängig, sodaß mit

$$\dot{l}_{Musk} = \Delta v + \Delta v_{SEE} - \Delta \vec{v}_{AU} \vec{e}_{CE} \quad (3.46)$$

v_{CE} aus dem Systemzustand und den Federhärten von SEE und PEE bestimmbar ist, und in Gleichung (3.37) eingesetzt werden kann. Die Kontraktionsdynamik der linearen Struktur ist so für jede Länge des CEs berechenbar und kann in der Computersimulation eingesetzt werden. Als nächstes wende ich mich der Betrachtung der verzweigten Struktur zu.

3.5.2 Verzweigte Struktur

Bei der verzweigten Struktur beschreibt man die Bewegung von \vec{P}_V analog zur Gleichung (3.37), indem die Korrektur \vec{v}_{Kon} , die sich im nicht-isometrischen Fall aus den Kontraktionsgeschwindigkeiten entlang der Richtungsvektoren $\vec{e}_{CE/I}$ und $\vec{e}_{CE/II}$ ergeben muß, angesetzt wird:

$$\vec{P}_V = \vec{v}_{P_v} = \vec{v}_0 + \vec{v}_{Kon} \quad . \quad (3.47)$$

Der Rotationsanteil von $\vec{v}_0 = \vec{v}_A + \vec{v}_{rot}$ muß auch hier gewährleisten, daß, gesetzt den Fall die Struktur wird in isometrischem Zustand gedreht, der Verknüpfungspunkt sich mitdreht:

$$\vec{v}_{rot} = \Omega \begin{pmatrix} -(P_{Vy} - r_{Ay}) \\ (P_{Vx} - r_{Ax}) \end{pmatrix} . \quad (3.48)$$

Diese Forderung wird durch

$$\Omega = \frac{\omega_I + \omega_{II}}{2} \quad (3.49)$$

erfüllt. Die ω_i ($i = I, II$) errechnen sich zu

$$\omega_i = \frac{(e_{ix}\Delta v_{\perp iy} - e_{iy}\Delta v_{\perp ix})}{\Delta r_{AU/i}} \quad (3.50)$$

mit den Abständen

$$\Delta r_{AU/i} = |\vec{r}_{U/i} - \vec{r}_A| , \quad (3.51)$$

den Richtungsvektoren

$$\vec{e}_i = \frac{\vec{r}_{U/i} - \vec{r}_A}{\Delta r_{AU/i}} \quad (3.52)$$

und den dazu senkrechten Differenzgeschwindigkeits-Anteilen

$$\Delta \vec{v}_{\perp i} = \Delta \vec{v}_{AU/i} - (\Delta \vec{v}_{AU/i} \vec{e}_i) \vec{e}_i \quad (3.53)$$

von $\Delta \vec{v}_{AU/i} = \vec{v}_{U/i} - \vec{v}_A$.

Entscheidend für die konsistente Berechnung von Kraftgleichgewicht in \vec{P}_V und Kontraktionsdynamik der beteiligten Muskeln ist die Erfüllung der Kontraktionsgleichung (3.36) jeweils für CE/I und CE/II, da die Vorgabe der $\vec{e}_{CE/i}$ eine direkte Folge aus der Erfüllung der Gleichgewichtsbedingung in \vec{P}_V ist. Eine geschickte Darstellung des Vektors der Korrekturgeschwindigkeit ist diejenige in Komponenten des schiefwinkligen (gestrichenen) Koordinatensystems der Richtungsvektoren der CEs:

$$\vec{v}'_{Kon} = v_{P/I} \vec{e}_{CE/I} + v_{P/II} \vec{e}_{CE/II} , \quad \vec{v}'_{Kon} = \begin{pmatrix} v_{P/I} \\ v_{P/II} \end{pmatrix} . \quad (3.54)$$

Analog sollen die Kontraktionsgeschwindigkeiten der zwei CEe im Vektor

$$\vec{v}'_{CE} = \begin{pmatrix} v_{CE/I} \\ v_{CE/II} \end{pmatrix} \quad (3.55)$$

zusammengefaßt werden. Die Multiplikation der Gleichung (3.47) mit jeweils $\vec{e}_{CE/I}$ und $\vec{e}_{CE/II}$ und der Vergleich der zwei so erhaltenen Gleichungen mit der Forderung der Erfüllung von Gleichung (3.36) für jedes einzelne CE führt dann auf ein 2x2-Gleichungssystem für die zwei Unbekannten $v_{P/I}$ und $v_{P/II}$:

$$\mathbf{A} \vec{v}'_{Kon} = \vec{v}'_{CE} + \vec{V}'_U , \quad (3.56)$$

mit der Kopplungsmatrix

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 1 & \vec{e}_{CE/I} \vec{e}_{CE/II} \\ \vec{e}_{CE/I} \vec{e}_{CE/II} & 1 \end{pmatrix} \quad (3.57)$$

und dem zweiten Teil der Inhomogenität

$$\vec{V}'_U = \begin{pmatrix} (\vec{v}_{U/I} - \vec{v}_0) \vec{e}_{CE/I} - \Delta v_I \\ (\vec{v}_{U/II} - \vec{v}_0) \vec{e}_{CE/II} - \Delta v_{II} \end{pmatrix} . \quad (3.58)$$

Die Matrix \mathbf{A} wird numerisch an jeder Integratorstützstelle für jede der verzweigten Muskelstrukturen invertiert und das Gleichungssystem nach den Korrekturkomponenten $v_{P/I}$ und $v_{P/II}$ aufgelöst, wodurch die Geschwindigkeit \vec{v}_{P_v} des Verknüpfungspunktes nach Gleichung (3.47) bekannt ist und mitintegriert werden kann.

Auch hier gilt die Einschränkung, die schon bei der linearen Struktur gemacht wurde, daß dieses Vorgehen nur möglich ist, wenn beide CEE sich in ihrem aktiven Kraftbereich befinden - d.h. $v_{CE/I}$ und $v_{CE/II}$ können als bekannte Größen im Gleichungssystem (3.56) verwendet werden. Implizit in diesem System enthalten sind die kinematischen Gleichungen (3.1) und deren Zeitableitungen. Ist hingegen mindestens ein CE so stark gedehnt, daß es keine aktive Kraft mehr erzeugen kann, so eröffnet sich - wie bei der linearen Struktur - durch einmalige Zeitableitung

$$\begin{aligned} & \dot{F}_{Musk/I} \vec{e}_{CE/I} + F_{Musk/I} \dot{\vec{e}}_{CE/I} \\ + & \dot{F}_{Musk/II} \vec{e}_{CE/II} + F_{Musk/II} \dot{\vec{e}}_{CE/II} \\ + & \dot{F}_{SEE} \vec{e}_{SEE} + F_{SEE} \dot{\vec{e}}_{SEE} = 0 \end{aligned} \quad (3.59)$$

der zweikomponentigen Gleichgewichtsgleichung (3.3) die Möglichkeit, die Information über die Federeigenschaften des SEEs und der PEEs zur Berechnung des jetzt *unbekannten* $v_{CE/i}$ zu verwenden. Der Unterschied zur linearen Struktur, bei der v_{CE} direkt aus Gleichung (3.45) in Gleichung (3.37) eingesetzt werden kann, besteht darin, daß das sowieso schon zu lösende 2x2-Gleichungssystem (3.56) zu einem 4x4-Gleichungssystem vergrößert werden muß. Dort tritt dann außer dem Vektor \vec{v}_{Kon} ein zweiter unbekannter zweikomponentiger Vektor hinzu, wie man dem folgenden entnehmen kann. Bis auf die $\dot{F}_{Musk/i}$ sind in Gleichung (3.59) alle Größen nur vom Zustand des Systems und zusätzlich von der Geschwindigkeit \vec{v}_{P_v} des Verknüpfungspunktes abhängig:

$$\dot{F}_{SEE} = \dot{l}_{SEE} \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \quad , \quad (3.60)$$

$$\begin{aligned} \dot{l}_{SEE} &= (\vec{v}_{P_v} - \vec{v}_A) \vec{e}_{SEE} + \Delta v_{SEE} \\ &= (\vec{v}_{Kon} + \vec{v}_{rot}) \vec{e}_{SEE} + \Delta v_{SEE} \quad , \end{aligned} \quad (3.61)$$

sowie die zeitlichen Änderungen der Richtungsvektoren

$$\dot{\vec{e}}_{SEE} = \frac{\Delta \vec{v}_{\perp AP}}{\Delta r_{AP}} \quad , \quad \dot{\vec{e}}_{CE/i} = \frac{\Delta \vec{v}_{\perp U/iP}}{\Delta r_{U/iP}} \quad , \quad (3.62)$$

in denen die Abkürzungen für die Abstände

$$\Delta r_{AP} = |\vec{P}_V - \vec{r}_A| \quad , \quad \Delta r_{U/iP} = |\vec{P}_V - \vec{r}_{U/i}| \quad , \quad (3.63)$$

sowie die Drehanteile der Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen \vec{P}_V und effektivem Ansatz

$$\begin{aligned} \Delta \vec{v}_{\perp AP} &= (\vec{v}_{P_v} - \vec{v}_A) - ((\vec{v}_{P_v} - \vec{v}_A) \vec{e}_{SEE}) \vec{e}_{SEE} \\ &= v_{P/I} (\vec{e}_{CE/I} - (\vec{e}_{CE/I} \vec{e}_{SEE}) \vec{e}_{SEE}) \\ &\quad + v_{P/II} (\vec{e}_{CE/II} - (\vec{e}_{CE/II} \vec{e}_{SEE}) \vec{e}_{SEE}) \\ &\quad + \vec{v}_{rot} - (\vec{v}_{rot} \vec{e}_{SEE}) \vec{e}_{SEE} \\ &= v_{P/I} \vec{e}_{I \perp SEE} + v_{P/II} \vec{e}_{II \perp SEE} + \vec{v}_{rot \perp SEE} \end{aligned} \quad (3.64)$$

bzw. den effektiven Ursprüngen

$$\begin{aligned}
\Delta \vec{v}_{\perp U/IP} &= (\vec{v}_{Pv} - \vec{v}_{U/I}) - \left((\vec{v}_{Pv} - \vec{v}_{U/I}) \vec{e}_{CE/I} \right) \vec{e}_{CE/I} \\
&= v_{P/II} \left(\vec{e}_{CE/II} - (\vec{e}_{CE/I} \vec{e}_{CE/II}) \vec{e}_{CE/I} \right) \\
&\quad + (\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/I}) - \left((\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/I}) \vec{e}_{CE/I} \right) \vec{e}_{CE/I} \\
&= v_{P/II} \vec{e}_{II\perp I} + (\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/I})_{\perp I}
\end{aligned} \tag{3.65}$$

und

$$\begin{aligned}
\Delta \vec{v}_{\perp U/IIP} &= (\vec{v}_{Pv} - \vec{v}_{U/II}) - \left((\vec{v}_{Pv} - \vec{v}_{U/II}) \vec{e}_{CE/II} \right) \vec{e}_{CE/II} \\
&= v_{P/I} \left(\vec{e}_{CE/I} - (\vec{e}_{CE/I} \vec{e}_{CE/II}) \vec{e}_{CE/II} \right) \\
&\quad + (\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/II}) - \left((\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/II}) \vec{e}_{CE/II} \right) \vec{e}_{CE/II} \\
&= v_{P/I} \vec{e}_{I\perp II} + (\vec{v}_0 - \vec{v}_{U/II})_{\perp II}
\end{aligned} \tag{3.66}$$

verwendet werden. Die Nomenklatur $\vec{e}_{II\perp I}$ bedeutet den Anteil des Einheitsvektors $\vec{e}_{CE/II}$ senkrecht zum Einheitsvektor $\vec{e}_{CE/I}$, analog gilt die Bezeichnung $\vec{e}_{I\perp II}$ für seinen parallelen Anteil. Auch bei einem beliebigen Vektor - z.B. \vec{v}_{rot} - ist sein zu einem Einheitsvektor paralleler Anteil $(\vec{v}_{rot} \vec{e}_{SEE}) \vec{e}_{SEE}$ eindeutig durch $\vec{v}_{rot\parallel SEE}$ bezeichnet.

Ersetzt man in Gleichung (3.59) weiterhin $\dot{F}_{Musk/i}$ des passiv gedehnten CE analog zur Vorgehensweise bei der linearen Struktur durch

$$\dot{F}_{Musk/i} = \dot{F}_{PEE/i} = v_{CE/i} \frac{\partial F_{PEE/i}}{\partial l_{CE/i}}, \tag{3.67}$$

so führt die Kopplung der zwei 2x2-Systeme (3.56) und (3.59) schließlich auf das zu lösende 4x4-Gleichungssystem

$$\begin{pmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{D} \\ \mathbf{B} & \mathbf{C} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{v}'_{Kon} \\ \vec{v}'_{CE} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{V}'_U \\ \vec{f}'_{/t} \end{pmatrix} \tag{3.68}$$

in den vier unbekanntenen Komponenten $v_{P/I}$, $v_{P/II}$, $v_{CE/I}$ und $v_{CE/II}$. Die weiteren Abkürzungen stehen für die 2x2-Untermatrizen

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix}, \tag{3.69}$$

$$\mathbf{C} = \left(\frac{\partial F_{PEE/I}}{\partial l_{CE/I}} \vec{e}_{CE/I} \quad \frac{\partial F_{PEE/II}}{\partial l_{CE/II}} \vec{e}_{CE/II} \right), \tag{3.70}$$

und

$$\mathbf{B} = \left(\vec{B}_1 \quad \vec{B}_2 \right), \tag{3.71}$$

wobei deren Spaltenvektoren durch

$$\begin{aligned}
\vec{B}_1 &= \frac{F_{Musk/II}}{\Delta r_{U/IIP}} \vec{e}_{I\perp II} + \frac{F_{SEE}}{\Delta r_{AP}} \vec{e}_{I\perp SEE} + \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \vec{e}_{I\parallel SEE} \\
\vec{B}_2 &= \frac{F_{Musk/I}}{\Delta r_{U/IP}} \vec{e}_{II\perp I} + \frac{F_{SEE}}{\Delta r_{AP}} \vec{e}_{II\perp SEE} + \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \vec{e}_{II\parallel SEE}
\end{aligned} \tag{3.72}$$

festgelegt sind. Die Komponenten drei und vier der Inhomogenität stehen im Vektor

$$\vec{f}'_{/t} = \frac{F_{Musk/I}}{\Delta r_{U/IP}} (\vec{v}_{U/I} - \vec{v}_0)_{\perp I}$$

$$\begin{aligned}
& + \frac{F_{Muskl/II}}{\Delta r_{U/II P}} (\vec{v}_{U/II} - \vec{v}_0)_{\perp II} \\
& - \left[\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} - \frac{F_{SEE}}{\Delta r_{AP}} \right) (\vec{v}_{rot} \vec{e}_{SEE}) + \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \Delta v_{SEE} \right] \vec{e}_{SEE} \\
& - \frac{F_{SEE}}{\Delta r_{AP}} \vec{v}_{rot} \quad . \quad (3.73)
\end{aligned}$$

Das Gleichungssystem (3.68) wurde der Übersichtlichkeit halber erst einmal in der Form abgeleitet, in der es zu lösen ist, wenn sich beide CEe außerhalb ihres aktiven Kraftbereichs befinden und für mindestens eines davon $l_{CE}/L_{CEopt} > (1 + Width)$ gilt. Üblicherweise kommt der gemischte Fall vor, in dem nur eines der CEe überdehnt oder verkürzt ist, hingegen das andere aktiv Kraft ($F_{CE} > 0$) erzeugt, sodaß dessen v_{CE} im konzentrischen oder exzentrischen Arbeitsbereich bekannt ist. In diesem Falle ist ein gegenüber dem System (3.68) leicht modifiziertes 4x4-Gleichungssystem zu lösen.

Nehmen wir an, $v_{CE/I}$ sei also *bekannt*, hingegen gelte $l_{CE/II}/L_{CEopt} > (1 + Width)$ oder $l_{CE/II}/L_{CEopt} < (1 - Width)$, d.h. $v_{CE/II}$ sei *unbekannt*, dann sind im Gleichungssystem (3.68) folgende Änderungen vorzunehmen:

1. Die Matrix **D** ist durch $\begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix}$,
2. die ersten Spalte von **C** durch lediglich $\vec{e}_{CE/I}$,
3. \vec{v}'_{CE} durch $\begin{pmatrix} \dot{F}_{Muskl/I} \\ v_{CE/II} \end{pmatrix}$ und
4. \vec{V}'_U durch $\vec{V}'_U + \begin{pmatrix} v_{CE/I} \\ 0 \end{pmatrix}$ zu ersetzen.

Das bedeutet, daß immer noch ein 4x4-System gelöst werden muß, nur daß zur Berechnung der Bewegung des Verknüpfungspunktes eigentlich bloß drei Unbekannte $v_{P/I}$, $v_{P/II}$ und $v_{CE/II}$ zu bestimmen wären. Als vierte Unbekannte wird deshalb einfach die Zeitableitung $\dot{F}_{Muskl/I}$ des aktiven CE mitbestimmt. Der Vollständigkeit halber hier noch die Änderungen im umgekehrten Fall ($v_{CE/II}$ bekannt und $v_{CE/I}$ unbekannt) in Stichworten:

- $\mathbf{D} \rightarrow \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}$
- zweite Spalte von **C** $\rightarrow \vec{e}_{CE/II}$
- $\vec{v}'_{CE} \rightarrow \begin{pmatrix} v_{CE/I} \\ \dot{F}_{Muskl/II} \end{pmatrix}$
- $\vec{V}'_U \rightarrow \vec{V}'_U + \begin{pmatrix} 0 \\ v_{CE/II} \end{pmatrix}$

Auch im zuletzt noch zu erwähnenden Grenzfall, wenn *beide* CEe sich an der unteren Verkürzungsgrenze $l_{CE/i}/L_{CEopt/i} = (1 - Width)$ befinden, sind die $v_{CE/i}$ direkt aus der Kontraktionsdynamik zu

$$\vec{v}_{CE/I} = \vec{v}_{CE/II} = 0 \quad (3.74)$$

definiert. \vec{P}'_V wird wie bei einer statischen (beide CEe isometrisch) Muskelstruktur rein kinematisch - analog der linearen Struktur - mit dem Modell mitgeführt.

Zusammenfassend ist zu sagen: Dieser Abschnitt 3.5 hat eine spezielle Implementierung der Berechnung der Kontraktionsdynamik des Muskel–Sehnen–Apparats beschrieben. Dabei wurden bisherige Modelle, die die Verknüpfung eines CEes mit einem SEE beinhalteten [174, 151], um den Fall der Verknüpfung zweier CEes mit einem SEE erweitert. Hintergrund ist ein beim Menschen häufiges anatomisches Vorbild mehrerer Muskeln, die auf eine gemeinsame Sehne wirken. Gelöst wurde das Problem durch Berechnung des Geschwindigkeitsvektors \vec{v}_{P_v} des Verknüpfungspunkt \vec{P}_V in der Modellebene, der mit den mechanischen Bewegungsgleichungen des Modells problemlos mitintegriert werden kann. Die Koordinaten aller modellierten Verknüpfungspunkte sind - äquivalent zu den Längen aller modellierten CEes - zu den Koordinaten des mechanischen Modells zusätzliche Zustandsvariablen des Systems.

Für die Bewegung von \vec{P}_V bei der verzweigten Muskelstruktur gilt: \vec{v}_{P_v} ist durch Gleichung (3.47) gegeben, die physikalischen Eigenschaften des Muskelmodells bestimmen \vec{v}_{Kon} . Sind beide CEes verkürzt außerhalb ihres aktiven Kraftbereichs, so wirken in den CEes und im SEE keine Kräfte und die Kontraktionsgeschwindigkeiten verschwinden nach Gleichung (3.74): $\vec{v}'_{CE} = 0$. Erzeugen im zweiten Spezialfall beide CEes aktiv Kraft, so ist \vec{v}'_{CE} im 2x2–Gleichungssystem (3.56) ebenfalls aus der (in den exzentrischen Bereich erweiterten) Hillschen Kontraktionsdynamik bekannt. Das Gleichungssystem (3.56) entsteht im übrigen aus der Zeitableitung der kinematischen Gleichungen (3.1). Seine Lösung liefert in den gerade genannten zwei Sonderfällen \vec{v}_{P_v} . In allen anderen Fällen ist das 4x4–System (3.68) mit Fallunterscheidungen - $v_{CE/I}$, $v_{CE/II}$ oder beide nicht aus Kontraktionsdynamik bekannt - zu lösen. Das Gleichungssystem (3.68) geht aus dem System (3.56) durch zusätzliche Berücksichtigung der Zeitableitung des Kraftgleichgewichts (3.3) in \vec{P}_V hervor.

Der nächste Abschnitt beschäftigt sich mit der Geometrie (d.h. den Hebelarmen) der muskulären Krafteinleitung ins Skelett.

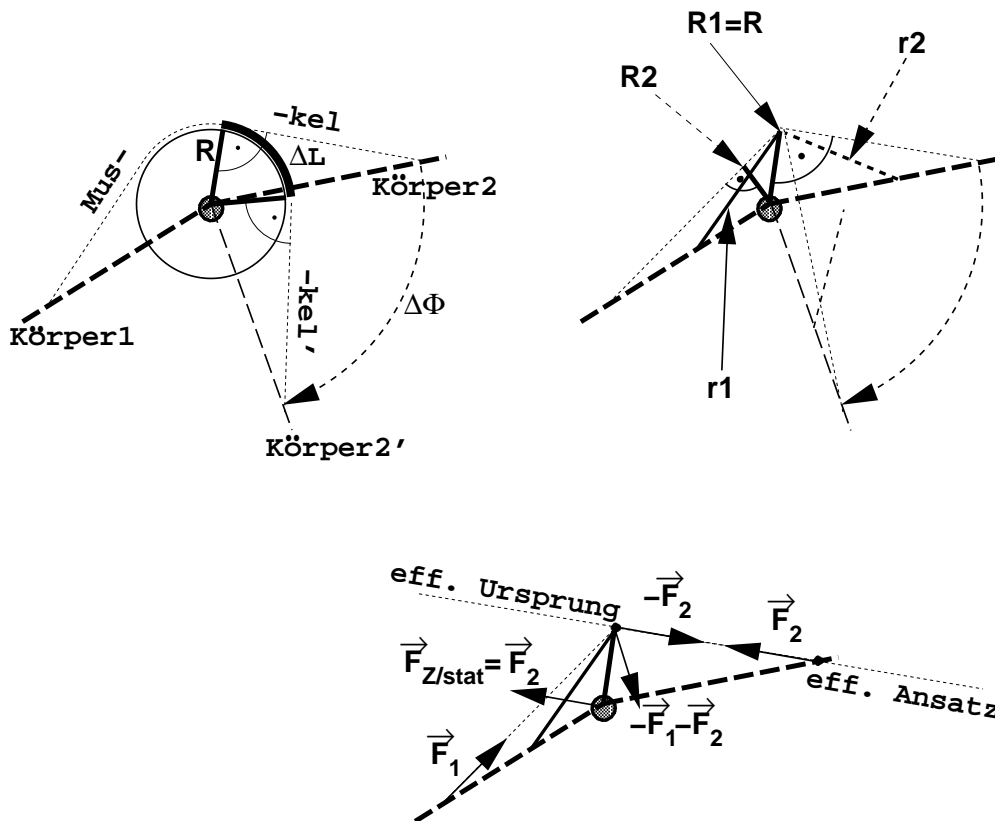


Abbildung 3.21:

Links: Veranschaulichung der Definition des Hebelarms $R = \frac{dL}{d\Phi}$ (Φ in rad gemessen) aus $\Delta L = 2\pi R \frac{\Delta\Phi}{2\pi}$ für $\Delta L \rightarrow 0$; R ist Hebelarm des Muskels bezüglich des Gelenks (innerer gefüllter Kreis); er ist konstant bei Änderung des Gelenkwinkels um $\Delta\Phi$;

Rechts: Verwendung von einzelnen Umlenkpunkten, die körperfest zu Körper1 (r_1) oder Körper2 (r_2) modelliert sind; in Ausgangsposition bei Umlenkung an r_1 gilt $R = R_1$, bei Umlenkung mit Hilfe von r_2 an identischem Punkt der Ebene wäre dort Hebelarm $R = R_2 < R_1$; Ursache: bei Änderung des Gelenkwinkels beschreiben Umlenkpunkte r_1 und r_2 unterschiedliche Wege; mittels einer diskreten Anzahl Umlenkpunkte können experimentell bestimmte Hebelarmverläufe über dem Gelenkwinkel reproduziert werden; als wichtige Information dazu nötig: anatomisches Wissen über reale Umlenkstrukturen der Muskeln;

Unten (zur Erklärung der Gelenkbelastung durch Muskelkräfte): Kraftumlenkung an einem zu Körper 1 körperfesten Hebel r_1 ; für Betrag der Muskelkraft gilt $F = F_1 = F_2$ bei reibungsfreier Umlenkung; speziell im statischen Fall muß auf jeden Körper zusätzlich zur Muskelkraft noch gegengleiches Moment vom Betrag $M = RF$ wirken (z.B. reiner Momenterzeuger), da Muskel durch Kräftepaar in Gelenk und auf Linie „Umlenkhebel – Ansatz“ sonst beide Körper jeweils mit Gelenkmoment vom Betrag M rotatorisch beschleunigen würde; es gilt dann für die Zwangskraft im Gelenk $\vec{F}_{Z/stat} = \vec{F}_2$; bei Umlenkung an gleichem Punkt der Ebene mittels zu Körper 2 gehörigem Hebel r_2 hätten $\vec{F}_{Z/stat} = \vec{F}_1$, Hebelarm $R_2 \neq R$ und Gelenkmoment $M = R_2F$ andere Werte; wird Gegenmoment von Krafterzeuger (z.B. Antagonist) aufgebracht, so wirkt in Gelenk **Summe** der Muskelkräfte als Zwangskraft; **Verdopplung** beider Muskelkräfte resultiert wieder in Gleichgewicht, aber mit **doppelter** Zwangskraft; anschaulich ausgedrückt ist Hebelarm R senkrechter Abstand von Wirkungslinie des Muskelpfades zu Gelenkdrehpunkt zwischen Körpern i und $i + 1$ - Wirkungslinie ist beim Verfolgen des Muskelpfades definiert als Gerade durch letzten Hebel auf Körper i (effektiver Ursprung) und ersten Hebel auf Körper $i + 1$ (effektiver Ansatz), mit denen Muskel momentan wechselwirkt

3.6 Kraftumlenkung und Hebelarmverläufe

Das Problem, die mechanische Wirkung eines Muskels zu quantifizieren, ist separierbar in zwei Teilprobleme: Berechnung des Betrages seiner Zugkraft und Bestimmung der Orte, an denen die Wechselwirkung mit dem Skelett stattfindet. Die Parametrisierung seiner Kraft wurde ausführlich im Abschnitt 3.4 dargestellt. Dieser Abschnitt wird sich mit der Modellierung der Geometrie der Krafteinleitung beschäftigen.

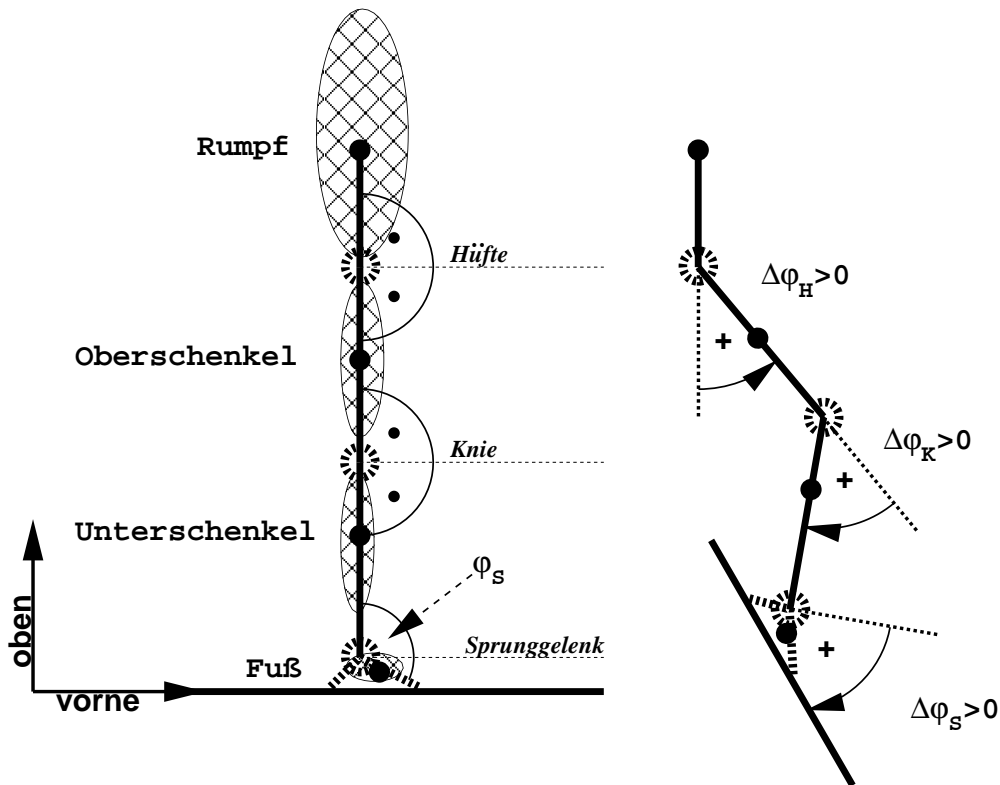


Abbildung 3.22: Vergleiche hierzu Definition der körperfesten Vorzugsachsen in Abschnitt 2.1, hier als schwarze Balken zwischen den Gelenken gezeichnet; Schwerpunkte liegen auf Vorzugsachsen;

Links: Definition der **Referenzkonfiguration**: Vorzugsachsen von Rumpf, Oberschenkel und Unterschenkel parallel, einsegmentiger Fuß so angeordnet, daß Linie durch Bodenkontaktpunkte senkrecht auf Unterschenkelachse steht; ebenso bei mehrsegmentigem Fuß, dort wird Winkel zwischen Unterschenkel und Mittelfuß als Sprunggelenkwinkel φ_{S0} verwendet; speziell für mein Modell ist $\varphi_{S0} = 180^\circ - \beta = 123.5^\circ$; restliche Referenzfußwinkel α und γ siehe Tabelle 2.3;

Rechts: Körperhaltung (**Zielkonfiguration**) und Hebelarmverläufe werden über **Differenzwinkel** $\Delta\varphi_H$, $\Delta\varphi_K$ und $\Delta\varphi_S$ zur Referenzkonfiguration angegeben; $\Delta\varphi_i > 0$ für anatomische Winkelangaben „Hüftbeugung“, „Kniebeugung“ und „Plantarflexion“ wie rechts dargestellt

3.6.1 Allgemeines zum Gelenkmoment

Die mechanische Wirkung des Muskels im Rahmen der Bewegungserzeugung besteht in der Manipulation der Lagen der Skelettelemente zueinander. Insekten und Spinnen haben Exoskelette aus Chitin, Wirbeltiere Endoskelette aus Knochen. Das folgende ist nur speziell im Hinblick auf anatomische Begriffe des Knochens, Knorpels oder Bandes, da Insekten und Spinnen das nicht besitzen. Die allgemeinen Aussagen zur Modellierung haben bei ihnen aber genauso Gültigkeit.

In ihrer anatomischen Abfolge bilden die Knochen *kinematische Ketten*, welche zumeist offen (und verzweigt) oder (seltener) auch geschlossen sind. In der Anatomie wird bei vorhandener

knorpeliger Kontaktfläche zwischen zwei Knochen von einer Artikulation gesprochen. Eine oder mehrere solcher Artikulationen werden nach funktionellen Aspekten (zusammen mit umgebenden Zugstrukturen wie Gelenkkapsel und Bändern) zu einem *anatomischen Gelenk* zusammengefaßt. Je nach Art der in einem Gelenk anatomisch möglichen Relativbewegungen der Knochen werden beim Übergang zur Modellierung der Gelenk–Knochen–Abfolgen mittels *Starrkörpern* die anatomischen Gelenke durch möglichst nahe Entsprechungen aus dem Repertoire der *technischen Gelenke* mit der zugehörigen diskreten Anzahl von *Freiheitsgraden* abgebildet. Die Bewegungseinschränkungen erfolgen durch *Zwangsbedingungen*. Lassen die Zwangsbedingungen keine Verdrehung zweier Kettenglieder gegeneinander zu, sondern nur Verschiebung (z.B. in einer Teleskopantenne), so sind übrigbleibende Freiheitsgrade auf jeden Fall von *translatorischem* Charakter - sie sind durch *Längenangaben* festzulegen. Ein Türschanier hingegen ist durch einen *rotatorischen* Freiheitsgrad - d.h. eine *Winkelangabe* - gekennzeichnet (und eigentlich einen translatorischen zum Aushängen). Die Extremitätengelenke der landgebundenen Tiere (Zehen-, Fuß-, Knie- und Hüftgelenke) sind in erster Näherung von rotatorischem Charakter und werden zum gegenwärtigen Zeitpunkt in MKS–Modellierungen zumeist durch Kugel- oder Scharniergelenke abgebildet.

Verbinden Ansatz und Ursprung eines Muskels Glieder einer offenen Kette, so ist die gesamte Anordnung wieder eine über Muskelkraft und Zwangsbedingungen geschlossene Struktur. Die Wirkung von Muskelzug auf die Kettenglieder kann nur in *Rotationen* gegeneinander bestehen. Der Muskel koppelt die Gelenkwinkelbeschleunigungen aller solcherart „überstrichenen“ Gelenke nicht nur zwischen den Gelenken, sondern bei einer dreidimensionalen Modellierung auch die möglicherweise mehreren Freiheitsgrade eines Gelenkes. Ein Muskel, der nur über ein Gelenk streicht, wird „eingelenkiger Muskel“ genannt, ein „zweigelenkiger“ überstreicht zwei Gelenke, usw.. Dabei ist noch nicht festgelegt, mit welchen sonstigen Körpern der Muskel durch Kontakt wechselwirkt. Muskelmasse oder Sehne können sich an benachbarte anatomische Strukturen anlegen - an die überstrichenen Körper selber oder beliebige andere - und so ihre Verlaufsrichtung ändern. Dies ist mit dem Wort „(Kraft-)Umlenkung“ gemeint.

Der Zeitverlauf der Summe aller von möglicherweise vielen Muskeln und passiven Strukturen in einem Gelenk erzeugten Momente - die Summe wird mit *Gelenkmoment* bezeichnet - kann nach kinematischen Messungen von Bewegungsabläufen zuzüglich inverser Dynamik (siehe dazu Abschnitt 1.2.2 oder auch z.B. [79]) errechnet werden. Die inverse Dynamik bietet daher die Möglichkeit, Einflüsse von Gravitation, Trägheitskräften und Gelenkmomenten auf die aufgezeichnete Bewegung zu separieren und somit in eingeschränktem Maße auf Muskelaktivitäten zu schließen [79]. Muskeln erzeugen in einem Starrkörpermodell instantan in den *überstrichenen* Gelenken Gelenkmomente, welche zusammen mit der Gravitation, sonstigen äußeren Kräften und Trägheitskräften die Zwangskräfte in den Gelenken und die Bewegung generieren. Dies soll als primärer Effekt der Gelenkmomente bezeichnet werden.

Wird mindestens einer der zwei in einem Gelenk verbundenen Körper beschleunigt durch den Raum bewegt (z.B. indem er an einen beschleunigten weiteren Nachbarkörper mittels Gelenk gebunden ist), so hat dies zur Folge, daß ein Gelenkmoment, das im statischen Fall (siehe z.B. Abbildung 3.21 unten) den Gelenkwinkel öffnen wollte, im dynamischen Fall *nicht* notwendigerweise mit einer Gelenkwinkelbeschleunigung im Öffnungssinne korreliert ist. Die Gesamtbewegung eines MKS entspringt der koordinierten Erzeugung der Gesamtheit aller Gelenkmomente, die Beschleunigung eines einzelnen Gelenkwinkels kann hingegen ursächlich nicht einzig auf das zugehörige Gelenkmoment zurückgeführt werden.

Der sekundäre Effekt der Gelenkmomente reicht über die geschlossene Kette von Muskel und überstrichenen Körpern bzw. Gelenk(en) hinaus [175]. Er ist ein weiterer Aspekt des soeben Gesagten, denn wenn der Muskel eine interne (zu „seiner“ überstrichenen Kette), beschleunigte Umverlagerung der Massen bewirkt, dann bedeutet das eine Beschleunigung auch der zugehörigen Kettenendglieder. Die Kopplung durch ein möglicherweise vorhandenes Gelenk zu einem weiteren

Körper bewirkt eine Beschleunigung dieses Nachbarn und des nichtüberstrichenen Gelenkes zu ihm. Die Beschleunigungen in benachbarten Gelenken können sogar größer als in den primär überstrichenen sein [175].

Dazu eine letzte Bemerkung: Man denke sich eine gewinkelte Kette aus drei Körpern, die an beiden Endpunkten festgehalten wird. Ein *zweigelenkiger* Muskel sitzt an den beiden Endkörpern an und erzeugt Kraft. Dadurch werden Winkelbeschleunigungen in beiden Gelenken erzeugt, wobei es von der Ausgangsposition, den Randbedingungen und den physikalischen Parametern der Massen, Trägheitsmomente und Segmentlängen abhängt, ob die Beschleunigungen im gleichen Sinne des Gelenkmoments auftreten oder nicht. Nur *eines* der beiden Gelenke muß in jedem Fall in diesem Sinne beschleunigt werden [175].

Zusammenfassend sei gesagt: Die - gemessenen oder in einer Simulation erzeugten - Gelenkmomente geben in ihrem Zeitverlauf keine Auskunft über die Bewegung in dem Sinne, daß sie eine angebbare zeitliche Korrelation zu den Winkelbeschleunigungen im zugehörigen Gelenk besitzen. Die Momente waren in ihrer Gesamtheit Ursache der komplexen Gesamtbewegung, aber die Bewegung in einem bestimmten Gelenk ist nicht notwendig durch ein Moment eines dieses Gelenk überstreichenden Muskels bewirkt worden. Die Gelenkmomente geben nur Auskunft darüber, ob Kraft in den überstreichenden Muskel (bzw. anderen krafttragenden Strukturen wie z.B. Bändern) erzeugt wurde und ob im Nettoeffekt der Summe aller beteiligten Krafterzeuger die Strecker oder die Beuger (Namensgebung nach statischer Wirkung auf das Gelenk) um den Wert des Gelenkmoments überwogen haben.

3.6.2 Definition des Hebelarms

Entscheidend für den Wert der in einem Starrkörpermodell in den überstrichenen Gelenken erzeugten Gelenkmomente ist bei gegebener Muskelkraft - bildlich ausgedrückt - der Abstand vom Drehpunkt des Gelenks (Scharniergelenk im Dreidimensionalen: Drehachse) zur Verlaufslinie des Muskels - sein *Hebelarm* bezüglich dieses Gelenks. Zur Veranschaulichung ist im unteren Teil der Abbildung 3.21 der einfachste Fall eines eingelenkigen Muskels, der in einem ebenen Modell zwischen zwei Körpern wirkt, dargestellt. Die linke Teilabbildung erläutert die Definition des Hebelarms eines Muskels anhand einer Umlenkrolle um das Gelenk. Sie liefert eine auch im Dreidimensionalen gültige Aussage, die in Worten gefaßt lautet: Für jeden rotatorischen Freiheitsgrad i ist der dazu gehörige Hebelarm R_i eines Muskels gleich der Änderung der Muskellänge L pro Änderung des zugehörigen Winkels Φ_i . Für einen eingelenkigen Muskel, der ein Scharniergelenk überstreicht, lautet diese Definition

$$R = \frac{dL}{d\Phi} \quad , \quad (3.75)$$

wobei Φ in rad anzugeben ist. Bei einem zweigelenkigen Muskel ist die Länge eine Funktion zweier Gelenkwinkel $L(\Phi_1, \Phi_2)$, daher sind dort im allgemeinen auch die Hebelarmverläufe $R_1 = \frac{dL}{d\Phi_1}$ und $R_2 = \frac{dL}{d\Phi_2}$ Funktionen beider Winkel. Das totale Differential von L lautet:

$$dL = \frac{\partial L}{\partial \Phi_1} d\Phi_1 + \frac{\partial L}{\partial \Phi_2} d\Phi_2 \quad . \quad (3.76)$$

Der Spezialfall $\frac{\partial^2 L}{\partial \Phi_1 \partial \Phi_2} = \frac{\partial^2 L}{\partial \Phi_2 \partial \Phi_1} = 0$ bedeutet, daß die Hebelarmverläufe in den beiden Gelenken völlig entkoppeln, d.h. $R_1(\Phi_1)$ und $R_2(\Phi_2)$ nicht vom Winkel des benachbarten Gelenks abhängen. Da beim Menschen das Verhältnis von Hebelarmen zu Gelenkdistanz (Segmentlänge) bei Ober- und Unterschenkel klein ist ($\approx 5/45 \approx 0.1$) ist diese Bedingung gut angenähert erfüllt, wie Subke [140] an einem Beispiel gezeigt hat. Das wurde von mir genutzt, um die in den Abbildungen 3.23, 3.24, 3.25 und 3.26 dargestellten Hebelarmverläufe aller modellierten Muskeln aus Literaturdaten

unter Verwendung zweisegmentiger Teilmodelle zu reproduzieren. Auch bei zweigelenkigen Muskeln wurden daher unter Variation eines Gelenkwinkels bei fest gewähltem zweiten die Hebelarme für jedes Gelenk getrennt erarbeitet. Genauere Angaben zur Vorgehensweise folgen im Abschnitt 3.6.5.

Im Leichenexperiment ist es möglich, einen Muskel zu durchtrennen und die Änderung seiner Länge bei definierter Veränderung der Winkelstellung der überstrichenen Glieder zu messen. Dies entspricht einer direkten Auswertung der Gleichungen (3.75) bzw. (3.76) als Meßvorschrift. Aus der Literatur sind solche Messungen des Hebelarmverlaufs jedes modellierten Muskels an der unteren Extremität durch Manipulation der Winkelstellungen in der Sagittalebene bekannt [43, 138, 156, 137]. Beim lebenden Menschen ist diese Vorgehensweise unmöglich, daher sind auf diese Weise nur statistische, keine individuellen Verläufe bestimmbar. Dafür ist eine solche funktionelle Messung unmittelbarer als eine optische Messung der Muskel- und Sehnenverlaufsrichtungen unter Verwendung der Kernspinresonanz-Methode [126] oder der Computer-Tomographie [98], deren Daten eine Abschätzung der Distanz Gelenk-Verlaufslinie und damit des Hebelarms zulassen. Großer Vorteil der indirekten Methoden ist natürlich, daß sie individuelle Daten des untersuchten Patienten oder Probanden liefern. Wichtig wäre, wie bei der Diskussion der Hillschen Gleichung im Abschnitt 3.4.5 bereits betont, Gewinnung einer großen Datenbasis und deren statistische Auswertung, um Korrelationen zwischen statistischen Daten und individuellen Daten über meßbare anatomische Größen feststellen zu können.

3.6.3 Der Muskelpfad

Es gibt zwei Möglichkeiten, den errechneten Betrag der Muskelzugkraft F als Antrieb an die mechanischen Bewegungsgleichungen des Modells zu koppeln. Die eine besteht darin, einen funktionellen Zusammenhang $R(\Phi)$ explizit anzugeben, und das *Gelenkmoment*

$$M = R(\Phi)F \quad (3.77)$$

mit jeweils umgekehrtem Vorzeichen auf beide am Gelenk verbundenen Körper in den Bewegungsgleichungen wirken zu lassen.

Bei der zweiten Methode werden *Kräfte* entlang einer modellierten Punktfolge „Ursprung - n_U Umlenkpunkte - Ansatz“ in das MKS eingeleitet, wobei n_U die Anzahl der Umlenkpunkte der Folge ist. Als „Muskelpfad“ bezeichne ich die Verkettung der Strecken zwischen den Punkten der Folge beginnend beim Ursprung und endend am Ansatz. Der Muskelpfad ist sowohl aufgrund der Veränderung der Orte der Punkte als auch aufgrund des Hinzukommens weiterer Umlenkpunkte oder des Lösens von bisherigen Umlenkpunkten zeitabhängig. Der Begriff „Umlenkpunkt“ beinhaltet sowohl Punkte auf Starrkörpern - von mir als Umlenkhebel bezeichnet - als auch mögliche andere Punkte, wie z.B. beliebig bewegte masselose Punkte im Raum oder einen Massepunkt. Im unteren Teil der Abbildung 3.21 erkennt man die drei eingeleiteten Kraftvektoren eines eingelenkigen Muskels, welcher an einem ($n_U = 1$) Hebel umgelenkt ist. Als Kraftvektoren werden in das Zweikörpersystem eingeleitet: \vec{F}_1 am Ort des Ursprungs auf Körper 1, \vec{F}_2 am Ort des Ansatzes auf Körper 2 und $(\vec{F}_1 - \vec{F}_2)$ am Umlenkhebel auf Körper 1, wobei für die Beträge $F_1 = F_2 = F$ gilt. Die resultierende Bewegung ist identisch der Bewegung nach der obigen Methode, da beider Ursache das äquivalente Gelenkmoment der Gleichung (3.77) ist.

Der entscheidende Unterschied der beiden Methoden drückt sich in den *Zwangskräften* aus, die in den Gelenken übertragen werden. Die Zwangskräfte (auch: Gelenkkräfte), die wirkten, falls die beobachtete Bewegung mit *idealen*, abstrakten Gelenkmomentengeneratoren nach der ersten Methode erzeugt worden wären, sind neben den Gelenkmomenten Ergebnisse inverser Dynamik. Man bezeichnet sie auch als *Schnittkräfte*. Die Zwangskräfte, die aus der Erzeugung der Bewegung durch *reale* Kraftgeneratoren - wirkend an definierten Orten - resultieren, unterscheiden sich von

den hypothetischen Schnittkräften. An einem einfachen statischen Beispiel, das dem Kommentar zu Abbildung 3.21 zu entnehmen ist, kann das nachvollzogen werden. Subke [140] hat einen deutlichen qualitativen und quantitativen Unterschied bei einem konkreten dynamischen Simulationsbeispiel - dem Standhochsprung unter Verwendung realistischer Muskelkräfte - in allen Gelenken nachweisen können.

Die Vorteile, die sich aus der Verwendung der zweiten Methode ergeben, liegen auf der Hand. Man muß zwar Information über anatomische Strukturen haben, um den Versuch zu unternehmen, reale Muskelgeometrie im Modell nachzubilden, dafür erhält der Modellierer aber auch einen Einblick in die Art und Weise, *wie* ein gemessener Hebelarmverlauf zustande kommt. Weiterhin können die deutlich realistischeren Gelenkkräfte zur *Validierung* des Modells verwendet werden, wenn dazu Messungen vorliegen. Mir gab der Vergleich zu Kraftmessungen in Hüftimplantaten [2] gute Hinweise zur Einstellung der Parameter der Muskelstimulation. Ein grundlegendes Ziel der Biomechanik ist die Bestimmung innerer Kräfte, die der Messung in breitem Maße nicht zugänglich sind, um daraus *Belastungen* des Organismus abschätzen oder vorhersagen zu können. Das war allerdings nicht das primäre Ziel dieser Arbeit, zumal befriedigende Aussagen zu Belastungen realer ausgedehnter Strukturen erst durch dreidimensionale Analyse mittels Finite-Elemente-Methode erreichbar erscheinen.

Was weiterhin festzustellen bleibt, ist die höhere Flexibilität der Muskelmodellierung durch Verwendung von Muskelpfaden. Das zeigt sich daran, daß dadurch erst die Erweiterung der linearen Standardstruktur auf die verzweigte möglich wurde. Ebenso ist Kontaktwechselwirkung zwischen Muskeln verschieden tief liegender Schichten erst unter Berücksichtigung realer Geometrie implementierbar. Schließlich steht der Biomechaniker oft vor dem Problem, keine $R(\Phi)$ -Daten zur Verfügung zu haben, erst recht, wenn es sich um Simulation von Tierbewegungen handelt. Hingegen hat sich in verschiedenen Fachrichtungen zumeist ein großes Reservoir an anatomischem Wissen angesammelt, das eher direkt in den Aufbau geometrischer Modellstrukturen denn in die Angabe eines Netto-Hebelarmverlaufs umgesetzt werden kann. Schließlich ermöglicht die Verfügbarkeit der flexiblen Angabe von Muskelpfaden eine unkomplizierte Modellierung *nichtgelenkiger* Verkettung anatomischer Strukturen, z.B. die Kopplung des proximalen Endes der Vorderextremität eines Klippschlieferes [79] (ein kleines afrikanisches Säugetier) an den Rumpf ohne Gelenkfläche, nur über Muskulatur. Dort war zwar kein Umlenkpunkt nötig, im allgemeinen besteht aber der Bedarf.

Weil das verwendete Simulationsprogramm „simsys“ [80] die Definition eines Muskelpfades mit Kraftumlenkung nicht vorsah, mußte es von mir dahingehend erweitert werden. Die Erweiterung wird im nächsten Abschnitt beschrieben, sie wurde so implementiert, daß sie jedem zukünftigen Nutzer von „simsys“ ebenfalls zur Verfügung steht.

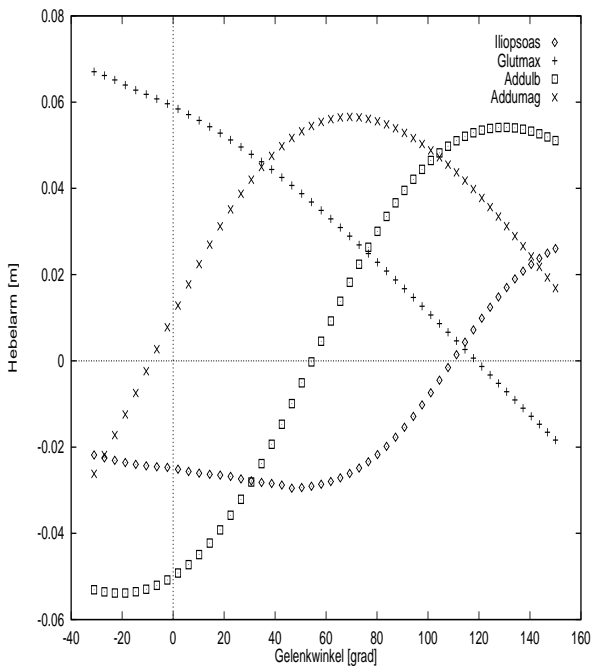


Abbildung 3.23: Hebelarmverläufe eingelenkiger Hüftgelenkmuskeln über $\Delta\varphi_H$

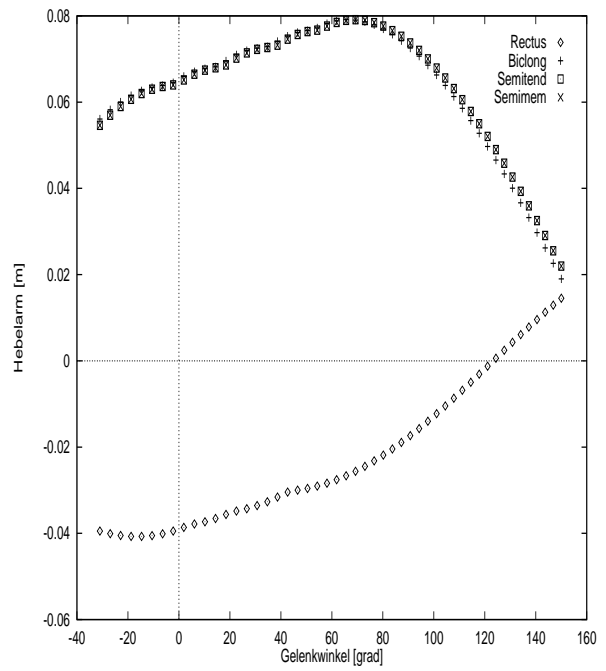


Abbildung 3.24: Hebelarmverläufe zweigelenkiger Hüftgelenkmuskeln über $\Delta\varphi_H$

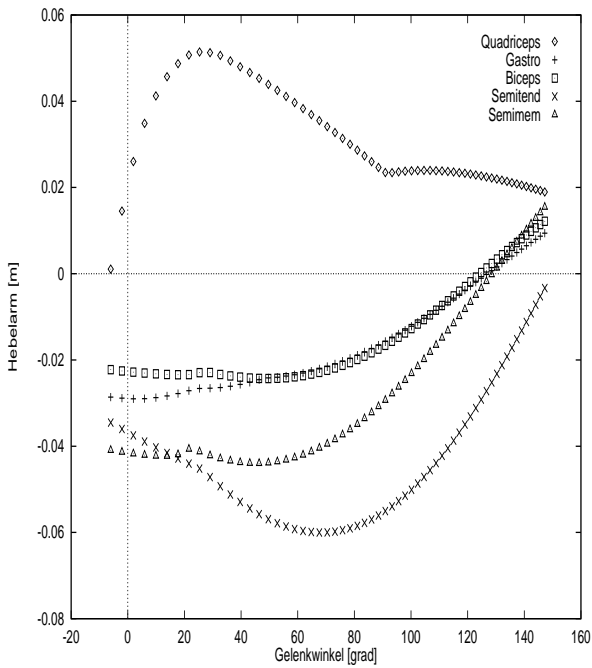


Abbildung 3.25: Hebelarmverläufe der Kniegelenkmuskeln über $\Delta\varphi_K$

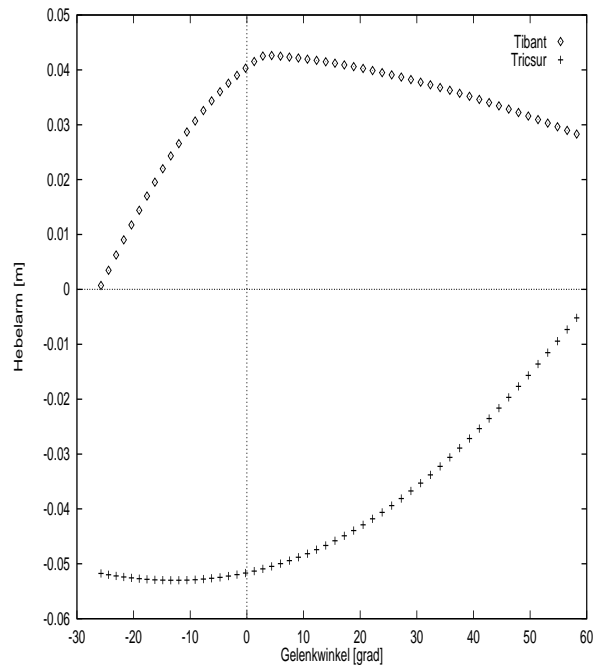


Abbildung 3.26: Hebelarmverläufe der Sprunggelenkmuskeln über $\Delta\varphi_S$; Tricursur steht für *M. triceps surae*, der aus *CEen* des *M. gastrocnemius* und *M. soleus* gebildet wird, d.h. gezeigter Hebelarmverlauf entspricht dem ihres gemeinsamen SEEs (Achillessehne)

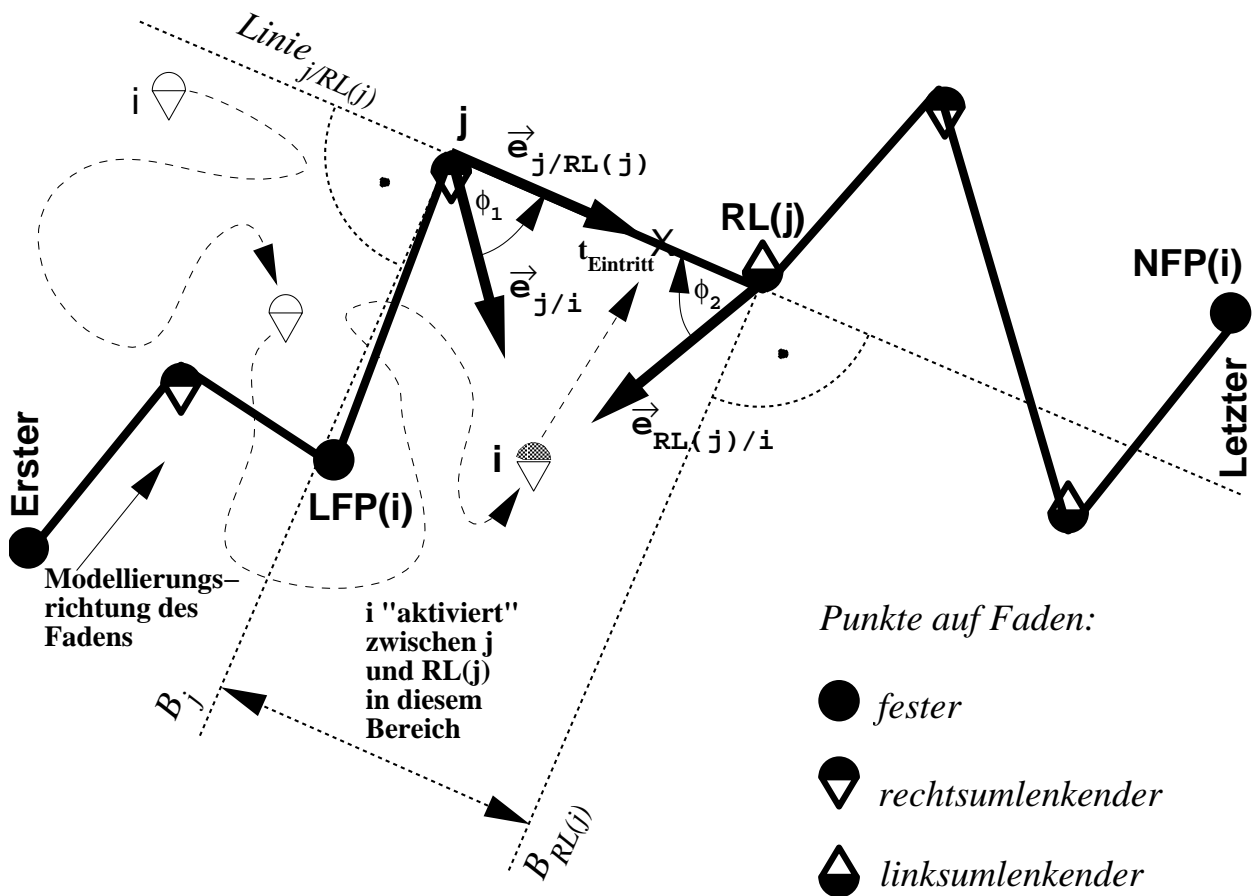


Abbildung 3.27: Dynamik des Eintritts eines zusätzlichen Umlenkpunktes i in Pfad eines Fadens (dicke schwarze Linie) in der Ebene; als Punkt wird Ursprung eines Koordinatensystems bezeichnet; schwarz gefüllte Kreise symbolisieren Punkte, an denen Faden fest angeheftet ist („feste Punkte“), Halbkreise mit Dreieck solche, die nur entweder rechts oder links umlenken („lose Punkte“); Punkte in meinem Modell sind Starrkörperhebel (siehe Anhang F), Faden ist ein CE oder SEE; Richtung des Fadens wird durch Reihenfolge der Angabe aller Punkte bei Modellierung festgelegt; beliebig viele feste Punkte angebar, zwischen denen alle losen, die dort **möglicherweise** umlenken, angegeben werden; i und j sind Indizes bezogen auf Modellierungsreihenfolge; i bezeichnet alle Punkte zwischen „Erster“ (z.B. Verknüpfungspunkt) und „Letzter“ (z.B. Ansatz), j alle zum Zeitpunkt t den tatsächlichen Pfad des Fadens bildende Punkte aus Menge der i ; zu jedem i gibt es eindeutiges Paar $LFP(i)$ – $NFP(i)$, das zugehörigen festen Vorgänger- bzw. Nachfolgerpunkt bezeichnet; gezeichnet ist Zeitverlauf der Bewegung von i bezüglich Pfad (gestrichelt); Kontakt zu und Eintritt in Pfad (Ort durch Kreuz bezeichnet) erfolgt dann, wenn i bzgl. Paar j – $RL(j)$ (RL steht für die Abkürzung „Reallinie“) durch Annäherung in korrekter Halbebene (Trenngerade $Linie_{j/RL(j)}$) zum Zeitpunkt t_{Eintritt} „aktiviert“ (im Bereich zwischen B_j und $B_{RL(j)}$) ist; Eintrittskriterium für i durch Eigenschaft „rechts- oder linksumlenkend“, Richtungsvektoren $\vec{e}_{j/RL(j)}$, $\vec{e}_{j/i}$ und $\vec{e}_{RL(j)/i}$ sowie Information über Wegverlauf von i („aktiviert oder deaktiviert“ an $t < t_{\text{Eintritt}}$) bestimmt; weitere Erklärung und Dynamik des Austritts siehe Text

3.6.4 Implementierung der Pfadumlenkung

Erwünscht zur Umsetzung der aus Messungen bekannten Hebelarmverläufe in der Sagittalebene war ein Algorithmus, der es ermöglicht, Punkte auf Starrkörpern zu definieren, an denen Kraftumlenkung eines Fadenelements stattfinden kann. Dabei sollte die Flexibilität der Modellierung einer solchen Fadenstruktur groß genug sein,

1. eine diskrete, aber beliebige Anzahl von Umlenkpunkten angeben zu können und
2. den Algorithmus einen Pfad (in meiner speziellen Anwendung einen Muskelpfad) bestimmen zu lassen, der nur durch einen Teil aller angegebenen Umlenkpunkte abhängig von deren momentaner geometrischer Gesamtanordnung gebildet wird.

Das zu lösende Problem ist damit zurückzuführen auf die Berechnung des Ortes und Zeitpunktes eines Ereignisses, bei dem der Wegverlauf eines Punktes in der Ebene eine Strecke kreuzt - ein Kontaktproblem in zwei Dimensionen, das man sich veranschaulicht durch einen „Flitzebogen“, dessen Sehne man sich mit einer Pfeilkerbe nähert, um ihn zu spannen. Man betrachte zur Veranschaulichung - auch der anschließenden Ausführung - die Abbildung 3.27, in der sich der Punkt i der Strecke zwischen dem Punkt j und $RL(j)$ nähert.

Dazu wird zuerst eine Modellierungsabfolge von mindestens zwei Punkten konstruiert, an denen der Faden fest angeknüpft ist. Die Fadenrichtung wird durch die Reihenfolge der Angabe solcher Punkte festgelegt. Betrachtet man mehr als zwei solcher „fester“ Punkte, so ist die Berechnung des Pfades zwischen dem ersten und zweiten völlig unabhängig von derjenigen zwischen zweitem und drittem. Dies wurde ohne Erhöhung des Schwierigkeitsgrades ausgenutzt, um einen Modellfaden mit einer beliebigen Anzahl an festen Punkten versehen zu können. Zwischen jedem Paar fester Punkte modelliert man dann eine beliebige Anzahl Punkte, die umlenken können, aber nicht müssen. Ich bezeichne sie im folgenden als „lose“ Punkte.

Das Wort „beliebig“ ist dabei durch die Endlichkeit von Rechnerressourcen oder durch Eigenheiten der Programmiersprache eingeschränkt. In der Praxis ist mit der Modellierung einer Fadenstruktur genau wie mit der Festlegung anderer Modelleigenschaften (z.B. mit der Anzahl der Körper und dem Typ der Zwangsbedingungen die Struktur der Bewegungsgleichungen) eine automatisierte Erzeugung von Code in einer Programmiersprache verbunden. Zur Implementierung einer Fadenstruktur wird eine Modellierungszeile in einer Eingabedatei in die Erzeugung einer „C“-Codezeile (Funktionsaufruf mit Parameterklammer) umgesetzt. Es wurde von mir ausgenutzt, daß in „C“ die Definition von Funktionen mit variabler Parameteranzahl möglich ist, dabei erhöht die Anzahl an modellierten Punkten einer Fadenstruktur die Parameteranzahl um drei (Körper- und Hebelnummer sowie Typ „fest“, „links-“ oder „rechtsumlenkend“). Somit ist „beliebig“ nur im Rahmen der maximalen Anzahl an Parametern, die einer „C“-Funktion übergeben werden können, eine korrekte Bezeichnung.

Die Fähigkeit, in einer bestimmten Position zum Faden umlenkend zu wirken oder nicht, wird als eine Eigenschaft des losen Punktes i betrachtet, nämlich der Festlegung, ob ein solcher loser Punkt, wenn er denn umlenkt, lokal eine Rechts- (rechtsumlenkend) oder eine Linkskrümmung (linksumlenkend) des Fadens - schauend in seiner modellierten Richtung (siehe Abbildung 3.27) - erzeugt. Die Betrachtung ist nicht vollkommen äquivalent zur Feststellung, ob sich ein rechtsumlenkender Punkt i in der rechten (er lenkt nicht um) oder linken (er lenkt um) der Halbebenen befindet, die durch die Gerade $Linie_{e_j/RL(j)}$ getrennt werden:

$$\vec{e}_{j/i} \odot \vec{e}_{j/RL(j)} = \sin(\phi_1) \begin{cases} < 0 \Leftrightarrow \text{rechtsumlenkend} \\ > 0 \Leftrightarrow \text{linksumlenkend} \end{cases} \quad (3.78)$$

\odot bezeichnet folgende Operation: Man denke sich die kartesischen Komponenten eines der Richtungsvektoren $\vec{e}_{j/i}$ und $\vec{e}_{j/RL(j)}$ in der Ebene als die ersten zwei Komponenten des jeweils zu-

gehörigen dreidimensionalen Vektors. Dessen dritte Komponente aus der Ebene heraus ist dann 0. Das Ergebnis der Operation der linken Seite der Ungleichung (3.78) ist die dritte Komponente des Kreuzprodukts dieser zwei „aufgebohrten“ Einheitsvektoren.

Berücksichtigung einzig der Ungleichung (3.78) würde zu einer Umlenkung führen, sobald sich i oberhalb $Linie_{j/RL(j)}$ befände. Das kann aber nicht sein, denn es ist wichtig, daß der Punkt nicht nur $Linie_{j/RL(j)}$ kreuzt, sondern daß das Kreuzen sich zwischen j und $RL(j)$ ereignet. Um das zu entscheiden genügt es, ein zeitlich zurückliegendes Ereignis festzuhalten, nämlich daß sich i zu irgendeinem Zeitpunkt $t < t_{Eintritt}$ in den Teilbereich der rechten Halbebene zwischen B_j und $B_{RL(j)}$

$$\vec{e}_{j/i}\vec{e}_{j/RL(j)} = \cos(\phi_1) > 0 \quad \wedge \quad \vec{e}_{RL(j)/i}\vec{e}_{j/RL(j)} = \cos(\phi_2) < 0 \quad (3.79)$$

bewegt hat. War das der Fall, so wird ein Schalter, der zu i gehört, auf „aktiviert bezüglich des Paares $j-RL(j)$ “ gesetzt. Der Punkt i ist so lange „aktiviert“ wie er diesen Bereich nicht wieder verläßt. Wenn also zu einem Zeitpunkt $t = t_{Eintritt}$ die Ungleichung (3.78) für den losen Punkt i erfüllt ist und er zusätzlich als „aktiviert“ markiert ist, dann wird er in den Pfad aufgenommen und kann zukünftig umlenkend wirken. Sowohl der Ort von i entwickelt sich zeitlich, als auch durch die Bewegung von j und $RL(j)$ der Aktivitätsbereich selber.

Die zwei Bedingungen (3.78) und (3.79) werden immer zwischen zwei Integratoraufrufen abgeprüft und zwar für alle losen Punkte sukzessive entlang ihrer modellierten Abfolge, wobei die Reihenfolge der losen Punkte, die mit gleicher Krümmungsrichtung nacheinander angegeben werden, *nicht* entscheidend ist. Der Algorithmus sucht sich eine Abfolge an wirkenden Umlenkpunkten heraus, bei der die Ablenkung des Pfades aus der direkten Verbindung zweier fester Punkte möglichst maximal ist. Das Maximalkriterium in dieser Form wird verwendet zur Festlegung eines *initialen* Pfades durch den Algorithmus. Wenn k ein Index ist, der über eine Auswahl nacheinander angegebener Punkte gleicher Krümmung läuft, dann wirkt der Punkt, dessen $\cos(\phi_{1k})$ minimal aber positiv ist, umlenkend.

Nach dieser trockenen Abhandlung scheint es angebracht, erst einmal kurz auf die Anwendung im Rahmen der Muskelmodellierung einzugehen. Deshalb folgt eine kurze Auflistung der zu berücksichtigenden Aspekte beim Einbau eines solchen Pfades in ein mechanisches Modell.

- Am Beginn steht die Definition von Punkten in der Ebene, d.h. bei der Modellierung eines MKS die Festlegung aller Koordinatensysteme, an deren Ursprüngen Krafteinleitung in die zugehörigen Körper ermöglicht wird. Es können dies in „simsys“ Starrkörperhebel, Massepunkte, zeitabhängige (z.B. ein Verknüpfungspunkt zwischen CE und SEE) oder raumfeste Koordinatensysteme sein.
- Als nächstes erfolgt die Angabe einer Abfolge solcher Punkte zur Definition eines Fadenelements (siehe Anhänge C.1.2 und F).
- Bei Integrationsstart schlägt der Algorithmus bei bekannten Anfangskoordinaten aller Punkte einen Pfad vor, den der Modellierer graphisch überprüft.
- Entspricht der initiale Pfad nicht dem Wunsch des Modellierers, so kann dieser gezielt für jeden Punkt mittels Setzens eines Parameterwertes erzwingen, daß ein Punkt auf jeden oder auf gar keinen Fall zu Beginn in den Pfad aufgenommen wird.
- Das Integrationsprogramm berechnet die Pfadlänge und, sofern für alle Punkte des Pfades ihre Geschwindigkeit Zustandsvariable ist (also nicht bei Verwendung von masselosen Punkten), auch die Pfadlängen-Änderungsgeschwindigkeit. Die Größen stehen dem Modellierer zur Verfügung.

Abbildung 3.27 zeigt eine abstrakte und stilisierte Anordnung von Umlenkhebeln. Die Abbildung 3.28 dagegen gibt die konkret modellierten Muskelpfade und Umlenkhebel der Muskelstrukturen im Kniebereich meines Modells wieder.

