

**Über die  
Anwendung und Modifikation  
des Hill'schen Muskelmodells  
in der Biomechanik**

DISSERTATION

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

vorgelegt von  
SYN SCHMITT  
aus Leonberg

2006



Tag der Prüfung: 22. Dezember 2006

Dekan: Prof. Dr. N. Schopohl

1. Berichterstatter: Prof. Dr. H. Ruder

2. Berichterstatter: Prof. Dr. A. Gollhofer



# Abstract

The current work “Über die Anwendung und Modifikation des Hill’schen Muskelmodells in der Biomechanik” provides first, a work flow essential for valid computer simulation studies by using an established musculo-skeletal model (Günther und Ruder, 2003) to simulate a human squat jump. With the starting point model it was already possible to simulate a *quiet stance* and a *human walk*. The aim of the first part of this study was to force this model to *jump* by using the  $\lambda$ -model (Feldman, 1974) as control algorithm (equilibrium point hypothesis: EPH). Second, the standard Hill-type muscle model was modified when trying to map output relations of a simulated muscle model to experimental data already published (Wank, 2000). Here, the aim was to vary the standard muscle model structure by adding physiologically based damping elements in parallel and in series to the contractile element to eliminate one known deficit of Hill-type muscle models: high-frequency oscillations. This work uses a forward-dynamics approach for computer simulations.

In the first part of this work a standard Hill-type muscle model implemented in a multi-scale musculo-skeletal model was used to simulate a human squat jump. Extensive experimental data captured in an experimental study on humans served as a validation basis. Ground reaction forces, ankle angles, knee angles, coordinates of the centre of mass, and surface electromyographies were compared. So, in spite of being completely different human movements (*from stance to squat* versus *jumping*) it is now possible to simulate both with the multi-scale musculo-skeletal model in addition to already done simulations for a *quiet stance* and *human walking*. Since, the simulation of a human squat jump was successful this work has to be acknowledged as a further test of the validity of the  $\lambda$ -model.

Furthermore, the second part of the current work issues in detail the structure of a Hill-type muscle and suggests modifications. It is known that high-frequency vibrations e.g. induced by legs impacting with the ground during terrestrial locomotion can provoke damage within tendons or even lead to ruptures. However, established macroscopic models of the contractile machinery of the muscle can not account for the necessary and observed high-frequency damping at low-amplitudes. This study formulates an alternative hypothesis: low but significant viscosity of the passive ma-

terial in series to the contractile machinery may well suffice to damp these hazardous vibrations. Already published muscle contraction experiments of a piglet muscle-tendon complex (MTC) in three contraction modes (Wank, 2000) were compared to respective computer simulations. By varying the model in introducing either linear damping in parallel or in series to the CE modifications of the contraction dynamics are identified. The comparison revealed that serial damping at a physiological magnitude suffices to explain damping of high-frequency vibrations of low amplitudes. Additionally, due to suppressed eigenoscillations Hill-type muscle models taking into account serial damping are numerically more efficient when used in macroscopic biomechanical neuro-musculo-skeletal models.

# Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit “Über die Anwendung und Modifikation des Hill’schen Muskelmodells in der Biomechanik” beschäftigt sich zunächst mit der Anwendung des Hill’schen Muskelmodells bei Computersimulationen eines *Mehrkörper - Muskel - Skelett - Systems* (MKS). Konkret wird beispielhaft gezeigt, welche Arbeitsschritte notwendig sind, um eine Simulation eines menschlichen Sprungs aus der Hocke getrieben durch Muskelkräfte Hill’scher Muskeln zu simulieren und welche zusätzlichen Fragen die Computersimulation hierbei beantworten kann. Anschließend werden die vorgestellten Arbeitsschritte angewandt, um ein valideres Computermodell des Hill’schen Muskels zu erstellen, das *ein* bekanntes Defizit (Auftreten hochfrequenter Schwingungen) beseitigt. Dabei müssen Modifikationen am Standardmuskelmodell (Hill, 1938; van Soest und Bobbert, 1993) vorgenommen werden, um im Vergleich mit dem Experiment am isolierten Muskel konsistente Ergebnisse zu erzielen. In dieser Arbeit wird der vorwärts-dynamische Ansatz zur Computersimulation gewählt.

Im ersten Teil der vorliegenden Arbeit wurde ein Hill’sches Standardmuskelmodell zur Simulation eines menschlichen Sprungs aus der Hocke angewendet. Die Grundlage der Simulation war das MKS-Modell von Günther und Ruder (2003). Ziel der Untersuchung war es, dieses Modell, das zu Beginn der Arbeit im *Stehen* und *Gehen* bereits getestet und eingesetzt war, durch möglichst geringe Änderungen der Modellstruktur und der zugehörigen Parameter auch für die Computersimulation des *Springens* einzusetzen. Durch umfangreiche Experimente an Menschen im Labor wurde die Sprungsimulation durch den Vergleich der Bodenreaktionskraft, der Sprunggelenkwinkel, der Kniegelenkwinkel, der Schwerpunktkoordinate und von Oberflächen-elektromyogrammen validiert. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass trotz der unterschiedlichen Bewegungsarten *in die Hocke gehen* versus *Springen*, auch diese beiden Bewegungsarten zusätzlich zu den bereits vorhandenen *Stehen* und *Gehen* nun mit diesem Modell valide simuliert werden können. Da das *Springen* funktioniert (bis auf genannte Einschränkungen), kann die erfolgreiche Simulation auch als weiterer Test der Funktionsfähigkeit des  $\lambda$ -Modells gesehen werden.

Der zweite Teil dieser Arbeit beschäftigte sich im Detail mit dem Versuch der Va-

lidierung eines Hill'schen Muskelmodells, was nur durch Modifikationen an diesem Standardmodell gelingt. Dazu wurden sehr präzise durchgeführte Tierexperimente an einem Schweinemuskel (Wank, 2000) verwendet und in einem iterativen Prozess benutzt, um ein modifiziertes Hill'sches Muskelmodell zu validieren. Die bedeutendste Modifikation, die nebenbei auch zur numerischen Effizienz von Simulationen unter Verwendung eines Hill'schen Muskelmodells beiträgt, war die Einführung einer kleinen Dämpfung parallel zum SEE (seriell zur CE-PEE-Struktur). Diese Erkenntnis wurde gewonnen, indem in der Simulation verschiedene Dämpfungsmechanismen getestet wurden. Nur eine auf dem gesamten MTC verteilte Dämpfung und somit die Einführung einer seriellen Dämpfung (die Hill'sche CE Formulierung enthält bereits Dämpfungsterme) konnte die Dynamik des Systems bei allen drei untersuchten Kontraktionsmodi (quick-release, konzentrisch und isometrisch) gut reproduzieren. Die vorgeschlagene Modifikation des Hill'schen Standardmodells stellt eine entscheidende Verbesserung für den Einsatz bei Mehrkörpersimulationen (Dämpfung unphysiologischer Schwingungen: effizientere numerische Berechnung und höhere physiologische Validität) dar. Es konnte durch diese Simulationen ein konsistenter Satz Muskelparameter gefunden werden, mit dem man in der Lage ist alle drei Kontraktionen in guter Übereinstimmung mit dem zugehörigen Experiment durch die Computersimulation zu reproduzieren. Diese Untersuchung bestätigt durchaus die Anwendbarkeit eines Hill'schen Muskelmodells zur makroskopischen Beschreibung der Muskel-Sehnen-Dynamik bei Mehrkörpermodellen und stellt in Form eines modifizierten, aber weiter zu entwickelnden Hill'schen Modells eine universell einsetzbare MTC-Dynamik dafür bereit.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>12</b>
1.1	Vorwort zur Sprungsimulation . . . . .	13
1.2	Vorwort zum modifizierten Muskelmodell . . . . .	13
1.3	Das Simulationssystem <i>simsys</i> . . . . .	14
1.4	Theoretische Biomechanik . . . . .	16
<b>2</b>	<b>Sprung aus der Hocke - eine Simulation</b>	<b>17</b>
2.1	Motivation . . . . .	17
2.2	Das Muskel-Skelett-Modell nach Günther . . . . .	19
2.3	Modellierung und Simulation . . . . .	29
2.3.1	Bestimmung der Zielvektoren der Muskellängen . . . . .	29
2.3.2	Hocke . . . . .	31
2.3.3	Springen . . . . .	32
2.4	Validierung der Sprungsimulation . . . . .	33
2.4.1	Messmethoden . . . . .	33
2.4.2	Probanden und Messprotokoll . . . . .	36
2.5	Ergebnisse . . . . .	37
2.5.1	Animation . . . . .	37
2.5.2	Eckpunkte der Bewegung . . . . .	39
2.5.3	Körperschwerpunktverlauf . . . . .	40
2.5.4	Gelenkwinkel . . . . .	40
2.5.5	Bodenreaktionskraft . . . . .	41
2.5.6	Die Kontraktionsgeschwindigkeit des CE . . . . .	42

2.5.7	Stimulation und Muskelkraft . . . . .	43
2.5.8	Vergleich zwischen Stimulation und realem EMG . . . . .	45
2.6	Diskussion . . . . .	47
2.6.1	Validität des Computermodells . . . . .	47
2.6.2	Biomechanik des Springens . . . . .	48
2.6.3	Ein weiterer Test des $\lambda$ -Modells . . . . .	48
2.6.4	Ausblick . . . . .	49
<b>3</b>	<b>Ein modifiziertes Hill'sches Muskelmodell</b>	<b>51</b>
3.1	Motivation . . . . .	51
3.2	Modellierung und Simulation . . . . .	53
3.2.1	Ausgangspunkt . . . . .	53
3.2.2	Geänderte Modellierungsfunktionen . . . . .	55
3.2.3	Numerische Verbesserungen . . . . .	59
3.2.4	Konstante parallele Dämpfung . . . . .	60
3.2.5	Konstante serielle Dämpfung . . . . .	61
3.2.6	Kraftabhängige serielle Dämpfung . . . . .	61
3.3	Das Validierungsexperiment . . . . .	62
3.3.1	Versuchsobjekte und Methoden . . . . .	62
3.3.2	Messprotokoll . . . . .	65
3.4	Muskelparameter: Validität des Modells . . . . .	67
3.4.1	Quick-release Kontraktion . . . . .	67
3.4.2	Konzentrische Kontraktion . . . . .	69
3.4.3	Isometrische Kontraktion . . . . .	72
3.4.4	Muskellänge und Längenabhängigkeit der isometrischen Kraft	73
3.4.5	Die "Hill-Parameter" $A_{rel}$ und $B_{rel}$ . . . . .	75
3.5	Aussagen und Vorhersagen: Modellkonsequenzen . . . . .	75
3.5.1	Exzentrische Kontraktion . . . . .	75
3.5.2	Die Kraft-Längen-Relation . . . . .	77
3.5.3	Dämpfung . . . . .	77
3.6	Diskussion . . . . .	80

---

3.6.1	Die Bedeutung von $l_{m,0}$ . . . . .	80
3.6.2	Dämpfung . . . . .	81
3.6.3	Die Hill-Gleichung . . . . .	84
3.6.4	Weiterentwicklung makroskopischer Muskelmodelle . . . . .	85
<b>4</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>87</b>
4.1	Ausblick . . . . .	90
<b>A</b>	<b>Sprungsimulation</b>	<b>93</b>
A.1	Verwendete Zielvektoren . . . . .	93
A.2	Regelalgorithmus des Sprungmodells . . . . .	96
A.3	Das <i>VICONBodyLanguage</i> -Modell . . . . .	100
A.4	Muskelparameter . . . . .	104
<b>B</b>	<b>Muskelmodell</b>	<b>105</b>
B.1	Muskelparameter im Experiment . . . . .	105
B.2	Muskelparameter in der Simulation . . . . .	106
B.3	Programmauszug des Muskelmodells . . . . .	106

# Kapitel 1

## Einleitung

Im Jahre 1938 erschien in den Proceedings B der Royal Society of London der Artikel *'The heat of shortening and the dynamic constants of muscle'* von Hill (1938). Darin beschreibt *Hill* die dynamischen Eigenschaften eines Froschmuskels und entwickelt ein phänomenologisches Ersatzmodell eines Muskel-Sehnen-Komplexes für den konzentrischen Arbeitsbereich. Bereits ein Jahr später folgte Katz (1939) mit der Beschreibung der exzentrischen Arbeitsweise.

Aus der heutigen Sicht betrachtet, wurden diese Modelle in vielen Arbeiten verwendet. Hierbei sind zwei Gruppen bedeutend in Erscheinung getreten: in den Niederlanden Bobbert und van Ingen Schenau (1988), van Soest und Bobbert (1993), Bobbert und Soest (1994), Bobbert und van Zandwijk (1999), Bobbert (2001), Hof et al. (2002), Hof (2003), Bobbert et al. (2006) und in den USA Delp et al. (1990), Pandy und Zajac (1991), Anderson und Pandy (1993), Zajac (1993), Anderson und Pandy (1999). In der Anwendung stellte sich das so genannte Hill'sche Modell (vgl. Abb. 3.1) als sowohl einfach implementierbar als auch in hohem Maße physiologisch valide heraus. Neben dem Hill'schen Modell wurden detailliertere (mikroskopische Modelle im Vergleich zum makroskopischen von Hill (1938)) Muskelmodelle entwickelt (Denoth et al., 2002; Ettema und Meijer, 2000; Gordon et al., 1966a,b; Huxley, 1957; Piazzesi und Lombardi, 1995, 1996).

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit dem Hill'schen Muskelmodell (Hill, 1938). Im ersten Teil wird das Modell am Beispiel eines menschlichen Sprungs aus der Hocke angewendet. Dabei sollen die Stärken des Hill'schen Modells, aber auch seine Schwächen diskutiert werden. Im zweiten Teil soll der Blick auf die Hill'sche Modellstruktur fokussiert werden und es soll der Versuch unternommen werden, dieses Modell mit sehr präzisen Tierexperimentdaten erneut zu validieren. Dieser Validierungsprozess führt zu einem modifizierten Hill'schen Modell, das aber immer noch als makroskopisches Muskel-Sehnen-Modell bezeichnet werden kann.

## 1.1 Vorwort zur Sprungsimulation

Das Kapitel 2 dieser Dissertation soll die Arbeitsschritte darlegen, die notwendig sind, um eine valide Computersimulation einer komplexen menschlichen Bewegung zu erstellen. Dazu soll ein etabliertes Mehrkörper-Muskel-Skelett-Modell verwendet werden (Günther und Ruder, 2003). Mit diesem Modell ist es bereits möglich das menschliche *Stehen* und *Gehen* im Computer zu erzeugen. Die Steuerung dieser Bewegungen im vorhandenen Modell übernimmt ein nach der Theorie von Feldman (1974) implementierter Steuerungsalgorithmus ( $\lambda$ -Modell), der der *equilibrium point hypothesis* (EPH) folgt. Diese Hypothese besagt, dass Bewegungen über Gleichgewichtspunkte (EP: *equilibrium point*) repräsentiert sind und die Reproduktion dieser EP die Bewegung produziert. Bei den Systemen, die nach dieser Theorie kontrolliert werden, sind zwei Ansätze gut bekannt. Das  $\alpha$ -Modell (Bizzi et al., 1992) bei dem die EP durch die Ruhelänge der Muskeln und die Steifigkeit der Muskeln festgelegt sind und das  $\lambda$ -Modell (Feldman, 1974, 1986), dessen EP über eine Zuordnung von Gelenkwinkeln zu Muskellängen definiert sind (siehe Kap. 2.3.1).

Unter der Vorgabe, das vorhandene Muskel-Skelett-Modell mit der darin implementierten  $\lambda$ -Steuerung möglichst exakt zu verwenden, soll der Test dieses Modells beim *Springen* durchgeführt werden. *Springen* stellt dabei die komplexere Bewegung dar. Bei dieser Bewegung werden mehrere Muskeln (z.B. M. rectus femoris, M. gluteus maximus) über Gelenke umgelenkt, während sie große Kräfte produzieren. Außerdem erfordert diese schnelle Bewegung eine schnelle Bewegungssteuerung, für die das  $\lambda$ -Modell davor noch nicht verwendet wurde (erst durch die Arbeit von Kistemaker et al. (2006) wurde dies auch getestet). Aus der Literatur war nur die Arbeit bekannt, die hier als Vorlage verwendet werden soll (Günther und Ruder, 2003) und eine weitere zum menschlichen *Stehen* (Micheau et al., 2003). Somit soll vorliegende Arbeit auch zum Test des  $\lambda$ -Modells bei schnellen Bewegungen dienen. Durch die Verwendung der bereits beim Erzeugen des *Gehens* gefundenen Anfangsbedingungen und Muskelparameter soll gewährleistet werden, dass das hier zu entwickelnde Modell anschließend immer noch in der Lage ist zu *stehen* und zu *gehen*, um ein universell einsetzbares komplexes Computermodell zu besitzen. Die konkret durchzuführenden Schritte (Kap. 2) sind die Anfangslage *Hocke* unter oben genannten Bedingungen stabil zu erreichen, einen Sprung aus der Hocke in der Simulation durchzuführen und diesen mit umfangreichen Experimenten mit Menschen zu validieren.

## 1.2 Vorwort zum modifizierten Muskelmodell

In Kapitel 3 dieser Arbeit soll erneut der Versuch unternommen werden, sehr genau gemessene experimentelle Muskeldynamiken eines Ferkels (Wank, 2000) mit dem

Standard der makroskopischen Muskelmodellierung, dem Hill'schen Muskelmodell, am Computer zu simulieren. Bei der hier präsentierten Untersuchung soll es ausdrücklich gestattet sein verschiedene physiologisch begründbare Modifikationen am Hill'schen Muskelmodell vorzunehmen und zu testen. Denn Ziel ist es, mit einer **identischen** Muskelmodellstruktur und einem **einzigen** Satz Hill'scher Parameter **alle** durchgeführten Experimente bei unterschiedlichen Kontraktionsmodi mit verschiedenen Lastsituationen zu reproduzieren.

Bei Wank (2000) ist es nicht gelungen unter der Verwendung des Standardmodells innerhalb eines Kontraktionsmodus (quick-release) die experimentellen Kurven für verschiedene Lasten mit einem Satz Hill'scher Parameter zu simulieren. Alle drei Kontraktionsmodi konnte nur durch große Anpassung der Parameter simuliert werden. Obwohl die gefundenen Kraft-Geschwindigkeit-Relationen während konzentrischer Kontraktionen und quick-release Kontraktionen nicht mit der Last-Geschwindigkeit-Relation von Hill (1938) identisch sind und deshalb die Allgemeingültigkeit der Hill'schen Gleichung zur Beschreibung der Kontraktionsdynamik im Zeitverlauf eingeschränkt scheint, stellt Wank (2000) die Bedeutung der Hill'schen Muskelmodelle nicht im Gesamten in Frage. "Wenn man Handhabbarkeit und physiologischen Hintergrund betrachtet, so findet man keine vergleichbare Alternative." (Wank, 2000). Diese Untersuchung soll die Allgemeingültigkeit der Hill'schen Gleichung prüfen und eventuell notwendige Modifikationen am Standardmuskelmodell sowohl einführen als auch validieren.

### 1.3 Das Simulationssystem *simsys*

Die in dieser Arbeit diskutierten biomechanischen Computermodelle wurden im Simulationspaket *simsys* modelliert. *Simsys* ist in der Programmiersprache *C* formuliert und wurde am Institut für Astronomie und Astrophysik der Universität Tübingen entwickelt. Den Beginn der Entwicklung stellte die Diplomarbeit *Simulation und Steuerung von biomechanischen Mehrkörpersystemen* von Krieg (1992) dar. Die Weiterentwicklungen wurden von Günther und Ruder (2003) zusammengefasst. *Simsys* ist modular aufgebaut und besteht aus dem Eingabeverarbeiter, dem Bewegungsgleichungsgenerator, der Integratorankopplung mit wählbarem Integrator und dem Ausgabegenerierer. Zur Eingabe der Modellbeschreibung, der Parameter und der Anfangsbedingungen werden Textdateien verarbeitet. Anschließend werden die Bewegungsgleichungen vom Bewegungsgleichungsgenerator *bgg* automatisch formuliert. *Simsys* respektive *bgg* generiert die Bewegungsgleichungen in vollständigen Koordinaten unter Beachtung der Zwangsbedingungen (Lagrange-Gleichungen 1. Art). Die

Bewegungsgleichungen liegen in folgender Form vor:

$$m_i \ddot{\underline{r}}_i = \underline{K}_i - \sum_{k=1}^s \lambda_k \underline{\nabla}_i Z_k(\underline{r}_1, \dots, \underline{r}_N), \quad i = 1, \dots, N \quad (1.1)$$

mit den Ortsvektoren  $\underline{r}_i$ , den Lagrange-Multiplikatoren  $\lambda_k$ , den äußeren Kräften  $\underline{K}_i$  und den Zwangskräften  $Z_k(\underline{r}_1, \dots, \underline{r}_N)$ . Die Vorteile sind der geringere Rechenaufwand durch die einfachere Form der Koeffizientenmatrix und die direkte Berechenbarkeit der Zwangskräfte. Ein detaillierte Beschreibung des *simsys*-Formalismus findet sich bei Krieg (1992). Zur Lösung der Bewegungsgleichungen wurde in der vorgestellten Arbeit die Integrationsroutine *de()* verwendet. Die Routine *de()* arbeitet nach dem Verfahren von Shampine und Gordon (1975), das fehlerabhängig automatisch die Ordnung und die Schrittweite steuert. *de()* integriert jedoch nur Differenzialgleichungssysteme 1. Ordnung, weshalb die  $6N$  Differenzialgleichungssysteme 2. Ordnung  $\ddot{\underline{x}} = \underline{f}(\underline{x}, \dot{\underline{x}}, t)$  durch die Einführung von Geschwindigkeiten in  $12N$  Differenzialgleichungen 1. Ordnung umgeschrieben werden müssen:

$$\begin{aligned} \dot{\underline{x}} &= \underline{v} \\ \dot{\underline{v}} &= \underline{f}(\underline{x}, \underline{v}, t). \end{aligned}$$

Der Integrator erwartet die Gleichungen in der Form

$$\underline{Z} = \underline{F}(\underline{Z}, t), \quad (1.2)$$

mit dem Zustandsvektor  $\underline{Z}$ , der die Geschwindigkeiten explizit enthält. Das resultierende Gleichungssystem wird dann unter Verwendung der **LINPACK**-Module **dgefa** und **dgesl** numerisch gelöst (Günther, 1997). Es wurden die Integrator-Steuerparameter Integrationsschrittweite (0.001 s), absolute Genauigkeit ( $10^{-6}$ ) und relative Genauigkeit ( $10^{-6}$ ) gewählt.

Zur Ausgabe der Daten verwendet *simsys* ein binäres Datenformat zur Komprimierung. Mit dem Hilfsprogramm *blowup* können diese Daten aber jederzeit in ASCII-Format umgewandelt werden. Darüber hinaus bietet *simsys* die Möglichkeit eigene Routinen direkt als C-Programmteile einzufügen. Hierzu ist die Datei *simuser.hc* gedacht (siehe Kap. 2.3.2, 2.3.3). Die Programmteile dieser Datei werden beim Zusammenstellen des Programmcodes direkt eingebunden, so dass jeder Benutzer für die korrekte Definition und Einbindung der programmierten Funktionen verantwortlich ist.

Zur Generierung eines neuen Modells in *simsys* muss zunächst eine Modellvorlage gewählt und in einen neuen Modellordner kopiert werden. Diese Vorlage enthält im einfachsten Fall ein Eingabeverzeichnis *in* mit den Dateien *data.dat* und *defs.dat* und ein leeres Ausgabeverzeichnis *out*. Im Hauptverzeichnis des Modells müssen die Dateien *simsys.dat*, *simuser.hc* und das *Makefile* liegen. Nachdem die Modelldefinition

abgeschlossen ist, startet man mit dem *make*-Befehl den Prozess zur Generierung einer *simsys.c*-Datei und des Modellprogramms aus den Eingabedateien. Die Integration wird dann mit dem Start eines Modellprogramms (z.B. *./simsys simsys.dat*) gestartet. Alle Ausgaben, wie sie in der Steuerdatei *simsys.dat* angegeben wurden sind dann im Ordner *out* gespeichert. Diese müssen gegebenenfalls mit dem Hilfsprogramm *blowup* entpackt werden, um sie mit einem Auswerteprogramm z.B. *gnuplot* darzustellen.

## 1.4 Theoretische Biomechanik

Zur Einführung in das Themengebiet Biomechanik und Computersimulation bieten sich die Dissertationen von Hospach (1993), Widmayer (1995), Günther (1997), Götz (1998), Böhm (2002), Henze (2002), Keppler (2003) an, die am Institut für Astronomie und Astrophysik in der Arbeitsgruppe Biomechanik der theoretischen Astrophysik Tübingen (TAT) verfasst wurden.



# Kapitel 2

## Sprung aus der Hocke - eine Simulation

In diesem Kapitel wird ein Muskel-Skelett-Modell vorgestellt mit dem unter der Verwendung des makroskopischen Hill'schen Muskelmodells für die modellierten Muskeln ein Sprung simuliert wird. Ausgangspunkt dieser Simulation stellt das Mehrkörper-Muskel-Skelett-Modell (MKS-Modell) von Günther und Ruder (2003) dar. Die Validierung der Simulation erfolgte mittels Kraftmessung, EMG-Aufzeichnung und kinematischer Analyse, die im Biomechaniklabor des Instituts für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg durchgeführt wurden.

### 2.1 Motivation

Computersimulationen von Sprüngen sind in der Literatur gut bekannt (Bobbert, 2001; Bobbert et al., 2006; Bobbert und Knoek van Soest, 2001; Bobbert et al., 1986; Bobbert und Soest, 1994; Bobbert und van Ingen Schenau, 1988; Guihard und Gorce, 2001; Hof, 2003; Pandy und Zajac, 1991; Spägele et al., 1999a,b; van Soest und Bobbert, 1993; van Soest et al., 1995, 1993). Zur Bewegungserzeugung werden verschiedene Optimierungsstrategien verwendet, um Zustandsfunktionen (Muskelaktivierungsverläufe, Gelenklagenverläufe, Bodenreaktionskraftverläufe) vorgeben zu können. Als Optimierungsziel war der maximale Sprung gewählt, der mit experimentellen Daten verglichen wurde.

Neben Optimierungsstrategien zur Steuerung von Computermodellen sind auch Algorithmen bekannt, die physiologisch basierte Steuerungsideen verwenden, z.B. die EPH: *engl.: equilibrium point hypothesis*. EPH-Steuerungen produzieren die Bewegung durch das Erreichen festgelegter Gleichgewichtspunkte (EP). Zwei bekannte

Modelle der EPH sind das  $\alpha$ -Modell (EP: Ruhelängen der Muskeln, Steifigkeiten der Muskeln, die über Gelenke führen) (Bizzi et al., 1992) und das  $\lambda$ -Modell (EP: Gelenkwinkelkonfigurationen in Form von Muskellängen) (Feldman, 1974, 1986). Das  $\lambda$ -Modell wurde erfolgreich bei der Simulation von *Stehen* (Micheau et al., 2003) und *Gehen* (Günther und Ruder, 2003) eingesetzt. Verschiedene EPH-Steuerungsalgorithmen wurden von Kistemaker et al. (2006) bei schnellen Armbewegungen getestet.

Ziel des hier vorgestellten Teils der Dissertation war es erstens, einen Sprung aus der Hocke mit einem MKS-Modell zu simulieren, indem die Muskeln die dafür notwendigen Kräfte erzeugen und auf das Skelett übertragen. Mit der Simulation sollte es möglich sein, sowohl einen maximalen Sprung als auch submaximale Sprünge zu generieren. Dazu wurde das etablierte MKS-Modell von Günther und Ruder (2003) übernommen und weiterentwickelt. In diesem MKS-Modell ist eine  $\lambda$ -Steuerung (Feldman, 1974, 1986) implementiert, welche das zweite Ziel dieser Arbeit ermöglichte, das  $\lambda$ -Modell bei der schnellen Bewegung *Sprung aus der Hocke* zu testen.

## 2.2 Das Muskel-Skelett-Modell nach Günther

Ausgangspunkt zur Simulation eines Sprungs aus der Hocke war das Gehmodell von Günther und Ruder (2003). Dieses Modell wurde von Dr. Michael Günther freundlicherweise für diese Arbeit zur Verfügung gestellt. In diesem Kapitel folgt eine Einführung in das Modell, um einerseits die notwendigen Änderungen und Anpassungen nachvollziehen und andererseits die Validität der Ergebnisse beurteilen zu können.

Die Modellierung lässt sich in drei Teilen beschreiben, erstens das passiv-mechanische Modell, zweitens das Muskelmodell und drittens die Bewegungssteuerung. Der passiv-mechanische Teil setzt sich zusammen aus der Modellierung der Anthropometrie, dem detaillierten Fußmodell, den Bodenkräften und den inneren Momenten, die nicht durch Muskelkräfte zustande kommen. Die Modellierung des Muskels besteht hauptsächlich aus der Formulierung eigenständiger Differenzialgleichungen der Muskeldynamik. Die Bewegungssteuerung wird mit den Ideen von Feldman (1974) modelliert und bedeutet die Erzeugung und Übertragung von ZNS-Kommandos auf die Muskeldynamik.

**Anthropometrie** Das Modell besteht aus 11 Starrkörpern, 20 Muskel-Sehnen-Komplexen und 4 Bandstrukturen. Beginnend am HAT-Segment (*Head-Arms-Trunk*) sind zwei Beine mit Oberschenkel- und Unterschenkelsegment und einem dreisegmentigen Fuß als hierarchische Kette modelliert, die durch Scharniergelenke verbunden sind. Alle anthropometrischen Daten wurden mit dem Programm **calcman** gemäß der NASA Reference Publication (1978) errechnet. Mit der Angabe von Geschlecht, Körpergröße und Gewichte konnte so ein vollständiger Satz anthropometrischer Daten berechnet werden (siehe auch Henze (2002); Schmitt (2003)). Die Daten sind in folgender Tabelle (Tab. 2.1) aufgelistet:

Tabelle 2.1: Anthropometrische Daten: Das Referenzsystem gibt an, in welchem Gelenkpunkt der Ursprung des Referenzkoordinatensystems sitzt: H steht für Hüfte, K für Knie und S für Sprunggelenk; Länge bedeutet beim Fuß die Höhe des Sprunggelenks über dem Boden, wenn Ballen und Ferse den Boden berühren (vgl. Günther und Ruder (2003)).

Segment (Referenzsystem)	Masse	Trägheitsmoment	Länge	Schwerpunkt- koordinaten	
	[kg]	[kgm <sup>2</sup> ]	[m]	$x$ [m]	$y$ [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	0.086/0.226	0.053	-0.047

**Äußere Kräfte** Als äußere Kräfte werden die Gravitation und die Bodenreaktionskraft berücksichtigt. Die Gravitation hat nur eine  $z$ -Komponente und ist mit  $g_z = -9.81 \text{ m/s}^2$  modelliert. Für drei mögliche Kontaktpunkte: Ferse, Ballen, Zehe, wird Ort und Zeit des Kontakts ermittelt, wenn die Bedingung  $\Delta z_i = z_i - z_{\text{Boden}} \leq 0$  erfüllt ist. Die Charakteristik der vertikalen Bodenreaktionskraft wurde aus der Literatur gewählt (Gerritsen et al., 1995), die  $z$ -Komponente der Bodenkraft lautet:

$$F_{z_i} = -E_{z_i} \Delta z_i |\Delta z_i|^2 - D_{z_i} v_{z_i} |\Delta z_i|^3$$

dabei ist  $\Delta z_i = z_i - z_{\text{Boden}}$  die Eindringtiefe und  $v_{z_i}$ , die Geschwindigkeit des Hebels  $i$ , senkrecht zum Boden,  $E$  bedeutet Elastizität und  $D$  Dämpfung.

In horizontaler Richtung lautet die Bodenkraft:

$$F_{x_i} = -E_{x_i} \Delta x_i |\Delta x_i| - D_{x_i} v_{x_i} |\Delta x_i|^2$$

mit  $\Delta x_i = x_i - x_{\text{Kontakt}}$  und  $v_{x_i}$  der zugehörigen Geschwindigkeit des Kontaktpunktes. Der Punkt beginnt nach folgendem Gesetz zu gleiten:

$$F_{x_i} = -\frac{v_{x_i}}{|v_{x_i}|} \mu |F_{y_i}|$$

wenn  $F_{x_i} > \mu_{\text{krit}} F_{y_i}$  und  $v_{x_i} > v_{x,\text{krit}}$  erfüllt sind. Für den Fall  $v_{x_i} < v_{x,\text{krit}}$  haftet der Punkt wieder ( $v_{x,\text{krit}} = 0.001 \text{ m/s}$ ). In Tabelle 2.2 sind die Parameter der Modellierung der Bodenreaktionskraft aufgelistet.

Tabelle 2.2: Bodenreaktionskraft: Kraftcharakteristik des Kontakts zwischen den Punkten am Fuß und dem Boden.

$\mu_{\text{krit}}$	$\mu$	$E_x$	$D_x$	$E_z$	$D_z$
$\square$	$\square$	$[\text{Nm}^{-2}]$	$[\text{Nsm}^{-3}]$	$[\text{Nm}^{-3}]$	$[\text{Nsm}^{-4}]$
0.8	0.7	$4.0 \times 10^6$	$4.0 \times 10^6$	$2.5 \times 10^8$	$2.5 \times 10^8$

**Innere Momente** Innere Momente, die nicht direkt muskulär bedingt sind, wurden in Form von Gelenkansschlägen, Gelenkreibung und einem Zehenmoment modelliert. Unter Vernachlässigung aller passiv-kraftragenden Strukturen, außer derer, die die Fußstruktur aufrecht hält, wurden die Momente abstrakt in der Form, wie es das Simulationsprogramm **simsys** erlaubt, berechnet und an den entsprechenden Gelenken aufgebracht (z.B. wird der Gelenkansschlag durch ein monoton mit dem Gelenkwinkel ansteigenden Gelenkmoment modelliert sobald sich der Gelenkwinkel außerhalb eines definierten Bereichs befindet).

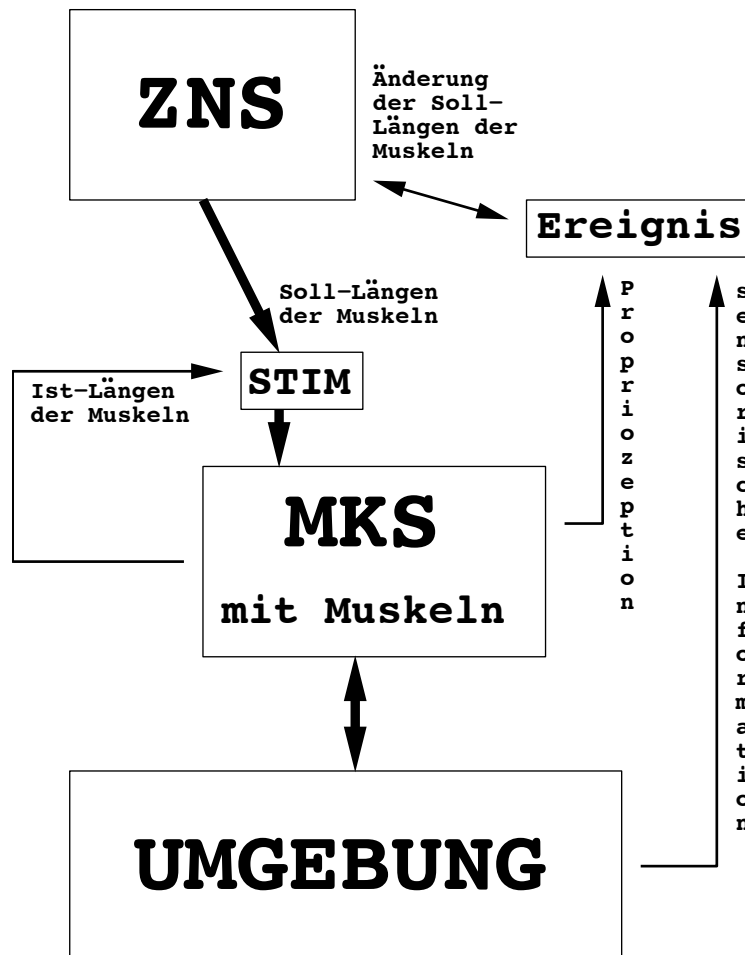


Abbildung 2.1: Die Wechselwirkung zwischen dem mechanischen System (MKS) und dem zentralen Nervensystem (ZNS) einerseits und der Umgebung andererseits. In der Terminologie der allgemeinen Beschreibung der Selbstorganisation von Nichtgleichgewichts-Systemen nach Haken, H. (1983): Das Nervensystem mit seiner Dynamik ändert Parameter, die die Dynamik des mechanischen Systems, welches dadurch vom Nervensystem *versklavt* wird, kontrollieren. Der Begriff der *Versklavung* soll durch das Schema der Abbildung veranschaulicht werden, indem der Hierarchiepfeil nur einseitig vom ZNS zum MKS zeigt, denn die Stimulation *STIM* resultiert in diesem Schema aus der unabhängigen Vorgabe von Sollmuskellängen (Feldman, 1974) durch das ZNS. 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 von den Kontaktwechselwirkungen zur Umwelt dominiert wird. Dadurch wird ersichtlich, dass das MKS eigentlich zwischen Umwelt und ZNS *eingespannt* ist (nach Günther (1997)).

**Muskel-Sehnen-Komplex** Den größten Anteil aktiver Kräfte eines Menschen trägt die Muskelkraft. Diese Art innerer Kräfte kommt aber nicht allein durch mechanische Parameter und Zustände zustande, sondern hängt auch von biochemischen Zuständen (z.B.  $Ca^{2+}$ -Konzentration) und elektromagnetischen Informationen (z.B. Nervensignale) ab. Zur Modellierung der Muskelkräfte wurden diese Abhängigkeiten berücksichtigt.

Die Gleichung der Kontraktionsdynamik lautet

$$\dot{l}_{CE} = f_l(l_{CE}, l_{Muskl}, q). \quad (2.1)$$

Die Aktivierungsdynamik für  $q \leq 1$  ist

$$\dot{q} = f_q(q, l_{CE}, STIM). \quad (2.2)$$

Unter der Kontrolle von  $0 \leq STIM \leq 1$  erfolgt damit, gekoppelt an seine Kontraktion, die Kraftentfaltung jedes CE. STIM ist eine Muskelzustandsfunktion, die mit extern zu messenden EMG vergleichbar ist. Die Kraft des CE beschleunigt über seine Skelettanbindung die Segmente des MKS. Die dadurch verursachte Längenänderung des CE bewirkt die mechanische Rückkopplung der MKS-Dynamik auf die Muskel-Dynamik (siehe Abb. 2.4).

Die passiven Muskelstrukturen SEE und PEE wurden mit einer quadratischen Kraft-Charakteristik modelliert (van Soest und Bobbert, 1993) und sind in der Abbildung 2.3 dargestellt. Die Kraft von SEE ist

$$F_{SEE} = \frac{F_{max}}{(U_{SEE}L_{SEE_0})^2}(l_{SEE} - L_{SEE_0})^2 \quad (2.3)$$

mit der Ruhelänge  $L_{SEE_0}$  und die zu  $L_{SEE_0}$  relative Dehnung  $U_{SEE}$ , wenn die Kraft  $F_{max}$  an der Sehne zieht. Das PEE wurde mit der gleichen quadratischen Kraft-Charakteristik modelliert wie das SEE, da von ähnlichen Gewebestrukturen und somit Gewebeeigenschaften ausgegangen wird. Seine Kraft berechnet sich aus

$$F_{PEE} = \frac{F_{PEEmax}F_{max}}{L_{CEopt}^2(1 + Width - L_{start})^2}(l_{PEE} - L_{PEE_0})^2 \quad (2.4)$$

mit der Ruhelänge  $L_{PEE_0} = L_{start}L_{CEopt}$ .

Zusätzlich zur Parametrisierung des PEE ist in Abbildung 2.3 (rechts) auch die Parametrisierung der Kraft des CE ( $F_{CE}$ ) für  $v_{CE} = 0$  dargestellt. Die Kraft an dieser Stelle ist

$$F_{CE}|_{v_{CE}=0} = q F_{max} F_{isom}(l_{CE}). \quad (2.5)$$

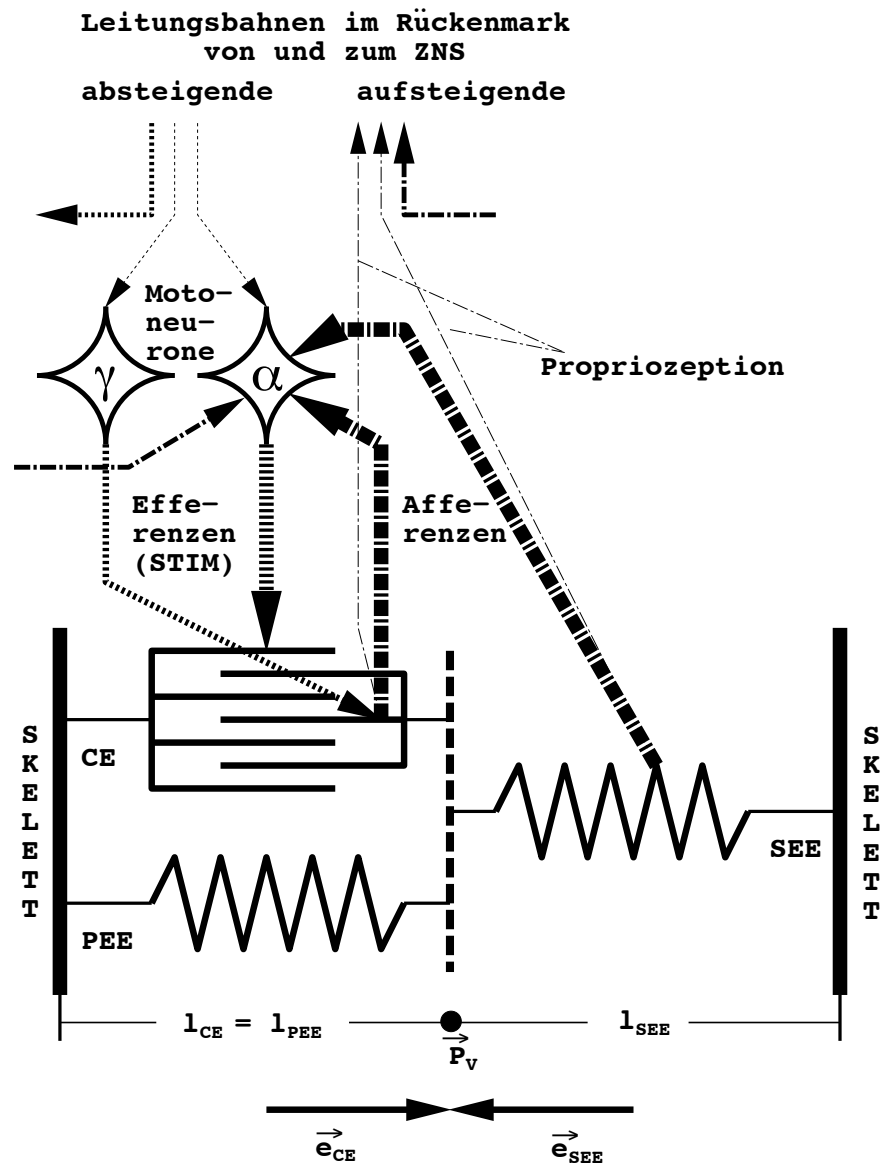


Abbildung 2.2: Schema des Muskelmodells und seiner Steuerung; das  $\alpha$ -Motoneuron energiert die Hauptmuskelmasse (extrafusale Fasern), das  $\gamma$ -Motoneuron hingegen die sogenannten intrafusalen Fasern, zwischen die das dehnungssensitive Spindelorgan geschaltet ist; der Reflexbogen von Muskelspindeln zurück zum  $\alpha$ -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 ( $\approx 100$ )  $\alpha$ -Motoneuronen erregt; Signalflüsse von und zur intrafusalen Faser sind durch einen gemeinsamen Projektionspunkt im CE symbolisiert; Golgi-Organen in den Sehnen sind ebenfalls dehnungssensitiv, ihr Signal ist damit ein Maß für erzeugte Muskelkraft; ihre Afferenz ist der Übersicht halber dargestellt, aber in implementierter Bewegungssteuerung bisher nicht berücksichtigt (nach Günther (1997)).