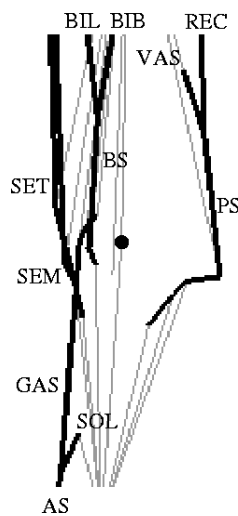


Abbildung 3.28: Darstellung aller Starrkörperhebel (grau unterlegt) und Muskelpfade (schwarze Linien) um das Kniegelenk (schwarzer Punkt) herum in Stehposition; rechts ist Vorderseite des Beins, oberhalb des Kniegelenks der Ober- (OS), unterhalb Unterschenkel (US); sichtbare Muskeln der OS-Vorderseite sind *M. vastus* und *M. rectus femoris*, die in Quadricepssehne münden; auf OS-Rückseite *M. biceps femoris brevis* und *longus* (mündend in Bicepssehne), *M. semitendinosus* und *M. semimembranosus* (letzterer setzt proximaler am US an als ersterer); Ursprung des *M. gastrocnemius* am OS, mündet mit *M. soleus* im Wadenbereich in Achillessehne

Was verbleibt ist die Skizzierung der Hauptschritte, die bei der Berechnung der Dynamik eines Pfades in der Ebene algorithmisch umzusetzen sind. Der Algorithmus soll daher im folgenden, soweit dies der Nachvollziehbarkeit für den Leser dienlich ist, in Worten beschrieben werden. Auf das Präsentieren von Quellcode wird verzichtet.

Vor Beginn der Integration der Bewegungsgleichungen werden drei Teilschritte zur Festlegung eines provisorischen Pfades für jedes modellierte Fadenelement an einer Programmstelle durchgeführt, an der bereits alle Anfangskoordinaten des MKS festliegen:

1. Es werden alle festen Punkte sowie alle Punkte, die der Modellierer auf jeden Fall in den Anfangspfad setzen möchte, durch eine Indizierungskette (ich will sie als Reallinie RL bezeichnen) verbunden. Deren Abfolge legt vom Ursprung zum Ansatz eine Fadenrichtung fest, welche durch die Reihenfolge der Nennung der festen Punkte in der Modellierungszeile des Fadens bestimmt ist (siehe auch Anhang F).
2. Zwischen zwei als fest bezeichneten Punkten werden danach alle losen Punkte, die der Modellierer nicht explizit davon ausschließt, in deren Nennungsreihenfolge auf mögliche Umlenkung getestet. Das Testkriterium ist das oben genannte Maximalkriterium. Nach Auffinden eines solchen zusätzlich umlenkenden Punktes wird - bei diesem beginnend - die Suche fortgeführt. Das kann zu einer Verkettung von losen Punkten führen, die nicht derjenigen der Modellierungszeile entspricht. Selbstverständlich kann z.B. ein Starrkörperhebel mehrfach als loser Punkt in der Modellierungszeile auftreten - auf Umlenkung wird er immer zwischen seinem festen Vorgänger und Nachfolger getestet. Ergebnis der Schritte 1. und 2. ist eine initiale Reallinie und damit ein Pfad durch geradlinige Verbindung der Punkte der Reallinie.
3. Zum Abschluß der Initialisierung werden noch alle nicht in der Reallinie befindlichen Punkte dahingehend geprüft, ob sie bezüglich jeden Punktpaars der Reallinie aktiviert oder deaktiviert sind. Die Information wird abgespeichert.

Alle weiteren Schritte werden vor jedem Integratoraufruf (d.h. auch noch vor Integrationsbeginn) durchgeführt, somit wird die Dynamik der Reallinie mit der Zeitaufösung der Integrationschrittweite berechnet. Eine alte Reallinie RL_{alt} (die provisorische zu Beginn oder die des

letzten Zeitschrittes) ist bekannt, am Ende der folgenden Operationen resultiert eine „aufgefrischte“ RL_{neu} , die konsistent ist zur aktuellen Information über den Systemzustand des MKS (und der Orte der Verknüpfungspunkte):

1. Es wird eine vorübergehende Reallinie RL_{inter} bestimmt, die aus einer erhöhten Anzahl an Umlenkpunkten gebildet ist. Die zusätzlichen Punkte wurden gemäß Ungleichung (3.78) aufgenommen, wenn sie aktiviert waren.
2. RL_{inter} wird bereinigt, da durch Neuaufnahme sowie Wanderung der Punkte in RL_{alt} für manche losen Punkte Ungleichung (3.78) nicht mehr gilt, jedoch die Ungleichungen (3.79) immer noch erfüllt sind. Deshalb wird an dieser Stelle das obige Maximal Kriterium - diesmal aber auf alle losen Punkte von RL_{inter} - angewandt, was in der Herausnahme von Punkten resultieren kann. Diese werden ersteinmal als deaktiviert betrachtet. Es resultiert eine neue Punktfolge RL_{neu} .
3. Zum Abschluß werden alle nicht zu RL_{neu} gehörenden Punkte, die aktiviert bezüglich RL_{alt} waren, gegen alle Punkte von RL_{neu} darauf geprüft, ob sie dort aus den Aktivitätsbereichen ausgetreten sind. Bezogen auf die Punktpaare $j-RL(j)$, wo das der Fall ist, werden diese Punkte deaktiviert. Umgekehrt werden alle bisher als deaktiviert gekennzeichneten Punkte daraufhin geprüft, daß sie jetzt möglicherweise zu aktivieren sind und daher am nächsten Prüfzeitpunkt als Umlenkpunkte in die Reallinie aufgenommen werden können.

Diese Vorgehensweise garantiert, daß der Algorithmus immer eine Reallinie und damit einen Pfad zur Verfügung stellt. Ob die zeitliche Entwicklung eines Pfades der vom Modellierer erwünschten entspricht, sollte über den gesamten Winkelbereich der überstrichenen Gelenke graphisch und durch Auftragung des daraus resultierenden Hebelarmverlaufs überprüft werden, bevor diese Geometrie im mechanischen Modell bei der Simulation komplexer Bewegungen eingesetzt wird. Dazu wurde von mir die farbige Animationsstrichgraphik „simpgraph“ entwickelt und eingesetzt. Die Abbildungen 3.28 und 3.29 geben schwarz-weiße „simpgraph“-Momentanaufnahmen aus meinem Modell wieder.

Als ersten Schritt hin zur Umsetzung der hier verwendeten Methodik in dreidimensionaler Modellierung würde ich vorschlagen, die losen Umlenkpunkte durch einfach beschreibbare, geschlossene Kurven (z.B. Ellipsen) zu ersetzen, durch deren Inneres ein Faden hindurchgeführt wird. Dabei wären die Komponenten des Richtungsvektors der Fläche, in der solch eine ringförmige Kurve zu definieren ist, und deren Kurvenparameter (z.B. die Halbachsen) durch den Modellierer festzulegen. Man stelle sich dazu einfach z.B. die Sicherungsvorrichtungen von Bergsteigern vor, wo das Seil durch eine Anordnung von Ringen geführt wird, oder ein Griffseil an einer Wendeltreppe. Der Pfad errechnet sich durch Minimierung seiner Länge bei gegebenen Randbedingungen - er muß durch die Innenflächen der Umlenkringe führen. Die Schwierigkeit beim Modellierungsvorgang unter Anwendung einer solchen Pfadmodellierung läge vor allem in der Kontrolle der Erzeugung solcher Elemente. Vorausgesetzt es gibt einen solchen Algorithmus zur Pfadbestimmung, dann sind vor allem ausgefeilte grafikbasierte Modellierungsoberflächen auf Rechnern adäquater Visualisierungsleistung nötig, um gewünschte dreidimensionale Strukturen in komplizierteren Anordnungen per Bildschirmeingabe zu generieren und zu überprüfen. Dies ist eine generelle Schwierigkeit dreidimensionaler Modellierung von Objekten.

3.6.5 Reproduktion der Hebelarme

Bei der Reproduktion der in Leichenexperimenten [43, 66, 24, 138, 156, 137] bestimmten Hebelarmverläufe wurde folgendermaßen vorgegangen. Zuerst wurde für jedes muskulär überstrichene

Gelenk - Hüfte, Knie und Sprunggelenk - ein mechanisches Teilmodell bestehend aus den zwei im Gelenk verbundenen Körpern erstellt (um das Sprunggelenk der Unterschenkel und der komplette dreisegmentige Fuß). Dann wurde für jeden eingelenkigen Muskel ein Ursprung am proximalen und ein Ansatz am distalen Körper aus dem anatomischen Lehrbuch abgeschätzt und in das Teilmodell, das das von ihm überstrichene Gelenk beinhaltet, eingebaut. Bei zweigelenkigen Muskeln wurde ein hypothetischer Ursprungs- oder Ansatzhebel auf dem zum zweiten überstrichenen Gelenk führenden Körper in einer Position konstruiert, durch den der Muskelpfad in Richtung des zweiten Gelenks näherungsweise verlaufen muß. Dabei wurde also die weiter oben besprochene Entkopplung der Hebelarmverläufe ausgenutzt. Wenn anatomisch zu erwarten war, daß eine Umlenkung des Muskels an definierten (meist knöchernen) Strukturen bei bestimmten Winkelstellungen einzutreten hätte, so wurde an dem entsprechenden Körper vorerst ein Umlenkhebel modelliert.

Danach wurde eine Simulation des Zweikörpermodells mit Anfangsrotationsgeschwindigkeit eines Körpers gestartet und nach jedem Integrationsschritt des Simulationprogramms der Quotient $\frac{\Delta P_{\text{fadlänge}}}{\Delta \text{Gelenkwinkel}}$ ausgegeben, also der Differenzenquotient zum vorigen Ausgabeschritt. Anfangsbedingungen und Integrationsdauer wurden so eingestellt, daß das Modell den gewünschten Gelenkwinkelbereich monoton durchlief. Die so errechneten Hebelarmverläufe wurden mit den Literaturkurven verglichen und zusätzlich die Animation mit Darstellung aller modellierten Hebel und Muskelpfade zum Teil auch zeitschrittweise betrachtet. Dann wurde entschieden, ob das Ergebnis eine befriedigende Reproduktion der Verläufe lieferte. War dies nicht der Fall, so wurde die Position eines Umlenkhebels des betroffenen Muskels modifiziert und die Simulation erneut gestartet. Entweder konvergierte dies in eine zufriedenstellende Position des Umlenkhebels oder es wurde ein weiterer Umlenkhebel eingefügt, z.B. um eine Abrollfläche in ihrer Wirkung durch mehrere Umlenkpunkte anzunähern. Dabei ist vor allem eine handgesteuerte Darstellung der Abfolge der einzelnen Animationsbilder hilfreich, da der Modellierer hierdurch eine Vorstellung davon gewinnt, wie der Muskelpfad sich entwickelt, und an welchen Positionen eine zusätzliche Umlenkung möglicherweise den erwünschten Effekt erbringen kann.

Iterativ wurden dadurch vorläufige (siehe dazu die Anmerkung am Ende dieses Abschnitts) Verläufe erarbeitet, die schon fast denen der Abbildungen 3.23, 3.24, 3.25 und 3.26 entsprachen. Prinzipiell war das Bestreben vorhanden, sich bei der Einführung jedes Umlenkpunktes von anatomischen Gegebenheiten leiten zu lassen und bei deren Umsetzung so wenig Umlenkpunkte wie möglich zu modellieren. Im Anhang F sind die 52 Hebelfolgen (28 CEe, 20 SEe, vier Fußbänder) aller modellierten Fadenstrukturen aufgeführt, sowie die zugehörigen Koordinaten der Umlenkhebel. Einen Gesamtüberblick über den Verlauf der Muskelfäden in Stehposition gibt Abbildung 3.29.

Die Wahl der Umlenkpunkte dominiert die Hebelarmverläufe. Die Wahl der Ursprünge und Ansätze wirkt sich im allgemeinen nicht so kritisch darauf aus. Deshalb war es möglich die Punkte der Skelettanbindung der CEe nach Abschluß des eben skizzierten Vorgehens noch einmal zu modifizieren ohne die einmal erarbeiteten Hebelarmverläufe zu stören. Ein solcher Modifikationsschritt wurde nach Festlegung der Verknüpfungsstrukturen (siehe Tabelle 3.2), nach der vorläufigen Wahl eines vollständigen Satzes aller Umlenkpunkte und der Festlegung aller SEE-Ruhelängen und optimalen Längen der CEe (siehe Tabelle 3.4) durchgeführt mit dem Ziel, die absoluten Längen der Muskelpfade auf bekannte [66] Gelenkwinkelabhängigkeiten der maximalen isometrischen Momente abzustimmen. Bei den maximalen isometrischen Momentkurven einzelner Muskeln oder Muskelgruppen ist der qualitative Verlauf invariant zwischen verschiedenen Individuen [66]. Charakteristisch an allen diesen Funktionsverläufen ist einerseits, daß sie ein Maximum besitzen, und andererseits der Wert des zugehörigen Gelenkwinkels. Als Invariante sind diese Winkel in dem Sinne zu bezeichnen, daß ihre Streuung deutlich geringer ist als die größere interindividuelle Streuung in der Ausformung anatomischer Strukturen oder z.B. in den Faserspek-

tren der Muskeln.

Zum Teil aus jenem Befund zusammen mit der Vorgabe eines sinnvollen vorläufigen Hebelarmverlaufs und zum Teil aus Aussagen in anatomischen Lehrbüchern wurde eine Zuordnung von CE und Gelenkwinkel(n) (siehe Tabelle 3.5) abgeleitet, bei dem jedes CE sich bei seiner optimalen Länge $L_{CE_{opt}}$ befindet. Damit also bei meinem Modell ein CE seine optimale Länge bei festgelegtem L_{SEE0} und Gelenkwinkel erreichte, wurde eine Verschiebung des Ortes seiner Skelettanbindung in Richtung der Längsachsen des zugehörigen Körpers Rumpf, Ober- oder Unterschenkel durchgeführt. Diese Verschiebungen bewegten sich im Bereich von ein bis zwei Zentimetern.

Muskelgeometrie und Muskellängenparameter des Modells sind somit konsistent zu den Gelenkmomentcharakteristiken gewählt. Die Abbildungen 3.23, 3.24, 3.25 und 3.26 geben die erarbeiteten Hebelarmverläufe wieder.

	<i>PSO</i>	<i>ILI</i>	<i>GLU</i>	<i>ADM</i>	<i>ALB</i>	<i>VAS</i>	<i>REC</i>	<i>BIB</i>	<i>BIL</i>	<i>SET</i>	<i>SEM</i>	<i>SOL</i>	<i>GAS</i>	<i>TIB</i>
$\Delta\varphi_H$ [°]	95	60	-10	50	55		50		50	50	50			
$\Delta\varphi_K$ [°]						60	45	40	90	90	90		0	
$\Delta\varphi_S$ [°]												-5	20	15

Tabelle 3.5: Abschätzung der Gelenkwinkel, bei der CE optimale Länge hat; Winkelangaben in Auslenkung gegen Referenzkonfiguration (siehe Abschnitt 3.6)

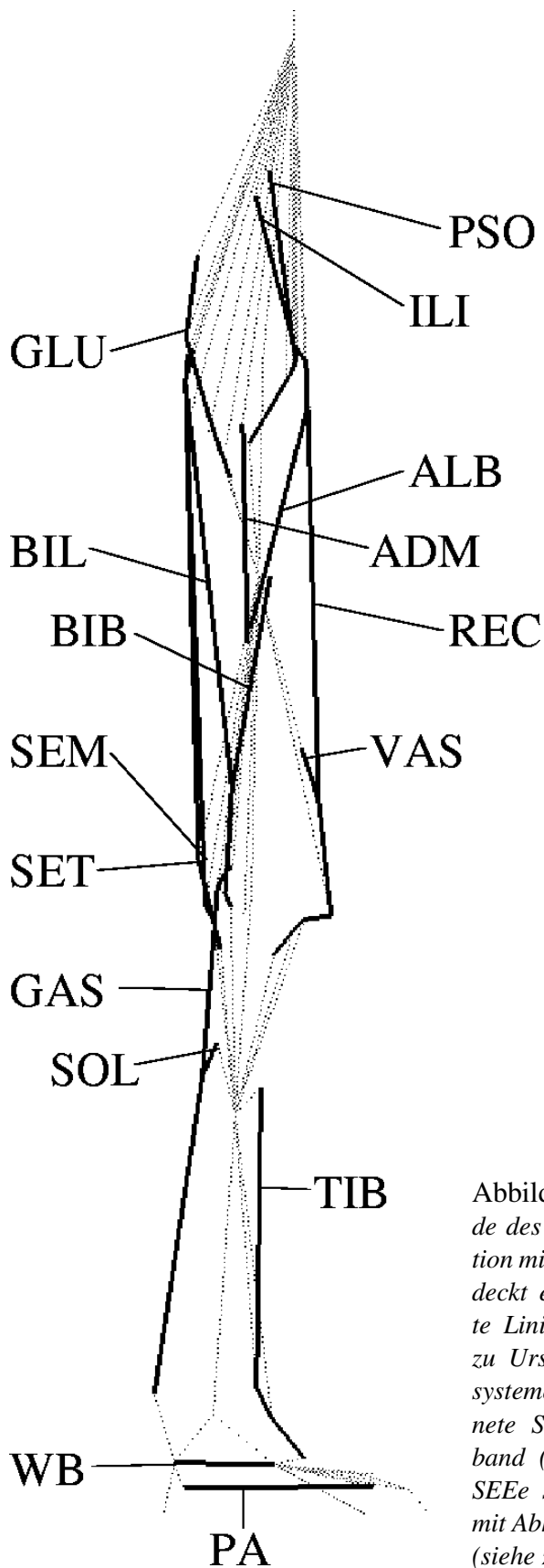


Abbildung 3.29: Darstellung der Muskelpfade des zweidimensionalen Modells in Stehposition mittels schwarzer Linien; rechtes Bein überdeckt exakt linkes; leicht unterlegte, punktierte Linien vom jeweiligen Segmentschwerpunkt zu Ursprüngen der körperfesten Koordinatensysteme (Hebel) gezeichnet; passive bezeichnete Strukturen sind Fußbänder: Wölbungsband (WB) und Plantaraponeurose (PA); die SEEe sind nicht bezeichnet, die 14 CEe sind mit Abkürzungen der zugehörigen Muskelnamen (siehe z.B. Anhang F) benannt

Kapitel 4

Die Modellsteuerung

Das Kapitel 3 hat die biologische Struktur „Muskel“ aus dem Blickwinkel der Mechanik als „Werkzeug“ zur Umsetzung nervöser Steuerkommandos in bewegungserzeugende innere Kräfte betrachtet und eine mögliche Modellierung dargelegt. Dabei wird eine klare mathematische Abbildung der physiologischen Trennung von elektrischem Steuerimpuls an der motorischen Endplatte auf der einen Seite und sich daraus entwickelndem mechanischen Effekt im Muskelgewebe auf der anderen Seite erreicht.

Daraus eröffnet sich die Perspektive, den enormen Wissensschatz neurophysiologischer Erkenntnisse sowie daraus resultierender kybernetischer Modelle mit mechanischer Modellierung zu verknüpfen, wenn diese Modelle Muskeleerregungen als Eingabe für Muskelmodelle liefern. Steuerungshypothesen werden so besser überprüfbar, da anders als im Experiment *körperinterne* Parameter manipulierbar sind und rein mechanische Effekte unterscheidbar von Steuereingriffen werden. Vorhersagen über interne Lastverteilungen lassen sich ebenso machen wie über - durch Parameteränderung im Modell erwirkte - Bewegungsmodifikationen. Die Vorhersagen bilden wiederum das Mittel, die Validität des Modells zu testen, wenn sie Aussagen über meßbare Phänomene liefern. Sowohl das Nachvollziehen evolutionärer Vorgänge bei der miteinander wechselwirkenden Ausbildung des Bewegungsapparats und des Nervensystems als auch der Rücktransfer gewonnener Erkenntnisse zur Steuerung künstlicher Bewegungssysteme werden dadurch prinzipiell möglich. Ebenso tut sich eine Perspektive im Hinblick auf Hilfestellungen für gelähmte Menschen auf.

Die naheliegende nächste Aufgabenstellung auf dem Weg zur vollständig synthetischen Bewegungssimulation lautet folgerichtig: „Verwende neurophysiologische Arbeitshypothesen, um Steueralgorithmen zu entwickeln!“. Dem Biomechaniker bietet sich dabei als Anblick ein nahezu undurchdringlich erscheinender „Dschungel“ an Einzelphänomenen und Hypothesen in der einschlägigen Literatur dar. Die Neurowissenschaften sind ein sehr aktuelles, dynamisches und weitverbreitetes Forschungsgebiet, welches - wenn man sich nicht ausschließlich damit beschäftigt - praktisch nicht zu überblicken ist. Einzig der stetige und aufmerksame Austausch mit anderen Biomechanikern, Neurophysiologen und Biologen bietet unbedingt erforderliche Hilfestellung zur Gewinnung eines möglichst breitgestreuten Zugangs sowie eines Fundaments an Faktenwissen, um als „Außenstehender“ den erfolgversprechenden Zugang im Sinne der biomechanischen Modellierung zu gewinnen.

Auffällig beim Blick in die Literatur ist eine ziemlich deutliche Trennung in die englisch- (westliche) bzw. russischsprachige (östliche) Wissenschaftswelt, deren Austausch in der Vergangenheit recht einseitig erscheint. Insgesamt drängt sich der Eindruck auf, daß die „englische Seite“ die „russische“ kaum beachtet hat und beachtet (z.B. [112]), was umgekehrt zumindest in der Vergangenheit nicht zutraf (z.B. [3]). Dies ist umso unverständlicher als eine solcherlei *systematische* wie *grundlegende* Bearbeitung biomechanischer - einschließlich neurophysiologischer - Fragestellungen schon beginnend in den 20-er Jahren dieses Jahrhunderts zuerst und derart nur durch Bern-

stein [3] in der damaligen Sowjetunion durchgeführt wurde. Ein Vertreter der englischsprachigen Literatur, welcher den Versuch einer übergreifenden Diskussion neurophysiologischer Ansätze unternimmt, ist Brooks [12], allerdings ist der Rahmen der von ihm berücksichtigten Teilaspekte der Bewegungsphysiologie deutlich enger als der Bernsteins. Sicher wird der im Themengebiet der Neurophysiologie bewanderte Leser an dieser Stelle ihm bekannte und wichtig erscheinende Literaturquellen und damit auch andere mögliche Steuerungsansätze vermissen, mir erschien aus unten genannten Gründen ein Versuch der Umsetzung von Ideen aus der „russischen Schule“ am erfolgversprechendsten. Ein Vorteil der bisher vorgestellten, recht aufwendigen Muskelmodellierung ist in jedem Falle, daß sie komplett beibehalten werden kann, wenn sich auch ein Steuerungsansatz als unbrauchbar erweisen sollte. Selbstverständlich ist es unter Beibehaltung aller einmal entworfenen Steuerungskonzepte aus simulationstechnischer Sicht ebenfalls kein prinzipielles Problem mehr, ein Muskelmodell sich entwickeln und verfeinern zu lassen, wenn sich die Teilgebiete der Biomechanik auf Muskelerregungen als Schnittstelle zwischen kybernetischen Modellen und Muskelmodellen verständigen.

Das Bestreben des Modellierers sollte generell sein, über *divergierende* Fakten, Ansichten und Denkschulen innerhalb der Neurophysiologie den Überblick zu gewinnen und den Versuch einer kritischen Auswahl zu unternehmen, um *Konvergenz* der vorhandenen Indizien in parametrisierte Modelle zu erlangen. Da Bernstein [3] und Feldman [30, 31, 32] gerade im Hinblick auf eine solche Konvergenz der Einzelphänomene große Arbeit geleistet haben, habe ich mich an ihren Arbeiten orientiert. Weiterhin zeichnen sich speziell die Ideen Feldmans - wie im Abschnitt 4.1 über sein λ -Modell als überzeugendster Abart einer „equilibrium point hypothesis“ (EPH) zu sehen ist - einerseits durch eine klare Vorstellung zur Parametrisierung von ZNS-Befehlen an die Körperperipherie aus und andererseits durch die Tatsache, daß er jedem eingeführten Parameter eine physiologische Entsprechung zuordnet, wodurch seine Hypothese zugleich zu Überprüfbarkeit gelangt und sich parallel dazu zur direkten Umsetzung in Computersimulationen eignet.

Der Abschnitt 4.1 liefert eine kurze Einführung in Feldmans λ -Modell sowie ihre Umsetzung zur Bewegungsgenerierung in einem vielgelenkigen und muskulär redundanten, mechanischen Modell. Darauf basierend folgt im Abschnitt 4.2 die Vorstellung eines konkreten Steuerungsalgorithmus, um zu dynamisch stabilem bipedem Stand zu gelangen. Das eigentliche Ziel der Arbeit war jedoch nicht die Beschäftigung mit dem gleichermaßen interessanten Problem der Stabilisierung der aufrechten Haltung. Dieser Zwischenschritt wurde deshalb eingelegt, weil zum Start der Gangsimulation ein realitätsnaher Satz von Anfangsbedingungen inklusive der Vorspannung des Muskel-Sehnen-Apparats erwünscht war. Weiterhin erwies sich das erfolgreiche Balancieren des Gesamtkörpers beim Stehen als Ideengeber zur Rumpfstabilisierung beim Gehen.

Der Steueralgorithmus zur Synthese des stabilen bipeden Ganges wird im Abschnitt 4.3 behandelt. Die Tatsache, daß mit der gleichen Steuermethode sowohl Stehen als auch Gehen synthetisierbar ist, ist als Indiz für die Universalität des Ansatzes selber zu werten. Darüber hinaus muß die EPH zukünftig auch Tests im Bereich des gesamten menschlichen und tierischen Bewegungsrepertoires bestehen, um an Validität hinzu zu gewinnen. In jedem Falle hat sich gezeigt, daß das λ -Modell als spezieller Vertreter der EPH zur Kontrolle eines Systems mit vielen Freiheitsgraden ein funktionsfähiges Werkzeug darstellt und daß es dabei einem von Bernstein [5] formulierten Grundprinzip - dem „Prinzip der gleichen Einfachheit“ - folgt: Das Nervensystem eines Organismus setzt danach solche Strategien zur Lösung spezieller Bewegungsprobleme ein, welche bei der Bearbeitung verwandter Probleme ohne Mehraufwand (d.h. konkret durch bloße Parameteränderung) ebenfalls zu Lösungen führen.

4.1 Die Equilibrium Point Hypothese

Hilfreich zum Verständnis der EPH Feldmans [30, 31, 32] ist eine kurze Einführung in die allen Nervenzellen - zu denen auch das α -Motoneuron einer motorischen Einheit gehört - gemeinsamen funktionellen Eigenschaften. Sie sind einleitend im Abschnitt 4.1.1 dargestellt, dabei habe ich mich an Beiträgen [71, 136, 74, 75] innerhalb einer sehr schönen Lehrbuchdarstellung zur Physiologie der Nervenzelle orientiert. Danach möchte ich im Abschnitt 4.1.2 das Konzept der EPH skizzieren. Abschnitt 4.1.3 erklärt, auf welche Weise und bis zu welchem Grad die Vorstellungen Feldmans von mir programmtechnisch in Steuerparameter umgesetzt wurden.

4.1.1 Arbeitsweise der Nervenzelle

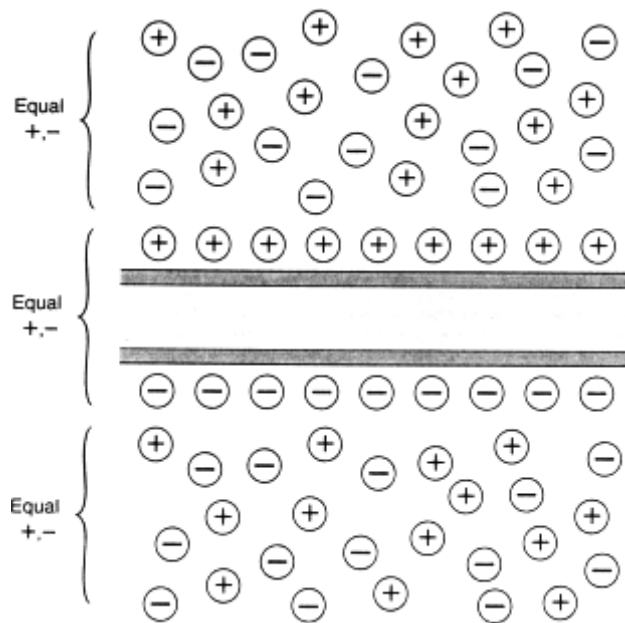


Abbildung 4.1: Lokaler negativer Ladungsüberschuß auf Membraninnenseite, positiver Überschuß auf Außenseite (Abbildung aus Kandel, Schwartz, Jessell [74])

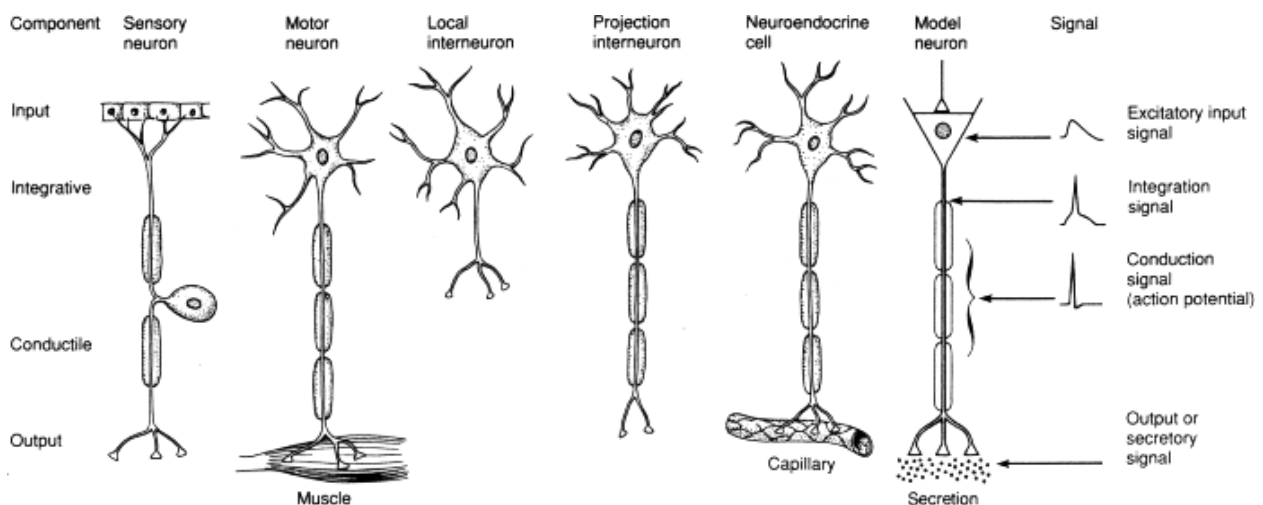


Abbildung 4.2: Verschiedene Neuronentypen; ganz rechts ein allgemeines Neuronenmodell (Abbildung aus Kandel, Schwartz, Jessell [71])

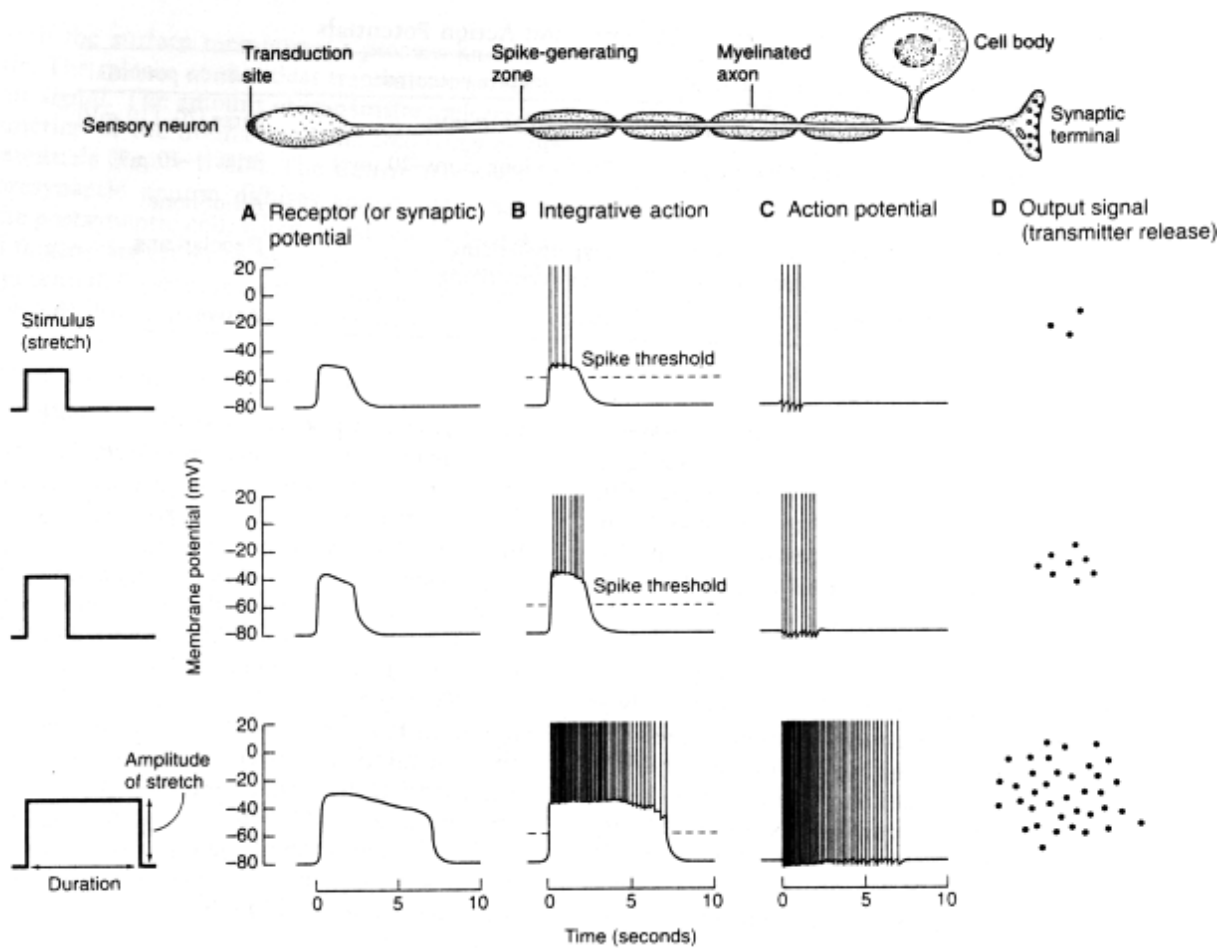


Abbildung 4.3: Potentialschwelle eines Neurons und Zusammenhang zwischen Eingabe- und Ausgabe-signal (Abbildung aus Kandel, Schwartz, Jessell [71])

Die Nervenzelle ist durch ihre Zellmembran von der umgebenden Gewebsflüssigkeit getrennt. Ein aktiver, stoffwechselgetriebener Pumpmechanismus - die sogenannte $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ -Pumpe - sorgt dafür, daß im Zellinneren stetig eine geringere Na^+ -Konzentration als außerhalb etabliert ist, und umgekehrt innen höhere K^+ -Konzentration vorherrscht als außerhalb. Die Membran ist darüber

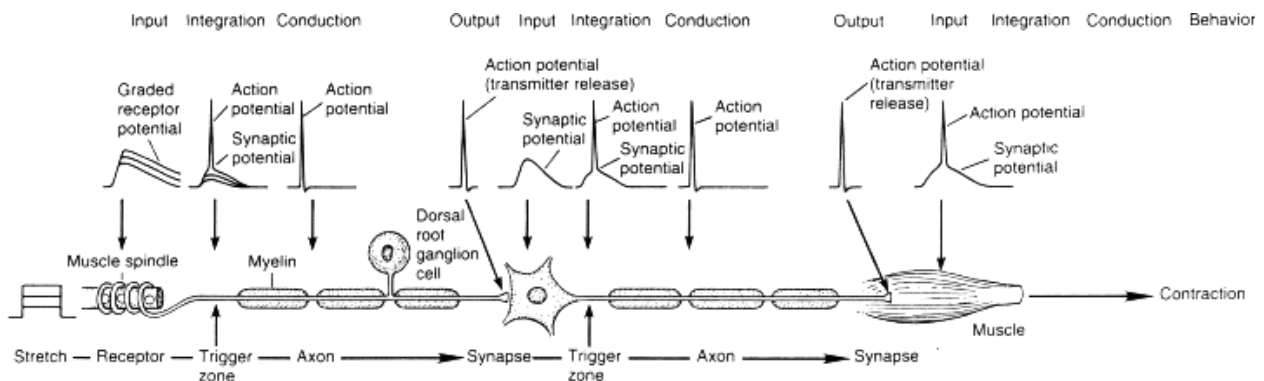


Abbildung 4.4: Signaltransformationen im Reflexbogen; vergleiche dazu Abbildung 3.4 in Abschnitt 3.3 zur Organisation des motorischen Apparats aus Motoneuronen und Muskel (Abbildung aus Kandel, Schwartz, Jessell [71])

hinaus aber viel durchlässiger für K^+ als für Na^+ und daher bildet sich wegen des Antriebs durch den Konzentrationsgradienten ein lokaler K^+ -Überschuß auf der Außenseite der Membran sowie ein lokaler Überschuß an negativen Ionen (vor allem Cl^-) auf der Innenseite (siehe Abbildung 4.1). Die so aufgrund der Ionen-Pumpe entstandene Potentialdifferenz von ≈ -60 mV heißt *Ruhepotential* der Membran. Das negative Vorzeichen resultiert, weil die Zellaußenseite willkürlich als Nullniveau festgelegt wird. Der Durchtritt von Ionen durch die Membran erfolgt über *Ionenkanäle*, welche spezifisch nur das Ion eines bestimmten Elements passieren lassen.

Funktionell entscheidend ist, daß das Membranpotential einer Nervenzelle durch Signale anderer Zellen beeinflusst werden kann (siehe Abbildungen 4.1 und auch 4.5): dadurch wird *Informationsfluß* zwischen den Nervenzellen ermöglicht. Um eine prinzipielle Vorstellung davon zu erhalten, wie der Informationsfluß abläuft, betrachtet man am besten das Modellneuron rechts in Abbildung 4.2. Eine Nervenzelle besteht in diesem Modell aus vier Zonen, deren jeder eine zentrale Funktion zugeordnet werden kann. Wir arbeiten im folgenden die Signalverarbeitungsstufen des Modellneurons von oben nach unten in der Abbildung 4.2 ab, dabei findet beim Übergang von einer Zone zur nächsten eine *Informationstransformation* statt.

Das Ende (Terminal) des Axons (Faser mit vom Zellkörper weglaufendem Signalfluß) eines präsynaptischen Neurons sitzt auf den Dendriten (Zellkörperfortsätze, die den Signalzufluß anderer Neuronen zum Zellkörper einfangen) oder dem Zellkörper des betrachteten postsynaptischen Neurons auf. In den synaptischen Spalt zwischen präsynaptischer und postsynaptischer Zelle schüttet das Terminal (wenn die präsynaptische Zelle elektrische Signale entlang des Axons schickt - sie „feuert“) chemische Substanzen aus (Neurotransmitter), welche Proteinmoleküle in der Membran der postsynaptischen Zelle aktivieren, die wiederum einen zum stetigen Ionenstrom (resistiv) durch die Kanäle parallelen (kapazitiven) Strom ermöglichen, der das Ruhepotential *stört*. Je nach Synapsentyp kann dieses Eingangssignal in der *Eingabезone* erregend (exzitatorisch) auf die postsynaptische Zelle einwirken, was bedeutet, daß deren Membranpotential weniger negativ - d.h. depolarisiert - wird, oder es kann hemmend (inhibitorisch, hyperpolarisierend) wirken.

Die zeitliche Veränderung des Membranpotentials hängt von der Kapazität der Membran und der Leitfähigkeit der Ionenkanäle ab (Zeitkonstante τ_{in}), sie hinkt hinter dem kapazitiven Eingabestrom hinterher, das Membranpotential ist ein Maß für das *zeitliche Integral* des Eingabestroms an gegebenem Ort. Der ebenfalls bewirkte Gradient des Membranpotentials führt zu einem Ionen-Diffusionsstrom entlang der Zellinnenseite, welcher für die passive Ausbreitung des Eingabesignals weg vom Ort seiner Entstehung sorgt. Der Ionenstrom nimmt dabei mit zunehmender Entfernung vom Ort des Eingabesignals - abhängig von der Leitfähigkeit der Ionenkanäle und der Zellflüssigkeit (charakteristische Länge λ_{in}) - ab. Der Diffusionsvorgang läßt *örtliche Integration* der Eingabesignale zu. Die Zone der möglichen Signalüberlagerung (beim Motoneuron um den Zellkörper herum) wird deshalb *Integrationszone* genannt. Je nach Eingabefrequenzen und Dichte der Eingabesignale (verglichen mit τ_{in} und λ_{in}) können sich alle Eingabesignale zu einer signifikanten Abweichung im Membranpotential vom Ruhepotential überlagern.

Die Grenze zwischen Integrationszone und *Leitungszone* liegt an der Stelle der Nervenzelle, an der die Dichte an Ionenkanälen in der Membran plötzlich stark zunimmt. Die entscheidende Eigenschaft, um aus dem kontinuierlich variierbaren Integrationssignal Aktivität - d.h. ein „Feuern“ in digitaler Alles-oder-Nichts-Weise - der Nervenzelle entstehen zu lassen, ist durch die starke Abhängigkeit der Leitfähigkeit vor allem der Na^+ -Ionenkanäle vom Membranpotential gegeben. Wird ein *Schwelldpotential* - auch „Triggerschwelle“ - überschritten, so nimmt die Leitfähigkeit der Na^+ -Kanäle gegenüber derjenigen bei Ruhepotential schlagartig und um Größenordnungen zu. Getrieben durch ihren Konzentrationsgradienten und das Membranpotential schießen Na^+ -Ionen von außen nach innen und erhöhen lokal und kurzzeitig das Membranpotential weiter auf $\approx +50$ mV: ein *Aktionspotential* („spike“) durch Depolarisationsentladung ist entstanden (siehe Abbildungen 4.3 und 4.4). Das Aktionspotential depolarisiert seinerseits die benachbarte Zone

der Membran, wodurch eine Kettenreaktion mit einer aktiven Ausbreitung des Aktionspotentials entlang der Leitungszone in Richtung wegweisend von der Integrationszone resultiert. Am Ort der momentanen Entladung ist ein gewisser Zeitraum der „Erholung“ nötig, in der die $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ -Pumpe die alten Na^+ - und K^+ -Gradienten über die Membran wieder herstellen muß, bevor an dieser Stelle erneut ein Aktionspotential initiiert werden kann. Diese Totzeit begrenzt die maximale „Feuerfrequenz“.

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit, mit der das Aktionspotential entlang der Signalzone (Axon) läuft, hängt von der Leitfähigkeit der Na^+ -Ionen auf der Zellinnenseite ab, da die Depolarisation der Nachbarzone nicht instantan erfolgt, sondern durch Diffusion der momentan überschüssigen Na^+ -Ionen. Weil diese Diffusion schneller geht je größer der Durchmesser des Axons ist, wären zur (biologisch mit Sicherheit erwünschten) Beschleunigung der Signalgeschwindigkeiten möglichst dicke Nervenfasern nötig. Dem steht aber die Anforderung einer möglichst hohen Packungsdichte an Neuronen zur Erhöhung von Speicherfähigkeit und „Rechenleistung“ neuronaler Vernetzungen entgegen. Daher ist auf evolutionären Pfaden wohl eine andere Lösung des Problems entstanden, nämlich diejenige, die Membranpotentialerhöhung in der zum Aktionspotential benachbarten Zone bei begrenzter Geschwindigkeit des Ladungsflusses auf der Zellinnenseite durch kräftige Erniedrigung der Kapazität der Zellmembran zu gewährleisten (zu Geschwindigkeitsangaben [86] siehe auch Abschnitt 3.2). Die Lösung besteht demnach im Umwickeln des Axons mit einer dicken isolierenden Fettschicht (Myelinisierung), was den Abstand der Ladungen auf Außen- wie Innenseite so erhöht, daß zur Erreichung der Potentialschwelle ein um Größenordnungen geringeres Ladungsquantum auf der Innenseite der Membran nötig ist. Das Anbringen der Myelinschicht resultiert in einem Erhöhungseffekt der Signalgeschwindigkeit, der äquivalent zu einem ver Hundertfachen Axondurchmesser ist. Der Nachteil, den die starke Isolation mit sich bringt, liegt auf der Hand: es können keine Ionen hindurchtreten. Dies würde zu einem schnellen, aber irgendwann „totgelaufenen“ Aktionspotential führen. Die wiederum raffinierte Problemlösung erfolgt durch das Zurücktreten der Myelinschicht an den Ranvierschen Knoten alle $\approx 1\text{mm}$ entlang des Axons. Dort können Na^+ -Ionen einschließen und das etwas abgeschwächte Aktionspotential auffrischen. Insgesamt ist dieser Vorgang der „hüpfenden“ Ausbreitung sogar energiesparend, weil dabei viel weniger Na^+ -Ionen ins Zellinnere gelangen und die Pumpe entsprechend weniger zu arbeiten hat. Die Stabilität des Signals ist ebenfalls größer, da es auf dem möglicherweise meterweiten Weg des Aktionspotentials unterwegs immer wieder verstärkt wird.

Die vierte und letzte Zone der Nervenzelle (und hier schließt sich der Kreis zur Beschreibung der Wechselwirkung von Neuronen) ist die *Ausgabezone* am synaptischen Terminal. Das am Ende des Axons anlangende Aktionspotential führt zur Kontaktwechselwirkung von kleinen Organellen, in denen chemische Botenstoffe - die Transmitter - gefangen sind, mit der Membraninnenseite. Der Kontakt öffnet die Organellen zur Außenseite hin, und die Transmitter werden in die extrazelluläre Flüssigkeit im synaptischen Spalt ausgeschüttet, wo sie zur Eingabezone des postsynaptischen Neurons diffundieren. Das digitale Einheitssignal des Aktionspotentials bewirkt die Ausschüttung eines zugehörigen Quantums an Transmitter, was dazu führt, daß sich im synaptischen Spalt eine Transmitterkonzentration ungefähr proportional zur Feuerfrequenz des präsynaptischen Neurons ansammelt (siehe Abbildung 4.3).

Insgesamt kann man festhalten: die Eingabesignalbearbeitung im Neuron erfolgt auf kontinuierlichem, hingegen die Informationsweitervermittlung über größere Distanzen auf diskretem Weg. Der Spalt zwischen den Zellwänden zweier Neuronen wird auf chemische Art und Weise überwunden. Die skizzierten Vorgänge zur Datenübermittlung sind sicher dominant in der Peripherie des Körpers im Rahmen der motorischen Steuerung. Das Phänomen der Epilepsie zeigt jedoch, daß sich Neuronen im Gehirn (fast) instantan in ihrem Feuerverhalten über größere Strecken synchronisieren können, was dafür spricht, daß wohl elektrodynamische Wechselwirkungen in diesen dichtgepackten Neuronenclustern eine Rolle spielen. Weiterhin ist doch sehr wahrscheinlich, daß

auch das autonome (vegetative) Nervensystem, das nicht mit Aktionspotentialen arbeitet sondern mit statischen Spannungssignalen, Einfluß auf motorische Neuronen hat.

Anhand des schon in Abschnitt 3.3 skizzierten Reflexbogens (siehe auch dortige Abbildung 3.4) kann man in Abbildung 4.4 noch einmal den prinzipiellen Ablauf des Informationsflusses zwischen mehreren aktiven Zellen nachvollziehen. Der Reflexbogen ist nicht nur ein klassisches und beliebtes Paradigma zur Organisation des Bewegungsapparats, sondern er besitzt, wie wir im Abschnitt 4.1.2 sehen werden, auch im Rahmen der vom ZNS initiierten aktiven Bewegungen elementare Funktion.

4.1.2 Allgemeines zur EPH

Der Sinn dieses Abschnittes besteht darin, dem Leser ein Gefühl für den Ausgangspunkt meiner Implementierung des Feldmanschen λ -Modells in ein muskulär redundantes, mechanisches Modell mit 13 Freiheitsgraden zu vermitteln. Zur Absättigung eines darüber hinausgehenden Interesses an Ansätzen der Bewegungssteuerung hatte ich in der Einleitung zu diesem Kapitel versucht, Literaturhinweise [3, 12, 32, 112] zu geben, um dem Leser einen Zipfel in die Hand zu geben.

Zur Motivation

Der Bewegungsapparat des Skeletts und der Muskeln ist „eingespannt“ zwischen erwünschter Bewegung, wie sie das ZNS entwirft, und äußeren Kräften (siehe Abbildung 3.1). Selbst wenn man einen von äußeren Kräften befreiten Astronauten freischwebend im All betrachtet, so ist es aufgrund der Trägheiten unmöglich, instantan eine gewünschte Körperhaltung einzunehmen. Das bedeutet, daß ganz allgemein und mit dynamischer Bewegungserzeugung untrennbar verbunden Zeitintervalle auftreten, in denen Wunsch und Wirklichkeit nicht übereinstimmen. Dies gilt selbstverständlich nur dann, wenn man davon ausgeht, daß ein Lebewesen für seinen komplizierten Bewegungsapparat prinzipiell zum ersten nicht den Zeitverlauf aller seiner Freiheitsgrade - seine Trajektorie - beliebig genau vorausberechnen kann und, selbst wenn es dazu in der Lage wäre, zum zweiten niemals eine eindeutige quantitative Angabe darüber machen könnte, welche seiner krafterzeugenden Strukturen es wie einzusetzen habe, um eine einmal berechnete Trajektorie zu realisieren. Zählt man nämlich die Anzahl der Gelenkfreiheitsgrade eines Wirbeltieres und vergleicht diese mit der Anzahl allein nur der Muskeln, so stellt man fest, daß letztere sich in der Überzahl befinden. Man bezeichnet den Bewegungsapparat daher als ein mechanisch *redundantes* System: Allein mittels seiner Bewegungsgleichungen ist es selbst bei Vorgabe der Zeitverläufe *aller* Freiheitsgrade nicht möglich, eindeutig zurück auf die Kraftverläufe der Muskeln zu schließen. Bei dieser inversen Vorgehensweise - invers deshalb, weil der natürliche - direkte - Weg der Bewegungserzeugung darin besteht, daß ursächliche (Muskel-)Kräfte Trajektorien als Ergebnis bewirken - bleibt dann nur die Möglichkeit, zusätzliche Annahmen über die Kraftverteilung zu jedem Zeitpunkt zu machen, wenn trotz der Redundanz eine eindeutige mathematische Lösung erzwungen werden soll.

Hat man sich nun mit dem Gedanken angefreundet, daß ein biologisches Lebewesen kein unendlich scharf und genau rechnender Computer mit abgespeichertem Bewegungsprogramm und einem vollständigen Satz an vorgegebenen Bewegungslösungen ist, sondern ein Wesen, das mit verrauschten Daten, unvorhersehbaren Situationen, Instabilitäten und beliebigen anderen dynamischen Grausamkeiten dieser Welt, die sich der Leser selber ausmalen mag, umzugehen hat, so findet man eine Vorstellung, wie sie Feldman äußert, durchaus beachtenswert, wenn es darum geht, dem Bewegungsapparat in jeder Hinsicht Gestaltungsfreiraum zuzugestehen. Sein Grundgedanke [30, 31, 32] ist schlicht: Jede Bewegung kann aus zielgerichteten Aktionen erzeugt werden, d.h., das ZNS gibt einen Ziel- oder Gleichgewichtspunkt („equilibrium point“) vor, das Bewegungssy-

stem läuft diesem hinterher. Das meßbare EMG ist in dieser Sicht nicht die eigentliche Ursache der Bewegung, sondern in seinem Zeitverlauf nur der Ausdruck der Differenz zwischen momentanem Systemzustand und dem "equilibrium point". Feldman definierte den Gleichgewichtspunkt zuerst [30, 31] nur als Zielmuskellänge, später [32] erweiterte er diese Hypothese auf Gelenkwinkel und auf ein muskuläres Agonist–Antagonisten–Paar. In Abgrenzung zu ähnlichen Ansätzen von Bizzi [7, 8] nennt Feldman seine Hypothese genauer „ λ -Modell“.

Feldman ist es wichtig herauszustellen, daß er die Vorgabe eines Gleichgewichtspunktes an Parametern festmacht, die eine *physiologische Entsprechung* haben, und, da das λ -Modell Anspruch auf Universalität bezüglich aller Typen von Bewegung (isometrisch, langsam, schnell, zielgerichtet, zyklisch, ein- und mehrgelenkig, Reflexe) erhebt, daß sich alle EMG-Phänomene damit erklären lassen. Dies setzt die Hypothese einerseits einem erheblichen Validierungsdruck aus, macht sie aber parallel dazu auch auf viele Arten überprüfbar.

Bevor ich konkret auf die mathematische Formulierung des λ -Modells eingehe, sei es erlaubt, einige Gedanken zu äußern, die meines Erachtens nach gut in das Gedankengebäude von Feldman und auch Bernstein [3] passen. Die in natura realisierte Strategie, trotz aller Schwierigkeiten, koordinierte, ja sinnvolle Handlungen ausführen zu können, ist die: Das Lebewesen muß in der Lage sein, Bewegungen zu *erlernen*. Die evolutionäre Tendenz, immer flexiblere und parallel dazu immer sinnvollere *Handlungsketten* zu planen und auszuführen, ist deutlich in Entstehung und Aufbau des hierarchischen Systems abgrenzbarer Hirnstrukturen wiederzufinden [6], die extreme Lernfähigkeit ist das herausragende Kennzeichen des Großhirns als Gipfel der bisherigen Entwicklung. Die Voraussetzungen zum Lernen sind:

- Das zugehörige Nervensystem muß anpassungsfähig - *plastisch* - sein.
- Manche Grundfertigkeiten - sozusagen als *Startkapital* - müssen genetisch vorgegeben oder durch genetischen Code in ihrer Entwicklung angetrieben sein.
- Es müssen gewisse, wenn auch nicht exakte, *Modellvorstellungen* von der Bewegung im ZNS vorhanden sein, um eine zielgerichtete Handlung initiieren zu können.
- Mit zunehmend ausgefeilteren und vielschichtigeren Modellvorstellungen wird wohl auch der zugehörige *Informationsspeicher* größer werden müssen. Hier gibt es prinzipiell bestimmt keinen Unterschied zum menschengemachten, algorithmisch arbeitenden Computer.
- Modellvorstellungen können nur aus „*Messung*“ - d.h. durch Wechselwirkung mit der Umwelt - hervorgehen.
- Modellentwicklung und -verbesserung kann nur durch Vergleich von *relativen Abweichungen* zwischen Modellvorstellung und Realität vor sich gehen.
- Es macht keinen Sinn, komplette Trajektorien zu lernen und im ZNS abzuspeichern, um Wunschbewegungen parat zu haben. Niemand käme auf die Idee, wenn er eine Kugel an einer Feder aufgehängt vor sich hält, den genauen Weg- und Federkraftverlauf vorauszuberechnen, um die Kugel - sagen wir $\approx 20\text{cm}$ - anzuheben. Man würde den Arm um diesen ungefähren Betrag heben (das genau entspricht der gerade angesprochenen Bewegungsplanung unter Verwendung eines Modells des Anhebevorgangs im ZNS), und wissen oder lernen, daß die Kugel bei vorhandener Federreibung früher oder später auf der gewünschten Höhe ankommt. Die Trajektorie ist *Ergebnis* der *Vorgabe* eines einzigen neuen Zahlenwertes, nämlich des *Parameters* der Wunschhöhe, sie ist nicht als kontinuierliche Funktion vorgegeben worden und trotzdem: Das Ziel wird erreicht. Ob eine solche Strategie auch im Falle von gleichzeitigen Manipulationen vieler Freiheitsgrade (z.B. mehrgelenkigen Zielaktionen) in koordinierter Bewegung resultieren kann, sollte mittels Computersimulation

untersucht werden. Im Falle des Gehens und Stehens hat sich die Strategie bisher als erfolgversprechend erwiesen.

- Bei mehreren Versuchen ist es innerhalb einer Toleranz, die möglicherweise durch das ZNS vorgebar sein mag, völlig egal, ob Trajektorie und erreichte Endposition sich exakt gleichen. Sinnvoll, um „besser zu werden“ und im Rahmen der Toleranz *Reproduzierbarkeit* zu erreichen, ist es sicher, den Verlauf der verschiedenen Versuche zu analysieren, d.h. Information über die tatsächlichen Trajektorien im ZNS zu bearbeiten. Sie müssen aber nicht auf Dauer gespeichert werden. Lernen wird dann wohl eher im Speichern von Parametersätzen *diskreter* Zahlen bestehen.

Die Stärke der Kontrolle läßt sich mit Sicherheit dadurch festlegen, wie eng (räumlich und/oder zeitlich) bei komplexeren Bewegungen „Zwischenmarken“ festgelegt werden. *Ich* lasse einem System Freiheit, weil es für *mich* ökonomischer oder gar prinzipiell erst möglich ist, es auf die eben beschriebene Art zu *steuern*. Damit handele *ich* mir den „Nachteil“ ein, daß *ich* das System nicht zu jedem Zeitpunkt vollständig kontrolliere in dem Sinne, daß *ich* die Trajektorie völlig vorgebe. *Ich* - das steht für das ZNS, die Kugel steht für den passiven, die Feder für den aktiven (Muskeln) Bewegungsapparat und die Gravitation ist eine äußere Kraft. Das ZNS sollte dann vielleicht noch die Fähigkeit besitzen, verschiedene andere Parameter zu beeinflussen, wie die Härte der Feder, deren Dämpfung oder auch eine konstante Übergangsgeschwindigkeit der Hand zum neuen Gleichgewichtspunkt. Das Bild soll hier nicht weiter ausgetreten werden, die Grundidee dürfte hervorgetreten sein.

Parametrisierung des λ -Modells

Und damit möchte ich meine Schreibe Bemühungen wieder auf den „equilibrium point“ dieses Abschnitts richten: Die Skizzierung von Feldmans λ -Modell. Dabei sollte sich der Blick immer wieder parallel auf die hilfreiche Abbildung 3.4 richten. Feldman entwickelte seine Vorstellung der Bewegungssteuerung durch das ZNS von einer Untereinheit des Bewegungsapparats her: Ein einzelner Muskel mit dem zugehörigen enervierenden Motoneuronen-Pool. Die klassische Beobachtung einer motorischen Reaktion ist der Patellarsehnenreflex: Klopft man mit einem Hämmerchen auf die Patellarsehne, so wird der Quadricepsmuskel mitgedehnt, über die Dehnung der Muskelspindeln bekommen viele α -Motoneuronen dies mit und reagieren mit einer Erhöhung ihrer Aktivität, mithin mit der Anweisung an die zugehörigen Muskelfasern mehr Kraft zu erzeugen und dadurch der Dehnung entgegen zu wirken. Der erste Schritt hin zu dem Gedanken, daß eine derart von außen provozierte, passive Motoraktion etwas mit einer vom ZNS initiierten, aktiven Bewegung zu tun haben könnte, ergibt sich aus der Tatsache, daß das Signal der Muskelspindeln nicht monoton mit der Länge der Muskelfasern zunimmt, sondern ein *Relativsignal* ist.

Es ist bekannt, daß die große Masse der extrafusalen Fasern zwar von α -Motoneuronen angesteuert wird, jedoch die in einer viel geringeren Zahl vorhandenen intrafusalen Fasern, in die die Muskelspindeln eingebaut sind (siehe z.B. [88]), parallel dazu von γ -Motoneuronen. Initiiert das ZNS eine Bewegung, so werden immer α - und γ -Motoneuronen *koaktiviert*. Sitzt man als Patient im Arztzimmer auf einem Stuhl, so herrscht in dem Moment im eigenen motorischen Apparat Ruhe. Die extra- und intrafusalen Fasern sind entsprechend ihrer abgestimmten α - und γ -Aktivitäten auf konsistenter Länge, und die Spindeln sind entspannt. Beim Anklopfen der Patellarsehne mit dem Arzthämmerchen werden die Spindeln in den intrafusalen Fasern plötzlich und gemeinsam mit der gesamten Muskelmasse stärker gedehnt, als es der vom ZNS des Patienten vorgesehene Haltung entspräche. Die Spindel detektiert eine Diskrepanz zwischen Solllänge der Fasern des Muskels und einer intermediär vergrößerten Länge. Das Resultat ist: Der Reflexbogen „schlägt zurück“. Der Versuch zeigt im übrigen noch etwas anderes: Drücke ich langsam, aber kräftig auf

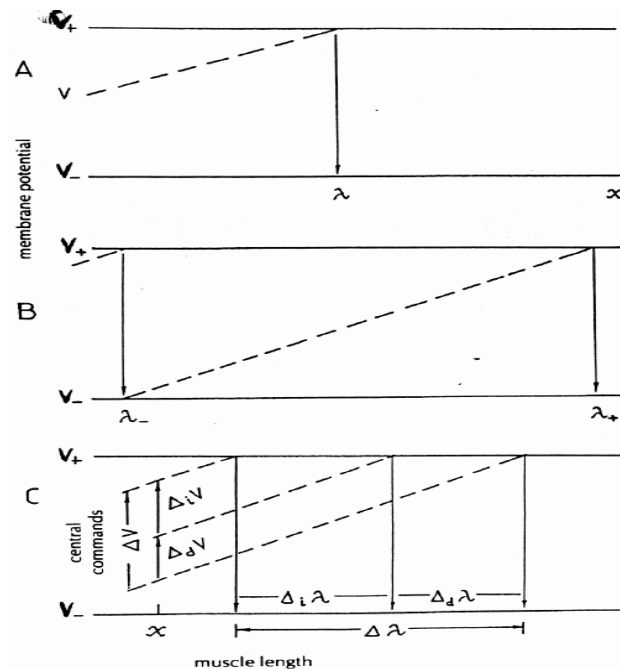


Abbildung 4.5: Membranpotential V (gestrichelte Linie: unterschwellig) eines α -Motoneurons (Abbildung aus Feldman [31])

A: in Abhängigkeit von der aktuellen Muskellänge x (nimmt nach rechts zu) durch Rückkopplung über Afferenzen von den Muskelspindeln (indirekt: Dehnungsreflex); bei Überschreiten der (Soll- oder Ziel-)Muskellänge λ ist Schwellpotential V_+ erreicht und das Motoneuron fängt aufgrund der Spindelafferenzen an, überschwellig zu werden, daher Aktionspotentiale auszusenden und den Muskel zur Kontraktion zu veranlassen; nach Größenprinzip (siehe Abschnitt 3.3) haben Motoneurone verschieden großer motorischer Einheiten verschieden hohe V_+ ; sowohl Anzahl der aktiven (überschwelligen) motorischen Einheiten als auch deren Feuerfrequenz nimmt mit der Muskelänge zu

B: durch direkte Manipulation auf absteigenden Leitungsbahnen; zweiter Inputkanal des Motoneurons neben Afferenzen ist inhibitorischer (völlige Hemmung bei $\lambda = \lambda_+$) oder exzitatorischer (Erregung schon bei kleinstmöglicher Muskellänge $\lambda = \lambda_-$) Einfluß des ZNS

C: Nochmalige Darstellung der zwei ZNS-Einflüsse (siehe auch Abbildung 3.4) auf Kontrolle der Ziel-muskellänge; direkt (Index d) auf absteigenden Leitungsbahnen und auf indirekte Weise (Index i) über γ -Koaktivierung und den Reflexbogen

die Patellarsehne, sodaß der Muskel mindestens genauso weit ausgelenkt wird wie bei der Dehnung durch den Hammer, so gibt es keine motorische Reaktion. Die Muskelspindel ist nämlich eine raffinierte Meßstation [88], deren Ausgabesignal annähernd proportional zu einer gewichteten Summe aus *Auslenkung* und *Dehnungsgeschwindigkeit* ansteigt. Beim Patellarsehnenreflex schlägt die Geschwindigkeitsabhängigkeit zu Buche.

Feldman postuliert nun die Gleichwertigkeit - in Bezug auf α -Motoneuronen- und somit Muskel-Aktivität - von tatsächlicher Muskellänge l_{CE} , die in diesem Sinne eine Größe ist, welche durch äußere Gegebenheiten manipuliert werden kann, und einer Soll-Muskellänge λ , welche nur durch das ZNS manipuliert werden kann. Hier spiegelt sich das Bild des zwischen äußeren Kräften und ZNS eingespannten Bewegungsapparats wieder. Dem Apparat ist, wenn seine Aktivität als eine Funktion der Differenz ($l_{CE} - \lambda$) angenommen wird, die Möglichkeit gegeben, auf eine Verringerung der Differenz hinzuarbeiten. Dieser „Kompromißapparat“ ist implementiert durch die geschlossene Einheit von extra- und intrafusalen Fasern, Spindelorganen, α - und γ -Motoneuronen. Er ist befähigt, den Abgleich von ZNS-Anforderung und Außenwelt zu bewältigen.

Auf ähnliche Weise könnte dieser Abgleich auch unter Verzicht auf direkte α -Aktivierung

indirekt erreicht werden. Will das ZNS einen Muskel verkürzen, so erhöht es die Aktivität nur der γ -Motoneuronen, was ebenfalls einer Herabsetzung der Solllänge λ gleichkommt. Der Muskel schafft das aufgrund äußerer oder Trägheits-Widerstände aber nicht instantan, daher ist eine Differenz ($l_{CE} - \lambda$) etabliert, welche auf die α -Motoneuronen rückwirkt. Das führt in der Folgezeit zu einem Abgleich von l_{CE} und λ , also zur gewünschten Verkürzung von l_{CE} . Dies ist die Beschreibung einer früheren Arbeitshypothese zur Bewegungssteuerung, die Schaltstruktur wird „follow-up“-Servo [90, 91, 65] genannt. Er steht jedoch im Widerspruch zur anatomischen „Verdrahtung“ der absteigenden Bahnen (Pyramidenbahn aus dem Motorcortex) des ZNS mit den α -Motoneuronen und zur bekannten α - γ -Koaktivierung.

Letztlich läuft die mathematische Formulierung des λ -Modells für einen Muskel auf einen einfachen Ansatz hinaus, der die oben angeführte Sensitivität des afferenten Spindelsignals bezüglich Dehnung und Dehnungsgeschwindigkeit eines Muskels in ein efferentes Netto-Ausgangssignal S des zugehörigen α -Motoneuronen-Pools umsetzt. Der Adaptationseffekt eines Neurons, bei dem ein stationäres Eingabesignal mit einem langfristig sinkenden Ausgabesignal beantwortet wird (siehe Abbildung 4.3 unten), soll hier vernachlässigt werden:

$$S = a(l_{CE} - \lambda) + b v_{CE} \quad . \quad (4.1)$$

a und b sind die jeweiligen Empfindlichkeiten des Rückkopplungskreises bezüglich Dehnung und Dehnungsgeschwindigkeit, λ ist die Solllänge des CE (des Modellmuskels) und l_{CE} sowie v_{CE} dessen aktuelle Länge und Kontraktionsgeschwindigkeit. Erweiterungen (z.B. ein genaueres α -Neuronen- oder/und Spindelmodell) auf nicht-lineare S -Funktionen oder zusätzliche Abhängigkeiten sind jederzeit in das λ -Modell integrierbar, wenn sie überprüft werden können. Das oben länger diskutierte Gedankenfundament ist allgemein und offen genug, in dieser speziellen Hinsicht durch weitere physiologische Erkenntnisse verbessert zu werden, sogar durch Berücksichtigung weiterer Variablenabhängigkeiten - z.B. der afferenten *Kraft*-Signale aus den Golgi-Organen der Sehne. Wie der Leser im weiteren Verlauf der Arbeit sehen wird, reicht (4.1) völlig aus, Standbalance sowie koordinierte Gehbewegungen des zweidimensionalen mechanischen Menschmodells zu ermöglichen.

Zu Gleichung (4.1) und damit zum λ -Modell sind einige Bemerkungen zu machen:

- Feldman verbindet mit λ die *Potentialschwelle* des nach dem Größenprinzip ersten α -Motoneurons des zum Muskel gehörigen Pools [30]. Damit lautet die Kernaussage des λ -Modells: Das ZNS setzt mittels direktem Einfluß über die Pyramidenbahn und indirektem Einfluß über die γ -Aktivierung das Membranpotential dieses α -Motoneurons auf einen solchen Wert, daß es, wenn die Muskellänge λ (langsam) überschritten wird, anfängt zu feuern. Der makroskopischen Größe λ entspricht auf Zellebene die Schwelle des tonischen - statischen - Dehnungsreflexes.
- Das Gebiet $l_{CE} > \lambda$ heißt das *Aktivierungsgebiet* [30]. Für $l_{CE} < \lambda$ gilt $S = 0$. Der unterschwellige Membranpotentialverlauf als Funktion der Muskellänge für verschiedene λ ist in Abbildung 4.5 dargestellt.
- Das Ausgabesignal des Motoneuronen-Pools eines Muskels - also sowohl die Feuerfrequenzen aller bereits aktivierten motorischen Einheiten als auch deren Anzahl - wird durch eine Nettogröße, die Aktivierung S , repräsentiert. Dies läßt sich sehr gut mit der Modellierung der muskulären Aktivierungsdynamik nach Abschnitt 3.4.4 verbinden. Beide - Muskelmodellierung und das λ -Modell - sind auch zukünftig gut aufeinander abstimmbare, da in beiden das Feuersignal eines α -Motoneurons begrifflich verankert und die physiologische Signalübertragung in der motorischen Einheit abgebildet ist.

- Ist die Muskellänge überschwellig, so hängt die erzeugte Muskelkraft F_{CE} aufgrund der mit l_{CE} zunehmenden Aktivität *und* der Sarkomereigenschaften (siehe Abschnitt 3.4.3) von l_{CE} ab. Den Funktionsverlauf $F_{CE}(l_{CE})$ in einem *intakten* Reflexboden nennt Feldman *invariante Charakteristik* [31].
- Eine Schwäche des λ -Modells im gegenwärtigen Stadium besteht darin, daß Signallaufzeiten im Reflexbogen nicht berücksichtigt sind. Auch eine Erweiterung in diese Richtung stellt indes keine prinzipielle Unmöglichkeit dar.
- Timing von Bewegung (zumindest ohne äußere Last) ist einfach durch Vorgabe einer *Änderungsrate* für λ als zusätzlichem Parameter möglich [32].
- Feldman [31] spekuliert, daß zumindest auch der Parameter b durch das ZNS manipuliert werden könnte.

Die naheliegende erste Erweiterung des λ -Modells hin auf ein System mit mehreren Muskeln und mehreren Freiheitsgraden besteht in der Einführung eines eingelenkigen Agonist-Antagonisten-Paares. Dazu hat Feldman Simulationen durchgeführt [32]. Er konnte für verschiedene Bewegungstypen aus dem Experiment bekannte typische bi- und tri-phasische Stimulationsmuster reproduzieren. Eine gleichgerichtete Verschiebung der λ_{ago} und λ_{antago} führt zu einer entsprechenden Veränderung des Gelenkwinkels - einer Verschiebung der invarianten Charakteristik des Gelenks. Eine gegengerichtete Verschiebung der λ_{ago} und λ_{antago} (z.B. beide verkleinern) neigt die invariante Charakteristik, d.h., damit ist die Gelenkverspannung steuerbar. Genauso lassen sich intermuskuläre Wechselwirkungen wie die reziproke Hemmung der Antagonisten- α -Motoneuronen bei Aktivität der Agonisten- α -Motoneuronen oder eine gegenseitige Erregung von Synergisten durch Modifikationen an den λ -Werten simulieren. Hemmung ist im Bild des λ -Modells immer gleichbedeutend mit Erhöhung von λ , Erregung mit dessen Verringerung.

Bemerkungen zum λ -Modell

Feldman hat sein λ -Modell anfänglich [30] in körperinternen Muskelkoordinaten (l_{CE} bzw. v_{CE}) formuliert, später [31, 32] schlug er parallel dazu eine Formulierung in extern meßbaren Freiheitsgraden (Gelenkwinkel bzw. deren Geschwindigkeiten) vor. Beide Systeme sind im allgemeinen redundante Koordinatensysteme (das interne sozusagen noch „redundanter“ als das externe), wenn es z.B. darum geht, die Fingerspitze mittels einer mehrgelenkigen Bewegung (Schulter, Ellbogen, Handgelenk, ganz abgesehen von den Fingergelenken - mit Sicherheit mehr als die drei nötigen Freiheitsgrade zur Problemlösung) an einen durch drei Komponenten festgelegten Raumpunkt zu führen. In der Robotik wird dieses Zielproblem für Roboterarme als kinematisches Problem betrachtet und durch optimale Anpassung der Armbewegung (mittels elektrischer Stellmotoren) an vorgegebene Trajektorien gelöst. Diese Strategie steht einem biologischen Wesen, wie oben betont, wohl nicht zur Verfügung.

Dagegen erscheint das folgende Szenario einer menschlichen Lösungsstrategie deutlich wahrscheinlicher. Gesetzt den Fall, der Motorcortex im Großhirn plant eine Bewegung in externen Koordinaten (wir sind im letzten Abschnitt davon ausgegangen, daß dort eine irgendwie geartete parametrisierte Modellvorstellung der Umwelt existiert), so treten zwei Folgeprobleme bei der motorischen Umsetzung auf:

1. Es muß im ZNS eine Transformation von externen in interne (Muskel-)Koordinaten durchführbar sein. Wenn also eine Körperhaltung, ausgedrückt in Gelenkwinkeln, eingenommen werden soll, so sollte wenigstens annähernd intern die geometrische Information (in Form von so etwas wie einer Transformationsmatrix) zur Verfügung stehen, welcher Länge jedes Muskels diese Haltung entspricht.
2. Das Muskelkoordinatensystem ist schiefwinklig. Um einer äußeren Kraft, z.B. beim Lehnen gegen eine Wand, in den Armmuskeln Widerstand entgegen setzen zu können, der zu statischem Gleichgewicht führt, muß bei der Planung der Muskelaktivierung berücksichtigt werden, daß ein Muskel Kraftkomponenten in Richtung anderer Muskeln entwickelt. Das führt auf das Problem, daß eine Metrik (ebenfalls in Form einer Matrix) des Muskelapparats im ZNS repräsentiert sein sollte. Diese Funktion könnte - nach einer weiteren neurophysiologischen Arbeitshypothese, welche von Pellionisz und Llinas [114] entwickelt worden ist - das Kleinhirn besitzen.

Es war im Rahmen dieser Arbeit unmöglich und unnötig (zum Hypothesentest sollte ein dreidimensionales Modell verwendet werden), tiefer in den gerade nur „angekratzen“ Themenbereich einzusteigen, der mit Sicherheit ein weites Feld, das durch Computersimulationen zu beackern ist, darstellt. Ich denke, daß bei der Erweiterung auf dreidimensionale mechanische Modelle und zur Lösung von Bewegungsaufgaben, die eine feinere motorische Steuerung erfordern als das Gehen, solche internen Matrix-Repräsentationen ein interessanter Ansatz bei der Bewegungsplanung und -organisation sind. Als wichtig bleibt festzuhalten: Meines Erachtens braucht sich das λ -Modell nicht um eine Erweiterung auf Gelenkkkoordinaten zu „bemühen“, es ist gerade dadurch mächtig, daß es eine sehr klare Vorstellung hat, warum biologische Bewegungssteuerung parametrisiert stattfindet und was physiologisch an der Schnittstelle ZNS-Muskel passiert. Die Frage, wer oder was die Gleichgewichtspunkte in Form der λ vorgibt, muß das λ -Modell nicht beantworten.

4.1.3 Implementierung der EPH

Der Modellierer geht nun ganz genauso vor, wie es (möglicherweise) der Motorcortex tut: Er stellt sich die Bewegung im Raum vor. Der Biomechaniker hat jedoch den Vorteil, daß er durch Beobachtung oder Messung beliebig viele Trajektorien (z.B. des menschlichen Gehens) zur Verfügung

hat, was dazu führt, daß man gerne dazu neigt, diese zeitliche Information einfach zu verwenden und weiter zu verarbeiten. Dadurch ist einiges an Erkenntnis zu gewinnen, nur das Bestreben, eine Bewegungsstrategie zu verstehen und sie vielleicht sogar in Form von Maschinenbau oder Neuroprothetik umzusetzen, bleibt dabei möglicherweise stecken.

Wie wir gesehen haben, ist es angebracht, den Motorcortex zu imitieren, indem man die Bewegung auf eine Anzahl *Parameter* reduziert und diese dem mechanischen Modell vorgibt, um dann darauf zu warten, welche Bewegung resultiert. Entspricht sie nicht dem Wunsch, so wird im Vertrauen darauf, daß der Ansatz nicht völlig daneben lag, nur noch *Parameter-Tuning* im „trial-and-error“-Verfahren betrieben, bis sich - ganz wie im biologischen Vorbild - Erfolg einstellt. Diese Methode ist nicht streng methodisch durchführbar, es sei denn man kann „gute“ von „schlechten“ Bewegungen durch mathematisch faßbare Erfolgskriterien unterscheiden.

In Gleichung (4.1) stehen für jeden vorzugebenden Gleichgewichtspunkt prinzipiell drei Parameter pro Muskel zur Anpassung bereit, das sind bei 28 CEen in meinem Modell 84 Parameterwerte. Es macht offensichtlich keinen Sinn, für eine kompliziertere Bewegung wie dem Gehen, welches mit Sicherheit nicht durch einen einzigen „equilibrium point“ erzeugt werden kann, hunderte von Parametern durch „trial-and-error“ zu bestimmen. Die erste Parameterreduktion habe ich deshalb durchgeführt, indem ich davon ausgehe, daß zumindest bis zum ersten Bewegungserfolg die a und b für jeden Muskel identisch zu wählen sind (näheres in den Abschnitten 4.2 und 4.3).

Es bleiben immer noch die 28 Zielmuskellängen offen. An dieser Stelle sei daran erinnert, wie man sich die Bewegungsinittierung durch den Motorcortex vorstellen darf: Er plant in extern meßbaren Koordinaten und transformiert dann auf interne. In meinem Modell bedeutet das: Drücke die Gleichgewichtspunkte in sechs Gelenkwinkeln ($\Delta\varphi_i: \{\Delta\varphi_{H/re}, \Delta\varphi_{H/li}, \Delta\varphi_{K/re}, \Delta\varphi_{K/li}, \Delta\varphi_{S/re}, \Delta\varphi_{S/li}\}$) aus, wodurch eine vollständige Ziel-Körperhaltung - *Zielkonfiguration* - definiert ist. Die Transformation auf zugehörige Ziellängen λ_j aller CEe erfolgt mittels einmaliger Festlegung einer *Referenzkonfiguration* (siehe Abbildung 3.22) und der bekannten Hebelarmverläufe der CEe über den Gelenkwinkeln $\Delta\varphi_i$.

	<i>PSO</i>	<i>ILI</i>	<i>GLU</i>	<i>ADM</i>	<i>ALB</i>	<i>VAS</i>	<i>REC</i>	<i>BIB</i>	<i>BIL</i>	<i>SET</i>	<i>SEM</i>	<i>SOL</i>	<i>GAS</i>	<i>TIB</i>
λ_0 [m]	0.151	0.132	0.163	0.115	0.160	0.047	0.096	0.181	0.058	0.153	0.034	0.031	0.082	0.101

Tabelle 4.1: Länge l_{CE} jedes CEs in der Referenzkonfiguration der Abbildung 3.22 im Abschnitt 3.6, in welcher Länge l_{SEE} des zugehörigen SEEs genau seiner Ruhelänge l_{SEE0} entspricht

Die Festlegung der $\lambda_{j/0}$ in der Referenzkonfiguration (alle $\Delta\varphi_i = 0$) erfolgt *nach* der Modellierung der gesamten Muskelgeometrie. Da die Sehnen verglichen mit den CEen harte Strukturen sind, die selbst bei maximaler Muskelkraft meist nur millimeterweise über ihre Ruhelänge hinaus gedehnt werden, kann man jede Körperhaltung bis auf eine Ungenauigkeit von ein paar Millimetern eindeutig in Längen der CEe ausdrücken. Die $\lambda_{j/0}$ ergeben sich dann (bei den verzweigten Strukturen, indem man zusätzlich die Verknüpfungspunkte auf der Winkelhalbierenden zwischen den zwei effektiven Ursprüngen und dem effektiven Ansatz der Muskelstruktur - siehe Abbildung 3.20 - plaziert) in meinem Modell zu den Werten der Tabelle 4.1.

Jeder Gleichgewichtspunkt - ein Zielkonfigurationsvektor mit 28 Komponenten - läßt sich jetzt bei bekannten Hebelarmverläufen der Muskeln durch eine eindeutige Abbildung aus sechs unabhängigen Parametern (Gelenkwinkel $\Delta\varphi_i$) vor einer Simulation einzig aus der Muskelgeometrie unter Verwendung der Hebelarmdefinition aus Gleichung (3.75) respektive (3.76) folgendermaßen berechnen:

$$\lambda_j = \lambda_{j/0} + \sum_k \int_0^{\Delta\varphi_k} r_{j/k}(\Phi) d\Phi \quad . \quad (4.2)$$

Der Index k soll über alle überstrichenen Gelenke des CEs mit dem Index j laufen, die $\Delta\varphi_k$ sind in rad anzugeben. Zur Berechnung des Vektors der Zielkonfiguration nach Gleichung (4.2) habe ich das Hilfsprogramm „zielvektor“ geschrieben, welches die 14 Komponenten der Stellung eines Beins relativ zum Rumpf berechnet. Eingabe sind die $\lambda_{j/0}$ der Tabelle 4.1, die Hebelarmverläufe der Abbildungen 3.23, 3.24, 3.25 und 3.26 sowie die drei zugehörigen Gelenkwinkel $\Delta\varphi_H$, $\Delta\varphi_K$ und $\Delta\varphi_S$. Die komplette Zielkonfiguration ist dann der 28-komponentige Vektor der zwei „halben“ Konfigurationen des rechten und des linken Beins relativ zum Rumpf.

Weiterhin muß die endgültige Umsetzung der Gleichung (4.1) in eine zu meiner Muskelmodellierung kompatiblen Form erfolgen. Ich identifiziere das Ausgangssignal S des zu einem CE j gehörigen α -Motoneuronen-Pools als Stimulation $0 \leq STIM_j \leq 1$ und Eingangssignal für die Aktivierungsdynamik der Gleichung (3.9) des CEs:

$$STIM_j = \kappa \left(\frac{l_{CE/j} - (1 - \delta)\lambda_j + \sigma v_{CE/j}}{(1 - \delta)\lambda_j} \right) . \quad (4.3)$$

Dieser Ansatz, der das Stimulationssignal proportional zur *relativen* (zu $(1 - \delta)\lambda_j$) Dehnung des CEs annimmt, schien mir deshalb sinnvoll, weil bei einer vorgegebenen absoluten Längenänderung die Spindeln in einem Muskel mit kurzen Fasern stärker gedehnt werden sollten als die Spindeln in langen Fasern. Daher könnte man wohl ebenso gut $L_{CEopt/j}$ als Bezugslänge wählen, was in der Wirkung keinen großen Unterschied ausmachen dürfte, da die tatsächlich verwendeten $(1 - \delta)\lambda_j$ ungefähr mit $L_{CEopt/j}$ skalieren. An dieser Stelle bleibt Raum für Spekulation, da Feldman selber keine konkreten Zahlenwerte für seine a und b angegeben hat. Ich habe daher die Form der Gleichung (4.3) zusätzlich etwas variiert, im Abschnitt 5.2.5 findet sich mehr dazu.

Ein Wert $\sigma \neq 0$ s wurde erst angenommen, als bereits erfolgreich koordinierte Bewegungen mit $\sigma = 0$ s simuliert worden waren. Seine Wirkung wird im Abschnitt 4.3 über die Parametrisierung des Gehens beschrieben. Die Werte von κ und δ konnten bei Stand- (siehe Abschnitt 4.2) wie Gangsimulation (siehe Abschnitt 4.3) *identisch* gewählt werden, wie sich a posteriori zeigte. Sie wurden - genau wie σ - immer nur als *globale*, d.h. für alle CEe identische Parameter eingesetzt.

Die Vorgabe der λ_j läßt eine irgendwie geartete Anregung der Muskulatur zu, von der man a priori nur erhoffen kann, daß sie eine Bewegung initiiert, die der erwünschten nahekommt. Die zusätzliche Einführung von δ hingegen ermöglicht die Umsetzung einer variierbaren *Muskelverspannung* für eine gewählte Zielkonfiguration, mithin die Modellierung der oben erwähnten, statisch gelenkversteifenden Kokontraktion von Agonisten und Antagonisten. In der Dynamik ist damit der Zeitpunkt des antagonistischen Einsatzes von Muskeln zur Abbremsung einer Gelenkbewegung steuerbar. Um stabilen Gang bei veränderter Gravitationskonstante zu erreichen, ist - wie sich zeigen soll - einzig die Variation von κ und δ , nicht jedoch unabhängige Variation einzelner λ_j vonnöten, darauf wird in Abschnitt 5.2 noch einmal eingegangen.

Zusammenfassend sei gesagt: Komplexe Bewegungsabläufe werden von mir durch Verkettung einer möglichst minimalen Anzahl *diskreter Zielkonfigurationen* mittels bewegungsspezifischer *Übergangskriterien* erzeugt. Eine Vorauswahl der Zielkonfigurationen erfolgt z.B. aus der optischen Bewegungsanalyse, bei der Auswahl der Übergangskriterien sollte man sich daran orientieren, welche sensorische Information im Körper zur Verfügung steht oder stehen könnte, sowie an neurophysiologischen Steuerungshypothesen. Im Falle der zweidimensionalen Standbalance reichen drei verschiedene Zielkonfigurationen aus, im Falle des Gangs sind es zwei, von der jede nochmals in drei Unterkonfigurationen zur Erlangung der Rumpfbalance aufspaltet, also insgesamt sechs pro Schritt.

Die Steuerung ist keine „bang-bang control“, bei der die Steuerung aus der Vorgabe von Zeitpunkten eines Umschaltens der Muskelstimulation $STIM_j$ zwischen 0 und 1 besteht, obwohl beim Umschalten zwischen aufeinanderfolgenden Zielkonfigurationen durchaus Sprünge in der Stimulation auftreten. Es bleibt aber prinzipiell die Möglichkeit, die Stimulationen, die von Steueralgo-

rithmen erzeugt werden, beliebig abzustufen. Die Muskelkräfte selber sind in jedem Falle stetig, dafür sorgt die Differentialgleichung der Aktivierungsdynamik, in die die $STIM_j$ als Parameter eingehen.

4.2 Das balancierte Stehen

Anfangsbedingungen zur Simulation des menschlichen Ganges wären für die Segmentbewegungen zumindest näherungsweise relativ leicht aus Bewegungsanalysedaten zu entnehmen. Nicht so jedoch diejenigen, die den Zustand des neuromuskulären Apparats beschreiben, also die Längen der CEE und deren Aktivitätszustand. Dadurch werden die Schwierigkeiten des Einschwingvorgangs - sofern man davon ausgeht, daß das Modell irgendwann im Laufe der Integration einen Grenzyklus des Gehens erreichen soll - unkalkulierbar. Sind die SEEE zu stark vorgedehnt oder die Muskeln zu stark voraktiviert, so muß das Modell die gespeicherte Energie erst einmal dissipieren, d.h., es kippt gleich zu Beginn ziemlich leicht um, und das nur wegen unphysiologischer Anfangswertewahl. Auf der anderen Seite kann man mit schlaffen Muskeln starten, sozusagen einen Schlafenden, ohne ihn zu wecken, auf den Boden stellen, ihm eine Ohrfeige geben und „Lauf!“ rufen und dann hoffen, daß er nicht zusammenbricht.

Dabei im Raum der Anfangswerte einen Treffer zu erzielen, was sich wiederum erst in Wechselwirkung mit allen ebenfalls noch anzupassenden Parametern der Bewegungssteuerung als ein solcher erwies, schien mir hoffnungslos zu sein. Zumal sich dann immer noch zeigen müßte, ob die mühsame Anpassung der Steuerparameter nicht nur genau an diesen einen Satz Anfangsbedingungen erfolgt wäre, man sich also mit einer leicht veränderten Anfangswertevorgabe nicht auch eine erneute Steuerparameteranpassung einhandeln würde. Das spräche - um es vorsichtig auszudrücken - nicht unbedingt für die Validität der Steuerparameter. Deshalb wählte ich das Herangehen an die Gangsimulation in zwei gut separierbaren Schritten: Zuerst das Modell im Stand balancieren und dann aus einer fast ruhenden Position sowie einem konsistenten Anfangszustand des Systems heraus kontrolliert vorfallen und losgehen - ganz wie es tagtäglich von uns auch durchgeführt wird.

Man könnte einwenden: Die Standbalance ist ein schwieriges Problem für sich, die Gefahr besteht, daß schon der erste Schritt scheitert. Die Antwort lautet: In der Tat hat es mich drei Monate „Spielen mit dem Modell“ gekostet, bis mir die erste dynamisch ausbalancierte Standsimulation gelang. Aber: Dafür erarbeitet man sich ein gutes „Gefühl“ für die Reaktionen des mechanischen Modells auf Änderung der Steuerparameter, und das bei einem Vorgang, der noch nicht so dynamisch verläuft wie der Gang. Dieses „Gefühl“, d.h. die Fähigkeit, Parameteränderungen in ihrer Wirkung *a priori* einzuschätzen, ist beim Umgang mit einem komplexen Modell - zumal im „trial-and-error“-Verfahren - unerlässlich. Beim Gang tritt das Balanceproblem im übrigen in leicht abgeänderter Form wieder auf (dort muß der Rumpf auf den voranschreitenden Beinen balanciert werden), sodaß man Transferwirkung von der Lösung des ersten Problems zur Lösung des zweiten erwarten kann. Weiterhin ist es für verschiedene andere biomechanische Probleme (z.B. eine Fußgängerunfall-Simulation) wertvoll, eine solche Stand-Anfangsbedingung zur Verfügung zu haben.

Der Abschnitt 4.2.1 stellt den Steueralgorithmus, mit dem Standbalance des zweidimensionalen Menschmodells erreicht wurde, vor und geht auf die Vorgehensweise bei der Festlegung auf Parameterwerte ein. Der Abschnitt 4.2.2 präsentiert einige Ergebnisse der Standsimulation.

4.2.1 Der Steueralgorithmus

Die Grundgedanken, die zu der im folgenden beschriebenen Parametrisierung der Standbalance führten, sind folgende:

- Es gibt eine aufrechte Körperhaltung ($0^\circ < \Delta\varphi_H < 10^\circ$, $0^\circ < \Delta\varphi_K < 5^\circ$ und $-5^\circ < \Delta\varphi_S < 0^\circ$), die in einer x -Koordinate (zur Erinnerung: parallel zum Boden) des Körperschwerpunktes resultiert, um die sich das Modell im Zeitmittel aufhalten sollte. Diese Schwerpunktsprojektion befindet sich irgendwo zwischen x -Koordinate des Sprunggelenks und des Ballens, was im hypothetischen Fall, daß alle Gelenke total versteift wären, bedeutete, daß das Modell sich unter Einfluß der Gravitation in einer statisch stabilen Konfiguration befände. Denn der Schwerpunkt wäre dann beim Kippen über Ferse oder Ballen anzuheben, wodurch er in einem flachen aber stabilen Potentialminimum zu liegen käme.
- Beobachtbar ist aber völliges statisches Gleichgewicht nie, der Schwerpunkt wandert im Laufe der Zeit [19, 20, 21]. Mit den Ursachen dieser Unruhe werde ich mich hier nicht weitergehend beschäftigen. Schon an den Adaptationserscheinungen eines Neurons (siehe Abbildung 4.3) ist zu erkennen, daß exakt stationäre Steuersignale physiologisch nicht möglich sind. Jedenfalls bleibt festzuhalten, daß meine Zielstellung sowieso die Kontrolle über ein dynamisches System war. Daher bin ich umgekehrt von stetig vorhandenem Ungleichgewicht ausgegangen, ohne eine exakte Gleichgewichtslage einregeln zu wollen.
- Ich gehe deshalb von vorhandener Instabilität aus. Man kann sich nun verschiedene Strategien ausdenken, um solche Bodenkräfte mit Hilfe von internen Massenverlagerungen und deren Trägheiten zu erzeugen, die das inverse Pendel, das der Körperschwerpunkt unter Einfluß der Gravitation darstellt, stabilisieren. Eine solche wäre beispielsweise, durch heftiges Vor- und Zurückbeschleunigen des Fußes eine der Kipprichtung immer gerade entgegengesetzte Bodenkraftkomponente zu erzeugen. Dabei muß man aber gerade die großen Massen des Rumpfes - vor allem durch Beugung und Streckung im Hüftgelenk - unruhig hin- und herbeschleunigen: Das kostet viel Energie. Eine raffiniertere Strategie ist es, im Sprunggelenk Momentenstöße zu erzeugen, die dafür sorgen, daß durch rotatorische Fußbeschleunigung der *Druckschwerpunkt* - also der mit der x -Koordinate gewichtete Druck unter der Fußsohle (gleich dem *Angriffspunkt* des Bodenreaktionskraftvektors) - möglichst schnell in Kipprichtung vor der aktuellen x -Koordinate des Schwerpunktes zu liegen kommt. Dadurch muß das inverse Pendel über diesen vor sich liegenden Punkt am Boden hinwegdrehen und wird gezwungen, seine potentielle Energie auf Kosten seiner kinetischen zu erhöhen - wie beim Balancieren eines Stabes auf dem Finger. Die Wände des Potentialtopfs, in dem der Schwerpunkt bei steifen Gelenken pendeln würde, werden aktiv steiler gestaltet.
- Ich habe einfach eine beliebige Mischung der beiden skizzierten Strategien implementiert, es ging mir ja nur darum, *irgendwie* Balance zu erreichen. Im Selbstversuch kann man sehen, daß man nach selbstausgelöstem Vorkippen das Sprunggelenk zum Restabilisieren kräftig streckt (plantarflektiert, d.h. versucht, den Ballen abzusenken) und den Oberkörper zurückreißt (Hüftstreckung). Genau die umgekehrten Bewegungen (Dorsalflexion und Hüftbeugung) vollführt man zum Kompensieren des Zurückkippens. Das Knie kann dabei passiv bleiben.
- Summa summarum: Man sollte versuchen, das Modell unter der Vorgabe einer indifferenten Mittelkonfiguration und jeweils einer Kompensationskonfiguration gegen das Vor- und das Zurückkippen zu balancieren.

- Das setzt voraus, daß ein valides *Kriterium* zur Verfügung steht, das das *Signal* gibt: „Ich kippe vor“ oder „Ich kippe zurück“. Es scheint, daß aus rein physikalischer Sicht darin die x-Komponente des Schwerpunktes relativ zum Fuß eingehen sollte, da sie die *Position* des Modells im Raum beschreibt, welche sich nicht aus dem oben angesprochenen statischen Gleichgewichtsbereich herausbewegen sollte. Darüber hinaus muß aber die Kipp-*Bewegung* detektiert werden. Dabei denkt der Biomechaniker sofort an das Gleichgewichtsorgan im Innenohr, welches sensitiv gegenüber Rotationsgeschwindigkeitskomponenten des Kopfes ist. Es sitzt sozusagen am empfindlichsten Punkt des Körpers - der „Antennenspitze“ - möglichst weit vom Boden entfernt, aber mit extrem kurzer Übertragungsstrecke zu Auge und Hirn. Eine reine Regelung der Schwerpunktschwindigkeit kann nicht erfolgreich sein, weil dies mit heftigen Verschiebungen der Segmente (auch des Kopfes) zueinander erkaufte werden könnte. Wenigstens der Kopf, an dem unsere wichtigsten Sensoren - die Augen - sitzen, muß zusätzlich zum Schwerpunkt ruhig gehalten werden, um die Bilder auf der Netzhaut nicht zu stören.

Zielkonfigurationen

	$\Delta\varphi_H$ [°]	$\Delta\varphi_K$ [°]	$\Delta\varphi_S$ [°]
<i>Vorlehnen</i>	15	3	-20
<i>Mittelposition</i>	8	3	-15
<i>Zurücklehnen</i>	5	3	0

Tabelle 4.2: Die drei zum Balancieren des zweidimensionalen Modells nötigen Zielkonfigurationen eines Beins (rechts und links identisch); Gelenkwinkeldefinitionen siehe Abbildung 3.22 in Abschnitt 3.6

Es gilt, die genannten Punkte zu quantifizieren. Die drei Zielkonfigurationen, mit welchen ich ein dynamisch stabiles Balancieren des Modells erreichen konnte, sind aus Tabelle 4.2 zu ersehen. Die angegebenen Konfigurationen gelten für das rechte wie linke Bein identisch, die integrierte Bewegung war denn auch wie das Modell selbst völlig symmetrisch - numerische Einflüsse, die zur Auseinanderentwicklung der Trajektorien des linken und rechten Beins führen könnten, waren auch bei Simulationen über 60 physikalische Sekunden nicht nachweisbar.

Auffällig ist die Vorgabe einer großen Dorsalflexion im Sprunggelenk bereits in der indifferenten „Mittelposition“. Die Erklärung ist folgende: Beim normalen Stand ist das PEE des M. gastrocnemius im Modell bereits deutlich gedehnt, d.h. in Wadenmuskulatur und Achillessehne ist elastische Energie gespeichert. Gerade an dieser Stelle ist ersichtlich, wie empfindlich die Bewegungssteuerung gegenüber den Änderungen der Parametern L_{start} und F_{PEEmax} (Werte siehe Tabelle 3.3) - speziell des M. gastrocnemius - ist. Der M. tibialis anterior muß laufend versuchen, den Ballen hochzuziehen, um dem „Federmoment“ der Wade etwas entgegen zu setzen (siehe Abbildung 4.6), gibt er nach, so kippt das Modell nach hinten. Die Parameterwahl

$$\kappa = 0.7, \quad \delta = 0.05, \quad \sigma = 0s \quad (4.4)$$

erwies sich schließlich generell als gute Wahl, eine Änderung der passiven Eigenschaften der Wadenmuskulatur muß durch Modifikation der Zielkonfigurationen im Sprunggelenk kompensiert werden. $\sigma \neq 0s$ zu setzen ist unnötig zur Standkontrolle, eine auf die Schwerpunktschwankung beruhigende Wirkung ist für σ -Werte, die zur Gangstabilisierung deutlich beitragen (siehe Kapitel 5), nicht beobachtbar.

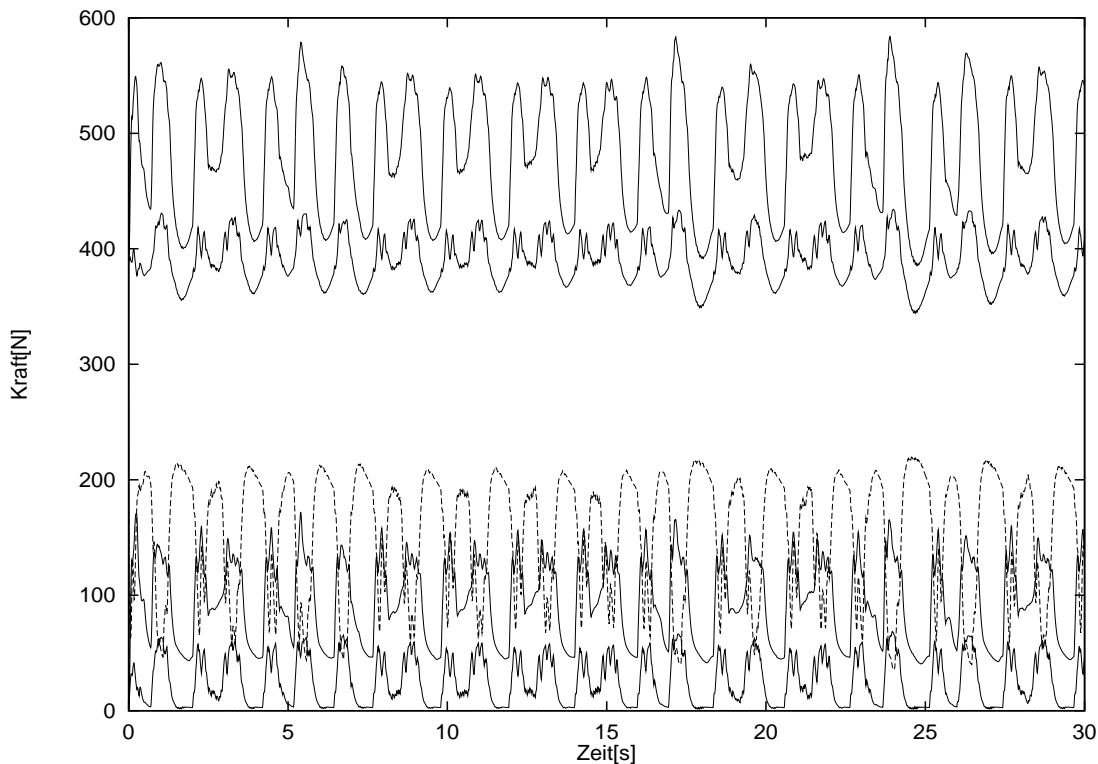


Abbildung 4.6: Kräfte in der Sprunggelenkmuskulatur im balancierten Stand; durchgezogene Linien für die Wadenstrukturen, gestrichelte für den *M. tibialis anterior*; Wadenstrukturen von oben nach unten: Achillessehne, *M. gastrocnemius* (Summe CE und PEE), *M. soleus* (PEE nicht gedehnt), Kraft im CE des *M. gastrocnemius*

Übergangskriterien

Die (aus neurologischer Sicht) interessanteste Frage bleibt zu beantworten: Welche Übergangskriterien zwischen den drei Konfigurationen werden verwendet? Dazu betrachte man Abbildung 4.7. Die Simulation startet mit der „Mittelposition“ als Zielkonfiguration, das Modell antwortet mit einer Bewegung. Vor jedem Eintritt in den Integrator wird der Steueralgorithmus einmal aufgerufen. Er nimmt eine Einschätzung des Bewegungszustandes des Modells vor, indem er zwei Größen berechnet: Die x -Koordinate des Schwerpunkts x_{SP} und die Summe aus den x -Komponenten der Kopf- und der Schwerpunktschwindigkeit $\bar{v}_{x/+} = (v_{Kopf/x} + v_{SP/x})$, die eine „Kompromißgeschwindigkeit“ zwischen Kopf- und Schwerpunktsbewegung darstellt, in der beide gleich gewichtet sind. Eine einmal bestimmte Zielkonfiguration bleibt so lange gültig, bis der Steueralgorithmus ein Übergangssignal zu einer definierten neuen erzeugt, welche das Modell ab diesem Zeitpunkt „weitertreibt“. Die Parameter \bar{x}_0 , $d\bar{x}$ und $\bar{v}_{0/+}$ zur Einschätzung der Lage und des Bewegungsverhaltens des Gesamtmodells bezüglich Boden werden ebenso wie alle anderen Steuerparameter vor Simulationsstart fest gewählt (es gilt die Konvention, daß „vorne“ die Richtung von der Ferse zum Ballen bezeichnet). Danach läuft folgender Algorithmus ab (die drei Parameter werden dabei miterklärt):

- \bar{x}_0 gibt die Soll-Koordinate des Schwerpunkts parallel zum Boden als Differenz zur Sprunggelenkskoordinate x_{SG} (genauer: x_{SG} soll das arithmetische Mittel aus den x -Koordinaten des rechten und linken Sprunggelenks bezeichnen) an. $\bar{x}_0 > 0$ bedeutet dabei eine Sollage vor dem (den) Sprunggelenk(en).
- $d\bar{x}$ legt ein Intervall - das „Ungefährlichkeitsintervall“ - um $x_{SG} + \bar{x}_0$ herum fest, innerhalb dessen das Modell einzig darauf getestet wird, ob es die

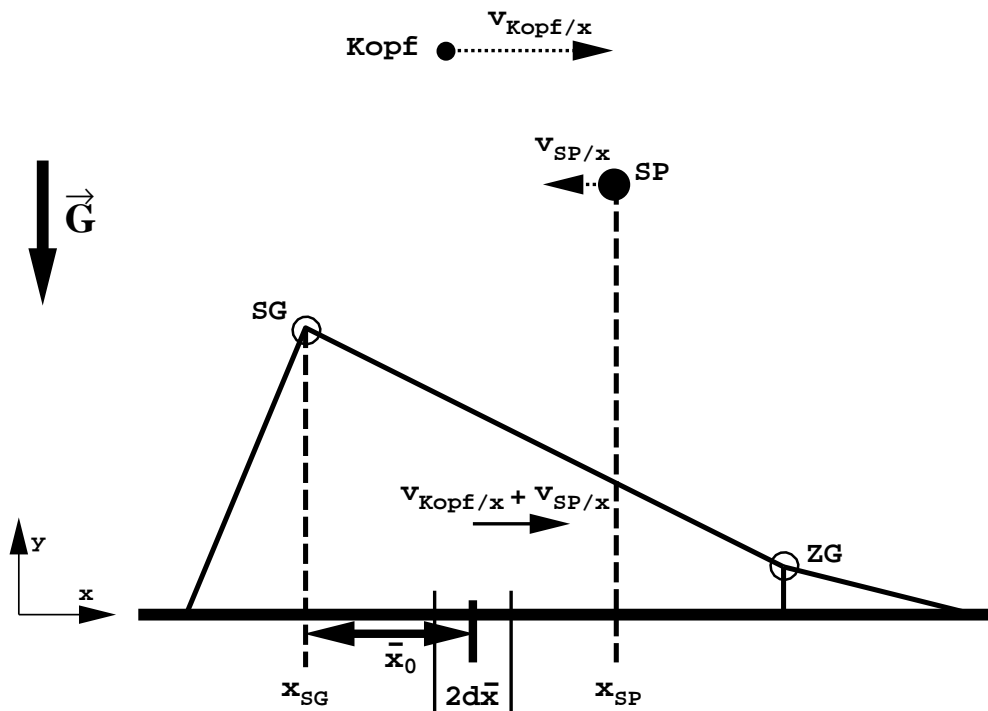


Abbildung 4.7: Veranschaulichung der Parameter zur Balancesteuerung, „vorne“ ist in der Zeichnung rechts; y -Koordinaten von Kopf und Schwerpunkt sind stark verkleinert gegenüber der Darstellung des Fußes gezeichnet; um $x_{SG} + \bar{x}_0$ herum ist das „Ungefährlichkeitsintervall“ der Breite $2d\bar{x}$ eingezeichnet; Erklärung des Steueralgorithmus siehe Text

- Geschwindigkeitsschwelle $\bar{v}_{0/+}$ in Vorwärts- ($\bar{v}_{x/+} > \bar{v}_{0/+}$) oder in Rückwärtsrichtung ($\bar{v}_{x/+} < -\bar{v}_{0/+}$) überschritten hat. Im ersten Fall wird das als „Ich kippe vor“ gewertet und ab jetzt gilt die Zielkonfiguration „Zurücklehnen“. Tritt das Signal „Ich kippe zurück“ auf, wird entsprechend auf die Zielkonfiguration „Vorlehnen“ umgeschaltet. Bei Unterschreiten der Geschwindigkeitsschwelle gilt innerhalb des Intervalls um \bar{x}_0 wieder die „Mittelposition“ als Zielkonfiguration.
- Bei Überschreiten der Intervallgrenzen soll das Verhalten sich ändern: Jetzt hat die Tendenz, den Schwerpunkt wieder in Richtung der Sollage wandern zu lassen, Vorrang. Mithin besitzt innerhalb des Steueralgorithmus die Feststellung der Lage des Schwerpunkts im Raum oberste Priorität, er nimmt eine Dreiteilung in hinter, innerhalb und vor dem Ungefährlichkeitsintervall ein.
- Das Verhalten im Intervall wurde gerade vollständig beschrieben, außerhalb wird das Abprüfen der Bewegung - wie auch innerhalb - in drei Geschwindigkeitsintervalle aufgeteilt. Bei dieser Primitivsteuerung wurden die Strategien in den Fällen „zu weit vorne“ und „zu weit hinten“ nicht ausdifferenziert. Als Beispiel sollen die drei möglichen Steuerreaktionen dargestellt werden, die erfolgen, wenn der Schwerpunkt sich zu weit vorne befindet.
- Solange die Kompromißgeschwindigkeit nach Austritt aus dem Ungefährlichkeitsintervall noch immer weggerichtet von der Sollage oder moderat rückgerichtet ist ($\bar{v}_{x/+} > -\bar{v}_{0/+}$), so lautet das Kommando „Zurücklehnen“. Sollte das Modell umkehren und in Rückwärtsrichtung weiterbeschleunigen, sodaß irgendwann $-2\bar{v}_{0/+} < \bar{v}_{x/+} < -\bar{v}_{0/+}$ gilt, soll das Modell sich nicht mehr zurücklehnen, sondern sich vorerst indifferent verhalten („Mittelposition“). Wird die rückgerichtete Geschwindigkeit trotzdem „ungemütlich“ hoch ($\bar{v}_{x/+} < -2\bar{v}_{0/+}$),

so soll sich das Modell vorsichtshalber „Vorlehnen“, obwohl der Schwerpunkt sich schon zu weit vorne befindet.

- Damit ist die Steuerung bereits vollständig beschrieben, denn in zu starker Rücklage erfolgen mit identischen Werten für die Geschwindigkeitsschwellen symmetrische Umschaltreaktionen des Algorithmus.

Die Wahl der Zahlenwerte

$$\bar{x}_0 = 0.05\text{m}, \quad d\bar{x} = 0.01\text{m}, \quad \bar{v}_{0/+} = 0.03\text{m/s} \quad (4.5)$$

sicherte Stabilität.

Da das Ziel der Arbeit nicht Simulation der Standbalance war, will ich hier auf die Wirkungen von Parameteränderungen nur kurz und qualitativ eingehen. \bar{x}_0 oder $d\bar{x}$ um 1 . . . 2cm zu variieren ist unproblematisch, nach vorne kann die Sollage auch weiter verschoben werden, da der Ballen sich ca. 14cm und die Zehe ca 19cm vor dem Sprunggelenk befindet. Die Modellschwankungen stellen sich im allgemeinen um die vordere oder hintere Intervallgrenze ein (bei Variation der Zielkonfigurationen), nicht um die Sollage selber. Wichtig für den ersten Erfolg einer stabilen Schwankung aus dem schlaffen Anfangszustand - also beim Abfangen einer äußeren Störung - war eine Parameterwahl von $\bar{v}_{0/+} < 0.03\text{m/s}$. War dann aus diesem stabilen Simulationslauf an einem Zeitpunkt mit „ruhigem“ Modellzustand eine neue Anfangsbedingung (sowohl für Stand- als auch Gangsimulationen) gewonnen worden, so wurde das Modell auch für $\bar{v}_{0/+} = 0.06\text{m/s}$ noch nicht instabil. Ebenso zerstören zehnpromtente Änderung von κ oder δ die Stabilität nicht.

Einstellung der Parameterwerte

$\Delta\varphi_H$ [°]	5
$\Delta\varphi_K$ [°]	2
$\Delta\varphi_S$ [°]	4

Tabelle 4.3: *Anfangsbedingungen der Skelettanordnung des muskulär inaktiven Modells für das Stehen (beide Beine gleich); nicht identisch mit Referenzkonfiguration der Abbildung 3.22, da nicht im Knieanschlag (siehe Abschnitt 2.4.1) gestartet werden soll; die drei Fußsegmente hingegen wie in Fußreferenzkonfiguration der Tabelle 2.3 angegeben; resultierende Schwerpunktanfangslage dann: $x_{SP} \approx \bar{x}_0$ (zu \bar{x}_0 siehe Abschnitt 4.2.1); Höhe der Fußkontaktpunkte $\approx 4\text{mm}$ oberhalb abgeschätzter Eindringtiefe der Fußhebel in Boden bei Belastung durch Körpergewicht, um signifikanten Kraftaufbau der Muskulatur (mindestens 30ms) bei demgegenüber möglichst minimaler Fallzeit zuzulassen: bei Verwendung der Parametrisierung (2.16) also Fuß bereits im Boden*

An dieser Stelle soll die Vorgehensweise zur Einstellung aller Steuerparameter des balancierten Standes kurz skizziert werden. Das Modell wurde bei Erdgravitation - schon den Boden berührend - losgelassen und mußte versuchen, stehen zu bleiben. Dieser Ablauf wurde so lange mit Anfangsbedingungen für die Skelettelemente, wie sie der Tabelle 4.3 zu entnehmen sind, inaktiven CEen (alle $q_i = q_0$) und schlaffen SEEen (alle $l_{SEE/j} \leq L_{SEE0/j}$) wiederholt, bis die erste über mehr als 10s stabile Standsimulation resultierte. Bei diesem iterativen Vorgehen wurden ganz zu Beginn κ und δ und erst danach Zielkonfigurationen variiert. Die Steuerparameter des Satzes (4.5) waren bereits vor der ersten Simulation auf die angegebenen Werte geschätzt worden (z.B. die Schwerpunktsollage $\bar{x}_0 = 0.05\text{m}$ aus einer Literaturangabe [62]).

Ich habe bei den ersten Simulationsläufen mit dem am Start inaktiven Modell der Tabelle 4.3 - wie eben betont - Priorität auf die Einstellung der Parameterwerte (4.4) gelegt und mich dabei mit einer unbefriedigenden aber festen Wahl an Zielkonfigurationen vorübergehend zufrieden gegeben. Versuche, ohne jegliche Kokontraktion ($\delta = 0$) zu balancieren, resultieren in Bewegungen in

den Gelenken, die ich mit „zittrig“ bezeichnen möchte. Man erarbeitet sich dabei jedoch einen Minimalwert für κ , bei dem das Modell seinen Schwerpunkt gegen die Gravitation hochhalten kann (auch wenn es langsam umkippt). Ein zu großer Wert bedeutet hingegen, daß das Modell ins Hüpfen kommt. Durch das Hochsetzen des Wertes von δ sorgt man dafür, daß alle Muskeln um ein Gelenk zunehmend aktiver werden, ihre dissipativen Eigenschaften mildern die Zitterbewegungen in den Gelenken, allerdings werden alle Gelenke immer weiter versteift.

Um die Versteifung zu dosieren, kann man nun sowohl κ als auch δ modifizieren. Alleinige Verringerung von κ bedeutet immer, daß z.B. beim Signal „Ich kippe vor“ die Antwort des Modells „Zurückneigen“ mit geringerer Stimulation - d.h. weniger heftig - erfolgt. Man hat einen Kompromiß zwischen Gelenkversteifung und Modellreaktion auf Bewegungssignale zu finden. Diese Aussage kann man auch dann treffen, wenn bei den eben angedeuteten ersten Simulationsversuchen das Modell immer wieder umfällt. Letztlich führte dann die Feineinstellung der Zielkonfigurationen (Ergebnis: Tabelle 4.2) zu erfolgreicher Balance.

Um bei fest gewählter Anfangsbedingung der Tabelle 4.3 die Parametersätze (4.4) und (4.5) sowie die Zielkonfigurationen der Tabelle 4.2 sinnvoll festzulegen, bedurfte es eines Zeitraums von zwei Monaten intensiver Parametervariation, da frühestens nach ca. einer halben CPU-Stunde (auf einer Silicon Graphics Workstation mit R4000-Prozessor) eine Entscheidung über die Stabilität einer Standsimulation zu treffen war. Im übrigen kann mit exakt der gleichen Parameterwahl (4.4) auch stabiler Gang erzeugt werden (siehe Abschnitt 4.3).

Bemerkungen

Einige abschließende Bemerkungen zu diesem Abschnitt:

1. Ein „Ping-Pong-Spiel“ des Modells mit seinem Schwerpunkt mittels nur zweier Zielkonfigurationen unter Verzicht auf die „Mittelposition“ und nach Modifikation des Steueralgorithmus kann ebenso zu Balance führen. Allerdings wird dies mit recht hochfrequentem Hin- und Herschalten erkauft, dessen Auswirkung schon in den Schwerpunktskoordinaten als kleine Modulationen der niedrigerfrequenten ($\approx 0.8\text{Hz}$) Schwerpunktschwingung erkennbar sind.
2. Wie bereits an anderer Stelle im Abschnitt 3.4.4 begründet, ist in allen vorgestellten Simulationen dieser Arbeit die Aktivierungsdynamik der Muskeln nach Zajac [174] verwendet worden. Parallel dazu habe ich aber auch die Hatzesche [55, 58] Parametrisierung (siehe Abschnitt 3.4.4) getestet. Nur genau zwei Parameteranpassungen im gesamten Modell waren nötig, um ebenso stabile Standbalance zu erreichen, nämlich die Änderung der Werte des Satzes (4.4) auf $\kappa = 0.35$ und $\delta = 0.1$ (bei Erdgravitation). Exakt die gleiche Parameteranpassung ist bei den Gehsimulationen des Abschnitts 4.3 nötig.
3. Der modellierte Knieanschlag 2.4.1 war elementar wichtig, um das Knie gegen Durchschlagen nach dorsal ($\Delta\varphi_K < 0^\circ$) zu sichern, erst recht bei der Einschwingphase nach dem Loslassen aus schlaffem Zustand. Dies liegt sicher auch daran, daß die von mir verwendete Kontrolle des Standes keinerlei physiologische Belastungsminimierung beinhaltet. Andererseits gibt es einen anatomisch bedingten, passiven Einrastmechanismus bei (Über-)Streckung des Knies: Das Straffen der Kreuzbänder mit gekoppelter knöcherner Verkeilung von Ober- und Unterschenkel. Man kann zudem sehen (siehe Abbildung 4.14), daß das Modell es sich keineswegs nur im Anschlagbereich „bequem macht“, d.h. der Freiheitsgrad ist nicht völlig blockiert durch den Anschlag.
4. Es scheint sehr unwahrscheinlich, daß dem ZNS tatsächlich die Lage des Körperschwerpunkts zur Verfügung steht, um daraus Information zur momentanen Stabilität zu erhalten.

Man überlege sich dazu nur, wie der Schwerpunkt einer dreidimensionalen kontinuierlichen Massenverteilung sozusagen „online“ mit Hilfe ungenauer, verrauschter und redundanter Information der Propriozeptoren berechnet werden sollte. Das deutet darauf hin, daß das tatsächliche Vorgehen bei der Standstabilisierung doch von noch deutlich anderer Qualität ist, als das von mir verwendete.

5. Die Grundzüge der Strategie zur Standstabilisierung sind aber auch hier schon erkennbar: Nach dem Überschreiten von *Triggerschwellen* führen *verarbeitete* (bei mir eine Summenbildung) propriozeptive *Signale* zu stabilisierenden *Reaktionen* des ZNS („feedback“), die durch einen „reset“ zu einer neuen Zielkonfiguration führen („feedforward“), der das System dann für ein bestimmtes Zeitintervall im „open-loop“-Betrieb hinterherläuft [19, 21].

4.2.2 Ein Simulationsbeispiel

Mit Zielkonfigurationen, zu denen eine Anfangsabschätzung aus bloßer qualitativer Beobachtung führte (wobei Startabschätzung und verwendete Werte der Tabelle 4.2 nicht weit auseinander liegen), und nur zwei modellglobalen Stimulationsparametern (4.4) kann ein instabiles System mit elastischen Aktuatoren gesteuert werden. Unter Verwendung der Zielkonfigurationen kann man *nicht* exakt den Winkelvorgaben entsprechende Körperhaltungen wie bei einem Roboter mit Stellmotoren „anfahen“, jedoch allein die Parametrisierung des Modells aus anthropometrischen und muskulären Daten, die auf vielleicht 20% genau sind, reicht aus, um mehrsegmentige Aktionen des Modells in der zu erwartenden *Richtung* ausführen zu lassen. Weder beim Stehen noch beim Gehen existiert bei einem menschlichen Individuum zu irgendeinem Zeitpunkt ein *statisch* stabiler Zustand, weshalb die Forderung nach Einnahme einer absolut exakten Position innerhalb einer dynamischen Computersimulation unnötig ist. Außerdem ist, wie wir bereits gesehen haben, ein biologisches Wesen *immer* intern mechanisch redundant, wodurch statisches Gleichgewicht mit der Umwelt nie vorausberechnet werden kann - es kann sich nur in Wechselwirkung mit der Umgebung *einstellen*. Bei dynamischen Vorgängen „stört“ weder Redundanz noch unscharfes Erreichen einer Zielposition. Entscheidend für den Bewegungserfolg ist Lernfähigkeit (hier des Modellierers selber, der Parameter-Tuning betreibt), welche wiederum auf Abgleich von Erwartung und Resultat mittels Rückkopplungsinformation („feedback“) angewiesen ist.

Der Abgleich erfolgt über *Bewertungskriterien*. Die drei wichtigsten Kriterien, die im vorliegenden Fall erfüllt sein sollen sind: Das Modell soll nicht in sich zusammenklappen (d.h. die Muskelkräfte sollen ausreichen, das Eigengewicht zu tragen), die Amplitude der Schwerpunktschwankungen darf im Mittel über viele Schwingungen nicht ansteigen und der optische Eindruck der Bewegung des Modells sollte menschlich erscheinen. Das simulierte Balancieren machte im übrigen einen allzu menschlichen Eindruck: Es vermittelte in der Animation den Anblick eines Betrunkenen, weil die Amplitude vor allem des Hüftgelenkwinkels größer ist als im realen ruhigen Stand.

Im Anschluß werden zu dem im Abschnitt 4.2.1 beschriebenen Parametersatz die Zeitverläufe der Schwerpunkt- und Kopfbewegung, der Gelenkwinkel und -momente, der Zwangskräfte, der Muskelaktivierung und des Druckzentrums im Vergleich mit der x-Koordinate des Schwerpunkts präsentiert. Die Integration erfolgte über 30s. Abbildung 4.8 zeigt das errechnete Phasendiagramm, in dem jeweils x-Koordinate und -Geschwindigkeit des Schwerpunkts sowie des Kopfes gegeneinander aufgetragen sind. Alle anderen Größen sind im Zeitintervall von $t = 10s$ bis $t = 20s$ dargestellt. Ein Vergleich der mittleren Lage des Schwerpunktes - er schwankt bei mir $\approx 10cm$ vor dem Fersenende und $\approx 6cm$ vor dem Sprunggelenk - zu Literaturangaben (Hicks [62] gibt z.B. 10.4cm bzw. 5.8cm an) führt zu guter Übereinstimmung. Die Schwankungsamplituden von Schwerpunkt und Druckzentrum (Abbildung 4.9) sind im Vergleich zum Experiment (siehe z.B.

[163]) deutlich größer, was dem Animationseindruck der „Trunkenheit“ des Modells entspricht.

Insgesamt kann man bereits an dieser Stelle sagen: Offensichtlich führt schon die durch die Biologie vorgegebene mechanische Verkopplung der Segmente durch die Muskulatur (ihre Geometrie und Kraftparametrisierung) dazu, daß mehrgelenkige Aktionen - zwar in etwas ungenauer aber doch dem Bewegungsziel entsprechenden Art - ohne sonstige Regeleingriffe in koordinierter Weise ablaufen. Dies wird sich noch deutlicher beim Gehen zeigen.

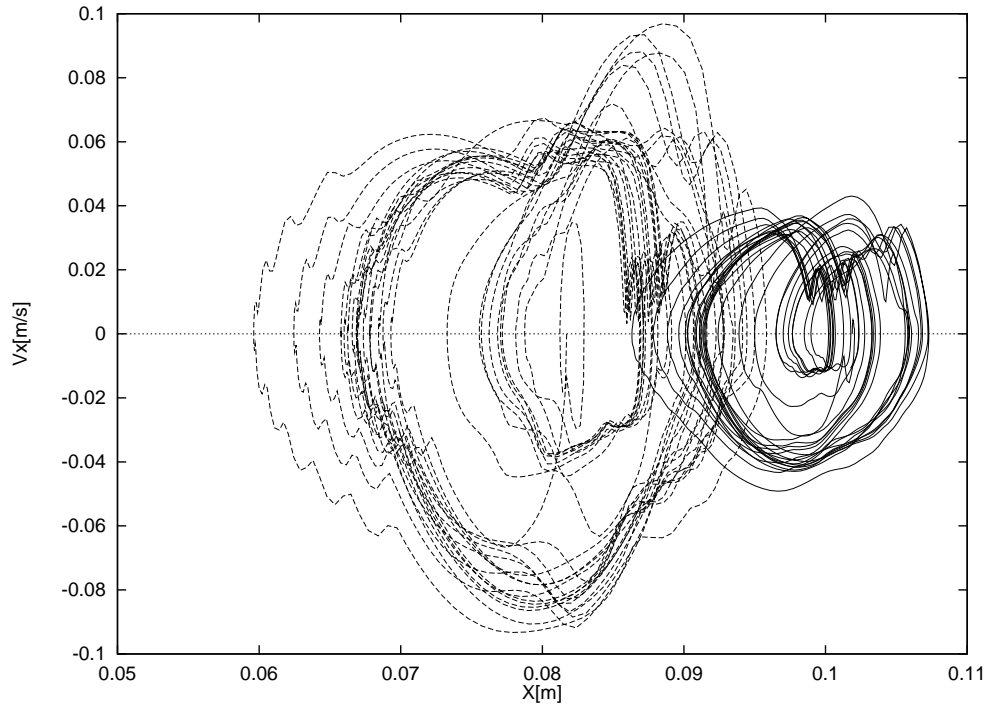


Abbildung 4.8: Stehen: Phasendiagramm für x -Komponenten von Schwerpunkt (durchgezogen) und Kopf (punktirt) für Simulation über 30s; Sprunggelenk bei $x \approx 0.04m$

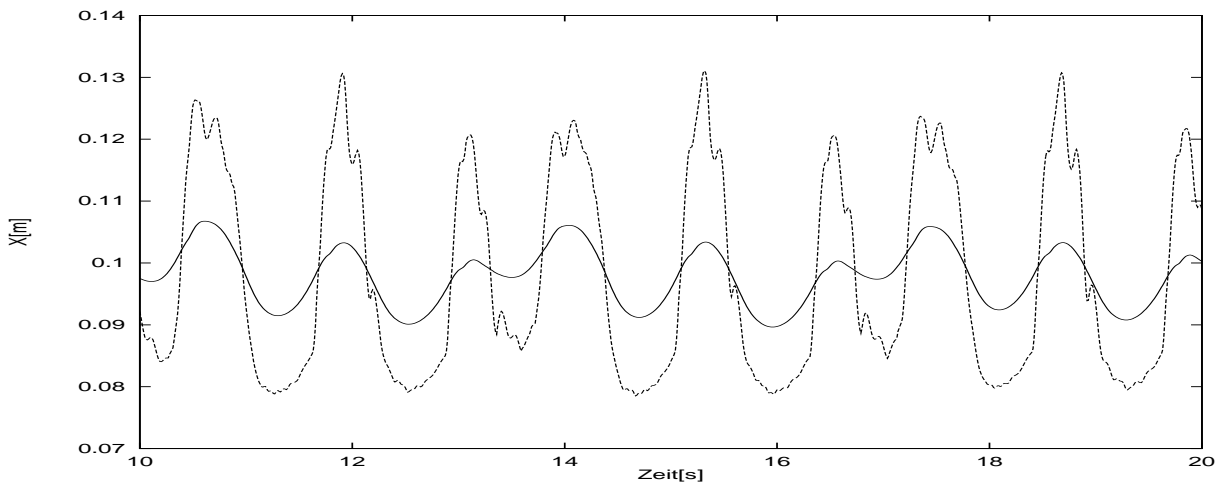


Abbildung 4.9: Stehen: x -Koordinate des Schwerpunkts (durchgezogen) und des Druckzentrums unter dem Fuß (gestrichelt); Sprunggelenk bei $x \approx 0.04\text{m}$

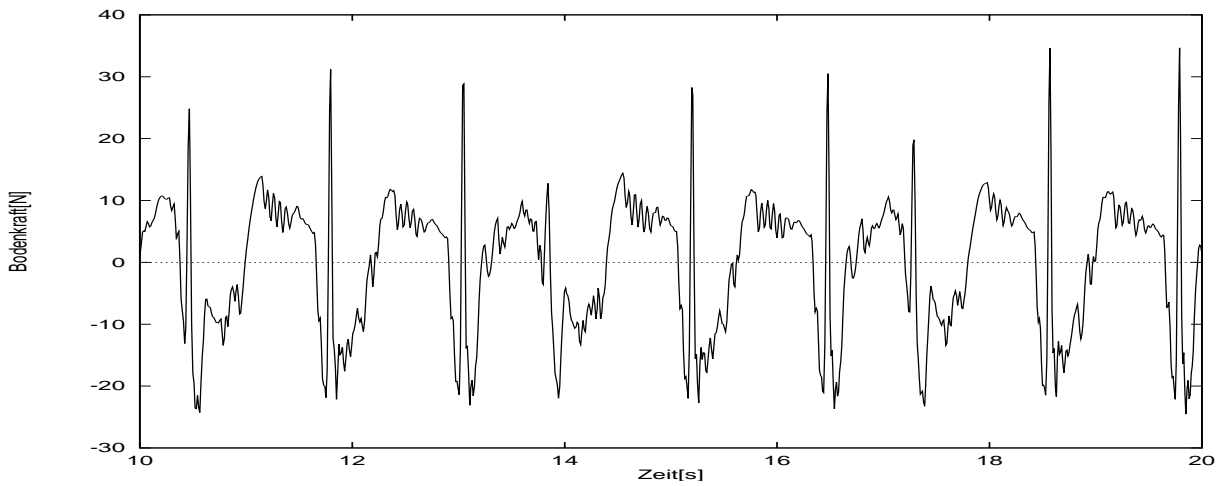


Abbildung 4.10: Stehen: x -Koordinate der Bodenreaktionskraft

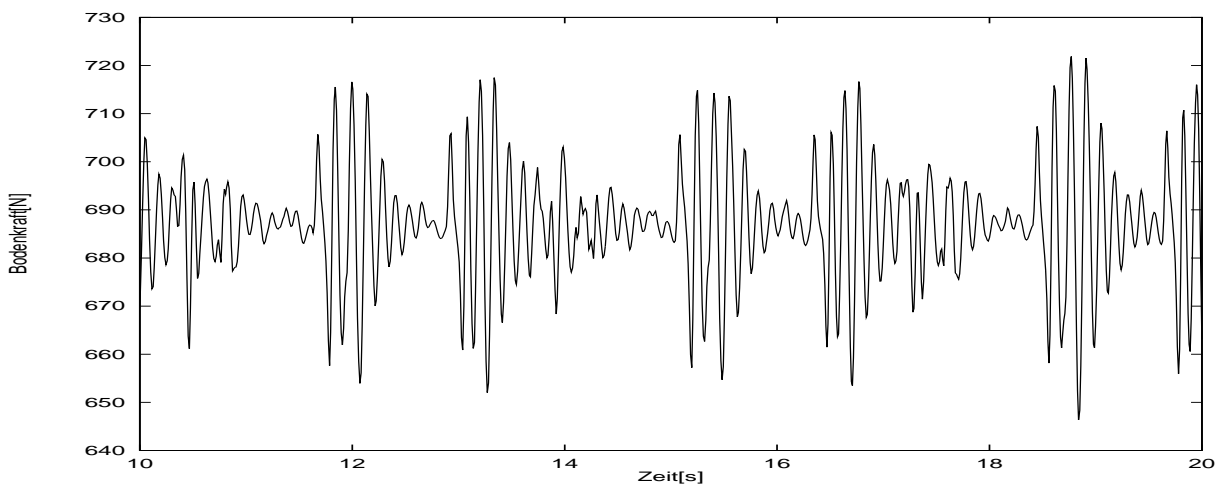


Abbildung 4.11: Stehen: y -Koordinate der Bodenreaktionskraft

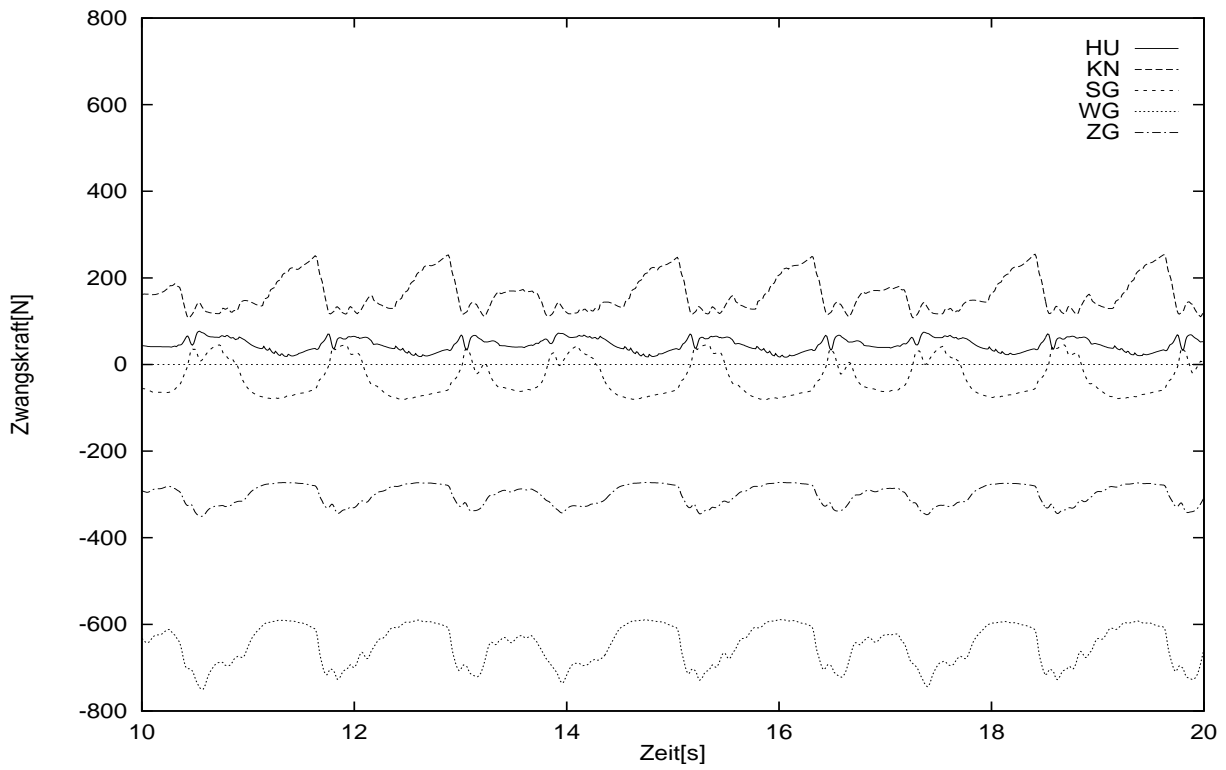


Abbildung 4.12: Stehen: x -Komponenten der Zwangskräfte in Hüft-, Knie-, Sprung-, Wölbungs- und Zehengelenk des rechten Beins (links identisch)

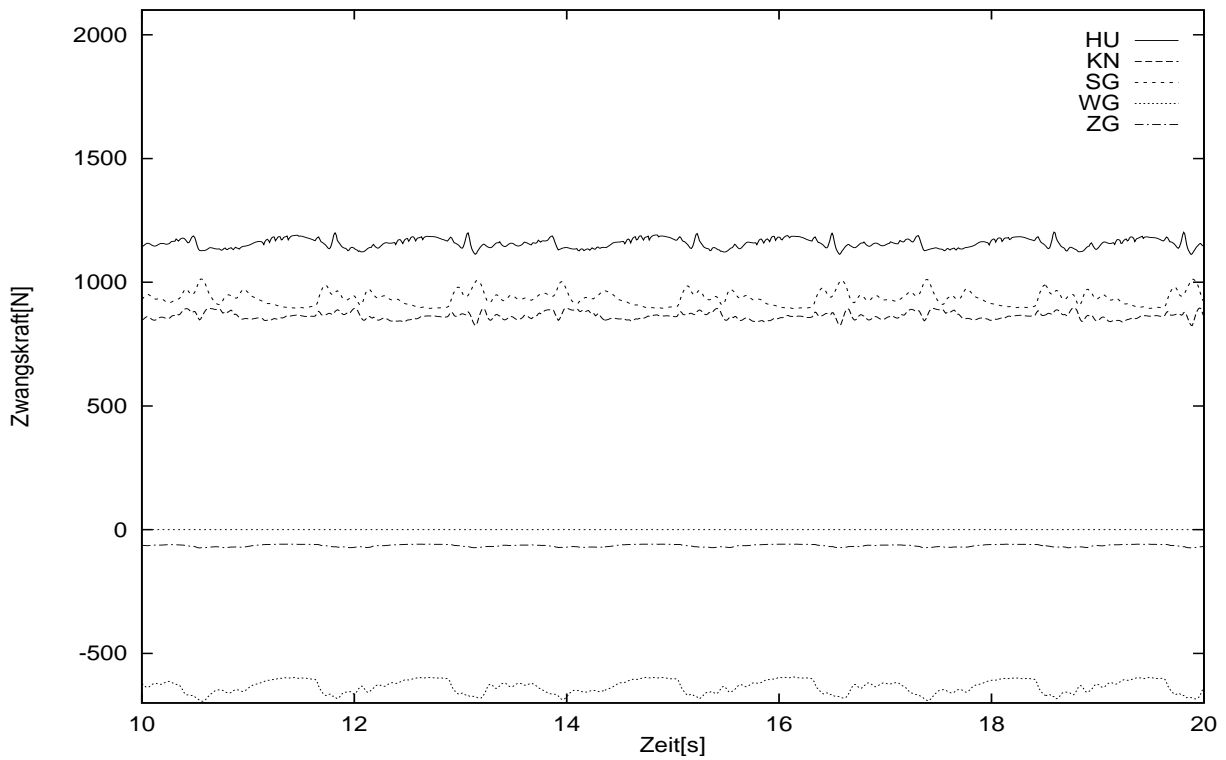


Abbildung 4.13: Stehen: y -Komponenten der Zwangskräfte in Hüft-, Knie-, Sprung-, Wölbungs- und Zehengelenk des rechten Beins (links identisch)

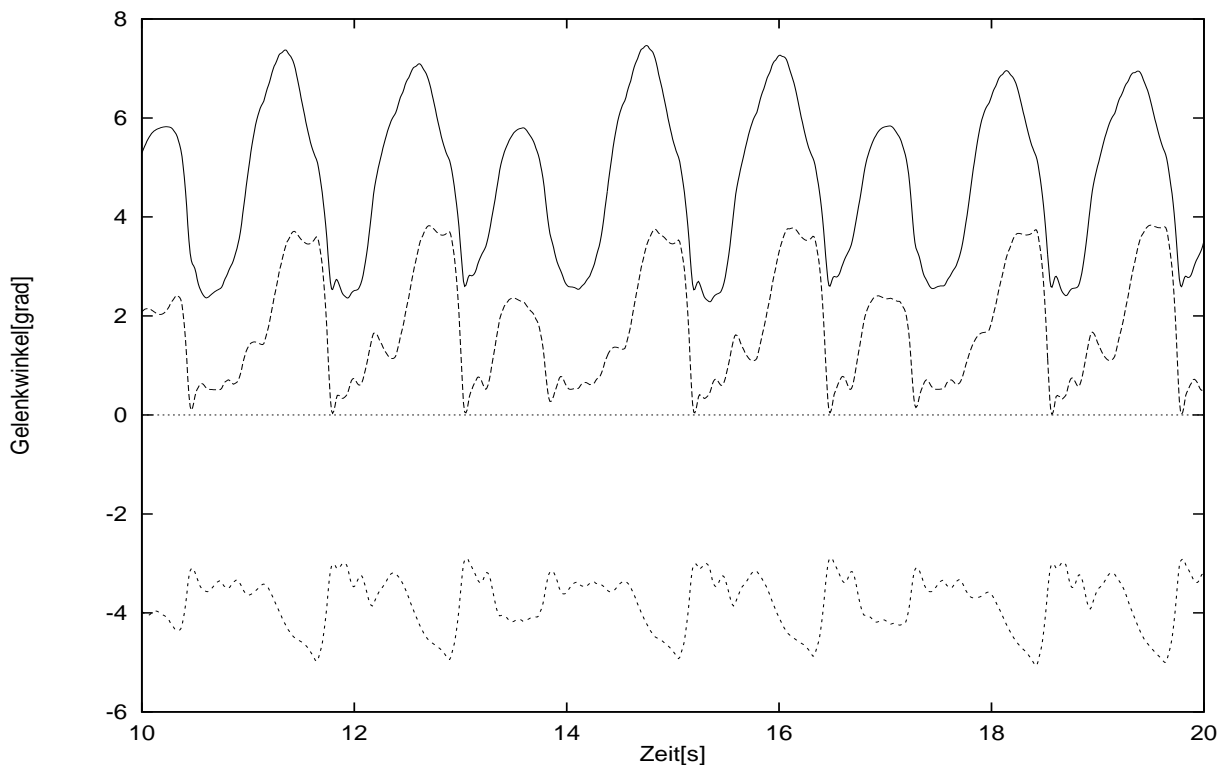


Abbildung 4.14: Stehen: Gelenkwinkel; oben: $\Delta\varphi_H$, Mitte: $\Delta\varphi_K$, unten: $\Delta\varphi_S$; rechtes und linkes Bein identisch