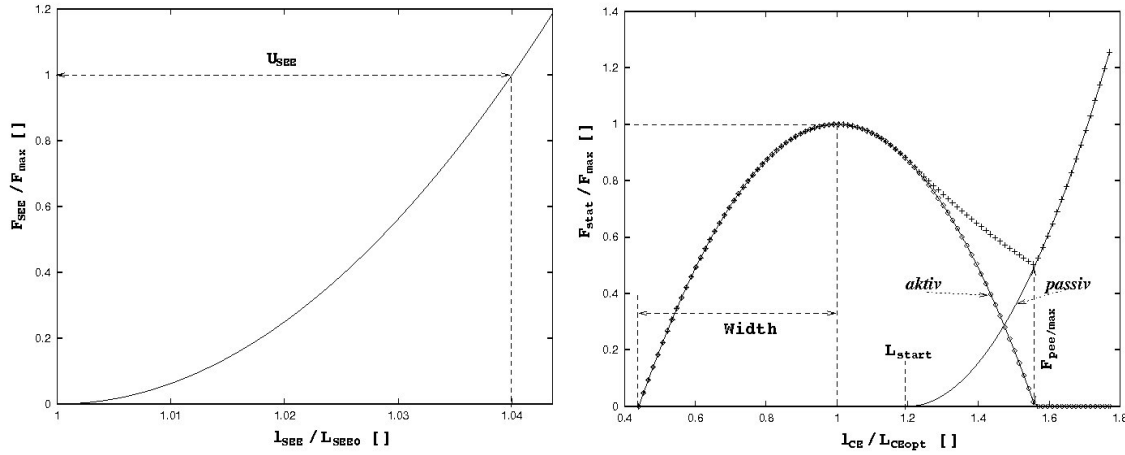


Abbildung 2.3: *Links*: In der Literatur wurde der Einfluss der Sehne auf eine Sprungbewegung untersucht (van Soest und Bobbert, 1993; van Soest et al., 1993; Zajac, 1993). Für den niedrigen Belastungsbereich ergibt die Literatur eine nicht-lineare Kraft-Dehnungs-Charakteristik des SEE wieder. Die in Anlehnung an die Arbeit von van Soest und Bobbert (1993) formulierte quadratische Kraft-Charakteristik des SEE ist in der Abbildung dargestellt.  $U_{SEE}$  ist die zu der Ruhelänge  $L_{SEE0}$  relative Dehnung, wenn die Kraft  $F_{max}$  an der Sehne zieht. *Rechts*: Statische Kraft-Charakteristik des CE: Aufgetragen sind die auf den Maximalwert  $F_{max}$  normierte isometrische Kraft  $F_{isom}(l_{CE})$  (gepunktete Linie), die normierte Kraft des PEE  $F_{PEE}$  (durchgezogene Linie) und deren Summe (Linie mit Kreuzen). Die Parameter  $Width = 0.56$ ,  $L_{start} = 1.2$  und  $F_{pee/max} = 0.5$  sind für alle Muskeln identisch (nach Günther (1997)).

Der Parameter  $q$  gibt die Anzahl an geschlossenen Brückenbindungen relativ zur maximal möglichen Anzahl bei vollständiger Überlappung an und wird auch *Aktivität* genannt. Die isometrische Kraft des CE ist

$$F_{isom}(l_{CE}) = -\frac{1}{Width^2} \left( \frac{l_{CE}}{L_{CEopt}} \right)^2 + 2 \cdot \frac{1}{Width^2} \left( \frac{l_{CE}}{L_{CEopt}} \right) - \frac{1}{Width^2} + 1, \quad (2.6)$$

und ist für  $(1 - Width) \leq l_{CE}/L_{CEopt} \leq (1 + Width)$  und 0 sonst.  $Width$  ist die Breite der  $F_{isom}$ -Kurve (siehe Abb. 2.3, rechts).

Über die statische Kraftentwicklung des  $CE - PEE - SEE$ -Komplexes hinaus beschreibt die Kontraktionsdynamik des CE den Motor der Bewegung. Der Zusammenhang zwischen Last ( $P$ ) und Geschwindigkeit ( $v$ ) wurde von Hill experimentell untersucht und mündete in der Hill'schen Gleichung (Hill, 1938):

$$(P + a)v = b(P_0 - P), \quad (2.7)$$

mit den Hill'schen Parameter  $a$  und  $b$ , die die Krümmung der phänomenologisch gefundenen hyperbolischen Beziehung zwischen Kraft und Geschwindigkeit definieren



und  $P_0$  der maximalen isometrischen Kraft. Explizit nach der Kontraktionsgeschwindigkeit aufgelöst und umgeschrieben ergibt sich für die Hill'sche Gleichung (2.7)

$$\dot{l}_{CE} = v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = Factor(q)B_{rel}L_{CEopt} \left( 1 - \frac{F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE})}{F_{CE}/qF_{max} + A_{rel}(l_{CE})} \right). \quad (2.8)$$

Mit  $Factor(q) = 1$  für  $q > 0.3$  und sonst  $Factor(q) = 1/0.3q$ ;  $B_{rel} = b/L_{CEopt}$  und  $A_{rel} = a/F_{max}$ . Durch Festlegung von  $F_{max} = F_{CE}|_{v_{CE}=0}$  bleiben nur die beiden Parameter  $A_{rel}$  und  $B_{rel}$  zur Anpassung der Kontraktionsdynamik (nach Hill (1938)) an die experimentellen Ergebnisse.

Tabelle 2.3: Die von Günther und Ruder (2003) verwendeten Parameter für CE, SEE und PEE

CE(Aktivierung)	$M_{act}$	$\beta$		
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	$L_{SEE_0}$	$U_{SEE}$	$F_{max}$	

Der Parameter  $L_{CEoffset}$  wurde eingeführt, um die geometrische *Lücke* zwischen den aus der Literatur bekannten Längen  $L_{CEopt}$  und  $L_{SEE_0}$  und den anthropometrischen Punkten für Ansatz und Ursprung der Muskeln zu überbrücken.

Tabelle 2.4: Muskelparameter, die bei allen Muskeln und Sehnen identisch gewählt wurden; Quellen sind Zajac (1993) ( $M_{act}$ ), van Soest und Bobbert (1993) ( $Width$ ,  $Slopefactor$ ), McMahon und Cheng (1990) ( $F_{max/exz}$ ) und Pierrynowski, M.R., Morrison, J.B. (1985a,b).

$M_{act}$	$\beta$	$Width$	$A_{rel}$	$B_{rel}$	$F_{max/exz}$	$Slopefactor$	$L_{start}$	$F_{PEEmax}$	$U_{SEE}$
[1/s]	□	□	□	[1/s]	□	□	□	□	□
50.0	0.5	0.56	0.25	2.25	1.8	2.0	1.2	0.5	0.04

Die Geometrie des Muskels, vom Ursprung über mögliche Umlenkhebel bis zum Ansatz, legt die Hebelarme des Muskels bezüglich der überstrichenen Gelenke und damit deren rotatorische Wirkungen auf die Segmente fest. Die Einkopplung des Muskelmodells in das passiv-mechanische Modell skizziert die Abbildung 2.4. Zwei Schaltpläne zur Interaktion einzelner Modellteile sind in den Abbildungen 2.1 (Interaktion von ZNS, MKS und Umgebung) und 2.4 (Interaktion von Muskeldynamik und Skelettdynamik) dargestellt. Für eine detailliertere Beschreibung des Modells

wird auf die Arbeiten von Günther (1997) und Günther und Ruder (2003) verwiesen. Weitere Parameter der verwendeten Muskel-Sehnen-Komplexe sind im Anhang aufgeführt (siehe A.4).

**Bewegungssteuerung** Zur Steuerung der Bewegung wurde das  $\lambda$ -Modell nach Feldman (1974, 1986) verwendet. Das  $\lambda$ -Modell gehört zur Gruppe der EPH Algorithmen. Diese haben die Vorstellung gemein, dass Bewegung über Gleichgewichtspunkte oder Zielpunkte (EP: equilibrium point) repräsentiert ist. Bei der Durchführung einer Bewegung werden diese Gleichgewichtspunkte als Stützstellen benutzt, die von der Steuerung eingenommen werden. Das  $\lambda$ -Modell benutzt Muskellängen als EP. Die Vorstellung über den Zielpunkt erweiterte Feldman von zunächst nur der Zielmuskellänge über Gelenkwinkelstellung hin zu einem muskulären Agonist-Antagonisten-Paar. Die Bezeichnung  $\lambda$ -Modell dient nur der Abgrenzung zu ähnlichen Überlegungen aus der Literatur (Bizzi et al., 1992) ( $\alpha$ -Modell).

Die mathematische Formulierung des  $\lambda$ -Modells lautet

$$S = a(l_{CE} - \lambda) + bv_{CE}, \quad (2.9)$$

dabei sind  $a$  und  $b$  die Gewichtungsfaktoren des Rückkopplungskreises bezüglich Dehnung und Dehnungsgeschwindigkeit,  $\lambda$  ist die Solllänge des CE;  $l_{CE}$  und  $v_{CE}$  dessen aktuelle Länge und Kontraktionsgeschwindigkeit. Das Umformen der Gleichung (2.6.3) in eine Muskelmodell-kompatible Form führt zu

$$STIM_j = \kappa \left( \frac{l_{CE/j} - (1 - \delta)\lambda_j + \sigma v_{CE/j}}{l_{CE,opt/j}} \right). \quad (2.10)$$

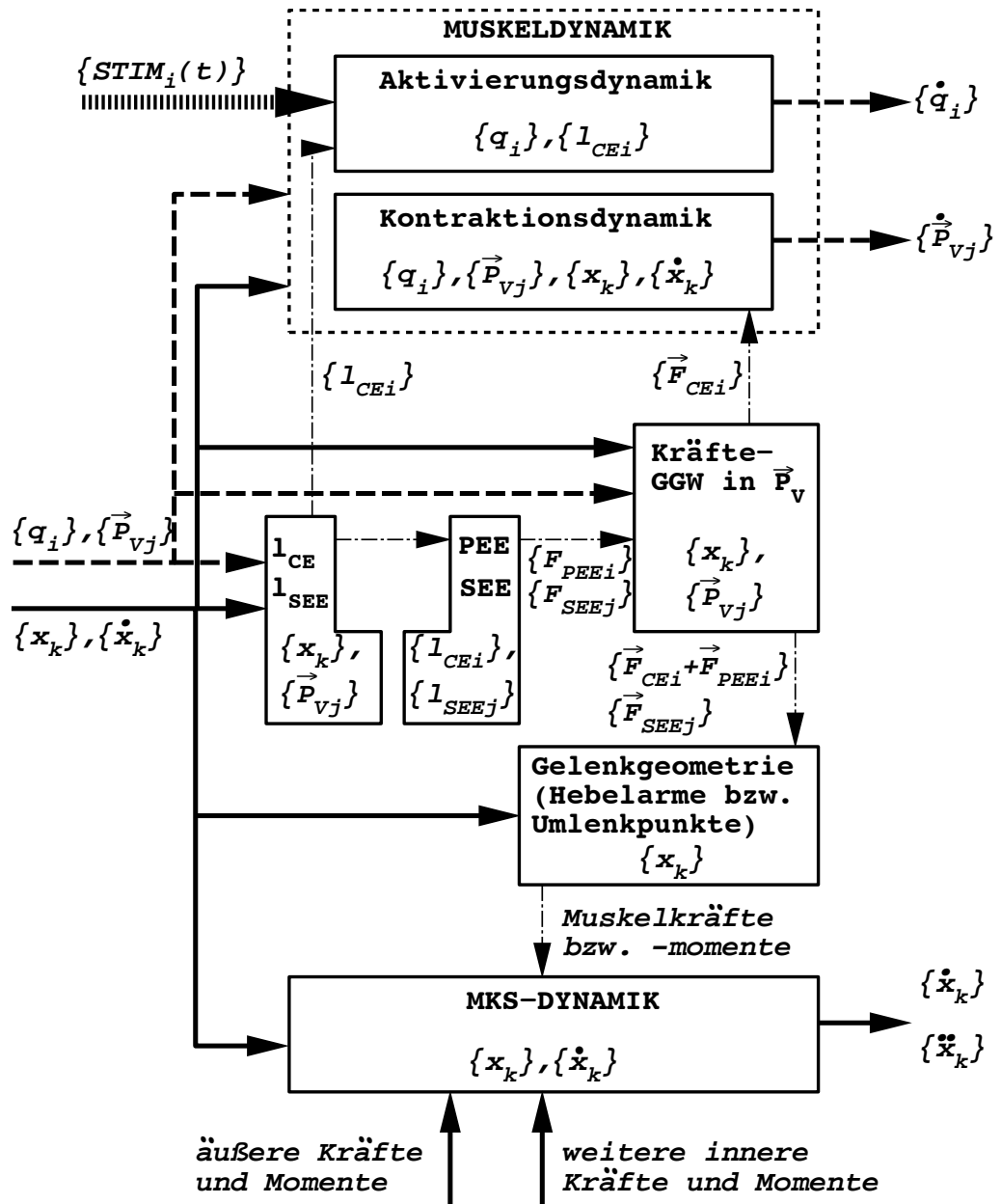


Abbildung 2.4: Schema der Kopplung zwischen der Muskeldynamik und der Dynamik des Starrkörpermodells (MKS): Die geschweiften Klammern stehen für den Satz aller gleichartigen Zustandsvariablen, der Index  $k$  läuft über alle Koordinaten und Geschwindigkeiten der Körper des MKS,  $j$  über alle Verknüpfungspunkte  $\vec{P}_V$  zwischen SEE und CE,  $i$  über alle CE.  $q$  beschreibt die Aktivitäten der CE (nach Günther (1997)).

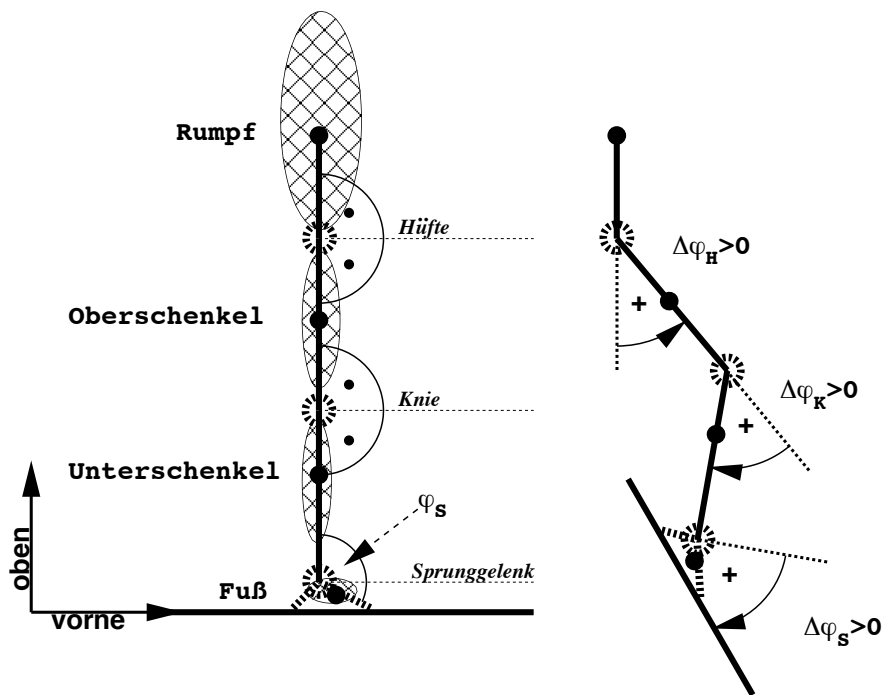


Abbildung 2.5: **Links:** Definition der Referenzkoordinaten: Vorzugsachsen von Rumpf, Oberschenkel und Unterschenkel parallel, ein-segmentiger Fuß so angeordnet, dass die Linie durch die Bodenkontaktpunkte senkrecht auf der Unterschenkelachse steht; ebenso beim mehr-segmentigen Fuß, dort wird der Winkel zwischen Unterschenkel und Mittelfuß als Sprunggelenkwinkel  $\phi_{S_0}$  verwendet; speziell für das Modell ist  $\phi_{S_0} = 180^\circ - \beta = 123.5^\circ$ ;  $\alpha = 26.7^\circ$  und  $\gamma = 59.2^\circ$ . **Rechts:** Körperhaltung (**Zielkonfiguration**) und Hebelarmverläufe werden über **Differenzwinkel**  $\Delta\phi_H$ ,  $\Delta\phi_K$  und  $\Delta\phi_S$  zur Referenzkonfiguration angegeben;  $\Delta\phi_i > 0$  für anatomische Winkelangaben *Hüftbeugung*, *Kniebeugung* und *Plantarflexion* wie rechts dargestellt (nach Günther und Ruder (2003)).

## 2.3 Modellierung und Simulation

Nach der Beschreibung des Ausgangspunktes für die Simulation eines Sprungs aus der Hocke (Günther und Ruder, 2003) wird in diesem Kapitel das Vorgehen erläutert, wie im Rahmen der vorliegenden Arbeit die Sprungsimulation durchgeführt wurde.

Zunächst wird in Kapitel 2.3.1 die Generierung der Bewegungssteuerungskommandos (Zielvektoren) dargestellt. Es wurde dafür eine 2D Bewegungsanalyse mit einer Videokamera und *SIMI Motion* an einem Probanden gemacht, um gute Startwerte der Winkelkonfigurationen zu bekommen. Mit diesen und dem Hilfsprogramm *zielvektor* wurden dann die gewünschten Winkelkonfigurationen in Muskellängen umgerechnet. In Kapitel 2.3.2 wird das Vorgehen, um die Startbedingung der Sprungsimulation zu erreichen, erläutert und in Kapitel 2.3.3 wird beschrieben, wie der Sprung des MKS-Modells ausgeführt wurde.

### 2.3.1 Bestimmung der Zielvektoren der Muskellängen

Zur Erzeugung der Bewegung wurden, dem  $\lambda$ -Modell folgend, Muskelsolllängen zustandsabhängig vorgegeben. Die Längen des CE aller Muskeln bildeten den Zielvektor der Muskellängen, der in zwei Schritten generiert werden musste. Zunächst wurde für diese Bewegung eine Analyse an einem menschlichen Probanden durchgeführt. Diese diente zur Erstellung eines Korridors an Winkelkonfigurationen, die bei der natürlichen Bewegung durchlaufen werden. Mit diesem Korridor konnten die Startwerte zur Erzeugung der Zielvektoren besser geschätzt werden. Anschließend wurden diese Sätze an Winkelkonfigurationen mit dem Hilfsprogramm *zielvektor* in Muskellängen umgerechnet.

Die Bewegungsanalyse erfolgte in der Sagitalebene. Es wurde ein handelsüblicher Digitalcamcorder (JVC GR-D230E, 1,33 Megapixel, 50 Hz) zur Aufnahme der Bewegungssequenz verwendet, dessen Kontrast, Schärfe und Belichtungseinstellungen an die vorherrschende Umgebungssituation angepasst wurden. Unter Verwendung eines weißen Hintergrunds wurde die Versuchsperson in schwarz gekleidet und mit weißen Punkten an Sprunggelenk, Kniegelenk, Hüftgelenk und Schultergelenk beklebt.

Die Aufnahmen wurden mit *iMovie* (iLife'05, Mac OS 10.4.7, Apple Computer Inc., Cupertino/USA) importiert und geschnitten, sowie mit *SIMI Motion* (SIMI 7.3, SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim/D; Windows XP SP2, Microsoft, Redmond/USA) digitalisiert und als Datenreihen im ASCII-Format exportiert. Als Kalibration dienten die separat gemessenen Segmentlängen. Die weißen Markerpunkte konnten mit dem automatischen Digitalisierungsverfahren erfasst werden. Der Digitalisierungsprozess wurde im Anschluss manuell auf Digitalisierungsfehler

überprüft. Die für die Simulation und zur Erzeugung des Zielvektors relevanten Winkel sind der Sprunggelenkwinkel, der Kniegelenkwinkel und der Hüftgelenkwinkel, die von *SIMI* berechnet wurden.

Zur Bestimmung eines Korridors der Winkelkonfigurationen mussten zwei Bewegungen mit jeweils drei Variationen durchgeführt werden. Erstens musste die Anfangsbedingung Hocke bestimmt werden bzw. ein Korridor gefunden werden, über welche Winkelkonfigurationen an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk der Mensch natürlich aus dem Stand in die Hocke geht. Dazu sollte der Proband drei Bewegungen ausführen, die separat analysiert wurden. Zum einen eine Bewegung aus dem aufrechten Stand in neutraler Position in die Hocke, bei der möglichst der gesamte Fuß noch auf dem Boden steht (Variation 1). Variation 2 und 3 sahen vor die gleiche Bewegung (vom Stand zur Hocke) durchzuführen, allerdings einmal mit möglichst großer Vorlage und einmal mit möglichst großer Rücklage. Somit war nach der Bewegungsanalyse ein Korridor um den Neutralposition-Winkelkonfigurations-Verlauf definiert. Für die Bewegungsanalyse von der Hocke zum Sprung wurde wie bei der Zustandsänderung vom Stand zur Hocke vorgegangen.

Mit diesen Winkeldaten, die sozusagen als Stützstellen der Bewegung dienten und unter Einbeziehung der *Rand*-Bewegungen - möglichst in Vorlage und möglichst in Rücklage - einen Bewegungskorridor bildeten, mussten die Zielvektoren der Muskel-längen in einem zweiten Schritt berechnet werden.

Jeder Zielvektor (der Gleichgewichtspunkt der Bewegung nach Feldman (1974)) lässt sich bei bekannten Hebelarmverläufen der Muskeln durch eindeutige Abbildung aus sechs unabhängigen Parametern (Gelenkwinkel  $\Delta\phi$ ) aus der Muskelgeometrie unter der Verwendung der Hebelarmdefinition berechnen:

$$\lambda_j = \lambda_{j/0} + \sum_k \int_0^{\Delta\phi_k} r_{j/k}(\Phi) d\Phi \quad (2.11)$$

mit dem Index  $k$  aller Gelenke, die vom jeweiligen CE Index  $j$  überbrückt werden.

Hierzu wurde das Programm *zielvektor* benutzt, das an unserem Institut entwickelt wurde. Dieses Programm benützt Muskellängentabellen für jeden im Modell vorhandenen Muskel, die aus Vorsimulationen gewonnen wurden und interpoliert zwischen diesen Stützstellen, um die CE Längen der gewünschten Winkelkonfiguration in den Zielvektor zu schreiben. Für alle durch die Bewegungsanalyse gewonnen bzw. geforderten Winkelkonfigurationen mussten die Zielvektoren berechnet werden. Der zur vorgestellten Simulation verwendete Satz von Zielvektoren ist im Anhang aufgeführt (A.1). Bei der Darstellung der Zielkonfiguration ist zu beachten, dass der Dateiname schon den Zielwinkelsatz enthält, z.B. ZNS\_141\_88\_-35.pos bedeutet 141° Hüftgelenkwinkel, 88° Kniegelenkwinkel und -35° Sprunggelenkwinkel (positive Winkel bedeuten Beugung bzw. Plantarflexion im Sprunggelenk).

### 2.3.2 Hocke

Wie bereits in Kapitel 1.1 erwähnt, mussten die Anfangsbedingungen der Gehsimulation übernommen werden, um die Sprungsimulation kontinuierlich hinzuzufügen. Dafür war aber bereits ein konsistenter Satz von Anfangsbedingungen für Muskel­längen, Sehnen­längen, Körper­lagen, Muskel­stimulationen, Verknüpfungspunkten der Muskel-Sehnen-Komplexe vorhanden. Es war das Ziel, unter Verwendung der vorhandene Anfangsbedingungen für das Gehen bzw. das Stehen, die Hockposition einzunehmen. Deshalb sollte das Modell aus dem ruhigen Stehen (gestartet wurde leicht oberhalb des Bodens in gestreckter Position, nach kurzem Einschwingen war die ruhige Standphase erreicht) durch ZNS Kommandos zur ruhigen Hocke getrieben werden. Mit dieser Aufgabe begannen viele Simulationsstudien auf der Suche nach einem Regelalgorithmus, um das MKS-Modell zur stabilen Hocke zu bringen. Dabei wurde festgestellt, dass die Modellierung der Gelenkansschläge alleine nicht ausreicht, um dies innerhalb des durch Kapitel 2.3.1 gefundenen Bewegungskorridors zu erreichen, was aber auch nicht erwartet wurde. Außerdem stellte sich heraus, dass wenn die Geschwindigkeit  $VzSP$  des Schwerpunktes einen zu großen Wert erreichte, das Modell, beim Versuch es wieder abzubremsen, numerisch instabil wurde. Die Vorgabe der EPH Steuerung (Parametrisierung der Bewegung durch wenige EP) brachte somit Schwierigkeiten mit sich, denn eine fein zu koordinierende Bewegung wie die hier geforderte, benötigt scheinbar zusätzliche ZNS Kommandos. Die hier mo-

Tabelle 2.5: Die Hocke wurde durch drei Zielkonfigurationen (ZNS-Kommandos) erreicht (siehe auch Kap. A.2).

<i>Bedingung</i>	<i>ZNS-Kommando</i>	<i>Dämpffaktor</i>	<i>Bemerkung</i>
ab Stand	ZNS_25_15_-25.pos	1	Auftaktbewegung
$VxSP > -0.5 m/s$	ZNS_141_88_-35.pos	10	Tiefgehen
$VzSP < -1.0 m/s$	ZNS_141_88_-35.pos	100	Tiefgehen
$VzSp > -0.8 m/s$	ZNS_110_88_-35.pos	200	Bremsen
$VzSP > -0.5 m/s$	ZNS_141_88_-35.pos	200	Stabilisieren

dellierte Lösung bedient sich bei einem anderen Prozess. Physiologisch betrachtet, kontrahieren beim Tiefgehen aus dem Stand in die Hocke sowohl die Agonisten (für eine Bewegung arbeitende Muskulatur) als auch die Antagonisten (gegen den Agonisten arbeitend, d.h. gegen die Bewegung arbeitend). D.h., dass wenn zwei Muskeln kontrahieren, die an gegenüberliegenden Seiten ein Gelenk überspannen und somit Kräfte produzieren, wird die Gelenksteifigkeit erhöht (Co-Kontraktion). Die Berücksichtigung dieser Tatsache wurde zur Steuerung des Tiefgehens angewandt, um zusätzliche Kräfte in Form von Gelenkwinkelgeschwindigkeits-abhängiger Dämpfung

im Sprunggelenk, im Kniegelenk und im Hüftgelenk zu modellieren. Dazu wurde ein veränderlicher Dämpfungsfaktor (Tab. 2.5) mit der vorhandenen Gelenkreibung multipliziert. Durch die Einführung dieser zusätzlichen Dämpfung in den Gelenken konnte eine ruhige Hockposition aus dem Stand erreicht werden (Tab. 2.5).

### 2.3.3 Springen

Aus der ruhigen Hocke (Kap. 2.3.2) mit den Schwerpunktgeschwindigkeiten  $V_{xSP} = -0.003 \text{ m/s}$  und  $V_{zSP} = -0.011 \text{ m/s}$  wurde die Sprungsimulation bei  $t = 0.74 \text{ s}$  gestartet. Es ist bekannt (Bobbert, 2001; Pandy und Zajac, 1991), dass es beim Springen zu einer Sequenzierung der Gelenkwinkel von proximal (Hüftgelenk) nach distal (Sprunggelenk) kommt. Dies bestätigte auch diese Studie, die das Ziel hatte möglichst wenig Zielvektoren einzusetzen. In der hier vorgestellten Simulation sind **vier** ZNS-Befehle nötig, um einen Sprung durchzuführen, der den experimentell gemessenen Sprüngen sehr nahe kam. Eine Aufstellung der verwendeten Um-

Tabelle 2.6: Mit nur vier Zielkonfigurationen konnte die Sprungsimulation getrieben werden.

<i>Bedingung</i>	<i>ZNS-Kommando</i>	<i>Bewegungsaufgabe</i>
$t > 0.74 \text{ s}$	ZNS_30_88_-35.pos	Auftaktbewegung, Hüftstreckung
$V_{zSP} > -0.05 \text{ m/s}$	ZNS_30_50_-35.pos	Hüftstreckung, Kniestreckung
$V_{zSP} > 0.15 \text{ m/s}$	ZNS_30_30_-35.pos	Aufrichten
$V_{zSp} > 0.6 \text{ m/s}$	ZNS_25_20_50.pos	Plantarflexion, Absprung

schaltbedingungen zwischen den Zielvektoren, die Zielvektoren selbst und ihre Bewegungsaufgabe findet sich in Tabelle 2.6. Die erste Konfiguration sollte das Modell in Vorlage bringen und von den Muskeln fordern, dass der Hüftgelenkwinkel stark geöffnet wird. Die zweite fordert zusätzlich eine Öffnung des Kniegelenkwinkels, die in der dritten Konfiguration verstärkt wird. Die vierte und letzte Konfiguration bereitet den Absprung vor und befiehlt die gesamte Körperstreckung (kleinere Winkel als die hier genannten für Hüft- und Kniegelenk führten zum schnelleren Erreichen der Gelenkansschläge). Die gefundenen Umschaltbedingungen von einem zum nächsten ZNS-Befehl orientierten sich mehr an der Animation der Bewegung und an den simulierten Bodenreaktionskräften als an physiologischen Ideen.

Es wurden zahlreiche Simulationen mit unterschiedlichen Zielvektoren, einer veränderten Anzahl von Zielvektoren und variierten Umschaltbedingungen getestet. Der komplette Steuerungsalgorithmus der präsentierten Simulation ist im Anhang (Kap. A.2) aufgeführt.



## 2.4 Validierung der Sprungsimulation

In diesem Kapitel werden die Sprungexperimente beschrieben. Diese Versuche wurden an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg eigens zur Validierung der vorwärtsdynamischen Computersimulation durchgeführt. Sie fanden im Biomechaniklabor des Instituts für Sport und Sportwissenschaft statt und waren durch die dortige Ethikkommission im Rahmen des Projekts “Prävention von Fersenbeinfrakturen”(HVBG FF0221) genehmigt.

### 2.4.1 Messmethoden

Zur biomechanischen Analyse wurde ein 6-Kamera *VICON*-Bewegungsanalysesystem (Vicon Workstation 460, Vicon - UK, 14 Minns Business Park, West Way, Oxford OX2 0JB, UK), eine *AMTI*-Kraftmessplatte (Advanced Mechanical Technology Inc., 176 Walthamstreet Watertown, MA, USA) und eine 16-Kanal *EISA*-EMG-Anlage (Eigenentwicklung, IfSS Freiburg, Deutschland) eingesetzt. Das Kamerasystem musste speziell für die bei dieser Untersuchung zu erfassenden reflektierenden Marker (siehe Abb. 2.7) eingerichtet und kalibriert werden. Die Platzierung der Kameras geht aus der schematischen Darstellung in Abbildung 2.6 hervor. Für eine optimale Anordnung der Kameras wurden zahlreiche Testmessungen durchgeführt. In der hier präsentierten Form werden die Marker von den Kameras auf einer fast kreisförmigen Grundfläche von ca. 1.5 m Durchmesser (Kraftmessplatte im Zentrum) bis zu einer Höhe von ca. 2.0 m erfasst. Jede der aufgestellten Kameras sendet Licht von der den Kamerakopf umgebenden Lichtquelle aus, das von den Markern reflektiert und wiederum in den Kamerasensoren detektiert wird. Bei der Untersuchung ist deshalb darauf zu achten, dass an keiner Stelle des Labors weitere reflektierende Körper oder Lichtquellen außer den angebrachten Markern existieren. Nach erfolgreicher Kalibrierung (statisch: mit einem vorgefertigten Winkel; dynamisch: Stab, der im Kalibrationsraum geschwenkt werden muss) können die dreidimensionalen Raumkoordinaten eines Markers bezüglich des durch die Kalibration festgelegten Ursprungs angegeben werden, wenn mindestens zwei Kameras diesen Punkt detektieren können. Deshalb ist bei der Verwendung eines 6-Kamerasystems darauf zu achten, dass die Kameraanordnung an die zu untersuchende Bewegung und die aufzuzeichnenden Marker angepasst wird (siehe Abb. 2.6). Das vorhandene Kamerasystem hat eine maximale Aufnahme Frequenz von 120 Hz, die für diese Untersuchung ausreichend ist (keine hochdynamischen Aufprallvorgänge) und gewählt wurde.

Wie in der Abbildung 2.7 teilweise ersichtlich wurden an 19 ausgewählten Punkten (R\_Hallux, R\_Met23, R\_Navicular, R\_Calclat, R\_Malleolus\_lateralis, R\_Tibia, R\_Tuberositas, R\_Condylus\_lateralis, L\_Hallux, L\_Met23, L\_Navicular, L\_Calclat, L\_Malleolus\_lateralis, L\_Tibia, L\_Tuberositas, L\_Condylus\_lateralis,

## VICON Bewegungsanalysesystem

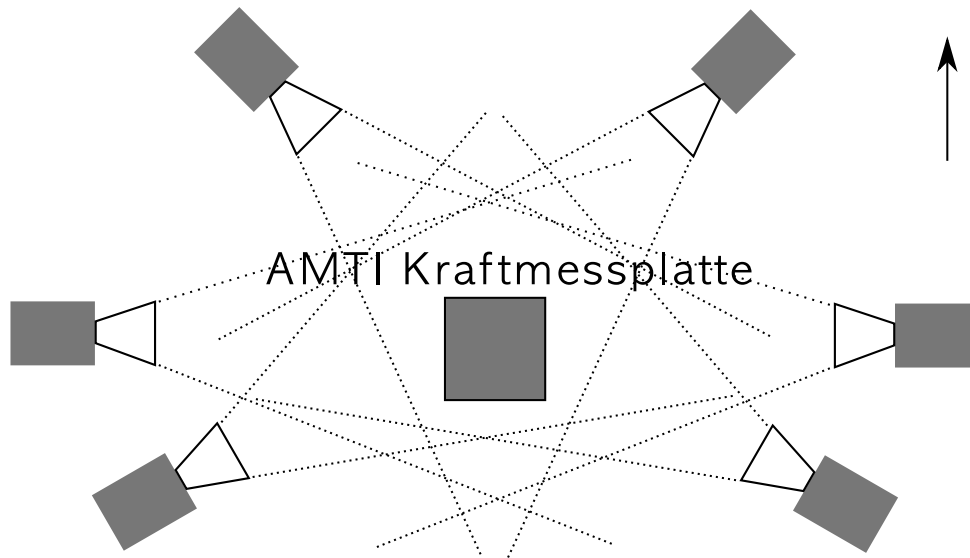


Abbildung 2.6: Diese schematische Darstellung zeigt die Anordnung der *VICON* Kameras zur Analyse des Sprungs aus der Hocke. Die Probanden standen auf der Kraftmessplatte (Pfeil zeigt in Blickrichtung) und führten einen Sprung aus der ruhigen Hocke aus.

L\_ASIS, R\_ASIS, L4) reflektierende Marker angebracht. Dabei war darauf zu achten, dass der Marker gut auf der Haut oder eng anliegenden Kleidungsstücken befestigt war. Eine zufriedenstellende Befestigung des Markers sah vor, diesen mit doppelseitigem Klebeband sowohl am Marker als auch am Probanden anzukleben. Zusätzlich wurde der Fuß des Markers mit einem medizinischen Klebeband am Probanden fixiert.

Nach der Erfassung der Bewegung (siehe Kap. 2.4.2) erfolgte die Bearbeitung der Rohdaten in *VICON*. Hierzu wurden den aufgenommenen Reflektionspunkten vorher festgelegte Markernamen (siehe oben) zugeordnet. Die Namensgebung richtete sich dabei an das eigens für diese Untersuchung programmierte *VICONBodyLanguage*-Modell, das ausgehend von den detektierten Markerkoordinaten die zur Bewegung gehörigen Gelenkwinkel berechnet (Grood und W.J., 1983; Reinschmidt et al., 1997). Die berechneten Gelenkwinkelverläufe dienen der Validierung der Computersimulation des Sprungs (Kap. 2.5.4) und wurden ohne Signalfilterung exportiert. Das verwendete *VICONBodyLanguage*-Modell (Kap. A.3) wurde mit der Näherung der Zweidimensionalität programmiert, unter der Annahme, dass eine symmetrische Sprungbewegung zwischen rechtem und linkem Bein während des Versuchs ausgeführt wurde und kein Verlassen der Sagittalebene während des Versuchs stattfand. Letzteres konnte anhand der Daten der Kniegelenke überprüft werden.



Abbildung 2.7: Die Probanden der Validierungsexperimente: Über das gesamte Bein verteilt, in größerer Zahl am Fuß sind die *VICON* Marker als kleine graue Punkte zu erkennen (für diese Darstellung ist das linke Bein präpariert worden). Deutlich sichtbar sind die Marker an Zehe, Mittelfuß und am Knie. Zusätzlich sind die *EMG*-Elektroden erkennbar (graues Inneres mit einem weißen, umgebenden Ring). Alle Kabel werden möglichst unter Zugentlastung nahe am Körper zum Probandenadapter (Bauchgurt) geführt.

Die Bodenreaktionskraft wurde mit einer *AMTI*-Kraftmessplatte gemessen, die mit der Dehnungsmessstreifentechnik arbeitet. Die Aufnahme­frequenz dieser Daten wurde auf  $1080\text{ Hz}$  eingestellt, um mit einem ganzzahligen Vielfachen der optischen Analyse aufzuzeichnen. Zusätzlich zur kinematischen und dynamographischen Analyse erhoben wir noch Daten der elektrischen Muskelpotenziale durch die Aufzeichnung von Oberflächen­elektromyogrammen. Es wurden von drei Muskeln (*M. gastrocnemius medialis*, *M. peroneus longus*, *M. tibialis anterior*) die elektrischen Potenziale an der Hautoberfläche abgeleitet, um deren Aktivität während des Versuchs zu bestimmen. Die Aufnahme­frequenz betrug ebenso wie bei den Daten der Kraftmessplatte  $1080\text{ Hz}$ . Zur *EMG*-Messung wurden die Stellen der dicksten Muskelbäuche der ausgewählten Muskeln lokalisiert, von Haaren und Hautresten befreit und gereinigt und wegen eines kleineren dynamischen Übergangswiderstandes leicht angeschliffen

(feinstes handelsübliches Schleifpapier). Auf die so präparierten Stellen wurden die Einweg-Elektroden direkt nebeneinander geklebt. Über Vorverstärker, Probandenadapter und Hauptverstärker sind die EMG-Signale digitalisiert worden und liegen als Roh-EMG vor.

## 2.4.2 Probanden und Messprotokoll

Die komplexe Bewegungsanalyse wurde mit 5 männlichen Probanden (27–35 *Jahre*,  $81.8 \pm 10.5 \text{ kg}$ ,  $1.80 \pm 0.05 \text{ m}$ ) durchgeführt. Alle Probanden wurden wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben präpariert. Jeder Proband führte 5 Sprünge aus der Hocke aus. Das bedeutete aus einer stabilen Hockposition ohne Absenkung des Körperschwerpunktes (KSP) eine möglichst große Sprunghöhe, d.h. eine Erhöhung des KSP zu erzielen. Die Arme durften dabei nicht als Schwunghilfe verwendet werden.

Zum Vergleich der Experimente mit der Simulation (Kap. 2.5) dienten die Verläufe der Bodenreaktionskraft, die Kniegelenk- und Sprunggelenkwinkel, die Oberflächen-EMGs der analysierten Muskeln und der Beckenmittelpunkt. Der Beckenmittelpunkt wurde als äquivalent zum KSP gewählt und war notwendig, da im *VICON BodyLanguage*-Modell nur eine geometrische Modellierung - ohne ein Körperschwerpunktmodell anzuwenden - vorgenommen wurde.

Die Ergebnisse sind im folgenden Kapitel dargestellt (Kapitel 2.5). Nach jedem Sprung wurde eine kurze Pause gemacht. Der Sprung mit der größten Sprunghöhe wurde zur Analyse berücksichtigt.