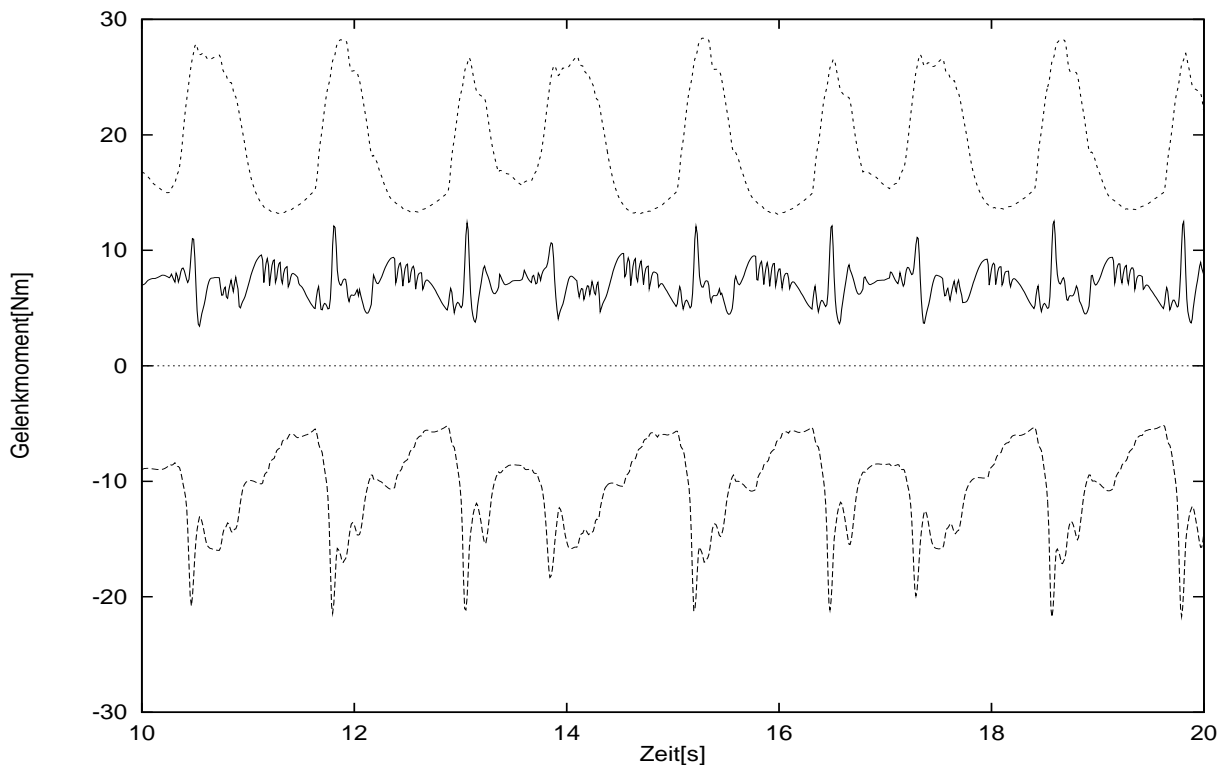


Abbildung 4.15: Stehen: Gelenkmomente im rechten Bein; oben: Sprunggelenk, Mitte: Hüfte, unten: Knie; rechtes und linkes Bein identisch

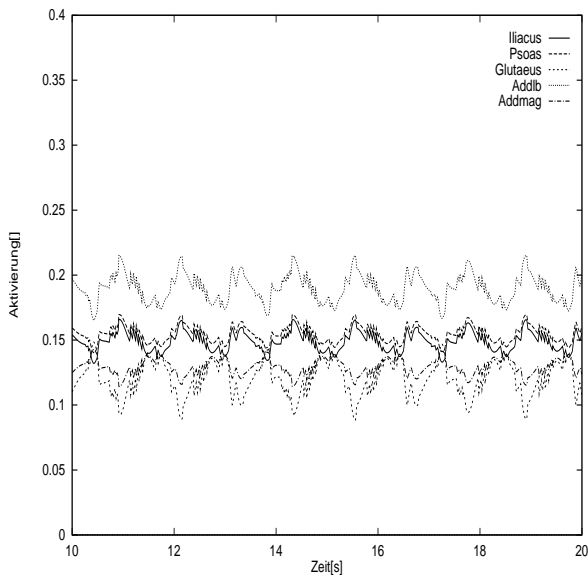


Abbildung 4.16: Stehen: Aktivitäten q der ein-
gelenkigen Hüftmuskeln *M. iliacus*, *M. psoas*, *M. glutaeus maximus*, *M. adductor longus/brevis* und *M. adductor magnus* des rechten Beins (links identisch)

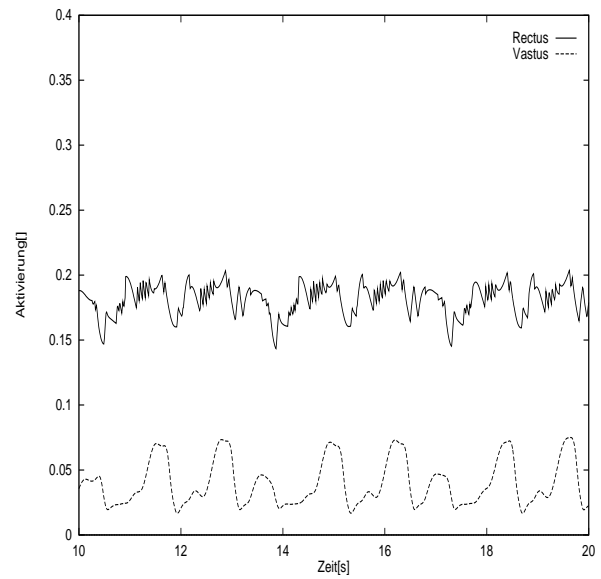


Abbildung 4.17: Stehen: Aktivitäten q der Köpfe *M. vastus* und *M. rectus femoris* des *M. quadriceps femoris* des rechten Beins (links identisch)

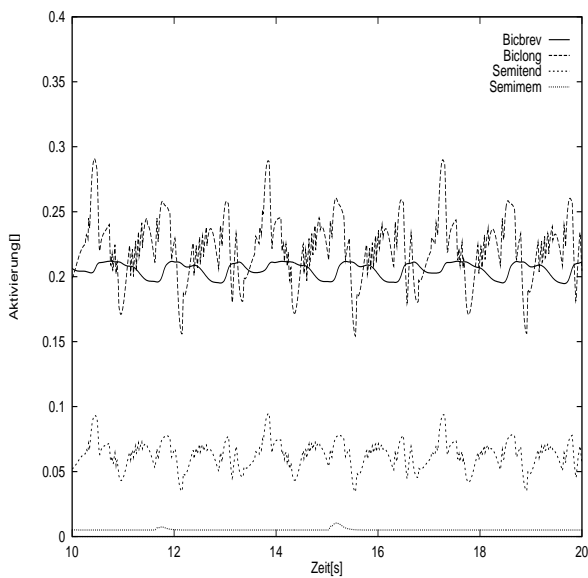


Abbildung 4.18: Stehen: Aktivitäten q der ischiocruralen Muskulatur des Oberschenkels: *M. biceps brevis*, *M. biceps longus*, *M. semitendinosus* und *M. semimembranosus* des rechten Beins (links identisch)

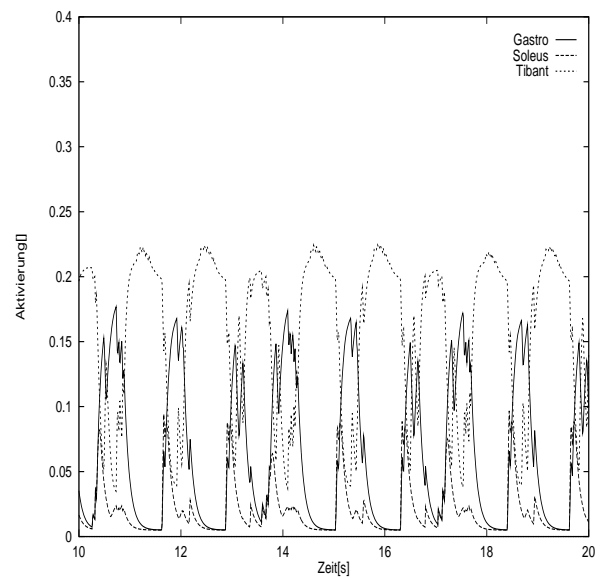


Abbildung 4.19: Stehen: Aktivitäten q der Unterschenkelmuskulatur: *M. gastrocnemius*, *M. soleus* und *M. tibialis anterior*

4.3 Das geregelte Gehen

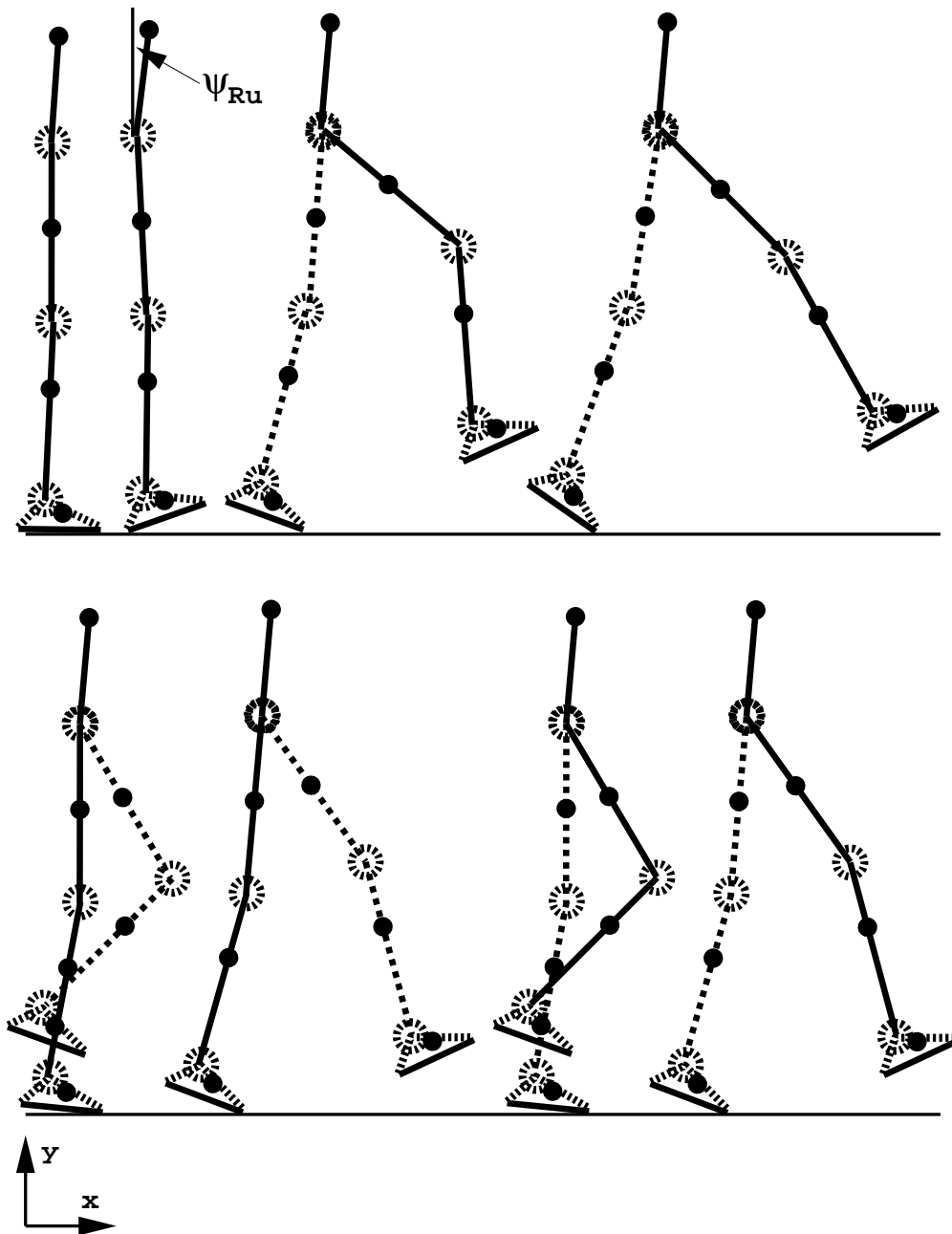


Abbildung 4.20: Darstellung der verwendeten Zielkonfigurationen des Gehens; rechtes Bein mit durchgezogenen, linkes mit durchbrochenen Linien gezeichnet; obere Reihe von links nach rechts: Anfangsbedingung und die drei Auftaktkonfigurationen; untere Reihe: Die vier Konfigurationen für einen kompletten Gehzyklus; Oberkörper in Sollwinkelstellung ($\approx 5^\circ$ Vorlage) orientiert

Nachdem im Abschnitt 4.2 auch die vorletzte Hürde - Erarbeitung eines konsistenten Anfangszustandes des mechanischen und des muskulären Anteils des parametrisierten Menschmodells - auf dem Weg zur Synthetisierung der zweidimensionalen Gehbewegung im Computer erfolgreich genommen worden ist, steht als letztes Hindernis die Formulierung des bewegungserzeugenden Steueralgorithmus im Weg. Die Problemlösung wird in zwei Teilaspekte unterteilt: Zum einen Generierung des Vortriebs durch abwechselndes Voreinandersetzen des rechten und linken Beins (inklusive der Verhinderung des sukzessiven Absinkens des Körperschwerpunkts: Abschnitt 4.3.1)

und zum zweiten parallel dazu die Kontrolle der Orientierung des Modells in der Ebene (siehe Abschnitt 4.3.2). Der erste Punkt gewährleistet die *körperinterne* Koordination der Segmente relativ zueinander, der zweite die Kontrolle der Bewegung relativ zur *externen* Umgebung. Diese Unterteilung der Aufgabenstellung ermöglicht weitgehende Übertragung des Lösungsansatzes aus der Problemstellung „Standbalance“ in Abschnitt 4.2.1 auf das Erreichen des - dazu analogen - zweitgenannten Kontrollaspekts.

Die Methode, mit der das Modell veranlaßt wird, seine Segmente in Bewegung zu setzen, unterscheidet sich von der des Abschnitts 4.2 nur quantitativ: Zur Erreichung von Standbalance wurden insgesamt drei Zielkonfigurationen verwendet, beim Gehen wird jeder Schritt durch Vorgabe von zwei Zielkonfigurationen, die jeweils wiederum in drei Unterkonfigurationen zur Orientierungskontrolle aufspalten, erzwungen. Um das für Leser, die auf das Lesen der ersten Abschnitte dieses Kapitels verzichtet haben, zusammenzufassen: Aus diesen sechs 28-komponentigen Vektoren der Sollängen der CEE nach Gleichung (4.2) - welche im übrigen identisch für die Ausführung des rechten und linken Schrittes angenommen werden - resultieren die muskulären Stimulationen nach Gleichung (4.3) als Bewegungsimpulse. Die Zielkonfigurationen (siehe Abschnitt 4.3.1) für einen vollständigen Bewegungszyklus (Doppelschritt) sind im unteren Teil der Abbildung 4.20 wiedergegeben, wobei die danach angestrebte Rumpfhaltung gegenüber den Extremitäten (beide Hüftwinkel) der mittleren der drei Unterkonfigurationen (siehe Abschnitt 4.3.2) entspricht. Die Darstellung der Rumpforientierung in der Modellebene bezüglich Inertialsystem gibt die Sollvorlage von $\approx 5^\circ$ wieder. Das Modell soll sich in Richtung der positiven x-Achse vorwärts bewegen.

4.3.1 Die Vortriebssteuerung

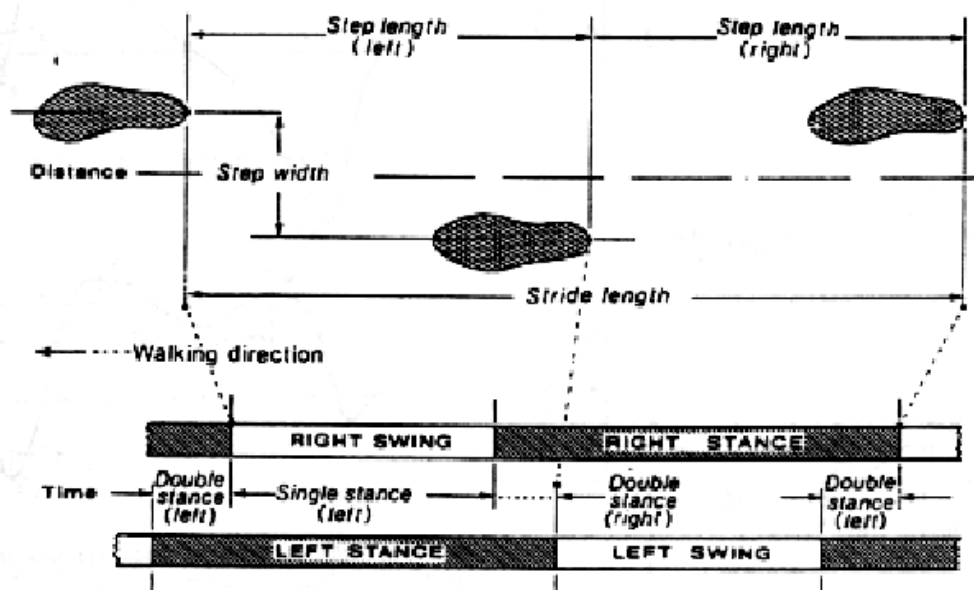


Abbildung 4.21: Definition kinematischer Charakteristika des Gehens; Abbildung aus Chao et. al. [18]

Um in den Gehzyklus zu gelangen, ist es nötig, durch drei aktive Auftaktbewegungen das Modell sich in koordinierter Weise kinetische Energie selbst zuführen zu lassen. Nach deren Durchlaufen erreicht es von alleine einen Bewegungszustand, in dem es nachfolgend ausreicht, zyklisch hinter vier Zielkonfigurationen „herzulaufen“, um jeweils einen Doppelschritt (siehe Abbildung 4.21: „stride“, ein Schritt nennt sich im Englischen „step“) ausführen zu können. Dabei „hinterläßt“ das Modell sich selbst am Ende jedes Zyklus solche Systemzustände, die als Anfangsbedingung für die erfolgreiche Ausführung des nächsten Doppelschrittes tauglich sind.

Die Zielkonfigurationen und Parameter der Übergangskriterien habe ich mir in einer mehrmonatigen Prozedur erarbeitet, in der der größte Aufwand im Durchforsten des Parameterraums der Gelenkwinkelvorgaben für die Zielkonfigurationen bestand. Die Gelenkwinkel habe ich dabei innerhalb eines Netzes von 5° Maschenweite im „trial-and-error“-Verfahren variiert. Denn es erscheint mir unmöglich, den Gehvorgang auf eine Anzahl mathematischer Optimalkriterien (was das streng methodische Errechnen von Parametern mittels klassischer Optimierungsverfahren [54, 57, 111, 110, 151, 155, 152] oder genetischer Algorithmen [160] zuließe) zurückzuführen. Weiterhin war es erklärtes Ziel, das Gehen in jedem Falle unter Verzicht auf Vorgabe zeitlich korrelierter Bewegungsinformation aus gemessenen Trajektorien zu synthetisieren.

Gütekriterien bezüglich des Erfolgs einer Simulation waren zuallererst Animationssequenzen in Verbindung mit dem Vergleich zwischen *errechneten* Zeitverläufen und Ganganalysedaten - kinematische Analyse (Gelenkwinkelverläufe), Bodenreaktionskräfte und inverse Dynamik (Gelenkmomentverläufe) - aus der Literatur [34, 9, 18, 161, 103, 109, 122, 82, 76]. Desweiteren lieferten die Daten von tatsächlich gemessenen, im Hüftgelenk übertragenen Kräften bei Hüftprothesenträgern [2] die entscheidende zusätzliche Information, um die zwei globalen Stimulationsparameter κ und δ der Gleichung (4.3) festzulegen. Demnach wurden κ und δ so gewählt, daß aus Vorgabe von Zielkonfigurationen, die sich möglichst an maximalen Gelenkwinkelausschlägen gemessener Bewegungen orientieren sollten, natürlich wirkende Modellbewegung mit realistischen Gelenkwinkelverläufen resultierte, und daß die Werte der Maxima der errechneten Zwangskraftverläufe im Hüftgelenk des Standbeins minimiert werden konnten. Diese Vorgehensweise resultierte tatsächlich (siehe Abschnitt 5.1.7) in Hüftzwangskräften, deren Verlauf gut mit der Messung übereinstimmten.

Insgesamt kann man die Art und Weise der Ermittlung des bereits bei den Standsimulationen angegebenen Parametersatzes (4.4) als schrittweise bezeichnen. Zum ersten Erreichen von Standbalance waren von diesem Satz abweichende Werte verwendet worden, die dann im Laufe der Gangsimulationen wie eben beschrieben modifiziert wurden. Zum Schluß war feststellbar, daß ohne Änderung der ursprünglichen Wahl der Stand-Zielkonfigurationen aus Tabelle 4.2 und ohne Zerstörung der Standbalance die κ - und δ -Werte aus den Gang- auf Standsimulationen übertragbar waren.

Auftaktbewegungen

	$\Delta\varphi_{H/re}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/re}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/re}$ [°]	$\Delta\varphi_{H/li}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/li}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/li}$ [°]
<i>Vorfallen lassen</i>	10	3	-20	10	3	-20
<i>Rechtes Knie heben</i>	55	45	-20	0	10	5
<i>Rechtes Bein setzen</i>	50	15	-10	-5	10	15

Tabelle 4.4: Die drei zum Gehauftakt des zweidimensionalen Modells nötigen Zielkonfigurationen; Gelenkwinkeldefinitionen siehe Abbildung 3.22 in Abschnitt 3.6

Die Körperposition, welche in der oberen Reihe der Abbildung 4.20 links dargestellt ist, gibt die Anfangslage des Modells wieder. Die weiteren drei Strichfiguren sind ebenso winkelgetreue Wiedergaben der Zielkonfigurationen der Auftaktbewegungen. Sie werden dem Modell als Bewegungsbefehle in der zeitlichen Reihenfolge von links nach rechts vorgegeben und sind der Tabelle 4.4 zu entnehmen. Der Anfangszustand des System wird einer Standsimulation wie der im Abschnitt 4.2.2 präsentierten entnommen, alle Gehsimulationen dieser Arbeit starteten insbesondere mit den Winkelvorgaben

$$\Delta\varphi_H = 5.5^\circ, \quad \Delta\varphi_K = 2.2^\circ, \quad \Delta\varphi_S = -3.8^\circ \quad (4.6)$$

für rechtes und linkes Bein und der Oberkörperorientierung $\psi_{Ru} = -7.1^\circ$ bezüglich Inertialsystem sowie einer Eindringtiefe der Fußkontaktpunkte in den Boden von 9mm (bei Verwendung der Fersenpolsterparametrisierung des Satzes (2.16)). Der Befehl an das Modell mit Beginn der Integration lautet: „Vorfällen lassen“.

Übergangskriterien von einer Zielkonfiguration der Tabelle 4.4 zur nächsten werden in der Position des Körperschwerpunktes relativ zur Lage des Sprunggelenks des (linken) Standbeines in x-Richtung ausgedrückt (analog der Parametrisierung der Sollage beim Stehen in Abschnitt 4.2.1). Als erfolgreiche Parameterwahl erwies sich letztlich $(x_{SP} - x_{SG}) > 0.08\text{m}$ als Signal zum Umschalten auf „Rechtes Knie heben“ und $(x_{SP} - x_{SG}) > 0.15\text{m}$ als Triggersignal zu „Rechtes Bein setzen“. Der Übergang zur ersten Zielkonfiguration des anschließenden Gehzyklus entspricht dem weiter unten angegebenen Signal zum „Knie heben“, wenn die y-Komponente der Bodenkraft unter dem neuen Standfuß (hier also dem rechten) eine bestimmte Schwelle überschritten hat.

Das kritischere der beiden Übergangskriterien ist das erstgenannte vom Vorfällen zum ersten Knieanheben des rechten Beins. Ein Wert von weniger als 8cm kann je nach Oberkörperhaltung leicht zum Hintenüberkippen führen, ein größerer Wert birgt die Gefahr, daß der rechte Fuß bei bereits zuviel Vorlage anzuheben versucht wird, so daß Zehe oder Ballen hängen bleiben und das Modell „auf die Nase“ fällt. Mehr als ein halber Zentimeter Spielraum in beiden Richtungen zur Wahl dieses Parameters ist daher hier nicht vorhanden. Es sollte jedoch erwähnt werden, daß die Gangsimulation „auf dem Mond“ (siehe Abschnitt 5.2) erfolgreich durchgeführt werden konnte, ohne die beiden Distanzparameter der Auftakt-Übergangskriterien zu modifizieren.

Im Gehzyklus

	$\Delta\varphi_{H/St} [^\circ]$	$\Delta\varphi_{K/St} [^\circ]$	$\Delta\varphi_{S/St} [^\circ]$	$\Delta\varphi_{H/Schw} [^\circ]$	$\Delta\varphi_{K/Schw} [^\circ]$	$\Delta\varphi_{S/Schw} [^\circ]$
<i>Knie heben</i>	5	10	-5	35	75	-25
<i>Bein setzen</i>	0	10	5	40	20	-10

Tabelle 4.5: Die zwei zur Synthetisierung zyklischer Gehbewegungen des zweidimensionalen Modells nötigen Zielkonfigurationen; Index „St“ steht für „Standbein“, „Schw“ für „Schwungbein“; Gelenkwinkeldefinitionen siehe Abbildung 3.22 in Abschnitt 3.6

Tabelle 4.5 gibt die Zielkonfigurationen für einen Schritt - d.h die Hälfte des Gehzyklus - wieder. Nach der Auftaktbewegung, bei der willkürlich das rechte Bein als erstes Schwungbein gewählt wurde, beginnt mit dem Aufsatz des rechten Fußes (quantitatives Kriterium folgt sogleich) der Eintritt in den Gehzyklus, d.h. die nächste Zielkonfiguration lautet „Knie heben“ für das linke Bein, welches dann als Schwungbein zu bezeichnen ist. Das rechte Bein ist zum Standbein geworden. Die Übergangskriterien lauten:

- Um das bisherige Schwungbein zum neuen Standbein zu machen - ganz exakt ist die Unterscheidung beim Gehen natürlich wegen der Doppelkontaktphase nicht, das von mir so bezeichnete neue Schwungbein (in diesem Moment das hintere Bein) hat noch ein kurzes Zeitintervall ebenfalls Bodenkontakt - bedarf es der gleichzeitigen Erfüllung zweier Kriterien: $\left(\sum_k \frac{(F_{Boden/y})_k}{Mg} > f_{Boden/limit}\right) \wedge \left((x_{SG/Schw/alt} - x_{SG/St/alt}) > \Delta x_{limit}\right)$. Die Summe geht über die y-Komponenten der Bodenreaktionskräfte aller Hebel k des Fußes des bisherigen - jetzt aufsetzenden - Schwungbeins, M ist die Gesamtmasse des Modells, g die in y-Richtung wirkende Gravitationsbeschleunigung und $f_{Boden/limit} = 0.1$ der von mir gewählte Parameterwert. Das zweite Kriterium wurde eingeführt um bei einem kurzen Schleifen des Schwungbeinfußes am Boden, was durchaus zur Erfüllung des Kraftkriteriums führen kann,

den Algorithmus dies auch nur als Schleifen, jedoch nicht als Signal zu früh auf „Knie heben“ umzuschalten, interpretieren zu lassen. Deshalb wurde eine Mindestschrittweite von $x_{limit} = 0.3\text{m}$, was in etwa der Fußlänge entspricht, gefordert. Dies ist hier keine gravierende Einschränkung, da das Setzen solch kurzer Schritte auch in realiter mit Sicherheit kompliziertere Steuereingriffe erfordert als beim entspannten, praktisch ballistischen Gehen. Ist also das Doppelkriterium erfüllt, während der laufendene Befehl „Bein setzen“ lautete, so schaltet der Steueralgorithmus jetzt auf „Knie heben“ um. Gleichzeitig ist nun das alte Schwungbein das neue Standbein und umgekehrt.

- Sobald $(x_{SG/Schw} - x_{SG/St}) > \Delta x_{SG}$ erreicht ist, bedeutet dies das Signal für den Steueralgorithmus, von „Knie heben“ auf „Bein setzen“ umzuschalten. Der Parameterwert $\Delta x_{SG} = 0\text{m}$ als naheliegende erste Wahl ist gleichzeitig auch eine gute Wahl. Selbst $\Delta x_{SG} = 0.15\text{m}$ führt i.a. nicht zum Zusammenbruch der stabilen Gehbewegung, hingegen reicht $\Delta x_{SG} = -0.05\text{m}$ schon aus, den Fußballen „in den Boden rammen“ zu lassen. Alle Simulationen wurden mit verschwindendem Δx_{SG} durchgeführt.

Mit den Zielkonfigurationen der Tabelle 4.5 und den genannten Übergangssignalen ist ein zyklisch ablaufender Bewegungsvorgang a priori angelegt. Jedoch sind hiermit die Trajektorien des Modells keineswegs eindeutig bestimmt, da sie eben aus der Wechselwirkung des „Bewegungsprogramms“ des ZNS (des Steueralgorithmus) mit den nicht direkt steuerbaren äußeren Kräften resultieren. Sind die Bewegungsimpulse durch den Steueralgorithmus, die Eigendynamik der trägen Massen des Modells und die Wechselwirkungskräfte mit der Umwelt nicht aufeinander abgestimmt, so erfüllt sich der „Wunsch“ des ZNS, der sich in den Parametern der Zielkonfigurationen und der Übergangssignale manifestiert, nicht, was bedeutet, daß das Modell als instabiles inverses Pendel hinfallen muß. In jedem Falle ist klar, daß die reine Steuerung der Beinbewegungen relativ zum *Rumpf*, wie sie durch die Steuereingriffe, die bis zu diesem Punkt beschrieben sind, nicht ausreichen kann, sich relativ zur *Umwelt* koordiniert vorwärts zu bewegen. Genau wie bei der Standkontrolle bedarf es der Orientierung des Gesamtmodells in seiner Umgebung - sprich relativ zu *Boden* und *Gravitationsvektor* - und genau wie dort muß die beginnende Katastrophe - das Kippen - *detektiert* und *verhindert* werden. Dieser letzte wichtige Aufgabenteil der Bewegungssteuerung wird analog zur Standbalance gelöst.

4.3.2 Die Modellbalance

Die Idee ist folgende: Wenn man schon bei der Standbalance festgestellt hat, daß bei bestimmter Wahl der Parameter κ und δ das Modell auf die Änderung von Zielkonfigurationen im Bereich einiger Grad durchaus mit den erwarteten Mehrgelenksaktionen antwortet, so sollte es möglich sein, einen relativ simplen Befehl wie „Oberkörper vorneigen“ der momentan gültigen Zielkonfiguration *überlagern* zu können. Der weitere Gedanke war, diese Korrekturaktion nur gegenüber dem *Standbein* auszuführen zu lassen. Denn ein Zurückfallen des Gesamtmodells, welchem durch „Oberkörper vorneigen“ zu begegnen wäre, würde an sich schon tendenziell ein zugehöriges verlangsames Annähern des Schwungbeinfußes an den Boden beinhalten. Sollte „Oberkörper vorneigen“ - also eine verstärkte Hüftbeugung - für beide Hüftgelenke gelten, so würde dies im Schwungbein in einer weiteren Verlangsamung der Bodenannäherung resultieren, sodaß sich die Gefahr eines zu langen Schritts erhöhte. Daher schien mir eine Balanceaktion nur im Hüftgelenk des Standbeins die geeignete und zu den Standbalancebefehlen „Vorlehnen“ bzw. „Zurücklehnen“ (siehe Abschnitt 4.2.1) adäquate Neige-Reaktion des Modells auf ein Kippsignal zu sein:

$$\begin{aligned}\Delta\varphi_{H/St/vor} &= \Delta\varphi_{H/St} + 10^\circ \\ \Delta\varphi_{H/St/zur} &= \Delta\varphi_{H/St} - 10^\circ \quad .\end{aligned}\tag{4.7}$$

Jeder der zwei Befehle in Tabelle 4.5 spaltet also in drei Unterbefehle - den dort angegebenen, der der neutralen „Mittelposition“ des Stehens entspricht, und die zwei zusätzlichen nach Gleichung (4.7) - auf. Der erste Neige-Unterbefehl soll mit „Vorlehnen“ der zweite mit „Zurücklehnen“ bezeichnet werden. Im übrigen gilt diese Aufspaltung mit zugehöriger Kippbearbeitung auch schon in der Auftaktphase für die unteren zwei Befehle der Tabelle 4.4.

Wie beim Stehen muß auch hier die Gesamtposition des Modells eingeschätzt werden. Dort geschah dies durch Vergleich der x-Komponente des Schwerpunkts mit der gleichen Komponente der Sprunggelenke. Das ist beim Gehen nicht sinnvoll, da die Füße gerade die Körperteile mit den größten Bewegungsamplituden sind. Sie bilden somit kein geeignetes Bezugssystem, bezüglich dessen der Gesamtkörper seine Lage und Stabilität einschätzen sollte. Beim Gehen ist am ehesten die träge Rumpfmasse (selbst wenn die Arme getrennt modelliert werden sollten) dazu geeignet, in einer Computersimulation die Orientierung des Modells in der Ebene einzuschätzen. Auch hier gilt das gleiche wie beim Stehen: Der menschliche Körper ist mit ziemlicher Sicherheit nicht in der Lage, eine Schwerpunktkoordinate richtig zu „berechnen“ ebensowenig wie einen Oberkörperwinkel, der ja eigentlich nur in der Starrkörpernäherung eine sinnvolle Koordinate ist. Daß er aber auf irgendeine Art Information zur Einschätzung seiner Lage und seines Bewegungszustandes im Raum gewinnen muß, ist auch klar. Daher sollte sich eine Diskussion der Bewegungsstrategie nicht an jenen unter biologischem Blickwinkel fragwürdigen Meßgrößen aufhalten, sondern wichtig ist der Punkt, daß es prinzipiell möglich ist, ausgehend von propriozeptiven und sensorischen „Messungen“ sowie *Annahmen* des ZNS über fixe Orientierungspunkte in der Umgebung (Horizont, Boden, ...) Instabilitätssignale zu erzeugen, die Restabilisierungsmaßnahmen auslösen. Solche Triggersignale entstehen beim Überschreiten von Schwellwerten wie auch immer gearteter „Meßgrößen“.

Mithin wird - völlig analog zum Vorgehen bei der Simulation des Stehens - zwischen zwei Integratoraufrufen einmal der Steueralgorithmus aufgerufen, welcher zuerst den Schrittbefehl festlegt und dann zur Festsetzung der überlagerten Stabilisierungs-Unterkonfiguration den Rumpfwinkel ψ_{Ru} sowie die Kippgeschwindigkeit $\bar{v}_{x/-} = (v_{Kopf/x} - v_{SP/x})$ berechnet. Danach laufen folgende Schritte ab (vergleiche Abschnitt 4.2.1 und Parametersatz (4.5)), wobei darauf hingewiesen sei, daß sich die Vorgehensweise im Vergleich zur Standbalance nur in genau zwei Punkten unterscheidet: Die dortige Größe $\bar{v}_{x/+}$ wird hier durch $\bar{v}_{x/-}$ ersetzt und darüber hinaus geschieht die Lageeinschätzung durch $\bar{\psi}_0$ bzw. $d\bar{\psi}$ anstatt \bar{x}_0 bzw. $d\bar{x}$ (siehe zu diesem Vergleich noch einmal Abbildung 4.7).

- $\bar{\psi}_0$ gibt die Sollorientierung des Rumpfes im Inertialsystem der Modellebene an. $\bar{\psi}_0 < 0$ bedeutet Vorlage.
- $d\bar{\psi}$ legt das „Ungefährlichkeitsintervall“ um $\bar{\psi}_0$ herum fest, innerhalb dessen das Modell darauf getestet wird ($(\bar{\psi}_0 - d\bar{\psi}) < \psi_{Ru} < (\bar{\psi}_0 + d\bar{\psi})$?), ob es die
- Rotationsgeschwindigkeitsschwelle $\bar{v}_{0/-}$ vorwärts ($\bar{v}_{x/-} > \bar{v}_{0/-}$) oder rückwärts ($\bar{v}_{x/-} < -\bar{v}_{0/-}$) überschritten hat. Der erste Fall wird mit der Unterkonfiguration „Zurücklehnen“ ($\Delta\varphi_{H/St/zur}$) beantwortet, der zweite mit „Vorlehnen“ ($\Delta\varphi_{H/St/vor}$). Unterschreiten von $|\bar{v}_{0/-}|$ im Intervall $\bar{\psi}_0$ bedeutet Vorgabe der neutralen Konfiguration „Mittelposition“ aus Tabelle 4.5.
- Bei Überschreiten der Intervallgrenzen ändert sich das Verhalten des Modells, die Feststellung, ob hinter, in oder vor dem Intervall, hat zur Feststellung der Unterkonfiguration oberste Priorität. Das Verhalten im Intervall wurde gerade beschrieben. Als Beispiel für die Steuerung außerhalb soll das Verhalten bei zuviel Vorlage dienen, bei zuviel Rücklage reagiert das Modell symmetrisch.

- Solange die Kippgeschwindigkeit nach Austritt aus dem Ungefährlichkeitsintervall noch immer weggerichtet von der Sollage oder moderat rückgerichtet ist ($\bar{v}_{x/-} > -\bar{v}_{0/-}$), so lautet das Kommando „Zurücklehnen“. Sollte das Modell umkehren und in Rückwärtsrichtung weiterbeschleunigen ($-2\bar{v}_{0/-} < \bar{v}_{x/-} < -\bar{v}_{0/-}$), soll das Modell ab sofort die „Mittelposition“ anstreben. Wird die rückgerichtete Geschwindigkeit zu hoch ($\bar{v}_{x/-} < -2\bar{v}_{0/-}$), so soll sich das Modell trotz Vorlage „Vorlehnen“.

In Analogie - was die Geschwindigkeitsschwelle betrifft - zum Parametersatz (4.5), der beim Stehen Stabilität gewährleistete, sicherte die Wahl folgender Parameter Modellbalance beim Gehen:

$$\bar{\psi}_0 = -0.08\text{rad}, \quad d\bar{\psi} = 0.02\text{rad}, \quad \bar{v}_{0/-} = \bar{v}_{0/+} = 0.03\text{m/s} \quad . \quad (4.8)$$

Die Winkelangaben erfolgen hier wegen der Nachvollziehbarkeit im Rahmen des Programmcodes in rad ($1^\circ \approx 0.0175\text{rad}$).

Da man davon ausgehen kann, daß sowohl Zielkonfigurationen als auch Oberkörpervorlage korreliert zueinander zu steuern sind, um die Gehgeschwindigkeit zu kontrollieren, war es nicht erstaunlich, daß die testweise alleinige Manipulation von $\bar{\psi}_0$ nicht als Geschwindigkeitssteuerparameter taugte. Zu beobachten ist hingegen eine starke Korrelation zwischen ungewollt auftretenden Schwebungen des Rumpfwinkels und Schwebungen in der mittleren Schwerpunktgeschwindigkeit. Erfolgreiche - d.h. über viele Doppelschritte stabile - Gehsimulationen werden im Kapitel 5 diskutiert.

Kapitel 5

Gangsimulationen

Nachdem sich Kapitel 2 (Geometrie und passive mechanische Eigenschaften), Kapitel 3 (Muskelmodellierung) und Kapitel 4 (neuronale Bewegungssteuerung) der Erarbeitung der Eingabeparameter und einer Anfangsbedingung des Menschmodells gewidmet haben, soll in diesem Kapitel dessen aus der Integration der Bewegungsgleichungen errechnetes Bewegungsverhalten präsentiert werden.

Prinzipiell könnte jeder einzelne Modellparameter (es sind mit Sicherheit einige hundert) auf seinen Einfluß auf die Bewegungsausführung überprüft werden. Dies gilt umso mehr dann, wenn man einmal einen stabilen Bewegungszyklus errechnet hat, der sozusagen als Maßstab für die Wirkung von *Parameteränderungen* relativ dazu dienen kann. Gerade darin liegt die Mächtigkeit der Methode der direkten Dynamik, weil durch Parametervariation die *Ursachen* beobachtbarer Phänomene aufgedeckt werden können. Andererseits birgt die Methode die Gefahr, durch wahl- und zahllose Variationen leicht eine sinnlose - da nicht zu überschauende und bewertende - Unzahl an Zeitverläufen der Zustandsvariablen als Modellausgabe zu erzeugen.

Ich habe daher folgendes Vorgehen gewählt: Im Abschnitt 5.1 werden errechnete Zeitverläufe *einer* ausgewählten Simulationsrechnung, welche sich durch starke Reproduzierbarkeit vieler aufeinander folgender Gehzyklen auszeichnet, ausführlich dargelegt. In den Kapiteln 2 und 3 sowie dem Abschnitt 4.3 wurden die dabei verwendeten Parameterwerte vollständig angegeben. Zuallererst dient dieser „Norm-“ Simulationslauf dem Vergleich mit experimentell gewonnenen Meßdaten der Ganganalyse (inverse Dynamik) aus der Literatur. Weiterhin sollen Simulationsdaten, welche die Muskelzustände charakterisieren und welche daher Aussagen über innere Kräfte zulassen, umfänglich wiedergegeben werden. Denn dies sind Ergebnisse, welche einerseits der Messung - aus ethischen Gründen und weil eine Messung unter Laborbedingungen gegenüber der natürlichen Bewegung irreführende Resultate liefern kann - (fast) nicht zugänglich sind. Andererseits sind sie bei der Reproduzier- und Überprüfbarkeit meiner Rechnungen von Nutzen.

Der Abschnitt 5.2 dient dem Zweck, dem Leser einen Eindruck davon zu vermitteln, daß die im Abschnitt 5.1 errechnete Bewegung keineswegs einen singulären Treffer im Parameterraum darstellt, sondern daß es (im Phasenraum) Trajektorien gibt, welche - ausgehend von einem Stabilität sichernden Parametersatz - bei kontinuierlicher Parameteränderung ebenfalls stabil sind. Das demonstriert das Potential eines solchen muskulär angetriebenen biomechanischen Modells im Hinblick auf seine Steuerbarkeit, wodurch eine notwendige Bedingung für seine Validität erfüllt ist.

Das Zeitintervall zwischen den Datenpunkten aller im folgenden dargestellten Zeitverläufe beträgt 10ms (im Gegensatz zur verwendeten Integrationsschrittweite von 1ms).

5.1 Ein gelungener Simulationslauf: Stabiler Gang

Startend mit dem Satz Anfangsbedingungen (4.6), Anfangswerten für Muskellängen bzw. -aktivierungen entnommen einem beliebigen Zeitpunkt der Standsimulation aus Abschnitt 4.2.2 und dem Kommando „Vorfallen lassen“ aus Tabelle 4.4 wurde die Modellbewegung über 30 Sekunden integriert. Die dafür notwendige CPU-Zeit auf einer Silicon Graphics Workstation mit R4000-Prozessor betrug bei Verwendung des Integrators „de“ [135] und zugehöriger relativer sowie absoluter Integrationsgenauigkeit von jeweils 10^{-6} ca. 14 Stunden. Dies entspricht einem Verhältnis von 1680 CPU-Sekunden/phys. Sekunden. Um das vorliegende Modell in Echtzeit zu integrieren, wäre demnach eine um ungefähr drei Größenordnungen höhere Rechenleistung nötig. Besonders viele arithmetische Operationen sind in Fällen auszuführen, in denen die 4×4 -Matrix zur Berechnung der Kontraktionsdynamik verzweigter Muskelstrukturen (siehe Abschnitt 3.5.2) verwendet werden muß. Das trifft in meinem Modell in jedem Gangzyklus während der hinteren Standbeinphase für die Biceps-Struktur zu, in der deren langer Kopf extrem verkürzt ist.

Das in den die Simulation betreffenden Abbildungen dieses Abschnitts 5.1 (bis auf die Abbildungen 5.14 und 5.66, die aus einem anderen Simulationslauf resultieren) dargestellte Zeitintervall, welches durch zwei aufeinanderfolgenden Befehlereignisse „Rechtes Knie heben“ (12.073s und 13.356s) begrenzt ist, entspricht genau einem Gangzyklus, dessen Dauer hier 1.283s beträgt. Seine exakte Mitte liegt bei 12.7145s, das tatsächliche Umschalten auf „Linkes Knie heben“ findet bei 12.716s statt. Zur Erinnerung: „Knie heben“ wird dann ausgelöst, wenn die y -Komponente der Bodenreaktionskraft unter dem vorderen (am Intervallbeginn dem linken!) Fuß den Wert $0.1G$ überschritten hat, was hier ≈ 10 ms nach Kontakt seiner Ferse mit dem Boden der Fall ist. In der ersten Hälfte des Zyklus ist demnach das linke Bein Stand- und das rechte Schwungbein.

Alle Bewegungsbefehle und Kontakt ereignisse *innerhalb* des Intervalls lauten in dieser Abfolge: „Rechtes Knie heben“ (12.073s), „Rechter Ballen löst sich (vom Boden)“ (12.139s), „Rechte Zehe löst sich“ (12.174s), „Erneuter rechter Ballenkontakt (Schleifen)“ (12.371s), „Rechte Ferse setzen“ (12.403s), „Rechter Ballen löst sich wieder“ (12.409s), „Linke Ferse löst sich“ (12.535s), „Rechter Fersenkontakt“ (12.705s), „Linkes Knie heben“ (12.716s), „Linker Ballen löst sich“ (12.782s), „Linke Zehe löst sich“ (12.817s), „Erneuter linker Ballenkontakt (Schleifen)“ (13.018s), „Linke Ferse setzen“ (13.046s), „Linker Ballen löst sich wieder“ (13.053s), „Rechte Ferse löst sich“ (13.175s), „Linker Fersenkontakt“ (13.346s), „Rechtes Knie heben“ (13.356s).

5.1.1 Translation und Rotation des Gesamtmodells

In Abbildung 5.1 ist die Horizontalgeschwindigkeit des Modells aufgetragen. Der in den folgenden Abbildungen bis einschließlich 5.64 (ausgenommen die Abbildungen mit Meßkurven) präsentierte Fall ist derjenige, bei dem die über jeweils einen Schritt gemittelte Horizontalgeschwindigkeit nach Abschluß der Beschleunigungsphase bei ≈ 9 s sehr konstant ≈ 1.2 m/s erreicht. Die Simulation zeichnet sich gegenüber den zwei anderen in der Abbildung 5.1 dargestellten dadurch aus, daß der Stimulationsparameter σ , der die Abhängigkeit der Muskelstimulationen von der Kontraktionsgeschwindigkeit bestimmt, gegenüber dem Parametersatz (4.4) des Stehens von 0s auf den Wert 0.02s gesetzt wurde. Das führt zu einer starken Erhöhung der Reproduzierbarkeit aufeinanderfolgender Gehzyklen im Vergleich zu verschwindendem σ . Man kann sehen, daß eine alternative Verzehnfachung der mechanischen Gelenkreibung auf $D = 1.0$ Nms/rad die Unregelmäßigkeiten des Gangs (sie drücken sich besonders in stetig wechselnden Schrittlängen aus) nicht unterdrücken kann. Trotzdem sind auch die Bewegungen mit verschwindendem σ langfristige stabil, obwohl das Modell dazu neigt, abwechselnd einen sehr langen und einen sehr kurzen Schritt zu machen. Dieses Verhalten ist nicht auf eine Unsymmetrie im Modell zurückzuführen, sondern erstes Anzeichen beginnender Instabilität.

Der Beobachtung, daß eine Geschwindigkeits–Sensitivität des Dehnungsreflexes die Reproduzierbarkeit und somit Stabilität von Mehrgelenkbewegungen erhöht, sollte weiter nachgegangen werden. Ich möchte an dieser Stelle vorerst nur die Vermutung äußern, daß dieser Effekt aus der Kopplung von Gelenken, die von einem gemeinsamen mehrgelenkigen Muskel überstrichen werden, resultiert.

Abbildung 5.2 zeigt, daß die mittlere Vorlage des Rumpfes in der Modellebene mit $\approx 7^\circ$ größer ist als die Sollvorlage $\bar{\psi}_0$. Schwerkraft und Trägheiten sowie die ablaufenden Regelmechanismen von Vortrieb und Balance wechselwirken so, daß zwar sowohl ein zyklischer Ablauf als auch Modellstabilität resultieren, aber weder werden die Zielkonfigurationen (siehe Abbildungen 5.17, 5.18 und 5.19) noch die Sollvorlage exakt erreicht.

Der Verlauf des Gesamtdrehimpulses des Modells bezüglich seines eigenen Schwerpunkts in Abbildung 5.3 demonstriert nur noch einmal auf andere Weise die Langzeitstabilität der Modellbewegung. Um nachzuprüfen, ob alle implementierten *inneren* Kraftkopplungen (wie z.B. Muskelkräfte mit Kraftumlenkung) auch tatsächlich - wie per definitionem zu fordern ist - den Gesamtdrehimpuls des Modells bezüglich Inertialsystem erhalten, ist es sehr nützlich, den Drehimpulssatz auszuwerten. Dabei integriert man alle Momente durch äußere Kräfte (Gravitation und Bodenreaktionskraft) numerisch parallel zu den Bewegungsgleichungen mit und vergleicht diese Größe mit dem Drehimpuls, welcher sich direkt aus den Werten der Zustandsvariablen errechnet. Die Differenz sollte exakt verschwinden. Abbildung 5.4 zeigt die berechnete Differenz bezogen auf das zeitliche Mittel des Betrags des Drehimpulses. Festzuhalten bleiben drei Punkte:

1. Die Größenordnung dieser Differenz ändert sich - hier nicht dargestellt - monoton mit der Variation der entsprechenden numerischen Parameter der Integrationsgenauigkeit.
2. Der Anstieg mit der Integrationsdauer ist daher als ein Ausdruck der sich akkumulierenden Integrationsfehler bei numerischer Lösung der Bewegungsgleichungen zu interpretieren.
3. Das Verschwinden der Differenz ist im Rahmen der Integrationsgenauigkeit sehr gut erfüllt. Das spricht für eine physikalisch korrekte Implementierung der inneren Kraftkopplungen zwischen den Starrkörpern.

5.1.2 Vergleich mit Messung

Beim Vergleich der Verläufe der Geschwindigkeitskomponenten des Schwerpunkts (Abbildungen 5.7 und 5.9) mit experimentell beobachteten (Abbildungen 5.8 und 5.10) sieht man, daß die Schwingungsamplituden sehr gut übereinstimmen. Das gibt den optischen Eindruck wieder, welchen man bei Betrachtung einer Animation der Modellbewegung in Echtzeit erhält: Die integrale Dynamik des Modells kommt dem natürlichen Gangbild, von der Seite betrachtet, schon sehr nahe. Die Gelenkwinkelverläufe für die Simulation finden sich in Abbildung 5.11 und die der Messung in Abbildung 5.12. Die Ursache für das kleine lokale Maximum in der Horizontalgeschwindigkeit (Abbildung 5.7) kann man aus der Betrachtung der Gelenkmomente im Knie während der Schwungphase (Abbildung 5.5, Zeit $t > 12.8\text{s}$) erkennen. Zum Vergleich sind in Abbildung 5.6 die entsprechenden Gelenkmomente aus der Ganganalyse zu sehen. Nachdem das Schwungbein das Standbein überholt hat, wirkt im Knie ein positiver Momentenstoß durch die Mm. vasti und M. rectus femoris, welcher eine das Modell in Vorwärtsrichtung beschleunigende Bodenreaktionskraftkomponente im Standbein (Abbildung 5.13; zum Vergleich Abbildung 5.14 bei simuliertem sanften Gang und Abbildungen 5.15 sowie 5.16 aus Messung) zur Folge hat. Die ausgelöste Beschleunigung führt bei jeder solchen Schwungbeinaktion zu einem kleinen aber deutlich erkennbaren lokalen Geschwindigkeitsmaximum - pro Gehzyklus also zu zweien, hier bei $t \approx 12.45\text{s}$ und $t \approx 13.08\text{s}$.

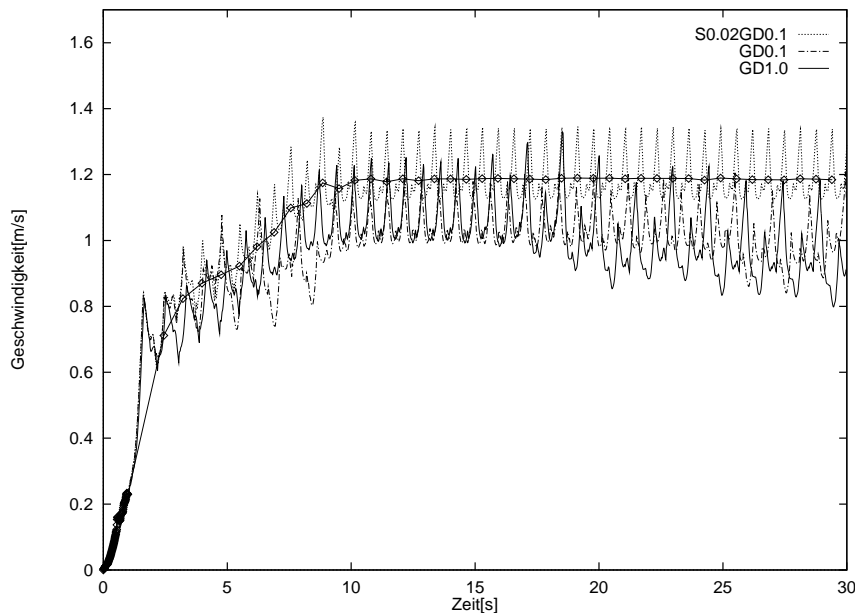


Abbildung 5.1: Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts in drei verschiedenen Fällen: $\sigma = 0.02\text{s}$ und Gelenkdämpfung $D = 0.1\text{Nms/rad}$ (gestrichelt, zusätzlich gemittelter Verlauf: durchgezogene Linie mit Punkten), $\sigma = 0\text{s}$ und Gelenkdämpfung $D = 0.1\text{Nms/rad}$ (strichpunktiert) bzw. Gelenkdämpfung $D = 1\text{Nms/rad}$ (durchgezogen)

Die hinter dem Momentenstoß stehende Ursache ist wiederum ein kurzer Stimulationspeak der Kniemuskeln *M. vasti* und *M. rectus femoris* (siehe Abbildungen 5.36 und 5.41) zu Beginn des Befehls „Ferse setzen“, in dem das Modell auf das VorpPENDeln des Schwungbeinunterschenkels durch eine Tendenz zur Verkürzung dieser Muskeln und Kniestreckung aktiv hinwirken möchte. In zur Verfügung stehenden Veröffentlichungen von EMG-Messungen [103] ist zwar die Stimulation des *M. rectus femoris* in dieser Phase zu erkennen (siehe Abbildung 5.39 mittlere Spalte), jedoch die *M. vastii* sind beim Gang des gesunden Menschen völlig unstimuliert. Hingegen ist in pathologischen Fällen [164] genau dieses Verhalten der *M. vasti* erkennbar.

Insgesamt fällt im simulierten Momentverlauf des Knies und der Hüfte in der Schwungphase im Vergleich zu Meßdaten auf, daß überhaupt keine Phase verschwindender Gelenkmomente auftritt. Die also natürlicherweise in der Mitte der Schwungphase ballistisch geprägte Schwungbeinbewegung wird von der bisherigen Modellsteuerung noch nicht genügend freigegeben. Die Schwungbeinaktion müßte weiter im Hinblick auf das *Unterdrücken* von Muskelstimulation optimiert werden, was sicher im Lernvorgang des natürlichen Gangs auch erfolgt.

Bernstein [4] berichtet davon, daß in den ersten Monaten nach dem Aufrichten des Kleinkindes auf die Beine nur zwei charakteristische muskuläre Aktionen als Startrepertoire zum Anstoßen des Lernvorgangs für das Gehen beobachtbar sind. Beide sind Aktionen des Standbeins, die Aktionen des Schwungbeins gehören zur später sich entwickelnden Feinmotorik. Es ist darüber hinaus mittels Simulation bereits gezeigt worden [92, 93], daß ein Bereich an Anfangsbedingungen des Schwungbeins im Moment des Verlassens des Bodens existiert, mit dem jegliche muskuläre Aktion zum Vorführen des Schwungbeins unnötig ist, da das passive Pendeln unter Einfluß der Gravitation prinzipiell ausreicht.

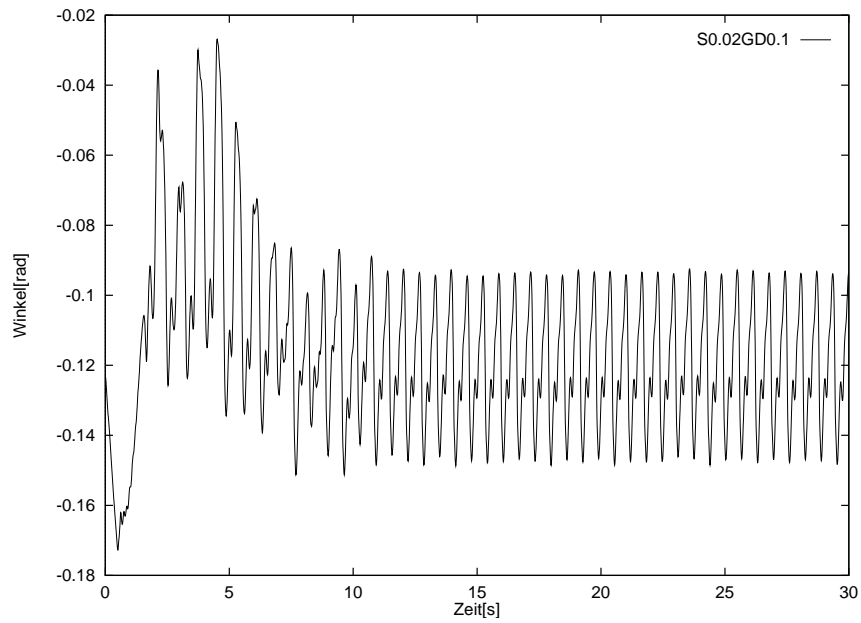


Abbildung 5.2: Gehen: Rumpfwinkel in Modellebene

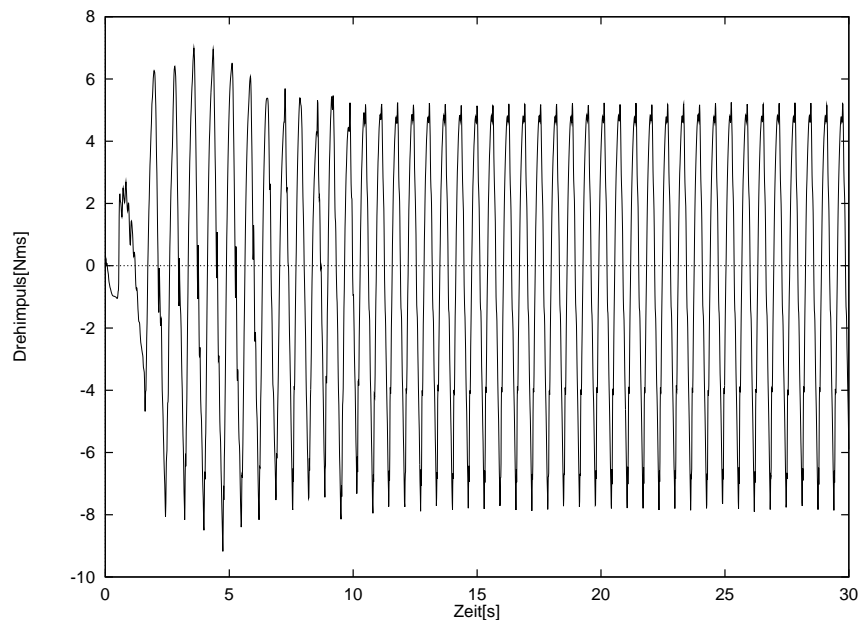


Abbildung 5.3: Gehen: Drehimpuls des Modells bezüglich Körperschwerpunkt

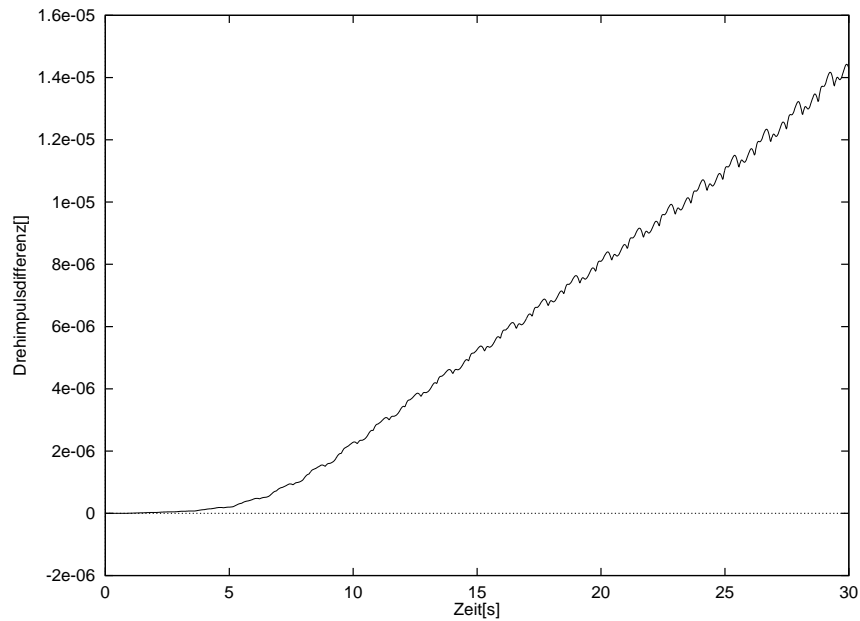


Abbildung 5.4: Gehen: Drehimpuls bezüglich Ursprung des Inertialsystems; aufgetragen ist Differenz zwischen Zeitintegral über Momente durch äußere Kräfte und aus Zustandsvariablen berechnetem Drehimpuls relativ zum zeitlichen Mittelwert des Betrags dieses Drehimpulses

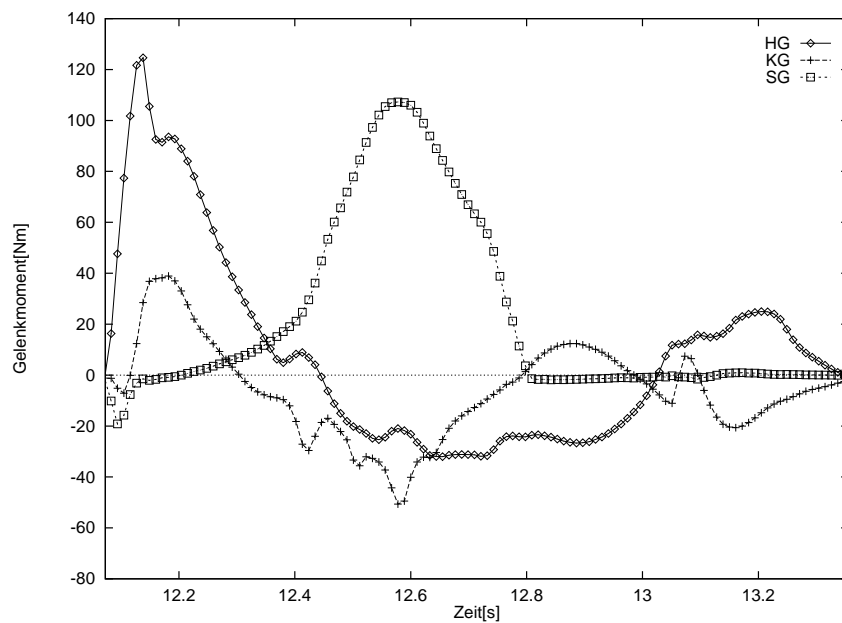


Abbildung 5.5: Gehen: Gelenkmomentverläufe des linken Beins aus Simulation

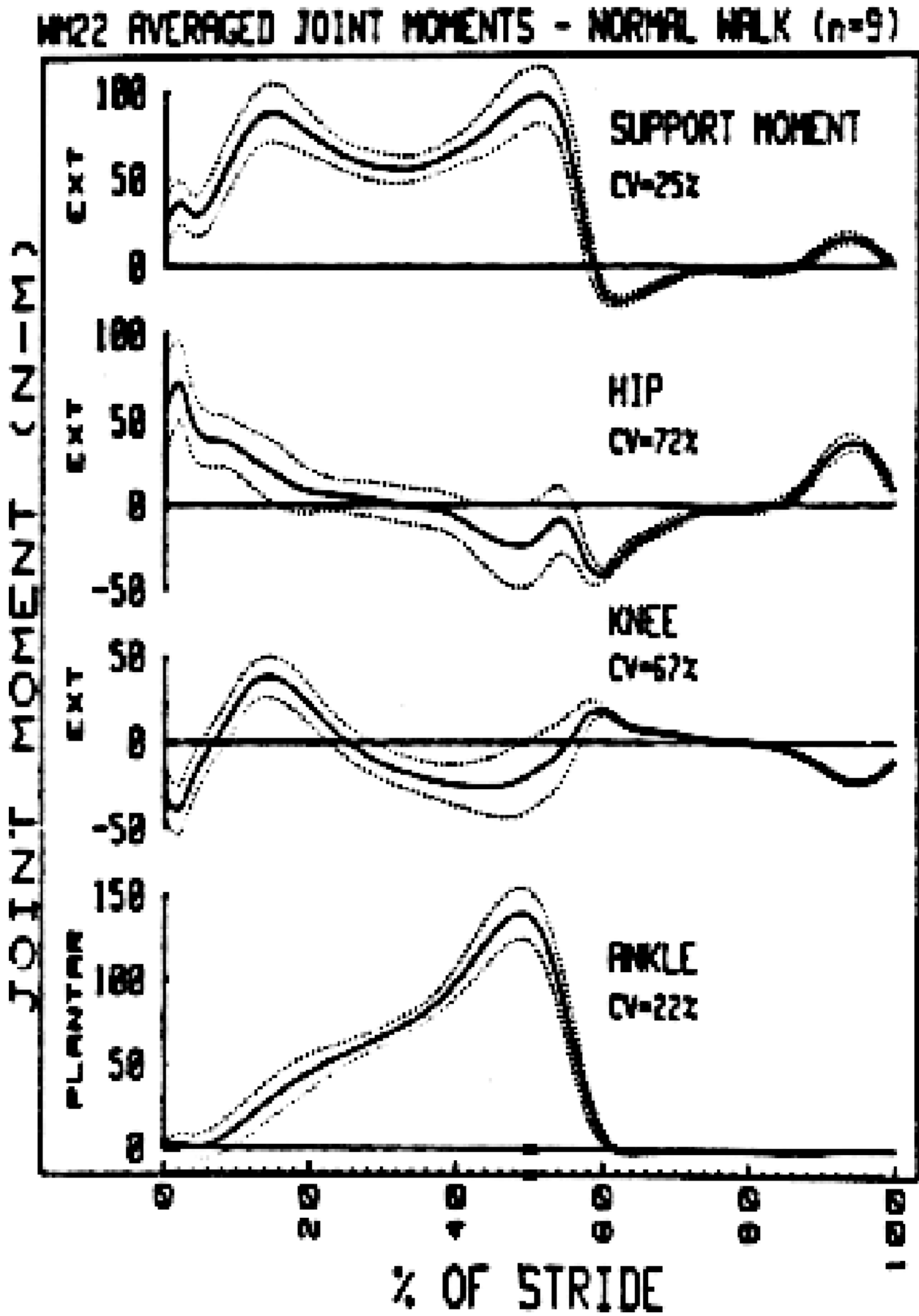


Abbildung 5.6: Gehen: Invers dynamisch bestimmte Gelenkmomentverläufe eines Beins, entspricht dem linken der Simulation; Abbildung aus Winter [161]

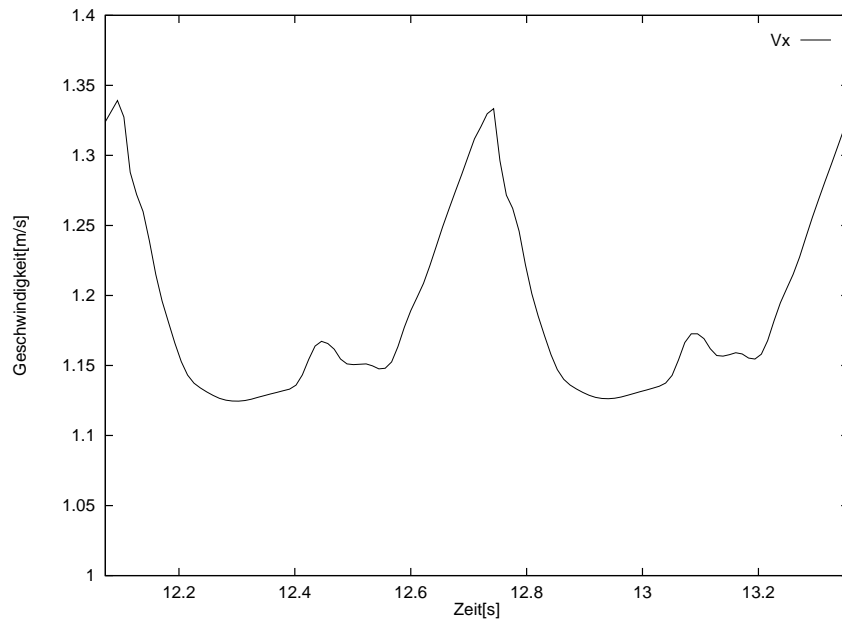


Abbildung 5.7: Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts aus Simulation

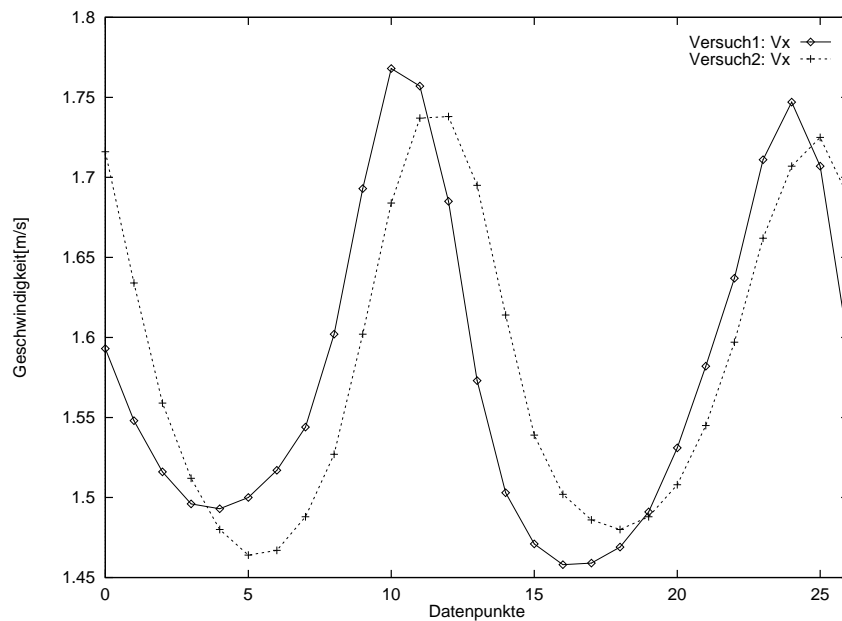


Abbildung 5.8: Gehen: Gemessene Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts nach Fischer [34, 77]; Zeitintervall zwischen zwei Datenpunkten ≈ 38 ms, d.h dargestellt Gehzyklus entspricht 1.0s

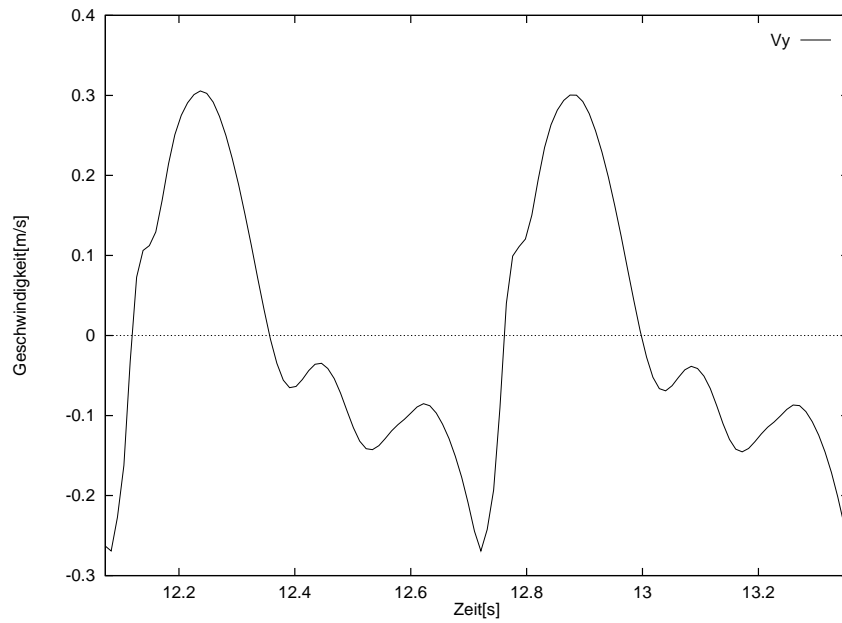


Abbildung 5.9: Gehen: Vertikalgeschwindigkeit des Schwerpunkts aus Simulation

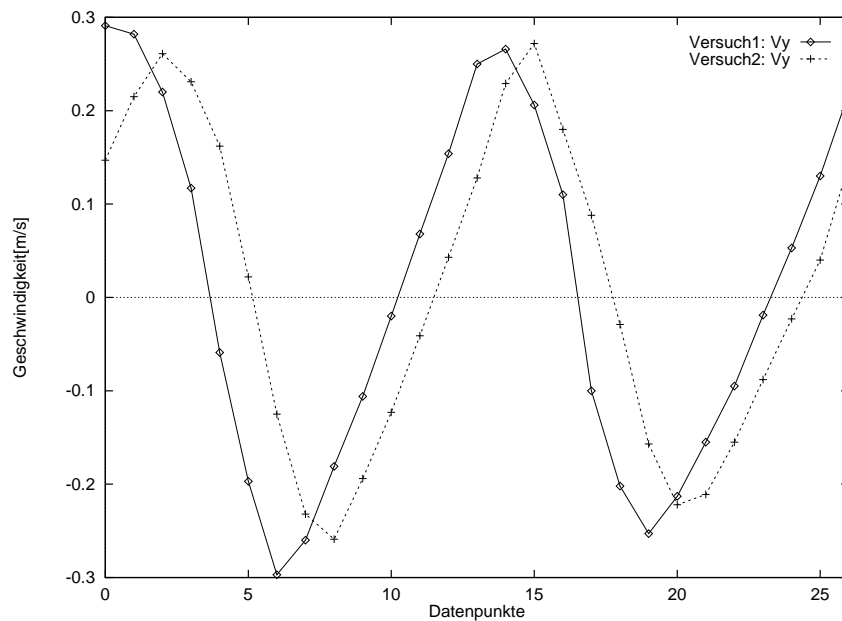


Abbildung 5.10: Gehen: Gemessene Vertikalgeschwindigkeit des Schwerpunkts nach Fischer [34, 77]; Zeitintervall zwischen zwei Datenpunkten ≈ 38 ms, d.h dargestellt Gehzyklus entspricht 1.0s

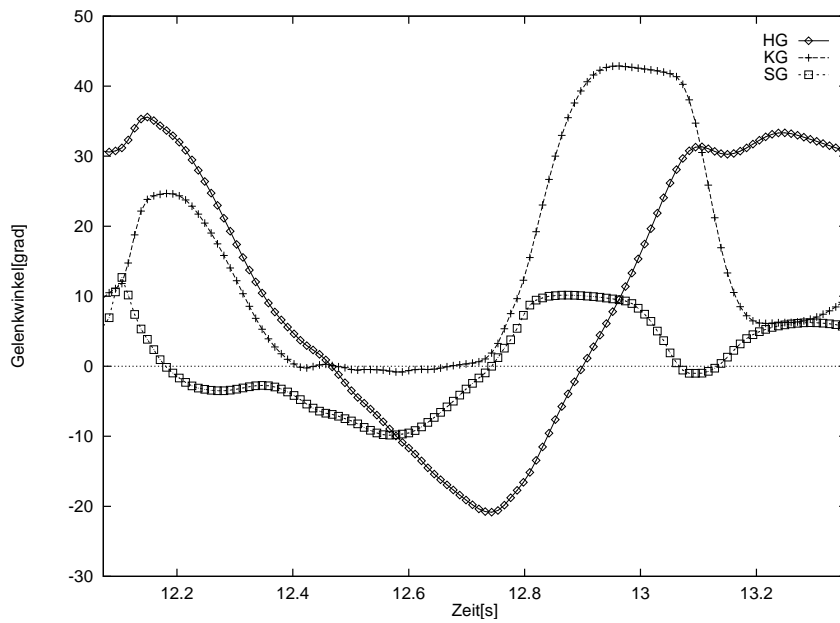


Abbildung 5.11: Gehen: Gelenkwinkelverläufe des linken Beins aus Simulation

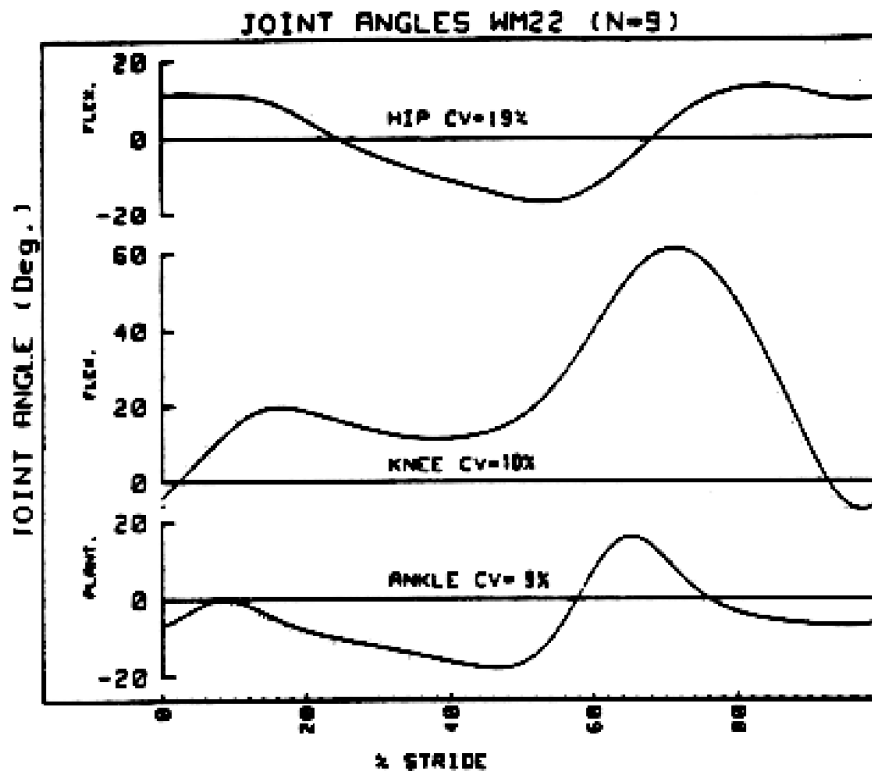


Abbildung 5.12: Gehen: Gemessene Gelenkwinkelverläufe eines Beins, entspricht dem linken der Simulation; Abbildung aus Winter [161]

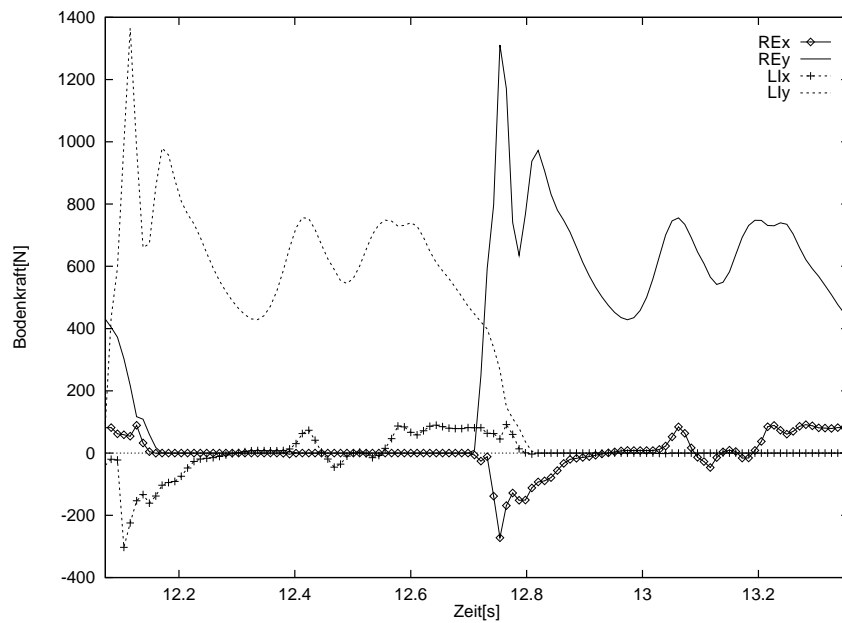


Abbildung 5.13: Gehen: Bodenreaktionskraftverläufe unter linkem und rechtem Fuß aus Simulation

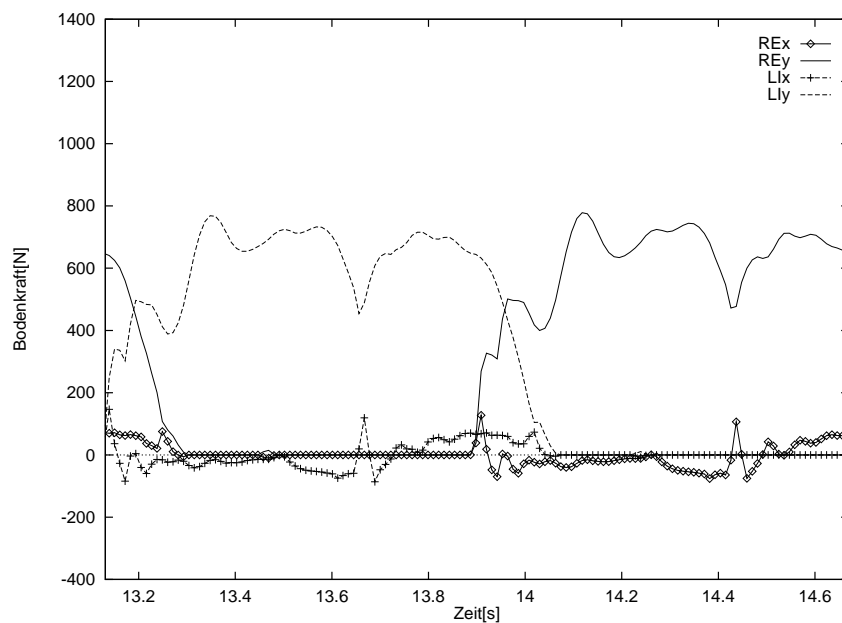


Abbildung 5.14: Gehen: Bodenreaktionskraftverläufe unter linkem und rechtem Fuß aus einem anderen (als dem der Abbildung 5.13) stabilen Simulationslauf, der sich durch sanften Fußaufsatz (bei geringerer Horizontalgeschwindigkeit und Rumpfvorlage) auszeichnet

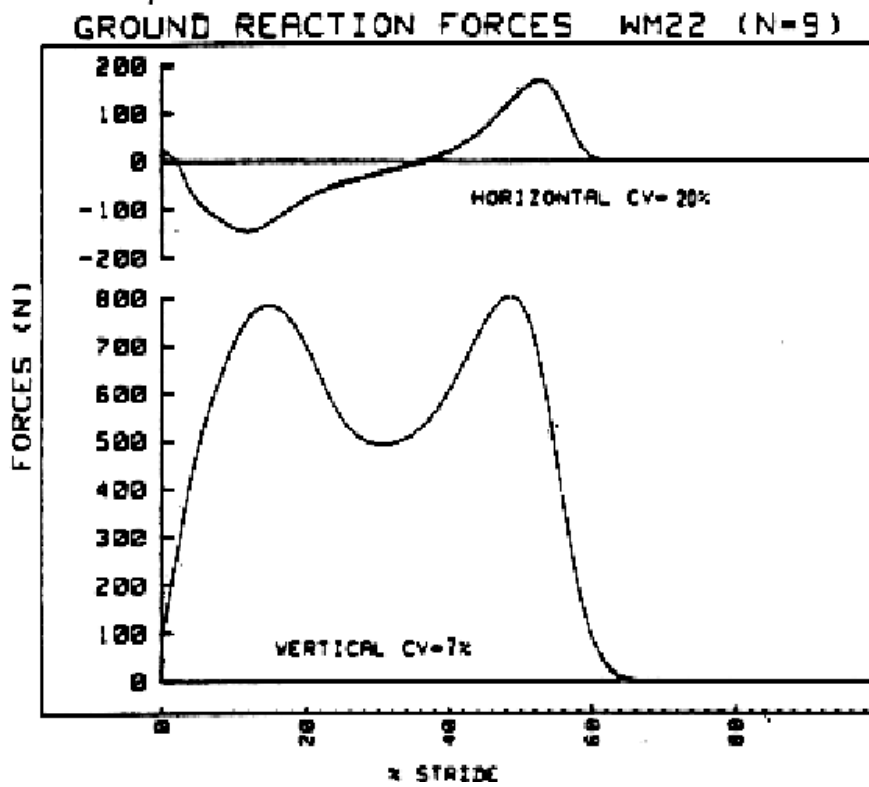


Abbildung 5.15: Gehen: Gemessene Bodenreaktionskraftverläufe unter einem Fuß, entspricht dem linken der Simulation; Abbildung aus Winter [161]

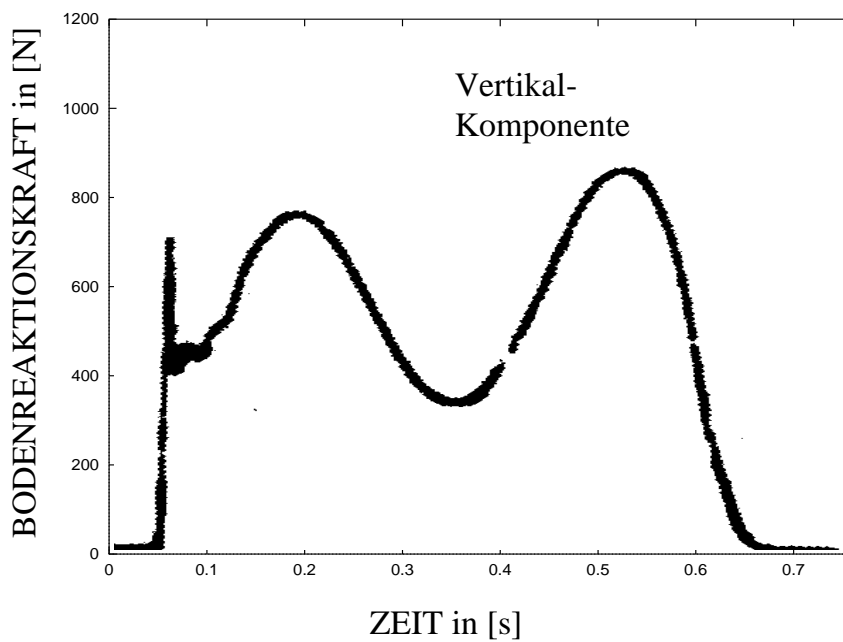


Abbildung 5.16: Gehen: Gemessener Bodenreaktionskraftverlauf unter einem Fuß; Abbildung aus Capozzo [16]

5.1.3 Zielkonfigurationen und Gelenkwinkel

Aus Abbildung 5.17 ist zu entnehmen, daß die für die Bewegungsamplitude entscheidende Hüftgelenkbewegung dem doch sehr sprunghaften Umschalten der Zielkonfigurationen gutmütig folgt, was letztlich seine Ursache in der Aktivierungs- und Kontraktionsdynamik hat, welche von erster Ordnung in der Zeit ist. Bei der Hüftbeugung wird die Zielstellung nicht ganz erreicht, bei der Streckung schießt die Hüfte maximal um 10° darüber hinaus. Außerdem kann man die Balancreaktionen des Steueralgorithmus erkennen, welche sich zu einem von Schritt zu Schritt stark reproduzierbaren zeitlichen Muster ergeben.

Im Knie (Abbildung 5.18) ist in erster Linie ersichtlich, daß es in der Schwungphase genügend angewinkelt wird, sodaß der Fuß nicht am Boden hängen bleibt. Um dies gegen die Schwerkraft zu erreichen, ist die Vorgabe einer deutlich größeren Beugung nötig, als dann tatsächlich eingenommen wird. Dies ist typisch für den Feldmanschen Ansatz, der ja betont, daß die tatsächliche Bewegung sich aus einem Kompromiß zwischen invarianter Charakteristik, welche aus der Vorgabe der Sollmuskellängen folgt, und Trägheits- bzw. äußeren Kräften ergibt.

Der Verlauf des Sprunggelenkwinkels in Abbildung 5.19 stimmt bis auf die durch eine dominante passive Dehnung des PEEs des M. gastrocnemius verhinderte Dorsalflexion in der zweiten Hälfte der Schwungphase sehr gut mit dem experimentell (Abbildung 5.12) bestimmten überein. Im Vergleich mit den Zielvorgaben fällt auf, daß der Verlauf praktisch gegenphasig ist: Im Moment des Abdrucks ist die Dorsalflexion am größten, während der Befehl zur Streckung ein kräftiges streckendes Gelenkmoment erzeugt. Hingegen versucht das Modell, den Ballen bereits zu Beginn der Schwungphase anzuheben, aber die sich entladende Achillessehne treibt den Fuß beim und nach Verlassen des Bodens in starke Plantarflexion. Auch in der Lokomotion kleiner Säuger [33, 79] ist dieses Phänomen der Gegenphasigkeit von Gelenkwinkel- und Gelenkmomentverlauf an den distalen Beinsegmenten bereits beobachtet worden.

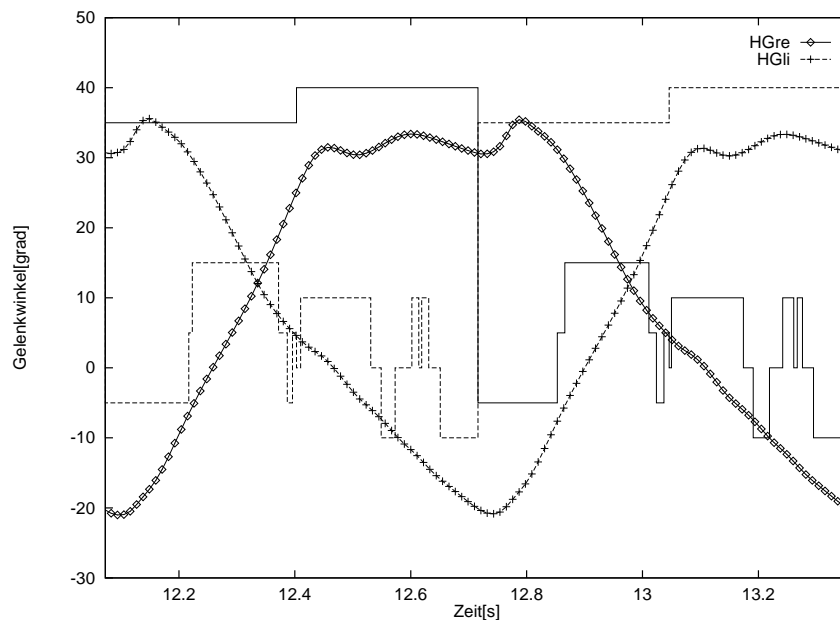


Abbildung 5.17: Gehen: Vergleich der Hüftwinkelverläufe und der zugehörigen Zielkonfigurationen (durchgezogen: rechts, gestrichelt: links)

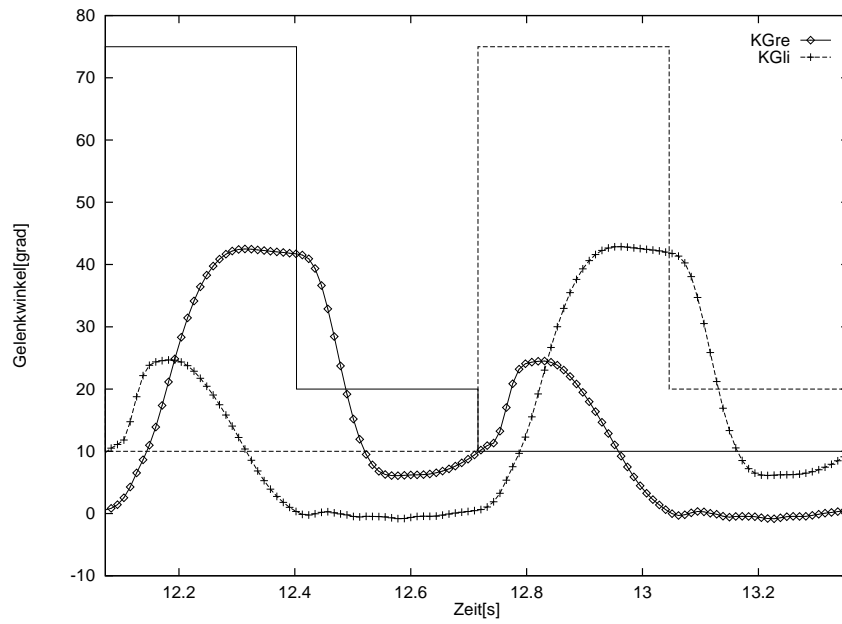


Abbildung 5.18: Gehen: Vergleich der Kniewinkelverläufe und der zugehörigen Zielkonfigurationen (durchgezogen: rechts, gestrichelt: links)

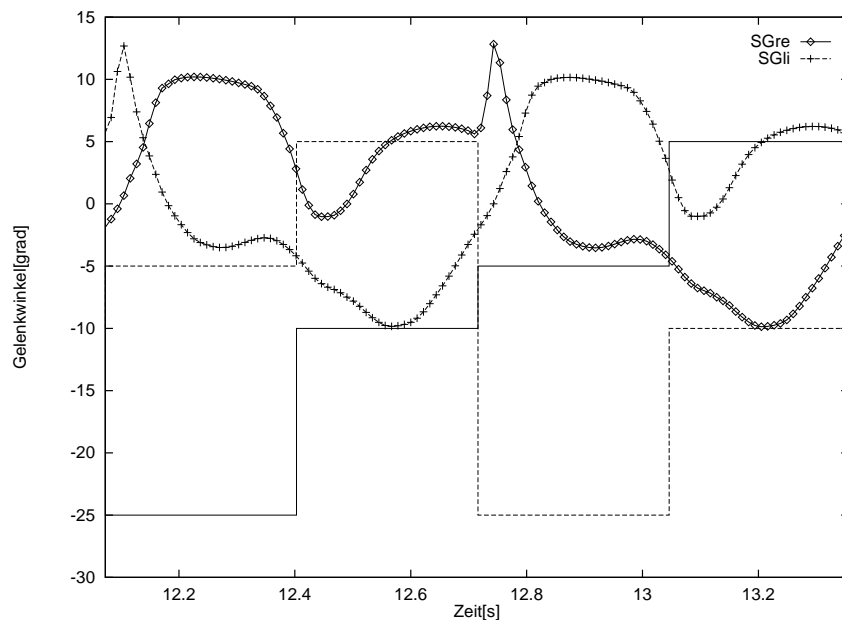


Abbildung 5.19: Gehen: Vergleich der Sprunggelenkwinkelverläufe und der zugehörigen Zielkonfigurationen (durchgezogen: rechts, gestrichelt: links)

5.1.4 Kräfte am und im Fuß

Der Leser richte seinen Blick auf die Abbildungen 5.13 und 5.22, in denen die Verläufe der Bodenreaktionskräfte unter rechtem und linkem Fuß dargestellt sind. Es fällt das starke Maximum im Anschluß an den Bodenkontakt der Ferse auf. Dies ist kein klassischer Impact–Peak (dazu siehe [102, 99, 100, 26, 101]), welcher durch die passive Abbremsung der Massen eines auf den Boden fallenden Körpers verursacht wird, sondern ein Kraftmaximum, das durch muskulären Widerstand beginnend im voraktivierten (siehe Abbildung 5.47) M. tibialis anterior (siehe Abbildung 5.55) der Unterschenkelvorderseite eingeleitet wird. Die Andeutung eines rein passiven Peaks ist in der Bodenreaktionskraft, welche an der Ferse angreift, sichtbar (siehe Abbildung 5.22, Knick in der Anstiegsflanke) und kann sicher mehr oder weniger stark - je nach Art des Fußaufsatzes - auftreten (siehe z.B. Abbildung 5.16, welche einen solchen in der Messung ausweist). Das Maximum der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft unter dem gesamten Fuß wird während der ansteigenden Flanke der Kräfte in der ischiocruralen Muskulatur der Oberschenkelrückseite (Abbildungen 5.52 und 5.53) und in den weiteren Hüftstreckern M. adduktor magnus (Abbildung 5.51) und M. gluteus maximus (Abbildung 5.49) erreicht.

Der Widerstand der Kräfte im eingelenkigen Kniestreckere der Mm. vasti gegen Kniebeugung verursacht das zweite Maximum in der Bodenreaktionskraft. Zu schnelle und unkontrollierte Kniestreckung aufgrund mangelnder Koordination von Streck- und Beugemuskulatur um das Knie (vergleiche z.B. $t \approx 12.3 \dots 12.7$ s in Abbildung 5.11 und Abbildung 5.12) führt dazu, daß dieses zweite Maximum zu kurzzeitig auftritt. Hingegen werden dadurch die Geschwindigkeiten der konzentrischen Kontraktionen des M. gluteus maximus, M. biceps longus, M. semitendinosus und M. adduktor magnus verringert sowie der M. biceps brevis exzentrisch belastet, was im dritten lokalen Maximum resultiert. Im Abschnitt 5.1.5 wird auf das vierte Maximum eingegangen.

Noch eine Bemerkung zum Verlauf der Bodenreaktionskraft: Ihr Verlauf hängt extrem stark vom Typus des Gehens ab. In Abbildung 5.14 ist, um das zu verdeutlichen ohne dabei auf die genaue Parametervariation gegenüber der „Norm“-Simulation einzugehen, der Verlauf während einer anderen stabilen Gangsimulation aufgetragen. Man könnte dies als gleichzeitig sanften und greifenden Gang bezeichnen, denn die initiale Horizontalkomponente der Bodenreaktionskraft hat positives Vorzeichen. Allerdings wirkt der Gang in der Animation sehr aufrecht und verkrampft - das Modell stolziert mit ≈ 0.75 m/s mittlerer Schwerpunktgeschwindigkeit.

5.1.5 Mechanische Energie

Das stark streckende Gelenkmoment (siehe Abbildungen 5.5 bzw. 5.20) im Sprunggelenk des Standbeins in der zweiten Hälfte der Standphase, welches dominiert wird durch die Aktion des M. soleus, initiiert ein viertes Maximum im Verlauf der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft (siehe noch einmal Abbildung 5.13). Der zeitliche Ablauf ist folgender: Die Wadenmuskeln werden in einer Phase stimuliert, in der die Hauptbelastung noch unter der Ferse wirkt (Abbildungen 5.22 und 5.38 ab $t = 13.05$ s). 50ms später haben M. gastrocnemius und M. soleus das Maximum ihrer Aktivität erreicht (Abbildung 5.47) und beide dabei konzentrisch kontrahiert. Gleichzeitig rotiert der Unterschenkel - und das ganze Modell - vorwärts um das Sprunggelenk (passive Dorsalflexion: siehe Abbildung 5.19), die Achillessehne wird dabei gegen den Widerstand der annähernd isometrisch kontrahierenden Wadenmuskeln sukzessive aufgeladen, was parallel zum Aufbau des Gelenkmoments und zur Verlagerung der Hauptbelastungszone unter den Ballen führt.

Im weiteren wird M. soleus isometrisch bis leicht exzentrisch belastet (Abbildung 5.30, $t \approx 13.15 \dots 13.25$ s) während die Hauptlast im M. gastrocnemius nicht vom CE sondern vom PEE getragen wird (Abbildung 5.54). Die Dorsalflexion gegen den Widerstand der Kraftkette Achillessehne–Fußbänder–Ballen–Boden bei isometrischem Widerstand des M. soleus bewirkt ei-

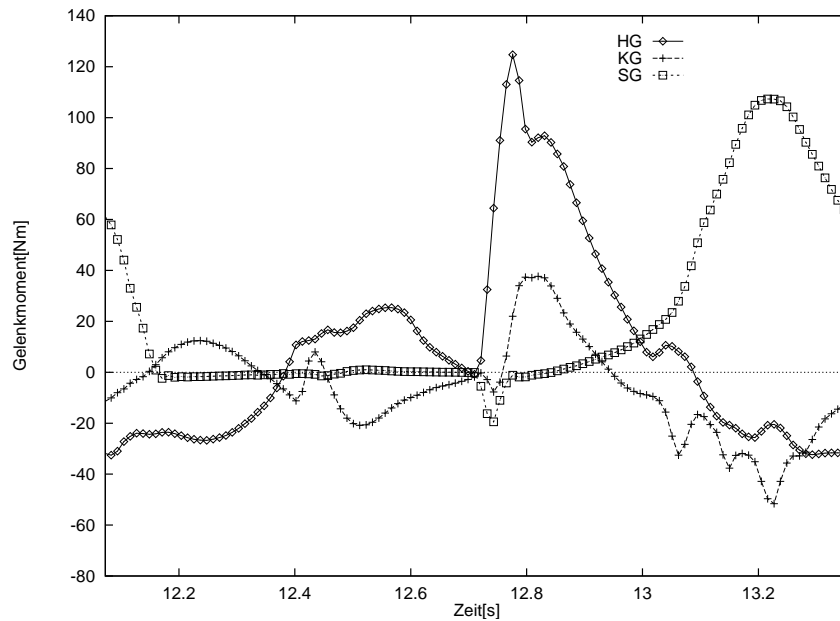


Abbildung 5.20: Gehen: Gelenkmomentverläufe des rechten Beins

ne Zwischenspeicherung von kinetischer Energie des Gesamtmodells in Form potentieller Energie in Achillessehne und Fußbändern (Abbildungen 5.24 und 5.25). Die kinetische Energie sinkt deutlich korreliert zur elastisch (Abbildung 5.25) gespeicherten ab, obwohl die Horizontalkomponente der Schwerpunktgeschwindigkeit nahezu konstant bleibt (Abbildung 5.7) und die Vertikalkomponente nach unten gerichtet tendenziell sogar ansteigt (Abbildung 5.7). Das kann nur bedeuten, daß der *rotatorische* Anteil der kinetischen Energie in Achillessehne und Fußbändern wandert. Nachdem der Körperschwerpunkt über den abrollenden Fuß hinweggewandert ist, entladen sich die elastischen Strukturen und nutzen sie zur Vortriebsgewinnung durch Abstoß vor allem des Ballens, an dem eine vorwärtsgerichtete Bodenkraftkomponente angreift (Abbildung 5.22).

Der Zeitpunkt des absoluten Energieminimums des Gesamtsystems liegt am Ende der Doppelkontaktphase ($t = 12.705 \dots 12.817\text{s}$), während das Minimum der kinetischen Energie deutlich vorher ($t \approx 12.57\text{s}$ kurz nach Lösen der Standbeinferse aber vor Beginn der Doppelkontaktphase) mit dem Maximum der elastisch in den Bindegewebsstrukturen gespeicherten Energie zum Zeitpunkt maximaler Dorsalflexion zusammenfällt. Um Vergleiche zu Energiebilanzen aus der Literatur [17, 165, 88] zu ermöglichen, sind in Abbildung 5.26 die gravitativen, kinetischen und elastisch gespeicherten Einzelbeiträge aufgeschlüsselt.

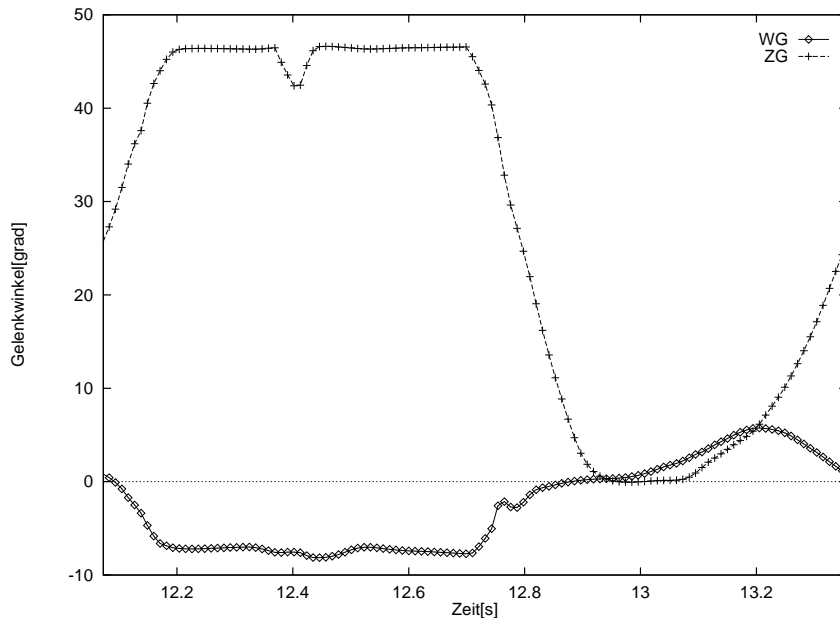


Abbildung 5.21: Gehen: Bewegung in Wölbungs- und Zehengelenk rechts

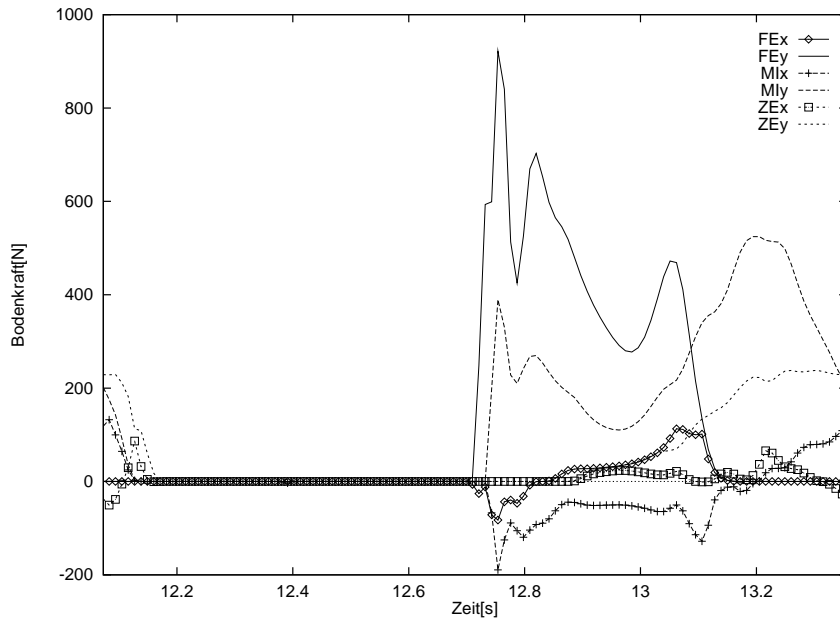


Abbildung 5.22: Gehen: Bodenreaktionskraftverläufe unter rechtem Fuß - separat für Ferse, Ballen und Zehe

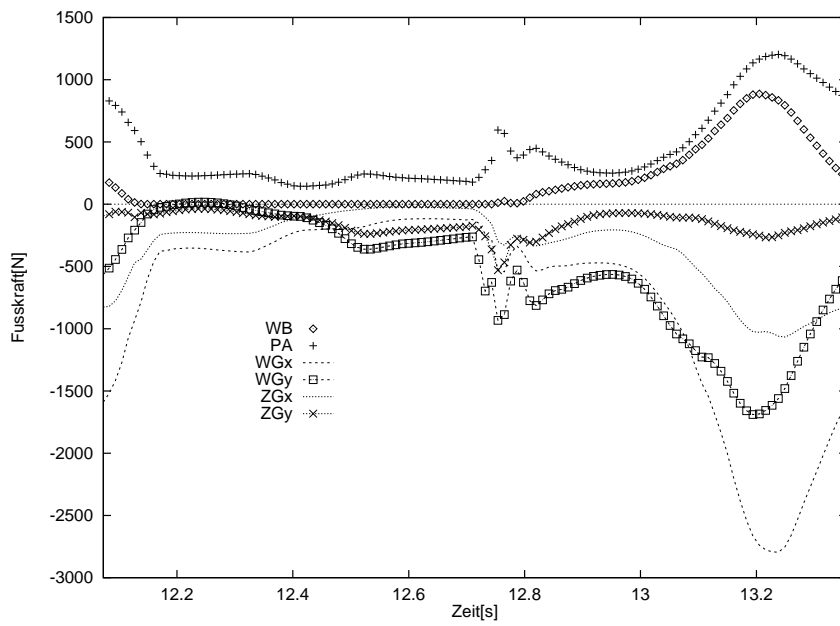


Abbildung 5.23: Gehen: Zugkräfte in Wölbungsband und Plantaraponeurose sowie Zwangskräfte im Wölbungsgelenk (Kraftvektor, der auf Ferse wirkt) und Zehengelenk (Kraftvektor auf Mittelfuß) des rechten Fußes bezüglich Inertialsystem

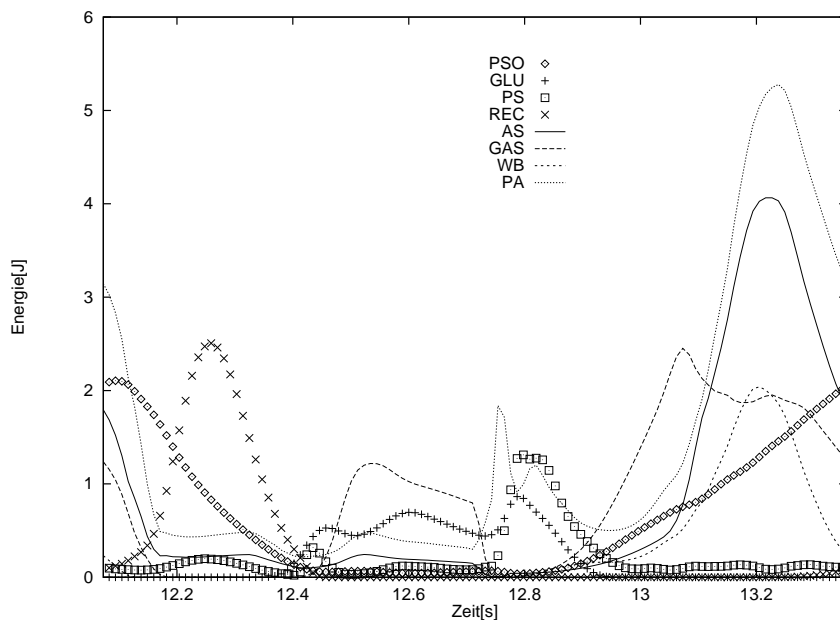


Abbildung 5.24: Gehen: Elastisch gespeicherte Energiebeträge in modellierten Bindegewebsstrukturen des rechten Beins; von 26 modellierten Strukturen (14 PEEe, zehn SEEe und zwei Fußbänder) nur diese acht mit nennenswerten Beträgen

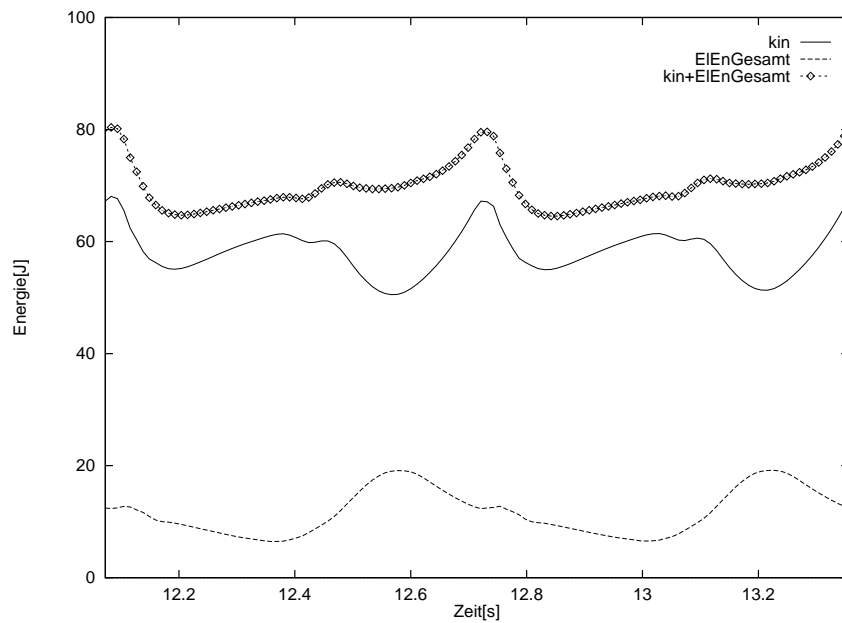


Abbildung 5.25: Gehen: Summe der elastisch gespeicherten Energiebeträge aus Abbildung 5.24, kinetische Energie des Modells sowie Summe dieser beiden Beträge; elastisch gespeicherte Energie in Weichteilpolstern unter Fuß und in Knieanschlag vernachlässigt

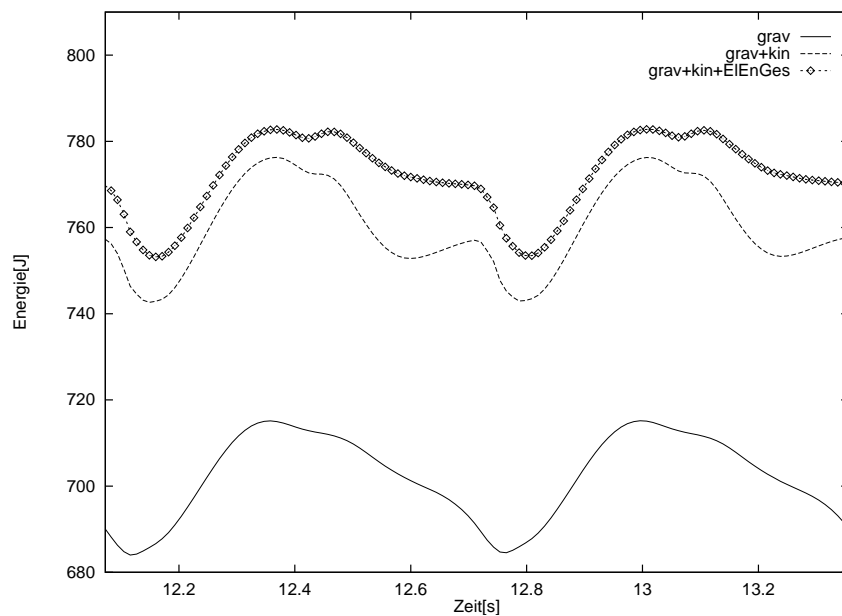


Abbildung 5.26: Gehen: Gravitativer Anteil der potentiellen Energie des Modells, Summe aus gravitativer und kinetischer Energie sowie Summe aus gravitativem, kinetischem und elastisch gespeichertem potentiellen Energieanteil (siehe Abbildung 5.25)

5.1.6 Muskuläre Größen

Bei der Diskussion der muskulären Dynamik möchte ich mich an dieser Stelle auf einige Kommentare zu den errechneten Simulationen beschränken. Über die Auswirkungen der Muskelkräfte auf die integrale Dynamik - sichtbar in den Bodenreaktionskräften, den Gelenkwinkel- und Gelenkmomentverläufen sowie der Umwandlung der Energieformen - habe ich in den Abschnitten 5.1.2, 5.1.4 und 5.1.5 schon Aussagen getroffen. Der Vergleich der von den Muskelkräften entscheidend abhängigen Zwangskräfte in den Gelenken mit an Hüftprothetikern gewonnenen Belastungsdaten ist dem Abschnitt 5.1.7 zu entnehmen. Die Abbildungen 5.27 bis 5.34, in denen die Zeitverläufe der Längen und Kontraktionsgeschwindigkeiten aller modellierten CEe des rechten Beins als Block wiedergegeben sind, dienen zum einen der Vergleichbarkeit zu anderen Gangsimulationen, zum anderen demonstrieren sie aber auch die Redundanz des Modells bei zehn Gelenkfreiheitsgraden und 28 CEen.

Das EMG der Messung ist ein Maß für elektrische Nettoaktivitäten vieler motorischer Einheiten an der Muskeoberfläche, welches zudem Datenverarbeitungsstufen (Filterung, Gleichrichtung und Integration) durchlaufen hat. Die Stimulation *STIM* der Simulation hingegen ist der Steuerparameter der volumenlosen Fadenstruktur des CEs. Auf die Problematik der Vergleichbarkeit bin ich in den Abschnitten 3.4.4 und 4.1.2 bereits eingegangen, sie geht jedenfalls nicht so weit, daß man den geglätteten Kurvenverlauf eines EMG in den Zeitverläufen von *STIM* wiederfinden kann. In natura folgt auf elektrische Stimulation eine Kaskade von chemisch-mechanischen Ereignissen, das wichtigste Ziel der vorgestellten Muskelmodellierung ist eine korrekte Abbildung des Zeitverhaltens dieser dem Stimulus folgenden Kraftentwicklung im Muskel-Sehnen-Apparat gewesen. Geht man von einer solcherart validen Abbildung aus, so sind die Zeitphasen der Stimulationssignale (bestimmt durch Einsatzzeitpunkte und Dauer) bezogen auf den Gehzyklus (auch im Vergleich zwischen den Muskeln) sowie deren Amplitudenabstufung im Zeitverlauf (nur innerhalb eines Muskels) Charakteristika, die am ehesten für einen Vergleich zwischen Messung und Simulation geeignet sind.

Die Übereinstimmung von EMG (Abbildung 5.39) und *STIM* in diesen Charakteristiken ist am offensichtlichsten für M. gluteus maximus (Abbildung 5.40), M. gastrocnemius (im Experiment nur der laterale Kopf abgegriffen) und M. tibialis anterior (beide: siehe Abbildung 5.43). Für die Mm. vasti (lateraler und medialer Kopf zeigen im Experiment keinen Unterschied) gilt dies nur für die Aktivitätsphase kurz nach Fußaufsatz, wo jene Muskeln entscheidend dazu beitragen, das Einknicken im Knie des Standbeins zu verhindern. Selbst die in der Messung identifizierbare Phasenverschiebung zwischen dem Standbein-Aktivitätspeak des M. gluteus maximums und dem der Mm. vastii tritt übereinstimmend in der Simulation auf. Hingegen könnte man den in der Simulation sichtbaren Aktivitätspeak der Mm. vasti und M. rectus femoris zu Beginn der zweiten Hälfte der Schwungphase, wie schon im Abschnitt 5.1.2 angesprochen, als pathologisch bezeichnen. Die Schwungbeinaktionen wurden von mir demnach bisher nicht ausreichend optimiert im Sinne minimaler Muskelaktionen zur Ausnutzung der Pendeleigenschaften.

Der Blick auf die Aktionen der ischiocruralen Muskulatur der Oberschenkelrückseite (Abbildung 5.42) deutet in die gleiche Richtung. Zum einen ist die meßbare Stimulation direkt vor dem Fußaufsatz praktisch nicht vorhanden, dafür sind während der Standphase und zu Beginn der Schwungphase Stimuli in der Simulation in Phasen erkennbar, in denen bei mittleren Gehgeschwindigkeiten das EMG völlig ruhig bleibt. Sie rühren auf jeden Fall daher, daß im Modell die gesamte das Hüftgelenk überstreichende Muskulatur zu Balanceaktionen benötigt wird (das gilt ebenso für den M. rectus femoris). Diese Aktionen müßten also dann geringer werden oder verschwinden, wenn im Modell ein Becken mit Freiheitsgraden, die die Lendenwirbelsäule modellieren und die vor allem durch Rumpfmuskulatur kontrolliert werden, hinzukäme.

Man kann weiterhin sowohl bei sehr geringen als auch bei sehr hohen Gehgeschwindigkei-

ten in den Meßkurven der Abbildung 5.39 sehen, daß der mittlere Geschwindigkeitsbereich wohl der ballistische ist, denn außerhalb dessen treten vermehrt muskuläre Kontrollsignale gerade der ischiocruralen Muskulatur auf. Im übrigen ist im Modell das Stimulationssignal des M. semimembranosus stark korreliert zu dem des M. semitendinosus. Seine unsinnig erscheinende, überproportionale Überhöhung kommt durch die von mir angenommene Form der Gleichung (4.3) zustande, in der die Stimulation abhängig von der *relativen* Abweichung der Länge des CEs von der Solllänge postuliert wurde. Dies sollte Anlaß dazu sein, die Parametrisierung in Gleichung (4.3) noch einmal zu überarbeiten, d.h. die Normierung auf $(1 - \delta)\lambda_j$ wegzulassen, was eine Nachkorrektur in erster Linie des κ -Wertes mit dem Faktor $\approx 10\text{m}^{-1}$ und möglicherweise eine geringe Anpassung der Zielkonfigurationen in Tabelle 4.5 erfordern sollte. Auch das Normieren auf L_{CEopt} anstatt $(1 - \delta)\lambda_j$ ist denkbar, wodurch das Rückkopplungssignal des Reflexkreises in Abhängigkeit zur Differenz zwischen momentaner Länge und Solllänge *pro Faserlänge* modelliert würde. Auf dieses Thema geht noch einmal Abschnitt 5.2.5 ein.

In den Abbildungen 5.56 bis 5.61 ist das Zeitverhalten zweier im Hinblick auf das Verhältnis \tilde{L} von Sehnenruhe- zu Faserlänge extremer Muskel–Sehnen–Komplexe gegenübergestellt: M. gluteus maximus ($\tilde{L} = 0.18$) und M. semimembranosus ($\tilde{L} = 5.65$). Bei Muskeln mit niedrigem \tilde{L} ist die Kopplung zwischen Muskeldynamik und Umgebungseinflüssen extrem stark (Sehnenkraft fast ein Abbild der Bodenkraft, l_{CE} eines des Hüftwinkelverlaufs). Solche mit großem \tilde{L} haben als Tiefpaß eher Informations- (in ihrer Aktivierung) oder Energiespeicherfunktion (in ihrer Sehne; siehe dazu auch Abschnitt 5.1.5, M. soleus: $\tilde{L} = 9.0$).

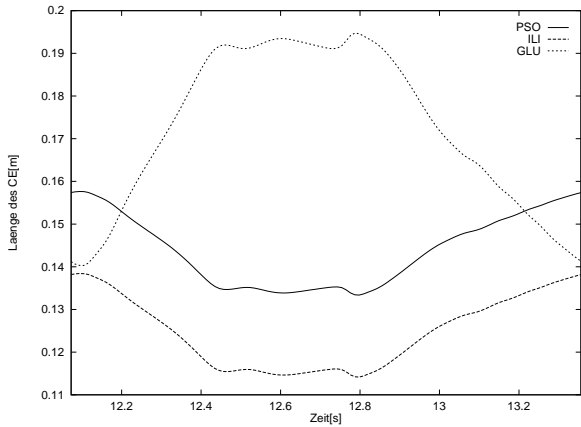


Abbildung 5.27: Gehen: Längen der CEe der Hüftmuskulatur des rechten Beins

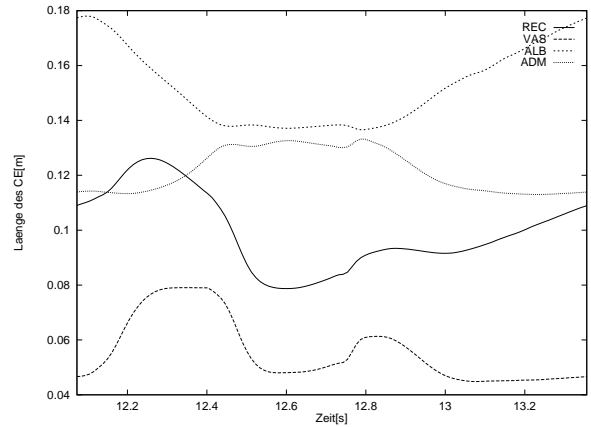


Abbildung 5.28: Gehen: Längen der CEe der vorderen Oberschenkelmuskulatur des rechten Beins

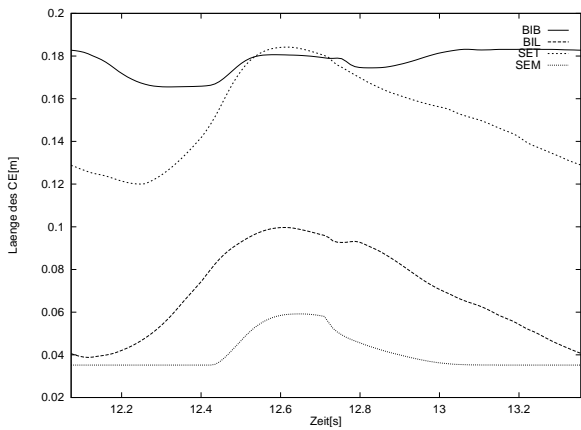


Abbildung 5.29: Gehen: Längen der CEe der ischiocruralen Muskulatur des rechten Beins

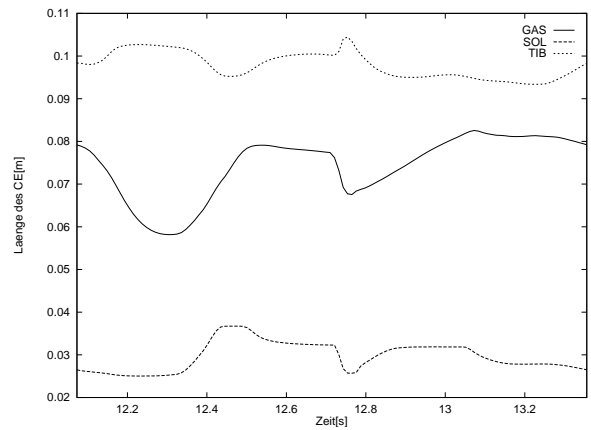


Abbildung 5.30: Gehen: Längen der CEe der Sprunggelenkmuskulatur des rechten Beins

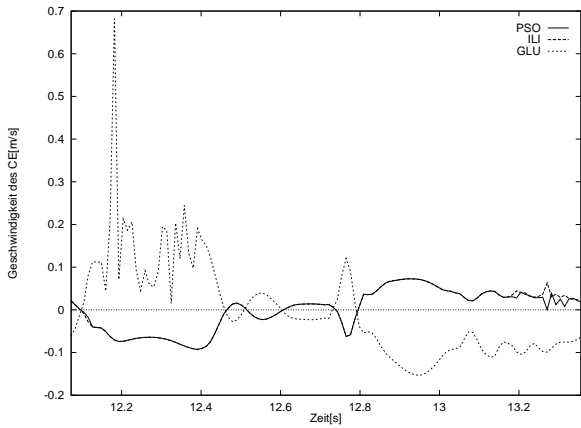


Abbildung 5.31: Gehen: Geschwindigkeiten der CEE der Hüftmuskulatur des rechten Beins

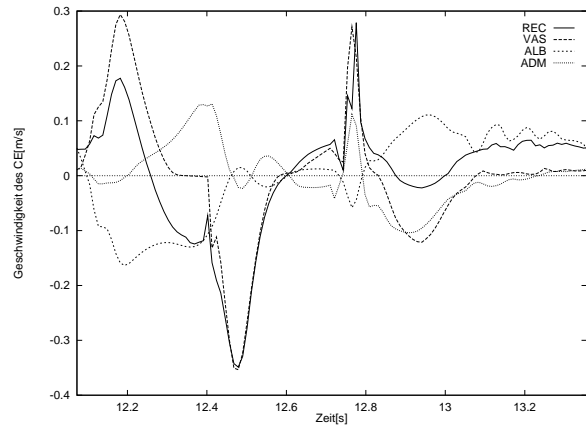


Abbildung 5.32: Gehen: Geschwindigkeiten der CEE der vorderen Oberschenkelmuskulatur des rechten Beins

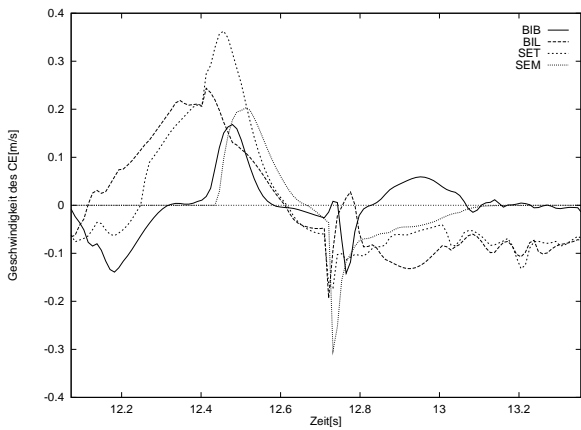


Abbildung 5.33: Gehen: Geschwindigkeiten der CEE der ischiocruralen Muskulatur des rechten Beins

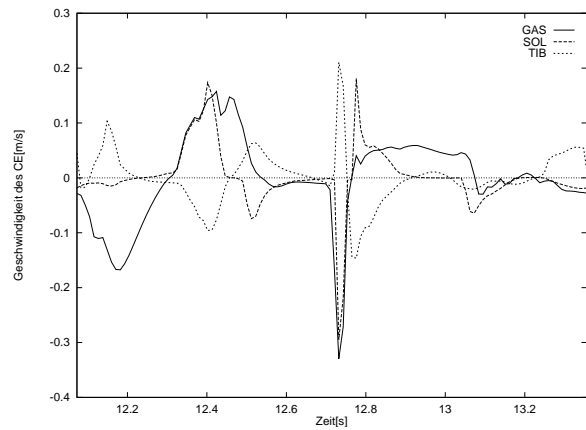


Abbildung 5.34: Gehen: Geschwindigkeiten der CEE der Sprunggelenkmuskulatur des rechten Beins

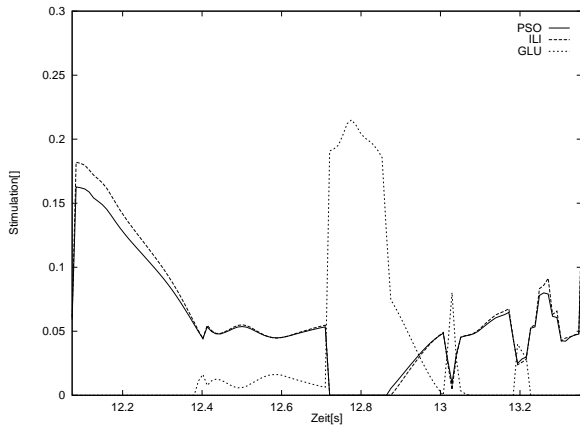


Abbildung 5.35: Gehen: Stimulation der Hüftmuskulatur des rechten Beins

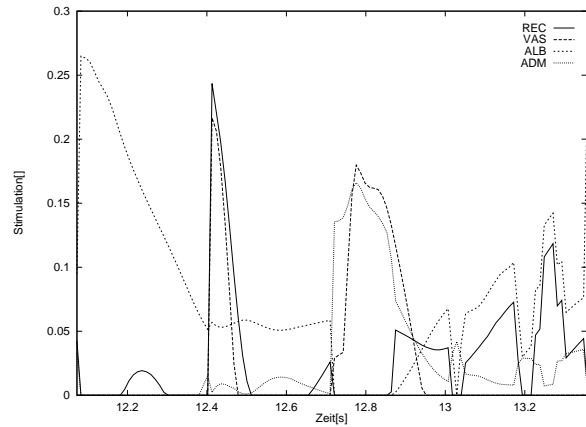


Abbildung 5.36: Gehen: Stimulation der vorderen Oberschenkelmuskulatur des rechten Beins

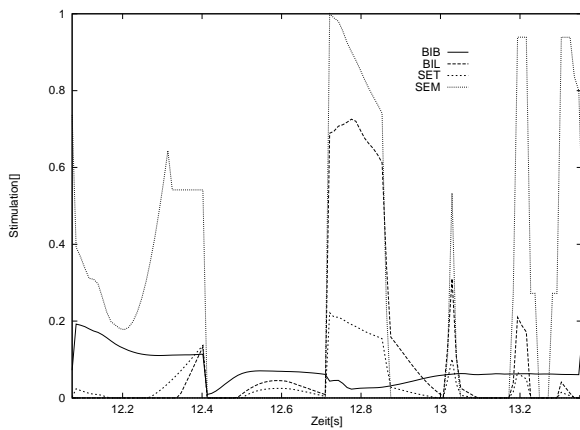


Abbildung 5.37: Gehen: Stimulation der ischio-cruralen Muskulatur des rechten Beins

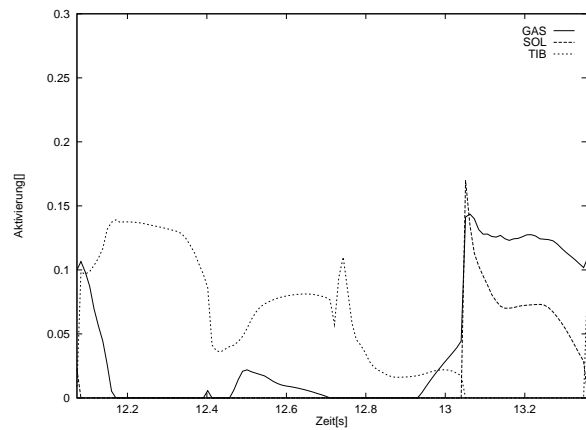


Abbildung 5.38: Gehen: Stimulation der Sprunggelenkmuskulatur des rechten Beins

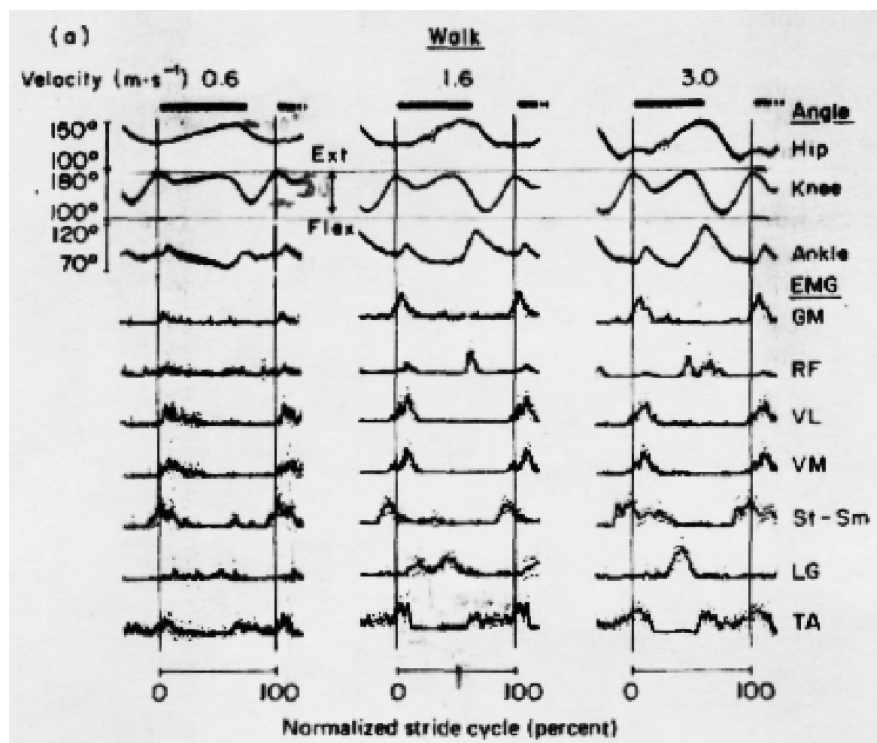


Abbildung 5.39: Gehen: EMG-Messungen eines Beins über Gehzyklus, entspricht linkem der Simulation (Geschwindigkeiten: 0.6m/s, 1.6m/s, 3.0m/s); Abbildung aus Nilsson et. al. [103]; Bezeichnungen mit Entsprechungen in Klammern: GM(GLU), RF(REC), VL+VM(VAS), St(SET), Sm(SEM), LG(GAS), TA(TIB)

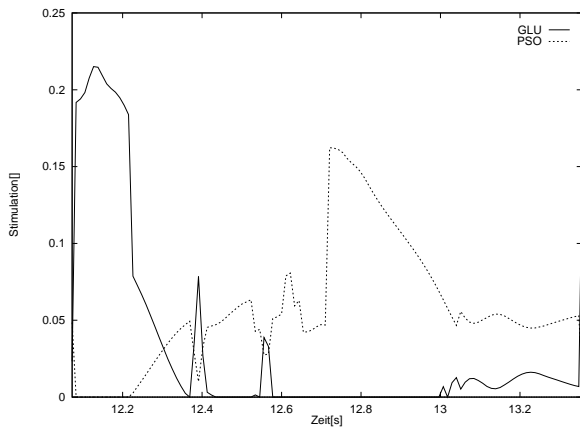


Abbildung 5.40: Gehen: Stimulation ausgewählter Hüftmuskeln links

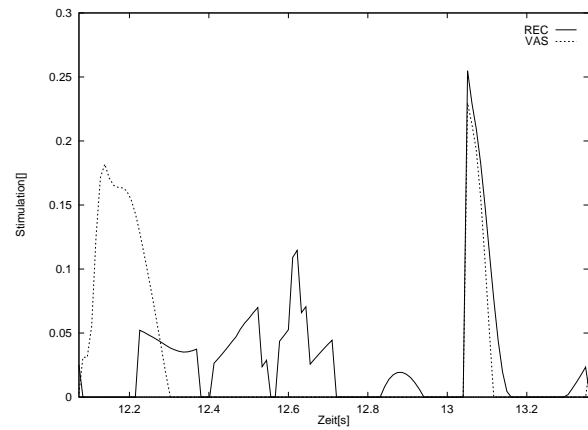


Abbildung 5.41: Gehen: Stimulation ausgewählter Oberschenkelmuskeln links

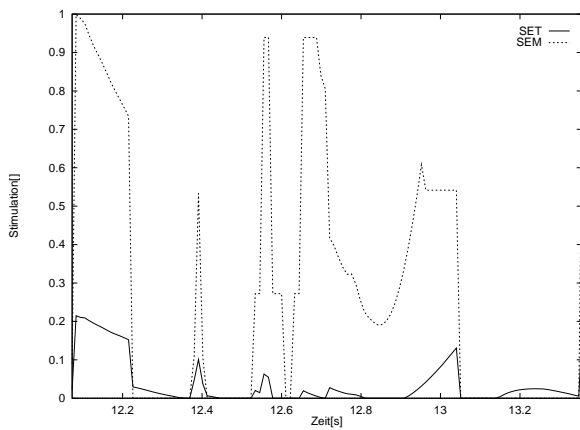


Abbildung 5.42: Gehen: Stimulation ausgewählter ischiocruraler Muskeln links

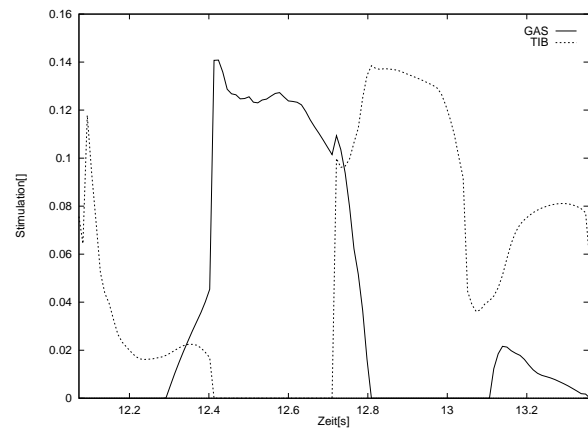


Abbildung 5.43: Gehen: Stimulation ausgewählter Sprunggelenkmuskeln links

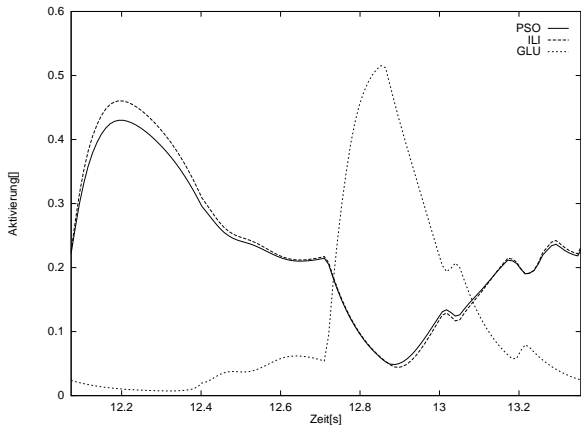


Abbildung 5.44: Gehen: Aktivität der Hüftmuskulatur des rechten Beins

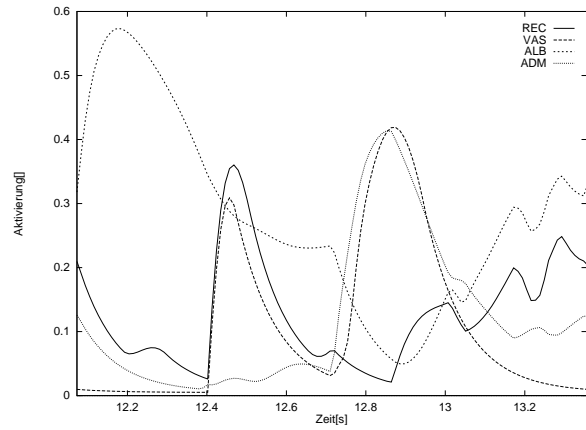


Abbildung 5.45: Gehen: Aktivität der vorderen Oberschenkelmuskulatur des rechten Beins