## 2.5 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der vorwärts-dynamischen Simulation eines menschlichen Sprungs aus der Hocke dargestellt. Kapitel 2.5.2 definiert ausgewiesene Zeitpunkte, die bei der Betrachtung der Sprungbewegung hilfreich sind, z.B. der Zeitpunkt der maximalen Sprunghöhe  $T_{MAX}$ . In den Kapiteln 2.5.3 - 2.5.5 zeigt der Vergleich der Simulation mit den Experimenten für die vertikale Komponente der Schwerpunktkoordinaten, Winkelverläufe von Knie- und Sprunggelenkwinkel und die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft die Validität der Simulation auf. Im Kapitel 2.5.7 werden die Stimulationen und die zugehörigen Muskelkräfte aller Muskeln dargestellt sind. Ein Vergleich zwischen simulierter Muskelstimulation und experimentell gemessenem Oberflächen-EMG wird in Kapitel 2.5.8 gezeigt. Zuvor bereitet eine Bildsequenz der Simulation (Kap. 2.5.1) den Ergebnisteil vor.

### 2.5.1 Animation

Die Animation der Bewegung erfolgt durch zwei Bildsequenzen. Zunächst ist das Erreichen der Hockposition gezeigt (Abb. 2.8), danach der Sprung aus dieser Hocke (Abb. 2.9).

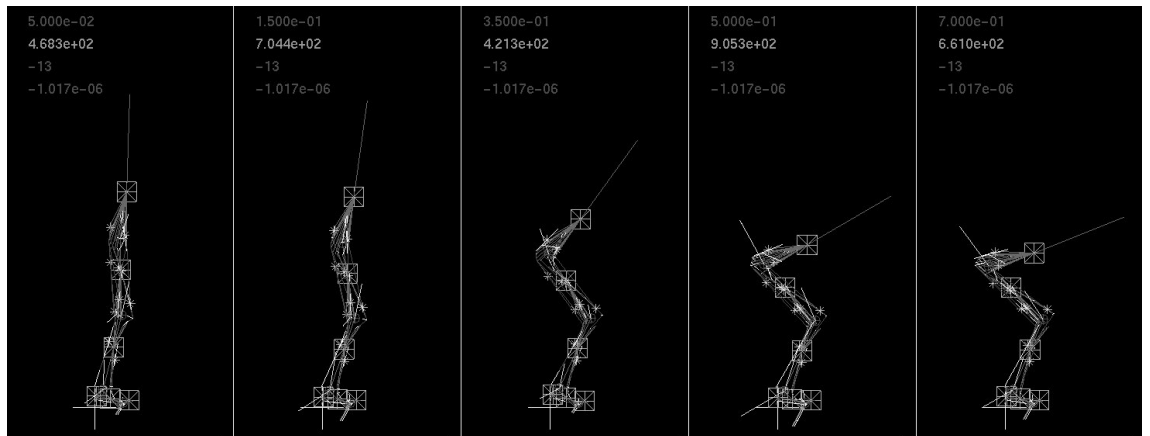


Abbildung 2.8: Vom Stand zur Hocke: Zum Erreichen des Anfangszustandes Hocke dieser Simulation musste das Modell aus dem *Stand* in die *Hocke* kommen. Wie in Kapitel 2.3.2 beschrieben, wurde dazu die Gelenkreibung erhöht, um die *Hockposition* zu erreichen. Nach Erreichen dieser Lage konnte die zusätzliche Reibung abgeschaltet werden. Das System war nun eingeschungen und konnte nur durch die zum Verbleiben in der Hockposition nötigen Kräfte gehalten werden.

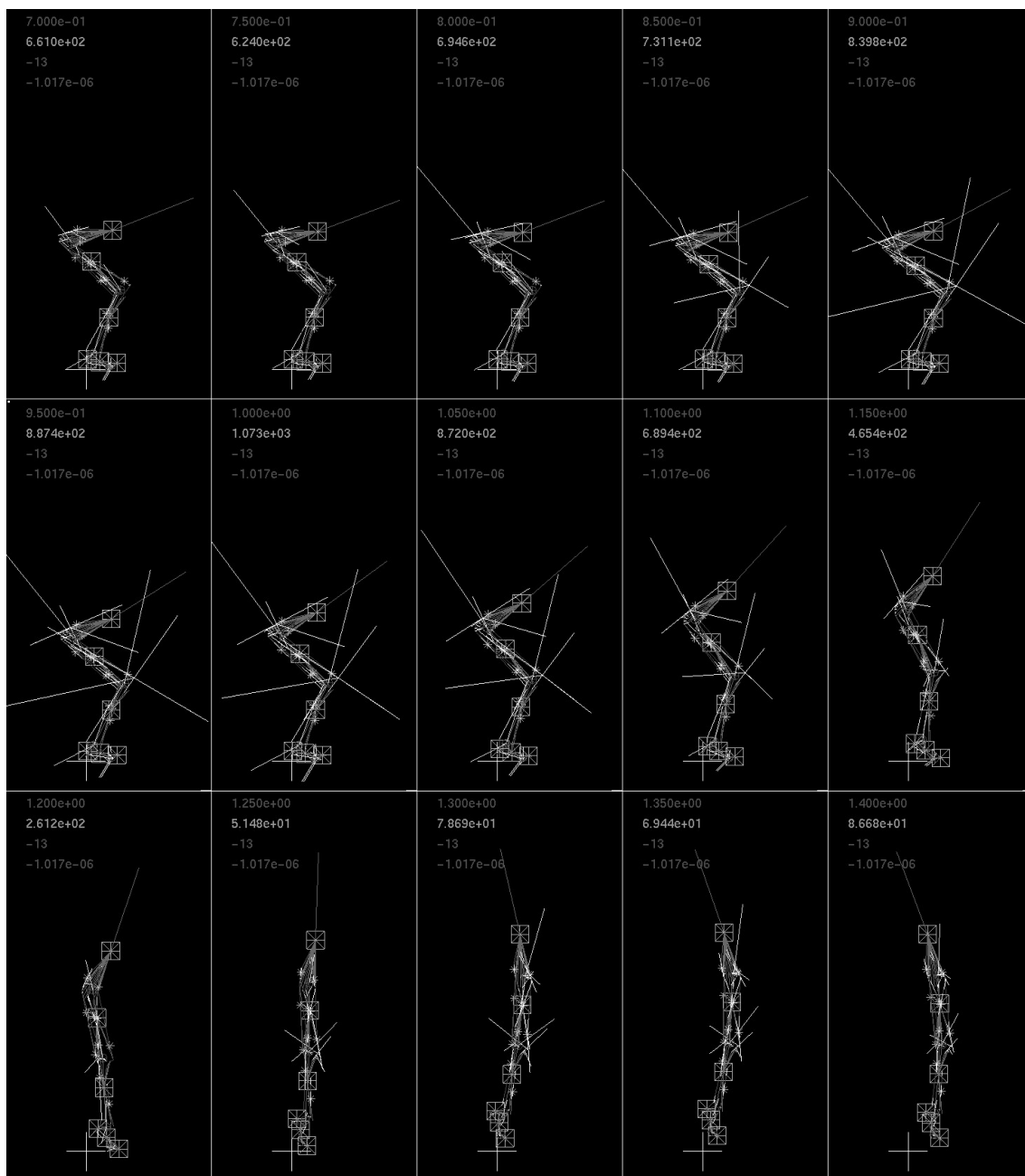


Abbildung 2.9: Ein simulierter Sprung aus der Hocke: Durchgeführt mit einem modifizierten Muskel-Skelett-Modell nach Günther und Ruder (2003). Dieses Modell wird durch Zielvektoren, die jeweils aus einem Satz zu Gelenkwinkel gehörigen Muskellängen gesteuert ( $\lambda$ -Modell nach Feldman (1986)). Dabei koppeln die Steuerungsbefehle (Solllängenvorgaben der Muskeln) in die Muskel-Skelett-Mechanik ein und produzieren Kräfte entlang der Wirkungslinien der umgelenkten Muskeln und somit die Bewegung. Sowohl die Muskelkräfte als auch die Gelenkkräfte sind in den Abbildungen zu erkennen (dünne weiße Linien). In der vorliegenden Bildsequenz beginnt die Sprungbewegung bei  $t = 0.74$  s, es wird eine Sprunghöhe von  $0.21$  m erreicht (KSP Erhöhung über Stand). Die Abdruckphase dauert  $\Delta t = 0.48$  s.

## 2.5.2 Eckpunkte der Bewegung

In der Abbildung 2.10 ist ein typischer Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und der berechneten Mittelpunktkoordinate des Beckens aus dem Experiment dargestellt. Der Beginn der Absprungbewegung ist der Beginn des Anstiegs der Bodenreaktionskraft und wird mit  $T_{START}$  bezeichnet. Die Absprungbewegung ist mit dem Verlust des Bodenkontakts abgeschlossen und geht zum Zeitpunkt  $T_{ENDE}$  in die Flugphase über. Im Laufe der Flugphase wird der Zeitpunkt der maximalen Sprunghöhe erreicht  $T_{MAX}$ . In den folgenden Darstellungen sind diese Zeitpunkte markiert, bei Vergleichen mit den experimentellen Daten wurden diese auf den Zeitpunkt  $T_{START}$  synchronisiert. Die Darstellung in der Zeit ist hier normiert auf die Differenz  $\Delta t = T_{ENDE} - T_{START}$ .

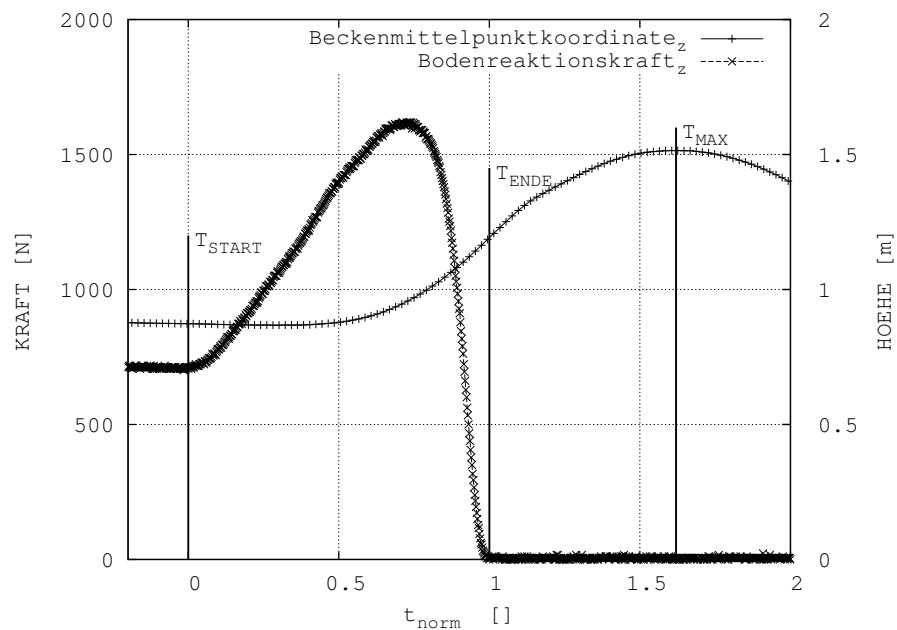


Abbildung 2.10: Bestimmung der Sprungphasen: In dieser Abbildung sind die ausgezeichneten Punkte eines Sprungs aus der Hocke markiert. Der Beginn der Bewegung ist durch die Marke  $T_{START}$  eingezeichnet, Ende der Abdruckphase bei  $T_{ENDE}$  und Zeitpunkt maximaler Sprunghöhe bei  $T_{MAX}$ . Die Bezeichnung dieser Punkte wird in den folgenden Darstellungen beibehalten. Zum besseren Vergleich der Messkurven mit der Simulation wurden alle Kurven auf die Dauer der Abdruckphase in der Zeit normiert. Die Abdruckphase im dargestellten Experiment beträgt  $\Delta t = T_{ENDE} - T_{START} = 0.409 \text{ s}$ .

### 2.5.3 Körperschwerpunktverlauf

In der Abbildung 2.11 ist die Sprunghöhe aufgetragen. Sprunghöhe bedeutet die Höhendifferenz des Schwerpunktes über der Standhöhe. Im Experiment variiert die Höhe im Bereich  $0.25 \dots 0.46 \text{ m}$ , die Simulation erreicht eine Sprunghöhe von  $0.21 \text{ m}$ . Die Zeitdifferenz bis zum Erreichen der maximalen Sprunghöhe ab dem Beginn der Sprungbewegung ( $T_{START}$ ) ist im Experiment von  $\Delta t = 0.6 \text{ s}$  bis  $\Delta t = 0.8 \text{ s}$  die Simulation erreicht die maximale KSP Höhe nach  $\Delta t = 0.6 \text{ s}$ . Für die Darstellung

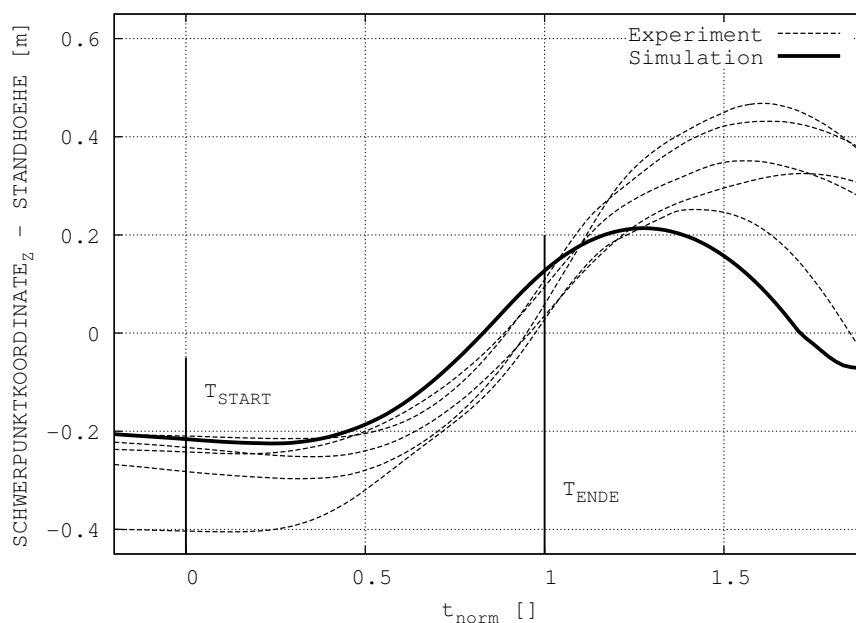


Abbildung 2.11: Schwerpunkt: Der Vergleich der  $z$ -Koordinate des Schwerpunkts der Simulation mit der  $z$ -Koordinate des Beckenmittelpunkts der Experimente zeigt eine geringere Sprunghöhe des Modells. Aber auch die unterschiedlichen Probanden differierten in den Ausführung ihrer Sprünge sowohl in der Sprunghöhe (Höhendifferenz des Beckenmittelpunkts) als auch in der Geschwindigkeit der Bewegung (Zeit bis zum Erreichen der maximalen Sprunghöhe).

der Experimentkurven wurde der Beckenmittelpunkt errechnet und als virtueller Schwerpunkt dargestellt. Die Zeitachse ist auf die Dauer der Abdruckphase normiert.

### 2.5.4 Gelenkwinkel

Der Vergleich der Sprunggelenkwinkel (Abb. 2.12, links) in der Sprungphase zeigt eine gute Übereinstimmung zwischen Simulation und den Experimenten (Experimente:



$-34^\circ \dots +38^\circ$ ; Simulation:  $-36^\circ \dots +38^\circ$ ). Der Anstieg des Sprunggelenkwinkels (Plantarflexion) wird in der Simulation schneller durchgeführt. Die Abbildung 2.12 (rechts) stellt den Verlauf des Kniewinkels für die Experimente und die Simulation dar. Die überstrichenen Winkelamplituden sind im Experiment  $88^\circ \dots -6^\circ$  und in der Simulation  $76^\circ \dots -1^\circ$ , was eine gute Übereinstimmung darstellt. Die Kniegelenkwinkel innerhalb der untersuchten Probanden variieren stark zu Beginn der Bewegung (Hockposition:  $49^\circ \dots 87^\circ$ ), die Simulation befindet sich innerhalb dieser Variation. Beide Abbildungen sind auf die Dauer der Abdruckphase normiert.

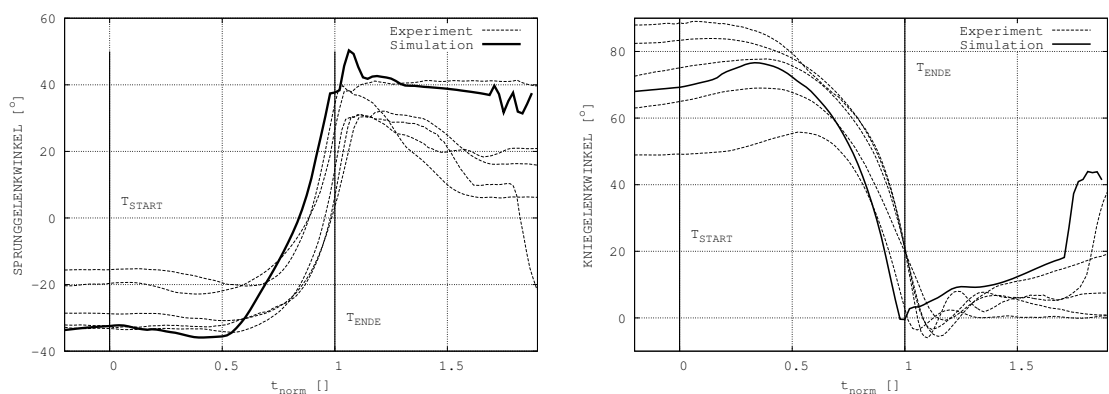


Abbildung 2.12: Links: Sprunggelenkwinkel. Der Sprunggelenkwinkel im Modell überstreicht einen größeren Winkelbereich. Das liegt daran, dass das Modell nach Verlust des Bodenkontakts keine neuen Zielvektoren erhält und die letzte Sprungkonfiguration weiter benützt wird (Bewegungsaufgabe: Maximales Springen). Rechts: Kniewinkel. Der Kniewinkel zu Beginn der Bewegung (Hocke) variiert im Experiment stark, die Simulation liegt innerhalb dieses Bereich. Die Zeitachsen sind auf die Abdruckphase normiert.

### 2.5.5 Bodenreaktionskraft

Die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft normiert auf das Körpergewicht wird in der Abbildung 2.13 veranschaulicht. In der Darstellung ist der Beginn der Bewegung gekennzeichnet. Für alle dargestellten Kurven wurde diese Abbildung zur Feststellung des Beginns der Sprungbewegung zugrunde gelegt. Alle Experimente wurden auf diesen Zeitpunkt verschoben. Die maximale vertikale Bodenreaktionskraft im Experiment erreicht Werte im Bereich des 1.75  $\dots$  2.25 fachen des Körpergewichts. Das Maximum der Simulation erreicht nur das ca. 1.8 fache der Modellmasse. Die Kontaktzeiten des Absprungs sind im Experiment  $\Delta t_{Boden} = 0.355 \dots 0.567 s$ , in der Simulation beträgt sie  $\Delta t_{Boden} = 0.480 s$ . Im Verlauf der Bodenreaktionskraft der Simulation werden die Umschaltzeitpunkte der neuen Zielvektoren sichtbar ( $t_{norm} = 0.0$ : Springen 1;  $t_{norm} \approx 0.18$ : Springen 2;  $t_{norm} \approx 0.3$ : Springen 3;  $t_{norm} \approx$

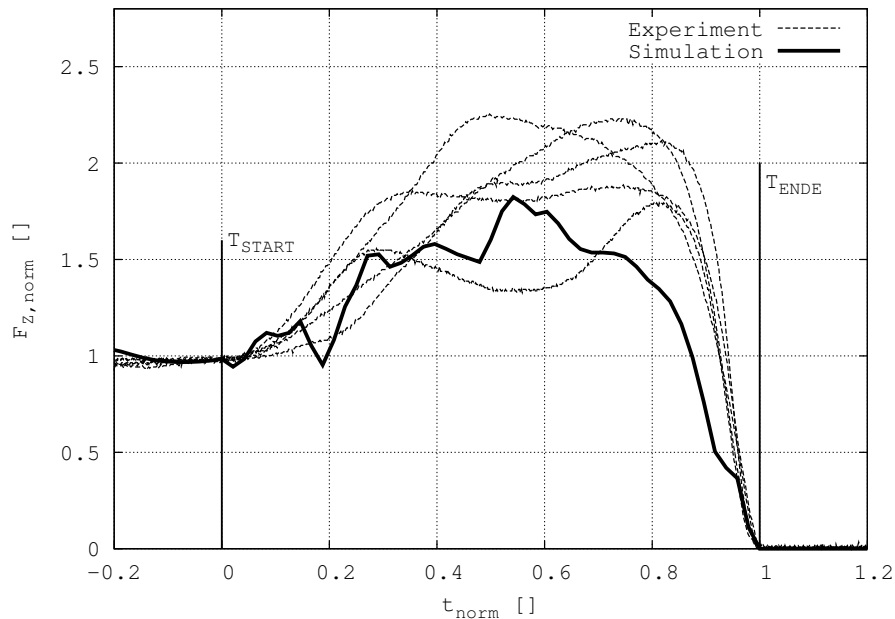


Abbildung 2.13: Vertikale Bodenreaktionskraft: Vergleich zwischen der Simulation und den Validierungsexperimenten. Die Bodenreaktionskraft wurde auf  $F_N = \text{Körpergewicht} \cdot 9.81 [N]$  normiert, die Zeitachse wie in Abbildung 2.10 beschrieben auf die Dauer der Abdruckphase.

0.48: Springen 4). Bei diesen Zeitpunkten werden die Muskellängen verändert (siehe Kap. 2.2, 2.3.1, 2.3.3 und Tab. 2.6). Die simulierte Bodenreaktionskraftkurve zeigt eine gute Übereinstimmung mit den experimentellen Kurven. Allerdings ist die Bodenkontaktzeit der Simulation länger ( $t_{Kontakt,Sim} = 0.48 s$ ) als das von van Soest und Bobbert (1993) für einen maximalen Sprung aus der Hocke beschrieben ( $t_{Kontakt} = 0.3 \dots 0.35 s$ ) wurde. Die für diese Untersuchung durchgeführten Experimente zeigen aber auch höhere Absprungkontaktzeiten ( $t_{Kontakt,Exp} = 0.44 \pm 0.08 s$ ). Die Maximalkraft der Experimente wird nicht erreicht, in Folge dessen ist auch die Sprunghöhe geringer (Kap. 2.5.3). Zu Beginn der Sprungbewegung in der Simulation steigt die Kraft nicht kontinuierlich an, das auf das Umschalten der Zielkonfiguration zurückzuführen ist und sich wiederum negativ auf die Sprunghöhe auswirkt.

## 2.5.6 Die Kontraktionsgeschwindigkeit des CE

Nach erfolgter Validierung der Simulation anhand der Kapitel 2.5.3 - 2.5.5 können Aussagen aus der Simulation gewonnen werden, die nur teilweise oder gar nicht *in vivo* messbar sind. Als erstes wird die Kontraktionsgeschwindigkeit der model-

lierten Muskeln betrachtet. Abbildung 2.14 zeigt die Kontraktionsgeschwindigkeiten ausgewählter CE während der Sprungsimulation. Negative Kontraktionsgeschwindigkeiten ( $v_{CE} < 0$ ) bedeuten CE-Verkürzung (konzentrischer Arbeitsmodus). Über die gesamte Bewegung kann beobachtet werden, dass immer sowohl der konzentrische als auch der exzentrische Arbeitsmodus einzelner CE gefordert wird (z.B. bei  $t_{norm} = 0.8$  befinden sich alle dargestellten CE im konzentrischen Arbeitsmodus bis auf den *tibant*: M. tibialis anterior).

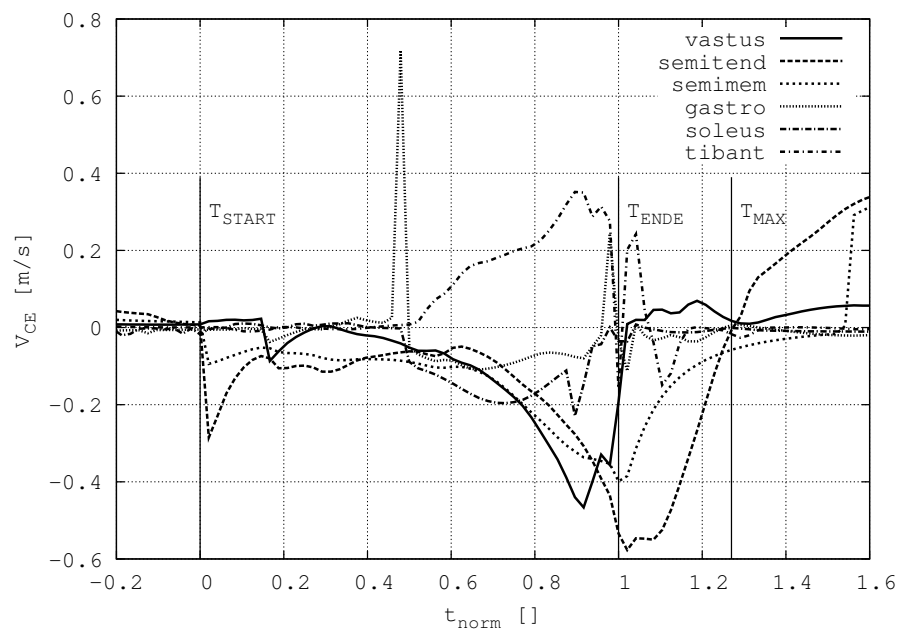
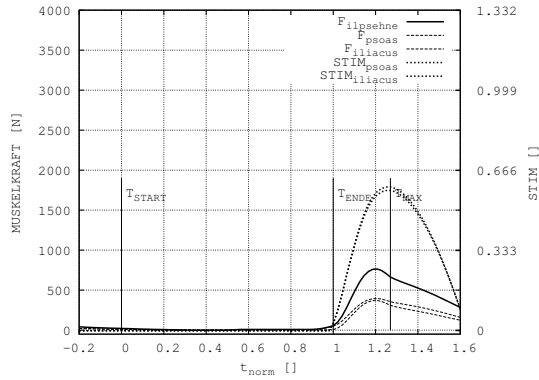


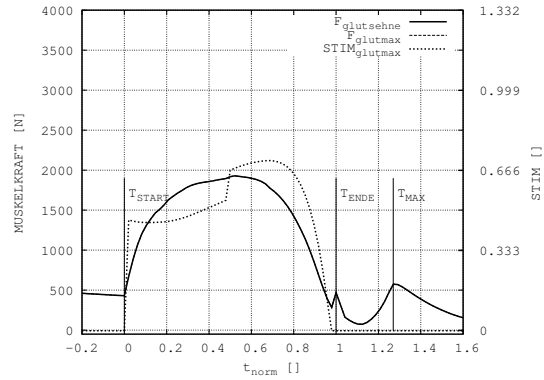
Abbildung 2.14: Die Kontraktionsgeschwindigkeiten einzelner CE. Über die gesamte Bewegung hinweg gibt es immer ein CE das konzentrisch und ein anderes das exzentrisch arbeitet.

## 2.5.7 Stimulation und Muskelkraft

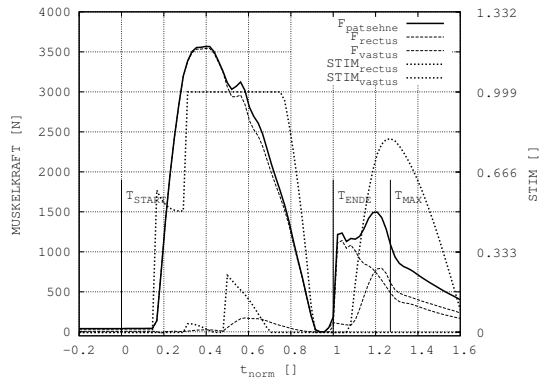
Die in diesem Abschnitt dargestellten Schaubilder zeigen die Kraft der Sehne, die für den Fall nur eines modellierten kontraktiven Elements gleich der Kraft des CE ist (z.B.  $F_{glutsehne} = F_{glutmax}$ ). Bei zwei modellierten CE ist die Sehnenkraft die Summe beider CE-Kräfte (z.B.  $F_{ilpsehne} = F_{iliacus} + F_{psoas}$ ). Zusätzlich ist der Stimulationsverlauf eingezeichnet ( $0 \leq STIM \leq 1$ ), dessen Verlauf nicht identisch zum Kraftverlauf ist.  $STIM$  kann aus der Modellsichtweise heraus mit dem EMG gleichgesetzt werden. Ein Vergleich zwischen  $STIM$  und einem real gemessenen EMG findet sich im nächsten Kapitel (Kap.2.5.8). Die Schaubilder zeigen sehr deutlich,



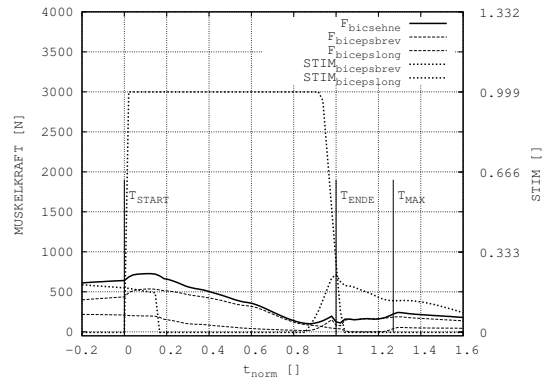
(a) M. iliopsoas



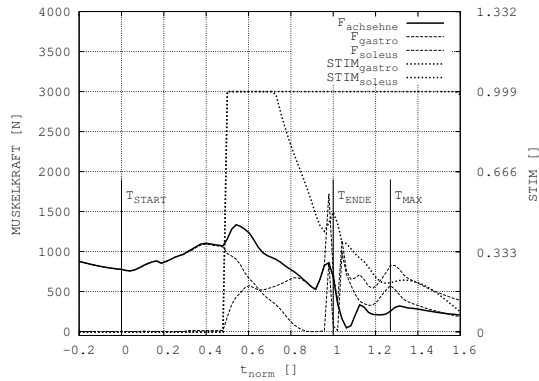
(b) M. glutaeus maximus



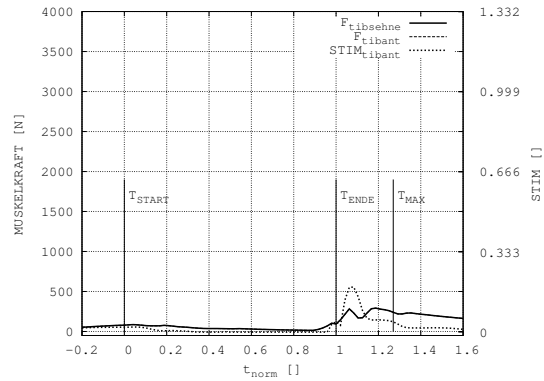
(c) M. quadriceps femoris



(d) M. biceps femoris



(e) M. triceps surae



(f) M. tibialis anterior

Abbildung 2.15: Dargestellt sind die Kräfte der Sehnen, der zugehörigen kontraktiven Elemente und die Stimulation aller modellierter MTC während der Sprungsimulation (Fortsetzung siehe Abb. 2.16). Die Zeitachse ist auf die Dauer des Absprungs normiert.

dass die Muskelkraft sich nicht linear zur Stimulation verhält. Unter der Annahme, dass realistische Stimulationen (*STIM*) erzeugt werden bedeutet dies, dass das gemessene Oberflächen-EMG nicht der wirkenden Muskelkraft gleichgesetzt werden kann (Hof, 2003; Prilutskii et al., 1989).

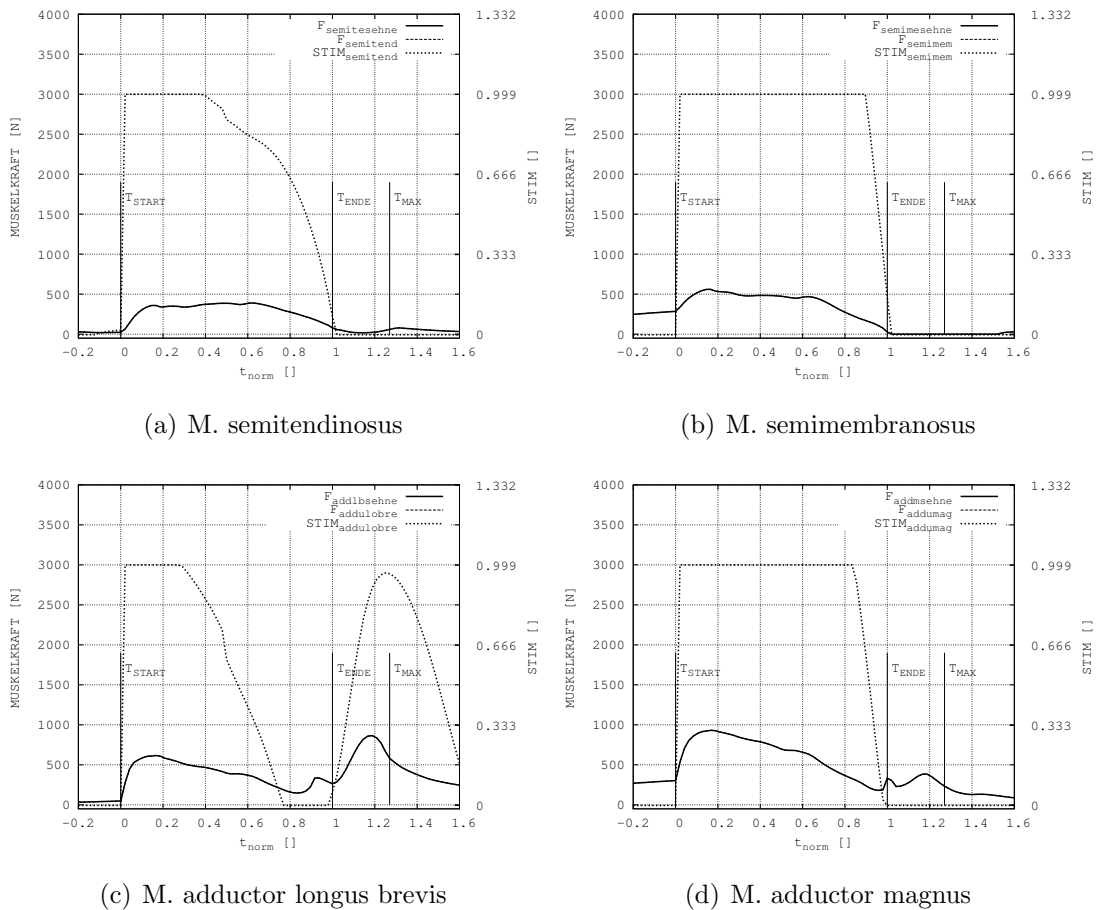


Abbildung 2.16: Dargestellt sind die Kräfte der Sehnen, der zugehörigen kontraktiven Elemente und die Stimulation aller modellierter MTC während der Sprungsimulation (Fortsetzung siehe 2.15). Die Zeitachse ist auf die Dauer des Absprungs normiert.

## 2.5.8 Vergleich zwischen Stimulation und realem EMG

Bei den für diese Untersuchung durchgeführten Validierungsexperimenten wurden nur 3 Muskeln durch die Oberflächenelektromyographie abgeleitet. Von den drei abgeleiteten Muskeln konnten der M. tibialis anterior (TA) und der M. gastrocnemius medialis (GM) mit der Simulation verglichen werden (M. peroneus longus wurde

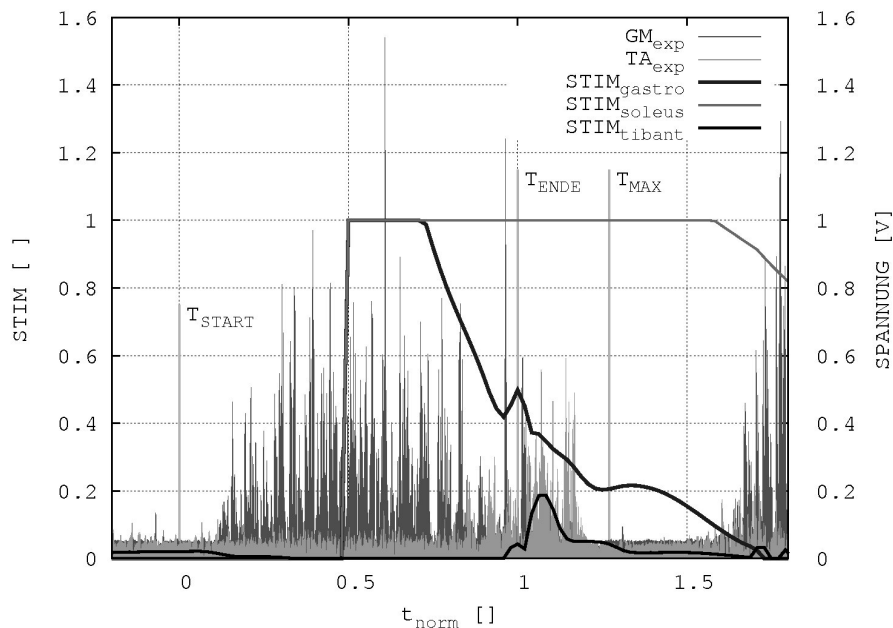


Abbildung 2.17: Diese Abbildung zeigt die normierte Stimulation  $0 \leq STIM \leq 1$  dreier CE (gastro: M. gastrocnemius; soleus: M. soleus; tibant: M. tibialis anterior) während der Simulation. Zusätzlich sind die beim Sprung aus der Hocke im Experiment gemessenen Oberflächen-EMG eingezeichnet (gleichgerichtet dargestellt). Das im Experiment abgeleitete EMG des M. gastrocnemius medialis (GM) zeigt, dass der Muskel früher in der Sprungphase eingeschaltet ist als in der Simulation ( $STIM_{\text{gastro}}$ ). Das Zeitverhalten von tibant in der Simulation und TA im Experiment ist sehr ähnlich. Die Zeitachse wurde wie bei allen Darstellungen auf die Dauer der Abdruckphase normiert.

nicht modelliert). Beim Vergleich zeigen sich ähnliche Zeitverhalten, wenngleich der experimentell gemessene GM früher angeschaltet ist als in der Simulation (gastro). Bei Spägle et al. (1999b) zeigt das zum M. gastrocnemius äquivalente *control* das gleiche Zeitverhalten, wie die hier vorgestellte Simulation. Diese Abbildung (Abb. 2.17) kann detailliert zeigen, dass die eingesetzte Steuerung ( $\lambda$ -Modell) noch nicht optimal arbeitet, dazu müssten zusätzlich zu der Validierung von Kapitel 2.5.3 - Kapitel 2.5.5 wie sie hier vorgestellt wurden auch die realen Aktivierungszeiten der Muskeln durch die Simulation gut vorhergesagt und durch Messungen validiert werden.

## 2.6 Diskussion

Das Ziel dieser Untersuchung war es ausgehend vom bestehenden MKS-Modell von Günther und Ruder (2003) einen Sprung aus der ruhigen Hocke zu simulieren. Die notwendigen Anpassungen am Modell und an der Steuerungsstrategie wurden dargestellt. Wie in Kapitel 2.5.1 gezeigt wird, kommt die Sprungbewegung zustande. In diesem Abschnitt werden nun die Ergebnisse diskutiert und ein Ausblick gewagt. Die Aussagekraft von Ergebnissen einer Computersimulation steigt durch ihre hohe Übereinstimmung der vorhergesagten Parameter und Zustandsfunktionen des Modells mit den messbaren und gemessenen Parametern oder Zustandsfunktionen. Die Parameter sind dabei feste Größen, die sich im Laufe der Simulation nicht ändern, Zustandsfunktionen sind zeitlich veränderliche Größen, z.B. Muskellängen.

### 2.6.1 Validität des Computermodells

Zur Beurteilung der Validität der Ergebnisse wird einerseits der Vergleich zwischen den Experimenten und der Simulation durchgeführt und andererseits mit Werten aus der Literatur verglichen. Für den ersten angesprochenen Vergleich wurden die  $z$ -Komponente des Schwerpunktes, die Winkelverläufe von Sprung- und Kniegelenk sowie die Bodenreaktionskraft gewählt. In Kapitel 2.5.7 werden zusätzlich die im Experiment gemessenen Zustandsfunktionen des Oberflächen-EMGs ausgewählter Muskeln betrachtet und verglichen. Anderson und Pandy (1993) wählten als Validierungskriterien: Muskelaktivierungsmuster, Bewegung der Körpersegmente, Bodenreaktionskräfte und Bodenkontaktzeiten. Eine gute Übereinstimmung zwischen Simulation und Experiment bzw. Literatur gibt dem Modell eine hohe Aussagekraft.

Für die Bodenkontaktzeit bei der Sprungbewegung finden van Soest und Bobbert (1993) Werte zwischen  $0.3 \dots 0.35 \text{ s}$  und für die erreichten Sprunghöhen (d.h. die KSP-Erhöhung über der KSP-Höhe im aufrechten Stand) von  $0.14 \dots 0.39 \text{ m}$ , abhängig von der Anfangsstörung im Sprunggelenkwinkel. Die Abdruckphase der vorgestellten Simulation dauert  $\Delta t = 0.48 \text{ s}$  und die erreichte Sprunghöhe ist  $\Delta KSP = 0.21 \text{ m}$ . Die Amplitude der Gelenkwinkel sind denen von Spägle et al. (1999b) gleich: Sprunggelenkwinkel  $\approx 70^\circ$ , Kniegelenkwinkel  $\approx 80^\circ$ . Die Amplituden bei der hier vorgestellten Simulation betragen im Sprunggelenk  $\approx 75^\circ$  und im Kniegelenk  $\approx 77^\circ$ .

Die im Abschnitt 2.5.7 dargestellten Kräfte stimmen mit den Werten aus der Literatur überein, unter der Berücksichtigung, dass in dieser Simulation ein Modell mit zwei Beinen verwendet wurde. Die maximale Muskelkraft im *M. triceps surae* bei menschlichen Sprüngen ist  $2.5 \text{ kN}$  (Bobbert und van Ingen Schenau, 1988) und  $3.3 \pm 0.6 \text{ kN}$  (Thorpe et al., 1998).

## 2.6.2 Biomechanik des Springens

Verschiedene neuere Studien beschäftigen sich mit der Sprungbewegung (Bobbert, 2001; Bobbert et al., 2006; Challis, 2004; Hof, 2003; Horita et al., 2002; Innocenti et al., 2006; Scholz et al., 2006; Spägele et al., 1999b) zum größten Teil auch unter Zuhilfenahme eines Computermodells. Nicht alle verwenden jedoch einen vorwärts-dynamischen Ansatz wie er hier vorgestellt wurde, sondern einen invers-dynamischen. Beide Ansätze der Computersimulation verlangen besonders gute Modelle, die äußerst genau validiert werden müssen. Die Stärke des vorwärts-dynamischen Ansatzes ist das Potenzial durch diese Vorgehensweise kausales Verständnis zu schaffen, indem experimentelle Daten bestätigt werden müssen (Validierung) und Zusammenhänge gefunden werden können (z.B. Studie des Einflusses auf die Sprunghöhe einer Winkelstörung in den Gelenken mit und ohne Muskelsteuerung (van Soest und Bobbert, 1993)). Zwar verwenden Spägele et al. (1999b), Horita et al. (2002) und Buchanan et al. (2005) auch Muskel-Skelett-Modelle, allerdings wird die Bewegung durch die Vorgabe von Zustandsfunktionen erzeugt (z.B. Spägele et al. (1999b): EMG-Verläufe, Trajektorie des Hüftgelenks und die Bodenreaktionskräfte).

Buchanan et al. (2005) sagen über ihr neuro-muskuläres Mehrkörpermodell, das EMG als Eingabeparameter verwendet und Muskelkräfte vorhersagt: "This tool has great potential for aiding in the study of injury mechanisms in sports." Das ist richtig aber auch trivial, denn es steht lediglich für die mathematische Transformation von einer Zustandsfunktion (EMG) zu einer anderen (Muskelkraft). Die Fehler, die bei diesem Transfer gemacht werden bleiben aber unberücksichtigt. Mit dem hier vorliegenden Modell erhält man die Muskelstimulation konsistent im direkt-dynamischen Modell, d.h. Muskelkraftverläufe, Gelenkkraftverläufe, Segmenttrajektorien und Bodenreaktionskräfte sind gekoppelt.

## 2.6.3 Ein weiterer Test des $\lambda$ -Modells

In der vorgestellten Computersimulation wurde ein Steuerungsmodell der EPH (*engl.: equilibrium point hypothesis*) benutzt ( $\lambda$ -Modell, siehe Kap. 1.1, 2.2). Mit dieser Steuerung konnte der Sprung realisiert werden. Entgegen der Aussage von Otten (2005), der sagt, "... Planning in a virtual trajectory does not provide an advantage over planning in terms of transfer functions of muscle activation to workspace ..." und daraus folgert, dass die Bewegungssteuerung mit EPH gegenüber anderen Strategien keinen Vorteil liefert, zeigt diese Untersuchung, dass mit der Angabe von nur **vier** Zielvektoren ein Sprung eines Mehrkörpermodells aus 11 Starrkörpern, 20 Muskel-Sehnen-Komplexen und 4 Bandstrukturen erreicht werden kann. Das Argument von Otten (2005) beruft sich auf den Versuch eine Bewegung möglichst exakt vorzugeben. In diesem Fall eben durch sehr viele EP, womit die Essenz von EPH-Steuerungen,



nämlich die Rückführung der Bewegung auf wenige feste Parameter, verletzt wird. Stattdessen gehen die scheinbaren EP in Muskellängen-Zustandsfunktionen über, die mit der Vorgabe von Segmenttrajektorien verglichen werden. Hierdurch findet keine Reduzierung von vorzugebender und damit zu speichernder Information statt. Wie die vorgestellte Arbeit, konnten schon davor bei der Simulation von *Gehen* (Günther und Ruder, 2003) und *Stehen* (Micheau et al., 2003) das  $\lambda$ -Modell erfolgreich eingesetzt werden.

Trotz des Erfolgs der  $\lambda$ -Steuerung, wie sie hier vorgestellt wurde, sind Zweifel angebracht, ob die Steuerung einer menschlichen Bewegung alleine durch die Vorgabe von Muskellängen erreicht werden kann. Wie Kistemaker et al. (2006) zeigen, ist eine Kombination verschiedener EPH-Steuerungen notwendig, um eine schnelle Armbewegung zu simulieren. Es unterstützt auch diese Untersuchung die Aussage, dass weitere Regelgrößen außer der Muskellänge notwendig sind, um vom submaximalen Sprung bis zum optimalen Sprung die Bandbreite menschlicher Bewegung adäquat generieren zu können. Möglicherweise müssen zur Steuerung menschlicher Bewegung die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, die Muskelkräfte oder Steifigkeiten zusätzlich oder exklusiv zu den Muskellängen verwendet werden. Der Einsatz des  $\lambda$ -Modells zur Bewegungssteuerung sollte aber auf keinen Fall zur Vorgabe von Zeitverläufen der Muskellängen (Zustandsfunktionen) führen, sondern die Bewegung muss parametrisiert bleiben.

#### 2.6.4 Ausblick

Mit dem Einsatz einer EPH-Steuerung ( $\lambda$ -Modell) konnte eine Sprungbewegung eines Muskel-Skelett-Modells generiert werden. Im Validierungsprozess zeigt sich eine generelle Übereinstimmung sowohl mit den extra dafür durchgeführten Experimenten als auch mit Angaben der Literatur (Bobbert, 2001; Bobbert und van Ingen Schenau, 1988; Pandy und Zajac, 1991; Spägle et al., 1999b; Thorpe et al., 1998; van Soest und Bobbert, 1993). Diese Simulation sollte im Idealfall vom submaximalen Sprung bis zum optimalen Sprung die gesamte Breite menschlicher Sprungbewegungen beherrschen. Der optimale Sprung konnte aber nicht erreicht werden. (Sprunghöhe = 0.21 m, van Soest und Bobbert (1993): 0.39 m). Es gibt jedoch mindestens drei Modifikationen die gemacht werden müssten, durch die der optimale Sprung erreicht werden kann. Dies wird Ziel weiterer Untersuchungen sein.

Erstens, könnten die Muskel-Sehnen-Komplexe für Sprünge angepasst werden, anstatt die Parameter, die für die Simulation des Gehens gefunden wurden zu übernehmen. Dabei ist sowohl  $v_{max} = Factor(q) \frac{B_{rel}}{A_{rel}^{1_{CE,opt}}}$  als auch die Krümmung das durch das Verhältnis  $A_{rel} / B_{rel}$  ausgedrückt wird entscheidend (Camilleri und Hull, 2005). Wie der zweite Teil (Kap. 3) vorliegender Arbeit zeigt, ist die Krümmung bedeutender als  $v_{max}$ . Außer der für Sprünge nicht optimalen Wahl der Parameter, die

bei der Erzeugung des Gehens gefunden wurden und übernommen werden sollten, mangelt es dem hier verwendeten MTC an Elastizität. Zum einen sind die Längen der seriellen Elastizität im Muskelmodell sehr klein gewählt und zum anderen hat das modellierte seriell-elastische Element (SEE) eine zu geringe Nichtlinearität. In Kapitel 3 deutet vieles auf eine Uminterpretation des SEE hin. Daraus folgend müssen für das SEE größerer Längen gewählt werden.

Zweitens, würde ein modifiziertes Hill'sches Muskelmodell die Validität der produzierten Kräfte erhöhen. Speziell im exzentrischen Arbeitsbereich herrscht noch ein Defizit der hier eingesetzten Hill'schen Modellierung, da für die Exzentrizität die Charakteristik der Konzentrik in diesen Geschwindigkeitsbereich gespiegelt wurde. Trotzdem konnten van Soest und Bobbert (1993) die Sprünge gut simulieren, daher wird vermutet, dass die gefundenen Muskelparameter zu **schnelle** Muskeln beschreiben, die den Widerstand im exzentrischen Bereich gut überwinden können. Denn die Simulation hier zeigt, dass bei der analysierten Bewegung einzelne CE sich auch im exzentrischen Arbeitsmodus befinden können (Kap. 2.5.6). Deshalb sollte man auch bei einem Sprung aus der ruhigen Hocke nicht im Gesamten von einer konzentrischen Bewegung sprechen, sondern diese Angabe stets nur auf einzelne CE beziehen. In der Literatur sind die Schwächen des Hill'schen Muskelmodells bekannt (Epstein und Herzog, 2003; Perreault et al., 2003; Wank, 2000). Zu einer möglichen Modifikation des Hill'schen Muskelmodell wird auf das folgende Kapitel (Kap. 3) verwiesen.

Drittens, konnte mit der Ziellängensteuerung der Muskellängen ( $\lambda$ -Modell) der Sprung generiert werden. Dabei war eine Sequenzierung der Bewegung vom Hüftgelenk über das Kniegelenk zum Sprunggelenk notwendig (Bobbert, 2001; Pandy und Zajac, 1991), was sich in großen Sollängendifferenzen ausdrückte. Trotzdem sind die Muskelaktionen nicht optimal aufeinander abgestimmt, was zu nicht optimalen Gelenkwinkelverläufen führte. Wie bei van Soest und Bobbert (1993) gezeigt, können schon kleine Störungen in den Gelenkwinkeln die Sprunghöhe stark beeinflussen (0.14 m anstatt 0.39 m bei einer Störung des Oberschenkel- und des Rumpfwinkels um jeweils  $\approx +5.7^\circ$ ). Nach Anpassung bzw. Modifikation des Muskel-Sehnen-Modells (siehe oben) kann im Rahmen des ursprünglichen Gedankens der *EPH* die Bewegungssteuerung optimiert werden. Dabei darf aber die prinzipielle Idee der Parametrisierung der Bewegung nicht zugunsten der Vorgabe von Zustandsfunktionen aufgegeben werden. Nur durch Parametrisierung und durch das Studium des Einflusses einer Parametervariation auf die Bewegung, können grundlegende Prinzipien von Bewegung und Bewegungssteuerung verstanden werden.

# Kapitel 3

## Ein modifiziertes Hill'sches Muskelmodell

Im zweiten Teil vorliegender Dissertation wird der Blick auf die Struktur von makroskopischen Muskelmodellen fokussiert. Denn das Hill'sche Muskelmodell als prominentester Vertreter makroskopischer Modelle ist bei Mehrkörpersimulationen Standard, aber nicht unumstritten. Deshalb wurde versucht das Hill'sche Muskelmodell mit bereits durchgeführte Tierexperimente an neugeborenen Schweinen (Wank, 2000) erneut zu validieren. Im Laufe dieses Kapitels werden mögliche Modifikationen des Standardmodells diskutiert. Das Ziel dieser Untersuchung war es ein verbessertes makroskopisches Muskelmodell zur universellen Verwendung bei Mehrkörpersimulationen von Muskel-Skelett-Systemen zu entwickeln und zur Verfügung zu stellen.

### 3.1 Motivation

Numerische Simulationen sind eine Schlüsselmethode der Biomechanik, um die Belastung auf Lokomotionssystem zu berechnen und die Organisation mehrerer Freiheitsgrade bei biologischer Bewegung zu verstehen. Dabei werden die wirkenden Kräfte durch mechanische Zwangsbedingungen, Rand- und Anfangsbedingungen sowie Aktuatorkräfte bestimmt. Die quergestreifte Muskulatur stellt bei Wirbeltieren (d.h. auch beim Menschen) den Aktuator dar und überträgt die Kraft über passive Strukturen wie z.B. Aponeurosen und Sehnen auf das Skelett. Es ist bekannt, dass Spannungen, Dehnungen, Dehnungsraten, Vibrationen und deren Anzahl, die die Belastungsgrenze des biologischen Materials überschreiten, Schaden verursachen (Alexander, 2001; Biewener, 1990; Currey, 2002; Ker und Zioupos, 1997; Zioupos et al., 2001). Die Natur hat allerdings Strukturen und Strategien entwickelt (Lieber

und Friden, 2000) um diesen potenziellen Gefahren entgegenzuwirken (Nigg und Wakeling, 2001). Speziell in Muskel-Sehnen-Strukturen wurden hochfrequente Schwingungen als Schadensursache für Sehnen (Ker und Zioupos, 1997) identifiziert. Dämpfung im aktivierten Muskelgewebe wurde als adäquater Schutzmechanismus gegen diese Schädigungen vorgeschlagen (Wilson et al., 2001).

In Analogie zu Wilson et al. (2001) wurden auch Schwingungen der Last beobachtet, als versucht wurde konzentrische Muskelkontraktionsexperimente mit dem etablierten Hill'schen Muskelmodell (Ettrema und Meijer, 2000; Günther und Ruder, 2003; Meijer et al., 1998; van Soest und Bobbert, 1993) zu simulieren. Ebenso ist bekannt, dass das Hill'sche Muskelmodell nicht in der Lage ist die Energieabsorption hochfrequenter Schwingungen bei geringen Amplituden zu beschreiben. Wilson et al. (2001) schließen daraus, dass ein detaillierteres Muskelmodell basierend auf einer mikroskopischen Beschreibung der Sarkomerdynamik (Piazzesi und Lombardi, 1995, 1996) besser geeignet sei, um die Energieabsorption innerhalb des aktivierten Muskelgewebes zu beschreiben. Allerdings wurde dort nicht überprüft, ob bereits eine kleine und somit physiologisch begründbare Dämpfung innerhalb des passiven Sehnen Gewebes (Alexander, 2001; Ker, 1981; Riemersma und Schamhardt, 1985; Shadwick, 1990) möglicherweise ausreicht, um die auftretenden hochfrequenten Schwingungen zu dämpfen.

In der hier vorgestellten Arbeit wurde nun erstmals mithilfe von Computersimulationen verschiedene Dämpfungsmechanismen innerhalb des passiven Kollagen Gewebes des Muskel-Sehnen-Komplexes untersucht, um einen validierten alternativen Mechanismus für die Energieabsorption hoher Frequenzen vorzuschlagen. Dazu wurde mathematisch die Kontraktionsdynamik eines Muskelmodells formuliert, das ein Hill'sches kontraktiles Element (CE), ein paralleles elastisches Element (PEE) und ein seriell elastisches Element (SEE) enthält. Zusätzlich wurden Dämpfungselemente entweder parallel oder seriell zum CE hinzugefügt.

Die Computersimulation wurde mit Tierexperimenten von Wank (2000) validiert. Es lagen experimentelle Daten von isolierten Schweine-MTC an drei konzentrischen Kontraktionsmodi mit verschiedenen Massen und MTC-Längen vor.

Aus dem schrittweisen Prozess der Übereinstimmung zwischen der hier vorgestellten Simulation und den vorhandenen Muskelexperimenten wurden als Ergebnis die Parameter des modifizierten Muskelmodells identifiziert und dargestellt. Bei dieser Iteration wurde versucht mit *einem* Parametersatz für die Simulation die experimentellen Daten *aller* Lastsituationen zu reproduzieren, was in dieser Form von Wank (2000) noch nicht erreicht werden konnte (siehe Kap. 1.2).

Zum Schluss zeigt ein Vergleich der realen Experimente mit den Simulationsergebnissen mit und ohne paralleler, respektive serieller Dämpfung die physiologische Bedeutung der beiden Dämpfungsmechanismen.

## 3.2 Modellierung und Simulation

Für die Computersimulation wurde ein möglichst einfacher Aufbau von Muskel-Sehnen-Modell, Last und Umgebung gewählt, der dem experimentellen Aufbau, wie er in Kapitel 3.3 beschrieben wird, funktionell gleicht. Das Computermodell besteht aus einem Muskel-Sehnen-Komplex, der an einem Ende im Inertialsystem befestigt ist und an dessen anderem Ende der Schwerpunkt eines Starrkörpers hängt (Abb. 3.1). Zur Simulation verschiedener Lastsituationen variierte eine Lastmasse von 100 g bis 1800 g. Das komplette Modell wurde im Simulationssystem *simsys* implementiert, das an unserem Institut entwickelt wurde und weiterentwickelt wird (Günther und Ruder, 2003; Krieg, 1992). *Simsys* basiert auf dem Shampine und Gordon (1975) Integrationsalgorithmus und verwendet den Lineargleichungslöser der *Numerical Recipes* (Press et al., 1994) (siehe Kap. 1.3). Die drei experimentellen Situationen wurden mit identischem Programmcode simuliert, es musste lediglich ein einzelner Eingabeparameter umgeschaltet werden (*T\_los* in der Datei *simsys.dat*). Die in dieser Simulationen verwendeten Muskelparameter sind in der Tabelle B.2 zusammengefasst. Das Muskelmodell, wie es hier vorgestellt wird, ist ein eindimensionales Modell, d.h. Kräfte wirken nur entlang der Verknüpfungslinie von Ansatz- und Ursprungspunkt des Muskelmodells und werden deshalb nur in ihrem Betrag dargestellt.

### 3.2.1 Ausgangspunkt

In vorliegendem Muskelmodell werden sowohl die Aktivierungsdynamik des Muskels als auch die Kontraktionsdynamik des Muskels durch eine Differentialgleichung erster Ordnung beschrieben. Im Speziellen wurde die Aktivierungsdynamik von Zajac (1989) im Hinblick auf einen von Null verschiedenen Minimalwert  $q_0$  (Hatze, 1977, 1981) für den Aktivierungszustand  $q_0 \leq q \leq 1$  (Günther und Ruder, 2003) modifiziert:

$$\dot{q} = \frac{1}{\tau_q} (STIM - STIM(1 - \xi_q)(q - q_0) - \xi_q(q - q_0)). \quad (3.1)$$

$\tau_q$  ist die Zeitkonstante für ansteigende Aktivierungszustände;  $\xi_q$  ist das Verhältnis zwischen  $\tau_q$  und der Zeitkonstante für fallende Aktivierungszustände;  $0 \leq STIM \leq 1$  ist die aktuelle Stimulation des kontraktile Elements (CE).

Der Ausgangspunkt zur Modellierung der Kontraktionsdynamik wurde von van Soest und Bobbert (1993) von der empirisch gefundenen Relation  $F_m = F_m(\dot{l}_m)$  ("Hill-Gleichung", Hill (1938)) abgeleitet und so formuliert

$$\dot{l}_{CE} = \dot{l}_{CE}(l_m, l_{CE}, q). \quad (3.2)$$

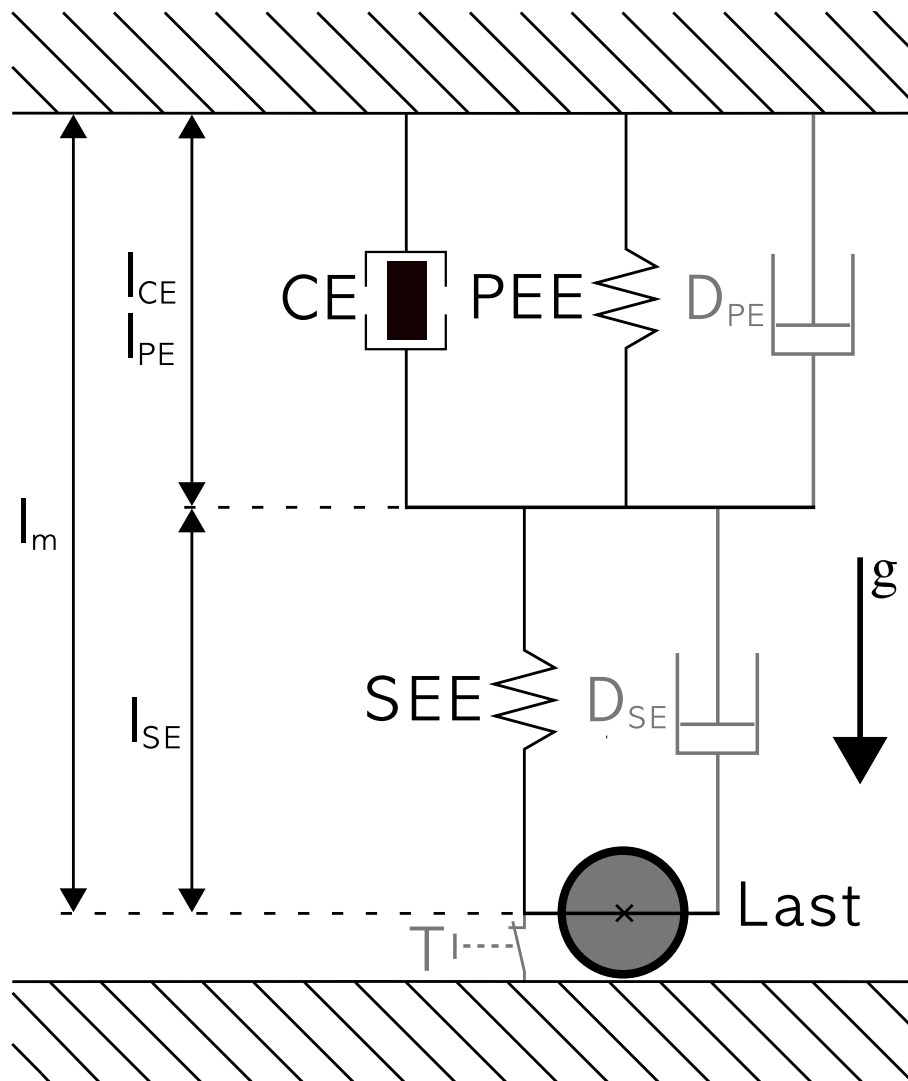


Abbildung 3.1: Diese schematische Darstellung zeigt den Aufbau des Standardmuskelmodells (van Soest und Bobbert, 1993) mit  $CE$  und  $PEE$  parallel zueinander und dazu seriell das  $SEE$  (schwarze Linien und Elemente). Der Ort, der im Laufe des Kapitels beschriebenen Veränderungen (Einführung einer konstanten parallelen Dämpfung  $D_{PE}$ , einer konstanten seriellen Dämpfung  $D_{SE_1}$  und einer kraftabhängigen Dämpfung  $D_{SE_2}$ ), und die dazugehörigen Elemente sind grau dargestellt. Das Muskelmodell ist am oberen Ende im Inertialsystem fixiert und am anderen Ende sind die variablen Lasten befestigt (100 ... 1800 g). Zur Simulation aller drei analysierten Kontraktionsformen (konzentrisch, quick-release und isometrisch) wurde der Schalter  $T$  eingeführt, der bei Bedarf nach einer gewissen Zeit gelöst wurde (bei isometrischer Kontraktion blieb der Schalter über die gesamte Simulation geschlossen). Die dem Modell zugehörigen Längen sind die Gesamtmuskellänge  $l_m$ , die Länge des kontraktiven Elements  $l_{CE}$ , die Länge des parallelen Elements  $l_{PE}$ , und die Länge der seriellen Elemente  $l_{SE}$ .

Dabei bedeutet  $l_m$  die Länge des MTC (Index  $m$ ) und  $F_m$  seine Kraft. Im Folgenden wird  $F$  grundsätzlich als Symbol einer Kraft verwendet. Die interne Struktur des Muskelmodells ist in Abbildung 3.1 aufgezeigt. Aus der Interpretation der "Hill-Gleichung" als die dynamische Charakteristik der Kraftentwicklung des kontraktiven Elements folgt direkt die Kontraktionsdynamik (Gl. 3.2), indem das Kräftegleichgewicht

$$F_{SEE}(l_m, l_{CE}) = F_{PEE}(l_{CE}) + F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) \quad (3.3)$$

für die Kontraktionsgeschwindigkeit des CE ( $\dot{l}_{CE}$ ) gelöst wird. SEE repräsentiert das seriell elastische Element und PEE das parallel elastische Element.

### 3.2.2 Geänderte Modellierungsfunktionen

Auf der Basis des oben beschriebenen Ausgangspunktes (van Soest und Bobbert, 1993) wurden drei große Teile innerhalb der Kontraktionsdynamik des Muskelmodells durch detailliertere funktionale Abhängigkeiten ersetzt. Zunächst wurde die nicht-lineare SEE Charakteristik (van Soest und Bobbert, 1993) verfeinert, indem ein stetig differenzierbarer Übergang der SEE-Kraftcharakteristik (siehe Abbildung 3.2) zwischen der initialen, nicht-linearen Region mit einem frei wählbarem Koeffizienten und einem konstanten Bereich höherer Kräfte bei größeren Auslenkungen modelliert wurde. Somit ergibt sich für die Kraft  $F_{SEE}$ , die im seriell-elastischen Element wirkt

$$F_{SEE}(l_{SE}) = \begin{cases} 0 & , l_{SE} < l_{SEE,0} \\ K_{SEE,nl} (l_{SE} - l_{SEE,0})^{\nu_{SEE,nl}} & , l_{SE} < l_{SEE,nll} \\ \Delta F_{SEE,0} + K_{SEE,l} (l_{SE} - l_{SEE,nll}) & , l_{SE} \geq l_{SEE,nll} \end{cases} \quad (3.4)$$

mit  $l_{SE} = l_m - l_{CE}$ , die Länge des allgemeinen seriellen Elements (SE) mit oder ohne Dämpfung ( $l_{SEE}$ : Länge des speziellen seriell-elastischen Elements). Die in Gleichung (3.4) eingeführten Parameter lauten

$$\begin{aligned} l_{SEE,nll} &= (1 + \Delta U_{SEE,nll}) l_{SEE,0} \\ \nu_{SEE,nll} &= \Delta U_{SEE,nll} / \Delta U_{SEE,l} \\ K_{SEE,nl} &= \Delta F_{SEE,0} / (\Delta U_{SEE,nll} l_{SEE,0})^{\nu_{SEE,nll}} \\ K_{SEE,l} &= \Delta F_{SEE,0} / (\Delta U_{SEE,l} l_{SEE,0}). \end{aligned}$$

Diese Parameter sind von den Eingabeparametern  $l_{SEE,0}$  (Ruhelänge),  $\Delta U_{SEE,nll}$  (relative Dehnung beim Übergang nicht-linear  $\rightarrow$  linear),  $\Delta F_{SEE,0}$  (sowohl die Kraft am gerade erwähnten Übergang als auch der Kraftanstieg im linearen Teil der SEE-Kraftcharakteristik) und  $\Delta U_{SEE,l}$  (relative zusätzliche Dehnung im linearen Teil, der zu einem Kraftanstieg von  $\Delta F_{SEE,0}$  führt) abgeleitet.

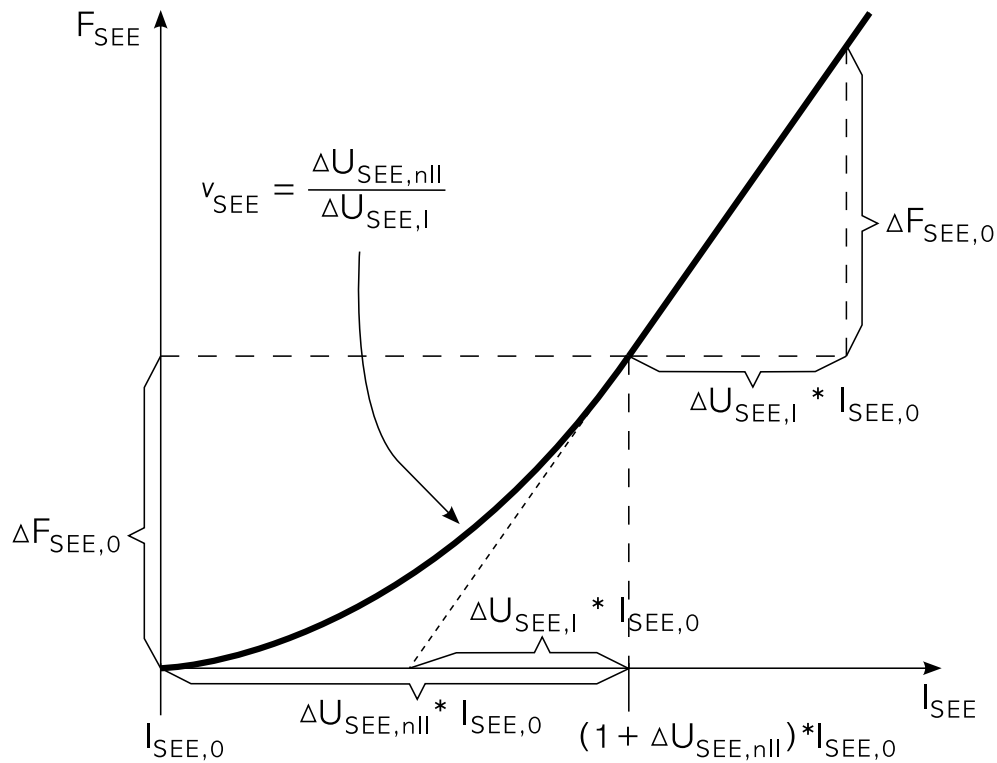


Abbildung 3.2: SEE Kraftcharakteristik:  $l_{SEE,0}$  ist die Ruhelänge des seriell-elastischen Elements,  $\Delta F_{SEE,0}$  kennzeichnet sowohl die Kraft am Übergang nicht-linear  $\rightarrow$  linear als auch den Kraftanstieg im linearen Teil der SEE-Kraftcharakteristik,  $\Delta U_{SEE,nll}$  ist der Wert der relativen Dehnung beim Übergang nicht-linear  $\rightarrow$  linear,  $\Delta U_{SEE,l}$  gibt an wie hoch die relative zusätzliche Dehnung im linearen Teil ist, die zu einem Kraftanstieg von  $\Delta F_{SEE,0}$  führt,  $(1 + \Delta U_{SEE,nll})l_{SEE,0}$  ist die Länge des seriell-elastischen Elements, bei der der Übergang von einer nicht-linearen in eine lineare Kraftcharakteristik erfolgt,  $\Delta U_{SEE,nll}/\Delta U_{SEE,l}$  ergibt die Krümmung des nicht-linearen Teils der Kraftcharakteristik.



Zweitens wurde die bisherige parabolische Charakteristik der Längenabhängigkeit der isometrischen Kraft ersetzt (wie es z.B. auch von Hatze (1981) vorgeschlagen wurde) durch

$$F_{isom}(l_{CE}) = \exp \left\{ \left| \frac{l_{CE}/l_{CE,opt} - 1}{\Delta W_{limb}} \right|^{\nu_{CE,limb}} \right\}. \quad (3.5)$$

$\Delta W_{limb}$  bedeutet die Breite der normalisierten Glockenkurve im betreffenden Ast der Kurve (aufsteigend oder abfallend) und  $\nu_{CE,limb}$  den dazugehörigen Exponenten (Hatze (1981):  $\nu_{CE} = 2$ ; siehe Abb. 3.3).

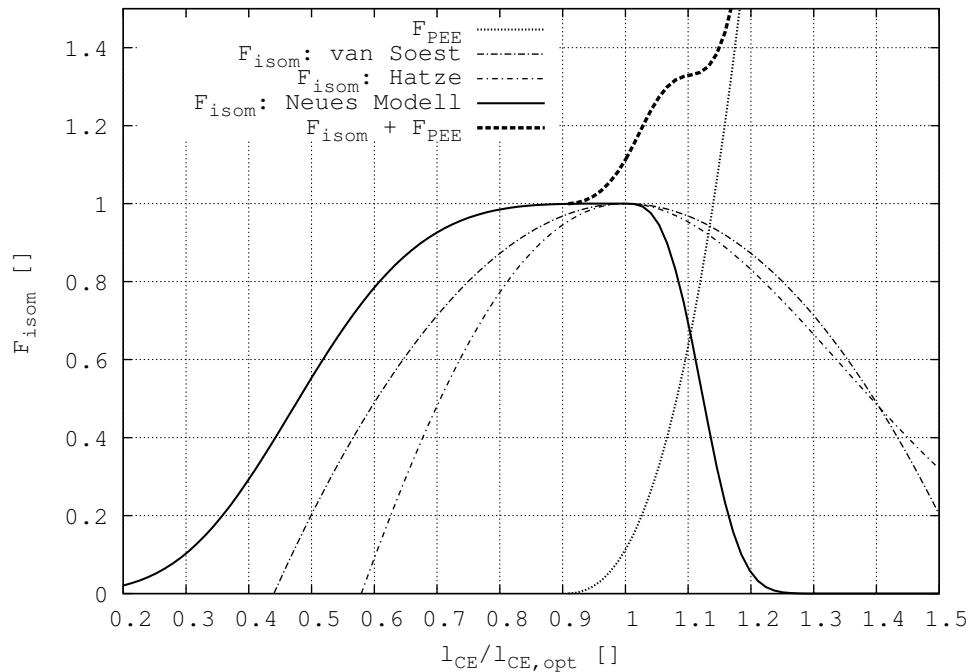


Abbildung 3.3: Die normalisierte isometrische Kraft-Längen-Relation des CE. Auf der Abzisse ist die CE-Länge  $l_{CE}$  aufgetragen, normalisiert auf die optimale CE-Länge  $l_{CE,opt}$ . Die durchgezogene schwarze Linie zeigt das Maximum der isometrischen Kraft des CE  $F_{isom}(l_{CE})$  bei voller Aktivierung ( $q = 1$ ) (normalisiert auf  $F_{max}$ ). Die gepunktete Linie repräsentiert die dazugehörige normalisierte passive Kraft-Längen Kurve des PEE. Bei einer gegebenen Länge  $l_{CE}$  ist  $F_{isom}(l_{CE})qF_{max} + F_{PEE}(l_{CE})$  (plus optional einer Dämpfung im PE) gleich der Kraft im SE. Die dicke gestrichelte Linie zeigt die normalisierte isometrische Kraft-Längen-Relation des voll aktivierten CE ( $q = 1$ ). Für Längen des CE größer als  $l_{CE,opt}$  übernimmt das PEE zunehmend die Last vom CE. Nach der hier vorgestellten Analyse wird das CE im statischen Zustand bei isometrischen Kontraktionen nicht mehr als ungefähr  $l_{CE} = 1.1l_{CE,opt}$  gedehnt (vergleiche Abb. 3.9 bei  $l_m = 1.1l_{m,0}$ ). Zum Vergleich sind zwei alternative Kraft-Längen-Relationen des CE gezeigt: eine quadratische Funktion (van Soest und Bobbert, 1993) und eine Abschätzung der lokalen Relation eines einzelnen Sarkomers (Hatze, 1977, 1981).

Drittens wurden die Beobachtungen aus dem Experiment berücksichtigt, wonach die Hill Koeffizienten, die die Kontraktionsdynamik bestimmen (Gl. 3.2), von der Länge  $l_{CE}$  und dem Aktivierungszustand  $q$  abhängen. Somit kann die Gleichung 3.2 nach  $\dot{l}_{CE}$  umgestellt werden und ergibt dann

$$\dot{l}_{CE} = B_{rel}(l_{CE}, q) l_{CE, opt} \left( 1 - \frac{q F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE}, q)}{\frac{F_{CE}}{F_{max}} + A_{rel}(l_{CE}, q)} \right), \quad (3.6)$$

mit

$$A_{rel}(l_{CE}, q) = A_{rel,0} L_{A_{rel}}(l_{CE}) Q_{A_{rel}}(q) \text{ und } B_{rel}(l_{CE}, q) = B_{rel,0} L_{B_{rel}}(l_{CE}) Q_{B_{rel}}(q).$$

Wie bei Gordon et al. (1966b); Julian (1971); Stern (1974); van Soest und Bobbert (1993) ist die Längenabhängigkeit der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit (ohne Last)

$$v_{max}(l_{CE}, q) = -\dot{l}_{CE}(F_{CE} = 0) = \frac{B_{rel}(l_{CE}, q)}{A_{rel}(l_{CE}, q)} l_{CE, opt} q F_{isom}(l_{CE}), \quad (3.7)$$

mit den Koeffizienten

$$L_{A_{rel}}(l_{CE}) = \begin{cases} 1 & , l_{CE} < l_{CE, opt} \\ F_{isom}(l_{CE}) & , l_{CE} \geq l_{CE, opt} \end{cases} \quad (3.8)$$

$$L_{B_{rel}}(l_{CE}) = 1. \quad (3.9)$$

Durch die Analyse der experimentellen Daten von Chow und Darling (1999); Petrofsky und Phillips (1981) konnten die Abhängigkeit vom Aktivierungszustand  $q$  der Hill-Konstanten, wie sie von van Soest und Bobbert (1993) verwendet wurde, abgeändert werden:

$$Q_{A_{rel}}(q) = q$$

$$Q_{B_{rel}}(q) = \begin{cases} q/0.3 & , q < 0.3 \\ 1 & , q \geq 0.3 \end{cases} \quad (3.10)$$

wurde durch

$$Q_{A_{rel}}(q) = \frac{1}{4}(1 + 3q)$$

$$Q_{B_{rel}}(q) = \frac{1}{7}(3 + 4q). \quad (3.11)$$

ersetzt.

Als kleinere vierte Modifikation ist die Kraftcharakteristik des parallel-elastischen Elements um die freie Wahl des Exponenten  $\nu_{PEE}$  erweitert worden:

$$F_{PEE}(l_{CE}) = \begin{cases} 0 & , l_{CE} < l_{PEE,0} \\ K_{PEE} (l_{CE} - l_{PEE,0})^{\nu_{PEE}} & , l_{CE} \geq l_{PEE,0} \end{cases} \quad (3.12)$$

mit  $K_{PEE} = \mathcal{F}_{PEE} \frac{F_{max}}{(l_{CE,opt}(\Delta W + 1 - \mathcal{L}_{PEE,0}))^{\nu_{PEE}}}$  und  $l_{PEE,0} = \mathcal{L}_{PEE,0} l_{CE,opt}$  und den drei freien Parametern  $\mathcal{F}_{PEE}$ ,  $\mathcal{L}_{PEE,0}$  und  $\nu_{PEE}$  (Tab. B.2).

### 3.2.3 Numerische Verbesserungen

Die numerische Implementierung des Muskelmodells erster Ordnung (keine Muskelmasse) erfordert die Sicherstellung der korrekten Ausführbarkeit der numerischen Algorithmen bis zu den Definitionsgrenzen der Modellfunktionen. Erstens, obwohl die Funktion  $F_{isom}(l_{CE})$  zwischen  $-\infty$  und  $+\infty$  definiert ist, muss sichergestellt werden, dass der Funktionswert nicht unter eine numerische Schwelle  $F_{EPS}$  fällt, da die Rechenoperation  $F_{isom}/F_{isom}$  während den Berechnungen auftritt, z.B. bei  $v_{max}(l_{CE}, q)$  in Gleichung 3.7. Zweitens, kann während der Simulation das Muskelmodell in Situationen von extremer Überdehnung oder starker Verkürzung gezwungen werden, deshalb muss für den Fall  $l_{CE} < 0.01 l_{CE,opt}$ ,  $\dot{l}_{CE} = 0$  gesetzt werden. Für  $l_{CE} > 1.99 l_{CE,opt}$  wurde die Kontraktionsgeschwindigkeit aus der ersten Zeitableitung des Kräftegleichgewichts  $F_{SEE} = F_{PEE}$  bestimmt, dies führt zu

$$\dot{l}_{CE} = \frac{\dot{l}_m}{1 + \left( \frac{\partial F_{PEE}(l_{CE})}{\partial l_{CE}} / \frac{\partial F_{SEE}(l_{SE})}{\partial l_{SE}} \right)}. \quad (3.13)$$

Drittens, gibt es zwei Situationen während den Simulationen, bei denen das Kräftegleichgewicht (Gl. 3.3) möglicherweise negative Kräfte des kontraktiven Elements ( $F_{CE}$ ) fordert. Die erste Situation ergibt sich aus einer schlechten Wahl der Anfangsbedingung von  $l_{CE}$  und die zweite Situation ist durch  $\dot{l}_m < -v_{max}$  bedingt, das bei konzentrischen Kontraktionsszenarien aufgrund der externen Dynamik zweiter Ordnung (Lasten) verursacht wird. Für diese Fälle setzt man  $\dot{l}_{CE} = dV dF_{con} F_{CE}$  mit  $dV dF_{con} = 10^3 F_{max} l_{CE,opt} B_{rel,0}/A_{rel,0}$ , um größere negative Kontraktionsgeschwindigkeiten bei geringeren Kräften zu erhalten. Allerdings wurden bei den vorgestellten Simulationen mit Dämpfung keine Geschwindigkeiten  $\dot{l}_m < -v_{max}$  beobachtet.

Viertens, beinhaltet das ursprüngliche Modell eine kontinuierliche Fortführung der Kontraktionsdynamik in den exzentrischen Bereich (d.h. eine Diskontinuität der Ableitung bei  $F_{CE} = 0$  (Katz, 1939):  $(\partial F_{CE}/\partial \dot{l}_{CE})|_{\dot{l}_{CE} \rightarrow 0_+} = S_{ecc} (\partial F_{CE}/\partial \dot{l}_{CE})|_{\dot{l}_{CE} \rightarrow 0_-}$ ) durch eine eigenständige hyperbolische Funktion (van Soest und Bobbert, 1993), die

bei  $F_{CE} = \mathcal{F}_{ecc} F_{max} q F_{isom}$  eine Singularität hat. Um die stetige Integrierbarkeit dieser Umsetzung des ‘van Soest und Bobbert (1993)’- Modells in der Nähe der Singularität sicherzustellen, wurde die exzentrische Charakteristik durch eine lineare Funktion  $\dot{l}_{CE} = dV dF_{ecc} (F_{CE} - F_{trans}) + v_{trans}$  mit  $dV dF_{ecc} = 10^4 F_{max} l_{CE,opt} B_{rel,0} / A_{rel,0}$  extrapoliert. Die Parameter  $F_{trans}$  und  $v_{trans}$  sind die Koordinaten des stetig differenzierbaren Übergangs zwischen der exzentrischen Hyperbel und der linearen Fortsetzung. Die Betrachtung dieser Singularität war aus zwei Gründen aber nur bei den Berechnungen mit dem Ausgangspunkt-Modell wichtig, welche wegen des Vergleichs mit PE- oder SE-Dämpfung erforderlich waren. Erstens, in dem hier vorgestellten modifizierten Modell wurden die Muskelparameter nur auf der Basis der experimentellen, konzentrischen Kontraktionen ermittelt. Zweitens, lieferte die kontinuierliche Extrapolation der konzentrischen Funktionen (Kap. 3.2.4, 3.2.5, 3.2.6) Lösungen für den exzentrischen Bereich, wenn die externe Dynamik dies vom Muskelmodell forderte.