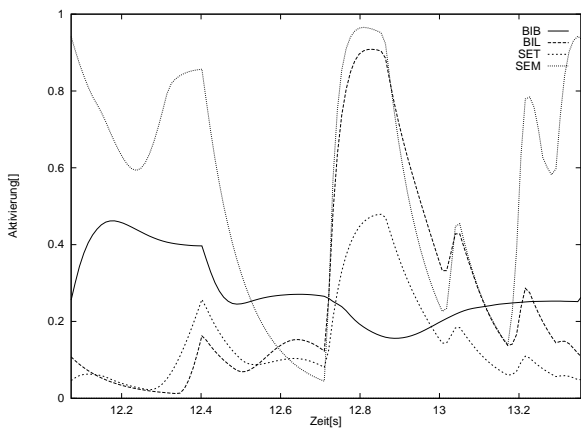


Abbildung 5.46: Gehen: Aktivität der ischiocruralen Muskulatur des rechten Beins

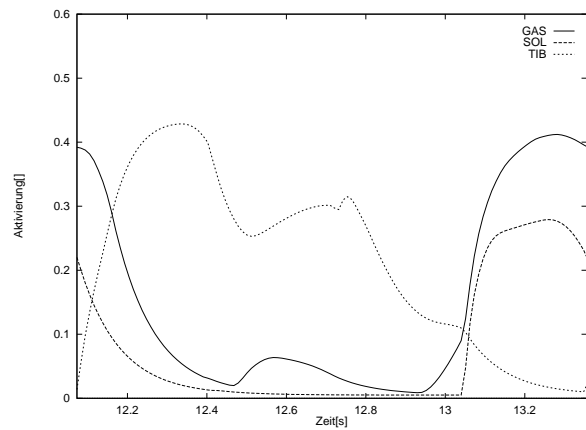


Abbildung 5.47: Gehen: Aktivität der Sprunggelenkmuskulatur des rechten Beins

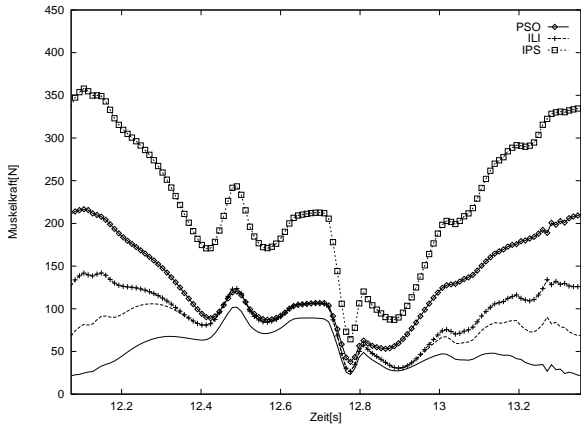


Abbildung 5.48: Gehen: Kraft in *M. iliacus* und *M. psoas* des rechten Beins und zugehörigem SEE (IPS); Linie ohne Punkte Kraft im CE, Linie mit Punkten Summe der Kräfte in CE und PEE

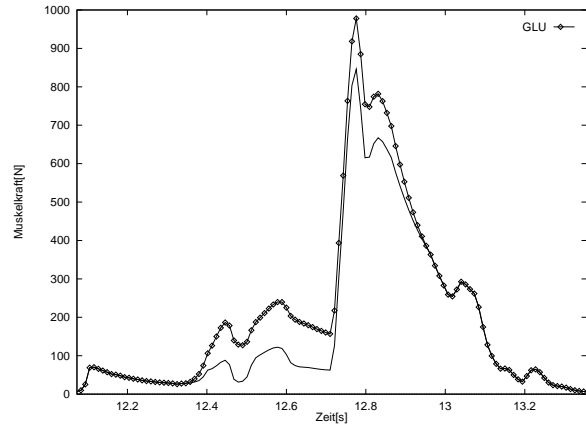


Abbildung 5.49: Gehen: Kraft im *M. gluteus maximus* des rechten Beins; Linie ohne Punkte Kraft im CE, Linie mit Punkten Summe der Kräfte in CE und PEE (identisch der Kraft im SEE)

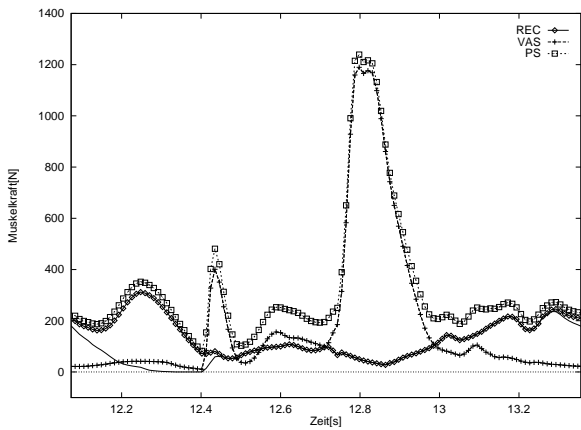


Abbildung 5.50: Gehen: Kraft im *M. quadriceps femoris* des rechten Beins; Erläuterung siehe Abbildung 5.48; keine Kraft in PEE der *Mm. vasti*

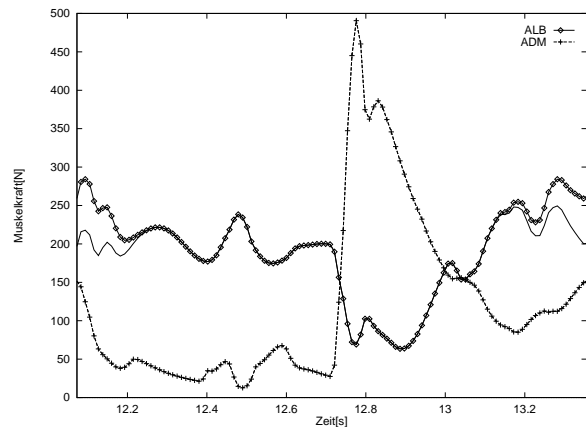


Abbildung 5.51: Gehen: Kraft in *M. adductor magnus* und *M. adductor longus/brevis* des rechten Beins; Erläuterung siehe Abbildung 5.49

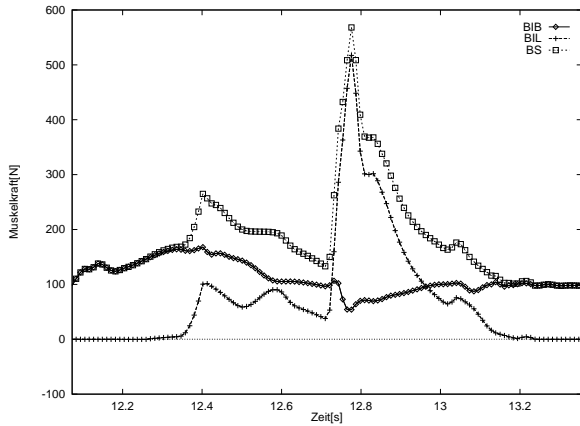


Abbildung 5.52: Gehen: Kraft in *M. biceps femoris* des rechten Beins; zugehöriges SEE ist BS; keine Kräfte in den PEEen

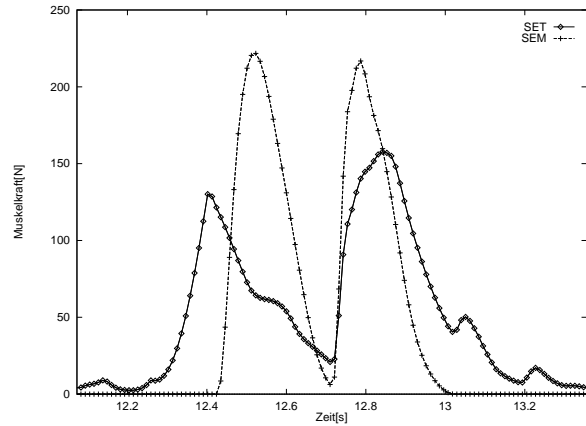


Abbildung 5.53: Gehen: Kraft in *M. semitendinosus* und *M. semimembranosus* des rechten Beins; keine Kräfte in den PEEen

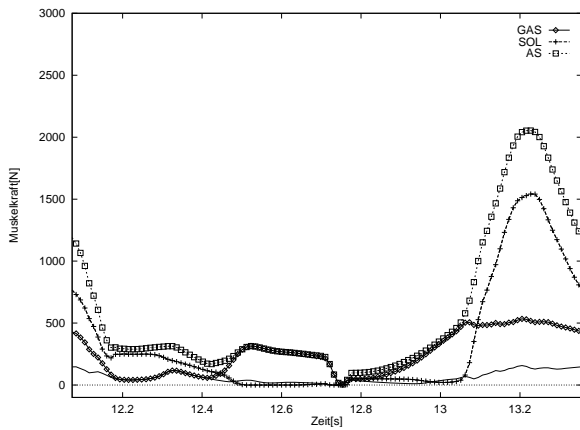


Abbildung 5.54: Gehen: Kraft in *M. triceps surae* des rechten Beins; zugehöriges SEE ist AS; *M. gastrocnemius* am stärksten gedehnter Modellmuskel, keine Kraft im PEE des *M. soleus*

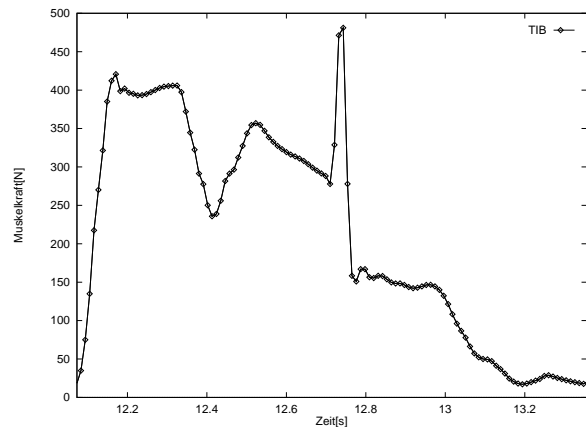


Abbildung 5.55: Gehen: Kraft in *M. tibialis anterior* des rechten Beins; keine Kraft im PEE

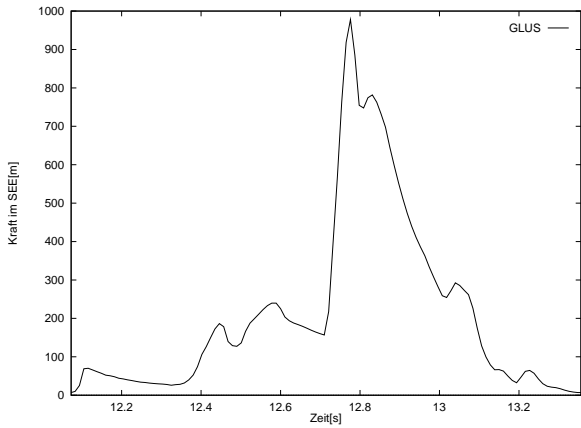


Abbildung 5.56: Gehen: Kraft im SEE des *M. gluteus maximus* des rechten Beins

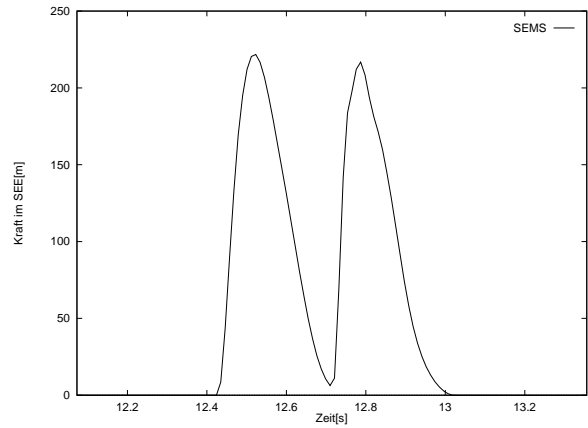


Abbildung 5.57: Gehen: Kraft im SEE des *M. semimembranosus* des rechten Beins

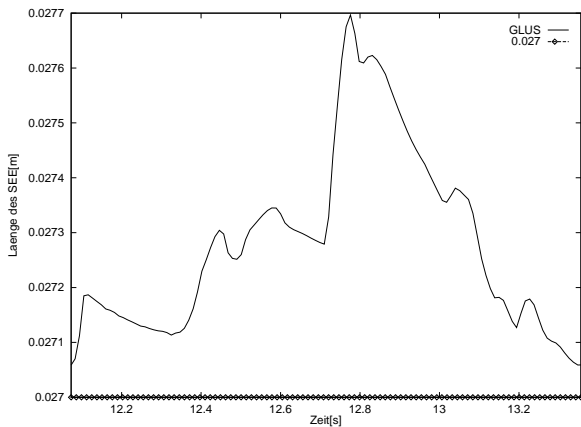


Abbildung 5.58: Gehen: Länge des SEEs des *M. gluteus maximus* des rechten Beins

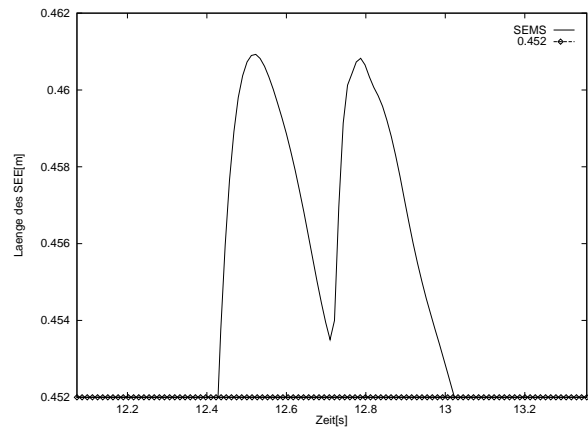


Abbildung 5.59: Gehen: Länge des SEEs des *M. semimembranosus* des rechten Beins

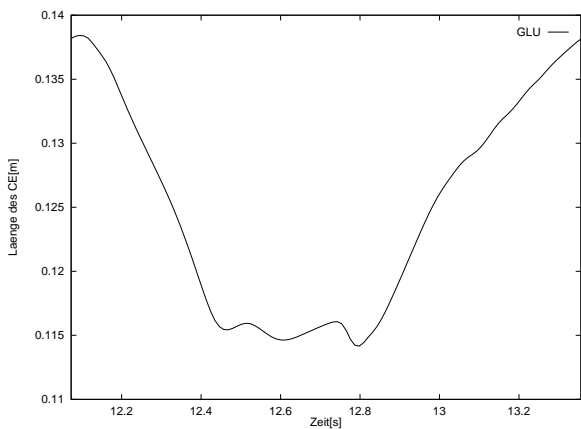


Abbildung 5.60: Gehen: Länge des CEs des *M. gluteus maximus* des rechten Beins

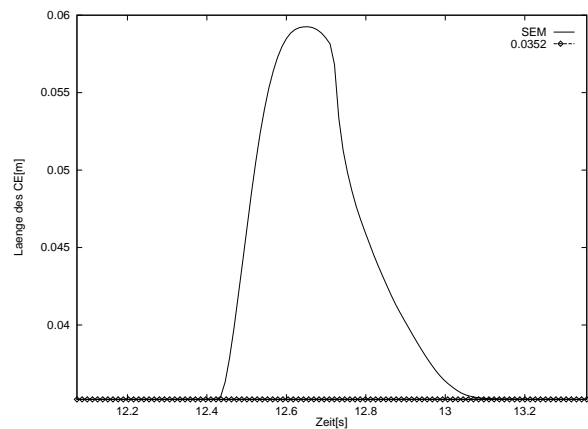


Abbildung 5.61: Gehen: Länge des CEs des *M. semimembranosus* des rechten Beins

5.1.7 Gelenkkräfte

Es ist zu erwarten, daß die simulierten Zwangskräfte schon bei Verwendung meines zweidimensionalen Starrkörpermodells für den menschlichen Gang in Sprung- und Hüftgelenk physiologische Gelenkbelastungen annähern. Denn sowohl ein elastischer Fuß als auch muskulärer Antrieb wurden als die beiden bestimmenden Faktoren bereits berücksichtigt. Der Fuß kann *ohne* vorherige Flugphase des Körpers und damit nicht notwendigerweise mit Impact–Peak motorisch kontrolliert am Boden aufgesetzt werden kann. Hingegen werden über Kniebelastungen kaum valide Aussagen resultieren, da die korrekten Kraftwirkungen aufgrund der Vernachlässigung der Patella wohl nicht wiedergegeben sind.

Der Kraftvektor im Sprunggelenk (siehe Abbildung 5.63) zeigt bis auf kleine Abweichung in der ersten Hälfte der Kontaktphase in Richtung der Unterschenkelachse, der Wert beträgt im Maximum im Moment maximaler Dorsalflexion ungefähr das Vierfache des Körpergewichts. Dieser Wert resultiert auch schon aus statischen Betrachtungen: Das Sprunggelenk wird durch das in diesem Moment alleinige Tragen des einfachen Körpergewichts ($\approx 700\text{N}$) auf dem Standbein zuzüglich dem ungefähr dreifachen Körpergewicht (siehe Abbildung 5.54), das in der Achillessehne an Kraft im Ballenstand aufgebracht werden muß, zusammengepreßt und zwar dominant in Richtung der Sehne, die wiederum praktisch parallel zum Unterschenkel verläuft.

Die Zwangskraft in der Hüfte hängt zum einen sehr stark von der Art des Gangs ab (siehe Abbildung 5.64 für die „Norm-“Simulation und 5.66 für einen aufrechteren, langsameren und sanfteren Gang) zum anderen aber auch extrem von der Kontraktion aller Hüftmuskeln. Die Minimierung der Zwangskraft im Hüftgelenk (vor allem der Parallelkomponente zur Oberschenkelachse) in Annäherung an gemessene Werte (siehe Abbildung 5.65) von Hüftprothesenträgern [2], welche in ihren Prothesen eingebaute Kraftmeßdosens mit sich trugen, war ein entscheidendes Kriterium bei der Festlegung des Stimulationsparametersatzes (4.4). Bei der „Norm-“Simulation wirkt in der ersten Hälfte der Standphase ein Maximum von etwa dem Vierfachen des Körpergewichts (gegenüber dem Dreifachen in der Messung bei vergleichbarer Gehgeschwindigkeit), in der zweiten ein identischer Wert von etwa dem zweifachen Körpergewicht. In der Schwungphase ist der Wert der Zwangskraft aufgrund der schon im Abschnitt 5.1.2 diskutierten zu primitiven motorischen Steuerung mit zuvielen unnötigen Muskelaktivitäten und dem resultierenden hohen Muskelkraftniveau deutlich zu hoch bei etwa einem Körpergewicht. In der Messung liegt der Wert bei etwa einem Viertel des Körpergewichts.

Bei Freigabe von Beckenfreiheitsgraden in einer dreidimensionalen Modellierung existiert auf der einen Seite eine Tendenz, die auf Verringerung der Hüftkraft gegenüber dem zweidimensionalen Fall zielt, nämlich die Fähigkeit durch *Absenkung* [76, 88, 129] der Schwungbeinseite beginnend mit dem Fußaufsatz des neuen Standbeins im ersten Teil der Standphase dem auflastenden Körpergewicht weniger als die für die Erhaltung der Statik notwendigen Muskelmomente und damit -kräfte entgegenzusetzen. Auf der anderen Seite muß die Hüfte durch eine gegenüber meinem Modell erhöhte Anzahl an Muskeln aus der Sagittalebene heraus gegen übermäßiges Abkippen im Einbeinstand gesichert werden und jeder krafterzeugende Muskel, welcher versucht die Waage zu halten, erhöht die Gelenkkräfte.

Das Fazit lautet: Die errechneten Resultate der Zwangskräfte sind ermutigend und sprechen deutlich für die Validität des Modells. Die Methode der Bewegungssynthese unter Verwendung von Muskelkräften zur Bestimmung bzw. Vorhersage von Gelenkbelastungen besitzt sehr viel Potential und wird erst recht durch Kopplung von dreidimensionaler Muskelmodellierung [81], Finite–Elemente–Modellierung des Skeletts [121] und dynamischer Bewegungssteuerung mächtig.

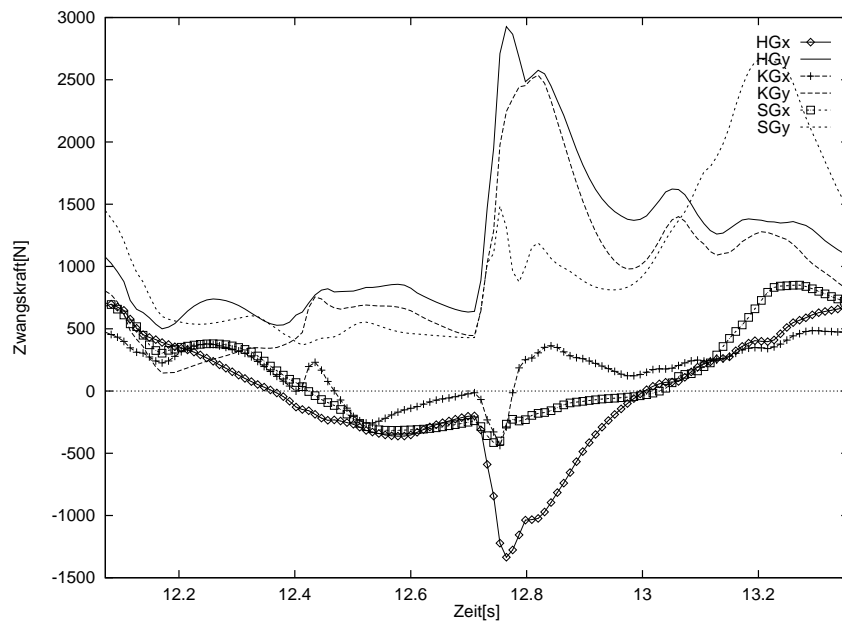


Abbildung 5.62: Gehen: Zwangskraftverläufe in Hüft-, Knie- und Sprunggelenk des rechten Beins in Komponenten bezüglich Inertialsystem

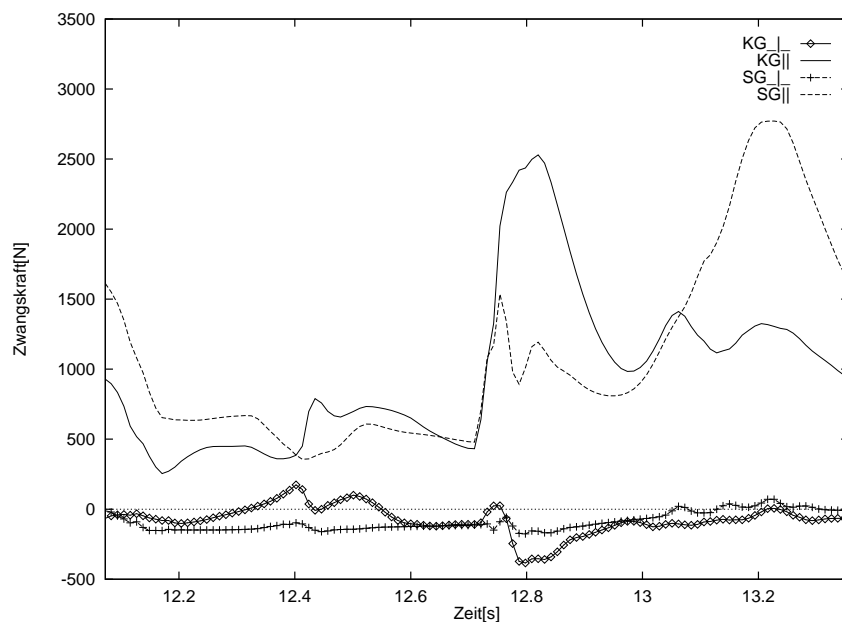


Abbildung 5.63: Gehen: Zwangskraftverläufe in Knie- und Sprunggelenk des rechten Beins im körperfesten Koordinatensystem des Unterschenkels; \perp steht für die Komponente senkrecht zur US-Achse, \parallel für die parallele; Gewichtskraft entspricht $\approx 700\text{N}$

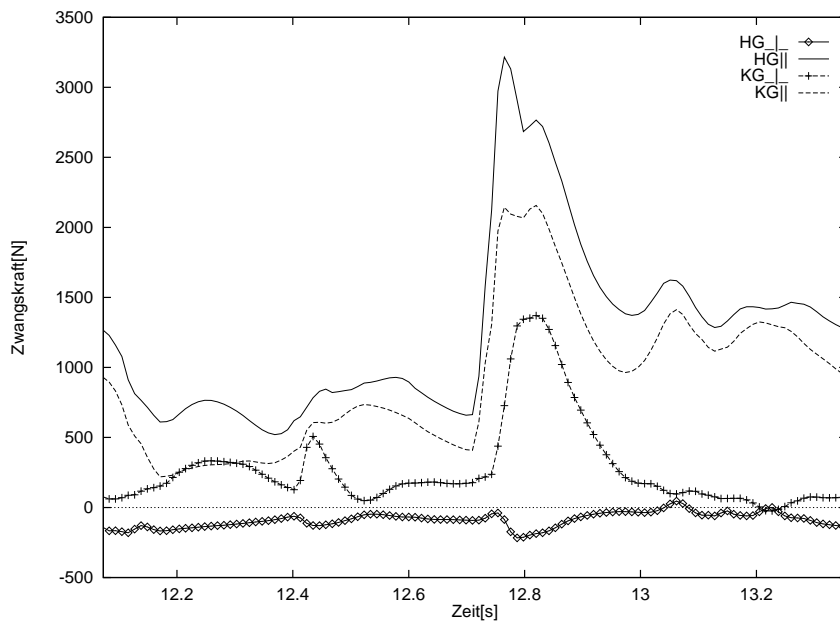


Abbildung 5.64: Gehen: Zwangskraftverläufe in Hüft- und Kniegelenk des rechten Beins im körperfesten Koordinatensystem des Oberschenkels; \perp steht für die Komponente senkrecht zur OS-Achse, \parallel für die parallele; Gewichtskraft entspricht $\approx 700\text{N}$

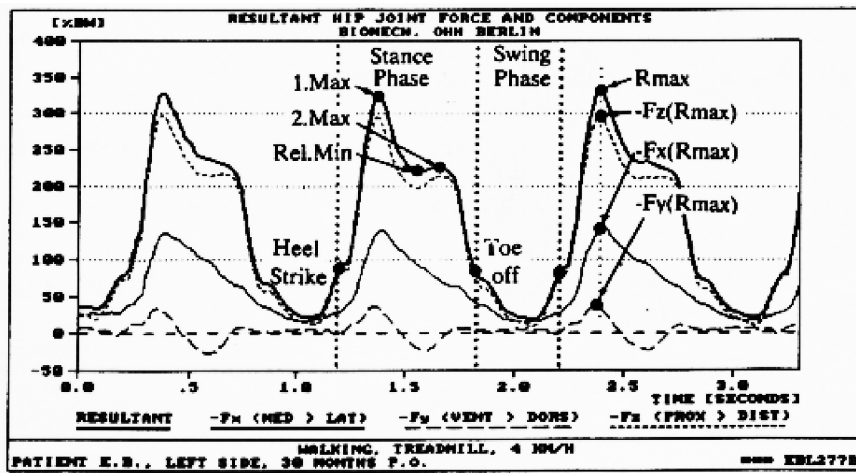


Abbildung 5.65: Gehen: Gemessene Gelenkkraft (in Prozent des Körpergewichts) am Kopf eines Hüftgelenkimplantats (linkes Bein) zweieinhalb Jahre nach Operation; Laufbandgeschwindigkeit 4km/h ($\approx 1.1\text{m/s}$); dargestellt über drei Gangzyklen Betrag (dicke durchgezogene Linie) sowie Komponenten im körperfesten System des Femur entlang dessen Längsachse (kurz gestrichelt, positive Werte bedeuten nach distal gerichtet), senkrecht zur Sagittalebene (durchgezogen, positive Werte bedeuten nach lateral gerichtet) und in Sagittalebene senkrecht zur Längsachse (lang gestrichelt, positive Werte bedeuten nach dorsal gerichtet)

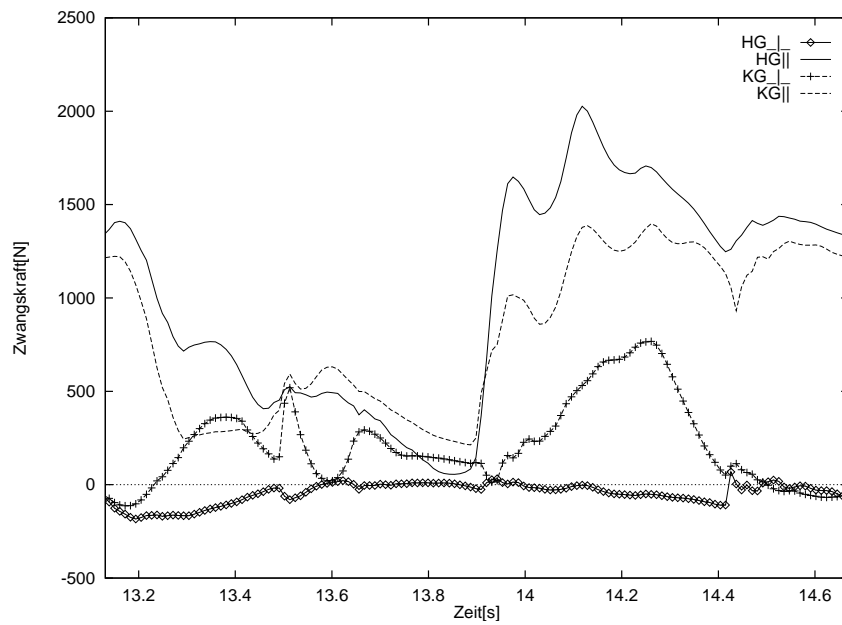


Abbildung 5.66: Gehen: Analog zu Abbildung 5.64 Zwangskraftverläufe in Hüfte und Knie für den „sanften“ Simulationslauf, dessen Bodenkräfte in Abbildung 5.14 dargestellt sind

5.2 Parametervariationen

5.2.1 Lockeres Schwungbein

In der Schwungphase eines Beins sinkt der Betrag der gemessenen Kräfte am Hüftkopf auf ca. ein Viertel der Gewichtskraft (siehe Abbildung 5.65), während in der vorgestellten Simulation (siehe Abbildung 5.64) in dieser Phase der vergleichbare Wert viermal höher liegt. Da eine Versteifung von Gelenken in der Schwungphase auf dem gleichen Niveau wie dem in der Standphase nicht nötig erscheint, wenn es darum geht, das Gehen ökonomischer zu gestalten - d.h. synergistische Muskelstimulationen in den Phasen zu verringern, in denen sie eher zur gegenseitigen Ermüdung denn zur Sicherung des Bewegungszieles beitragen -, habe ich untersucht, welchen Einfluß die Verwendung eines Wertes $\delta_{Schw} = 0$ statt $\delta = 0.05$ während der Schwungphase auf die Bewegung und die Hüftzwangskraft hat. Aus der Betrachtung der Abbildungen 5.70 und 5.71 ist ersichtlich, daß das Zwangskraftniveau im Hüftgelenk tatsächlich während der Schwungphase deutlich von der Muskelverspannung abhängt. Hingegen wird die Gesamtbewegung kaum beeinflusst (vergleiche Abbildungen 5.67 bzw. 5.68 und entsprechende 5.1 bzw. 5.11), allerdings schleift der Fuß des Schwungbeins ein etwas verlängertes Zeitintervall am Boden.

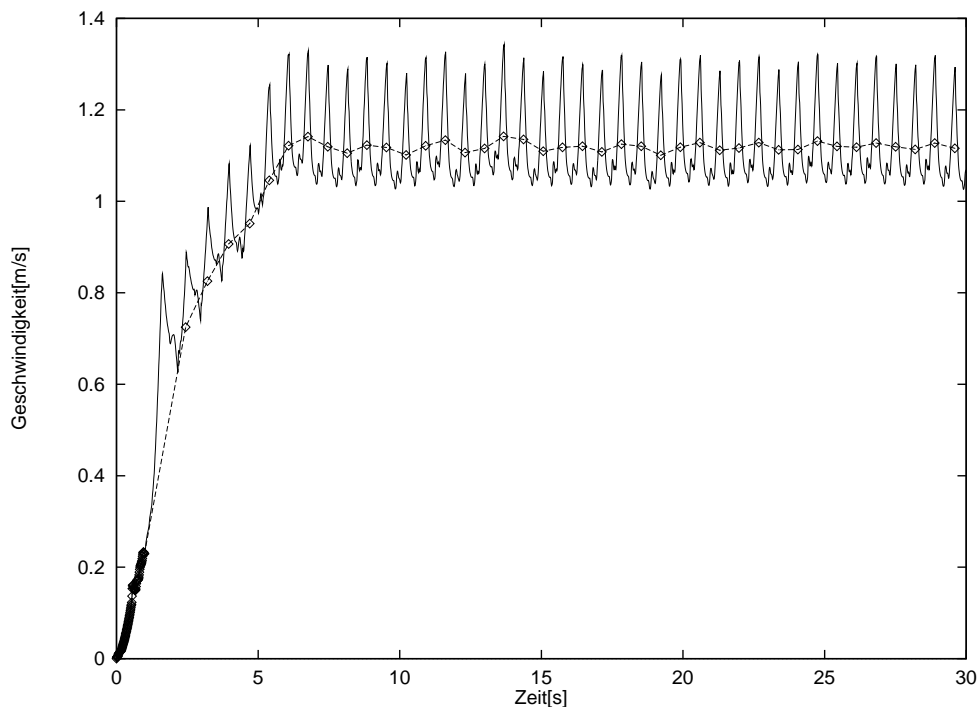


Abbildung 5.67: Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts im Fall $\delta_{Schw} = 0$ (durchgezogene Linie); gemittelter Verlauf gestrichelt zwischen Punkten eingezeichnet

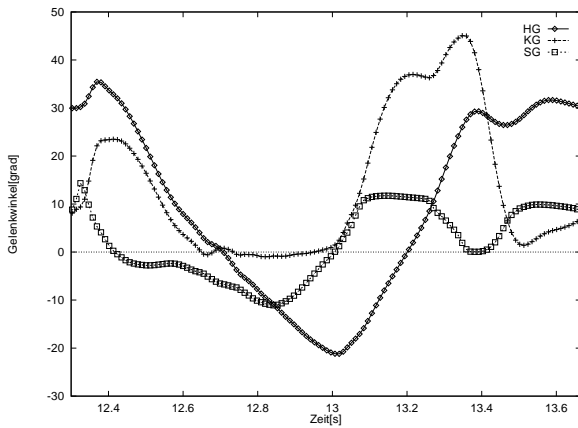


Abbildung 5.68: Gehen: Gelenkwinkelverläufe des linken Beins im Fall $\delta_{Schw} = 0$

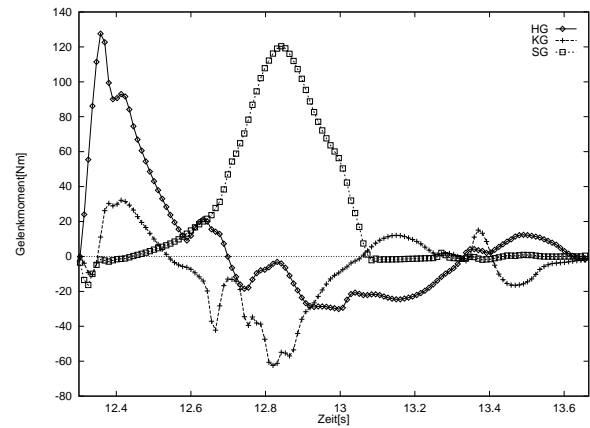


Abbildung 5.69: Gehen: Gelenkmomentverläufe des linken Beins im Fall $\delta_{Schw} = 0$

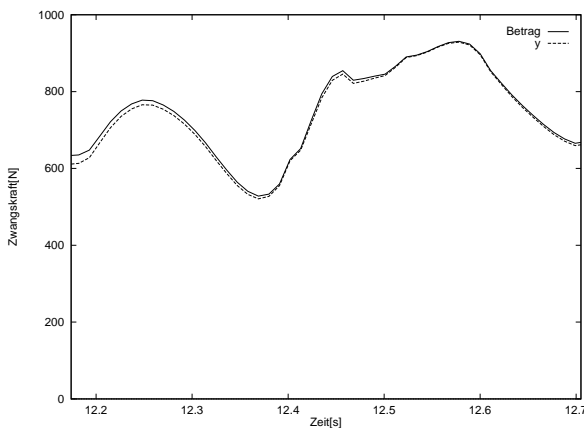


Abbildung 5.70: Gehen: Zwangskraftverläufe im Hüftgelenk des rechten Beins im körperfesten Koordinatensystem des Oberschenkels während der Schwungphase; Ausschnitt aus der Darstellung in Abbildung 5.64; durchgezogene Linie der Betrag, gestrichelte die dominierende Komponente parallel zur OS-Achse; Zeitintervall zwischen Verlassen des Bodens durch rechte Zehe (12.174s) und erneuter erster Kontaktdetektion der rechten Ferse (12.705s)

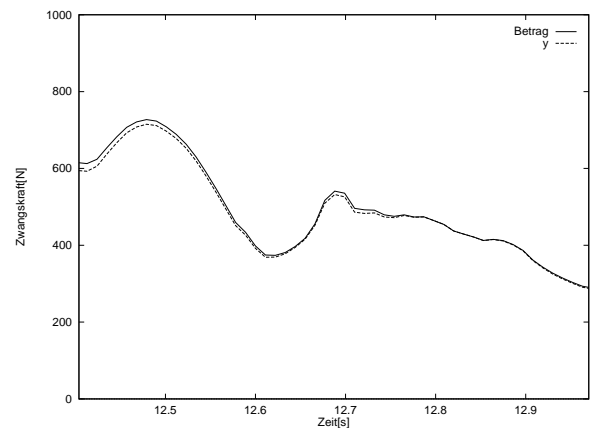


Abbildung 5.71: Gehen: Unterschied zu Simulation der Abbildung 5.70 ist Setzen des Stimulationsparameters der Verspannung auf $\delta_{Schw} = 0$ für das Schwungbein; Zeitintervall von 12.404s bis 12.970s

5.2.2 Erhöhte Rumpfmasse

Die Steuerung ist robust gegen Veränderung der Massenverteilung. Um dies zu demonstrieren, habe ich testweise Rumpfmasse und -trägheitsmoment um 30% erhöht. Das Modell reagiert korreliert zu einer Tendenz zum Aufrichten des Rumpfes mit einer Verringerung der mittleren Horizontalgeschwindigkeit.

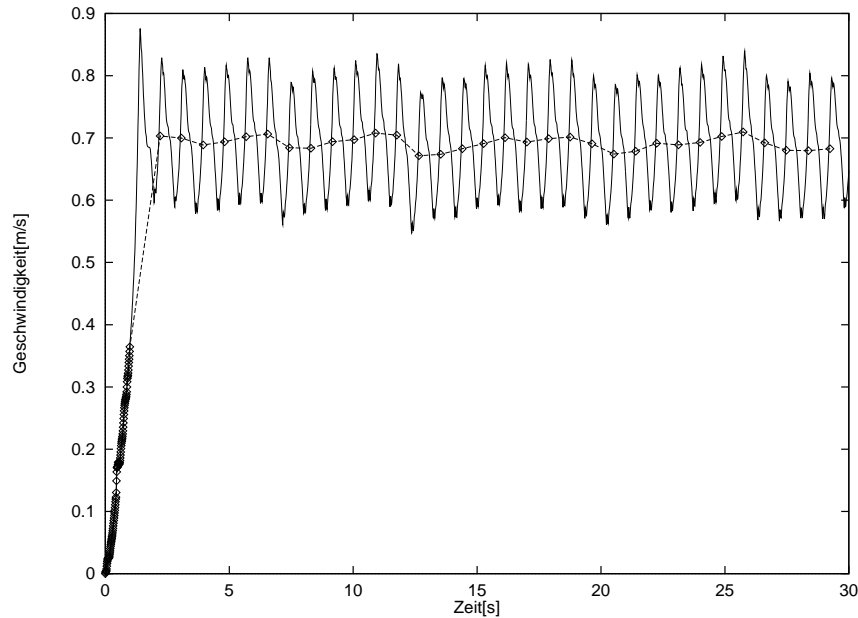


Abbildung 5.72: *Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts bei 30% erhöhter Rumpfmasse und erhöhtem Rumpfrägheitsmoment (durchgezogene Linie); gemittelter Verlauf gestrichelt zwischen Punkten eingezeichnet*

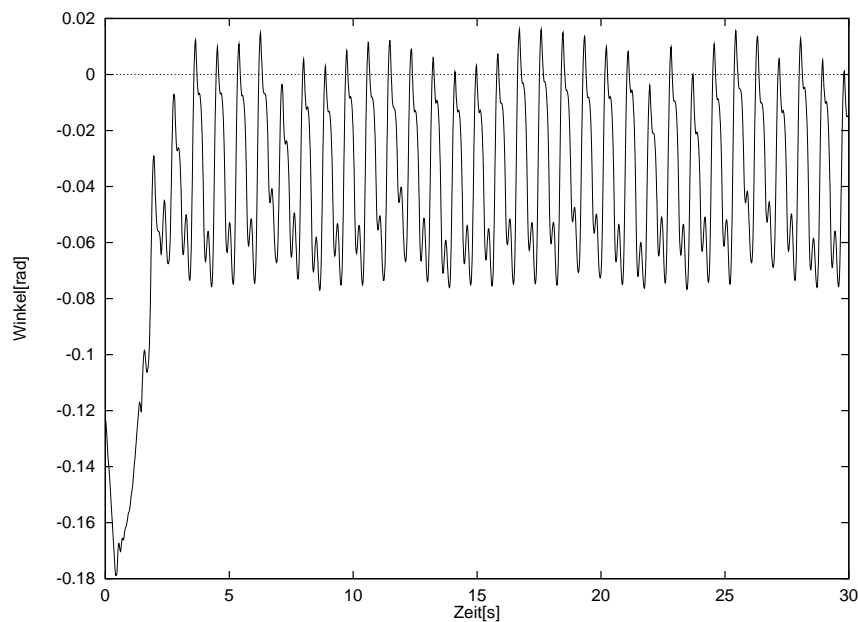


Abbildung 5.73: *Gehen: Rumpfwinkel in Modellebene bei 30% erhöhter Rumpfmasse und erhöhtem Rumpfrägheitsmoment*

5.2.3 Modifikation der Zielkonfigurationen

Eine naheliegende Frage im Zusammenhang mit der Vorgabe der Zielkonfigurationen der Tabelle 4.5 lautet: Wie empfindlich reagiert die Modellbewegung auf deren Variation. Ich habe deshalb versucht, das Tableau unter dem Gesichtspunkt, die Änderungen der Zielkonfigurationen von Phase zu Phase auf ein Minimum einzuschränken, manipuliert. Alle sonstigen Parameterwerte einschließlich der Strategie der Modellbalance blieben dabei erhalten.

Im Sprunggelenk

Simuliert wurde die Vorgabe eines einzigen Wertes der Dorsalflexion im Schwungbein. Man

	$\Delta\varphi_{H/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{H/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/Schw}$ [°]
<i>Knie heben</i>	5	10	-5	35	75	-25
<i>Bein setzen</i>	0	10	5	40	20	-25

Tabelle 5.1: *Modifikation der Zielwinkelstellung im Sprunggelenk des Schwungbeins; Änderung gegenüber Tabelle 4.5 eingerahmt*

braucht, je nach Parameterwerten L_{start} und $F_{PEE_{max}}$ der PEEe, welche den passiven Widerstand der Wadenmuskulatur gegen Dehnung bestimmen, die Vorgabe einer mehr oder weniger ausgeprägten Dorsalflexion, um dem Schleifen des Beins am Boden vorzubeugen. Eine Abstufung über die Schwungbeinphase ist demnach unnötig, eine Stimulation des M. tibialis anterior, die ausreicht in der ersten Schwungphase das Hängenbleiben von Zehe und Ballen zu verhindern, ist auch eine günstige Vorenergierung im Hinblick auf den Beginn des Fußabrollens nach Fersenaufsatz.

Im Hüftgelenk

Simuliert wurde die Vorgabe einer einzigen Hüftzielstellung im Standbein. Die Wahl der Zielstel-

	$\Delta\varphi_{H/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{H/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/Schw}$ [°]
<i>Knie heben</i>	0	10	-5	35	75	-25
<i>Bein setzen</i>	0	10	5	40	20	-25

Tabelle 5.2: *Zusätzliche Modifikation der Zielwinkelstellung im Hüftgelenk des Standbeins; Änderung gegenüber Tabelle 4.5 eingerahmt*

lungen im Hüftgelenk des Standbeins ist kritisch im Hinblick auf die gesamte Modellbalance, da die Hüftmuskulatur nicht nur wesentlich die Bewegungsamplitude (Schrittlänge) des Modells bestimmt, sondern parallel dazu auch Balance und Orientierung der großen Rumpfmasse im Raum. Eine stärkere Entkopplung der Vortriebs- von der Balancesteuerung ist durch verfeinerte Modellierung des Becken–Rumpf–Bereichs zu erwarten. In dieser würde ein Großteil der das Hüftgelenk überstreichenden Muskulatur meines Modells (M. gluteus maximus, M. iliacus, M. biceps longus, M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. adduktor magnus, M. adduktor longus/brevis) zwar am Becken angreifen, jedoch bewirkten deren Kräfte bei Modellierung des Lendenwirbelbereichs (durch zumindest ein Gelenk) nicht instantan eine so starke mechanische Kopplung zwischen Beinbewegung und allen kranial zum Beckenbereich liegenden Massen. Die Balancesicherung wäre dann schwerpunktmäßig auf andere Muskelgruppen, nämlich die um die Wirbelsäule gruppierten, verlagert.

Insgesamt lautet die Erfahrung: Kritisch vor allem sind die Vorgaben der Hüftzielstellungen, zuviel Streckung im Standbein bedeutet sofort starkes Aufrichten oder Rücklage, fünf Grad weniger Beugung im Schwungbein führt zum Hängenbleiben des Fußes am Boden. Wichtig ist auch die Steuerung der sukzessiven Dorsalflexion im Sprunggelenk, d.h., die Zielstellung bei „Knie heben“ im Standbein darf um nicht mehr als fünf Grad variiert werden. Im Knie darf eine Beugeschwellwert, der hier bei $\approx 15^\circ$ liegt, nicht überschritten werden, denn dann kann das Modell plötzlich im Standknie einknicken.

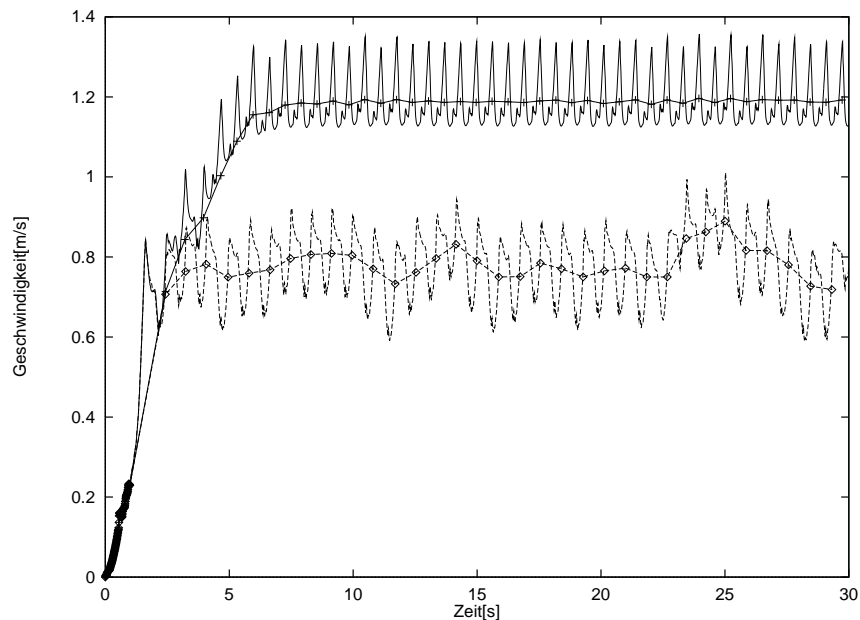


Abbildung 5.74: Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts; durchgezogene Linie für Tabelle 5.1, gestrichelte für Tabelle 5.2

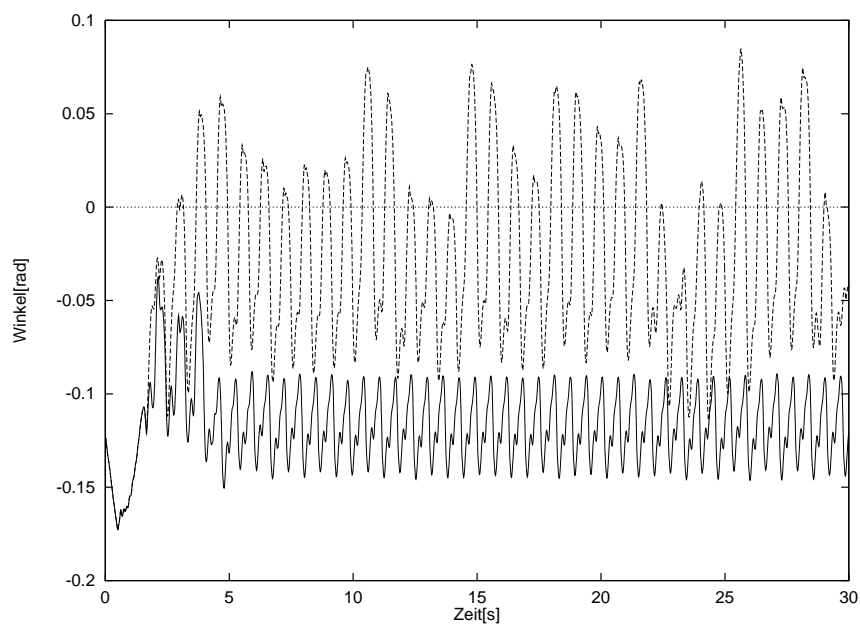


Abbildung 5.75: Gehen: Rumpfwinkel in Modellebene durchgezogene Linie für Tabelle 5.1, gestrichelte für Tabelle 5.2

5.2.4 Mondgang

Ein entscheidender Vorteil von rein synthetischen Computermodellen ist, daß man im Vertrauen auf ihre vorher vielfältig ausgetestete Validität in Situationen hineinextrapolieren kann, die dem Experiment prinzipiell oder aus ethischen Erwägungen oder auch aus Kostengründen nicht zugänglich sind. Einen Versuch, den menschlichen Gang auf dem Mond zu simulieren, empfand ich in diesem Zusammenhang als ein nettes Anwendungsbeispiel von eher spielerischem Charakter. Es demonstriert gleichwohl die Möglichkeiten, die das Modell im Hinblick auf Fragestellungen der Bewegungssteuerung bietet.

Für Steuerung des Gehens bei auf $\approx \frac{1}{6}$ verringerter Gravitationsbeschleunigung ($g_{y_{Mond}} = -1.64\text{m/s}^2$) mußten einzig die zwei zentralen Steuerparameter κ und δ der Muskelstimulation gegenüber der ausführlich in Abschnitt 5.1 vorgestellten Simulation bei Erdgravitation angepaßt werden:

$$\kappa = 0.3, \quad \delta = 0.02, \quad \sigma = 0\text{s} \quad . \quad (5.1)$$

Die stabilisierende Wirkung von $\sigma = 0.02\text{s}$ war hier unnötig wie man aus den Abbildungen 5.76 und 5.77 ersehen kann. Auftakt- und Balanceparametrisierung sowie Zielkonfigurationen - alles konnte identisch zu den Erdbedingungen gewählt werden. Zusätzlich mußten aber zwei Kunstgriffe angewandt werden: Simulationsstart erfolgte mit einer Anfangsbedingung 4mm weniger tief im Boden und mit 30grad/s Vorwärtsrotation des Rumpfssegments. Beide sind Folge der für Erdgravitation konsistent erarbeiteten Anfangsbedingung für das Modell.

Ersteres bewirkt, daß die im Fersenpolster gespeicherte elastische Energie das Modell zu Beginn nicht „hüpfen“ läßt. Zweiteres hat den Zweck, der durch in den Achillessehnen und den PEEen der Mm. gastrocnemii gespeicherte elastische Energie ausgelösten anfänglichen Rückwärtsrotation einen Anfangsdrehimpuls entgegenzusetzen. Die modellierte Vorneigeaktion „Vorfallen lassen“ (siehe Tabelle 4.4) war allein nicht stark genug, diese heftige Anfangsstörung zu kompensieren. Als Alternative hätten die Anfangslängen der Achillessehnen um ein paar Millimeter herabgesetzt werden können. „Rechtes Knie heben“ und „Rechtes Bein setzen“ konnten im Anschluß daran ordnungsgemäß ausgeführt werden.

Die Schwingdauer eines physikalischen Pendels ist auf dem Mond um den Faktor $\sqrt{g_y/g_{y_{Mond}}} \approx 2.5$ erhöht [88]. Die Endgeschwindigkeit sinkt fast proportional zu $\frac{1}{2.5}$, das deutet auf Zeitskalierung wie beim Pendel hin. Die Muskelstimulationen sind so, daß sie dem *fast* ballistischen Gehen Raum geben - *fast*, denn in den Abschnitten 5.1.2, 5.1.6, 5.1.7 und 5.2.1 habe ich festgestellt, daß beim jetzigen Modellstand die Muskelaktionen im Schwungbein immer noch zu ausgeprägt sind. Daß bereits der simulierte Gang aus dem Abschnitt 5.1 ($\delta = 0.05$) fast ballistisch ist, zeigt sich ebenfalls darin, daß die Muskelverspannung des Schwungbeins bei weiterer Verringerung (siehe Abschnitt 5.2.1: $\delta_{Schw} = 0$) die Gesamtbewegung kaum beeinflusst. Aus der insgesamt gegenüber dem Gang bei Erdbeschleunigung herunterskalierten Bewegungsgeschwindigkeit folgen mitskalierte Kontraktionsgeschwindigkeiten der CEe, daraus erklärt sich, daß der Wert $\sigma = 0.02\text{s}$ weniger - praktisch keinen - Einfluß auf die Stabilisierung des Mondgangs ausübt.

Es bleibt weiterhin festzuhalten, daß das Modell ausschließlich mit Ballen und Zehe aber niemals mit der Ferse den Boden berührt. Der Fußaufsatz erfolgt aufgrund der Wirkung des PEEs des M. gastrocnemius auf dem Ballen und die Gewichtskraft reicht nicht aus, das Sprunggelenk des Standbeins so nach dorsal gegen diesen passiven Widerstand zu flektieren, daß die Ferse den Boden berührt. Nach dem ersten Aufsatz bewegt sich das Modell stets mit zwei „Zwischenhüpfern“ über des Standbein hinweg (siehe Abbildung 5.83). Nichtsdestoweniger findet das Modell einen stabilen Zyklus.

Das dargestellte Zeitintervall eines Gehzyklus von $t = 15.222\text{s}$ bis $t = 18.014\text{s}$ liegt wieder zwischen zwei aufeinanderfolgenden Kommandos „Rechtes Knie heben“.

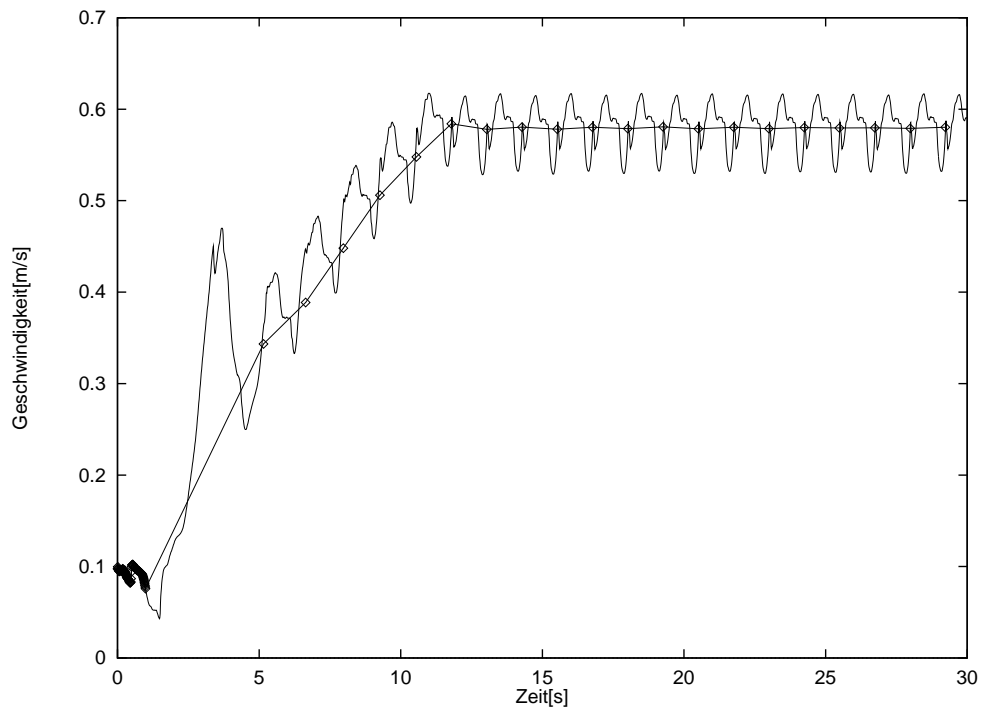


Abbildung 5.76: Mondgang: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts

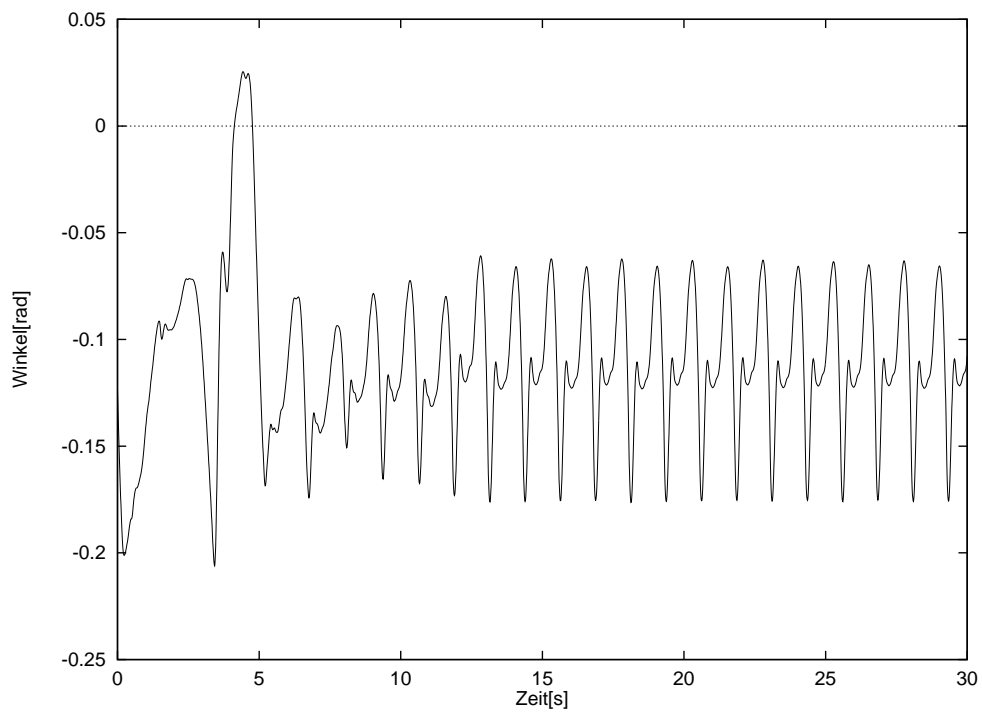


Abbildung 5.77: Mondgang: Rumpfwinkel in Modellebene

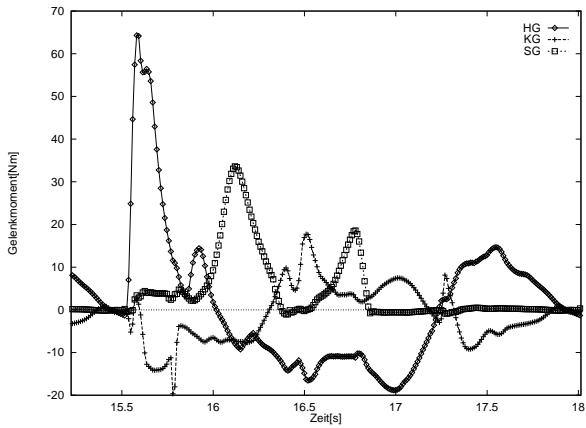


Abbildung 5.78: Mondgang: Gelenkmomentverläufe des linken Beins

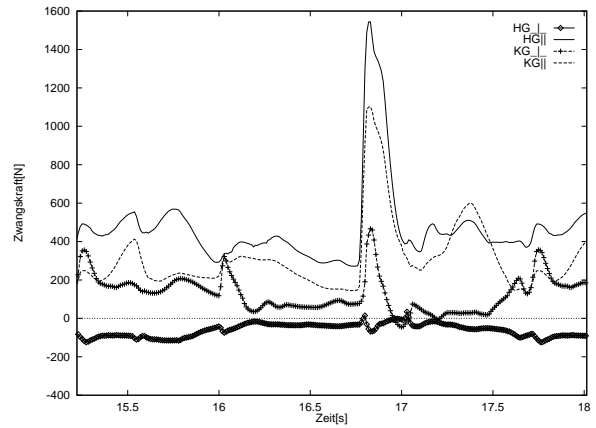


Abbildung 5.79: Mondgang: Zwangskraftverläufe im Oberschenkel des rechten Beins

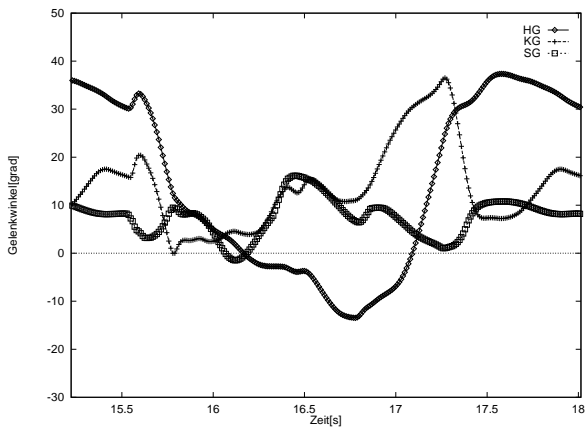


Abbildung 5.80: Mondgang: Gelenkwinkelverläufe des linken Beins

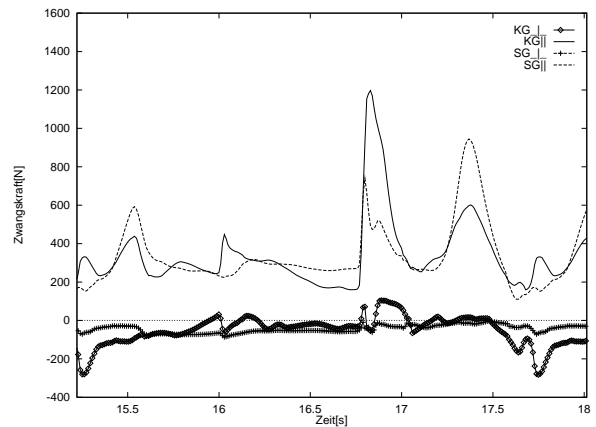


Abbildung 5.81: Mondgang: Zwangskraftverläufe im Unterschenkel des rechten Beins

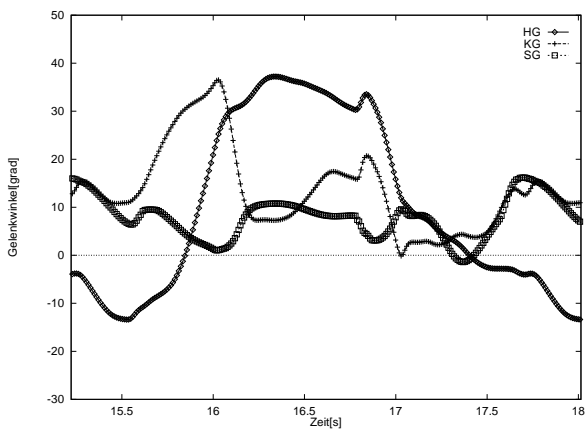


Abbildung 5.82: Mondgang: Gelenkwinkelverläufe des rechten Beins

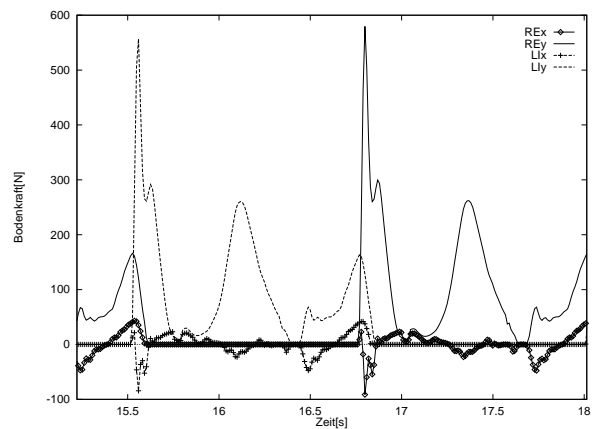


Abbildung 5.83: Mondgang: Bodenreaktionskräfte unter linkem und rechtem Fuß

5.2.5 Variation der Stimulationsparametrisierung

Ich habe an dieser Stelle den Versuch unternommen, die bereits in den Abschnitten 4.1.3 und 5.1.6 angesprochene Stimulationsparametrisierung des Feldmanschen λ -Modells nach Gleichung (4.3) durch Normierung auf L_{CEopt} anstatt $(1 - \delta)\lambda_j$ zu variieren:

$$STIM_j = \kappa \left(\frac{l_{CE/j} - (1 - \delta)\lambda_j + \sigma v_{CE/j}}{L_{CEopt/j}} \right) . \quad (5.2)$$

Dabei stellt sich heraus, daß diese Interpretation der Stimulation des j-ten CEs als ein Dehnungssignal relativ zur optimalen Faserlänge $L_{CEopt/j}$ die Werte der Stimulation aller Modellmuskeln homogenisiert: Speziell die unsinnig hoch erscheinenden Werte des M. semimembranosus (siehe Abbildungen 5.37 bzw. 5.42) kommen in den Wertebereich von unter 0.35 im Maximum (siehe Abbildung 5.87) zu liegen. Alle Parameterwerte, mit denen die Bewegung des Abschnitts 5.1 errechnet worden ist, können zur Erzeugung der erneut stabilen Bewegung weiterverwendet werden - mit einer Ausnahme: Das verringerte Aktivitätssniveau des M. semimembranosus hat eine im Mittel etwa ein Grad stärkere Rumpfvorlage als die der Abbildung 5.2 zur Folge, deshalb fällt das Modell nach 4 Zyklen vorne über. Um Stabilität zu erlangen, waren daher die verwendeten Zielkonfigurationen der Tabelle 4.5 durch eine in der hinteren Standbeinphase („Bein setzen“) gering modifizierte - im Sinne einer etwas stärkeren Soll-Hüftstreckung - zu ersetzen (siehe Tabelle 5.3).

	$\Delta\varphi_{H/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/St}$ [°]	$\Delta\varphi_{H/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{K/Schw}$ [°]	$\Delta\varphi_{S/Schw}$ [°]
<i>Knie heben</i>	5	10	-5	35	75	-25
<i>Bein setzen</i>	-5	10	5	40	20	-25

Tabelle 5.3: Änderung der Zielwinkelstellung des Gehens bei modifizierter Stimulationsparametrisierung; Änderung gegenüber Tabelle 4.5 eingerahmt, diejenige im Sprunggelenk wurde als Vereinfachung aus Abschnitt 5.2.3 übernommen

Die Zeitverläufe der Standsimulation aus Abschnitt 4.2.2 ändern sich geringfügig, Standbalance bleibt aber erhalten. Zur Veranschaulichung der stabilen Gesamtdynamik des Modells soll an dieser Stelle die Wiedergabe des Zeitverlaufs der Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts in Abbildung 5.84 dienen.

Für eine zukünftige Stimulationsmodellierung ist daher die Parametrisierung der Gleichung (5.2) derjenigen nach Gleichung (4.3) vorzuziehen, da sie die direkte Interpretation der Stimulation im λ -Modell als ein Spindelsignal, welches aus der lokalen Dehnung der Muskelmasse resultiert, zuläßt. Sie fügt sich damit als nahtlose Erweiterung in die Modellierung eines mit L_{CEopt} , F_{max} und L_{SEE0} skalierbaren generischen Muskelmodells [174] ein.