### 3.2.4 Konstante parallele Dämpfung

In der Literatur deuten einige Autoren auf eine nicht zu vernachlässigende Dämpfung parallel zum PEE bzw. CE hin (Davy und Audu, 1987; Hatze, 1981; Schmalz, 1993a,b). Unter Berücksichtigung dieser Tatsache führt eine Addition einer PE-Dämpfung zum Kräftegleichgewicht (Gl. 3.3) zu

$$F_{SEE}(l_m, l_{CE}) = F_{PEE}(l_{CE}) + d_{PE} \dot{l}_{CE} + F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q). \quad (3.14)$$

Wenn man nun die Gleichung 3.6 für die Kraft im kontraktilen Element löst, erhält man

$$F_{CE} = F_{max} \left( \frac{q F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE}, q)}{1 - \frac{\dot{l}_{CE}}{B_{rel}(l_{CE}, q) l_{CE,opt}}} - A_{rel}(l_{CE}, q) \right), \quad (3.15)$$

setzt man dann (Gl. 3.15) in (Gl. 3.14) ein, erhält man eine quadratische Gleichung für  $\dot{l}_{CE}$ :

$$0 = C_2 \dot{l}_{CE}^2 + C_1 \dot{l}_{CE} + C_0 \quad (3.16)$$

mit den Koeffizienten

$$\begin{aligned} C_2 &= d_{PE} \\ C_1 &= -(d_{PE} l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q) + F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) \\ &\quad + F_{max} A_{rel}(l_{CE}, q)) \\ C_0 &= l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q) (F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) \\ &\quad - F_{max} q F_{isom}(l_{CE})). \end{aligned} \quad (3.17)$$

Da  $C_1$  und  $C_0$  immer negativ sind, ist die einzige Lösung von (Gl. 3.16), die eine konzentrische ( $\dot{l}_{CE} \leq 0$ ) Kontraktionsdynamik ergibt

$$\dot{l}_{CE} = \frac{-C_1 - \sqrt{C_1^2 - 4C_2C_0}}{2C_2}. \quad (3.18)$$

### 3.2.5 Konstante serielle Dämpfung

Dämpfungskoeffizienten wie z.B.  $d_{PE}$  werden normalerweise von Experimenten abgeleitet, die die visko-elastischen Eigenschaften des Gesamtmuskels messen. Da diese Experimente jedoch komplexe Muskelpräparationen untersuchen, kann man auch darauf schließen, dass Dämpfungseigenschaften genauso auch seriell zum kontraktiven Element lokalisiert sein können (Krause et al., 1995). Um deshalb den Einfluss von serieller Dämpfung abschätzen zu können, wurde als Alternative auch eine konstante serielle Dämpfung  $d_{SE}$  anstatt einer konstanten parallelen Dämpfung  $d_{PE}$  eingeführt. Daraus folgt, dass die Gleichung 3.3 umgeschrieben wird zu

$$F_{SEE}(l_m, l_{CE}) + d_{SE}(\dot{l}_m - \dot{l}_{CE}) = F_{PEE}(l_{CE}) + F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q). \quad (3.19)$$

Unter Einhaltung der gleichen Transformationsschritte wie im Kapitel 3.2.4 beschrieben, erhält man wiederum eine quadratische Funktion für  $\dot{l}_{CE}$  wie in Gleichung (3.16) mit den neuen Koeffizienten

$$\begin{aligned} C_2 &= d_{SE} \\ C_1 &= -(d_{SE}(\dot{l}_m + l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q)) + F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) \\ &\quad + F_{max} A_{rel}(l_{CE}, q)) \\ C_0 &= l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q) (d_{SE} \dot{l}_m + F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) \\ &\quad - F_{max} q F_{isom}). \end{aligned} \quad (3.20)$$

Im Gegensatz zu (Gl. 3.17) hängen nun die Koeffizienten der Lösung (Gl. 3.20) von der bekannten Kontraktionsgeschwindigkeit des gesamten Muskel-Sehnen-Komplexes  $\dot{l}_m$  ab. Man findet, dass eine stabile Lösung nur unter Verwendung des gleichen Lösungssastes (negatives Vorzeichen) wie in Gleichung 3.18 möglich ist.

### 3.2.6 Kraftabhängige serielle Dämpfung

Bei der Verwendung einer konstanten seriellen Dämpfung für ein breites Spektrum an Lasten stellt man fest, dass ein Dämpfungskoeffizient, der von der Lastsituation

abhängt, die Modellvalidität weiter erhöhen könnte. Deshalb wurde als ein dritter Dämpfungsmechanismus eine kraftabhängige serielle Dämpfung implementiert. Somit ergibt sich für (Gl. 3.3)

$$\begin{aligned} F_{SEE}(l_m, l_{CE}) + d_{SE,max}(l_{CE}, q) \left( (1 - R_{SE}) \frac{F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q)}{F_{max}} + R_{SE} \right) (\dot{l}_m - \dot{l}_{CE}) \\ = F_{PEE}(l_{CE}) + F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) \end{aligned} \quad (3.21)$$

mit  $d_{SE,max}(l_{CE}, q) = D_{SE} \frac{F_{max} A_{rel,0}}{l_{CE,opt} B_{rel,0}}$  (d.h. im einfachsten Fall eine Konstante) und den dimensionslosen konstanten Parametern  $0 \leq D_{SE}, R_{SE} \leq 1$ . Im Fall  $R_{SE} = 1$  verschwindet die Kraftabhängigkeit und man erhält eine konstante serielle Dämpfung.

Wiederum kann eine quadratische Gleichung in  $\dot{l}_{CE}$  aufgestellt und gelöst werden. Für die Koeffizienten erhält man dann:

$$\begin{aligned} C_2 &= d_{SE,max}(l_{CE}, q) (R_{SE} - A_{rel} (1 - R_{SE})) \\ C_1 &= -(C_2 \dot{l}_m + D_0 + F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) + F_{max} A_{rel}(l_{CE}, q)) \\ C_0 &= D_0 \dot{l}_m + l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q) (F_{SEE}(l_m, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) \\ &\quad - F_{max} q F_{isom}(l_{CE})) \\ D_0 &= l_{CE,opt} B_{rel}(l_{CE}, q) d_{SE,max}(l_{CE}, q) (R_{SE} + (1 - R_{SE}) q F_{isom}(l_{CE})). \end{aligned} \quad (3.22)$$

## 3.3 Das Validierungsexperiment

In diesem Kapitel werden die Muskelexperimente beschrieben. Diese Versuche wurden an der Friedrich-Schiller-Universität Jena von Prof. Dr. Veit Wank durchgeführt und für diese Arbeit freundlicherweise zur Verfügung gestellt. Zum besseren Verständnis des Validierungsprozesses in Kapitel 3.4 erfolgt hier eine Zusammenfassung der Literatur (Wank, 2000; Wank et al., 2000).

### 3.3.1 Versuchsobjekte und Methoden

Die experimentellen Ergebnisse, die hier präsentiert und für die Validierung des Modells verwendet werden, sind bei Untersuchungen des Wadenmuskels eines normalgewichtigen neugeborenen Schweins (Alter: 1 Tag, Körpergewicht: 1465 g) gewonnen worden. Das Tier gehörte der Kreuzung von Piétrain  $\times$  deutschem Landschwein  $\times$

Edelschwein an. Die gemessenen Daten erhielt man bei isometrischen, konzentrischen und quick-release Kontraktionen unter verschiedenen Bedingungen. Die Untersuchungen waren von der Ethikkommission und den Tierschutzbeauftragten begutachtet und vom Thüringer Ministerium für Gesundheit und Soziales (Reg.-Nr. 91-18-02) genehmigt. Die Tiere wurden in Übereinstimmung mit den Richtlinien der europäischen Union und der American Physiological Society behandelt. Das Protokoll der Präparation und des Monitorings des Tiers während der Messungen ist vollständig in Wank et al. (2000) beschrieben. An dieser Stelle wird deshalb nur auf die Stimulationsmethode, die Muskelkontraktionsmessungen und das dazugehörige Messprotokoll eingegangen.

Zur Analyse der stimulierten Muskelkontraktionen der Plantarflexoren des Schweins wurde das Tier in Bauchlage fixiert (Abb. 3.3.1). Dazu musste der Schienbeinknochen sorgfältig an seinem proximalen und distalen Ende durch Stahlstifte befestigt werden. Die Hüfte wurde zusätzlich durch ein horizontales Eisenstück fixiert, so dass der Oberschenkelknochen und somit die Ursprünge der stimulierten Muskeln während des Experiments unverändert blieben (Abb. 3.3.1).

Die Kräfte zur Plantarflexion bei Schweinen werden hauptsächlich durch vier Muskeln mit unterschiedlichem spezifischem Gewicht und Faserverteilung produziert. Die Muskelparameter der beschriebenen Muskeln bei Geburt sind in der Tabelle B.1 vermerkt (Wank et al., 2006).

Bei der isometrischen Bedingung wurde die Muskelkraft über einen Befestigungshaken am Fersenbein und ein Stahlseil auf einen Kraftaufnehmer übertragen (Fig. 3.3.1, oben). Das Kraftsignal des Dehnungsmessstreifens (11E-100N0, Sensotec,  $\pm 100\text{ N}$ ,  $0.5\ \mu\text{m}/\text{N}$ ) wurde mit einem Wechselspannungsverstärker (ME-10, Hottinger-Baldwin) verstärkt und mit  $1000\text{ Hz}$  digitalisiert.

Zur Analyse der konzentrischen Kontraktionen wurde das Stahlseil über ein Rad mit  $100\text{ mm}$  Durchmesser abgelenkt, damit eine Last angebracht werden konnte (Fig. 3.3.1, unten). Die Muskelverkürzung wurde über das Rad mithilfe eines Drehratenmessers ermittelt (Jenoptik, Jena, 20000 Impulse pro Umdrehung). Mit dieser Messanordnung konnte die Verkürzung des Muskels mit einer Auflösung von  $5\ \mu\text{m}$  bestimmt werden. Die Kontraktionsgeschwindigkeit und die Muskelkraft wurden aus den Rohdaten berechnet. Dazu wurden die aufgezeichneten Zeitkurven der Muskelängen mit Splinefunktionen geglättet (Reinsch, 1967).

Die Lasten konnten durch Austauschen von Stahlringen am Träger verändert werden. Um aufgrund variierender Lasten unterschiedliche Anfangslängen zu vermeiden, wurde die Anfangslänge auf die Länge der  $100\text{ g}$ -Last fixiert. Dazu wurde eine Sperre am Stahlseil angebracht. Zur Analyse der quick-release Kontraktionen in Analogie zu Hill (1938) konnte der Lastträger mit einem Elektromagneten festgehalten werden. Bei diesem Analysemodus wurde der Lastträger in der fixierten Position bis

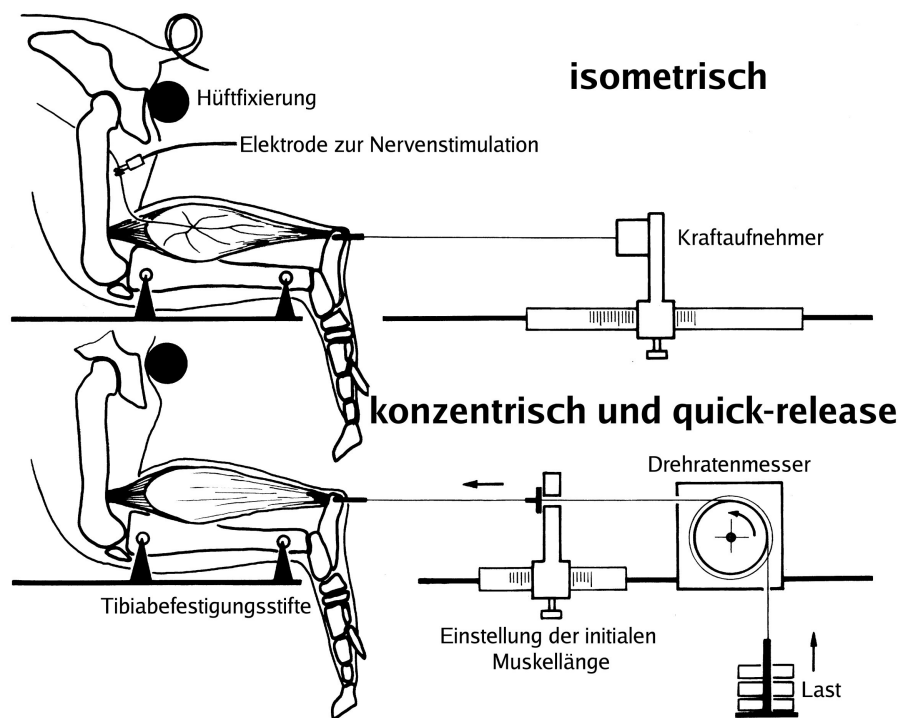


Abbildung 3.4: Der Aufbau der Muskelkontraktionsexperimente der Plantarflexorengruppe (oben: isometrische Kontraktion, unten: konzentrische und quick-release Kontraktion) eines Ferkels. Das Skelett wurde präzise in Bauchlage fixiert, um die Ursprünge und Ansätze der stimulierten Muskeln unverändert zu lassen (nach Wank (2000)).

1.0 s nach Beginn der Stimulation des Muskels gehalten, damit sichergestellt werden konnte, dass die isometrische Kraft der Plantarflexoren auf ihr jeweiliges Maximum angestiegen war. Erst dann wurde die Fixierung des Lastträgers gelöst. Die Aufzeichnung der Daten erfolgte wie oben beschrieben.

Um den Wadenmuskel zu stimulieren, wurde der Hüftnerf des linken Hinterbeins benutzt. Dazu musste die Haut lateral am Oberschenkel eingeschnitten werden. Der Nerv wurde sorgfältig präpariert und mit einem Platin-Elektrodenpaar stimuliert. Zur supra-maximalen Kontraktion wurde bipolar stimuliert (Rechteckpulse, 150 Hz Wiederholungsfrequenz, 100  $\mu$ s Impulsbreite; Physiostimulator, Hugo Sachs Elektronik, Deutschland). Um einen Einfluss der Antagonisten durch deren Kontraktion bei der Stimulation auszuschließen, wurden diese abgetrennt (näheres zum Monitoring und zur Narkotisierung in Wank et al. (2000)).



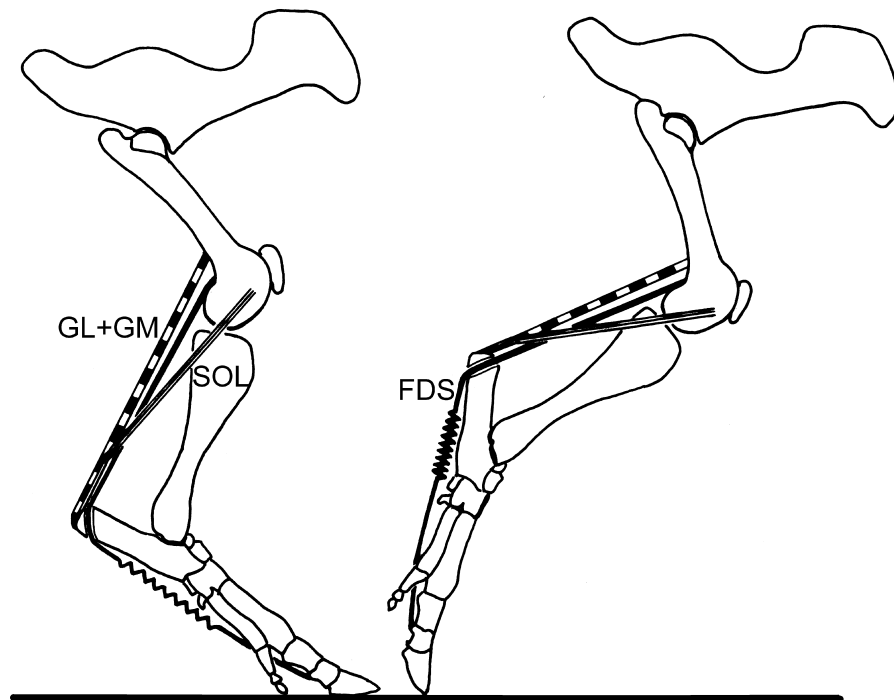


Abbildung 3.5: Die anatomische Muskelstruktur eines Ferkels. Dargestellt sind M. gastrocnemius medialis (GM), M. gastrocnemius lateralis (GL), M. soleus (SOL) und M. flexor digitorum superficialis (FDS). Diese vier Muskeln wurden analysiert (Fig. 3.3.1). Ihre anatomischen Parameter sind in der Tabelle B.1 aufgelistet. Die Parameter des Modell MTC (Abb. 3.1), die den experimentellen Aufbau widerspiegeln sind in der Tabelle B.2 dargestellt (nach Wank (2000)).

### 3.3.2 Messprotokoll

Zuerst wurde eine Serie isometrischer Kraftmessungen mit 2 s Stimulationsdauer und 2 min Ruhepause bei unterschiedlicher Muskellänge durchgeführt. Basierend auf diesen Daten wurde die typische Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes  $l_0$  der Plantarflexoren abgeschätzt. Dabei ist  $l_0$  für die Validierung des Muskelmodells (siehe Kapitel 3.4, 3.4.4, 3.6.1) von großer Bedeutung. Nach der Serie isometrischer Kontraktionen sind konzentrische Kontraktionen analysiert worden, wobei aus der Ruhe, also ohne Belastung, gestartet wurde. Zuerst wurde die Anfangslänge des Muskels eingestellt, die der Muskeldehnung bei einer Last von 100 g entsprach. Danach wurden Kontraktionen mit den Lasten 100 g, 200 g, 400 g, 600 g, 800 g, 1000 g, 1400 g und 1800 g zweifach pro Last aufgezeichnet (1 s Stimulationsdauer, 2 min Ruhephase). Genauso sind auch die quick-release Kontraktionen untersucht worden. Im Gegensatz zum konzentrischen Prozedere war die Stimulationsdauer beim quick-release Experiment 1.5 s (1.0 s isometrische Vorkontraktion und 0.5 s Kontraktion nach dem

Lösen). Um Ermüdungseffekte auszuschließen, wurde nach jeder konzentrischen und quick-release Serie eine isometrische Kontraktion bei der typischen Muskel-Sehnen-Komplex Länge  $l_0$  durchgeführt. Die maximale isometrische Kraft lag dabei immer noch bei über 95% des Ausgangswerts der ersten Serie.

### 3.4 Muskelparameter: Validität des Modells

Das Ergebnis der Simulation (Kap. 3.2) sind die gefundenen Muskelparameter eines allgemeinen Muskel-Sehnen-Komplexes validiert an einem Schweinemuskel. Dieses Ergebnis wurde erzielt, indem eine Anpassung der Simulationskurven an eine Kurvenschar von 23 Muskelausgabe-Beziehungen (Kraft-Zeit, Kraft-Geschwindigkeit, Geschwindigkeit-Zeit) vorgenommen wurde. Dabei mussten ungefähr 20 Parameter und 23 Anfangsbedingungen gleichzeitig variiert werden, um die zugehörige Messkurve reproduzieren zu können. Dieses Problem wurde durch das *Versuch und Irrtum* – Verfahren gelöst.

Zur Bestimmung der Muskelparameter wurde eine festgelegte Reihenfolge eingehalten, um aus Anfangs- und Näherungswerten iterativ zur Lösung zu kommen. Zuerst wurde der Längenparameter  $l_{CE,opt}$  unter der Annahme, dass die Faserwinkel kleiner als  $20^\circ$  sind, mit der Muskelfaserlänge gleichgesetzt (Tab. B.1). Die Ruhelänge des seriell-elastischen Elements  $l_{SEE,0}$  ist die Differenz der anatomischen Länge des MTC (ca.  $0.06\text{ m}$ ) und  $l_{CE,opt}$ . Die maximale isometrische Kraft  $F_{max}$  wurde aus den isometrischen Kontraktionen extrahiert. Diese Parameter repräsentieren die grundlegende Physiologie der vier im Experiment analysierten Muskeln (Kapitel 3.3).

Die Identifikation der anderen Parameter (Tab. B.2) wird im folgenden Kapitel (Kap. 3.4) beschrieben. Auf der Grundlage des resultierenden validierten Muskelmodells werden im Kapitel 3.5 generelle Konsequenzen für die Muskelmodellierung abgeleitet und es wird versucht die Vorhersage interner Muskeleigenschaften durchzuführen.

Im folgenden Abschnitt wird der Vergleich zwischen der Simulation und dem Experiment angestellt. Dabei werden chronologisch die Hauptschritte während des Prozesses der Parameteridentifikation für die drei konzentrischen Kontraktionsmodi des kontraktiven Elements besprochen.

Zunächst aber noch eine Überlegung zu den Längenangaben: Im Experiment ist die typische Anfangslänge des MTC  $l_0$  für die quick-release und die konzentrischen Kontraktionen dort, wo der passive Muskel ungefähr  $1/30$  der maximalen isometrischen Kraft als Widerstand bietet. In den Versuchen am realen MTC zeigt sich die maximale isometrische Kraft im Bereich  $l_0$ , d.h. im Modell bei ungefähr  $l_{SEE,0} + l_{CE,opt}$ . Um möglichst konsistent, sowohl bei der anatomischen Länge des MTC  $l_0$  als auch bei den experimentellen Ergebnissen aller drei Kontraktionsmodi zu sein, wird für das Modell schließlich  $l_{m,0} = 0.0615\text{ m} \approx l_0$  benutzt.

#### 3.4.1 Quick-release Kontraktion

Bei der quick-release Kontraktion wird die gesamte Muskelkontraktion durch die Steifigkeit des SEE in der Nähe des Arbeitspunktes der maximalen isometrischen

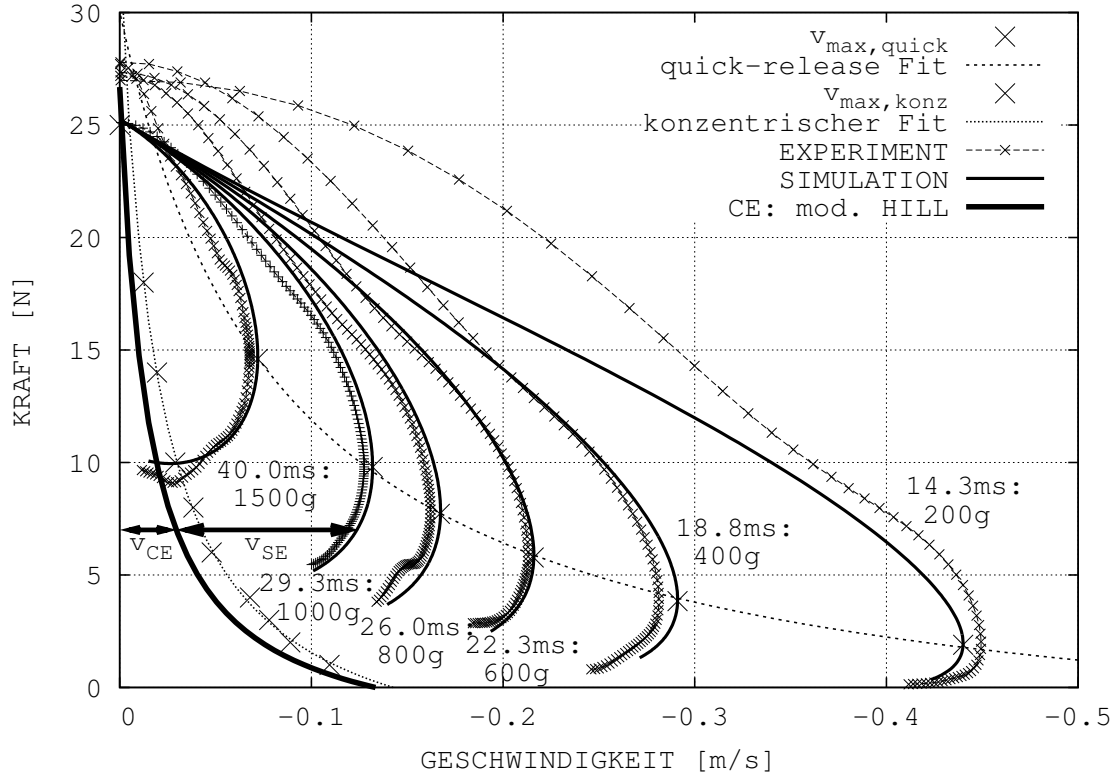


Abbildung 3.6: Der MTC kontrahiert entlang der kraftabhängigen Kraft-Geschwindigkeit-Relation startend bei Geschwindigkeit  $v = 0$ . Dargestellt sind: (i) Die gemessenen Kraft-Geschwindigkeit-Relationen des MTC (Linien mit Kreuzen) für verschiedene Lasten (in  $g$ ; zusätzlich die seit dem Lösen verstrichene Zeit in  $ms$ ), (ii) die zugehörigen Simulationsergebnisse (dünne durchgezogene Linien), (iii) die konzentrische Kraft-Geschwindigkeit-Relation des Modell CE für  $q = 1$  und  $l_{CE} = \frac{2}{3}l_{CE,opt}$  (dicke durchgezogene Linie), (iv) zwei Pfeile, die den Anteil der Kontraktionsgeschwindigkeit des CE ( $v_{CE}$ ) und des SE ( $v_{SE}$ ) beispielhaft zu einem Zeitpunkt zeigen (1000  $g$  Last  $\approx 20 ms$  nach Lösen, der MTC produziert  $\approx 7 N$  Kraft bei einer Kontraktionsgeschwindigkeit von  $\approx 0.12 m/s$ ), und die Ergebnisse zweier im Folgenden beschriebenen Parameternäherungen. Die Hill-Parameter genähert durch die Punkte der maximal gemessenen Kontraktionsgeschwindigkeit (obere gepunktete Linie durch die großen Kreuze) sind  $F_{max} = 30.0 N$ ,  $A_{rel} = 0.125$ ,  $B_{rel} = 5.75 \frac{1}{s}$  (d.h.  $v_{max} = 0.690 m/s$ ). Zum Vergleich wurden die maximalen Kontraktionsgeschwindigkeiten des MTC während konzentrischer Kontraktionen gezeichnet (siehe Abb. 3.7) (untere gepunktete Linie durch die großen Kreuze). Die dazu gehörigen angepassten Hillparameter sind  $F_{max} = 32.9 N$ ,  $A_{rel} = 0.131$ ,  $B_{rel} = 1.25 \frac{1}{s}$  (d.h.  $v_{max} = 0.143 m/s$ ). Alle Simulationen (Lösen bei  $l_{m,0} \approx l_0$  bei einem voll aktivierten CE bei  $l_{CE} \approx \frac{2}{3}l_{CE,opt}$ ; vergleiche Abb. 3.9) starteten bei einer Kraft von  $\approx 25 N$  passend zu der gemessenen 1000  $g$  Kurve (fast perfekte Übereinstimmung der Simulation mit dem Experiment). Eine mögliche Beschreibung des nicht-systematischen Phänomens der Anfangswerte im Experiment wird in Kapitel 3.4.1 gegeben.

Kraft  $F_{max}$  dominiert. Unter der Voraussetzung realistischer Startwerte für die Hill-Parameter (z.B.  $A_{rel} = 0.2$ ,  $B_{rel} = 2.0 \frac{1}{s}$ ) aus der Literatur erhält man eine Steifigkeit von  $K_{SEE,l}(F_{SEE} \approx F_{max}) = 12kN/m$  (Tab. B.2). Die Abbildung 3.6 zeigt die Kraft-Geschwindigkeit-Relation der Kontraktion für verschiedene Lasten. Die experimentellen (gekreuzte Linien) und die simulierten (durchgezogene Linien) Ergebnisse sind zum Vergleich gegeneinander eingezeichnet. Diese Darstellung wird im Folgenden auch für den isometrischen und konzentrischen Kontraktionsmodus beibehalten. In der Abbildung 3.6 sind die Experimentkurven knapp über den Zeitpunkt der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit hinaus gezeichnet, wobei die seit dem Lösen von  $T_{Start}$  verstrichene Zeit vermerkt ist, mit den Simulationskurven wurde genauso verfahren. Der Anteil der SEE-Kontraktion an der Gesamtmuskelgeschwindigkeit kann direkt aus der Abbildung 3.6 extrahiert werden, indem man ein bestimmtes Kraftniveau wählt, z.B. bei  $7 N$  (Pfeil). Die dazugehörige SEE Geschwindigkeit ( $v_{SE}$ ) ist dann direkt sichtbar und zwar als die Differenz zwischen der dargestellten Gesamtmuskelgeschwindigkeit und der CE-Geschwindigkeit ( $v_{CE}$ ), die für den Ausgangszustand der quick-release Kontraktion gezeichnet ist ( $q = 1$ ,  $l_{CE} \approx \frac{2}{3} l_{CE,opt}$ ).

Die somit ermittelte Steifigkeit ist wenig sensitiv auf die Variation der Hill-Parameter in den aus der Literatur bekannten Bereichen. Die konzentrische Kontraktion dagegen ist deutlich sensitiver auf  $A_{rel,0}$  und  $B_{rel,0}$  als auf die SEE-Steifigkeit. Diese Parameter sind deshalb aus der Anpassung der konzentrischen Kontraktionssimulation an die experimentellen Daten extrahiert worden und werden im nächsten Abschnitt präsentiert. Wenige Iterationsschritte in der Simulation-Experiment-Anpassung sind notwendig, um einen konsistenten Satz  $A_{rel,0}$ ,  $B_{rel,0}$  und  $K_{SEE,l}(F_{SEE} \approx F_{max})$  zu identifizieren. Das vorgestellte Modell enthält keine Repräsentation möglicher zeitlicher Vorinformation (*engl.: history effects*) der Messung in den passiven Strukturen (PE, SE) zum Zeitpunkt  $t = T_{start}$ , die sehr wahrscheinlich für die Präparation des  $1000 g$  - Muskels auch nicht vorhanden waren und deshalb den Unterschied erklären. Deshalb wurde die Anfangsmuskellänge  $l_m = 0.0603 m$  so gewählt, dass sie mit dem  $1000 g$ - Experiment übereinstimmte, da dort der geringste Einfluss eines Präparationseffektes vermutet wurde und deshalb die beste Übereinstimmung zwischen Simulation und Experiment zeigen musste.

### 3.4.2 Konzentrische Kontraktion

Die Abbildung 3.7 zeigt den Geschwindigkeit-Zeit-Zusammenhang verschiedener Lastmassen für exakt den gleichen MTC, wie er auch im quick-release Kontraktionsmodus im vorigen Kapitel (Kap. 3.4.1) analysiert wurde. Als Optimierungskriterium des *Versuch und Irrtum*-Verfahrens wurde die Amplitude, das Zeitverhalten der Maxima

und die Frequenzen der zugrunde liegenden Schwingungen benutzt. Die Anfangsbedingungen wurden zu  $l_m \approx 0.97 l_{m,0} = 0.0597 m$  und  $l_{CE} \approx 0.93 l_{CE,opt} = 0.0140 m$  gewählt. Die Last begann sich zu bewegen, sobald die Muskelkraft die Gravitation überwunden hatte. In der Simulation passierte dies bei einem Aktivierungsniveau von  $q \approx 0.5$  für  $100 g$  und  $q \approx 0.99$  für  $1800 g$ . Die maximalen MTC Geschwindigkeiten bei z.B. der geringsten analysierten Lastmasse ( $100 g$ ) ist  $0.11 m/s$ , welche ungefähr um 25% niedriger lag als die maximale CE Geschwindigkeit  $v_{max,0}$  (Tab. B.2). Im dargestellten Zeitintervall von  $160 ms$  verkürzt das CE intern auf  $l_{CE} \approx 1/3 l_{CE,opt}$  ( $100g$ :  $\Delta l_{CE} = 0.0087 m$ ) und  $l_{CE} \approx 2/3 l_{CE,opt}$  ( $1800g$ :  $\Delta l_{CE} = 0.0041 m$ ). Wo hingegen extern der MTC bei  $100 g$  um ein 10faches kürzer wird als bei  $1000 g$  ( $\Delta l_{m,100} = 0.0082 m, \Delta l_{m,1000} = 0.0008 m$ ). Die CE Kontraktionskinematik muss hierbei sehr genau die reale Muskelfaserkinematik reproduzieren, da eine realistische SEE Steifigkeit im Modell gegeben wurde und sowohl die Modell MTC Kinematik mit der realen MTC Kinematik übereinstimmt als auch die Modell MTC Länge der realen MTC Länge gleicht.

Sowohl bei den Experiment- als auch bei den Simulationskurven zeigt sich eine gedämpfte Schwingungsstruktur mit den zugrunde liegenden Schwingungsmodi, die von der Last abhängig sind. Dies wird im nächsten Kapitel deutlich (Kap. 3.5.3), wenn die SEE Dämpfung vernachlässigt wird. Die Grundschnwingungen reichen von  $19.0 Hz$  ( $100 g$ ) bis  $10.9 Hz$  ( $1800 g$ ) und werden durch die Simulation sehr gut vorhergesagt. Das durchschnittliche Kraftniveau während der Kontraktion korrespondiert mit der externen Last und bestimmt über die Nichtlinearität der SEE Charakteristik die zugehörige lastabhängige Steifigkeit des MTC. Sowohl die Literatur als auch die Analyse der isometrischen Kontraktionen (vergleiche nächstes Kapitel 3.4.3) sprechen für eine Nichtlinearität dieser Art. Im vorliegenden Fall ist die SEE Steifigkeit zwischen  $1.5 kN/m$  ( $100 g$ ) und  $9 kN/m$  ( $1800 g$ ). Die gemessenen und vorhergesagten Frequenzen der Grundschnwingungen entsprechen sehr gut den Eigenschwingungen eines linearen Feder-Masse-Systems, zusammengesetzt aus der Lastmasse und einer SEE Feder, in der Nähe des Arbeitspunktes der typischen Last ( $100 g$ :  $19.5 Hz$ ,  $1800 g$ :  $11.2 Hz$ ). D.h. diese beobachteten Grundschnwingungen stellen die Schwingung der Last gegen den Verknüpfungspunkt zwischen SEE und CE dar. Der Verknüpfungspunkt dient hierbei als virtueller Aufhängungspunkt des Feder (SEE) - Masse (externe Last) - Systems.

Generell zeigen die experimentellen Daten eine lastabhängige Zeitverschiebung bis zum Erreichen der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit, die im vorgestellten Modell deutlich geringer ausfällt. Zusätzlich zeigt sich eine unsystematische Variabilität dieser Zeitverschiebung in den experimentellen Daten. Sowohl diese Erkenntnis als auch die Tatsache zu geringer Geschwindigkeiten im Modell bei starker Verkürzung des CE ( $t > 100 ms$ ) sind in Übereinstimmung mit den Hinweisen aus den quick-release Kontraktionen (mögliche Zeiteffekte) und deutet auf das Fehlen eines zu-

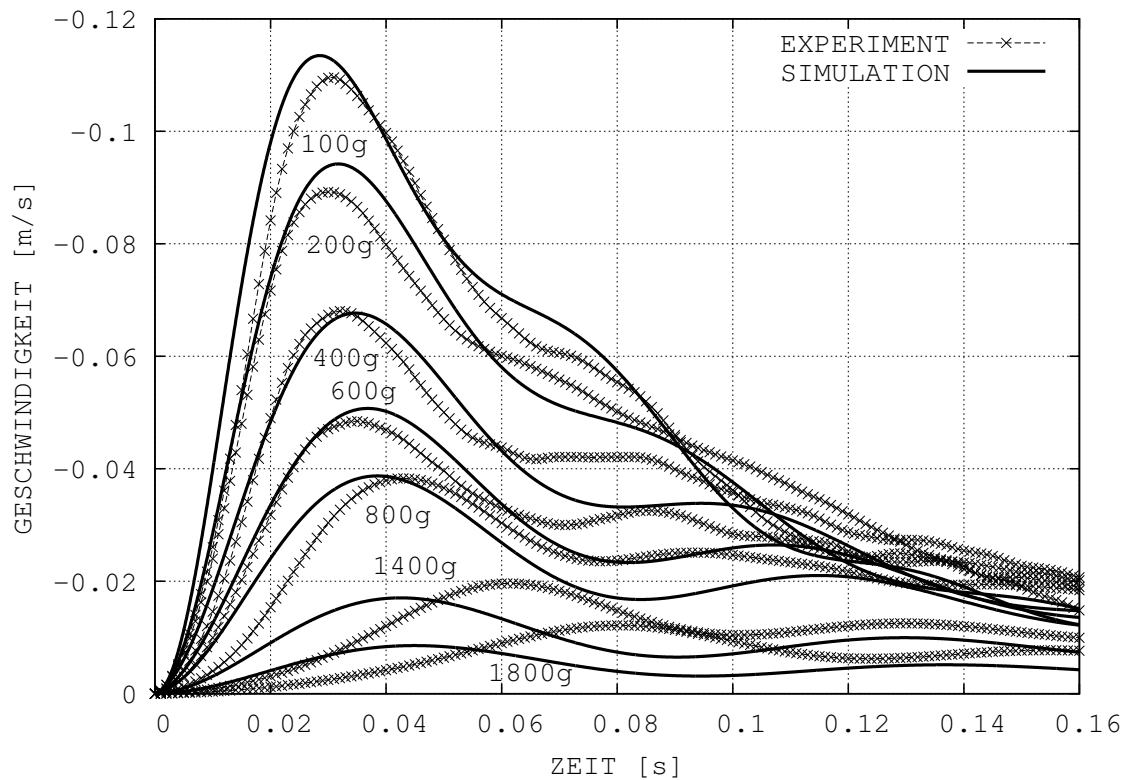


Abbildung 3.7: Konzentrischer Kontraktionsmodus. Die Kontraktionsgeschwindigkeiten des MTC im Experiment (Linien mit Kreuzen) und die dazugehörigen Simulationskurven (durchgezogene Linien) sind für verschiedene Lasten gezeichnet (in  $g$ ). Alle Kurven sind auf den Zeitpunkt verschoben, bei dem die Last den Untergrund verlässt ( $t = 0.0\text{ s}$ ), d.h. wenn die Muskelkraft die Gravitationskraft übersteigt. Zu diesem Zeitpunkt ist das CE bei  $100\text{ g}$  noch nicht voll aktiviert ( $q \approx 0.54$ ). Bei  $1800\text{ g}$  jedoch ist es fast vollständig aktiviert ( $q > 0.999$ ), obwohl in beiden Fällen volle Stimulation ( $STIM = 1$ , wie in der experimentellen Situation) vorliegt.

sätzlichen inneren dissipativen Freiheitsgrad im Muskelmodell hin. Diese möglichen Zeitcharakteristiken des realen Muskels könnten die Abhängigkeit der gemessenen Daten vom Präparationsprozess erklären.

### 3.4.3 Isometrische Kontraktion

Wie bereits beschrieben besteht die Parameterfindung für das Muskelmodell aus einem iterativen Prozess. Nachdem also in einer ersten Näherung (quick-release und konzentrische Kontraktionen) die SEE Steifigkeit bestimmt wurde, kann man durch den isometrischen Kontraktionsmodus eine erste Abschätzung der Parameter für das PEE finden und zusätzlich die aus den vorangegangenen Simulationen bestimmte nichtlineare Charakteristik des SEE festigen. Die (passiven) Muskelkräfte des nicht-aktivierten Muskels bei verschiedenen MTC Längen sind in der Abbildung 3.8 im Zeitabschnitt vor der Stimulation bei  $t = 0.0 \text{ s}$  abzulesen. Diese MTC Kraft-Längen-Relation wird durch das SEE und PEE, die seriell zueinander sind, bestimmt und zeigt einen Koeffizienten von 2.3 - 2.7. Um einerseits die Komplexität zu reduzieren und andererseits die Annahme vergleichbarer Materialeigenschaften zu berücksichtigen, wurde der Koeffizient  $\nu = 2.5$  für beide elastischen Strukturen gewählt. Außerdem bestimmt das quick-release Experiment die lineare Steifigkeit des SEE im Bereich des Arbeitspunktes der maximalen isometrischen Kraft. Ausgehend davon ist nun die Wahl des nichtlinearen Koeffizienten des SEE eingeschränkt. Hält man sich nämlich streng an die experimentell gemessenen Einspannlängen (Anfangsbedingungen der isometrischen Kontraktion), dann ist es möglich ein Verhältnis zwischen den charakteristischen Koeffizienten des SEE und des PEE für das Modell zu finden, das die passive MTC Kraft-Längen Abhängigkeit reproduziert.

Eine Feinabstimmung dieser Beziehung kann dadurch erreicht werden, dass man eine kleine Variation des SEE-PEE Koeffizienten Verhältnisses und der Ruhelänge des PEE ( $\mathcal{L}_{PEE,0}$ ) durchführt. Zusätzliche Information für die Wahl von  $\mathcal{L}_{PEE,0}$  folgte aus der Tatsache, dass der Gesamtmuskel zwar eine sehr kleine, aber schon deutliche passive Widerstandskraft bei  $0.97 \cdot l_0$  ( $0.3 \text{ N}$ , wird durch die Abbildung 3.8 nicht aufgelöst) zeigt. Außerdem gibt es Hinweise in der Literatur (Granzier und Labeit, 2006), dass im Sarkomer elastische Strukturen lokalisiert sind, die knapp oberhalb der "Plateau"-Region der Kraft-Längen-Relation passive Kräfte übernehmen. Die beste Wahl des Verhältnisses der nichtlinearen Koeffizienten des SEE-PEE Verbunds war  $K_{PEE,nl} \approx 4 \cdot K_{SEE,nl}$  mit  $\mathcal{L}_{PEE,0} = 0.90$ . Konsistenterweise führt die angesprochene Feinabstimmung und Vorabstimmung der SEE Steifigkeit  $K_{SEE,nl}$  zu einer simulierten konzentrischen Kontraktionsdynamik, die sehr nah an den experimentellen Ergebnisse (siehe voriges Kapitel 3.4.2) liegt, falls man realistische Startwerte für die Hill-Konstanten aus der Literatur verwendet. Nachdem die elastischen Parameter für SEE und PEE festgelegt wurden, bestimmen die maximalen



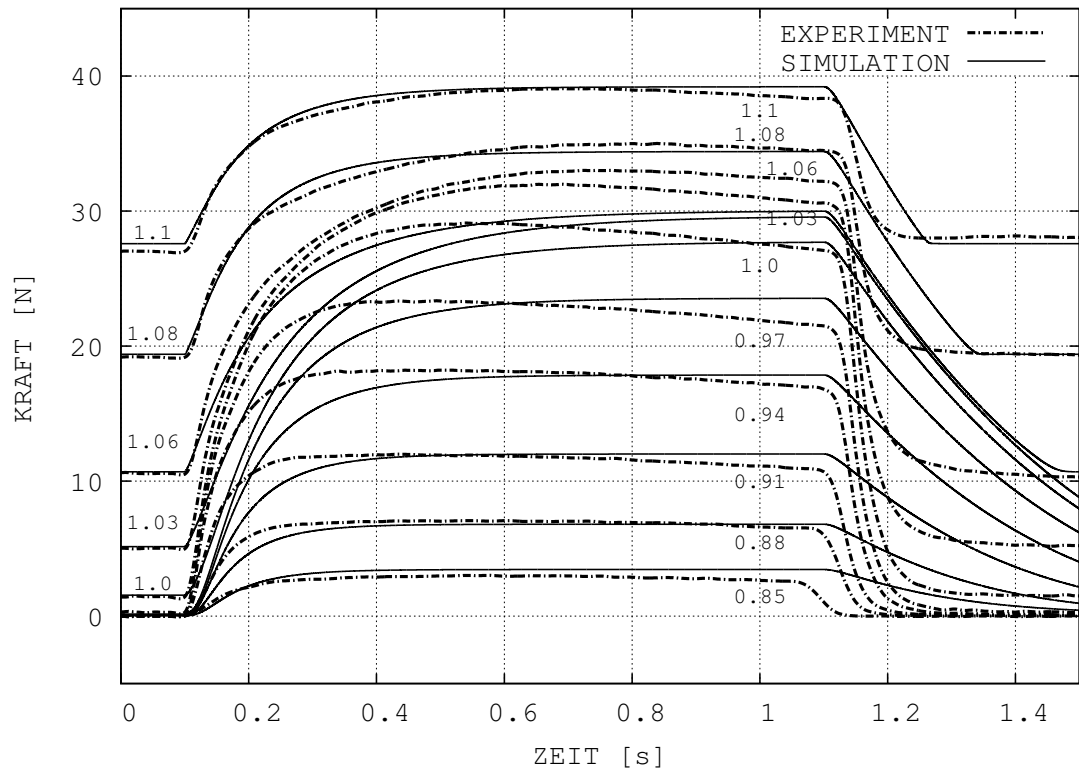


Abbildung 3.8: Isometrischer Kontraktionsmodus. Die Kraft des MTC ist für verschiedene feste MTC-Längen dargestellt ( $l_m/l_0 = l_m/l_{m,0}$  waren vorgegeben): Die experimentellen Kurven sind als Strichpunktlinien, die Simulationskurven als durchgezogene Linien dargestellt. Die volle Stimulation des zuerst passiven Muskels startet bei 0.1 s (Simulation:  $STIM = 1$ ), sie endet bei 1.1 s.

Kraftniveaus der isometrischen Kontraktion des voll stimulierten Muskels bei variierenden, aber festen Längen die vier Parameter  $\Delta W_{limb}$ ,  $\nu_{CE,limb}$ , sowohl des aufsteigenden als auch des abfallenden Astes der isometrischen Kraft-Längen-Relation des kontraktiven Elements (CE).

### 3.4.4 Muskellänge und Längenabhängigkeit der isometrischen Kraft

Die Länge des Modell MTC wurde gleich der Länge des realen MTC Länge gesetzt. Man findet dann  $l_{m,0} - 0.85 l_{m,0} \approx l_{CE,opt} - l_{CE}(0.85 l_{m,0}) \approx 0.0105 m \approx 0.3 l_{CE,opt}$  als maximale Verkürzung des CE im isometrischen Kontraktionsmodus. Dabei sollte beachtet werden, dass im voll stimulierten Muskel die zugehörige stationäre Länge

$l_{CE}(l_{m,0})$  deutlich niedriger als  $l_{CE,opt}$  (ca. 30% kürzer, Abb. 3.9) ist. Was mit der Steifigkeit der SEE Längung bei ungefähr 5 mm zusammenhängt, wenn bei vordefinierter MTC Länge  $l_{m,0}$  mit der passiven Kraft von 1.5 N bis fast  $F_{max}$  belastet wird. Es stellt sich heraus, dass die MTC Länge, bei der der voll stimulierte Muskel die maximale isometrische Kraft (d.h. bei  $l_{CE} = l_{CE,opt}$ ) produziert, bei 1.07 - 1.08  $l_{m,0}$  liegt. Für die Länge  $l_m = 1.1 l_{m,0}$  stellt sich die Länge des voll stimulierten CE nur knapp oberhalb (1 mm) der optimalen CE Länge bei  $l_{CE} \approx 1.07 l_{CE,opt}$  ein. Deshalb resultiert diese Analyse in einer stark asymmetrischen isometrischen Kraft-Längen-Relation des CE mit einem flachen Plateau (Breite (oberhalb 99%  $F_{max}$ )  $\approx 0.15 l_{CE,opt} = 0.00225 m$ , Abb. 3.3)).

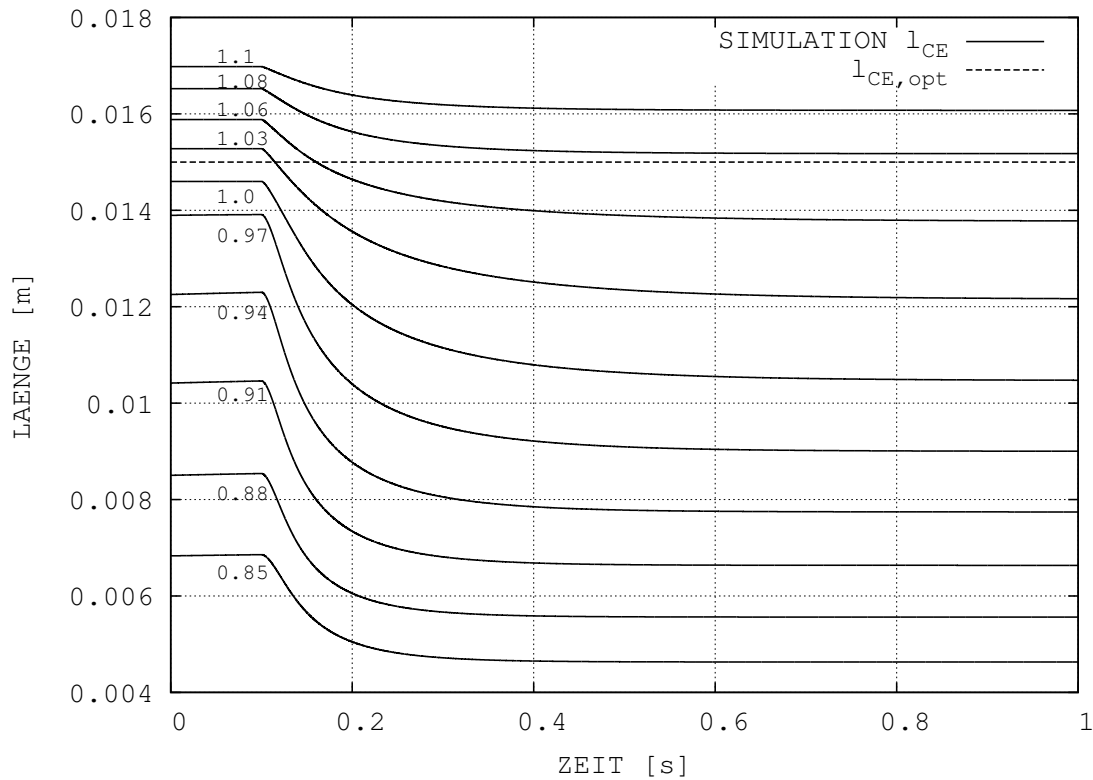


Abbildung 3.9: CE-Längen bei isometrischen Kontraktionen. Die CE-Längen der Simulationen in Abb. 3.8 ( $STIM = 0$ ,  $q = q_0$  für  $t < 0.1 s$ ,  $STIM = 1$  für  $t \geq 0.1 s$ ) sind für ein festes Verhältnis  $l_m/l_{m,0}$  dargestellt (durchgezogene Linien). Die optimale CE-Länge  $l_{CE,opt}$  ist zum Vergleich eingezeichnet (gestrichelte Linie).

### 3.4.5 Die "Hill-Parameter" $A_{rel}$ und $B_{rel}$

Das Verhältnis der "Hill-Parameter"  $A_{rel}$  und  $B_{rel}$  bestimmt die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit  $v_{max}$  (Gl. 3.7), die Größenordnung von  $A_{rel}$  respektive  $B_{rel}$  bestimmt die Krümmung der CE Kraft-Längen Hyperbel (Hill, 1938). Die offensichtlich langsam ansteigende Kraft des voll aktivierten Modellmuskels während isometrischer Kontraktionen bei MTC Längen zwischen  $l_m = 0.88 \dots 1.06 l_{m,0}$  (Abb. 3.8) rührt von der Krümmung, die aus der Analyse der konzentrischen Kontraktionen (Tab. B.2) hervorgeht. Vervierfachen von  $A_{rel}$  und  $B_{rel}$  bedeutet die Krümmung auf Werte zu reduzieren, wie sie für Simulation menschlicher Sprungbewegungen verwendet wurden (van Soest und Bobbert, 1993). Durch diese Veränderung der Parameter werden die Anstiegszeiten der Muskelkraft im Modell bei isometrischen Kontraktionen auch erhöht. Wie in der Abbildung 3.10 dargestellt ist diese Krümmung jedoch nur für MTC Längen passend, die kleiner als  $l_m = l_{m,0}$  sind. Daraus folgt, dass das Muskelmodell nicht alle Abhängigkeiten der Hill-Parameter von internen Zuständen abbildet, trotz der Implementierung gut etablierter Abhängigkeiten (van Soest und Bobbert, 1993)  $A_{rel}(l_{CE}, q)$  und  $B_{rel}(l_{CE}, q)$ . Das gilt genauso für die veränderten Funktionen  $F_{isom}(l_{CE})$  und  $B_{rel}(q)$ . Zusätzlich sind mögliche Zeiteffekte in den experimentellen Kurven der isometrischen Kontraktion sichtbar (nicht-stationäre Kraft-plateaus), wie in den quick-release und in den konzentrischen Kontraktionen. Außerdem ist der Einfluss der Krümmung der CE Kraft-Geschwindigkeit-Hyperbel auf die Anstiegszeiten der isometrischen Kontraktionen mindestens genauso signifikant wie die Zeitkonstante der Aktivierungsdynamik  $M_{act}$ . Die extrahierte Charakteristik von SEE, PEE und  $F_{isom}(l_{CE})$  bleibt gleich, unabhängig vom Einfluss der CE Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung auf die interne Dynamik während isometrischer Kontraktionen.

Die Einführung von  $B_{rel}(q)$  wie in der Gleichung 3.11 beschrieben - anstatt van Soest und Bobbert (1993) (Gl. 3.10) - wird allerdings nur dann wichtig, wenn die Bewegung niedrige Aktivierungsniveaus verlangt. Innerhalb dieser Studie tauchten solche Muskelzustände nur vorübergehend in der frühen Phase der isometrischen Kontraktion auf.

## 3.5 Aussagen und Vorhersagen: Modellkonsequenzen

### 3.5.1 Exzentrische Kontraktion

Die Schaubilder 3.8 und 3.10 zeigen, dass nach Abschalten der Stimulation eine exzentrische Kontraktion des Muskels bei  $t > 2s$  gefordert wird (wenn zusätzlich

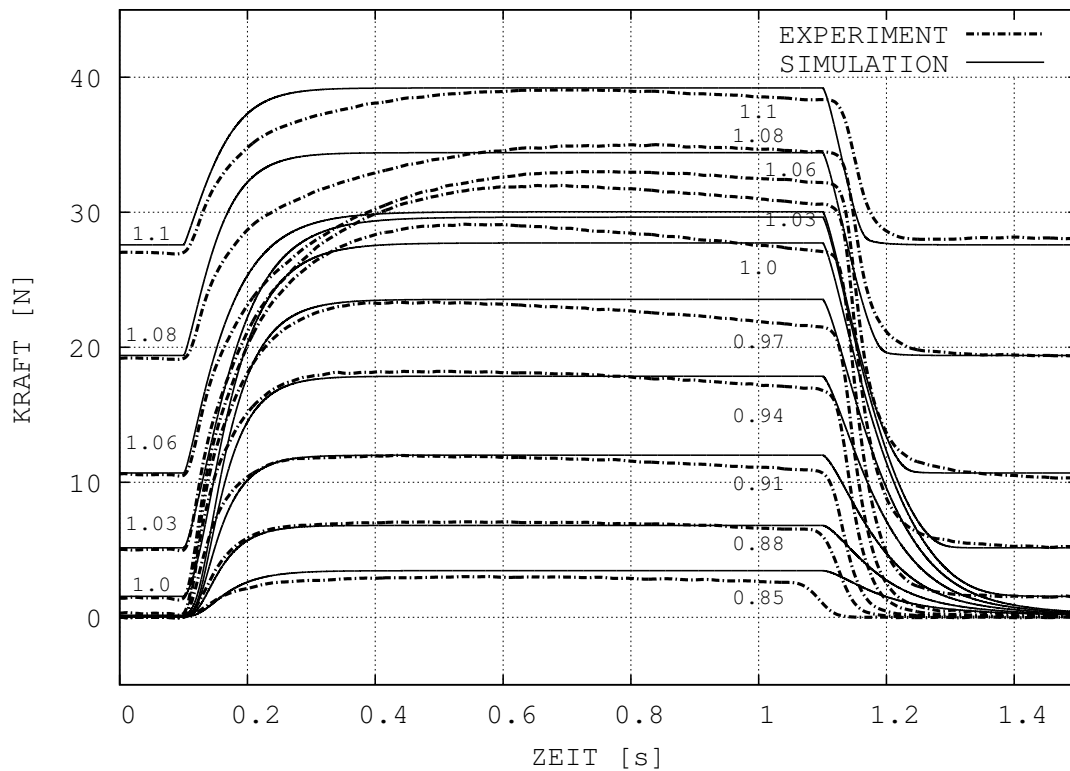


Abbildung 3.10: Isometrischer Kontraktionsmodus mit veränderten Hill-Parametern. Die Kraft des MTC ist für verschiedene feste MTC-Längen dargestellt. Die Experimentkurven sind identisch mit denen von Abb. 3.8. Im Gegensatz dazu sind alle Simulationen mit einer reduzierten Krümmung der Kraft-Geschwindigkeit-Relation des Modell-MTC gezeichnet (aber mit gleichem  $v_{max}$ ). Im dargestellten Fall:  $A_{rel,0} = 0.4$ ,  $B_{rel,0} = 4.0 \frac{1}{s}$  anstatt  $A_{rel,0} = 0.1$ ,  $B_{rel,0} = 1.0 \frac{1}{s}$  wie es für die anderen Simulationen dieser Untersuchung verwendet wurde (Tab. B.2, dargestellt in den Abbildungen 3.6 - 3.9 und 3.12).

eine Last am Muskel hängt). Die beobachteten Abfallzeiten der Stimulation, die das Modell vorhersagt, sind generell zu hoch und steigen auch noch bei kürzeren MTC Längen. Obwohl dies nicht das Ziel dieser Untersuchung war erreicht das Muskelmodell durch Extrapolation der originär konzentrischen Modellformulierung auch einige Lösungen im exzentrischen Bereich. Es ist jedoch nicht überraschend, dass diese Extrapolation die physiologische Charakteristik nur annähernd wiedergibt, da wir unterschiedliche Prozesse hinter der konzentrischen und exzentrischen Kontraktionsdynamik erwarten.

### 3.5.2 Die Kraft-Längen-Relation

Die makroskopische isometrische Kraft-Längen-Relation enthält nicht nur die Kraft-Längen-Relation eines einzelnen Sarkomers sondern auch den Fiederungswinkel ( $< 20^\circ$ ,  $\cos 20^\circ \approx 0.94$ ) innerhalb des Muskelbauchs und die inhomogene Verteilung einer Vielzahl von Muskelfasern. Die Einführung eines makroskopischen CE in das Muskelmodell trägt der Zusammenführung dieser Eigenschaften Rechnung. Die elastischen Komponenten (SEE, PEE) sind genauso makroskopische Repräsentanten mikroskopischer Eigenschaften und Strukturen, z.B. enthält das modellierte SEE alle passiven elastischen Unterstrukturen wie z.B. Aponeurose, Muskelfaszie, Sehne und (möglicherweise aktivierungsabhängige) Titinmoleküle. Die elastischen Eigenschaften sind jedoch direkter von der Analyse der Experimente ableitbar. Die makroskopische isometrische Kraft-Längen-Relation ( $F_{isom}$ , Abb. 3.3) geht eher indirekt aus dem gesamten Validierungsprozess des komplexen Muskelmodells hervor und ist sehr stark von den elastischen Eigenschaften abhängig.  $F_{isom}(l_{CE})$  stellt sich mit einer Asymmetrie dar, die im Gegensatz zu der des einzelnen Sarkomers steht: der aufsteigende Ast ist breiter und weniger geneigt als der abfallende Ast (Kapitel 3.4.4). Die Kraft-Längen-Relation des (Schweine-)Muskels hat ein wesentlich breiteres Plateau als das durch den ursprünglichen Modellansatz vorhergesagte (Abb. 3.3, Hatze (1977, 1981); van Soest und Bobbert (1993)).

### 3.5.3 Dämpfung

Die Abbildung 3.11 zeigt wiederum den 100 g Fall aus der Abbildung 3.7 (Experiment und Simulation), aber diesmal bei variierenden Dämpfungselementen im Modell MTC. Die Simulationsergebnisse des Modells, das die Hill'sche CE Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung und zusätzlich eine kraftabhängige, serielle Dämpfung (Abb. 3.7) beinhaltet, wird mit drei anderen Fällen verglichen (Abb. 3.1):

- ◇ Vernachlässigung jeglicher zusätzlicher Dämpfung

- ◇ konstante parallele Dämpfung (als Teil von PE)
- ◇ externe Dämpfung proportional zu  $\dot{l}_m$

Bei der Vernachlässigung zusätzlicher Dämpfung werden die Grundschrwingungen, die durch die Kopplung von SEE und der Lastmasse entstehen (vergleiche Kapitel 3.4.2), aufgedeckt. Das Hinzufügen eines konstanten parallelen Dämpfungselements verstärkt diese Schwingung. Dies betont nochmals die Aussage von Kapitel

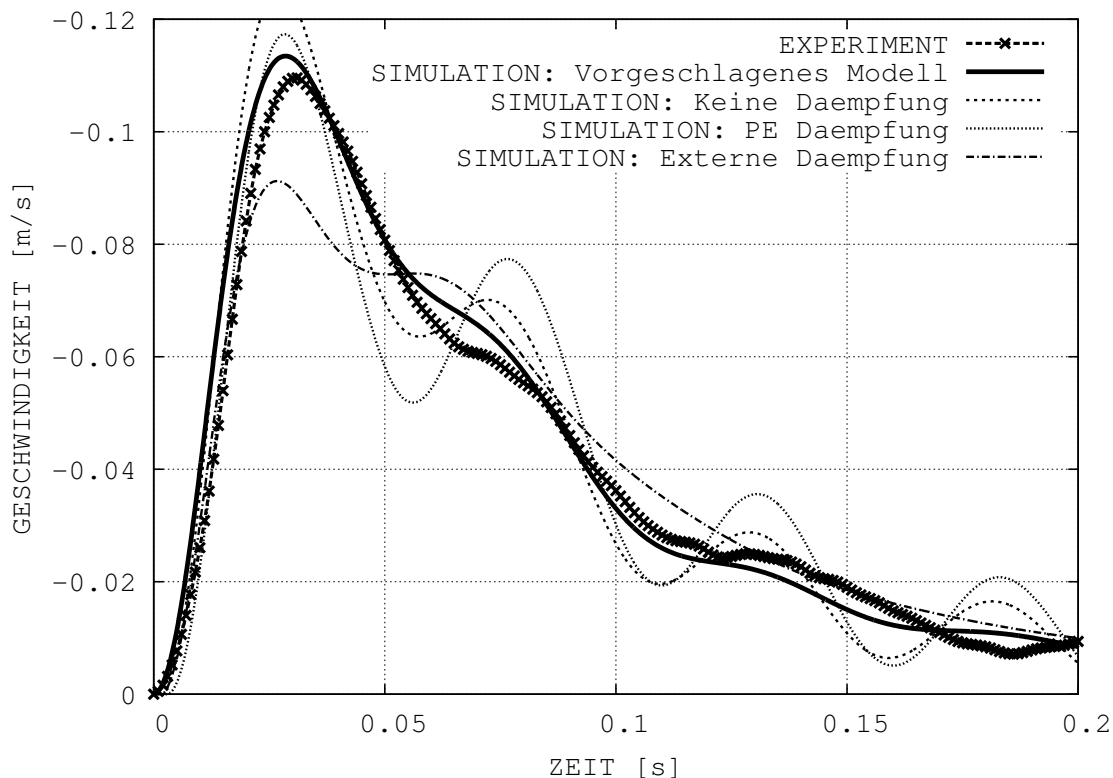


Abbildung 3.11: Konzentrische Kontraktion mit verschiedenen Dämpfungselementen. Zur Veranschaulichung wurde der 100 g Fall aus der Abbildung 3.7 gewählt und gezeichnet (Experiment: Linie mit Kreuzen; Simulation mit der kraftabhängigen, seriellen Dämpfung wie in Kapitel 3.2.6 beschrieben mit  $d_{SE,max} = 60 \text{ Ns/m}$  und  $F_{CE}/F_{max} \approx 1/30$ : dicke durchgezogene Linie). Zusätzlich sind die Simulationsergebnisse für drei weitere Fälle zum Vergleich gezeichnet: (i) ohne weitere interne (serielle oder parallele) Dämpfung (gestrichelte Linie), (ii) parallele Dämpfung anstatt serieller Dämpfung (siehe Kap. 3.2.4:  $d_{PE} = 6 \text{ Ns/m}$ ) (gepunktete Linie), und (iii) ohne zusätzliche interne Dämpfung aber mit einer externen Dämpfung ( $d_{ext} = 6 \text{ Ns/m}$ ) in Abhängigkeit von der MTC-Geschwindigkeit (Strichpunktlinie).

3.4.2, dass das Vorhandensein eines viskosen Elements in Serie zum SEE den Verbindungspunkt zwischen CE und SEE zu einem quasi-festen Aufhängungspunkt für

das SEE-Masse-System macht. Die PE Dämpfung erhöht dabei einfach die schon im Hill-Element (CE) vorhandene Viskosität. Als Gedankenexperiment formuliert: Eine unendliche Viskosität wäre gleichbedeutend mit einer idealen, starren Aufhängung, die eine maximale Verstärkung der Eigenschwingung des SEE-Last-Systems zeigen würde. Der dissipative Charakter des CE ist jedoch für einen Hill'schen Muskel typisch. Somit verbleibt als einzige Strategie innerhalb der Elementstruktur des Muskelmodells wie es vorgestellt wurde (Abb. 3.1) nur die Einführung von Dämpfung direkt in das SEE-Masse-System (d.h. parallel zu SEE). Die Verwendung einer linearen seriellen Dämpfung mit einem konstanten lastunabhängigen Dämpfungskoeffizienten, der für die höchste analysierte Last (1800 g) passend ist, führt zu einer eindeutigen Überdämpfung der konzentrischen Kontraktionsdynamik der niedrigsten Last (100 g, Abb. 3.11). Durch diese Untersuchung wurde herausgefunden, dass ein von der CE Kraft ( $F_{CE}$ ) abhängiger serieller Dämpfungskoeffizient in der Lage ist, die Eigenschwingungen des SEE- Masse - Systems der gesamten Spanne analysierter Lasten (100 g . . . 1800 g, Abb. 3.11) adäquat zu unterdrücken. Auf eine über den gesamten MTC verteilte Dämpfung deutet auch die Physiologie hin, denn sowohl die Sehne als auch die Muskelfasern enthalten biologische Dämpfungsmechanismen. Die Einführung externer Dämpfung hingegen, erlaubt es nicht einmal die Kontraktionsdynamik einer einzigen Last in den ersten 0.2 s zu reproduzieren.

## 3.6 Diskussion

Die in diesem Kapitel (Kap. 3) vorgestellte Untersuchung ergab zwei Hauptergebnisse. Erstens findet man, dass bei der Verwendung von Hill'schen Muskelmodellen in der Computersimulation zusätzliche delokalisierte Dämpfung notwendig ist, um die SEE-Last-Eigenschwingungen zu unterdrücken (Abb. 3.1). Zweitens ist es nicht möglich gleichzeitig, sowohl die konzentrischen Kontraktionen als auch die Kraftentwicklung bei isometrischen Kontraktionen exakt zu reproduzieren, wenn man den gleichen Satz von "Hill-Parametern"  $A_{rel}$  und  $B_{rel}$  dafür verwendet, selbst wenn wie hier vorgeschlagen eine SE-Dämpfung in das Hill'sche Muskelmodell eingeführt wird. Neben diesen Hauptaspekten werden nachfolgende Konsequenzen der festgestellten Unterschiede zwischen dem Ausgangssignal des realen im Experiment gemessenen Muskels und der Simulation mit einem Hill'schen Muskel diskutiert. Zunächst folgt aber ein Bemerkung zur Bedeutung der Wahl: Modell-MTC-Länge gleich anatomischen MTC-Länge ( $l_{m,0} = l_0$ ).

### 3.6.1 Die Bedeutung von $l_{m,0}$

Es gibt mindestens drei bedeutende Gründe dafür, die MTC Länge des Modells  $l_{m,0}$  sehr genau auf typische anatomische MTC Länge  $l_0$  (im Rahmen ihrer experimentellen Bestimmbarkeit) zu setzen.

- ◇ Erstens können durch diese Wahl alle im Experiment eingestellten Längen direkt in Zwangsbedingungen des Modells übertragen werden.
- ◇ Zweitens erhalten dadurch alle im Ergebnis enthaltenen Parameter, z.B. die nichtlineare Charakteristik von SEE und PEE, eine direkte physiologische Bedeutung. Denn die für die Simulation der MTC Kinematik notwendigen Parameter müssen in dieser Form auch in der Realität vorliegen, wenn beide Kinematiken übereinstimmen.
- ◇ Drittens erhält und behält das Muskelmodell durch diese Wahl seine Skalierbarkeit und die Möglichkeit der Portierbarkeit. Denn unter der Voraussetzung einer generellen Skalierbarkeit der Muskeldynamik mit der Muskelgeometrie, können die veränderten realen Geometrien in das skalierte Muskelmodell unter Beibehaltung seiner Funktion übertragen werden.

Aus Gründen der Konsistenz zwischen Experiment und Modell wurde die Ruhelänge des SEE ( $l_{SEE,0}$ ) so gewählt, dass sie die Differenz zwischen der Ruhelänge des Gesamtmuskels  $l_0$  in seiner anatomischen Position und der typischen Muskelfaserlänge  $l_{CE,opt}$  ergab. Wegen der bereits erwähnten Probleme die realen Längen gut



zu messen, bleibt ein kleiner Toleranzbereich (in der Größenordnung von  $mm$ ) für die Ruhelänge des Modell MTC ( $l_{m,0}$ ), um die Gleichung  $l_{m,0} \approx l_{SEE,0} + l_{CE,opt}$  zu erfüllen. Die Wahl von  $l_{m,0}$  ist allerdings wegen erster Näherung der SEE Steifigkeit aus den quick-release Kontraktionen, der relativ eindeutigen Exponenten der Steifigkeit der passiven Elementverbände (SEE und PEE in Serie,  $\nu_{SEE,PEE} = 2.5$ ) und der festgelegten MTC Längenschritte der isometrischen Kontraktion eingeschränkt. Wenn also die Kraft und wegen ihrer Parametrisierung über die SEE Länge die zugehörige Länge des SEE aus dem Experiment für die isometrischen Kontraktionen bei  $l_{m,0}$  bekannt sind, dann kann die Wahl eines längeren Gesamtmuskels (größeres  $l_{m,0}$ ) nur durch eine veränderte PEE Charakteristik kompensiert werden. Als Folge dessen ist in der abgeleiteten isometrischen Kraft-Längen-Relation ( $F_{isom}$ ) mit steigendem  $l_{m,0}$  der ansteigende Teil ( $l_{CE} < l_{CE,opt}$ ) zu Gunsten des abfallenden Teils reduziert und das ansteigende Ende, das zu sehr kleinen  $l_{CE}$  führt, wird flacher. Hierin sollte bemerkt werden, dass ein abfallendes Ende dieser Charakteristik mehr eine theoretische Bedeutung zu haben scheint, da es in einem intakten Muskel wegen der Steifigkeit des PEE funktionell nicht messbar ist. Die PEE Steifigkeit ist hoch genug, um die Belastung komplett vom CE zu übernehmen, wenn der MTC mit wenig mehr als  $0.1 l_{CE,opt}$  (ausgehend vom auf  $0.99 F_{max}$  abgefallenen, isometrischen Kraftniveau, gleichbedeutend mit dem Verlassen des Kraftplateaus) gedehnt wird. D.h. dass die Asymmetrie der identifizierten makroskopischen, isometrischen Kraft-Längen-Relation eine makroskopische Bedeutung hat und nicht die tatsächliche Kraft-Längen-Relation eines einzelnen Sarkomers wiedergibt.

### 3.6.2 Dämpfung

Die sehr stark reduzierte experimentelle Situation zur Analyse eines Muskels, der an **einem** mechanischen Freiheitsgrad (Last) arbeitet, enthüllt das grundlegende Defizit von Hill'schen Muskelmodellen: nämlich angeregte Eigenschwingungen, die bei den Simulationen konzentrischer Kontraktionen einer anfangs ruhenden Last auftauchen, wenn keine SE Dämpfung im Modell vorhanden ist. Im realen Muskel werden diese Schwingungen durch physiologische Prozesse gedämpft, d.h. die lokale Dämpfung, die lediglich in einem Teil des MTC vorhanden ist (z.B. das Hill'sche CE oder/und jegliche dazu parallele Dämpfung), reicht nicht aus, um die oszillatorische Wechselwirkung zwischen den ungedämpften Teilen des MTC und der Last zu unterdrücken. In diesem Sinne weist die Physiologie den Weg zur (auf dem MTC) delokalisierten Muskel-Sehnen-Dämpfung.

Abgesehen von der Validität des Modells ist diese delokalisierte MTC Dämpfung für die Benutzung Hill'scher Muskelmodelle bei Mehrkörpersimulationen von Muskel-Skelett-Modellen vor allem dann von großer Bedeutung, wenn das Modell Segmentmassen beinhaltet, die über mehrere Größenordnungen reichen. Eine plötzliche Frei-

gabe oder Anregung eines mechanischen Freiheitsgrades (z.B. Fersenheben beim Absprung oder Abdruck oder der Landungsimpuls auf den Fuß) kann während biomechanischen Bewegungen immer auftauchen und führt dann zu höherem Rechenaufwand oder sogar zu steifen Differenzialgleichungen (numerisch schwer bzw. nicht berechenbar).

Diese Untersuchung ergab, dass die typischen Eigenschwingungen des Schweinemuskels zwischen  $10 \dots 20 \text{ Hz}$  lagen, was sehr nah bei den Weichteiloszillationen liegt (Denoth, 1985; Gruber et al., 1998; Günther et al., 2003; Pain und Challis, 2006; Wakeling und Nigg, 2001; Wilson et al., 2001). Man könnte spekulieren, dass gerade die typisch passiven Elastizitäten innerhalb des MTC die Schwingungen dieser aufprall-induzierten Weichteilbewegungen bestimmen. Man weiß auch, dass diese Schwingungen leicht unter-kritisch gedämpft werden, was diese Studie bestätigt.

Die Elastizität ist ein fundamentales Grundprinzip für effiziente, schnelle Lokomotion (Alexander, 1988; Blickhan, 1989; Cavagna, 1970; McMahon und Cheng, 1990). Im vorliegenden Fall werden Vibrationen induziert, die als *schlecht* oder sogar *schädigend* bezeichnet werden (Alexander, 2001; Wilson et al., 2001). Alexander (2001) bezweifelt allerdings, dass der niedrige Dämpfungskoeffizient (93 % Wirkungsgrad) der Sehnen ausreicht, um diese MTC Schwingungen zu dämpfen und schließt somit die Sehne als Ort der Dämpfung aus. Obwohl er bemerkt, dass Sehnen, z.B. von Rennpferden sich während Pferderennen aufheizen (Wilson und Goodship, 1994) was auch auf Dämpfung hindeutet (Ker, 1981; Riemersma und Schamhardt, 1985). Im Gegensatz dazu stehen die hier vorgestellten Modellrechnungen. Diese Rechnungen zeigen, dass eine kleine SE Dämpfung (Dämpfungskoeffizient, wie er auch in der Literatur angegeben ist (Alexander, 2001; Ker, 1981; Krause et al., 1995; Riemersma und Schamhardt, 1985; Shadwick, 1990) (siehe Abb. 3.12), ausreicht, um die auftretenden Schwingungen zu dämpfen, vorausgesetzt die SE Dämpfung ist ungefähr gleich groß wie die CE Dämpfung. Der SE Dämpfungskoeffizient liegt im Bereich von  $1 \dots 10 \text{ Ns/m}$  (abhängig von  $q$ ,  $l_{CE}$  und  $F_{CE}$ ). Der CE Dämpfungskoeffizient ist gleichbedeutend mit der Steigung der Kraft-Geschwindigkeit-Relation (z.B.  $qF_{max}F_{isom}/v_{max} \cdot A_{rel}/(1 + A_{rel})$  bei  $v_{max}$ ). Außerdem wird in der Studie von Wilson et al. (2001) das einfachere phänomenologische Muskelmodell zur Beschreibung der Dämpfung des MTC benutzt, das eine bessere Reproduktion der Frequenzabhängigkeit der Vibrationsdämpfung als das mikroskopische Muskelfasermodell von Piazzesi und Lombardi (1995, 1996) erlaubt. Dies verweist darauf, dass delokalisierte Dämpfung vorhanden sein muss.

Physiologisch gesehen ist das große Protein *Titin* an der M-Scheibe (sie verbindet die einzelnen *Myosine* im Zentrum des Sarkomers) befestigt, führt innerhalb des dicken Filaments (*Myosin*) hindurch und überbrückt an dessen anderen Ende die Lücke zur Z-Scheibe (diese verbindet *Aktin* und schließt das Sarkomer ab). Somit repräsentiert *Titin* sowohl serielle als auch parallele Strukturen zur kontraktilen

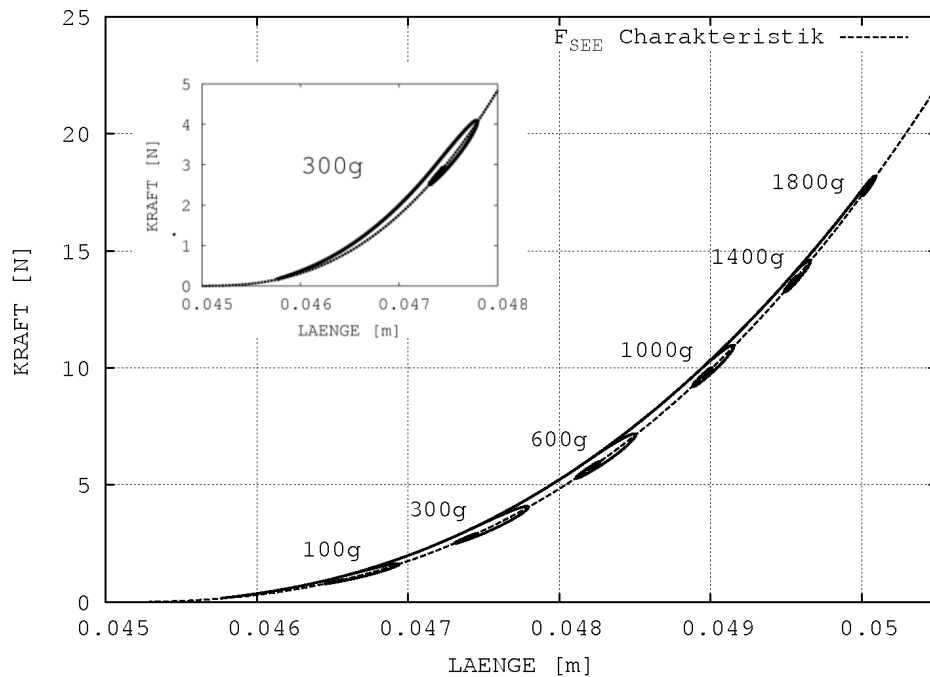


Abbildung 3.12: Simulierte (dynamische) Kraft-Längen-Relation(en) des SE bei konzentrischen Kontraktionen. Hier sind die Simulationsdaten aus der Abb. 3.7 mit einer anderen Darstellung neu gezeichnet: Die SE-Längen auf der Abszisse und die SE-Kräfte (d.h. die Summe der SEE-Kraft und der SE Dämpfungskraft, die der MTC Kraft gleicht) als Ordinate. Die Zeit läuft als Parameter entlang der dynamischen Kraft-Längen-Relation des SE (durchgezogene Linie), wobei jede davon die Kontraktionsdynamik einer spezifischen Kraft (in  $g$ ) repräsentiert. Die innere Darstellung zeigt die vergrößerte Kurve für den 300  $g$  Fall. Bei allen dargestellten Lasten weicht die Kraft-Längen-Relation des SE nur leicht von der Kraft-Längen-Relation des SEE (gestrichelte Linie) ab. D.h. die (kraftabhängige) SE-Dämpfung wie in Kapitel 3.2.6 beschrieben, liegt sehr gut innerhalb physiologisch bekannter Grenzen (vergleiche z.B. Shadwick (1990)). Die Parameter des SEE und die SE-Dämpfung sind in Tabelle B.2 zusammengefasst. Jede dynamische Kraft-Längen-Relation erreicht über gedämpfte Eigenschwingungen den Punkt an dem die SEE-Kraft im statischen Gleichgewicht mit dem Gewicht der Last ist.

Maschinerie (verbundene *Aktin-Myosin* Brückenbindungen), die durch das CE im Muskelmodell (Lan und Sun, 2005; Reconditi et al., 2004) beschrieben ist. Wenn also mindestens eine Brückenbindung in einem Sarkomer geschlossen ist, bekommen alle anderen Teile von *Aktin* und *Myosin*, außer der verbundenen Region, eine serielle Bedeutung, genauso wie die Elastizität der geschlossenen Brückenbindung selbst (Lan und Sun, 2005; Lombardi et al., 1995). In diesem Sinne stellt die *Titin*-Region, die die Lücke zwischen dickem Filament und Z-Scheibe (I-Band) schließt, ein paralleles visko-elastisches Element dar (Carrion-Vazquez et al., 1999; Marszalek et al., 1999; Minajeva et al., 2001; Telley et al., 2003; Tskhovrebova und Trinick, 2002). Unter der Berücksichtigung der hohen Rückfaltungsraten von *Titin* (bis zu 100 Hz) bei Dehnungen mit kleinen Amplituden (Carrion-Vazquez et al., 1999; Marszalek et al., 1999; Minajeva et al., 2001) könnte man spekulieren, dass die Dämpfung im Sarkomer eher durch diese parallele *Titin*-Viskoelastizität als durch die Kraft-Geschwindigkeit-Relation der kontraktile Maschine erklärt werden kann. Darüber hinaus würde eine passive, serielle Dämpfung auftreten (Lombardi et al., 2004; Tskhovrebova und Trinick, 2002), wenn der *Titin*-Bereich, der das *Myosin* tunnelt (A-Band) sich relativ zum *Myosin* bewegen und dabei mit diesem mechanisch interagieren würde.

Zusammengefasst formuliert: die über den MTC delokalisierte Dämpfung kann sowohl innerhalb des Sarkomers als auch durch die makroskopischen seriellen Elemente (Sehne und Aponeurose) repräsentiert als pures passives Phänomen gesehen werden.

### 3.6.3 Die Hill-Gleichung

Die hier vorgestellte Analyse dreier Kontraktionsmodi erlaubte erstens die Identifikation eines konsistenten Satzes von passiv-elastischer Eigenschaften eines Schweine-MTC. Das für das Experiment präparierte Schwein war einen Tag alt, d.h. im Laufe der Entwicklung ist von einer zunehmenden Verstärkung des Kollagengewebes auszugehen. Außerdem ist davon auszugehen, dass diese Veränderungen sich nur (gering) auf die Parameter und **nicht** auf die Struktur des Modells auswirken. Auf dieser Grundlage konnte man zweitens, die Krümmung der Hill-Gleichung als den entscheidenden Parameter, um die Kontraktionsdynamik des MTC allen drei externen Zwängen anzupassen, ausfindig machen (weder  $v_{max}$  noch  $F_{CE}$ ). Das wiederum bedeutet, dass die Anpassung eines einzigen Satzes von "Hill-Parametern"  $A_{rel}$  und  $B_{rel}$  schon nicht ausreicht, um alleine die drei analysierten konventionellen konzentrischen Kontraktionsmodi exakt zu beschreiben.

Trotzdem zeigt aber die vielfache Anwendung der Hill-Gleichung in der Literatur, dass man eine physiologisch valide Wahl von Hill'schen Muskelparameter für unterschiedliche Kontraktionsmodi, Muskelgruppen, interne oder externe Umgebung

(z.B. Muskelpräparation oder Muskelzustand, Temperatur, biochemischer Zustand), Population und deren Entwicklungszustand finden kann. Eine solch spezifische Parametrisierung jedoch, kann nur für Simulationen von motorischen Abläufen benutzt werden, bei denen die Bedingungen unter der die experimentelle Muskelvalidierung durchgeführt wurde, identisch sind mit den Bedingungen, der zu simulierenden Bewegung (z.B. Sprungsituationen (van Soest, 1992)). Z.B. wurde der hier vorgestellte Muskel in Modi analysiert, die typisch bei Sprungbewegungen sind (konzentrische und quick-release Kontraktion), seine Krümmung ist jedoch deutlich ausgeprägter als die der menschlichen Volleyballspieler (van Soest, 1992). Dies ist ein weiterer Hinweis auf die Abhängigkeit der Hill-Gleichung von der spezifisch experimentellen Situation, die die Skalierbarkeit eines Hill'schen Muskelmodells behindert. Die Uneindeutigkeit der Muskelparameter rührt daher, dass das Hill'sche Modell ein phänomenologisches Modell ist. Somit kann man mit dieser Untersuchung die Aussage von Epstein und Herzog (2003) unterstützen, dass das Hill'sche Modell weder eine ursächliche Erklärung der physiologischen Prozesse liefert noch für die eindeutige Vorhersage der Modell CE Dynamik dienen kann. Daraus folgt die Erkenntnis ein makroskopisches Muskel-Sehnen-Modell entwickeln zu müssen, in dem die Hill-Gleichung nicht als lokales Gesetz formuliert ist, das die Kontraktionsdynamik des CE beschreibt (Repräsentation der kontraktilen Maschine). D.h. das Zusammenspiel der passiven visko-elastischen Eigenschaften des MTC, der kontraktilen Maschine, des zugehörigen Modell Elements (CE) und die spezifische Modellierung der dynamischen Charakteristik des CE muss neu formuliert werden (Denoth et al., 2002).