Noch eine Bemerkung sei der Verknüpfung eines geschwindigkeitsabhängigen Stimulationssignals mit einer Muskeldynamik erster Ordnung gewidmet. In letzterer (Gleichung 3.7) ist die Kontraktionsgeschwindigkeit *keine* Zustandsvariable. Deshalb ist die Implementierung der Stimulation aus den Gleichungen (4.3) bzw. (5.2) als *Eingabegröße* der Aktivierungsdynamik (3.9) nur dann möglich, wenn der Modellierer bei der Integration der Muskeldynamik in dieser Reihenfolge zuerst $\dot{l}_{CE} = v_{CE}(l_{CE}, l_{Muskl}, q)$, dann $STIM(l_{CE}, v_{CE})$ und dann $\dot{q}(q, l_{CE}, STIM)$ berechnen kann, da dann bei der Stimulationsberechnung v_{CE} als bekannte Größe verwendbar ist. In „simsys“ werden an jeder Integrationsstützstelle zuerst alle Beschleunigungen im MKS, danach die Geschwindigkeiten aller mitintegrierten (Verknüpfungs-)Punkte und zum Schluß die zeitlichen Änderungen aller übrigen mitintegrierten Variablen (Aktivierung) bestimmt. Deshalb stehen z.B.

nach Lösen des Gleichungssystems für die Beschleunigungen der Starrkörper diese an der gleichen Integrationsstützstelle in der Benutzerfunktion zur Berechnung der Punktgeschwindigkeiten zur Verfügung. Das gleiche gilt für die Kontraktionsgeschwindigkeiten bei der Berechnung von \dot{q} .

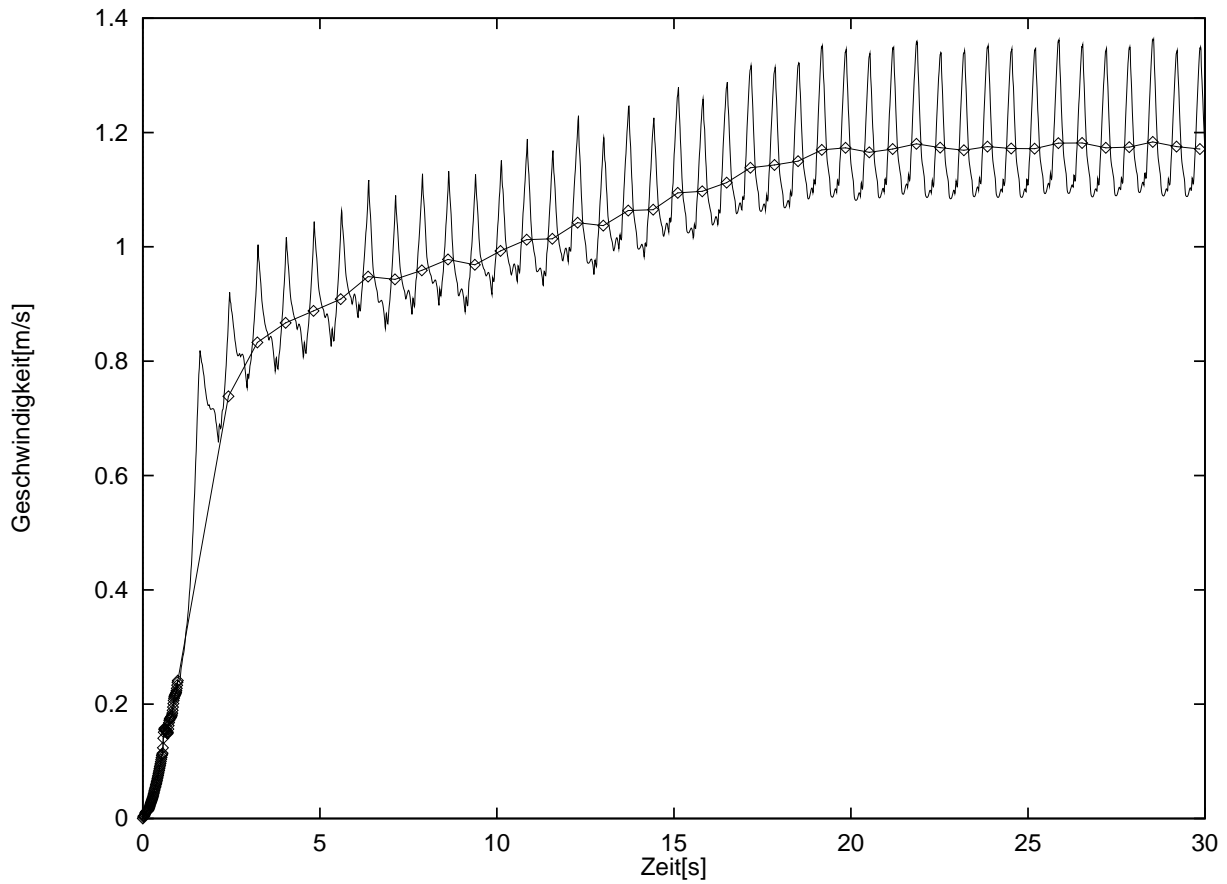


Abbildung 5.84: Gehen: Horizontalgeschwindigkeit des Schwerpunkts bei modifizierter Stimulationsparametrisierung

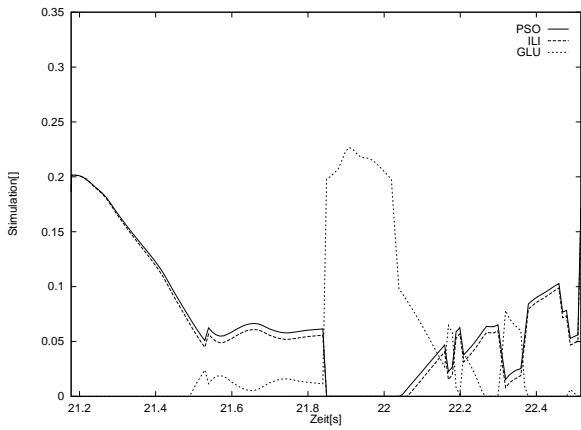


Abbildung 5.85: Gehen: Stimulation der Hüftmuskulatur des rechten Beins bei modifizierter Stimulationsparametrisierung

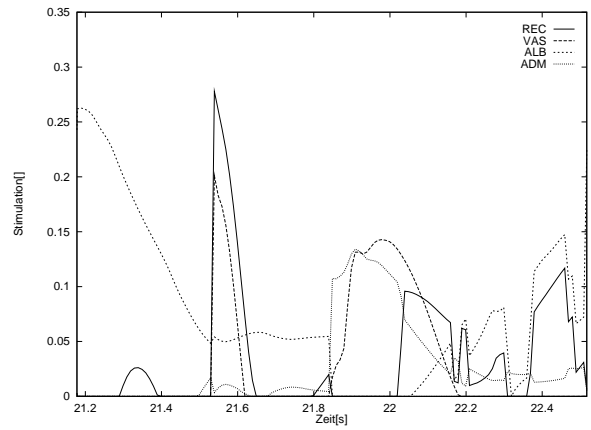


Abbildung 5.86: Gehen: Stimulation der vorderen Oberschenkelmuskulatur des rechten Beins bei modifizierter Stimulationsparametrisierung

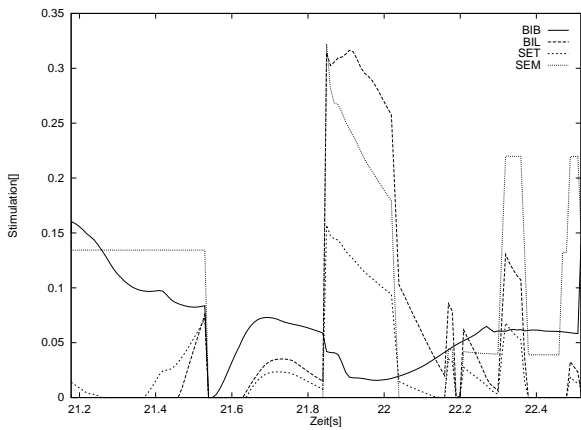


Abbildung 5.87: Gehen: Stimulation der ischiocruralen Muskulatur des rechten Beins bei modifizierter Stimulationsparametrisierung

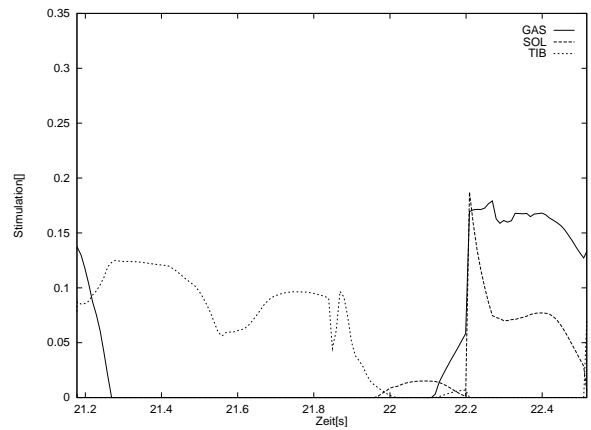


Abbildung 5.88: Gehen: Stimulation der Sprunggelenkmuskulatur des rechten Beins bei modifizierter Stimulationsparametrisierung

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

6.1 Zusammenfassung

Ziel meiner Arbeit war, stabilen menschlichen Gang - vorerst zweidimensional - auf völlig synthetische Art und Weise auf dem Computer zu simulieren. Dahinter steht die Motivation, die Möglichkeiten und Perspektiven aufzuzeigen, welche sich aus diesem methodischen Zugang mittels direkter Dynamik *unter Verzicht auf Vorgabe von Trajektorien* ergeben. Dieser Ansatz ist Teil des naturwissenschaftlichen Prinzips, Erkenntnis aus dem Wechselspiel von Messung (von Phänomenen und Parametern) und Modellierung (von parametrisierten Strukturen) zu gewinnen.

Vor allem aufgrund der umfangreichen Modellierungsvorarbeit (Parametrisierung von Anatomie, Kontaktwechselwirkung zur Umwelt und inneren Kräften), die in einem sinnvollen Verhältnis zur Validität und Aussagekraft des Modells stehen muß, sowie der Erfolgsgewißheit, mit der der Versuch der physiologisch basierten, dynamischen Bewegungskontrolle behaftet ist, ist die Anwendung der synthetischen Methode der direkten Dynamik in der Biomechanik bisher - im Vergleich zu analytischen Zugängen - stark unterrepräsentiert.

Ihre Perspektiven bestehen unter anderem in

1. rein akademischem Erkenntniszugewinn in bezug auf die Kontrolle dynamischer Systeme,
2. der Bearbeitung sportlicher Fragestellungen zur Ausführbarkeit von Bewegungen, zum Verständnis von Techniken und Bewegungsvariationen sowie zur sportlichen Leistungsoptimierung,
3. der Begleitung orthopädischer Eingriffe zur Vorhersage von Operationswirkungen (z.B. Hüftprothetik)
4. einem alternativen Zugang zu neurologischen Problemen der Sensomotorik,
5. der Begleitung technologischer Entwicklung, in die biologische Lösungsmöglichkeiten integriert werden (Bionik: z.B. Laufmaschinen),
6. dem Anstoß zu neuen technologischen oder/und medizinischen Verfahren (z.B. Neuroprothetik),
7. einem neuen Zugang zum Verständnis solcher evolutionärer Phänomene der Lokomotion, bei denen die Wechselwirkung zwischen Umwelt, Morphologie des Bewegungsapparats und Nervensystem eine entscheidende Rolle spielt,
8. sowie der Untersuchung von Szenarien, die dem Experiment im Labor nicht zugänglich sind (z.B. Unfälle oder Raumfahrtsituationen).

Die notwendigen Arbeitsschritte bei der Computersimulation des Gehens bestehen in der Modellierung der Wechselwirkung des Modells zur Umwelt, was die Vorgabe einer Körpersegmentierung (Geometrie sowie Massenverteilung), Gelenkmodellierung und die Parametrisierung einer Fuß–Boden–Wechselwirkung voraussetzt (Anthropometrie und Fußmodell: Kapitel 2), in der Modellierung der inneren Kraftstrukturen (Muskeln und deren Hebelarme: Kapitel 3) und in der Modellierung von neurophysiologisch motivierten Steueraktionen, welche auf die Muskulatur einwirken (Steueralgorithmen: Kapitel 4). Die Bearbeitung dieses Komplexes war im Rahmen meiner Arbeit nur durch Beschränkung auf ein Starrkörpermodell in den zwei Dimensionen der Sagittalebene möglich, weil dadurch bei der Modellierung der Muskelgeometrie auf Literaturdaten der Hebelarmverläufe zurückgegriffen werden konnte und weil weiterhin das Problem der dynamisch zu gewährleistenden Modellbalance vorerst auf Bewältigung der Vorwärts–Rückwärts–Stabilisierung einschränkbar war.

6.2 Erreichter Stand

Die Ergebnisse der Simulationsrechnungen (Stehen: Abschnitt 4.2.2, Gehen Kapitel 5) zeigen, daß das Konzept der Steuerung eines muskel–mechanischen Modells mittels Vorgabe von Zielkonfigurationen („equilibrium point hypothesis“) im Wechselspiel mit Triggersignalen, welche den Systemzustand charakterisieren, in koordinierter Weise sowohl für Balance- als auch für Antriebsaktionen genutzt werden kann. Darüber hinaus zeigen die errechneten Zeitverläufe sowohl äußerer (Bodenreaktionskraft, Gelenkmomente) als auch innerer Variabler (Stimulationen, Zwangskräfte) gute Übereinstimmung mit Meßdaten. Allerdings ist damit weder gesagt, daß so geringe Konfigurationsanzahlen noch allein geometrische Kriterien, wie sie von mir zur Festlegung der Zielkonfigurationen verwendet wurden, ausreichen, um feinmotorische Bewegungen steuern zu können. Zudem hat sich erst zu erweisen, ob ein ähnlich grobmotorisches Vorgehen ausreicht, ein dreidimensionales Modell mit deutlich mehr und schwieriger zu beherrschenden (z.B. Kugelgelenke) Freiheitsgraden beim Stehen, Gehen und Laufen zu kontrollieren. Zusammenfassend kann man zu den vorgestellten Gangsimulationen festhalten, daß sie robust gegen vielerlei Parameteränderungen (Schwungbeinaktion, Zielkonfigurationen, Rumpfmasse, Gravitationsbeschleunigung) sind. Am momentanen Entwicklungsstand stellt das Modell eine stationäre Endgeschwindigkeit auf - je nach variierender Parameterwahl - differierende Werte selbst ein.

Anders als im Konzept des „central pattern generator“ (CPG) [13, 45, 44, 146, 22, 144, 145, 73], in dem rhythmische Bewegung ursächlich auf das periodische Aktivitätsmuster von Motoneuronenpools zurückgeführt wird, ist die zyklische Bewegung im Rahmen meiner Arbeit in der Kopplung von Zielkonfigurationen (λ -Modell) und mechanischen Ereignissen unter Vorgabe mechanischer und neuronaler Modellparameter angelegt. Der Hauptunterschied liegt darin, daß im Falle eines CPG die Eigenfrequenzen des Gesamtsystems durch den Rückkopplungsabgleich der a priori autonomen mechanischen und neuronalen Systeme zustandekommen, während im von mir durchgeführten Ansatz die Bewegung von vorneherein dominiert ist durch mechanische Eigenschaften. Die neuronale Steuerung besitzt hier kein Eigenschwingverhalten, sondern initiiert einen koordinierten Einschwingvorgang in eine vorgegebene mechanische Eigendynamik (ballistisches Schwungbeinpendel). Kontrolle findet durch Verstimmung dieser Eigendynamik unter Verwendung von Rückkopplungssignalen statt. Diese Aussage ist nicht gleichbedeutend mit der Verleugnung interner neuronaler Mustergeneratoren, deren Funktion kann aber z.B. auch die eines Referenzmetronoms sein, um Differenzsignale zwischen tatsächlichem Bewegungsrythmus und internem Takt zur Stabilisierung der Fortbewegung zu nutzen.

Auf einen Aspekt möchte ich an dieser Stelle besonders eingehen: Offensichtlich stabilisiert eine „neuronale Dämpfung“ die mehrgelenkige Bewegung des muskel–mechanischen Modells deut-

lich wirkungsvoller als eine mechanische in Form von Gelenkreibung. Unter „neuronaler Dämpfung“ soll dabei die Abhängigkeit der Stimulationssignale von der Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels verstanden werden. Es sei hier noch einmal daran erinnert, daß sich die Muskelstimulationen im Blickwinkel des von mir verwendeten λ -Modells von Feldman [30, 31, 32] (Abschnitte 4.1.2 und 4.1.2) aus der Rückkopplung der dehnungssensitiven Spindelorgane im Muskel auf die den Muskel ansteuernden Motoneurone ergeben.

Diese neuronale Dämpfung unterscheidet sich von mechanischer in dreierlei Hinsicht, zwei davon sind intrinsische Merkmale. Zum einen „bekämpft“ sie Instabilitäten durch Beeinflussung der *Kraftanstiegsrate* der Muskelkräfte, da sie in der Differentialgleichung (3.9) erster Ordnung für die Aktivität q deren Zeitableitung festlegt. Sie überlagert damit die ohnehin dissipativen Eigenschaften der Muskeln nach der Hillschen Gleichung (3.25), welche sich letztlich aus dem Stoffwechselablauf ergeben. Zweitens verknüpft sie über die Detektion der dynamischen Längenentwicklung mehrgelenkiger Muskeln nicht-lokal - d.h. *längerreichweitig* - die Dynamik einer mehrgliedrigen Kette. Das dritte Merkmal betrifft die mögliche Steuerbarkeit der neuronalen Dämpfung - im Gegensatz zu einer mechanischen - durch den Organismus selber. Mir ist zwar zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine Literatur bekannt, die berichtet, daß Veränderung der Sensitivitäten („gains“) bei unterschiedlichen Bewegungsanforderungen tatsächlich stattfindet. Das Auftreten scheint jedoch wahrscheinlich zu sein, wenn man bedenkt, wie flexibel neuronale Abläufe sind, und wenn man dem Entwurf des λ -Modells, in dem biologische Bewegungssteuerung durch *Parametrisierung* charakterisiert ist, Allgemeingültigkeit zubilligt.

Insgesamt bleibt festzustellen: Das vorliegende Modell zeigt im errechneten Bewegungsverhalten physiologische Validität, wenn es auch nicht unbedingt *die* korrekte Bewegungslösung liefert. Ein großer Schritt in Richtung gesteigerter Validität ist durch dreidimensionale Modellierung der Beckenfreiheitsgrade *und* zumindest dem unteren Sprunggelenk des Fußes zu erwarten.

6.3 Ausblick

Ich möchte zuerst Entwicklungsmöglichkeiten ansprechen, durch welche noch im Zweidimensionalen weitere sinnvolle Vorarbeit im Hinblick auf eine dreidimensionale Modellentwicklung des Menschen geleistet werden kann.

Die erste Aufgabe, die es im Rahmen der Fortsetzung von Computersimulationen des menschlichen Ganges zu bewältigen gilt, ist das Steuern der Gehgeschwindigkeit. Meine Vorstellung bewegt sich in die Richtung, den Übergang von einer zur nächsten Zielkonfiguration nicht sprunghaft, sondern durch die Vorgabe einer konstanten Übergangsrate als neuem Parameter vorzunehmen und dabei den Parameter κ größer zu wählen. Als neurophysiologischen Hintergrund kann man anführen, daß es anatomische Merkmale des Kleinhirns gibt [11], welche - neben der bereits in Abschnitt 4.1.2 angesprochenen hypothetischen Funktion als metrischer Tensor [114] - für dessen Fähigkeit sprechen, Geschwindigkeiten von Erregungswellen über ausgedehnte anatomische Strukturen der Körperperipherie zu detektieren. Demnach stünde zumindest sensorisch ZNS-intern Information über zeitliche Abläufe zur Verfügung. Mein Vorschlag trägt dem Bild Rechnung, daß zum Zwecke der Geschwindigkeitskontrolle die primär mechanisch bestimmte *Grundfrequenz* der Bewegung (ballistischer Gang) durch muskuläre Aktionen verstimmt werden muß. Ob dies allerdings tatsächlich - wie angedeutet - durch parametrisierte Vorgabe von explizit zeitlicher Manipulation motorischer Signale oder durch Veränderung von Signalhöhen oder sonstiger Signalparameter erreicht wird, ist aus meiner Sicht eine offene Frage. Experimentell zu beobachten ist in jedem Falle die starke Korrelation von erhöhter Gehgeschwindigkeit und verkürzter Fußkontaktzeit [42].

Nicht nur zyklische oder balancierende Bewegungen, auch oder gerade schnelle zielgerich-

tete (Sprung, Schlag, Wurf) lassen sich mit Sicherheit mittels Vorgabe von Zielkonfigurationen erfolgreich simulieren. Ob dieses Konzept auch für Bewegungen gilt, deren Ziel die *Vernichtung* der kinetischen Energie des Körpers ist (Niedersprünge, Treppabgehen, Anhalten), muß untersucht werden. Bei dynamischeren Bewegungen als dem Gehen, d.h. bei allen Fortbewegungsformen, in denen eine Flugphase auftritt bzw. die Trägheitskräfte die gleiche Größenordnung wie die Gewichtskraft und die Muskelkräfte aufweisen, ist die Berücksichtigung der körperinternen Kraftkopplungen zur Vorhersage der Gesamtdynamik sowie der inneren Kräfte entscheidend. Dabei muß nicht in jedem Falle der einschneidende Übergang zu einer kontinuumsmechanischen Beschreibung erfolgen, es kann auch ausreichen z.B. eine Trennung der Massen eines Körpersegments in zwei Körper (Knochen und Schwabbelmasse) [46, 47] vorzunehmen und diese über dissipative Kraftfunktionen zu koppeln.

Zum Vorgehen im Rahmen des Bestrebens, auch in drei Dimensionen stabilen menschlichen Gang zu simulieren, wurden bereits von Yamaguchi [167] zentrale Aspekte formuliert:

1. Muskeln stellen mehr als nur Momentengeneratoren dar, sie stabilisieren die Bewegung durch mehrgelenkige Kopplung und durch dissipative Eigenschaften, d.h. durch Übernahme von Aufgaben zur Kompensation von Störungen der Bewegung. Das wurde ebenfalls von van Soest [151] gezeigt. Sie entlasten dadurch das Regelungssystem bei der Koordination der Gelenkfreiheitsgrade.
2. Das Ziel kann nicht die Simulation einer nach einem oder mehreren Kriterien optimalen Bewegung sein (diese stellt etwas Singuläres dar), sondern das Generieren von Bewegungen, die funktionieren und bezüglich des erzeugenden Parameterraums robust gegen deren Variation sind (und damit nicht singular). Nur ein solches Vorgehen führt zum Verständnis der Bewegungsursachen und sichert Validität des Modells. Zudem wird der rein rechnerische Aufwand beim Erarbeiten von „funktionierenden“ Bewegungen gegenüber optimalen reduziert.
3. Der Übergang von der zwei- zur dreidimensionalen Modellierung kann und sollte durch *sukzessives* Freigeben von Gelenkfreiheitsgraden allmählich geschehen. Dadurch ist auch ein *schrittweises* Hinzunehmen von Muskelstrukturen machbar.

Die weiteren Anforderungen auf dem Weg zu einer dreidimensionalen Gangsynthese im Computer, die möglicherweise die Entwicklung einer zweibeinigen, dynamisch laufenden Maschine begleitet, lauten:

1. Seitwärtsstabilität muß gesichert werden.
2. Das Modell muß Hindernisse telerezeptorisch - d.h. vor mechanischer Kontaktwechselwirkung - erkennen und durch entsprechende Bewegungskorrekturen vermeiden.
3. Das Computermodell braucht Bewegungsstrategien zur Restabilisierung nach möglichem Umfallen, d.h. ein Aufsteherepertoire.

Für die Umsetzung muskulären Antriebs im Rechner ist die Fortentwicklung der vorhandenen MKS-Simulationsprogramme in naher Zukunft vor allem an einer Stelle nötig: Die Implementierung von umgelenkten Fadenstrukturen muß möglich werden. Um deren Modellierung flexibel handhabbar und optisch überprüfbar zu gestalten, ist eine sehr gute graphische Modellierungsoberfläche erforderlich, mit deren Hilfe Muskelstrukturen in ein dreidimensionales mechanisches Modell exakt eingefügt bzw. in ihrer Lage manipuliert werden können. Um weitergehende Fragestellungen nach Belastung der anatomischen Strukturen zu bearbeiten, sollte zusätzlich die Modellierung und Simulation von Hybrid-Modellen bestehend aus Starrkörpern, die eine ökonomische

Simulation der Bewegungen mit großen Amplituden (Fortbewegung im Raum) leisten, und bestehend aus angekoppelten Finite-Elemente-Modellteilen möglich werden. Die Belastungssituation der letzteren (z.B. Knie oder Bandscheiben) kann dann - fast wie unter einer Lupe - analysiert werden.

Um letztlich evolutionäre Fragen des aufrechten Ganges angehen zu können, ergeben sich zwei weitere Anforderungen an die Parametrisierung des mechanischen Menschmodells, welche es zu erfüllen gilt. Zum einen muß das Modell sozusagen „rasch und unbürokratisch“ *skalierbar* sein in seinen anthropometrischen Eigenschaften. Verbunden damit taucht die Anforderung auf, den Muskel-Sehnen-Apparat mitzuskalieren. Dazu haben Hoy et. al. [66] bereits einen Lösungsweg vorgeschlagen. Zum zweiten werden Bewegungen bei den Wirbeltieren im Laufe der Entwicklung eines Individuums gelernt. Die durchgeführte Muskelmodellierung bietet dem *Lernen* der Steuerparameter (mit Hilfe von dynamischer Optimierung bzw. Programmierung, neuronalen Netzen und/oder genetischen Algorithmen) alle Freiräume.

Der Einsatz dieser Methoden erfordert allerdings die Angabe eines diskreten Satzes von mathematischen *Kriterien*, die die Bewegung charakterisieren, um den Lernerfolg quantifizierbar zu machen. Man führt dann die Ursache der Bewegung letztlich auf diese Kriterien zurück. Dadurch ist ein streng methodischer Weg zur Bestimmung von Steuerparametern beschritten (im Gegensatz zu dem von mir verwendeten „trial and error“, was man böse als bloßes Ausprobieren bezeichnen könnte), der aber nur dann befriedigend ist, wenn diese Kriterien ein realistisches Bild von Ursache und Wirkung beim Zustandekommen der Bewegungssphänomene und nicht bloß einen trügerischen Blick in die inneren Zusammenhänge liefern.

Anhang A

Anatomische Termini

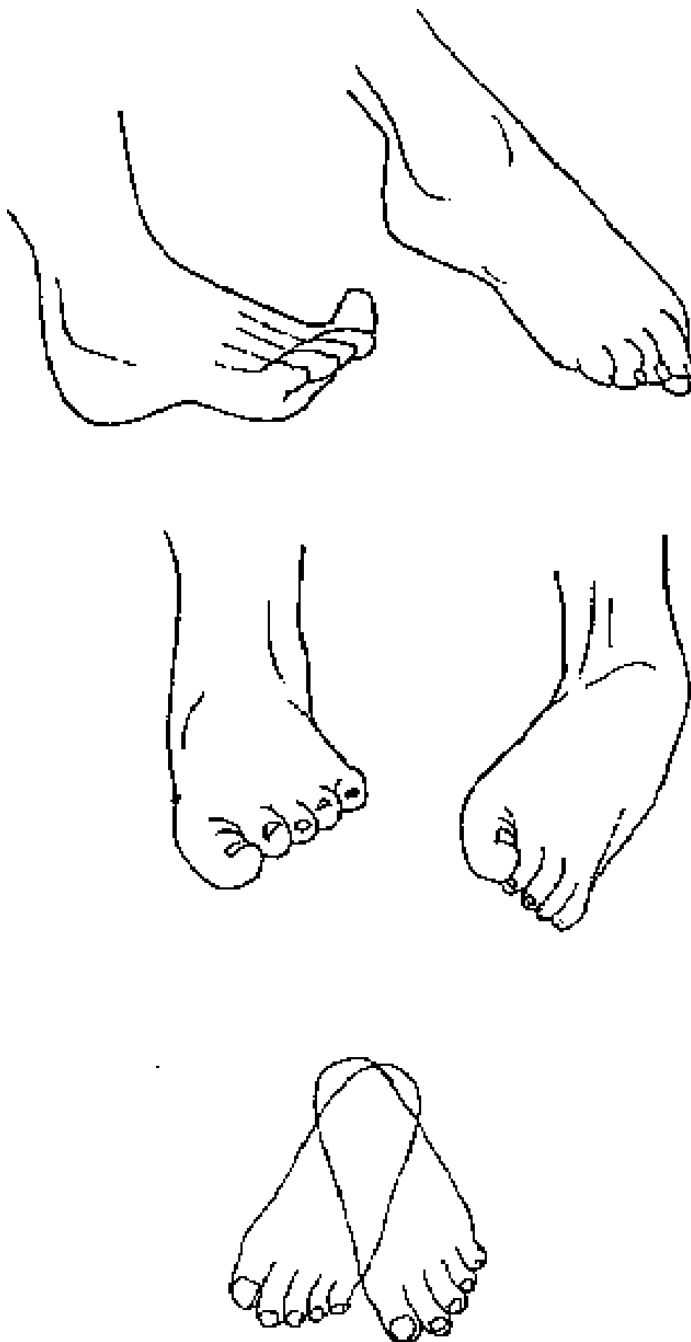


Abbildung A.1: *Definition der Fußbewegungen; **Oben:** Dorsalflexion (links) - manchmal auch Dorsalextension genannt - und Plantarflexion (rechts); **Mitte:** Eversion (links) und Inversion (rechts); **Unten:** Adduktion (links) und Abduktion (rechts); **Supination:** kombinierte Bewegung aus Plantarflexion, Inversion und Adduktion; **Pronation:** Kombination aus Dorsalflexion, Eversion und Abduktion; Abbildung aus Morlock [95], Originalabbildungen bei Moore [94] (oben und Mitte) und Samuelson [128] (unten)*

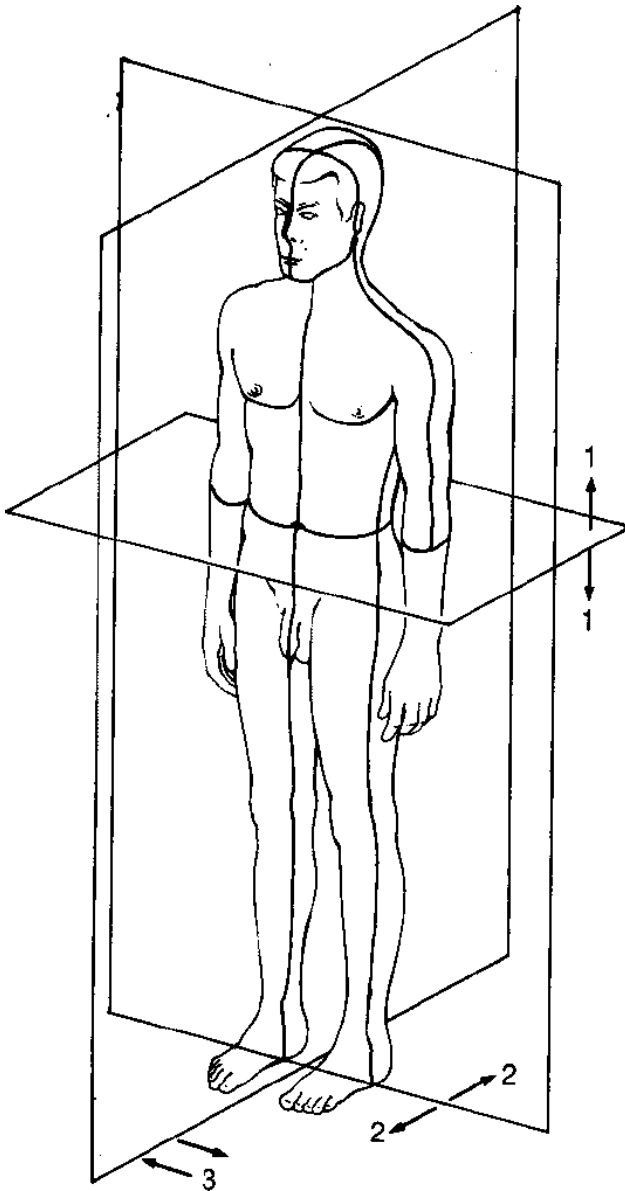


Abbildung A.2: *Definition der Körperebenen und -achsen; 1: Transversalebene (longitudinale Achse); 2: Frontalebene (sagittale Achse); 3: Sagittal- oder Medianebene (transversale Achse); Abbildung aus Rauber et. al. [123]*

Allgemein verwendete anatomische Abkürzungen:

- A., Aa.: arteria, arteriae
- Lig.: ligamentum
- M., Mm.: musculus, musculi
- N., Nn.: nervus, nervi
- V., Vv.: vena, venae

Knochen der Gliedmaßen:

- os, ossa: der, die Knochen
- femur: Oberschenkel
- crus: Unterschenkel
- fibula: Wadenbein

- *tibia*: Schienbein
- *calcaneus*: Fersenbein
- *talus*: Sprungbein
- *naviculare*: Kahnbein
- *digitus, digiti*: Zehe(n) oder Finger
- *humerus*: Oberarm
- *ulna*: Elle
- *radius*: Speiche

Anatomische Richtungsangaben:

- *kranial* oder *superior*: zum Kopfende hin
- *kaudal* oder *inferior*: zum Steißende hin
- *medial*: zur Medianebene hin
- *lateral*: von der Medianebene weg
- *median*: in der Medianebene
- *zentral*: zum Inneren des Körpers hin (Nervensystem: zum Gehirn gehörig)
- *peripher*: zur Oberfläche des Körpers hin (Nervensystem: außerhalb des Gehirns)
- *proximal* oder *basal*: zum Rumpf hin
- *distal*: zum Ende der Gliedmaße hin
- *anterior*: nach vorn
- *posterior*: nach hinten
- *ventral*: zum Bauch hin
- *dorsal*: zum (auch Hand-, Fuß-) Rücken hin
- *volar* oder *palmar*: zur Hohlhand hin
- *plantar*: zur Fußsohle hin

Anatomische Bewegungsrichtungen:

- *Extension*: Streckung von Rumpf oder Gliedmaßen
- *Flexion*: Beugung von Rumpf oder Gliedmaßen
- *Abduction*: Wegführen der Gliedmaßen vom Rumpf in Frontalebene
- *Adduction*: Heranführen der Gliedmaßen zum Rumpf in Frontalebene
- *Elevation*: allgemeines Wegführen der Gliedmaßen vom Rumpf
- *Rotation*: Rotation einer Gliedmaße um ihre Längsachse
- *Circumduction*: Umföhrbewegung einer Gliedmaße (um Längsachse des Rumpfes)

Anhang B

Verwendete Wortabkürzungen

- ADM: CE des M. adductor magnus
- ADP: Adenosindiphosphat
- ALB: CE des M. adductor longus und M. adductor brevis
- AS: Achillessehne
- ATP: Adenosintriphosphat
- BIB: CE des M. biceps femoris brevis
- BIL: CE des M. biceps femoris longus
- BS: Bicepssehne
- CE: kontraktiles Element
- CPG: central pattern generator
- CPU: central processing unit
- EMG: Elektromyogramm
- EPH: equilibrium point hypothesis
- FE: Ferse
- FEM: Finite-Elemente-Methode
- FG: schnell glykolytisch
- FO: schnell oxidativ
- GAS: CE des M. gastrocnemius
- GGW: Gleichgewicht
- GLU: CE des M. gluteus maximus
- H, HG: Hüftgelenk
- ILI: CE des M. iliacus

- K, KG: Kniegelenk
- ME: motorische Einheit
- MI: Mittelfuß
- MKS: Mehrkörpersystem
- OS: Oberschenkel
- PA: Plantaraponeurose
- PS: Patellarsehne (zuzüglich Quadricepssehne im Modell dieser Arbeit)
- PEE: parallel elastisches Element
- PSO: CE des M. psoas
- REC: CE des M. rectus femoris
- RU: Rumpf
- S, SG: (oberes) Sprunggelenk
- SEE: seriell elastisches Element
- SEM: CE des M. semimembranosus
- SET: CE des M. semitendinosus
- SO: langsam oxidativ
- SOL: CE des M. soleus
- SP: Schwerpunkt
- SR: sarkoplasmatisches Retikulum
- TIB: CE des M. tibialis anterior
- US: Unterschenkel
- VAS: CE der Mm. vasti
- VP: Verknüpfungspunkt
- WB: Wölbungsband
- WG: Wölbungsgelenk
- Z, ZG: Zehengelenk
- ZE: Zehe
- ZNS: zentrales Nervensystem

Anhang C

Erweiterungen zu simsys

In einigen Arbeiten [80, 64, 49, 79] wurde bereits dokumentiert, durch welche Schlüsselwörter und Schnittstellen die Steuerung des Modellierungs- und Simulationsvorgangs bei Verwendung des Programms „simsys“ erfolgt. Hier sind alle von Hahn später hinzugefügten - und noch nicht dokumentierten [49] - sowie alle von mir entwickelten Neuerungen aufgeführt, sofern sie Funktionalitäten betreffen, die zu Codegenerierung durch den Bewegungsgleichungsgenerator (Abschnitt C.1) führen oder die durch „simsys“ fest definierte Parametereingabe (Abschnitt C.2) betreffen. Außerdem habe ich eine Liste der beim link-Vorgang erwarteten Dummy-Funktionen, welche z.B. in die include-Datei „simuser.hc“ eingefügt werden können, aufgelistet (Abschnitt C.3) sowie einige neue Parameter, die in der Steuerdatei (üblicherweise „simsys.dat“) angegeben werden können (Abschnitt C.4).

Eine lückenlose Dokumentation *aller* Schlüsselwörter zur Ein- und Ausgabe, der Integrationssteuerung und anderer Parameter würde den Rahmen meiner Arbeit übersteigen. Es kann nur empfohlen werden, in den Quellcode der „simsys“-Module (z.B. „siausg.c“ für Möglichkeiten und Formate der Ausgabedaten) zu schauen. Die Anfertigung einer kompletten Dokumentation des letzten Standes der Programmentwicklung wäre eine lohnenswerte Aufgabe, ebenso wie das Abfangen vieler möglicher Bedienungsfehler, die vor allem beim „simsys“-Neuling leicht zu Programmabstürzen oder Integration mit unerwartetem Ausgang führen können.

In einer von „simsys“ gelesenen Datei wird eine Zeile, die mit „#“ beginnt, als Kommentarzeile interpretiert. Zwischen der Sequenz „@@SCHLÜSSELWORT@“ und der Sequenz „@@@“ erfolgt die zugehörige Modellierung in der in den folgenden Abschnitten in Kommentarzeilen angegebene Weise.

C.1 Neue Schlüsselwörter zur Codegenerierung

C.1.1 Von Hahn eingeführt

```
@@RFGELLENKE@
# Dieser Block besteht aus einer Zeile, die die raumfesten Gelenke
# beschreibt. Jedes von Null verschiedene Element beschreibt ein
# Gelenk am entsprechenden Starrkoerper. Zulaessige Werte hierfuer
# sind 0 oder 1.
# Alle Koerper des Modells sind lueckenlos beginnend bei 1 in
# aufsteigender Reihenfolge durchzunumerieren. Andernfalls wird
# u. U. fehlerhaft simuliert.
#
#           11  13  15  17  19  21  23  25  27  29
```

```
# 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 30
#
# 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
@@@
```

```
@@MASSEPUNKTE@
```

```
# Definition der Massenpunkte. An dieser Stelle muss nur die
# Gesamtzahl der Massenpunkte angegeben werden. (0=keine)
0
@@@
```

C.1.2 Eigene Entwicklung

```
@@PUNKTE@
```

```
# Definition der masselosen Punkte. An dieser Stelle muss nur deren
# Gesamtzahl angegeben werden. (0=keine)
# Analog dem Fall der mitintegrierten Variablen (BerechneVars())
# gibt es im Programmcode einen Funktionscall auf
#
#           BerAblPunkte()
#
# Dieser wird dann am besten in simuser.hc abgesaettigt.
# Dort muss zumindest die entsprechende dummy-Routine vorhanden sein,
# auch wenn keine Punktkoordinaten mitintegriert werden sollen.
# In BerAblPunkte() MUESSEN die ersten zeitlichen Ableitungen seiner
# beiden Koordinaten im raumfesten System GESETZT werden.
# Es werden also pro hier angegebenem Punkt zwei weitere
# Differentialgleichungen mit dem Systemzustandsvektor z
# mitintegriert. # An BerAblPunkte() wird ein Zeiger auf die Ableitung
# der ersten Koordinate des ersten Punktes uebergeben (analog varp in
# BerechneVars(): koordp), der dann vom Benutzer zu belegen ist:
# koordp[0] = x-Geschw. d. 1. Punktes;
# koordp[1] = y-Geschw. d. 1. Punktes;
# koordp[2] = x-Geschw. d. 2. Punktes;
# ....
# Vorsicht: Es wird keinerlei Ueberpruefung vom Programm vorgenommen,
# ob die Anzahl der in BerAblPunkte() belegten Koordinatenableitungen
# auch mit der hier angegebenen Punktzahl konsistent ist!
0
@@@
```

```
@@BELKRAMOM@
```

```
# Setzen beliebiger Wechselwirkungen (Kraefte oder/und Momente)
# zwischen den modellierten Koerper. Der Benutzer muss selber
# auf die Konsistenz der hier erzeugten Code-Zeilen mit seiner
# sonstigen Modellierung achten. Hier ist das Setzen von Kraeften
# und Momenten nicht an Hebel auf den Koerpern gebunden, sondern
# kann beliebig zeitabhaengige Geometrien beruecksichtigen.
# Actio=Reactio und Drehimpulserhaltung muss der Benutzer selber
# gewaehrleisten.
# Die Kraefte/Momente werden im Code mit
```

```

#           kt[Koe#][0 oder 1] (-> x- oder y-Komponente)
#           und
#           mt[Koe#]
# angesprochen.
# kt bzw. mt sind simsyseigene Namen, die jeweils die SUMME aller
# auf den entsprechenden Koerper wirkenden Kraefte und Momente
# im RAUMFESTEN SYSTEM enthalten muessen.
# Dabei ist zu beachten:
# - C-Konvention der Indizes, d.h.
#   0 <= Koe# < (Koerperzahl + Massenpunktzahl) fuer die Kraefte
#   und
#   0 <= Koe# < Koerperzahl fuer die Momente
# - Verwendung eigener Parameter: siehe @@PARAMETER@
# - der hier erzeugte Code wird uninterpretiert in den Benutzercode
#   uebernommen, d.h., dass beliebige Sauigeleien im Speicher und
#   physikalischer Natur hier vorgenommen werden koennen
# - simsyseigene Funktionen (z.B. zur Berechnung von Vektoren im
#   raumfesten Koordinatensystem) aus der simsys-Bibliothek koennen
#   verwendet werden
# - die Zeit steht als double-Groesse zt und der MKS-Zustandsvektor
#   als struct tKoordSatz z (Koordinaten und Geschwindigkeiten fuer
#   jeden Koerper im raumfesten Koordinaten-System) zur Verfuegung:
#           z[Koe#].x   (Schwerpunkt-Koord.)
#           z[Koe#].y   (Schwerpunkt-Koord.)
#           z[Koe#].phi   .
#           z[Koe#].vx   .
#           z[Koe#].vy   .
#           z[Koe#].vphi  .
#
# {
#   kt[23][0] += ...;   /* Hier steht C Code */
#   kt[23][1] += ...;
#   if(...)
#     mt[11] += ...;
#   .....
# }
@@@

@@UMLMUSKELN@
# Definition der inneren Kraefte, die ueber beliebig viele
# Umlenkhebel entlang einer (ggf. durch Umlenkpunkte gekruemmten)
# Wirkungslinie zwischen Ursprungs- und Ansatz-Punkt wirken.
# Als Modellstrukturen auf dieser Wirkungslinie sind
#
#   -> Hebel auf Starrkoerpern (Koe#:Heb#),
#       1 <= Koe# <= KoeZahl, 1 <= Heb# <= HebPKoe
#
#   -> Massepunkte (Koe#:bel.),
#       KoeZahl <= Koe# <= KoeZahl+MPZahl

```

```

#
#   -> (masselose, mitintegrierte) Punkte (Koe#:bel.),
#       KoeZahl+MPZahl <= Koe# <= KoeZahl+MPZahl+PunktZahl
#
#   -> raumfeste Hebel (0:RFHeb#),
#       1 <= RFHeb# <= RFHebZahl
#
# zugelassen,
# Jede Kraft ist durch eine Muskelwirkungslinie repraesentiert
# und muss zwischen mindestens zwei Punkten wirken. Die Kraft wirkt
# stets laengs der Verbindungslinie vom Ursprung (erster angegebener
# Punkt) ueber eine beliebige Anzahl von (reibungsfreien)
# Umlenkpunkten bis zum Ansatz (letzter angegebener Punkt).
# Die Kraft hat positives Vorzeichen in Richtung von einem beliebigen
# Hebel auf seinen jeweilig nachfolgenden Hebel (siehe Modellierungs-
# reihenfolge.
#
# Jeder Eintrag hat die folgende Form (Nomenklatur der Nummern wie in
# simsys ueblich: Koerper- und Hebelnummern sind nicht kleiner als 1;
# Ausnahme: raumfeste Hebel - dabei muss die Koerpernummer 0 angegeben
# werden und die Hebelnummer der Nummer des raumfesten Hebels
# beginnend mit 1 entsprechen):
#
# VARIABLENNAME ( SCHLUESSELWORT !
#                 - Koerper#1 : Hebel#1
#                 [- Koerper#2 : Hebel#2 [: Zeichen]
#                 - Koerper#3 : Hebel#3 [: Zeichen].....]
#                 - Koerper#N : Hebel#N )
#{
#   /* Hier kommen C Statements
#   Diese Statements werden einschliesslich Klammer
#   uninterpretiert in den Code uebernommen.
#   Die Gesamtmuskellaenge steht aus dem Feld dr[MuskelZahl]
#   als double dr[Musk#] zur Verfuegung (C-Indizierung, d.h.
#   beginnend bei 0).
#   Die Geschwindigkeit drp[Musk#] steht nur dann analog dr
#   korrekt zur Verfuegung, wenn auf der hier angegebenen
#   moeglichen Wirkungslinie KEINE mitintegrierten Punkte
#   definiert wurden. In diesem Falle ist nur die Laenge
#   Zustandsvariable dieses Muskels. */
#}
#
# Dabei ist
#       VARIABLENNAME
# der Name fuer den Muskel (und den Muskelkraftberag),
#       SCHLUESSELWORT
# eine Zeichenfolge, die im erzeugten Code dem Benutzer als
#       char **UmlMuskKeyword
# fuer jede hier modellierte innere Kraft zur Verfuegung steht.

```

```

# Sie kann beim Einlesen der Parameter dem Simulationsprogramm
# dazu dienen, hinter dieser Zeichenfolge in seiner Steuerdatei
# den Namen des Files zu suchen, in dem Parameter dieses Muskels
# als externe Parameter abgelegt sind (-> @@EXTPARAMS@).
# Wird hier als SCHLUESSELWORT ein
#           '* '
# angegeben, so kann das Programm nur interne Parameter
# (-> @@PARAMETER@) bei der Muskelkraft-Berechnung verwenden.
# Dann folgt eine beliebig lange Liste (mindestens aber zwei) von
# Elementen der Form
#           KOERPERNUMMER : HEBELNUMMER [: < oder >] -           ,
# die die Folge aller Punkte charakterisiert, die der Muskel
# moeglicherweise beruehren kann.
# Wird dieser jeweils letzte Parameter [<,>] weggelassen, so
# betrachtet das Simulationsprogramm diesen Muskelpunkt als "fix",
# d.h. der Muskel ist hier auf jeden Fall immer angeheftet und
# leitet Kraefte an dem entsprechenden Hebel in den dazugehoerigen
# Koerper ein. Selbstverstaendlich wird KEINE Kraft in einen
# raumfesten Hebel oder einen mitintegrierten, masselosen Punkt
# eingeleitet, hier ist die Muskelstruktur nur einfach angeheftet
# oder wird umgelenkt.
#
# Der erste (Ursprung) und der letzte (Ansatz) Punkt sind natuerlich
# immer "fix", d.h. die Angabe von "<" oder ">" wird dort ignoriert.
#
# Ein "<" bedeutet: Der Hebel wirkt als Umlenkhebel (also: der Muskel
# "liegt an") in dem Falle, in dem der Vektor vom Umlenkhebel zu
# seinem Vorgaengerhebel (Richtung ist durch Angabe der Reihenfolge
# der "fixen" Hebel gegeben) auf dem Muskelpfad in den Vektor zu
# seinem Nachfolgerhebel durch einen Drehwinkel von  $\Phi > \pi$  im
# mathematisch positiven Sinne ueberfuehrt werden kann, d.h. der
# Muskelpfad sich am Umlenkhebel LINKS herum kr"ummt.
# Wird  $\Phi < \pi$ , so "loest" sich der Muskel von diesem Umlenkpunkt,
# es wird also auch keine Kraft dort eingeleitet.
# Das "<" steht somit fuer den Winkelbereich des LOESENS!
#
# Fuer ">" gilt entsprechend Gegenteiliges.
#
# Die vom Benutzer angegebene REIHENFOLGE der Punkte ist nur
# insofern SIGNIFIKANT, als die Reihenfolge der FIXEN Hebel vom
# Ursprung bis zum Ansatz der gewuenschten entsprechen muss.
# Zwischen zwei fixen Umlenkpunkten koennen alle moeglichen
# loesenden Umlenkpunkte mit entsprechendem Umlenkbereich in
# BELIEBIGER REIHENFOLGE angegeben werden!
#
# Der Umlenkberechnungsalgorithmus stuetzt sich in erster Linie
# auf die "Fixpunkte", zwischen denen all diejenigen Umlenkpunkte
# in der Parameterzeile angegeben werden muessen, an denen zwischen
# den beiden benachbarten "Fixpunkten" MOEGLICHERWEISE Umlenkung

```

```

# erfolgen kann. Das bedingt, dass durchaus "lose" Punkte MEHRFACH
# in der Parameterzeile auftreten koennten!
#
# Der Betrag der Kraft entlang der Wirkungslinie wird mit den hier
# codierten Zeilen festgelegt.
# Die eingeleiteten Kraftvektoren ergeben sich dann direkt aus der
# Verlaufsgeometrie, da die Umlenkpunkte als reibungsfrei betrachtet
# werden.
#{
# /* Hier steht C Code */
#}
@@@

@@@EXTPARAMS@
# Beliebige Variablen- und Typ-Definitionen, die uninterpretiert
# in den erzeugten Code im Deklarationskopf uebernommen werden.
# Hier wird die Moeglichkeit geboten, Variablen im erzeugten Code
# zu deklarieren, die dann vom Programm vor dem Simulationsbeginn
# eingelesen werden.
# Ist hier Code angefuehrt, so werden zu diesem Zwecke automatisch
# ebenfalls drei Funktionen-Calls erzeugt, die durch die
# entsprechenden Funktions-Definitionen (z.B. in simuser.hc)
# abzusaettigen sind:
# -> CreateExtParams()
# -> LiesExtParams(EnvParmDatei)
# -> DestroyExtParams()
# Es bleibt dem Benutzer ueberlassen, ob er das Schluesselwort
# "static" fuer Variablendeklarationen verwendet.
#
# /* Hier kommen C Deklarations-Statements */
@@@

```

C.2 Neue Schlüsselwörter zum Simulationsablauf

C.2.1 Von Hahn eingeführt

```

@@@RFHEBEL@
# Mit raumfesten Hebeln werden raumfeste Punkte beschrieben,
# an denen Federn oder Muskeln angebracht werden koennen.
# Zur Beschreibung der raumfesten Hebel genuegt die Angabe der
# raumfesten Koordinaten.
# Syntax einer Zeile:
# (x,y)
#
@@@

@@@SCHWABBELMASSEN@
# Kennzeichnung der Schwabbelmassen fuer die Animation mit

```

```
# tat_animat. Soll ein Starrkoerper als Schwabbelmasse
# dargestellt werden, so ist seine Koerpernummer in je einer
# eigenen Zeile anzugeben (die Reihenfolge spielt dabei keine
# Rolle)
@@@
```

C.2.2 Eigene Entwicklung

```
@@ANIMATVERSCHIEB@
# Eine zusaetzliche, rein graphische, Verschiebung (in tat_animat)
# aus der Modellierungsebene heraus kann fuer jeden Hebel auf
# jedem Koerper (Nummer<=Koerperzahl) und jeden Massenpunkt
# (Koerperzahl<Nummer<=Massenpunktzahl) einzeln angegeben werden.
# Syntax (Heb#=0: Schwerpunktverschiebung gegen Inertialsystem,
#         Heb#>0: Relativverschiebung gegen Schwerpunkt;
#         fuer Massenpunkte wird Heb# ignoriert: Heb#=0):
#
# Koe# (bzw. MPunkt#) - Heb# : Verschiebung in m
#
@@@
```

```
@@UMLMUSKINIT@
# Hier koennen die anfaenglichen Muskelverlaufslinien der unter
# dem Schluesselwort @@UMLMUSKELN@ modellierten Kraftlinien
# manipuliert werden, wenn die vom Programm vorgenommene Default-
# Berechnung nicht der erwarteten oder erwuenschten entspricht.
# Dies ist graphisch zu ueberpruefen (z.B. mit tat_animat)!
# Die Muskel-Nummer spricht den entsprechenden Muskel im
# Modellierungsblock @@UMLMUSKELN@ an. Die Punkt-Nummer ist
# entsprechend der fuer den Muskel angegebenen Modellierungszeile
# anzugeben (also relativ zum Muskel).
# Bei beiden muss die Zaehlung bei 1 beginnen.
# Der dritte Parameter gibt an, ob der entsprechende Punkt zu
# Beginn der Integration als Umlenkpunkt wirksam ist oder nicht.
# Eine Integerzahl groesser 0 bedeutet, dass er auf jeden Fall
# umlenkt, eine Zahl kleiner 0, dass er auf keinen Fall umlenkt.
# Syntax:
# Muskel#-Punkt#: +1 oder -1
@@@
```

```
@@ANFINTVAR@
# Fuer jede mitzuintegrierende Variable muss hier in einer
# eigenen Zeile ihr Anfangswert angegeben werden.
# Die Reihenfolge entspricht genau derjenigen, in der in
# BerechneVars() ihre Zeitableitungen vorgegeben werden.
@@@
```

```
@@ANFPUNKTE@
# Fuer jeden mitzuintegrierenden masselosen Punkt muessen hier
```



```

# in einer eigenen Zeile die Anfangskoordinaten angegeben werden.
# Deren Zeitableitungen sind in BerAblPunkte() anzugeben.
# Syntax:
# Bezugskoerper#: (x, y, mod)
#   x: x-Koordinate
#   y: y-Koordinate
#   mod: mod==0: Anfangsbedingung so uebernehmen,
#         Bewegung des Punktes ergibt sich
#         rein aus der Angabe des Ableitungsvektors
#         Nur in Verbindung mit der Verknuepfung
#         von UMLMUSKELN:
#         mod!=0: modifiziere Anfangsbedingung, da
#         x und y nicht unabhaengig voneinander
#         sind (Muskel-Sehnen-Uebergang: muessen
#         kollinear liegen);
#         mod>0 : manipulierte die Lage
#         auch waehrend der Simulation entsprechend,
#         um Kollinearitaet auch gegen numerische
#         Ungenauigkeiten abzusichern.
# Die Korrekturen werden sowohl fuer zwei als auch fuer
# drei verknuepfte Strukturen ausgefuehrt, bei dreien so,
# dass der Einheitsvektor des ersten der drei UmlMuskeln
# genau auf die Mitte zwischen den zweiten und dritten zeigt.
#
# Als Bezugskoerper sind das Inertialsystem (0) oder ein
# Starrkoerper (Bezugskoerper# <= KoerperZahl) zugelassen.
@@@

```

C.3 Beim Binden erwartete Dummyfunktionen

```

/*--- NAME BerechneVars() -----
    Berechnung der Zeitableitungen der benutzerdef. Variablen
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
varp    Hierhinein muessen die Zeitableitungen der Variablen.
var      Hier steht der Loesungsvektoren der Variablen zur Zeit zt.
zs      Vektor der berechneten Geschwindigkeiten und Beschleunigungen
        des Gesamtsystems. Die Anzahl der Koerper ist in der
        Variablen KoeZahl abgelegt.
z       Vektor z der Koordinaten und Geschw. des Gesamtsystems.
zt      Zeitkoordinate
IntegVar Anzahl benutzerdefinierter Variablen.
----- DESCRIPTION -----
    Wie von der Integrationsroutine de_() verlangt, muessen hier die
    Zeitableitungen der benutzerdefinierten Integrationsvariablen
    auf den gewuenschten Wert gesetzt werden.
-----*/

```

```

void BerechneVars (double *varp, const double *var,
                  const tKoordSatz *zs, const tKoordSatz *z,
                  const double zt, int IntegVar)
{
    /* hier z.B. auch die mitzuintegrierenden Muskelzustandsvariablen */
} /* BerechneVars() */

/*---- NAME BerAblPunkte() -----
    Berechnung der Zeitableitungen der benutzerdef. Variablen
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
koordp    Hierhinein muessen die Zeitableitungen der Koordinaten der
           masselosen Punkte im raumfesten System
koord     Hier steht der zur Zeit zt bekannte Koordinatenvektor der
           masselosen Punkte im raumfesten System
zs        Vektor der berechneten Geschwindigkeiten und Beschleunigungen
           des Gesamtsystems. Die Anzahl der Koerper ist in der
           Variablen KoeZahl abgelegt.
z         Vektor z der Koordinaten und Geschw. des Gesamtsystems.
zt        Zeitkoordinate
PktZahl   Anzahl mitzuintegrierenden Punkte
----- DESCRIPTION -----
           Die Zeitableitungen der mitzuintegrierenden Koordinaten von
           masselosen Punkten muessen so gesetzt werden:
           koordp[0] = x-Geschw. des 1.Punktes;
           koordp[1] = y-Geschw. des 1.Punktes;
           koordp[2] = x-Geschw. des 1.Punktes;
           .....
-----*/
void BerAblPunkte(double *koordp, double *koord, const tKoordSatz *zs,
                 const tKoordSatz *z, const double zt, int PktZahl)
{
} /* BerAblPunkte() */

/*---- NAME SimAusgCreate() -----
    Initialisierung der benutzerprog. Ausgabe
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
ParmDatName Name der Parameterdatei, aus der die Parameter zu lesen
            sind.
----- DESCRIPTION -----
           An dieser Stelle sollen die benutzerdefinierten Dateien zur
           Ausgabe geoeffnet werden.
-----*/
void SimAusgCreate (const char *ParmDatName)
{
} /* SimAusgCreate() */

```

```

/*--- NAME SimAusgDestroy() -----
    Schliessen aller Files der benutzerprog. Ausgabe
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- DESCRIPTION -----
    Mit dem Aufruf sollte die Wirkung des Aufrufs von SimAusgCreate()
    rueckgaengig gemacht werden.
-----*/
void SimAusgDestroy(void)
{
} /* SimAusgDestroy() */

/*--- NAME SimAusgabe() -----
    Benutzerprogrammierte Ausgabe
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
z    vollstaendige Loesung des Systems zur Zeit zt
zt   Endzeitpunkt des soeben angeschlossenen Integrationsintervalls
----- DESCRIPTION -----
    In dieser Funktion kann beliebiger Code eingebaut werden, um
    eigene Groessen nach Wunsch in beliebigem Format auszugeben.
-----*/
void SimAusgabe (const tKoordSatz *z, const double zt)
{
} /* SimAusgabe() */

/*--- NAME CreateExtParams() -----
    Allokiert Speicher fuer alle hinter dem Schluessel @@EXTPARAMS@
    deklarierten zu simsys externen Variablen
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
----- DESCRIPTION -----
-----*/
void CreateExtParams(const char *SteuerDatei)
{
} /* CreateExtParmas() */

/*--- NAME DestroyExtParams() -----
    gibt Speicher fuer die zu simsys externen Variablen frei
----- SYNOPSIS -----
----- PARAMETER -----
----- DESCRIPTION -----
-----*/
void DestroyExtParams(void)
{
} /* DestroyExtParams() */

```

```

/*--- NAME LiesExtParams()-----
    Liest alle hinter dem Schluessel @@EXTPARAMS@ deklarierten zu
    simsys externen Variablen ein
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
SteuerDatei    Zeiger auf Namen der Steuerdatei des
                Simulationsprogramms (z.B. "simsys.dat")
----- DESCRIPTION -----
-----*/
void LiesExtParams(const char *SteuerDatei)
{
} /* LiesExtParams() */

/*--- NAME CheckUser() -----
    Setzen vonZustaenden
----- SYNOPSIS -----
#include "simsys.h"
----- PARAMETER -----
z            Vektor z der Koordinaten und Geschw. des Gesamtsystems.
zt          Zeitkoordinate
----- DESCRIPTION -----
    Wird vor jedem Eintritt in den Integrator aufgerufen, damit
    der Benutzer hier eigene Zustaende nach Belieben (um-)setzen
    kann. Dieser Zustand ist dann konstant gueltig fuer das naechste
    Zeitintervall (IntSchrWeite).
    Sollte zumindest als dummy-Routine vorhanden sein!
----- RETURNS -----
-----*/
void CheckUser(const int init, const tKoordSatz *z, double zt)
{
} /* CheckUser() */

```

C.4 Steuerparameter

```

##### Integrationsparameter #####
# Maximal Anzahl aller Integratorfehlermeldungen bis
# Programmabbruch:
ErrSumMax 1000
#----- Integrator de_() darf ueber tout hinausintegrieren
# (IntLimit>0) oder nicht (IntLimit<=0) ---
IntLimit -1
# Runge-Kutta-Integrationsverfahren 4.Ordnung (rrk4;
# RungeKutta=1), hoeherer Ordnung mit Schrittweitenkontrolle
# (odeint; RungeKutta>=2) oder Shampine-Gordon-Integrator
# (de; RungeKutta<=0: Default);
# de und odeint verwenden beide IntGenauAbs und IntGenauRel,

```

```
# rrk4 besitzt keine Fehlerkontrolle!
RungeKutta
##### Boden-Parameter #####
BodKraftMUEKRIT
BodKraftVKRIT
BodKraftMUEGLEIT
BodKraftDISSIGLEIT
BodKraftELX
BodKraftENLX
BodKraftENLEXPX
BodKraftDLX
BodKraftDNLX
BodKraftDNLEXPX
BodKraftGEMX
BodKraftGEMEXPX
BodKraftGEMEXPVX
BodKraftELZ
BodKraftENLZ
BodKraftENLEXPZ
BodKraftDLZ
BodKraftDNLZ
BodKraftDNLEXPZ
BodKraftGEMZ
BodKraftGEMEXPZ
BodKraftGEMEXPVZ
BodKraftGEMZZUR
BodKraftGEMEXPZZUR
BodKraftGEMEXPVZZUR
```

Anhang D

Massenverteilung im Fuß

Zur Erklärung der hier verwendeten Parameter sei noch einmal die Abbildung 2.3 und die Parametertabelle 2.2 in Abschnitt 2.2.1 in Erinnerung gerufen. Die Massenverteilung folgt dann zu:

$$m_{Fe} = \frac{36}{161} m_{NASA} \quad (D.1)$$

$$m_{Mi} = \frac{97}{161} m_{NASA} \quad (D.2)$$

$$m_{Ze} = \frac{28}{161} m_{NASA} \quad (D.3)$$

Es ist zu berücksichtigen, daß hinter der folgenden rechnerischen Aufteilung eines gegebenen Trägheitsmoments θ_{NASA} bei gegebener Masse m_{NASA} auf die Segmentträgheitsmomente davon ausgegangen wird, daß die Fußsegmente während der NASA-Datenerhebung die gleiche Anordnung zueinander hatten (Referenzkonfiguration) wie diejenige, von der bei der folgenden Rechnung (siehe Abbildung 2.3) ausgegangen wurde. Die Schwerpunktslagen für Ferse \vec{r}_{Fe} und Mittelfuß \vec{r}_{Mi} bezüglich des Sprunggelenks und für die Zehe \vec{r}_{Ze} bezüglich des Zehengelenks errechnen sich zu:

$$\vec{r}_{Fe} = - \begin{pmatrix} \frac{5}{8}d_1 + \frac{1}{12}l_2 \\ + \frac{13}{24}h_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} -\hat{l}_0 \\ \hat{h}_0 \end{pmatrix} \quad (D.4)$$

$$\vec{r}_{Mi} = \begin{pmatrix} \frac{311}{582}d_1 + \frac{95}{291}d_2 \\ -\frac{461}{582}h_0 + \frac{25}{97}h_2 + \frac{85}{291}h_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} -\hat{l}_0 \\ \hat{h}_0 \end{pmatrix} \quad (D.5)$$

$$\vec{r}_{Ze} = \begin{pmatrix} \frac{3}{7}(l_0 - l_3) \\ -h_3 + \frac{4}{7}h_2 + \frac{1}{7}h_1 \end{pmatrix} \quad (D.6)$$

wobei $l_3 = d_2 + d_1 + l_2$ gilt.

Die Integration $\int \rho(\vec{r}) \vec{r}^2 d\vec{r}^3$ über die Massenverteilung ergibt die Trägheitsmomente. Die Flächen der Ferse und Zehe haben Trapezform (siehe Abbildung 2.3), der Mittelfuß setzt sich aus einem Trapez und einem Rechteck zusammen. Deshalb ist es sinnvoll, die Ähnlichkeit zur Wahl des Koordinatensystemursprungs der Integration zu nutzen. Für die Ferse liegt der dann am proximalen Ende (SG_{alt}), für den Mittelfuß am Ballen und für die Zehe an deren ventralem Ende (Fersenspitze). Danach folgen mit dem Satz von Steiner bei bekannter Lage der Schwerpunkte die Werte der Trägheitsmomente der drei Segmente bezüglich ihrer jeweiligen Schwerpunkte:

$$\begin{aligned} \theta_{Fe} = \frac{2}{2d_1+l_2} m_{Fe} & \left[h_0^2 \left(\frac{1}{4}(d_1+l_2) + \frac{1}{12}d_1 \right) + \frac{1}{12}l_2^3 \right. \\ & \left. + \frac{1}{3}l_2^2d_1 + \frac{1}{2}l_2d_1^2 + \frac{1}{3}d_1^3 \right] \\ & - m_{Fe} \left[\left(\frac{13}{24} \right)^2 h_0^2 + \left(\frac{5}{8}d_1 + \frac{1}{12}l_2 \right)^2 \right] \quad (D.7) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\theta_{Mi} = \frac{2}{h_0+h_1} m_{MiT} & \left[(d_2 - d_1)^2 \left(\frac{1}{4} h_0 + \frac{1}{12} h_1 \right) + \frac{1}{12} (h_0 - h_1)^3 \right. \\
& \left. + \frac{1}{3} (h_0 - h_1)^2 h_1 + \frac{1}{2} (h_0 - h_1) h_1^2 + \frac{1}{3} h_1^3 \right] \\
& + m_{MiR} \left[\frac{1}{3} h_0^3 + (d_2 - d_1)^2 + (d_2 - d_1) d_1 + \frac{1}{3} d_1^3 \right] \\
& - m_{Mi} \left[\left(\frac{196}{291} d_2 - \frac{311}{582} d_1 \right)^2 + \left(\frac{25}{97} h_2 + \frac{85}{291} h_1 + \frac{121}{582} h_0 \right)^2 \right]
\end{aligned} \tag{D.8}$$

- hierbei ist zu beachten, daß sich die Masse $m_{Mi} = m_{MiT} + m_{MiR}$ des Mittelfußes auf das Trapez ($m_{MiT} = \frac{70}{161} m_{NASA}$) und das Rechteck ($m_{MiR} = \frac{27}{161} m_{NASA}$) verteilt - und

$$\begin{aligned}
\theta_{Ze} = \frac{2}{h_1+h_2} m_{Ze} & \left[(l_0 - l_3)^2 \left(\frac{1}{4} h_1 + \frac{1}{12} h_2 \right) + \frac{1}{12} (h_1 - h_2)^3 \right. \\
& \left. + \frac{1}{3} (h_1 - h_2)^2 h_2 + \frac{1}{2} (h_1 - h_2) h_2^2 + \frac{1}{3} h_2^3 \right] \\
& - m_{Ze} \left[\left(\frac{4}{7} \right)^2 (l_0 - l_3)^2 + \left(\frac{4}{7} h_2 + \frac{1}{7} h_1 \right)^2 \right] .
\end{aligned} \tag{D.9}$$

Die Massenverteilung ist gerade so gewählt, daß $m_{NASA} = m_{Fe} + m_{Mi} + m_{Ze}$ gilt. Für das Gesamtträgheitsmoment, das einerseits als Ergebnis der anthropometrischen Datenbank der NASA vorliegt, das sich aber andererseits auch bei Vorgabe einer Massenverteilung aus dem Fußmodell errechnen läßt, gilt nicht automatisch $\theta_{NASA} = \theta_{Modell}$. θ_{Modell} bezüglich des Fußgesamtschwerpunkts berechnet sich nach dem Satz von Steiner aus den Trägheitsmomenten der Einzelsegmente bezüglich derer Schwerpunkte. Im Falle der tatsächlich modellierten männlichen Person (siehe auch Abschnitt 2.1) mit 70 kg und 1.83 m betrug die Abweichung $\approx 30\%$ ($K_{\theta_1} = \frac{\theta_{Modell}}{\theta_{NASA}} \approx 1.3$). Sie rührt daher, daß in der Modellgeometrie die Massen vor allem im Mittelfußbereich weiter vom Massenzentrum entfernt liegen, als im realen gesunden Fuß, der ja medial den Boden aufgrund der Längswölbung nicht berührt. Im Fersen- und Zehenbereich ist das Modell zu eckig. Gerade die "in den Ecken" liegenden Massen sind im Vergleich zu den rundlichen Formen des realen Fußes weiter vom Massenzentrum entfernt. In einem ersten Korrekturschritt wurden deshalb die in nullter Näherung aus dem Fußmodell berechneten Trägheitsmomente der Ferse, des Mittelfußes und des Vorfußes durch K_{θ_1} dividiert. Daraus errechnet sich in einem zweiten Schritt ein neuer Korrekturfaktor aus dem Vorfußmoment in nullter Näherung und dem korrigierten ($K_{\theta_2} = \frac{\theta_{Vorfuß}}{\theta_{Vorfuß/korr}} \approx 1.2$), durch den das Moment der Zehe und nochmals das des Mittelfußes dividiert wird. Das Ergebnis für das vorliegende Modell nach der Korrektur ist eine Abweichung des Trägheitsmomentes des Fußmodells vom statistischen Wert der NASA von $\approx 17\%$. Vom Anthropometrie-Programm „calcman“ [49] wird für den Fuß der NASA-Wert ausgegeben und für die Untersegmente die korrigierten Werte für $\theta_{Vorfuß}$, θ_{Fe} , θ_{Mi} und θ_{Ze} , die der Tabelle 2.3 zu entnehmen sind.