### 3.6.4 Weiterentwicklung makroskopischer Muskelmodelle

Das sehr niedrig dimensionale Hill'sche Muskelmodell, das von van Soest und Bobbert (1993) formuliert wurde, zeigt auch nach der Einführung delokalisierte SE-Dämpfung immer noch Widersprüche im Ausgangssignal im Vergleich mit dem realen MTC. Um aber auf diesen Stand zu kommen, bezogen auf den Ausgangspunkt (Kap. 3.2.1), war es lediglich notwendig eine Kraftcharakteristik des Modells zu überarbeiten um das Auftreten unphysiologischer Schwingungen zu verhindern. Berücksichtigt man außerdem die überarbeitete Nichtlinearität des SEE, so wurde auch hier die gleiche Strategie der Modellverbesserung angewandt, indem man nur eine Kraftcharakteristik umformuliert, um die physiologische Validität zu erhöhen. Damit wurde eine realistische Homogenisierung der Frequenzantworten des Muskelmodell bei verschiedenen Lasten erreicht. Im Gegensatz dazu konnten die Hystereseeffekte in diesem Schritt nicht modelliert werden. Dies erfordert vielmehr die Einführung von mindestens einem zusätzlichen Freiheitsgrad im Muskelmodell. Man kann postulieren, dass es aber nicht nötig ist, die Strategie der Anwendung und Verbesserung eines makroskopischen Ansatzes in der Muskelmodellierung zu verwerfen und

stattdessen mehrdimensionale, viel-parametrische mikroskopische Muskelmodelle zu favorisieren (Meijer et al., 1998). Über die numerische Effizienz hinaus, die den mikroskopischen Modellen überlegen ist, sind makroskopische Modelle eine der drei Säulen zum Verständnis fundamentaler Prinzipien, die den dynamischen Prozessen zu Grunde liegen. Dabei bilden Messungen realer Phänomene eine Säule und die Vorhersagen von mikroskopischen Modellen eine zweite. Doch wie kann man die Selbstorganisation dieser Millionen von Sarkomere verstehen, wenn man nicht ihren makroskopischen Effekt explizit formuliert?

# Kapitel 4

## Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit “Über die Anwendung und Modifikation des Hill’schen Muskelmodells in der Biomechanik” beschäftigt sich, erstens mit der Anwendung des Hill’schen Muskelmodells bei Computersimulationen eines Mehrkörper-Muskel-Skelett-Systems (Kap. 2). Es wird beispielhaft gezeigt, welche Arbeitsschritte notwendig sind, um einen menschlichen Sprung aus der Hocke getrieben durch Muskelkräfte Hill’scher Muskeln zu simulieren und welche zusätzlichen Fragen die Computersimulation hierbei beantworten kann. Zweitens (Kap. 3), werden die in Kapitel 2 vorgestellten Arbeitsschritte angewandt, um ein valideres Computermodell des Hill’schen Muskels zu erstellen, das *ein* bekanntes Defizit (Absorption hochfrequenter Schwingungen) beseitigt. Dabei müssen Modifikationen am Standardmuskelmodell (Hill, 1938; van Soest und Bobbert, 1993) vorgenommen werden, um im Vergleich mit dem Experiment am isolierten Muskel konsistente Ergebnisse zu erzielen. Dieses Muskelmodell wurde aus mehreren Gründen noch nicht in das komplexere Menschmodell eingeführt, obwohl dessen Einbau hohe Rechenzeiten durch schwingungsbehaftete Muskel-Skelett-Modelle reduzieren würde. Erstens sind weitere Defizite (exzentrische Kontraktion, Hystereseffekte) bereits identifiziert. Zweitens würden durch das modifizierte Muskelmodell erwartungsgemäß die Kontraktionsabläufe (die in deutlich niedrigeren Frequenzbereichen stattfinden) nicht so modifiziert, dass die Muskelkraftverläufe bei den simulierten submaximalen Sprüngen entscheidend beeinflusst würden.

In dieser Arbeit wird der vorwärts-dynamische Ansatz zur Computersimulation gewählt. Die Stärke dieses Ansatzes besteht zum einen in der Möglichkeit der Identifikation grundlegender Prinzipien der untersuchten Bewegung (siehe Kap. 2.6.2, 2.6.3, 3.6.1, 3.6.2 und 3.6.3). Zum anderen können innere Kräfte berechnet werden, weil nicht nur das Skelett mittels eines Mehrkörpersystems, sondern auch die Muskelkraftentfaltung samt ihrer realistischen Geometrie mitsimuliert wurden. Die notwendigen Bedingungen zur Anwendung dieser Simulationsmethode, wie sie im

Rahmen dieser Arbeit empfohlen, vorgestellt und angewendet werden, sollen hier zusammengefasst und betont werden:

- ◇ Physiologisch motivierte Geometrien der Modelle: Durch eine sehr strenge Annäherung der Modellgeometrie an die Physiologie (in der Größenordnung der gewünschten Genauigkeit) bei der Formulierung des Problems erhält die Modellaussage im Ergebnis auch eine physiologische Bedeutung (siehe z.B. Kap. 3.6.1 zur Muskellänge).
- ◇ Physiologisch begründbare Modellsteuerungen: Das hier vorgestellte  $\lambda$ -Modell (Feldman, 1974) verwendet den Vergleich von Muskel-Solllängen mit den Muskel-Istlängen, um abhängig davon Kräfte im Muskel zu produzieren, die über ihre geometrischen Anbindung an das Skelett die Bewegung produzieren. Dieses Modell der Bewegungssteuerung kann durch im Menschen vorhandene Strukturen (z.B. Muskelspindel) begründet werden. Allerdings deuten die Ergebnisse der Sprungsimulation (Kap. 2, geringe Sprunghöhe) darauf hin, dass diese Art der Steuerung möglicherweise noch erweitert werden muss (Kap. 2.6.3).
- ◇ Physiologisch überprüfbare Parameter: Der Vergleich zwischen Computermodell und Realität muss auch für einzelne Eigenschaften wie z.B. Sehnensteifigkeit gültig sein. Dafür liegen zahlreiche Angaben durch experimentelle Messungen in der Literatur vor (Alexander, 2001; Burkholder und Lieber, 2001; Ker, 1981; Krause et al., 1995; Kurokawa et al., 2001; Magnusson et al., 2001; Riemersma und Schamhardt, 1985; Shadwick, 1990; Wank, 2000), die bei der Modellierung des Problems berücksichtigt werden müssen.
- ◇ Experimentelle Validierung der Simulationen: Die Aussagekraft einer Computersimulation steigt mit dem Grad der experimentellen Validierung. Es wurden in dieser Arbeit umfangreiche Validierungsexperimente vorgestellt, sowohl in Kapitel 2 durch eigens durchgeführte Messreihen an menschlichen Probanden als auch in Kapitel 3 durch bereits vorhandene Tierexperimente an Ferkeln. Jede Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation stärkt dabei das Vertrauen in die Modellierung (d.h. sie wird dadurch zunehmend “physiologisch valide”) und durch Modellierung und Simulation gewonnenen Erkenntnisse (z.B. innere Kräfte).

In Kapitel 2 der vorliegenden Arbeit wurde ein Hill’sches Standardmuskelmodell zur Simulation eines menschlichen Sprungs aus der Hocke angewendet. Die Grundlage der Simulation war das Mehrkörper-Muskel-Skelett-Modell von Günther und Ruder (2003). Ziel der Untersuchung war es, dieses Modell, das zu Beginn der Arbeit im *Stehen* und *Gehen* bereits getestet und eingesetzt war, durch möglichst geringe Änderungen der Modellstruktur und der zugehörigen Parameter auch für die



Computersimulation des *Springens* einzusetzen. Dabei stellte sich heraus, dass bereits das Einnehmen der Ausgangslage, die Hocke, keine triviale Aufgabe ist. In Kapitel 2.3.2 wird das verwendete Verfahren beschrieben, welches letztendlich zu diesem Teilziel *Hocke* geführt hat. Anschließend konnte die vorgestellte Sprungsequenz durch die Vorgabe von vier Zielvektoren erreicht werden. Die Zeitpunkte des Umschaltens zwischen den Zielvektoren wurden durch das *Versuch und Irrtum* – Verfahren herausgefunden, wobei auf eine möglichst große Sprunghöhe “optimiert” wurde. Trotz ausführlicher Tests möglicher Kombinationen von Muskelsollängen, ist das Modell noch nicht in der Lage einen optimalen Sprung aus der Hocke zu erzielen (Maximale Sprunghöhe: hier 0.21 m anstatt 0.39 m bei van Soest und Bobbert (1993)). Durch umfangreiche Experimente an Menschen im Labor konnte die Sprungsimulation durch den Vergleich der Bodenreaktionskraft, der Sprunggelenkwinkel, der Kniegelenkwinkel, der Schwerpunktcoordinate und von Oberflächen elektromyogrammen validiert werden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass trotz der unterschiedlichen Bewegungsarten *in die Hocke gehen* versus *Springen*, auch diese beiden Bewegungsarten zusätzlich zu den bereits vorhandenen *Stehen* und *Gehen* nun mit diesem Modell valide simuliert werden können. Da das *Springen* funktioniert (bis auf die genannten Einschränkungen, Kap. 2.6.1), muss die erfolgreiche Simulation auch als ein weiterer Test der Funktionsfähigkeit des  $\lambda$ -Modells gesehen werden (zu möglichen Erweiterungen dieser Steuerungsvorstellung siehe Kap. 2.6.3). Aus der Literatur ist der Einsatz des  $\lambda$ -Modells zur Steuerung von Bewegung bisher nur beim *Stehen* (Micheau et al., 2003), *Gehen* (Günther und Ruder, 2003) und bei *schnellen Armbewegungen* (Kistemaker et al., 2006) bekannt. Zusätzlich zu den detaillierten Aussagen durch die Simulation über einen Sprung aus der Hocke (z.B. Bodenreaktionskraft, Gelenkwinkelverläufe, innere Muskelkraft), wurde durch die ausführliche Beschreibung des Vorgehens zur Erzeugung der Simulation der Arbeitsablauf vorgestellt um eine valide Simulation (gemessen an der Realität) einer menschlichen Bewegung zu erzeugen. Unter dieser Maßgabe (siehe oben, notwendige Bedingungen zur vorwärts-dynamischen Simulation) erfolgte anschließend in Kapitel 3 eine Untersuchung des Hill’schen Standardmuskelmodells.

Der zweite Teil dieser Arbeit beschäftigte sich im Detail mit dem Versuch der Validierung eines Hill’schen Muskelmodells, das nur durch Modifikationen an diesem Standardmodell gelingt. Dazu wurden sehr präzise durchgeführte Tierexperimente an einem Schweinemuskel (Wank, 2000) verwendet und in einem iterativen Prozess benutzt, um ein modifiziertes Hill’sches Muskelmodell zu validieren. Die bedeutendste Modifikation, die nebenbei auch zur numerischen Effizienz von Simulationen unter Verwendung eines Hill’schen Muskelmodells beiträgt, war die Einführung einer kleinen Dämpfung seriell zur CE-PEE-Struktur und parallel zum SEE (siehe Abb. 3.1). Diese Erkenntnis wurde gewonnen, indem in der Simulation verschiedene Dämpfungsmechanismen getestet wurden. Nur eine auf dem gesamten MTC ver-

teilte Dämpfung und somit die Einführung einer seriellen Dämpfung (die Hill'sche CE Formulierung enthält bereits Dämpfungsterme) konnte die Dynamik des Systems bei allen drei untersuchten Kontraktionsmodi (quick-release, konzentrisch und isometrisch) gut reproduzieren. Es scheint jedoch so, dass auch das modifizierte Hill'sche Modell nicht vollständig in Lage ist die tatsächliche Dynamik im realen MTC ursächlich zu beschreiben. Daraus folgt in letzter Konsequenz die Anforderung, ein makroskopisches Muskel-Sehnen-Modell entwickeln zu müssen, in dem die Hill-Gleichung nicht das lokale Gesetz formuliert, das die Kontraktionsdynamik des CE beschreibt (Repräsentation der kontraktiven Maschine). D.h. das Zusammenspiel der passiven visko-elastischen Eigenschaften des MTC, der kontraktiven Maschine, des zugehörigen Modell Elements (CE) und die spezifische Modellierung der dynamischen Charakteristik des CE muss neu formuliert werden (Denoth et al., 2002) (siehe Kap. 3.6.3). Trotzdem bedeutet die vorgeschlagene Modifikation des Hill'schen Standardmodells bereits eine entscheidende Verbesserung für den Einsatz bei Mehrkörpersimulationen (Dämpfung unphysiologischer Schwingungen: effizientere numerische Berechnung und höhere physiologische Validität). Es konnte durch diese Simulationen ein konsistenter Satz Muskelparameter gefunden werden, mit dem man in der Lage ist alle drei Kontraktionen in guter Übereinstimmung mit dem zugehörigen Experiment durch die Computersimulation zu reproduzieren (Wank (2000) bezweifelte dies und stellte als Folge die Allgemeingültigkeit der Hill'schen Gleichung in Frage, siehe Kap. 1.2). Wenn gleich zur genaueren Reproduktion der isometrischen Kontraktionen ein veränderter Parametersatz eine bessere Übereinstimmung liefert (siehe Abb. 3.10), so deutet die isometrische Randbedingung auf eine komplexere  $l_{CE}$ - und  $q$ -Abhängigkeit hin. Diese Untersuchung bestätigt in eingeschränktem Maße durchaus die Anwendbarkeit eines Hill'schen Muskelmodells zur makroskopischen Beschreibung der Muskel-Sehnen-Dynamik bei Mehrkörpermodellen und stellt in Form eines weiter zu entwickelnden Hill'schen Modells eine universell einsetzbare MTC-Dynamik dafür bereit.

## 4.1 Ausblick

Aus der vorgestellten Arbeit ergeben sich mindestens drei Bereiche, die dringende Fragen für weitere Untersuchungen stellen:

- ◇ Erweiterung des  $\lambda$ -Modells für schnelle Bewegungen: Kistemaker et al. (2006) schlägt vor, eine Mischung von EP-Steuerungen zu verwenden, um schnelle Bewegungen in der Simulation optimal durchführen zu können. In Kapitel 2.6.3 werden weitere Zustandsgrößen diskutiert, die bei der Verbesserung der Bewegungssteuerung vielversprechend und physiologisch plausibel erscheinen.

nen (Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, Segmentbeschleunigungen, Muskelkräfte, Steifigkeit von Gelenken).

- ◇ Entwicklungspotenzial des vorgestellten Muskelmodells bei exzentrischen Kontraktionen: Im neu vorgeschlagenen Muskelmodell (modifiziertes Hill'sches Modell) ist die exzentrische Kontraktionsdynamik unter der Annahme gleicher zugrunde liegender physiologischer Prozesse als kontinuierlich Fortsetzung des konzentrischen Lösungsschemas modelliert. Bereits in der Abschaltcharakteristik bei isometrischen Kontraktionen  $t_{Stimulation} > 1.1 s$  (Kap. 3.4.3) zeigen sich dabei Abweichungen zwischen der Simulation und dem Experiment. Die Abweichungen durch eine zusätzliche Last wurden noch nicht untersucht. Möglicherweise muss das hier vorgestellte modifizierte Muskelmodell weiterentwickelt werden, damit auch eine exzentrische Bewegung physiologisch valide simuliert werden kann.
- ◇ Modellierung möglicher Hystereseeffekte: Erstens, wie bei der Analyse des quick-release Modus (Kap. 3.4.1) dargestellt, zeigen die Kraft-Zeit-Kurven der Experimente bei  $t = 0 s$  ein signifikant höheres Kraftniveau als die Simulationskurven. Zweitens ist im konzentrischen Arbeitsmodus (Kap. 3.4.2) eine Verschiebung der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeiten zu späteren Zeitpunkten zu beobachten. Als Ursache beider Effekte wurde das Fehlen eines weiteren Freiheitsgrades in der Beschreibung der Kontraktionsdynamik des MTC diskutiert. Das bedeutet, dass in Übereinstimmung mit den Durchführenden des Experiments vermutet wird, dass in den experimentell gemessenen Daten Präparationseffekte sichtbar werden (geringe Auszugslängendifferenzen oder Pfad des Auszugs führen zur Enthüllung einer möglicherweise hysteresebehafteten Kraft-Längen-Relation) für die im Modell (noch) keine Formulierung vorgesehen ist.

Erst nach der Bearbeitung skizzierter Projekte scheint die Implementierung eines weiterentwickelten Hill'schen Modells in ein komplexes Menschmodell zur Sprungsimulation sinnvoll.

Durch diese Arbeit werden zwei biomechanische Werkzeuge zur Verfügung gestellt, die eine signifikante Verbesserung gegenüber ihrem Ausgangszustand darstellen. Erstens, liegt nun ein komplexes Menschmodell vor, mit dem sowohl *Stehen* und *Gehen* als auch *Springen* aus der Hocke simuliert werden kann. *Springen* funktioniert sogar für submaximale Sprünge, da die Bewegung nicht durch eine Optimierung von Momenten oder Stimulationen erzeugt wurde, sondern ein EPH-Algorithmus ( $\lambda$ -Modell) durch physiologisch begründbare Steuerparameter und Zielgrößen die Bewegung produziert. Zweitens, erhöhen die Modifikationen am Hill'schen Muskelmodell, wie sie hier dargestellt werden, dessen physiologische Validität erheblich. Der konzentrische

Arbeitsbereich eines realen MTC ist mit der präsentierten veränderten Kontraktionsdynamik, validiert an einem isolierten Muskel, mit einem Computermodell sehr gut reproduzierbar. Auf Grund des beschriebenen methodischen Ansatzes sind beide Werkzeuge für Computersimulationen mit einem Hill'schen Muskelmodell in der Biomechanik universell einsetzbar.

# Anhang A

## Sprungsimulation

### A.1 Verwendete Zielvektoren

Auftaktbewegung Hocke: ZNS\_25\_15\_-25.pos

```
1 # Psoas :
2 0.139610
3 # Iliacus :
4 0.120610
5 # Glutaeus :
6 0.186924
7 # Rectus :
8 0.089334
9 # Vastus :
10 0.056382
11 # Bicbrev :
12 0.174957
13 # Biclong :
14 0.081751
15 # Semitend :
16 0.172222
17 # Semimem :
18 0.052528
19 # Gastro :
20 0.097414
21 # Soleus :
22 0.053944
23 # Tibant :
24 0.090419
25 # Addulong :
26 0.141295
27 # Addumag :
28 0.125714
```

Hocke: ZNS\_141\_88\_-35.pos

```
1 # Psoas :
2 0.113917
3 # Iliacus :
4 0.094917
5 # Glutaeus :
6 0.228104
7 # Rectus :
8 0.107084
9 # Vastus :
10 0.109165
11 # Bicbrev :
12 0.145899
13 # Biclong :
14 0.186696
15 # Semitend :
```

16 0.238858  
17 # Semimem:  
18 0.136261  
19 # Gastro:  
20 0.076279  
21 # Soleus:  
22 0.062978  
23 # Tibant:  
24 0.090277  
25 # Addulong:  
26 0.189782  
27 # Addumag:  
28 0.220383

### Bremsbewegung Hocke: ZNS\_110\_88\_-35.pos

1 # Psoas:  
2 0.107089  
3 # Iliacus:  
4 0.088089  
5 # Glutaeus:  
6 0.230229  
7 # Rectus:  
8 0.106422  
9 # Vastus:  
10 0.109165  
11 # Bicbrev:  
12 0.145899  
13 # Biclong:  
14 0.162297  
15 # Semitend:  
16 0.213150  
17 # Semimem:  
18 0.110553  
19 # Gastro:  
20 0.076279  
21 # Soleus:  
22 0.062978  
23 # Tibant:  
24 0.090277  
25 # Addulong:  
26 0.160968  
27 # Addumag:  
28 0.201649

### Springen 1: ZNS\_30\_88\_-35.pos

1 # Psoas:  
2 0.137216  
3 # Iliacus:  
4 0.118216  
5 # Glutaeus:  
6 0.191225  
7 # Rectus:  
8 0.139137  
9 # Vastus:  
10 0.109165  
11 # Bicbrev:  
12 0.145899  
13 # Biclong:  
14 0.058973  
15 # Semitend:  
16 0.109331  
17 # Semimem:  
18 0.006733  
19 # Gastro:  
20 0.076279  
21 # Soleus:  
22 0.062978  
23 # Tibant:  
24 0.090277  
25 # Addulong:  
26 0.138557  
27 # Addumag:  
28 0.129139

### Springen 2: ZNS\_30\_50\_-35.pos

```
1 # Psoas :
2 0.137216
3 # Iliacus :
4 0.118216
5 # Glutaeus :
6 0.191225
7 # Rectus :
8 0.116144
9 # Vastus :
10 0.086172
11 # Bicbrev :
12 0.160544
13 # Biclong :
14 0.073618
15 # Semitend :
16 0.148379
17 # Semimem :
18 0.032686
19 # Gastro :
20 0.090438
21 # Soleus :
22 0.062978
23 # Tibant :
24 0.090277
25 # Addulong :
26 0.138557
27 # Addumag :
28 0.129139
```

## Springen 3: ZNS\_30\_30\_-35.pos

```
1 # Psoas :
2 0.137216
3 # Iliacus :
4 0.118216
5 # Glutaeus :
6 0.191225
7 # Rectus :
8 0.099468
9 # Vastus :
10 0.069496
11 # Bicbrev :
12 0.168881
13 # Biclong :
14 0.081955
15 # Semitend :
16 0.166813
17 # Semimem :
18 0.047883
19 # Gastro :
20 0.099342
21 # Soleus :
22 0.062978
23 # Tibant :
24 0.090277
25 # Addulong :
26 0.138557
27 # Addumag :
28 0.129139
```

## Springen 4: ZNS\_25\_20\_50.pos

```
1 # Psoas :
2 0.139610
3 # Iliacus :
4 0.120610
5 # Glutaeus :
6 0.186924
7 # Rectus :
8 0.093553
9 # Vastus :
10 0.060602
11 # Bicbrev :
12 0.172915
13 # Biclong :
14 0.079708
15 # Semitend :
16 0.168489
17 # Semimem :
18 0.048882
```

```

19 # Gastro:
20 0.039196
21 # Soleus:
22 -0.001849
23 # Tibant:
24 0.134575
25 # Addulong:
26 0.141295
27 # Addumag:
28 0.125714

```

## A.2 Regelalgorithmus des Sprungmodells

```

1 #elif defined SQUATJUMP
2 /* Beschreibung was die Gr"ossen bedeuten und wie man eingreifen kann:
3 - Dx_SP-innen und _aussen sind festgelegt in simsys.dat
4 - ZNSBefehl[x], x ist der x. Befehl aus der ZNSCommand...-Datei
5 - VX_schwell: Schwellengeschwindigkeit
6 Am Anfang wird immer mit einem "neutralen" Befehl vorbelegt und dann
7 vom neuen Befehl abh"angig vom Steuerungszustand vom neuen ZNSBefehl
8 der alte abgezogen. Chi und Psi sind dabei Skalierungsfaktoren, die es
9 f"ur innen, aussen und zentrum gibt.
10 */
11 /* Berechnung der Eingangsr"osen wie bei STEHEN: */
12 BerSchwerp(&RxSP, &RzSP, &VxSP, &VzSP, z);
13 HebelGeschw(&VxKopf, &VzKopf, z, zt, 0, 2);
14 VxKompro = VxKopf + VxSP;
15 HebelKoord(&XSG1, &ZSG1, z, zt, 2, 1);
16 HebelKoord(&XSG2, &ZSG2, z, zt, 7, 1);
17 XSG = (XSG1 + XSG2) / 2.0;
18 Dx.SP = RxSP - XSG - X0.SP;
19 if (zt==0)
20 {
21 /* immer wieder mit der nicht-kontrahierten Neutralhaltung vorbelegen: */
22 memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[0], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
23 for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
24 {
25 ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
26 ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll];
27 }
28 NLZ=0;
29 fprintf(stderr, "\nStart:_Noch_keine_Neutrallage_erreicht!_Zeit_=%f\n", zt);
30 }
31 if (NLZ==0)
32 {
33 memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[0], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
34 for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
35 {
36 ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
37 ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll];
38 }
39 if (Dx.SP > DX.SP.innen)
40 {
41 NLZ=1;
42 if (Dx.SP > (DX.SP.innen + DX.SP.aussen))
43 {
44 if (jj!=6)
45 {
46 fprintf(stderr, "\nStehen:_Viel_zu_weit_vorne:_zweite_R"uckholaktion!"
47 "_Zeit_=%f\n", zt);
48 jj = 6;
49 }
50 for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
51 {
52 ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi.aussen *
53 (ZNSBefehl[4].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
54 (Dx.SP + Chi.aussen * VxKompro);
55 }
56 }
57 else
58 {
59 if (jj!=4)
60 {
61 fprintf(stderr, "\nStehen:_Zu_weit_vorne:_erste_R"uckholaktion!"
62 "_Zeit_=%f\n", zt);
63 jj = 4;
64 }

```



```

65     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
66     {
67         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi_innen *
68         (ZNSBefehl[2].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
69         (Dx_SP + Chi_innen * VxKompro);
70     }
71 }
72 }
73 else if (Dx_SP < -DX_SP_innen)
74 {
75     if (Dx_SP < (-DX_SP_innen - DX_SP_aussen))
76 {
77     if (jj!=5)
78     {
79         fprintf(stderr, "\nStehen: _Viel_zu_weit_hinten: _zweite_R" uckholaktion!"
80             "_Zeit_=%f\n", zt);
81         jj = 5;
82     }
83     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
84     {
85         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi_aussen *
86         (ZNSBefehl[3].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
87         (-Dx_SP - Chi_aussen * VxKompro);
88     }
89 }
90     else
91 {
92     if (jj!=3)
93     {
94         fprintf(stderr, "\nStehen: _Zu_weit_hinten: _erste_R" uckholaktion!"
95             "_Zeit_=%f\n", zt);
96         jj = 3;
97     }
98     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
99     {
100        ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi_innen *
101        (ZNSBefehl[1].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
102        (-Dx_SP - Chi_innen * VxKompro);
103    }
104 }
105 }
106 else
107 {
108     if (VxKompro > VX_schwell)
109     /* faellt nach vorne -> */
110     if (jj!=2)
111     {
112         fprintf(stderr, "\nStehen: _Aktion_gegen_Vorfallen_im_Sicherheitsintervall!"
113             "_Zeit_=%f\n", zt);
114         jj = 2;
115     }
116     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
117     {
118         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi_zentrum *
119         (ZNSBefehl[2].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
120         (D_zentrum + Chi_zentrum * VxKompro);
121     }
122 }
123     else if (VxKompro < -VX_schwell)
124     /* faellt zurueck -> */
125     if (jj!=1)
126     {
127         fprintf(stderr, "\nStehen: _Aktion_gegen_Zur" uckfallen_im_Sicherheitsintervall!"
128             "_Zeit_=%f\n", zt);
129         jj = 1;
130     }
131     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
132     {
133         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] += Psi_zentrum *
134         (ZNSBefehl[1].Lambda_0[ll] - ZNSBefehl[0].Lambda_0[ll]) *
135         (D_zentrum - Chi_zentrum * VxKompro);
136     }
137 }
138     else if (jj!=0)
139 {
140     fprintf(stderr, "\nStehen: _Neutralhaltung!_Zeit_=%f\n", zt);
141     jj = 0;
142     NLZ=1;
143 }
144 }
145 } // NLZ=0
146 if (NLZ==1)
147 {

```

```

148 memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[3], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
149 for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
150 {
151     ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
152     ZNSBefehl[3].Lambda_0[ll];
153 }
154 if (jj!=10)
155 {
156     fprintf(stderr, "\nHocke:_Auftaktbewegung!_Zeit_=%f\n", zt);
157     jj = 10;
158     NLZ=2;
159     daempfPLUS=1;
160     Daempffaktor=1;
161     DHuefte=2;
162     DKnie=10; //10 war fuer den Anfang eine gute Wahl
163     DSG=1;
164 }
165 } //NLZ==1
166 if (NLZ==2)
167 {
168     memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[5], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
169     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
170     {
171         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
172         ZNSBefehl[5].Lambda_0[ll];
173     }
174     if (VxSP > -0.5)
175     {
176         if (jj!=9)
177         {
178             fprintf(stderr, "\nHocke:1_Tiefgehen!_Zeit_=%f\n", zt);
179             jj = 9;
180             NLZ=3;
181             Daempffaktor=10;
182         }
183     }
184 } // NLZ=2
185 if (NLZ==3)
186 {
187     memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[6], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
188     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
189     {
190         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
191         ZNSBefehl[6].Lambda_0[ll];
192     }
193     if (VzSP < -1.0)
194     {
195         if (jj!=8)
196         {
197             fprintf(stderr, "\nHocke:2_Tiefgehen!_Zeit_=%f\n", zt);
198             NLZ=4;
199             jj = 8;
200             Daempffaktor=100;
201         }
202     }
203 } //NLZ==3
204 if (NLZ==4)
205 {
206     memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[7], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
207     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
208     {
209         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
210         ZNSBefehl[7].Lambda_0[ll];
211     }
212     if ( VzSP > -0.8 )
213     {
214         if (jj!=7)
215         {
216             fprintf(stderr, "\nHocke:3_Tiefgehen!_Zeit_=%f\n", zt);
217             NLZ=5;
218             jj = 7;
219             Daempffaktor=200;
220         }
221     }
222 } // NLZ=4
223 if (NLZ==5)
224 {
225     memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[8], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
226     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
227     {
228         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
229         ZNSBefehl[8].Lambda_0[ll];
230     }

```

```

231  if (VzSP > -0.5)
232  {
233      if (jj!=6)
234      {
235          fprintf(stderr, "\nHocke:4_Stabilisieren!_Zeit_=%f\n", zt);
236          jj = 6;
237          NLZ=6;
238          Daempffaktor=200;
239      }
240  }
241  } // NLZ==5
242  if (NLZ==6)
243  {
244      memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[9], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
245      for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
246      {
247          ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
248          ZNSBefehl[9].Lambda_0[ll];
249      }
250      if (zt > 0.74)
251      {
252          if (jj!=5)
253          {
254              fprintf(stderr, "\nSpringen:1!_Zeit_=%f\n", zt);
255              jj = 5;
256              NLZ=7;
257              daempfPLUS=0;
258          }
259      }
260  } // NLZ==6
261  if (NLZ==7)
262  {
263      memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[10], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
264      for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
265      {
266          ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
267          ZNSBefehl[10].Lambda_0[ll];
268      }
269      if (VzSP > -0.05)
270      {
271          if (jj!=4)
272          {
273              fprintf(stderr, "\nSpringen:2!_Zeit_=%f\n", zt);
274              jj = 4;
275              NLZ=8;
276          }
277      }
278  } // NLZ==7
279  if (NLZ==8)
280  {
281      memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[11], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
282      for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
283      {
284          ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
285          ZNSBefehl[11].Lambda_0[ll];
286      }
287      if (VzSP > 0.15)
288      {
289          if (jj!=3)
290          {
291              fprintf(stderr, "\nSpringen:3!_Zeit_=%f\n", zt);
292              jj = 3;
293              NLZ=9;
294          }
295      }
296  } // NLZ==8
297  if (NLZ==9)
298  {
299      memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[12], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
300      for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
301      {
302          ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
303          ZNSBefehl[12].Lambda_0[ll];
304      }
305      if (VzSP > 0.6)
306      {
307          if (jj!=2)
308          {
309              fprintf(stderr, "\nSpringen:4!_Zeit_=%f\n", zt);
310              jj = 2;
311              NLZ=10;
312          }
313      }

```

```

314 } // NLZ==9
315 if (NLZ==10)
316 {
317     memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[13], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
318     for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
319     {
320         ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] =
321         ZNSBefehl[13].Lambda_0[ll];
322     }
323 } // NLZ=10
324 else if (NLZ<0 || NLZ>10)
325 {
326     fprintf(stderr, "\nKeine_Bewegungssteuerung_Zeit_=%f\n", zt);
327     jj = 0;
328     NLZ=0;
329 }
330 /* schlie"sslich noch die Kokontraktion "uberlagern: */
331 for (ll=0; ll<Anz_CE/2; ll++)
332 {
333     ZNSCommand_akt.Lambda[ll] -= ZNSCommand_akt.Lambda[ll]
334     * ZNSCommand_akt.DeltaRE;
335 }
336 for (; ll<Anz_CE; ll++)
337 {
338     ZNSCommand_akt.Lambda[ll] -= ZNSCommand_akt.Lambda[ll]
339     * ZNSCommand_akt.DeltaLI;
340 }
341 #else
342 if (zt>=t_end)
343 {
344     ii++;
345     if (ii==Anz_ZNSCommand)
346         ii = 0;
347     t_end += ZNSBefehl[ii].Tau;
348 }
349 /* aktuell g"ultigen ZNS-Befehl in globalem struct abspeichern: */
350 memcpy(&ZNSCommand_akt, &ZNSBefehl[ii], sizeof(int) + 6*sizeof(double));
351 for (ll=0; ll<Anz_CE; ll++)
352 {
353     ZNSCommand_akt.Lambda_0[ll] = ZNSBefehl[ii].Lambda_0[ll];
354     ZNSCommand_akt.Lambda[ll] = ZNSBefehl[ii].Lambda[ll];
355 }
356 #endif
357 } /* SetZNSCommand() */

```

## A.3 Das *VICONBodyLanguage*-Modell

```

1 { * ===== * }
2 { * ===== STATISCHE ERSATZMARKER ===== * }
3 { * ===== * }
4 { * Hueftgelenk, nach Boehm
5 NORM1 = DIST( L_ASIS, R_ASIS )
6 NORM2 = { 0, 0, DIST( L_ASIS, L_trochanter_maior) }
7 NORMY = ( L_ASIS - R_ASIS )
8 NORMZ = L4 - ( NORM2 / 2 )
9 NORMmedialY = 0.14 * NORM1
10 KORRY = NORMY * NORMmedialY
11 NORMdistalZ = 0.30 * NORM1
12 KORRZ = NORMZ * NORMdistalZ
13 LHJC = L_ASIS + KORRY + KORRZ
14 RHJC = R_ASIS - KORRY + KORRZ
15 * }
16 { * Huefte, nach Johan.mod
17 $MarkerDiameter = 6
18 $LASIStoTrocDist = DIST(L_ASIS, L_Trochanter_maior)
19 $RASIStoTrocDist = DIST(R_ASIS, R_Trochanter_maior)
20 $InterASISDist = DIST(L_ASIS, R_ASIS)
21 LHJC_prev = ((( L_ASIS + L_Trochanter_maior ) / 2 ) + L4 ) / 2
22 RHJC_prev = ((( R_ASIS + R_Trochanter_maior ) / 2 ) + L4 ) / 2
23 * }
24 { * Kniegelenk
25 LKJC = ( L_Condylus_lateralis + L_Condylus_medialis ) / 2
26 RKJC = ( R_Condylus_lateralis + R_Condylus_medialis ) / 2
27 * }
28 { * Oberes Sprunggelenk
29 LUAJC = ( L_Malleolus_lateralis + L_Malleolus_medialis ) / 2
30 RUAJC = ( R_Malleolus_lateralis + R_Malleolus_medialis ) / 2
31 * }
32 { * Zehengrundgelenk

```

```

33 LFFJC = ( L_Met0 + L_Met6 ) / 2
34 RFFJC = ( R_Met0 + R_Met6 ) / 2
35 *}
36 {* Boden
37 RearGroundC = (L_FLA_rear + R_FLA_rear) / 2
38 FrontGroundC = (L_FLA_front + R_FLA_front) / 2
39 *}
40 {* ===== *
41 {* ===== SEGMENTLAENGEN ===== *
42 {* ===== *
43 {*
44 LMidFootLength = DIST(LFFJC, LUAJC)
45 RMidFootLength = DIST(RFFJC, RUAJC)
46 $MidFootLength = ( LMidFootLength + RMidFootLength ) / 2
47 LLowerLegLength = DIST(LUAJC, LKJC)
48 RLowerLegLength = DIST(RUAJC, RKJC)
49 $LowerLegLength = ( LLowerLegLength + RLowerLegLength ) / 2
50 LUpperLegLength = DIST(LKJC, LHJC_prev)
51 RUpperLegLength = DIST(RKJC, RHJC_prev)
52 $UpperLegLength = ( LUpperLegLength + RUpperLegLength ) / 2
53 *}
54 {* ===== *
55 {* ===== KORREKTUREN FUER DYNAMISCHE VERSUCHE STATISCH BERECHNEN ===== *
56 {* ===== *
57 {* Korrekturvektoren von dynamischen Markern zu den Gelenkmittelpunkten *}
58 {*
59 L_FFJCdiff = LFFJC - L_Met23
60 L_UAJCdiff = LUAJC - L_Malleolus_lateralis
61 L_KJCDiff = LKJC - L_Condylus_lateralis
62 R_FFJCdiff = RFFJC - R_Met23
63 R_UAJCdiff = RUAJC - R_Malleolus_lateralis
64 R_KJCDiff = RKJC - R_Condylus_lateralis
65 *}
66 {* Korrekturterme fuer dynamische Versuche gemittelt ueber den *}
67 {* gesamten statischen Versuch *}
68 {*
69 $L_FFJCdiff_avg = AVERAGE(L_FFJCdiff)
70 $L_UAJCdiff_avg = AVERAGE(L_UAJCdiff)
71 $L_KJCDiff_avg = AVERAGE(L_KJCDiff)
72 $R_FFJCdiff_avg = AVERAGE(R_FFJCdiff)
73 $R_UAJCdiff_avg = AVERAGE(R_UAJCdiff)
74 $R_KJCDiff_avg = AVERAGE(R_KJCDiff)
75 *}
76 {* ===== *
77 {* ===== DATENAUSGABE STATISCHE VERSUCHE ===== *
78 {* ===== *
79 {* Segmentlaengen *}
80 {*
81 PARAM($MidFootLength)
82 PARAM($LowerLegLength)
83 PARAM($UpperLegLength)
84 *}
85 {* Ersatzmarker *}
86 {*
87 PARAM($L_FFJCdiff_avg)
88 PARAM($L_UAJCdiff_avg)
89 PARAM($L_KJCDiff_avg)
90 PARAM($R_FFJCdiff_avg)
91 PARAM($R_UAJCdiff_avg)
92 PARAM($R_KJCDiff_avg)
93 *}
94 {* fuer Johan.mod *}
95 {*
96 PARAM($MarkerDiameter)
97 PARAM($LASIStoTrocdist)
98 PARAM($RASIStoTrocdist)
99 PARAM($InterASISDist)
100 *}
101 {* ===== *
102 {* ===== ERSATZMARKER FUER DYNAMISCHE VERSUCHE BERECHNEN ===== *
103 {* ===== *
104 {*
105 LFFJC_calc = L_Met23 + $L_FFJCdiff_avg
106 LUAJC_calc = L_Malleolus_lateralis + $L_UAJCdiff_avg
107 LKJC_calc = L_Condylus_lateralis + $L_KJCDiff_avg
108 RFFJC_calc = R_Met23 + $R_FFJCdiff_avg
109 RUAJC_calc = R_Malleolus_lateralis + $R_UAJCdiff_avg
110 RKJC_calc = R_Condylus_lateralis + $R_KJCDiff_avg
111 SACR = L4
112 *}
113 {* ===== *
114 {* ===== SEGMENTDEFINITION ===== *
115 {* ===== *}