Anhang E

Ereignisbehandlung

Da bisher im Simulationsprogramm „simsys“ kein Integrator mit der Funktionalität einer sogenannten „root-finder-function“ (zur Feststellung eines Ereignisses, bei dem der Integrator die Kontrolle mit definiertem Zustandsvektor des Systems an den Aufrufenden zurückgibt) verfügbar ist, sondern nur robuste, häufig verwendete Integratoren variabler Schrittweite und Ordnung („de“ [135] und „odeint“ [119]), muß vom Benutzer selber dafür gesorgt werden, daß die Festlegung des Zeitpunktes und damit des Ortes des Kontaktereignisses ausreichend genau erfolgt. Die Schwierigkeit dabei ist die: Der Integrator variiert den Zustandsvektor bei seinen Extrapolationen und Genauigkeitsabschätzungen nicht monoton vorwärts in der Zeit. Trifft also der Kontakttest bei einem Prädiktorschritt zu ($y_{Test\ i} < y_{Boden}$), so kann nicht automatisch die dabei vom Integrator mit der Information des Ausgangszustandes (Zeit t_0 , keine Kontaktkraft) errechnete x-Koordinate des Hebels $x_{Test\ i}$ als Kontaktpunkt abgespeichert werden. Je nachdem wie weit der Integrator dabei selbständig den Zustandsvektor testweise in die Zukunft $t_{Test\ i}$ extrapoliert hat, ergibt sich eine zugehörige Eindringtiefe $\Delta y_{Test\ i}$. Daraus und aus der extrapolierten Geschwindigkeit $v_{Test\ y_i}$ läßt sich der Kontaktzeitpunkt $t_0 < t_{Kon\ i} < t_{Test\ i}$ abschätzen:

$$t_{Kon\ i} = t_{Test\ i} - \left| \frac{\Delta y_{Test\ i}}{v_{Test\ y_i}} \right| . \quad (E.1)$$

Dieser Wert wird nur dann wirklich abgespeichert, wenn er die zusätzliche Bedingung $t_{Kon\ i} < t_{Ende}$ erfüllt, wobei $t_{Ende} > t_0$ den Zeitpunkt bedeutet, an dem der Integrator dem Benutzer mit vorgegebener Genauigkeit den Zustandsvektor zurückliefern soll. Diese Bedingung ermöglicht das genauere Erfassen des Kontaktortes und der -zeit mit einem späteren Prädiktorschritt. Mit $t_{Kon\ i}$ liegt auch der Schätzwert des Kontaktortes (sozusagen der Aufhängepunkt für die Feder zwischen Hebel i und Boden) fest:

$$x_{Kon\ i} = x_{Test\ i} - v_{Test\ x_i} \left| \frac{\Delta y_{Test\ i}}{v_{Test\ y_i}} \right| . \quad (E.2)$$

Zudem wird der Kontakt-Schalter auf den Wert 2 gesetzt und der Haftungs-Schalter auf den Wert 1. Jetzt kann für den Hebel i die Bodenkraft nach den Gleichungen (2.9) und (2.10) bzw. (2.11) berechnet werden. Für $t \geq t_{Kon\ i}$ wirkt in dem hier beschriebenen Algorithmus ein $\vec{F}_i \neq 0$ auf den Hebel i , für $t < t_{Kon\ i}$ gilt $\vec{F}_i = 0$. Der Wert 1 des Kontakt-Schalters wird gesetzt, wenn der Ausgangswert 2 (also Kontakt) war, der Algorithmus aber im Intervall $[t_0, t_{Ende}]$ das Verlassen des Bodens detektiert ($y_{Test\ i} > y_{Boden}$).

Die gleiche Schwierigkeit wie bei der Festlegung des genauen Kontaktzeitpunkts und -orts gilt für die Bestimmung des Zeitpunktes $t_{krit\ i}$ des Übergangs vom Haften zum Gleiten. Ist dieser Übergang einmal im Integrationsintervall $[t_0, t_{Ende}]$ festgestellt, wird nur noch eine iterative Korrektur hin zu früheren Zeiten zugelassen: $t_{krit\ i\ neu} < t_{krit\ i\ alt}$. Für $t < t_{krit\ i}$ gelten in diesem

Intervall weiterhin Haftkräfte, für $t > t_{krit\ i}$ Gleitreibung. Die genaue Feststellung der Umkehrung zum erneuten Haften ($|v_{x_i}| < v_{krit}$) ist nicht so kritisch und kann daher dann erfolgen, wenn der Integrator die Kontrolle an den Benutzer zurückgegeben hat. Hier wird erneut ein konsistenter Startzustand für den nächsten Eintritt in den Integrator festgelegt: „Touching“ entweder 0 oder 2 und „Haften“ 0 oder 1. Nach dem Lösen vom Boden wird er Zustand „Touching“ = 0 und „Haften“ = 1 für diesen Hebel festgelegt. Erfolgt der Rückübergang vom Gleiten zum Haften während des Kontakts, so ist der Kontaktort $x_{Kon\ i}$ neu zu berechnen und zwar durch Inversion der Gleichung (2.10) bei Vorgabe der Gleitreibungskraft F_{x_i} und $|v_{x_i}| = |v_{krit}|$. Da dieses Problem für beliebige nicht-ganzzahlige Exponenten im allgemeinen nur numerisch lösbar ist, die Modellierung diese Übergangs aber nicht exakt erfolgen mußte, wurde die Implementierung und das Austesten eines Nullstellen-Suchprogramms dadurch vermieden, daß $|v_{x_i}| \approx 0$ zur Vernachlässigung der dissipativen Terme angenommen wurde (korrekt, wenn v_{krit} klein genug gewählt). Für die zwei verbliebenen elastischen Terme wurde dann das kleinere Δx_i bestimmt, das sich ergibt, wenn die Gleichung (2.10) jeweils nur für einen Term unter Vernachlässigung des anderen analytisch invertiert wird.

Anhang F

Hebelkoordinaten der Muskelpfade

Aufgeführt sind alle modellierten Fadenelemente unter Verwendung des folgenden Formats (vergleiche dazu auch die Umsetzung im Programm „simsys“ mit der im Anhang [C.1.2](#) dokumentierten Schnittstelle):

Name (*Elementtyp*):

```
Körper [Gelenk] (x, y) Anbindung
      ⋮
      {N Umlenkpunkte}
      ⋮
Körper [Gelenk] (x, y) Anbindung
```

Dabei haben die verwendeten Begriffe folgende Bedeutung mit den angegebenen möglichen Werten:

- Der „**Name**“ bezeichnet die Struktur.
- Der „*Elementtyp*“ kann *CE*, *SEE* oder *Band* sein und ist hier nur zur Erläuterung mit angeführt, ist aber für die Modellierung des Muskelpfades ohne Belang.
- Der „Körper“ gibt an, auf welchem Körper das Referenzkoordinatensystem liegt: RU (Rumpf), OS (Oberschenkel), US (Unterschenkel), FE (Ferse), MI (Mittelfuß), ZE (Zehe) oder VP (ein Verknüpfungspunkt).
- Das „Gelenk“ gibt den Ursprung des Referenzkoordinatensystems an, bezüglich dessen die Koordinaten des Umlenkpunktes angegeben sind: H (Hüftgelenk), K (Kniegelenk), S (Sprunggelenk), Z (Zehengelenk) oder Zahl (die Nummer des Verknüpfungspunktes).
- In Klammern durch Komma getrennt sind die x- und y-Koordinaten im Referenzkoordinatensystem in m angegeben.
- Die „Anbindung“ gibt an, ob das Fadenelement fest an diesen Punkt gebunden ist, oder sich davon ablösen kann. Fest angeheftet wird durch „o“ symbolisiert, „←“ bedeutet, am Umlenkhebel ist nur eine Krümmung linksherum in Richtung des Muskelpfades möglich und „→“ läßt entsprechend nur Rechtskrümmung zu. Die Richtung des Muskelpfades ist durch die Reihenfolge der Auflistung der festen Punkte festgelegt. Der Pfad entwickelt sich abhängig von der zeitlichen Entwicklung seiner Punkte, die nicht fest angehefteten Umlenkpunkte können dabei reversibel in den Pfad ein- oder austreten und so je nach der geometrischen Gesamtanordnung umlenkend wirken oder nicht.

Die Referenzkoordinatensysteme sind in den Abbildungen 2.2 (RU, OS, US, Fuß) und 2.3 (Fuß, FE, MI, ZE) dargestellt.

Da das Knie unter Verzicht auf die knöcherne Patella nur als Scharniergelenk modelliert worden ist, darf es nicht verwundern, daß mit einem einzelnen Umlenkhebel am Oberschenkel der typische Hebelarmverlauf - steiles Ansteigen aus der Streckung bei $\Delta\varphi_K = 0^\circ$ mit deutlich ausgeprägtem Maximum bei $\Delta\varphi_K \approx 30^\circ$ (siehe Abbildung 3.25) - nicht reproduzierbar ist. Die vier Köpfe der Oberschenkelmuskulatur (M. quadriceps) - M. rectus femoris und die drei Mm. vasti - enden von proximal kommend in der Quadricepssehne, welche in das proximale Ende der Patella einstrahlt. An dessen anderem, distalen Ende ist die Patellarsehne verankert, die bis zum Schienbeinhöcker zieht. So wird der Muskelzug des Quadriceps über die zwischen den Oberschenkelkondylen aufliegende Patella auf den Unterschenkel übertragen. Bei Kniewinkeländerung gleitet die Auflage der Patella im patello-femorale Gelenk zwischen den Oberschenkelkondylen, die Patella wirkt dabei als ein Hebel zwischen den Sehnen, dessen Lastarm-Kraftarm-Verhältnis vom Kniewinkel abhängt. Zusätzlich geht die in Kniestreckung reine Abrollbewegung des Oberschenkels auf dem Unterschenkel im tibio-femorale Gelenk mit zunehmender Kniebeugung kontinuierlich in eine reine Gleitbewegung über.

Dieser komplizierte Mechanismus resultiert in einem effektiven Hebelarm [170] als Übertragungsfunktion zwischen Kraft im Quadriceps und effektiv erzeugtem Gelenkmoment auf Ober- und Unterschenkel, der den oben angesprochenen typischen Verlauf zeigt. Dieser konnte von mir dadurch reproduziert werden, daß ich zwei im Bereich der Kniestreckung wirkende zusätzliche Umlenkhebel der Quadricepssehne am Unterschenkel anbrachte. Ihre „komische“ Lage erzwingt im Streckbereich eine Annäherung der Wirkungslinie der Quadricepssehne an den Gelenkdrehpunkt. Aus im Abschnitt 3.6.3 diskutierten Gründen gibt dadurch der Zwangskraftvektor im Modellkniegelenk kaum die im tibio-femorale Gelenk wirkenden Kräfte wieder, dazu ist auch im Zweidimensionalen schon eine ausgefeiltere Modellierung des Knies wie die von Yamaguchi [170] nötig.

Iliopsoassehne (SEE):

VP [1]	()	○
RU [H]	(0.028, 0.005)	→
RU [H]	(0.026, -0.005)	→
RU [H]	(0.021, -0.013)	→
RU [H]	(0.029, 0.0)	←
OS [H]	(-0.01, -0.07)	○

M. psoas (CE):

RU [H]	(-0.01, 0.163)	○
VP [1]	()	○

M. iliacus (CE):

RU [H]	(-0.02, 0.14)	○
VP [1]	()	○

Glutaeussehne (SEE):

RU [H]	(-0.064, 0.084)	○
VP [2]	()	○

M. gluteus maximus (CE):

VP [2] () ○
 RU [H] (-0.067, 0.014) ←
 OS [H] (-0.043, -0.053) ←
 OS [H] (-0.026, -0.099) ○

Sehne d. Adductor magnus (SEE):

VP [3] () ○
 OS [H] (-0.008, -0.24) ○

M. adductor magnus (CE):

RU [H] (-0.012, -0.055) ○
 VP [3] () ○

Sehne d. Adductor l./b. (SEE):

VP [4] () ○
 OS [H] (-0.006, -0.228) ○

M. adductor longus/brevis (CE):

RU [H] (0.042, -0.034) ○
 VP [4] () ○

Quadricepssehne (SEE):

VP [5] () ○
 OS [K] (0.068, -0.023) ○
 OS [K] (-0.006, -0.023) →
 US [K] (0.047, -0.024) ←
 US [K] (0.038, -0.034) ←
 US [K] (0.023, -0.056) ○

Mm. vasti (CE):

OS [K] (0.04, 0.119) ○
 VP [5] () ○

M. rectus femoris (CE):

RU [H] (0.025, 0.017) ○
 RU [H] (0.035, 0.005) →
 RU [H] (0.038, -0.005) →
 RU [H] (0.038, -0.015) →
 VP [5] () ○

Bicepssehne (SEE):

VP [6] () ○
 OS [K] (-0.023, -0.006) ←
 US [K] (-0.017, -0.017) ○

M. biceps femoris brevis (CE):

OS [K] (0.01, 0.264) ○
 VP [6] () ○

M. biceps femoris longus (CE):

RU [H]	(-0.064, 0.0)	○
RU [H]	(-0.064, -0.023)	←
RU [H]	(-0.056, -0.046)	←
RU [H]	(-0.04, -0.065)	←
RU [H]	(-0.024, -0.075)	←
VP [6]	()	○

Sehne d. Semitendinosus (SEE):

VP [7]	()	○
OS [K]	(-0.046, 0.022)	←
US [K]	(-0.023, -0.055)	○

M. semitendinosus (CE):

RU [H]	(-0.064, 0.0)	○
RU [H]	(-0.064, -0.023)	←
RU [H]	(-0.056, -0.046)	←
RU [H]	(-0.04, -0.065)	←
RU [H]	(-0.024, -0.075)	←
VP [7]	()	○

Sehne d. Semimembranosus (SEE):

RU [H]	(-0.064, 0.0)	○
RU [H]	(-0.064, -0.023)	←
RU [H]	(-0.056, -0.046)	←
RU [H]	(-0.04, -0.065)	←
RU [H]	(-0.024, -0.075)	←
VP [8]	()	○

M. semimembranosus (CE):

VP [8]	()	○
OS [K]	(-0.039, -0.016)	←
US [K]	(-0.03, -0.031)	○

Achillessehne (SEE):

VP [9]	()	○
FE [S]	(-0.052, 0.017)	○

M. soleus (CE):

US [S]	(-0.02, 0.315)	○
VP [9]	()	○

M. gastrocnemius (CE):

OS [K]	(-0.017, 0.017)	○
OS [K]	(-0.024, 0.011)	←
OS [K]	(-0.029, 0.0)	←
VP [9]	()	○

Tibialissehne (SEE):

VP [10]	()	○
US [S]	(0.035, 0.025)	○
US [S]	(0.05, 0.0)	←
MI [S]	(0.077, -0.036)	○

M. tibialis anterior (CE):

US [S] (0.02, 0.28) ○
 VP [10] () ○

Wölbungsband im Fuß (Band):

FE [S] (-0.033, -0.041) ○
 MI [S] (0.052, -0.044) ○

Plantaraponeurose (Band):

FE [S] (-0.026, -0.059) ○
 MI [Z] (0.003, -0.009) ○
 MI [Z] (0.006, -0.007) ←
 MI [Z] (0.009, -0.004) ←
 MI [Z] (0.01, 0.0) ←
 ZE [Z] (0.008, -0.007) ○

Anhang G

Zusammenstellung der Freiheitsgrade und Gleichungszahlen

Das Modell ist zweidimensional in der x - y -Ebene beschrieben und besteht aus elf Starrkörpern mit jeweils zwei translatorischen Freiheitsgraden und einem rotatorischen. Daraus ergibt sich eine Zahl von 33 Bewegungsgleichungen zweiter Ordnung in der Zeit für die freien Körper. Verbunden sind die Körper durch zehn Scharniergelenke, jedes davon sorgt für zwei zusätzliche Zwangsbedingungsgleichungen. Das ergibt nach deren zweimaliger Zeitableitung zusammen $33 + 20 = 53$ Gleichungen zweiter Ordnung für die 33 Beschleunigungen und 20 Lagrangeschen Multiplikatoren. Nach Lösen des Systems der 53 Gleichungen sind neben den zehn Zwangskraftvektoren 33 Beschleunigungen und somit 66 Gleichungen erster Ordnung zur Beschreibung der Änderung des mechanischen Zustandsvektors bekannt. Zum Vergleich: Durch die Zwangsbedingungen wäre bei Formulierung der mechanischen Bewegungsgleichungen in generalisierten Koordinaten die Anzahl der Bewegungsgleichungen erster Ordnung auf $2 \cdot (33 - 20) = 26$ und damit auf das Doppelte der 13 verbliebenen Freiheitsgrade reduziert.

Es sind insgesamt 28 CEE der Muskeln implementiert, die Dynamik jedes davon ist durch minimal zwei Gleichungen erster Ordnung zu modellieren (Aktivierungs- und Kontraktionsdynamik), was sich zu insgesamt 56 nicht-mechanischen Bewegungsgleichungen summieren würde, wenn keine verzweigten Muskelstrukturen modelliert worden wären. In jedem Falle sind 28 Gleichungen der Aktivierungsdynamik zu integrieren. Darüber hinaus sind aber in der Formulierung der Kontraktionsdynamik mittels eines Verknüpfungspunktes für jeden solchen zwei Geschwindigkeitskomponenten in der Modellebene mitzuintegrieren, was bei insgesamt 20 Muskelstrukturen auf 40 Gleichungen der Kontraktionsdynamik führt. Mithin waren im vorliegenden Modell weitere 68 muskuläre Bewegungsgleichungen erster Ordnung zu integrieren.

Zusätzlich sollen noch die zwei Gesamtimpulskomponenten und der Gesamtdrehimpuls mitintegriert werden, was weitere drei Gleichungen erfordert. Der Integrator hat damit im vorliegenden Modell insgesamt $66 + 68 + 3 = 137$ Bewegungsgleichungen des Gesamtzustandsvektors parallel zu integrieren.

Tabellenverzeichnis

2.1	Modellanthropometrie	34
2.2	Fußparameter	39
2.3	Fußanthropometrie	40
2.4	Fußbänder	43
2.5	Parameter der Anschläge	51
3.1	Hillsche Muskelparameter	82
3.2	Muskelstrukturen	85
3.3	Unspezifische Muskelparameter	85
3.4	Spezifische Muskelparameter	87
3.5	Charakteristische Winkelstellung	110
4.1	Referenzkonfiguration	125
4.2	Zielkonfigurationen des Stehens	129
4.3	Anfangsbedingung zum Einschwingen	132
4.4	Zielkonfigurationen des Gehauftakts	142
4.5	Zielkonfigurationen des Gehzyklus	143
5.1	Modifikation der Zielkonfiguration in Sprunggelenk	184
5.2	Modifikation der Zielkonfiguration im Hüftgelenk	184
5.3	Modifikation der Zielkonfiguration für normiertes Dehnungssignal in <i>STIM</i>	189

Abbildungsverzeichnis

1.1	Methodisches Vorgehen	16
2.1	3D-Modelldarstellung	33
2.2	Referenzkoordinatensysteme	35
2.3	Fuß-Modell	36
2.4	Plantaraponeurose	40
2.5	Fersenkraft (Deformation)	48
2.6	Fersenkraft (Zeit)	48
3.1	ZNS–MKS–Umgebung	56
3.2	Das Sarkomer	57
3.3	Muskel als Tiefpaß	60
3.4	Muskelsteuerung	63
3.5	Muskel mit einem/zwei CE	64
3.6	Kopplung Muskel– und MKS–Dynamik	67
3.7	Kraft des SEEs	69
3.8	Statische Kraft des CEs	69
3.9	Hypothetische Stimmulationssequenz	70
3.10	$q(\gamma)$	74
3.11	$q(t, l_{CE})$ mit $STIM = 1 \rightarrow 0$	74
3.12	$\frac{dq}{(d\gamma)}$	74
3.13	$q(t, l_{CE})$ mit $STIM = 0.5 \rightarrow 0.1$	74
3.14	Meßprinzip der Muskeldynamik	76
3.15	Dynamischer Kraftverlauf des CEs nach Hill	78
3.16	Kontraktionsgeschwindigkeit des CEs	78
3.17	Durch q modifizierte Hillkurven	79
3.18	Durch l_{CE} modifizierte Hillkurven	79
3.19	Einfluß der Steilheit	83
3.20	Bewegung der Verknüpfungspunkte	89
3.21	Definition des Hebelarms	97
3.22	Referenzkonfiguration	98
3.23	Hebelarmverläufe eingelenkiger Hüftgelenkmuskeln	103
3.24	Hebelarmverläufe zweigelenkiger Hüftgelenkmuskeln	103
3.25	Hebelarmverläufe Kniegelenkmuskeln	103
3.26	Hebelarmverläufe Sprunggelenkmuskeln	103
3.27	Umlenkung	104
3.28	Kniehebel	107
3.29	Muskelpfade	111
4.1	Ladungswolken an der Membran	114

4.2	Neuronenmodell	114
4.3	Verschiedene Eingabestimuli	115
4.4	Signaltransformationen im Reflexbogen	115
4.5	Steuerbares Membranpotential	121
4.6	Sprungelenkmuskeln beim Stehen	130
4.7	Balancealgorithmus	131
4.8	Phasendiagramm Stehen	135
4.9	Druckzentrum Stehen	136
4.10	Bodenkraft (x) Stehen	136
4.11	Bodenkraft (y) Stehen	136
4.12	Zwangskräfte (x) Stehen	137
4.13	Zwangskräfte (y) Stehen	137
4.14	Gelenkwinkel Stehen	138
4.15	Gelenkmomente Stehen	138
4.16	Aktivitäten Hüfte Stehen	139
4.17	Aktivitäten Quadriceps Stehen	139
4.18	Aktivitäten Ischiocrural Stehen	139
4.19	Aktivitäten Unterschenkel Stehen	139
4.20	Zielkonfigurationen des Gehens	140
4.21	Muskel als Tiefpaß	141
5.1	Horizontalgeschwindigkeiten	150
5.2	Rumpfwinkel	151
5.3	Drehimpuls	151
5.4	Drehimpulsdifferenz	152
5.5	Gelenkmomente links aus Simulation	152
5.6	Gelenkmomente aus Messung	153
5.7	x-Geschwindigkeit aus Simulation	154
5.8	x-Geschwindigkeit aus Messung	154
5.9	y-Geschwindigkeit aus Simulation	155
5.10	y-Geschwindigkeit aus Messung	155
5.11	Gelenkwinkel aus Simulation	156
5.12	Gelenkwinkel aus Messung	156
5.13	Bodenkräfte aus Simulation	157
5.14	Sanfte Bodenkräfte aus Simulation	157
5.15	Bodenkräfte aus Messung (1)	158
5.16	Bodenkräfte aus Messung (2)	158
5.17	Hüfte und Zielkonfiguration	159
5.18	Knie und Zielkonfiguration	160
5.19	Sprungelenk und Zielkonfiguration	160
5.20	Gelenkmomente rechts aus Simulation	162
5.21	Fußwinkel	163
5.22	Bodenkräfte unter Fuß	163
5.23	Kräfte im Fuß	164
5.24	Elastische Energiespeicher	164
5.25	Elastische und kinetische Energie	165
5.26	Elastische und kinetische Energie	165
5.27	Länge Hüftmuskeln	168
5.28	Länge vorderer Oberschenkelmuskeln	168

5.29	Länge ischiocruraler Muskeln	168
5.30	Länge Sprunggelenkmuskeln	168
5.31	Geschwindigkeit Hüftmuskeln	169
5.32	Geschwindigkeit vorderer Oberschenkelmuskeln	169
5.33	Geschwindigkeit ischiocruraler Muskeln	169
5.34	Geschwindigkeit Sprunggelenkmuskeln	169
5.35	Stimulation Hüftmuskeln	170
5.36	Stimulation vorderer Oberschenkelmuskeln	170
5.37	Stimulation ischiocruraler Muskeln	170
5.38	Stimulation Sprunggelenkmuskeln	170
5.39	EMG aus Messung	171
5.40	Stimulation Hüftmuskeln links	172
5.41	Stimulation vorderer Oberschenkelmuskeln links	172
5.42	Stimulation ischiocruraler Muskeln links	172
5.43	Stimulation Sprunggelenkmuskeln links	172
5.44	Aktivität Hüftmuskeln	173
5.45	Aktivität vorderer Oberschenkelmuskeln	173
5.46	Aktivität ischiocruraler Muskeln	173
5.47	Aktivität Sprunggelenkmuskeln	173
5.48	Kraft Iliopsoas	174
5.49	Kraft Glutaeus	174
5.50	Kraft Quadriceps	174
5.51	Kraft Adduktoren	174
5.52	Kraft Biceps	175
5.53	Kraft ischiocrurale Muskeln	175
5.54	Kraft Triceps surae	175
5.55	Kraft Tibialis	175
5.56	Kraft Glutaeussehne	176
5.57	Kraft Semimembranosussehne	176
5.58	Länge Glutaeussehne	176
5.59	Länge Semimembranosussehne	176
5.60	Länge Glutaeus	176
5.61	Länge Semimembranosus	176
5.62	Zwangskräfte raumfest	178
5.63	Zwangskräfte Hüfte körperfest	178
5.64	Zwangskräfte Hüfte körperfest	179
5.65	Gemessene Hüftkräfte	179
5.66	Sanfte Zwangskräfte Hüfte körperfest	180
5.67	Horizontalgeschwindigkeit lockeres Schwungbein	181
5.68	Gelenkwinkel lockeres Schwungbein	182
5.69	Gelenkmomente lockeres Schwungbein	182
5.70	Zwangskräfte Hüfte Schwungbein	182
5.71	Zwangskräfte Hüfte im lockeren Schwungbein	182
5.72	Horizontalgeschwindigkeit schwerer Rumpf	183
5.73	Rumpfwinkel schwerer Rumpf	183
5.74	Horizontalgeschwindigkeiten modifizierter Zielkonfigurationen	185
5.75	Rumpfwinkel modifizierter Zielkonfigurationen	185
5.76	Horizontalgeschwindigkeit Mond	187
5.77	Rumpfwinkel Mond	187

5.78 Gelenkmoment Mond	188
5.79 Zwangskraft Oberschenkel Mond	188
5.80 Gelenkwinkel links Mond	188
5.81 Zwangskraft Unterschenkel Mond	188
5.82 Gelenkwinkel rechts Mond	188
5.83 Bodenreaktionskräfte Mond	188
5.84 Horizontalgeschwindigkeiten	190
5.85 Stimulation Hüftmuskeln	191
5.86 Stimulation vorderer Oberschenkelmuskeln	191
5.87 Stimulation ischiocruraler Muskeln	191
5.88 Stimulation Sprunggelenkmuskeln	191
A.1 Fußbewegungen	197
A.2 Ebenendefinitionen	198

Literaturverzeichnis

- [1] **Anderson, F.C. und Pandy, M.G.:** *Storage and utilization of elastic strain energy during jumping.* Journal of Biomechanics **26**, Nr. 12 (1993), 1413–1427.
- [2] **Bergmann, G. ◇ Graichen, F. und Rohlmann, A.:** *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.* Journal of Biomechanics **26**, Nr. 8 (1993), 969–990.
- [3] **Bernstein, N.A.:** *The Co-ordination and Regulation of Movements.* Pergamon Press, Oxford, 1967.
- [4] **Bernstein, N.A.:** *Biodynamik der Lokomotionen (Genese, Struktur, Veränderungen).* In BEWEGUNGSPHYSIOLOGIE, L. Pickenhain and G. Schnabel (Hrsg.), 2. Ausg., Bd. 9 aus *Sportmedizinische Schriftenreihe.* Barth, Leipzig, 1988, S. 21–66. (translated from Russian).
- [5] **Bernstein, N.A.:** *Das Problem der Wechselbeziehungen zwischen Koordination und Lokalisation.* In BEWEGUNGSPHYSIOLOGIE, L. Pickenhain and G. Schnabel (Hrsg.), 2. Ausg., Bd. 9 aus *Sportmedizinische Schriftenreihe.* Barth, Leipzig, 1988, S. 67–98. (translated from Russian).
- [6] **Bernstein, N.A.:** *Die Koordination der Bewegungen in der Ontogenese.* In BEWEGUNGSPHYSIOLOGIE, L. Pickenhain and G. Schnabel (Hrsg.), 2. Ausg., Bd. 9 aus *Sportmedizinische Schriftenreihe.* Barth, Leipzig, 1988, S. 99–137. (translated from Russian).
- [7] **Bizzi, E.:** *Central and peripheral mechanisms in motor control.* In TUTORIALS IN MOTOR BEHAVIOR, G. Stelmach and J. Requin (Hrsg.). North Holland, Amsterdam, 1980, S. 131–144.
- [8] **Bizzi, E. ◇ Hogan, N. ◇ Mussa-Ivaldi, F.A. und Giszter, S.:** *Does the nervous system use equilibrium point control to guide single and multiple joint movements?* Behavioral and Brain Sciences **15**, Nr. 4 (1992), 603–613.
- [9] **Boccardi, S. ◇ Pedotti, A. ◇ Rodano, R. und Santambrogio, G.C.:** *Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction.* Journal of Biomechanics **14** (1981), 35–45.
- [10] **Böhm, H.:** *Dynamik der Riesenfelge am Reck im Rahmen von Mehrkörpersystemen.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997.
- [11] **Braitenberg, V.:** *The cerebellum and the physics of movement: some speculations.* In CEREBELLUM AND NEURONAL PLASTICITY, M. Glickstein, C. Yeo, and J. Stein (Hrsg.). Plenum Publishing Corporation, 1987.
- [12] **Brooks, V.B.:** *The Neural Basis of Motor Control.* Oxford University Press, New York, 1986.

- [13] **Brown, T.G.:** *On the nature of the fundamental activity of the nervous centers.* The Journal of Physiology **48** (1914), 18–46.
- [14] **Bührle, M.:** *Zum Grundkonzept des Kraft- und Sprungkrafttrainings.* In ZUR PRAXIS DES SPRUNGKRAFTTRAININGS. Bundesinstitut für Sportwissenschaft, Köln, 1986, S. 16–25.
- [15] **Cappozzo, A.:** *Gait analysis methodology.* Human Movement Science **3** (1984), 27–50.
- [16] **Cappozzo, A.:** *The mechanics of human walking.* In ADAPTABILITY OF HUMAN GAIT, A. Patla (Hrsg.), Bd. 78 aus *Advances in Psychology*. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 5, S. 167–186.
- [17] **Cavagna, G.A. ◇ Thys, H. und Zamboni, A.:** *The sources of external work in level walking and running.* The Journal of Physiology **262** (1976), 639–657.
- [18] **Chao, E.Y. ◇ Laughman, R.K. ◇ Schneider, E. und Stauffer, R.N.:** *Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking.* Journal of Biomechanics **16**, Nr. 3 (1983), 219–233.
- [19] **Collins, J.J. und De Luca, C.J.:** *Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories.* Experimental Brain Research **95** (1993), 308–318.
- [20] **Collins, J.J. und De Luca, C.J.:** *Random walking during quiet standing.* Physical Review Letters **73**, Nr. 5 (1994), 764–767.
- [21] **Collins, J.J. und De Luca, C.J.:** *The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms.* Experimental Brain Research **103** (1995), 151–163.
- [22] **Collins, J.J. und Richmond, S.A.:** *Hard-wired central pattern generators for quadrupedal locomotion.* Biological Cybernetics **71** (1994), 375–385.
- [23] **Davy, D.T. und Audu, M.L.:** *A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait.* Journal of Biomechanics **20**, Nr. 2 (1987), 187–201.
- [24] **Delp, S.L.:** *Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb.* Dissertation, Stanford University, 1990.
- [25] **Denoth, J.:** *The dynamic behaviour of a three link model of the human body during impact with the ground.* In BIOMECHANICS IX-A, D. Winter, R. Norman, R. Wells, K. Hayes, and A. Patla (Hrsg.), Bd. 5B aus *International Series on Biomechanics*. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1985, S. 102–106.
- [26] **Denoth, J.:** *Load on the locomotor system and modelling.* In BIOMECHANICS OF RUNNING SHOES, B. Nigg (Hrsg.). Human Kinetics Publishers, Champaign, 1986, Kap. 3, S. 63–116.
- [27] **Denoth, J.:** *Two models describing the movement of the foot during impact - two-dimensional versus three-dimensional considerations.* In BIOMECHANICS X-B, B. Jonsson (Hrsg.), Bd. 6B aus *International Series on Biomechanics*. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1987, S. 1187–1190.
- [28] **Erhardt, M.:** *Computersimulation für lernfähige biomechanische Modelle.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1992.

- [29] **Erhardt, M.:** *Ballistisches Bergabgehen.* unveröffentlicht, 1993. simsys-Test, intern präsentiert.
- [30] **Feldman, A.G.:** *Control of the length of the muscle.* Biophysics **19** (1974), 766–771.
- [31] **Feldman, A.G.:** *Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control.* Journal of Motor Behavior **18**, Nr. 1 (1986), 17–54.
- [32] **Feldman, A.G. \diamond Adamovich, S.V. \diamond Ostry, D.J. und Flanagan, J.R.:** *The origin of electromyograms - explanations based on the equilibrium point hypothesis.* In MULTIPLE MUSCLE SYSTEMS, J. Winters and S.-Y. Woo (Hrsg.). Springer, New York, 1990, Kap. 43, S. 195–213.
- [33] **Fischer, M.S.:** *Crouched posture and high fulcrum, a principle in the locomotion of small mammals: the example of the rock hyrax (Procavia capensis) (Mammalia: Hyracoidea).* Journal of Human Evolution **26** (1994), 501–524.
- [34] **Fischer, O.:** *Der Gang des Menschen. II.Theil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äusseren Kräfte.* In ABHANDLUNGEN DER MATHEMATISCH-PHYSISCHEN CLASSE DER KÖNIGLICH SÄCHSISCHEN GESELLSCHAFT DER WISSENSCHAFTEN, Bd. 25/1. Teubner, Leipzig, 1899, S. 3–130.
- [35] **Friederich, J.A. und Brand, R.A.:** *Muscle fiber architecture in the human lower limb.* Journal of Biomechanics **23**, Nr. 1 (1990), 91–95. Technical Note.
- [36] **Gerritsen, K.G.M. \diamond van den Bogert, A.J. und Nigg, B.M.:** *Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running.* Journal of Biomechanics **28**, Nr. 6 (1995), 661–668.
- [37] **Gerthsen, C. \diamond Kneser, H.O. und Vogel, H.:** *Physik*, 14. Aufl. Springer, Berlin, 1982.
- [38] **Goldstein, H.:** *Classical Dynamics*, 2. Aufl. Addison-Wesley, Reading, 1981.
- [39] **Gordon, A.M. \diamond Huxley, A.F. und Julian, F.J.:** *The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers.* The Journal of Physiology **184** (1966), 170–192.
- [40] **Greiner, W.:** *Mechanik II*, 3. Aufl., Bd. 2 aus *Theoretische Physik*. Harri Deutsch, Thun, 1982.
- [41] **Greiner, W.:** *Mechanik I*, 4. Aufl., Bd. 1 aus *Theoretische Physik*. Harri Deutsch, Thun, 1984.
- [42] **Grieve, D.W. und Gear, R.J.:** *The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults.* Ergonomics **5**, Nr. 9 (1966), 379–399.
- [43] **Grieve, D.W. \diamond Pheasant, S. und Cavanagh, P.R.:** *Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture.* In BIOMECHANICS VI-A, E. Asmussen and K. Jorgensen (Hrsg.), Bd. 6 aus *International Series on Biomechanics*. University Park Press, Baltimore, 1978, S. 405–412.
- [44] **Grillner, S.:** *Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish.* In HANDBOOK OF PHYSIOLOGY, V. Brooks (Hrsg.), Bd. 2. Waverly Press, Maryland, 1981, Kap. 26, S. 1179–1236.

- [45] **Grillner, S. und Zangger, P.:** *On the central generation of locomotion in the low spinal cat.* Experimental Brain Research **34** (1979), 241–261.
- [46] **Gruber, K.:** *Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen.* Dissertation, Universität Tübingen und ETH Zürich, 1987.
- [47] **Gruber, K. ◇ Denoth, J. ◇ Stuessi, E. und Ruder, H.:** *The wobbling mass model.* In BIO-MECHANICS X-B, B. Jonsson (Hrsg.), Bd. 6B aus *International Series on Biomechanics.* Human Kinetics Publishers, Champaign, 1987, S. 1095–1099.
- [48] **Gruber, K. ◇ Ruder, H. ◇ Ruder, M. und Mattheck, C.:** *Experimentelle und theoretische Untersuchungen der Auswirkungen verschiedener Bodenkraft-Deformations-Zusammenhänge auf die Schnittlasten im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk.* Primärbericht, Kernforschungszentrum, Karlsruhe, Apr. 1989.
- [49] **Hahn, U.:** *Entwicklung mehrgliedriger Modelle zur realistischen Simulation dynamischer Prozesse in biologischen Systemen.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1993.
- [50] **Hahn, U.:** *Geometrisches Modell des menschlichen Fußes in der Sagittalebene.* unpublished, 1994. (in “calcmn” implemented).
- [51] **Haken, H.:** *Synergetik: Eine Einführung*, 3. Aufl. Springer, Berlin, 1983. Übersetzt von A. Wunderlin.
- [52] **Happee, R.:** *Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements.* Journal of Biomechanics **27**, Nr. 7 (1994), 953–960. Technical Note.
- [53] **Hardt, D.E. und Mann, R.W.:** *A five body - three dimensional dynamic analysis of walking.* Journal of Biomechanics **13** (1980), 455–457. Technical Note.
- [54] **Hatze, H.:** *The complete optimization of human motion.* Mathematical Biosciences **28** (1976), 99–135.
- [55] **Hatze, H.:** *A myocybernetic control model of skeletal muscle.* Biological Cybernetics **25** (1977), 103–119.
- [56] **Hatze, H.:** *A general myocybernetic control model of skeletal muscle.* Biological Cybernetics **28** (1978), 143–157.
- [57] **Hatze, H.:** *A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump.* Journal of Biomechanics **14**, Nr. 3 (1981), 135–142.
- [58] **Hatze, H.:** *Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle - Characteristics and Applications.* University of South Africa Press, Pretoria, 1981.
- [59] **Haug, E.J.:** *I: Basic Methods.* In COMPUTER AIDED KINEMATICS AND DYNAMICS OF MECHANICAL SYSTEMS, F. Kreith (Hrsg.), Allyn & Bacon Series in Engineering. Allyn & Bacon, Boston, 1989.
- [60] **Hicks, J.H.:** *The mechanics of the foot: I. The joints.* Journal of Anatomy **87** (1953), 345–357.

- [61] **Hicks, J.H.:** *The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch.* Journal of Anatomy **88** (1954), 25–31.
- [62] **Hicks, J.H.:** *The foot as a support.* Acta Anatomica **25** (1955), 34–45.
- [63] **Hill, A.V.:** *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.* Proceedings of the Royal Society of London B **126** (1938), 136–195.
- [64] **Hospach, F.:** *Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1993.
- [65] **Houk, J.C. und Rymer, W.Z.:** *Neural control of muscle length and tension.* In HANDBOOK OF PHYSIOLOGY, V. Brooks (Hrsg.), Bd. 2. Waverly Press, Maryland, 1981, Kap. 8, S. 257–323.
- [66] **Hoy, M.G. ♦ Zajac, F.E. und 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 musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle.* Journal of Biomechanics **23**, Nr. 2 (1990), 157–169.
- [67] **Huxley, A.F.:** *Muscle structure and theories of contraction.* Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry **7** (1957), 255–318.
- [68] **Huxley, A.F.:** *A note suggesting that the cross-bridge attachment during muscle contraction may take place in two stages.* Proceedings of the Royal Society of London B **183** (1973), 83–86.
- [69] **Inman, V.T. und Isman, R.E.:** *Anthropometric studies of the human foot and ankle.* Bulletin of Prosthetic Research **10/11** (1969), 97–129.
- [70] **Ju, M.-S. und Mansour, J.M.:** *Simulation of the double limb support phase of human gait.* Journal of Biomechanical Engineering **110** (1988), 223–229.
- [71] **Kandel, E.R.:** *Nerve cells and behavior.* In PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE, E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell (Hrsg.), 3. Ausg. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 2, S. 18–32.
- [72] **Katz, B.:** *The relation between force and speed in muscular contraction.* The Journal of Physiology **96** (1939), 45–64.
- [73] **Keppler, V.:** *Verwendung neuronaler Oszillatoren zur Steuerung biomechanischer Modelle am Beispiel einer zweibeinigen Laufmaschine.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997.
- [74] **Koester, J.:** *Membrane potential.* In PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE, E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell (Hrsg.), 3. Ausg. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 6, S. 81–94.
- [75] **Koester, J.:** *Passive membrane properties of the neuron.* In PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE, E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell (Hrsg.), 3. Ausg. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 7, S. 95–103.

- [76] **Koopman, B. ◇ Grootenboer, H.J. und de Jongh, H.J.:** *An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking.* Journal of Biomechanics **28**, Nr. 11 (1995), 1369–1376.
- [77] **Kramann, G.:** *Übertragung der Datentabellen nach O. Fischer (1899) in Computerdateien,* 1996. freundlicherweise zur Verfügung gestellte Dateien.
- [78] **Krebs, T.:** *Biomechanische Simulationen an mehrgliedrigen Modellen zur Untersuchung von Bewegungsabläufen der Maus.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1991.
- [79] **Krebs, T.:** *Untersuchung der Lokomotion kleiner Säuger mit inverser Dynamik und Computersimulationen biomechanischer Mehrkörpermodelle.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1995.
- [80] **Krieg, M.:** *Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1992.
- [81] **Krieg, M.:** *Berechnung von Muskel- und Gelenkkraften mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells einer menschlichen Hüfte im Einbeinstand.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1996.
- [82] **Lafortune, M.A. ◇ Cavanagh, P.R. ◇ Sommer, H.J. und Kalenak, A.:** *Three-dimensional kinematics of the knee during walking.* Journal of Biomechanics **25**, Nr. 4 (1992), 347–357.
- [83] **Levine, W.S. ◇ Zajac, F.E. ◇ Belzer, M.R. und Zomlefer, M.R.:** *Ankle controls that produce a maximal vertical jump when other joints are locked.* IEEE Transactions on Automatic Control **AC-28**, Nr. 11 (1983), 1008–1016.
- [84] **Mann, R. und Inman, V.T.:** *Phasic activity of intrinsic muscles of the foot.* The Journal of Bone and Joint Surgery **46-A**, Nr. 3 (1964), 469–481.
- [85] **Manter, J.T.:** *Movements of the subtalar and transverse tarsal joints.* The Anatomical Record **80**, Nr. 4 (1941), 397–410.
- [86] **Martin, J.H. und Jessell, T.M.:** *Modality coding in the somatic sensory system.* In PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE, E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell (Hrsg.), 3. Ausg. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 24, S. 341–352.
- [87] **McGeer, T.:** *Passive dynamic walking.* The International Journal of Robotics Research **9**, Nr. 2 (1990), 62–82.
- [88] **McMahon, T.A.:** *Muscles, Reflexes, and Locomotion.* Princeton University Press, Princeton, N.J., 1984.
- [89] **Mena, D. ◇ Mansour, J.M. und Simon, S.R.:** *Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications.* Journal of Biomechanics **14** (1981), 823–832.
- [90] **Merton, P.A.:** *Speculations on the servo-control of movement.* In *The Spinal Cord* (London, 1953), J. Malcolm, J. Gray, and G. Wolstenholme (Hrsg.), Churchill, S. 247–255. (Ciba Foundation Symposium).

- [91] **Merton, P.A.:** *Speculations on the servo-control of movement.* In *The Spinal Cord* (Boston, 1953), J. Malcolm, J. Gray, and G. Wolstenholme (Hrsg.), Little & Brown, S. 183–198. (Ciba Foundation Symposium).
- [92] **Mochon, S. und McMahon, T.A.:** *Ballistic walking.* *Journal of Biomechanics* **13** (1980), 49–57.
- [93] **Mochon, S. und McMahon, T.A.:** *Ballistic walking: an improved model.* *Mathematical Biosciences* **52** (1980), 241–260.
- [94] **Moore, K.L.:** *Clinically Oriented Anatomy.* Williams & Wilkins, Los Angeles, 1985.
- [95] **Morlock, M.:** *A generalized three-dimensional six-segment model of the ankle and the foot.* Dissertation, The University of Calgary, Department of Medical Science, 1989.
- [96] **Morlock, M.:** *A generalized three-dimensional six-segment model of the ankle and the foot.* *Journal of Biomechanics* **22** (1989), 1059.
- [97] **NASA Reference Publication:** *Anthropometric Source Book.* Tech. Rep. 1024, I-III, NASA Scientific and Technical Information Office, Springfield, 1978.
- [98] **Nemeth, G. und Ohlsen, H.:** *In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion.* *Journal of Biomechanics* **18**, Nr. 2 (1985), 129–140.
- [99] **Nigg, B.M.:** *Biomechanical aspects of running.* In *BIOMECHANICS OF RUNNING SHOES*, B. Nigg (Hrsg.). Human Kinetics Publishers, Champaign, 1986, Kap. 1, S. 1–25.
- [100] **Nigg, B.M.:** *Experimental techniques used in running shoe research.* In *BIOMECHANICS OF RUNNING SHOES*, B. Nigg (Hrsg.). Human Kinetics Publishers, Champaign, 1986, Kap. 2, S. 27–61.
- [101] **Nigg, B.M. ◇ Bahlsen, A.H. ◇ Denoth, J. ◇ Luethi, S.M. und Stacoff, A.:** *Factors influencing kinetic and kinematic variables in running.* In *BIOMECHANICS OF RUNNING SHOES*, B. Nigg (Hrsg.). Human Kinetics Publishers, Champaign, 1986, Kap. 5, S. 139–159.
- [102] **Nigg, B.M. und Denoth, J.:** *Belastung des menschlichen Bewegungsapparates aus der Sicht der Biomechanik.* In *SPORTPLATZBELÄGE*, B. Nigg and J. Denoth (Hrsg.). Juris Verlag, Zürich, 1980, Kap. 3, S. 31–77.
- [103] **Nilsson, J. ◇ Thorstensson, A. und Halbertsma, J.:** *Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans.* *Acta Physiologica Scandinavica* **123** (1985), 457–475.
- [104] **Nolting, W.:** *Analytische Mechanik*, 3. Aufl., Bd. 2 aus *Grundkurs: Theoretische Physik.* Zimmermann-Neufang, Ulmen, 1993.
- [105] **Nolting, W.:** *Klassische Mechanik*, 4. Aufl., Bd. 1 aus *Grundkurs: Theoretische Physik.* Zimmermann-Neufang, Ulmen, 1996.
- [106] **Onyshko, S. und Winter, D.A.:** *A mathematical model for the dynamics of human locomotion.* *Journal of Biomechanics* **13** (1980), 361–368.
- [107] **Pandy, M.G. und Berme, N.:** *A numerical method for simulating the dynamics of human walking.* *Journal of Biomechanics* **21**, Nr. 12 (1988), 1043–1051.

- [108] **Pandy, M.G. und Berme, N.:** *Synthesis of human walking: a planar model for single support.* Journal of Biomechanics **21**, Nr. 12 (1988), 1053–1060.
- [109] **Pandy, M.G. und Berme, N.:** *Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model - part I. normal gait.* Journal of Biomechanics **22**, Nr. 6/7 (1989), 717–724.
- [110] **Pandy, M.G. und Zajac, F.E.:** *Optimal muscular coordination strategies for jumping.* Journal of Biomechanics **24** (1991), 1–10.
- [111] **Pandy, M.G. ♦ Zajac, F.E. ♦ Sim, E. und Levine, W.S.:** *An optimal control model for maximum height human jumping.* Journal of Biomechanics **23** (1990), 1185–1198.
- [112] **Patla, A.E.:** *Understanding the control of human locomotion: a prologue.* In ADAPTABILITY OF HUMAN GAIT, A. Patla (Hrsg.), Bd. 78 aus *Advances in Psychology*. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 1, S. 3–17.
- [113] **Pedotti, A. ♦ Krishnan, V.V. und Starke, L.:** *Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion.* Mathematics and Biosciences **38** (1978), 57–76.
- [114] **Pellionisz, A. und Llinas, R.:** *Tensor network theory of the metaorganization of functional geometries in the central nervous system.* Neuroscience **16** (1985), 245–273.
- [115] **Penrose, R.:** *Computerdenken.* Spektrum der Wissenschaft Verlagsgesellschaft, Heidelberg, 1991.
- [116] **Petrofsky, J.S. und Phillips, C.A.:** *The influence of temperature, initial length and electrical activity on force-velocity relationship of the medial gastrocnemius muscle of the cat.* Journal of Biomechanics **14**, Nr. 5 (1981), 297–306.
- [117] **Pierrynowski, M.R. und Morrison, J.B.:** *A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion: theoretical aspects.* Mathematical Biosciences **75** (1985), 69–101.
- [118] **Platzer, W.:** *Taschenatlas der Anatomie*, 6. Aufl., Bd. 1. Thieme, Stuttgart, 1991. Bewegungsapparat.
- [119] **Press, W.H. ♦ Teukolsky, S.A. ♦ Vetterling, W.T. und Flannery, B.P.:** *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*, 2. Aufl. Cambridge University Press, Cambridge, 1994.
- [120] **Procter, P. und Paul, J.P.:** *Ankle joint biomechanics.* Journal of Biomechanics **15**, Nr. 9 (1982), 627–634.
- [121] **Pussel, V.:** *Biomechanische Untersuchung eines Hüftgelenkimplantates mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2000.
- [122] **Ramakrishnan, H.K. und Kadaba, M.P.:** *On the estimation of joint kinematics during gait.* Journal of Biomechanics **24**, Nr. 10 (1991), 969–977. Technical Note.
- [123] **Rauber, A. und Kopsch, F.:** *Bewegungsapparat.* In ANATOMIE DES MENSCHEN - LEHRBUCH UND ATLAS, H. Leonhardt, B. Tillmann, G. Töndury, and K. Zilles (Hrsg.), 20. Ausg., Bd. I. Thieme, Stuttgart, 1987.

- [124] **Reeser, L.A. ◇ Susman, R.L. und Stern, J.T. jr.:** *Electromyographic studies of the human foot: experimental approaches to hominid evolution.* *Foot & Ankle* **3**, Nr. 6 (1983), 391–407.
- [125] **Ruder, H. ◇ Ruder, M. und Mattheck, C.:** *Berechnung der Schnittlasten im Knie- und Hüftgelenk in der Dynamik.* Primärbericht, Kernforschungszentrum, Karlsruhe, Juni 1988.
- [126] **Rugg, S.G. ◇ Gregor, R.J. ◇ Mandelbaum, B.R. und Chiu, L.:** *In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI).* *Journal of Biomechanics* **23**, Nr. 5 (1990), 495–501. Technical Note.
- [127] **Salathe, E.P. jr. ◇ Arangio, G.A. und Salathe, E.P.:** *A biomechanical model of the foot.* *Journal of Biomechanics* **19**, Nr. 12 (1986), 989–1001.
- [128] **Samuelson, K.M.:** *Functional Anatomy.* In *TRAUMATIC DISORDERS OF THE ANKLE*, W. Hamilton (Hrsg.). Springer, New York, 1984, S. 13–22.
- [129] **Saunders, J.B.D.M. ◇ Inman, V.T. und Eberhardt, H.D.:** *The major determinants in normal and pathological gait.* *The Journal of Bone and Joint Surgery* **35-A**, Nr. 3 (1953), 543–558.
- [130] **Schüzler, O.:** *Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1998.
- [131] **Scott, S.H. und Winter, D.A.:** *Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking.* *Journal of Biomechanics* **26**, Nr. 9 (1993), 1091–1104.
- [132] **Seireg, A. und Arvikar, R.J.:** *A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the muskulo-skeletal system.* *Journal of Biomechanics* **6** (1973), 313–326.
- [133] **Seireg, A. und Arvikar, R.J.:** *The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking.* *Journal of Biomechanics* **8** (1975), 89–101.
- [134] **Severin, F.V. ◇ Shik, M.L. und Orlovskii, G.N.:** *Work of the muscles and single motor neurones during controlled locomotion.* *Biophysics* **12**, Nr. 4 (1967), 762–772.
- [135] **Shampine, L.F. und Gordon, M.K.:** *Computer Solution of Ordinary Differential Equations: The Initial Value Problem.* W.H. Freeman & Co., San Francisco, 1975.
- [136] **Siegelbaum, S.A. und Koester, J.:** *Ion channels.* In *PRINCIPLES OF NEURAL SCIENCE*, E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell (Hrsg.), 3. Ausg. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 5, S. 66–79.
- [137] **Spoor, C.W. und van Leeuwen, J.L.:** *Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel.* *Journal of Biomechanics* **25**, Nr. 2 (1992), 201–206. Technical Note.
- [138] **Spoor, C.W. ◇ van Leeuwen, J.L. ◇ Meskers, C.G.M. ◇ Titulaer, A.F. und Huson, A.:** *Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles.* *Journal of Biomechanics* **23**, Nr. 12 (1990), 1247–1259.
- [139] **Stern, J.T.:** *Computer modeling of gross muscle dynamics.* *Journal of Biomechanics* **7** (1974), 411–428.

- [140] **Subke, J.:** *Visualisierung biomechanischer Bewegungen und biomechanische Computersimulationen zur Berechnung innerer Kräfte während extremer Bewegungsabläufe beim Menschen mittels Modellierung der Muskelkräfte.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1996.
- [141] **Sust, M.:** *Beitrag zum Aufbau einer axiomatischen Theorie der Biomechanik und Beispiele ihrer Anwendung.* Habilitationsschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena, 1987.
- [142] **Sust, M. ◇ Eichhorn, I. ◇ Messerschmidt, K. und Weiß, T.:** *Definition, Messung und Anwendung von Einschaltfunktionen.* *Medizin und Sport* **31** (1991), 34–36.
- [143] **Sust, M. und Weiß, T.:** *Zur Objektivierung der Schnellkraft.* *Theorie und Praxis Körperkultur* **36**, Nr. 1 (1987), 28–34.
- [144] **Taga, G.:** *A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion: I. Emergence of basic gait.* *Biological Cybernetics* **73** (1995), 97–111.
- [145] **Taga, G.:** *A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion: II. Real-time adaptability under various constraints.* *Biological Cybernetics* **73** (1995), 113–121.
- [146] **Taga, G. ◇ Yamaguchi, Y. und Shimizu, H.:** *Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment.* *Biological Cybernetics* **65** (1991), 147–159.
- [147] **Valiant, G.A.:** *A determination of the mechanical characteristics of the human heel pad in vivo.* Dissertation, Pennsylvania State University, 1984.
- [148] **Valiant, G.A.:** *Transmission and Attenuation of Heelstrike Accelerations.* Human Kinetics Publishers, Champaign, 1990.
- [149] **van Ingen Schenau, G.J.:** *An alternative view to the concept of utilization of elastic energy.* *Human Movement Science* **3** (1984), 301–336.
- [150] **van Leeuwen, J.L.:** *Muscle function in locomotion.* In *ADVANCES IN COMPARATIVE AND ENVIRONMENTAL PHYSIOLOGY*, R. Alexander (Hrsg.), Bd. 11. Springer, Berlin, 1992, Kap. 7, S. 191–250.
- [151] **van Soest, A.J.:** *Jumping from structure to control: a simulation study of explosive movements.* Dissertation, Vrije Universiteit, Amsterdam, 1992.
- [152] **van Soest, A.J. und Bobbert, M.F.:** *The contribution of muscle properties in the control of explosive movements.* *Biological Cybernetics* **69** (1993), 195–204.
- [153] **van Soest, A.J. ◇ Huijing, P.A. und Solomonow, M.:** *The effect of tendon on muscle force in dynamic isometric contractions: a simulation study.* *Journal of Biomechanics* **28**, Nr. 7 (1995), 801–807.
- [154] **van Soest, A.J. ◇ Schwab, A.L. ◇ Bobbert, M.F. und van Ingen Schenau, G.J.:** *SPACAR: a software subroutine package for simulation of the behavior of biomechanical systems.* *Journal of Biomechanics* **25**, Nr. 10 (1992), 1219–1226. Technical Note.
- [155] **van Soest, A.J. ◇ Schwab, A.L. ◇ Bobbert, M.F. und van Ingen Schenau, G.J.:** *The influence of the bi-articularity of the gastrocnemius muscle on vertical jumping achievement.* *Journal of Biomechanics* **26**, Nr. 1 (1993), 1–8.

- [156] **Visser, J.J. ◇ Hoogkamer, J.E. ◇ Bobbert, M.F. und Huijing, P.A.:** *Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles.* *European Journal of Applied Physiology* **61** (1990), 453–460.
- [157] **Wank, V.:** *Modellierung und Simulation von Muskelkontraktionen für die Diagnose von Kraftfähigkeiten.* *Berichte und Materialien des Bundesinstitut für Sportwissenschaft* 6, Bundesinstitut für Sportwissenschaft, Köln, 1996.
- [158] **Weidenreich, F.:** *Der Menschenfuß.* *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie* **22** (1921), 51–282.
- [159] **Widmayer, K.:** *Simulation von Bewegungsabläufen beim Menschen mit Hilfe von Mehrkörpersystemen.* Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1990.
- [160] **Widmayer, K.:** *Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1995.
- [161] **Winter, D.A.:** *Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects.* *Human Movement Science* **3** (1984), 51–76.
- [162] **Winter, D.A.:** *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2. Aufl. Wiley & Sons, New York, 1990.
- [163] **Winter, D.A.:** *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking.* University of Waterloo, Ontario, 1995.
- [164] **Winter, D.A. ◇ McFadyen, B.J. und Dickey, J.P.:** *Adaptability of the CNS in human walking.* In *ADAPTABILITY OF HUMAN GAIT*, A. Patla (Hrsg.), Bd. 78 aus *Advances in Psychology*. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 4, S. 127–144.
- [165] **Winter, D.A. und Robertson, D.G.E.:** *Joint torque and energy patterns in normal gait.* *Biological Cybernetics* **29** (1978), 137–142.
- [166] **Yamaguchi, G.T.:** *Feasibility and conceptual design of functional neuromuscular stimulation systems for the restoring of natural gait to paraplegics based on dynamic musculoskeletal models.* Dissertation, Stanford University, Stanford CA, 1989. Department of Mechanical Engineering.
- [167] **Yamaguchi, G.T.:** *Performing whole-body simulations of gait with 3-d, dynamic musculoskeletal models.* In *MULTIPLE MUSCLE SYSTEMS*, J. Winters and S.-Y. Woo (Hrsg.). Springer, New York, 1990, Kap. 43, S. 663–679.
- [168] **Yamaguchi, G.T. ◇ Pandy, M.G. und Zajac, F.E.:** *Dynamic musculoskeletal models of human locomotion: perspectives on model formulation and control.* In *ADAPTABILITY OF HUMAN GAIT*, A. Patla (Hrsg.), Bd. 78 aus *Advances in Psychology*. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1991, Kap. 6, S. 205–240.
- [169] **Yamaguchi, G.T. ◇ Sawa, A.G.U. ◇ Moran, D.W. ◇ Fessler, M.J. und Winters, J.M.:** *A survey of human musculotendon actuator parameters.* In *MULTIPLE MUSCLE SYSTEMS*, J. Winters and S.-Y. Woo (Hrsg.). Springer, New York, 1990, S. 717–773. Appendix.

- [170] **Yamaguchi, G.T. und Zajac, F.E.:** *A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism.* Journal of Biomechanics **22**, Nr. 1 (1989), 1–10.
- [171] **Yamaguchi, G.T. und Zajac, F.E.:** *Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer study.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering **BME-37**, Nr. 8 (1990), 886–902.
- [172] **Yamazaki, N. ◇ Hidemi, I. ◇ Kimura, T. und Okada, M.:** *Biomechanical analysis of primate bipedal walking by computer simulation.* Journal of Human Evolution **8** (1979), 337–349.
- [173] **Yen, V. und Nagurka, M.L.:** *Biomechanics of normal and prosthetic gait.* In ASME Winter Annual Meeting (Boston, Dez. 1987), S. 17–22.
- [174] **Zajac, F.E.:** *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.* In CRC CRITICAL REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING, J. Bourne (Hrsg.), Bd. 17. CRC Press, Boca Raton, 1989, S. 359–411.
- [175] **Zajac, F.E.:** *Muscle coordination of movement: a perspective.* Journal of Biomechanics **26** (1993), 109–124. Supplement 1.
- [176] **Zajac, F.E. und Gordon, M.E.:** *Determining muscle's force and action in multi-articular movement.* In EXERCISE AND SPORTS SCIENCE REVIEWS, K. Pandolf (Hrsg.), Bd. 17. Williams & Wilkins, Baltimore, 1989, S. 187–230.
- [177] **Zajac, F.E. ◇ Wicke, R.W. und Levine, W.S.:** *Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use only calf muscles for propulsion.* Journal of Biomechanics **17**, Nr. 7 (1984), 513–523.

DANKSAGUNG

An allererster Stelle möchte ich Herrn Prof. Ruder meinen Dank aussprechen. Seine wohlthuende Art, wissenschaftliche Fragestellungen ohne Einforderung fachlicher Abgrenzung mit Neugier zu begleiten, sie sich entwickeln zu lassen und damit eine Atmosphäre der Entfaltung von Ideen zu schaffen, hat mir den Einstieg in die Biomechanik und meine Arbeit in der vorliegenden Form erst ermöglicht.

Auf den Gedanken, mich in Tübingen bei der Theoretischen Astrophysik nach einem interessanten Promotionsthema umzuschauen, wäre ich möglicherweise nie ohne den Hinweis von Michael Knödler gekommen, ihm sei dafür gedankt.

Zudem mußte die Begeisterung für die Biomechanik des Fußes, die Norbert Becker bis zum heutigen Tag ausstrahlt, einfach ansteckend wirken. Dafür, für die Mühe, die er sich bei der orthopädischen Behandlung diverser Sportblessuren gab, und für den darüber hinausgehenden erfrischenden Gedankenaustausch in den letzten Jahren möchte ich ihm herzlich danken.

Ein weiterer Dank gilt der „Urbesetzung“ der Biomechanik-Gruppe (Frank Hospach, Jörg Subke, Karin Widmayer und Thomas Krebs) für die völlig unkomplizierte Aufnahme des Frischlings, für die stets bereitwillige Preisgabe ihrer Ideen und biomechanischen Ansichten sowie für die Lust an der Diskussion. Weiterhin trugen Michl Krieg, Volker Pussel, Uli Hahn, Jo Kleinau und Manfred Erhardt zu diesem Klima des Austauschs in angenehmer Weise bei. Über die „Generation“ Tobias Eitel, Jürgen Kolb, Thomas Wiedmaier ist dieser Geist der Biomechanik erfreulicherweise bis zum heutigen Tag erhalten geblieben. Dafür gebührt den vorgenannten genauso Dank wie Harald Böhm, Petra Schüle, Helmut Mutschler und Valentin Keppler sowie Andreas Boose für dessen besonnenes und integrierendes Wesen. Oana Schüzler sei für die jahrelange „Nachbarschaft“ gedankt, in der trotz aller Sticheleien der Frieden nie gestört war. Mindestens genauso anregend waren die häufigen Frotzeleien mit Christian Götz, die doch immer im Rahmen des Legalen blieben - ihm sei für die frischen Brisen genauso wie für biomechanischen Austausch gedankt. Das gleichzeitig scharfsinnige und verbindliche Hinterfragen durch den Neuling Arnim Henze und seine ansteckende Dynamik waren in der Endphase dieser Arbeit eine echte Hilfe. Dafür sowie für seine persönliche und engagierte Art des Umgangs sei ihm gedankt.

Das Interesse und die Hilfestellung während der Niederschrift dieser Arbeit, welche ich durch Thomas Rosemeier erfahren habe, waren unschätzbar. Er hat sich durch das erste, schwer verdauliche Manuskript hindurchgekämpft und letztendlich an der Stilausprägung entscheidenden Anteil gehabt. Darüber hinaus konnten viele der niedergeschriebenen Gedanken erst durch die jahrelangen Diskussionen mit ihm (größtenteils noch als Junggeselle Thomas Krebs) hervortreten und formuliert werden. Für all das möchte ich mich bei ihm herzlich bedanken.

Die Offenheit, Neugier und Aufmerksamkeit, die Prof. Göhner meiner Arbeit entgegengebracht hat, empfand ich als höchst motivierend. Dafür und für die undankbare Aufgabe, die gesamte Arbeit durchzulesen, möchte ich ihm meinen Dank aussprechen.

Stefan Grau danke ich für das ungemein angenehme Gefühl, sich auf einer Wellenlänge zu bewegen.

Der nächste Dank gilt einigen Kollegen an der TAT außerhalb der Biomechanik-Gruppe, die mir zu Beginn dieser Arbeit beim Eindringen in den UNIX-Dschungel immer wieder behilflich waren, insbesondere Stefan Münzel, Karsten Gaier und Olaf Flebbe. Ihre Geduld wurde manchmal arg strapaziert.

Immer zu Tips und Hilfestellungen waren während all der Jahre Harald König und Bernhard Hofmann bereit, ihnen danke ich besonders dafür. Bernhards enormer Einsatz zum Erhalt der Leistungsfähigkeit des Rechnerpools an der TAT kam nicht nur mir in vielfältiger Weise zugute, desweiteren war es sehr fruchtbar, ihm in Sachen Rechnerbeherrschung über die Schulter zu

schauen. Darüber hinaus ergab sich zu meiner Freude manch nette „Sitzung“, in der Bernhard bei einem gemütlichen Bierchen zu geistreichen Gesprächen aufgelegt war, die über die UNIX-Welt weit hinausreichten.

Den drei Mitbiomechanikern an der Universität Stuttgart möchte ich für den über Jahre währenden Austausch danken: Michael Hocke, Thomas Spägele und Guido Kramann. Guidos Fleiß habe ich es speziell zu verdanken, in meiner Arbeit Datentabellen aus dem Jahre 1899 als Vergleich zu meinen Modellrechnungen präsentieren zu können. Er hat in mühsamer Kleinarbeit diese Tabellen durch Zahlenabtippen digitalisiert und mir die Daten unbürokratisch zur Verfügung gestellt.

Bei Karin Gruber und Markus Heitz möchte ich mich für die Mühe bedanken, auf Wunsch Literatur zukommen zu lassen.

An die kompetenten und pfiffigen Damen des Sekretariats - zuerst Fr. Stumpf und später Gabi Meyer - ergeht mein Dank, da dort immer bereitwillige Beratung in Sachen Verwaltungsvorgänge gewährt wurde. Für die ausgestrahlte Heiterkeit gebührt Gabi besonderer Dank.

Michael Arndt und Bernd Lehle möchte ich danken. Ihr Einsatz für die gesamte TAT im Zusammenhang mit Rechnerbetreuung und Festivitäten kam auch mir zugute.

Für die wohlschmeckendsten Pizzen in meinem Leben war Francisco Fernando Frutos Alfaro verantwortlich. Dafür und für den unterhaltsamen Rahmen, in dem Carsten van de Brucks Witz und Lachen sich entfalten konnten, danke ich diesen beiden. Ebenso danke ich Heinz Russ für seine spritzigen Diashows.

Dies ist genau der richtige Ort zur richtigen Zeit, um mich bei Willi Krivan bedanken: Für die Musikkassetten mit Pfeffer zur Aufmunterung, für die Rory-Platten zur Aufnahme, für die Gitarrensoli auf Neil's, Keith's und Jimmi's Spuren und für die entspannten Laufvergnügen im Schönbuch.

Fr. Baisch vom Dekanat Physik war eine unheimlich hilfsbereite Mitstreiterin beim Umschiffen der unvermeidlichen formalen Hindernisse, die sich vor dem endgültigen Abschluß eines jeden - so auch meines - Promotionsvorganges aufbauen. Dafür sei ihr gedankt.

Meiner Schwester Claudia gilt der Schlußsatz: Von Herzen sei gedankt für die immerwährende Hilfsbereitschaft - ganz besonders in Zeiten der höchsten Kuchennot.

LEBENS LAUF

Michael Günther

Geboren am 10.02.1964 in Frankfurt am Main

Schule/Studium:

08/1970 - 06/1974

Grundschule Süd Leinfelden-Echterdingen

08/1974 - 06/1983

Immanuel-Kant-Gymnasium Leinfelden-Echterdingen

10/1983 - 09/1990

Studium der Physik an der Universität Stuttgart

04.10.1985

Diplom-Vorprüfung in Physik

10/1989 - 09/1990

Diplomarbeit „*Ausbreitung von Elektron-Zyklotron-Wellen in inhomogenen Plasmen*“ am Institut für Plasmaforschung der Universität Stuttgart

12.09.1990

Diplom-Hauptprüfung in Physik

Promotion:

08/1991 - 07/1997

Anfertigung der Dissertation „*Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*“ unter Anleitung von Prof. Dr. Hanns Ruder am Institut für Astronomie und Astrophysik der Universität Tübingen

Akademische Lehrer:

in Stuttgart:

Prof. Eisenmenger, Prof. Hoffmann, Prof. Weidlein,
Prof. Kirchgässner, Prof. Weidlich, Prof. Weiss,
Prof. Trebin, Prof. Emendörfer, Prof. Pilkuhn,
Prof. Wienecke, Dr. Räuchle

in Tübingen:

Prof. Ruder