```

```

116 {*segmentS=[pointI,(pointK-pointJ),(pointM-pointL),xyz, pointA , parent , pointC]*}
117 {* Hinge Joint Definition , DeadBand missing !!!}
118 LFemur=[LKnee,LHip-LKnee,LAnkle-LKnee,-3]
119 LTibia=[LAnkle,LKnee-LAnkle,LHip-LKnee,-3] *}
120 {* Pelvis , Johan.mod *}
121 {*
122 LAsisTrocDist = $LASIStoTrocDist
123 RAsisTrocDist = $LASIStoTrocDist
124 InterASISDist = $InterASISDist
125 LegLength = $LowerLegLength + $UpperLegLength
126 *}
127 {* Parameters used to work out position of hip joint centres (see Davis paper) *}
128 {*
129 C = (LegLength)*0.115-15.3
130 aa = InterASISDist/2
131 mm = $MarkerDiameter/2
132 COSBETA = cos(18)
133 SINBETA = sin(18)
134 COSTHETA = cos(28.4)
135 SINTHETA = sin(28.4)
136 *}
137 {* Define pelvic origin and segment on basis of marker centres. *}
138 {* After this adjust both for offset of one marker diameter. *}
139 {*
140 PEL0 = (L_ASIS+R_ASIS)/2
141 Pelvis = [PEL0,L_ASIS-R_ASIS,PEL0-SACR, yzx]
142 *}
143 {* Pel0 = PEL0-($MarkerDiameter/2)*Pelvis(1)
144 {*
145 Pelvis = [PEL0, L_ASIS-R_ASIS,PEL0-SACR, yzx] *}
146 *}
147 {* Define hip joint centres using Davis model *}
148 {*
149 LHJC = {C*COSTHETA*SINBETA - (LAsisTrocDist+mm) * COSBETA,
150 -C*SINTHETA + aa,
151 -C*COSTHETA*COSBETA - (LAsisTrocDist+mm) * SINBETA}*Pelvis
152 RHJC = {C*COSTHETA*SINBETA - (RAsisTrocDist+mm) * COSBETA,
153 C*SINTHETA - aa,
154 -C*COSTHETA*COSBETA - (RAsisTrocDist+mm) * SINBETA}*Pelvis
155 PELV=(LHJC+RHJC)/2
156 *}
157 {*Centre of pelvis*}
158 {*
159 COFP={-0.33*AVERAGE(DIST(PEL0,SACR)),0,0}*Pelvis
160 *}
161 {* UpperLeg *}
162 {*
163 L_UpperLeg = [ LHJC, LKJC_calc-LHJC, LUAJC_calc-LKJC_calc, yzx, Pelvis, LHJC ]
164 R_UpperLeg = [ RHJC, RKJC_calc-RHJC, RUAJC_calc-RKJC_calc, yzx, Pelvis, RHJC ]
165 *}
166 {* LowerLeg *}
167 {*
168 L_LowerLeg = [ LKJC_calc, LKJC_calc-LUAJC_calc, LHJC-LKJC_calc, yzx, L_UpperLeg, LKJC_calc]
169 R_LowerLeg = [ RKJC_calc, RKJC_calc-RUAJC_calc, RHJC-RKJC_calc, yzx, R_UpperLeg, RKJC_calc]
170 *}
171 {* Rearfoot *}
172 {*
173 L_Midfoot = [ LUAJC_calc, LUAJC_calc-LFFJC_calc, L_HALLUX-LFFJC_calc, yzx, L_LowerLeg,
LUAJC_calc ]
174 R_Midfoot = [ RUAJC_calc, RUAJC_calc-RFFJC_calc, R_HALLUX-RFFJC_calc, yzx, R_LowerLeg,
RUAJC_calc ]
175 *}
176 {* Forefoot *}
177 {*
178 L_Forefoot = [ LFFJC_calc, LFFJC_calc-L_HALLUX, LFFJC_calc-L_Met23, yzx]
179 R_Forefoot = [ RFFJC_calc, RFFJC_calc-R_HALLUX, RFFJC_calc-R_Met23, yzx]
180 *}
181 {* Ground *}
182 {*
183 Ground = [ RearGroundC, FrontGroundC-RearGroundC, L_FLA_rear-R_FLA_rear, yzx]
184 *}
185 {* ===== *}
186 {* ===== WINKELBERECHNUNG ===== *}
187 {* ===== *}
188 {* Calculate joint angles , using Grood&Suntay sequence - flexion , abduction , rotation *}
189 {*
190 LHipAngle = -<Pelvis ,L_UpperLeg ,yxz>(-1)
191 RHipAngle = -<Pelvis ,R_UpperLeg ,yxz>(-1)
192 LKneeAngle = <L_LowerLeg ,L_UpperLeg ,yxz>
193 RKneeAngle = <R_LowerLeg ,R_UpperLeg ,yxz>
194 LAA = -<L_LowerLeg ,L_Midfoot ,yxz>
195 LUAnkleAngle = < -90 -1(LAA) , -3(LAA) , -2(LAA)>
196 RAA = -<R_LowerLeg ,R_Midfoot ,yxz>

```

```

197 RUAnkleAngle = < -90 - 1(RAA), -3(RAA), -2(RAA)>
198 LFFootMFootAngle = <L_Forefoot , L_Midfoot , yxz>
199 RFFootMFootAngle = <R_Forefoot , R_Midfoot , yxz>
200 LGroundFFootAngle = <Ground, L_Forefoot , yxz>
201 RGroundFFootAngle = <Ground, R_Forefoot , yxz>
202 *}
203 {* ===== *
204 {* ===== EINSCHUB STATISCHE VERSUCHE ===== *
205 {* ===== *
206 {* Winkel im statischen Versuch *}
207 {*
208 $LGroundFFootAngle_avg = AVERAGE( LGroundFFootAngle )
209 $LFFootMFootAngle_avg = AVERAGE( LFFootMFootAngle )
210 $LUAnkleAngle_avg = AVERAGE( LUAnkleAngle )
211 $LKneeAngle_avg = AVERAGE( LKneeAngle )
212 $LHipAngle_avg = AVERAGE( LHipAngle )
213 $RGroundFFootAngle_avg = AVERAGE( RGroundFFootAngle )
214 $RFFootMFootAngle_avg = AVERAGE( RFFootMFootAngle )
215 $RUAnkleAngle_avg = AVERAGE( RUAnkleAngle )
216 $RKneeAngle_avg = AVERAGE( RKneeAngle )
217 $RHipAngle_avg = AVERAGE( RHipAngle )
218 *}
219 {* Datenausgabe Winkel im statischen Versuch *}
220 {*
221 PARAM($LGroundFFootAngle_avg)
222 PARAM($LFFootMFootAngle_avg)
223 PARAM($LUAnkleAngle_avg)
224 PARAM($LKneeAngle_avg)
225 PARAM($LHipAngle_avg)
226 PARAM($RGroundFFootAngle_avg)
227 PARAM($RFFootMFootAngle_avg)
228 PARAM($RUAnkleAngle_avg)
229 PARAM($RKneeAngle_avg)
230 PARAM($RHipAngle_avg)
231 *}
232 {* ===== *
233 {* ===== ENDE EINSCHUB STATISCHE VERSUCHE ===== *
234 {* ===== *
235 {* Winkelkorrekturen anatomische Nullposition *}
236 {*
237 LHipAngle = < 1($LHipAngle_avg) - 1(LHipAngle), 2($LHipAngle_avg) - 2(LHipAngle), 3(
    $LHipAngle_avg) - 3(LHipAngle)>
238 RHipAngle = < 1($RHipAngle_avg) - 1(RHipAngle), 2($RHipAngle_avg) - 2(RHipAngle), 3(
    $RHipAngle_avg) - 3(RHipAngle)>
239 LKneeAngle = < 1($LKneeAngle_avg) - 1(LKneeAngle), 2($LKneeAngle_avg) - 2(LKneeAngle), 3(
    $LKneeAngle_avg) - 3(LKneeAngle)>
240 RKneeAngle = < 1($RKneeAngle_avg) - 1(RKneeAngle), 2($RKneeAngle_avg) - 2(RKneeAngle), 3(
    $RKneeAngle_avg) - 3(RKneeAngle)>
241 LUAnkleAngle = < 1($LUAnkleAngle_avg) - 1(LUAnkleAngle), 2($LUAnkleAngle_avg) - 2(
    LUAnkleAngle), 3($LUAnkleAngle_avg) - 3(LUAnkleAngle)>
242 RUAnkleAngle = < 1($RUAnkleAngle_avg) - 1(RUAnkleAngle), 2($RUAnkleAngle_avg) - 2(
    RUAnkleAngle), 3($RUAnkleAngle_avg) - 3(RUAnkleAngle)>
243 LFFootMFootAngle = < 1($LFFootMFootAngle_avg) - 1(LFFootMFootAngle), 2($LFFootMFootAngle_avg)
    - 2(LFFootMFootAngle), 3($LFFootMFootAngle_avg) - 3(LFFootMFootAngle)>
244 RFFootMFootAngle = < 1($RFFootMFootAngle_avg) - 1(RFFootMFootAngle), 2($RFFootMFootAngle_avg)
    - 2(RFFootMFootAngle), 3($RFFootMFootAngle_avg) - 3(RFFootMFootAngle)>
245 LGroundFFootAngle = < 1($LGroundFFootAngle_avg) - 1(LGroundFFootAngle), 2(
    $LGroundFFootAngle_avg) - 2(LGroundFFootAngle), 3($LGroundFFootAngle_avg) - 3(
    LGroundFFootAngle)>
246 RGroundFFootAngle = < 1($RGroundFFootAngle_avg) - 1(RGroundFFootAngle), 2(
    $RGroundFFootAngle_avg) - 2(RGroundFFootAngle), 3($RGroundFFootAngle_avg) - 3(
    RGroundFFootAngle)>
247 *}
248 {* ===== *
249 {* ===== DATENAUSGABE ===== *
250 {* ===== *
251 {*
252 LFFootAngle = LFFootMFootAngle
253 LAnkleAngle = LUAnkleAngle
254 OUTPUT(LFFootAngle, LAnkleAngle, LKneeAngle, LHipAngle)
255 RFFootAngle = RFFootMFootAngle
256 RAnkleAngle = RUAnkleAngle
257 OUTPUT(RFFootAngle, RAnkleAngle, RKneeAngle, RHipAngle)
258 *}
259 {*
260 OUTPUT(LFFootAngle, LAnkleAngle, LKneeAngle, LHipAngle)
261 OUTPUT(RFFootAngle, RAnkleAngle, RKneeAngle, RHipAngle)
262 *}

```

## A.4 Muskelparameter

Tabelle A.1: Muskelparameter aller bei der Sprungsimulation verwendeter Muskel-Sehnen-Komplexe. (nach Günther (1997)).

<i>Elementname</i>	$L_{CEopt}$ [m]	$F_{max}$ [N]	$L_{CEoffset}$ [m]	$L_{SEE,0}$ [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. glutaeus maximus	0.147	2350.0			
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 longus/brevis	0.144	1200.0	0.0		
Quadricepssehne				0.16	5040.0
M. 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		



# Anhang B

## Muskelmodell

### B.1 Muskelparameter im Experiment

Tabelle B.1: Muskelparameter der im Experiment analysierten Muskeln von fünf normalgewichtigen 1-Tag alten Ferkeln (durchschnittliches Körpergewicht  $\approx 1500\text{ g}$ ):

	GL	GM	SOL	FDS
geschätzte Muskelmasse [g]	2.0	2.5	1.0	1.0
Länge des Muskelbauchs [m]	$0.044 \pm 0.004$	$0.04 \pm 0.004$	$0.044 \pm 0.004$	$0.045 \pm 0.005$
Sehnenlänge [m]	$0.015 \pm 0.002$	$0.018 \pm 0.003$	$0.014 \pm 0.003$	$0.056 \pm 0.006$
Faserwinkel [°]	$18 \pm 4$	$15 \pm 4$	$4 \pm 1$	$13 \pm 3$
Faserlänge [m]	$0.012 \pm 0.003$	$0.013 \pm 0.003$	$0.039 \pm 0.004$	$0.008 \pm 0.002$
Länge der Aponeur. [m]	$0.033 \pm 0.0$	$0.028 \pm 0.0$	$0.006 \pm 0.0$	$0.039 \pm 0.004$
Faser Typ I (langsam) [%]	$8.2 \pm 5.9$	$8.5 \pm 4.6$	$5.3 \pm 3.2$	$25.0 \pm 5.4$
Faser Typ II (schnell) [%]	$91.8 \pm 5.9$	$91.5 \pm 4.6$	$94.7 \pm 3.2$	$75.0 \pm 5.4$

## B.2 Muskelparameter in der Simulation

Tabelle B.2: Muscle parameters used in all simulations.

activation dynamics (Zajac)	$\tau_q$ [s] $\frac{1}{40}$	$\xi_q$ [] 1.0	$q_0$ [] 0.0001			
isometric force	$F_{max}$ [N] 30.0	$l_{CE,opt}$ [m] 0.015	$\Delta W_{des}$ [] 0.14	$\nu_{CE,des}$ [] 3.0	$\Delta W_{asc}$ [] 0.57	$\nu_{CE,asc}$ [] 4.0
contraction dynamics <sup>a</sup> (concentric: Hill)	$A_{rel,0}$ [] 0.1	$B_{rel,0}$ [1/s] 1.0				
contraction dynamics (eccentric: van Soest)	$S_{ecc}$ [] 2.0	$\mathcal{F}_{ecc}$ [] 1.8				
parallel elastic element <sup>b</sup>	$\mathcal{L}_{PEE,0}$ [] 0.9	$\nu_{PEE}$ [] 2.5	$\mathcal{F}_{PEE}$ [] 1.0			
serial elastic element <sup>c</sup>	$l_{SEE,0}$ [m] 0.045	$\Delta U_{SEE,nl}$ [] 0.1825	$\Delta U_{SEE,l}$ [] 0.073	$\Delta F_{SEE,0}$ [N] 60.0		
damping parameters	$d_{PE}$ [Ns/m] 6.0	$d_{SE}$ [Ns/m] 6.0	$D_{SE}$ [] 0.3	$R_{SE}$ [] 0.01		

Dependent parameters:

$$^a v_{max,0} = \frac{B_{rel,0}}{A_{rel,0}} l_{CE,opt} = 0.15 \text{ m/s}$$

$$^b K_{PEE,nl} = 3.86 \cdot 10^7 \text{ N/m}^{2.5}$$

$$^c \nu_{SEE} = 2.5, K_{SEE,nl} = 9.82 \cdot 10^6 \text{ N/m}^{2.5}, K_{SEE,l}(30 \text{ N}) = 1.20 \cdot 10^4 \text{ N/m}, \Delta U_{SEE}(30 \text{ N}) = 0.138$$

## B.3 Programmauszug des Muskelmodells

```

1 /*--- NAME Vce() ---*/
2   Kontraktionsgeschwindigkeit eines kontraktiven Elements mit
3   moeglichst wenig arithmetischen Operationen
4 --- SYNOPSIS ---
5 #include "simsys.h"
6 --- PARAMETER ---
7 Musk      Nummer des Muskels, BEGINNEND MIT 0!
8 lce       Laenge des Elements (lce >= 0)
9 q         Aktivitaet des Muskels, d.h relative Anzahl gebundener
10          Actin-Myosin-Bruecken (0 <= q <= 1)
11 fce       Kraft, die das kontraktile Element aufbringen muss, um der
12          Sehnenkraft das Gleichgewicht zu halten
13 --- DESCRIPTION ---
14          Abhaengig von den Muskelparametern des Muskels und seiner in
15          BerUmlMuskGeometrie() errechneten Gesamtlaenge (lce) sowie
16          der vorgegebenen Sehnenkraft wird die Laengenaenderung (vce)
17          entlang seiner Wirkungslinie berechnet (nach Hill und van Soest).
18          fce <= Fmax wird als konzentrischer Arbeitsbereich interpretiert
19          (VCE <= 0), fce > Fmax als exzentrischer (VCE > 0).
20 --- RETURNS ---
21          Kontraktionsgeschwindigkeit entlang der Wirkungslinie
22 ---*/
23 double Vce(int Musk, double lce, double q, double fce)
24 {
25     double FF, FF_stat, Brel_lce_q, Arel_lce_q, Vmax,
26           K1, K2, K3, K4, Offset, FF_limit, V_limit, vce;
27
28     FF_stat = fisom(Musk, lce) * q;

```

```

29  Arel_lce_q = arel_lce_q(Musk, lce, q);
30  Brel_lce_q = brel_lce_q(Musk, lce, q);
31  Vmax = Brel_lce_q / Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt * FF_stat;
32  FF = fce / MuskParms[Musk].Fmax;
33
34  if(FF < 0.0)
35  {
36      /* mit dVCEdFCE_konz_norm != 0.0 kann bei (m"oglichst
37      minimalen) Schubkr"aften einfach die
38      Verk"urzungsgeschwindigkeit des unbelastet (konzentrisch)
39      kontrahierenden Muskels Vmax erh"ohet werden;
40      zur Erinnerung: SEE und PEE organisieren sich dann so, dass
41      fce < 0.0: je steiler dVCEdFCE_konz_norm, desto kleinere
42      Schubkr"afte und desto h"ohere CE-Verk"urzungsgeschwindigkeiten
43      sind bei der Integration m"oglich, wenn z.B. die
44      PEE-SEE-Wechselwirkung zusammen mit den angetriebenen
45      Massen den Muskel sehr viel schneller zur"ucktreibt als
46      der Muskel ohne PEE mit nur Vmax verk"urzen k"onnte: */
47      return (-Vmax
48             + dVCEdFCE_konz_norm * MuskParms[Musk].dVdF_max * fce);
49  }
50  else if(FF > FF_stat)
51  {
52      double dVCEdFCE_exz;
53
54      dVCEdFCE_exz = dVCEdFCE_exz_norm * MuskParms[Musk].dVdF_max;
55      /* exzentrischer Fall: VCE positiv */
56      K2 = FF_stat * MuskParms[Musk].Fmaxexz;
57      K4 = K2 - FF_stat;
58      K3 = K4 * Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
59  / MuskParms[Musk].Slopefactor / (FF_stat + Arel_lce_q);
60      K1 = -K4 * K3;
61      /* Begrenzung der Steigung dVdF auf endlichen Wert: */
62      Offset = sqrt(-K1 / MuskParms[Musk].Fmax / dVCEdFCE_exz);
63      FF_limit = K2 - Offset;
64      if(FF < FEPS)
65  return (dVCEdFCE_exz * fce);
66      else if(FF > FF_limit)
67      {
68          V_limit = -K1 / Offset - K3;
69          return (MuskParms[Musk].Fmax * (FF - FF_limit)
70                * dVCEdFCE_exz + V_limit);
71      }
72      else
73      {
74          if(Dpeemax > 0.0)
75          {
76              double R, S, Dpee_skal;
77
78              Dpee_skal = Dpeemax * ((1-rpee) * FF + rpee);
79              R = MuskParms[Musk].Fmax
80                * (Dpee_skal * K3 / MuskParms[Musk].Fmax + K2 - FF);
81              S = MuskParms[Musk].Fmax * K3 * (FF_stat - FF);
82              return ((-R + sqrt(pow(R, 2.0) - 4.0 * Dpee_skal * S))
83                    / 2.0 / Dpee_skal);
84          }
85          else
86          return (K1 / (FF - K2) - K3);
87      }
88  }
89  else
90  {
91      /* konzentrischer Fall: VCE negativ oder 0.0 */
92      if(Dpeemax > 0.0)
93      {
94          double R, S, Dpee_skal;
95
96          Dpee_skal = Dpeemax * ((1-rpee) * FF + rpee);
97          R = MuskParms[Musk].Fmax
98            * (Dpee_skal * Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
99              / MuskParms[Musk].Fmax + Arel_lce_q + FF);
100         S = MuskParms[Musk].Fmax * Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
101           * (FF - FF_stat);
102         return ((R - sqrt(pow(R, 2.0) - 4.0 * Dpee_skal * S))
103               / 2.0 / Dpee_skal);
104     }
105     else
106     return (Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
107           * (1.0 - (FF_stat + Arel_lce_q)
108             / (FF + Arel_lce_q)));
109     }
110 } /* Vce() */
111

```

```

112
113 /*--- NAME Vce_constdsee() ---*/
114 Kontraktionsgeschwindigkeit eines kontraktilen Elements, wenn das
115 SEE auch linear bed"ampft ist
116 ----- SYNOPSIS -----
117 #include "simsys.h"
118 ----- PARAMETER -----
119 Musk      Nummer des Muskels, BEGINNEND MIT 0!
120 lce       L"ange des Elements (lce >= 0)
121 q         Aktivit"at des Muskels, d.h relative Anzahl gebundener
122          Actin-Myosin-Bruecken (0 <= q <= 1)
123 fsee_fpee Kraftdifferenz fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen
124          Beitr"age des SEE und PEE
125 lmuskp    L"angen"anderungsgeschw. des gesamten Muskels (SEE und CE in
126          Serie) von Ursprung bis Ansatz
127 ----- DESCRIPTION -----
128 Abh"angig von den Parametern Arel und Brel des CE, der
129 isometrischen Kraft F0(lce,q), der mit BerUmlMuskGeometrie()
130 errechneten L"ange lce, der linearen SEE-D"ampfung Dsee, dem
131 Querschnitt des SEE (indirekt, d.h. Dsee ~ Fmax(des CE)), der
132 typischen (optimalen) L"ange des Muskels (wieder indirekt, d.h.
133 ~ 1/Lceopt(des CE)), der vorgegebenen Kraftdifferenz elastischer
134 Terme fsee_fpee = fsee(lsee) - fpee(lce) sowie der
135 L"angen"anderungsgeschw. des gesamten Muskels lmuskp wird die
136 L"angen"anderungsgeschw. vce des CE entlang seiner Wirkungslinie
137 berechnet.
138 vce ergibt sich aus der L"osung einer quadratischen Gleichung.
139 Anders als im Falle ohne SEE-D"ampfung ist an dieser
140 Stelle die Kraft fce NOCH NICHT BEKANNT (sondern nur die Differenz
141 fsee_fpee=fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen Beitr"age),
142 daher entscheidet hier auch kein Kraft-Kriterium, ob das CE
143 momentan konzentrisch oder exzentrisch arbeitet. Hier startet
144 die Entscheidungsfindung mit der Annahme einer konzentrischen
145 Kontraktion, die genaue Analyse der zwei zugeh"origen L"osungen
146 liefert dann diese Entscheidung und letztlich den eindeutigen Wert
147 der Kontraktionsgeschw. vce.
148 ----- RETURNS -----
149 Kontraktionsgeschwindigkeit entlang der Wirkungslinie
150 -----*/
151 double Vce_constdsee(int Musk, double lce, double q, double fsee_fpee,
152 double lmuskp)
153 {
154     int exz_flag;
155     double FF_stat, F0, Brel_lce_q, Arel_lce_q, Vmax, K1, K2, K3, K4,
156           a, b, dsee, D, R, S, vce;
157
158     FF_stat = fisom(Musk, lce) * q;
159     F0 = MuskParms[Musk].Fmax * FF_stat;
160     Arel_lce_q = arel_lce_q(Musk, lce, q);
161     Brel_lce_q = brel_lce_q(Musk, lce, q);
162     Vmax = Brel_lce_q / Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt * FF_stat;
163
164     /* die folgende if-Abfrage ist ein Relikt zum Abfangen des Problems,
165     dass bei Verwendung des Hillschen vce(Fce)-Kraftgesetzes in Serie
166     zu einem unged"ampften SEE eine Schubkraft nicht vorgesehen ist;
167     mit D"ampfung kann die Differenz fsee_fpee der NICHT-DISSIPATIVEN
168     Terme durchaus negativ werden, ohne eine sinnvolle
169     Kontraktionsl"osung zu verhindern; ob sinnvoll oder nicht
170     "uberlassen wir dem unten folgenden L"osungsschema: */
171     /* if(fsee_fpee < 0.0)
172     {
173         return (-Vmax
174             + dVCEdFCE_konz_norm * MuskParms[Musk].dVdF_max * fsee_fpee);
175     }
176     else*/
177     {
178         a = Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Fmax;
179         b = Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt;
180         /* der Index, unter dem das SEE in dem Feld MuskParms[] firmiert,
181         ce_Musk[Musk] ist der Index der Muskelstruktur, zu der das CE
182         und sein SEE geh"oren */
183         dsee =
184         Dsee * MuskParms[Musk].Fmax / MuskParms[Musk].Vmax_max;
185
186         dsee *= ((1.0 - rsee) * fabs(fsee_fpee) / MuskParms[Musk].Fmax
187             + rsee);
188
189         /* Annahme: konzentrische Kontraktion, d.h. vce < 0 */
190         exz_flag = 0;
191         R = a + dsee * (b + lmuskp) + fsee_fpee;
192         S = b * (dsee * lmuskp - F0 + fsee_fpee);
193         D = R * R - 4.0 * dsee * S;
194

```

```

195     if(D >= 0.0)
196     if(R > 0.0)
197     if(D != 0.0)
198     if(S <= 0.0)
199         vce = (R - sqrt(D)) / dsee / 2.0;
200     else
201         exz_flag = 1;
202     else
203         exz_flag = 1;
204     else
205         vce = (R - sqrt(D)) / dsee / 2.0;
206     else
207     exz_flag = 1;
208
209     if(exz_flag)
210     {
211     K2 = FF_stat * MuskParms[Musk].Fmaxexz;
212     K4 = K2 - FF_stat;
213     K3 = K4 * Bre1_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
214     / MuskParms[Musk].Slopefactor / (FF_stat + Are1_lce_q);
215     K1 = -K4 * K3;
216
217     R = dsee * (K3 - lmuskp)
218     + F0 * MuskParms[Musk].Fmaxexz
219     - fsee_fpee;
220     S = K3 * (F0 * MuskParms[Musk].Fmaxexz
221     - dsee * lmuskp
222     - fsee_fpee)
223     + K1 * MuskParms[Musk].Fmax;
224     D = R * R - 4.0 * dsee * S;
225
226     if(D >= 0.0)
227     if(R > 0.0)
228     if(D != 0.0)
229     if(S <= 0.0)
230         vce = (R + sqrt(D)) / dsee / 2.0;
231     else
232     {
233     fprintf(stderr, "\n_Vce_constdsee():_Keine_Kontraktionsl"osung_gefunden_f"ur_
234     Muskelstruktur_%d_(S=%f_>0)\n",
235     Struct_musk[Musk]+1, S);
236     fflush(NULL);
237     SiExit(-1);
238     }
239     else
240     {
241     fprintf(stderr, "\n_Vce_constdsee():_Keine_Kontraktionsl"osung_gefunden_f"ur_
242     Muskelstruktur_%d_(D=%f_=0)\n",
243     Struct_musk[Musk]+1, D);
244     fflush(NULL);
245     SiExit(-1);
246     }
247     else
248     {
249     fprintf(stderr, "\n_Vce_constdsee():_Keine_Kontraktionsl"osung_gefunden_f"ur_
250     Muskelstruktur_%d_(D=%f_<0)\n",
251     Struct_musk[Musk]+1, D);
252     fflush(NULL);
253     SiExit(-1);
254     }
255     }
256
257     return(vce);
258 } /* Vce_constdsee() */
259
260
261 /*----- NAME Vce_dsee() -----
262 Kontraktionsgeschwindigkeit eines kontraktiven Elements, wenn das
263 SEE auch linear bed"ampft ist
264 ----- SYNOPSIS -----
265 #include "simsys.h"
266 ----- PARAMETER -----
267 Musk      Nummer des Muskels, BEGINNEND MIT 0!
268 lce       L"ange des Elements (lce >= 0)
269 q         Aktivit"at des Muskels, d.h relative Anzahl gebundener
270          Actin-Myosin-Bruecken (0 <= q <= 1)
271 fsee_fpee Kraftdifferenz fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen
272          Beitr"age des SEE und PEE
273 lmuskp    L"angen"anderungsgeschw. des gesamten Muskels (SEE und CE in
274          Serie) von Ursprung bis Ansatz

```

```

275 ----- DESCRIPTION -----
276 Abh"angig von den Parametern Arel und Brel des CE, der
277 isometrischen Kraft F0(lce, q), der mit BerUmlMuskGeometrie()
278 errechneten L"ange lce, der linear Fce-abh"angigen SEE-D"ampfung
279 dsee_max() (als Funktion implementiert), dem
280 Querschnitt des SEE (indirekt, d.h. Dsee ~ Fmax(des CE)), der
281 typischen (optimalen) L"ange des Muskels (wieder indirekt, d.h.
282 ~ 1/Lceopt(des CE)), der vorgegebenen Kraftdifferenz elastischer
283 Terme fsee_fpee = fsee(lsee) - fpee(lce) sowie der
284 L"angen"anderungsgeschw. des gesamten Muskels lmuskp wird die
285 L"angen"anderungsgeschw. vce des CE entlang seiner Wirkungslinie
286 berechnet.
287 vce ergibt sich aus der L"osung einer quadratischen Gleichung.
288 Anders als im Falle ohne SEE-D"ampfung ist an dieser
289 Stelle die Kraft fce NOCH NICHT BEKANNT (sondern nur die Differenz
290 fsee_fpee=fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen Beitr"age),
291 daher entscheidet hier auch kein Kraft-Kriterium, ob das CE
292 momentan konzentrisch oder exzentrisch arbeitet. Hier startet
293 die Entscheidungsfindung mit der Annahme einer konzentrischen
294 Kontraktion, die genaue Analyse der zwei zugeh"origen L"osungen
295 liefert dann diese Entscheidung und letztlich den eindeutigen Wert
296 der Kontraktionsgeschw. vce.
297 ----- RETURNS -----
298 Kontraktionsgeschwindigkeit entlang der Wirkungslinie
299 -----*/
300 double Vce_dsee(int Musk, double lce, double q, double fsee_fpee,
301                double lmuskp)
302 {
303     int exz_flag;
304     double FF_stat, F0, Brel_lce_q, Arel_lce_q, Vmax, K1, K2, K3, K4,
305            dsee_max_lce_q, AA, BB, dB, CC, D, vce;
306
307     exz_flag = 0;
308
309     FF_stat = fisom(Musk, lce) * q;
310     F0 = MuskParms[Musk].Fmax * FF_stat;
311     Arel_lce_q = arel_lce_q(Musk, lce, q);
312     Brel_lce_q = brel_lce_q(Musk, lce, q);
313     Vmax = Brel_lce_q / Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt * FF_stat;
314
315     /* die folgende if-Abfrage ist ein Relikt zum Abfangen des Problems,
316        dass bei Verwendung des Hillschen vce(Fce)-Kraftgesetzes in Serie
317        zu einem unged"ampften SEE eine Schubkraft nicht vorgesehen ist;
318        mit D"ampfung kann die Differenz fsee-fpee der NICHT-DISSIPATIVEN
319        Terme durchaus negativ werden, ohne eine sinnvolle
320        Kontraktionsl"osung zu verhindern; ob sinnvoll oder nicht
321        "uberlassen wir dem unten folgenden L"osungsschema: */
322     /* if (fsee_fpee < 0.0)
323     {
324         return (-Vmax
325                + dVCEdFCE_konz_norm * MuskParms[Musk].dVdF_max * fsee_fpee);
326     }
327     else*/
328     {
329         dsee_max_lce_q = dsee_max(Musk, lce, q, Dsee);
330         dB = Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
331         * dsee_max_lce_q * (rsee + (1.0 - rsee) * FF_stat);
332
333         AA = dsee_max_lce_q * (rsee - Arel_lce_q * (1.0 - rsee));
334         BB = -AA * lmuskp - fsee_fpee - dB
335         - Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Fmax;
336         CC = dB * lmuskp
337         + (fsee_fpee - F0) * Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt;
338         D = BB * BB - 4.0 * AA * CC;
339
340         if (fabs(AA) > 0.0)
341         {
342             if (D >= 0.0)
343             { /* wir probieren es frech mit dem '-'-Zeichen */
344                 vce = (-BB - sqrt(D)) / (2.0 * AA);
345             }
346             else
347             {
348                 fprintf(stderr, "\n_Vce_dsee():_Keine_Kontraktionsl"osung_gefunden_f"ur_
349                        Muskelstruktur_%d_(D=%f<0)\n",
350                        Struct_musk[Musk]+1, D);
351                 fflush(NULL);
352                 SiExit(-1);
353             }
354         }
355         else
356         {
357             if (fabs(BB) > 0.0)

```

```

357     {
358         vce = -CC / BB;
359     }
360     else
361     {
362         fprintf(stderr, "\n_Vce_dsee(): „L“osung_algebraischer_Gleichung_“ur_
Muskelstruktur_“d_(BB=%f_“w\“are_n\“otig\n“,
363             Struct_musk[Musk]+1, BB);
364         fflush(NULL);
365         SiExit(-1);
366     }
367 }
368
369 /* kann vielleicht sogar im exzentrischen Fall verwendet werden,
370 Sprung in der Steigung hier genau wie im Hill-Fall
371 ber“ucksichtigen: */
372 /* if(vce > 0.0)
373 {
374 }*/
375
376
377
378 /* als Relikt lassen, wird ja nicht abgearbeitet, wir
379 rechnen erst einmal nur mit dem konzentrischen Hillschen
380 Gesetz: exz_flag wird im obigen L“osungsschema bisher nicht
381 auf 1 umgesetzt wird: */
382 if(exz_flag)
383 {
384     /* auf den Scheiss haben wir eigentlich echt keinen Bock mehr:
385     Herr, lass' ein anderes exzentrisches Kraftgesetz vom
386     Himmel fallen! */
387     K2 = FF_stat * MuskParms[Musk].Fmaxexz;
388     K4 = K2 - FF_stat;
389     K3 = K4 * Brel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt
/ MuskParms[Musk].Slopefactor / (FF_stat + Arel_lce_q);
390     K1 = -K4 * K3;
391
392     AA = dsee_max_lce_q * (rsee - Arel_lce_q * (1.0 - rsee));
393     BB = AA * (K3 - lmuskp)
+ F0 * MuskParms[Musk].Fmaxexz
394     - fsee_fpee;
395     CC = K3 * (F0 * MuskParms[Musk].Fmaxexz
- AA * lmuskp
396     - fsee_fpee)
+ K1 * MuskParms[Musk].Fmax;
397     D = BB * BB - 4.0 * AA * CC;
398 }
399 }
400
401 return(vce);
402 } /* Vce_dsee() */
403
404
405
406
407
408
409
410 /*----- NAME Vce_linear() -----
411 Kontraktionsgeschwindigkeit eines kontraktiven Elements, das einem
412 linearen anstatt Hillschen Gesetz folgt plus einer linear Fce-abh“angigen
413 D“ampfung Dpee(Fce) des PEE (=CE) plus einem linear ged“ampften SEE (Dsee)
414 ----- SYNOPSIS -----
415 #include "simsys.h"
416 ----- PARAMETER -----
417 Musk      Nummer des Muskels, BEGINNEND MIT 0!
418 lce      L“ange des Elements (lce >= 0)
419 q        Aktivit“at des Muskels, d.h relative Anzahl gebundener
420 Actin-Myosin-Bruecken (0 <= q <= 1)
421 fsee_fpee Kraftdifferenz fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen
422 Beitr“age des SEE und PEE
423 lmuskp   L“angen“anderungsgeschw. des gesamten Muskels (SEE und CE in
424 Serie) von Ursprung bis Ansatz
425 ----- DESCRIPTION -----
426
427 Aktuator-Kraft:  $F_{ce} = F_0 / V_{max} * (v_{ce} + V_{max}) + D_{pee}(F_{ce}) * v_{ce}$ 
428
429 Abh“angig von den Parametern Arel und Brel des CE (Relikt des Hillschen
430 Muskels: hier wird nur der Quotient Brel/Arel zur Berechnung von
431  $V_{max} = Brel / Arel * L_{ceopt}$  f“ur die Steigung verwendet),
432 der isometrischen Kraft  $F_0(lce, q) = F_{max} * q * fisom(lce)$ ,
433 der (linear) Fce-abh“angigen PEE-D“ampfung
434  $D_{pee}(F_{ce}) = D_{peemax} * ((1 - r_{pee}) * F_{ce} / F_{max} + r_{pee})$ ,
435 der mit BerUmlMuskGeometrie() errechneten L“ange lce,
436 der linearen SEE-D“ampfung Dsee,
437 dem Querschnitt des SEE (indirekt, d.h.  $D_{see} \sim F_{max}(\text{des CE})$ ),
438 der typischen (optimalen) L“ange des Muskels (wieder indirekt, d.h.
```

```

439     ~ 1/Lceopt(des CE)),
440     der vorgegebenen Kraftdifferenz elastischer Terme
441     fsee-fpee = fsee(lsee) - fpee(lce),
442     sowie der L"angen"anderungsgeschw. des gesamten Muskels lmuskp
443     wird die L"angen"anderungsgeschw. vce des CE entlang seiner
444     Wirkungslinie berechnet.
445     vce ergibt sich aus der L"osung einer quadratischen Gleichung.
446
447     Anders als im Falle ohne SEE-D"ampfung ist an dieser
448     Stelle die Kraft fce NOCH NICHT BEKANNT (sondern nur die Differenz
449     fsee-fpee=fsee(lsee)-fpee(lce) der nicht-dissipativen Beitr"age),
450     daher entscheidet hier auch kein Kraft-Kriterium, ob das CE
451     momentan konzentrisch oder exzentrisch arbeitet. Hier startet
452     die Entscheidungsfindung mit der Annahme einer konzentrischen
453     Kontraktion, die genaue Analyse der zwei zugeh"origen L"osungen
454     liefert dann diese Entscheidung und letztlich den eindeutigen Wert
455     der Kontraktionsgeschw. vce.
456     ----- RETURNS -----
457     Kontraktionsgeschwindigkeit entlang der Wirkungslinie
458     -----*/
459 double Vce_linear(int Musk, double lce, double q, double fsee-fpee,
460                 double lmuskp)
461 {
462     double FF_stat, F0, Brel_lce_q, Arel_lce_q, Vmax, dsee, AA, BB, CC, D, vce;
463
464     FF_stat = fisom(Musk, lce) * q;
465     F0 = MuskParms[Musk].Fmax * FF_stat;
466     Arel_lce_q = arel_lce_q(Musk, lce, q);
467     Brel_lce_q = brel_lce_q(Musk, lce, q);
468     Vmax = Brel_lce_q / Arel_lce_q * MuskParms[Musk].Lceopt * FF_stat;
469
470     /* die folgende if-Abfrage ist ein Relikt zum Abfangen des Problems,
471     dass bei Verwendung des Hillschen vce(Fce)-Kraftgesetzes in Serie
472     zu einem unged"ampften SEE eine Schubkraft nicht vorgesehen ist;
473     mit D"ampfung kann die Differenz fsee-fpee der NICHT-DISSIPATIVEN
474     Terme durchaus negativ werden, ohne eine sinnvolle
475     Kontraktionsl"osung zu verhindern; ob sinnvoll oder nicht
476     "uberlassen wir dem unten folgenden L"osungsschema: */
477     /* if(fsee-fpee < 0.0)
478     {
479         return (-Vmax
480             + dVCEdFCE_konz_norm * MuskParms[Musk].dVdF_max * fsee-fpee);
481     }
482     else*/
483     {
484         /* der Index, unter dem das SEE in dem Feld MuskParms[] firmiert,
485         ce_Musk[Musk] ist der Index der Muskelstruktur, zu der das CE
486         und sein SEE geh"oren */
487         dsee = Dsee * MuskParms[Musk].Fmax / MuskParms[Musk].Vmax_max;
488
489         /* Annahme: konzentrische Kontraktion, d.h. vce < 0 */
490         AA = (1.0 - rpee) * Dpeemax * F0 / MuskParms[Musk].Fmax / Vmax;
491         BB = dsee + rpee * Dpeemax +
492         F0 * (1.0 / Vmax + (1.0 - rpee) * Dpeemax / MuskParms[Musk].Fmax);
493         CC = -(fsee-fpee - F0 + dsee * lmuskp);
494         D = BB * BB - 4.0 * AA * CC;
495
496         if(fabs(AA) > 0.0)
497         {
498             if(D >= 0.0)
499             { /* nur '+'-Zeichen kann's sein: */
500                 vce = (-BB + sqrt(D)) / (2.0 * AA);
501             }
502             else
503             {
504                 fprintf(stderr, "\n_Vce_linear():_Keine_Kontraktionsl"osung_gefunden_f\"ur_
505                     Muskelstruktur_%d_(D=%f<0)\n",
506                     Struct_musk[Musk]+1, D);
507                 fflush(NULL);
508                 SiExit(-1);
509             }
510         }
511         else
512         {
513             if(fabs(BB) > 0.0)
514             {
515                 vce = -CC / BB;
516             }
517             else
518             {
519                 fprintf(stderr, "\n_Vce_linear():_L"osung_algebraischer_Gleichung_f\"ur_
520                     Muskelstruktur_%d_(BB=%f=0)_w\"are_n\"otig\n",
521                     Struct_musk[Musk]+1, BB);

```



```
520         fflush(NULL);
521         SiExit(-1);
522     }
523 }
524
525     /* kann sogar im exzentrischen Fall verwendet werden, Sprung
526     in der Steigung hier genau wie im Hill-Fall ber"uecksichtigen: */
527     /* if(vce > 0.0)
528     {
529     }*/
530 }
531
532 return(vce);
533 } /* Vce_linear() */
```

# Literaturverzeichnis

- Alexander, R., 1988. *Elastic Mechanisms in Animal Movement*. Cambridge University Press, Cambridge.
- Alexander, R., 2001. Damper for bad vibrations. *Nature* 414 (6866), 855–857.
- Anderson, F., Pandy, M., 1993. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics* 26 (12), 1413–1427.
- Anderson, F., Pandy, M., 1999. A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2 (3), 201–231.
- Bergmann, G., Gandini, R., Ruder, H., 2001. Averaging of strongly varying signals. *Biomedizinische Technik* 46 (6), 168–171.
- Biewener, A., 1990. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science* 250 (4984), 1097–1103.
- Bizzi, E., Hogan, N., Mussa-Ivaldi, F., Giszter, S., 1992. The equilibrium-point framework: A point of departure. *The Behavioral and Brain Sciences* 15 (4), 808–814, Author’s response to “Does the nervous system use equilibrium point control to guide single and multiple joint movements?”.
- Blickhan, R., 1989. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics* 22 (11/12), 1217–1227.
- Bobbert, M., 2001. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *The Journal of Experimental Biology* 204 (Pt 3), 533–542.
- Bobbert, M., de Graaf, W., Jonk, J., L.J., C., 2006. Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology* 100 (2), 493–499.

- Bobbert, M., Knoek van Soest, A., 2001. Why do people jump the way they do? *Exercise and Sports Science Reviews* 29 (3), 95–102.
- Bobbert, M., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P., van Ingen Schenau, G., 1986. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European Journal of Applied Physiology* 54, 566–573.
- Bobbert, M., Soest, A. V., Aug 1994. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (8), 1012–20.
- Bobbert, M., van Ingen Schenau, G., 1988. Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics* 21 (3), 249–262.
- Bobbert, M., van Zandwijk, J., Aug 1999. Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study. *Biological Cybernetics* 81 (2), 101–8.
- Böhm, H., 2002. Computer simulation of muscle series elastic element function in drop jumping. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Böhm, H., Cole, G. K., Brüggemann, G.-P., Ruder, H., Feb 2006. Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping. *J Appl Biomech* 22 (1), 3–13.
- Boose, A., 1997. Biomechanisches Modellieren als Mittel zur Untersuchung der Koordination von Mehrgelenksbewegungen bei Kleinhirnpatienten und Gesunden. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Boose, A., Jentgens, C., Spieker, S., Dichgans, J., 1995. Variations on tremor parameters. *Chaos* 5 (1), 52–56.
- Bronstein, I.N., Semendjajew, K.A., 1979. Taschenbuch der Mathematik, 21st Edition. Teubner, Leipzig.
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., Besier, T. F., Nov 2005. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37 (11), 1911–6.
- Burkholder, T., Lieber, R., May 2001. Sarcomere length operating range of vertebrate muscles during movement. *The Journal of Experimental Biology* 204 (Pt 9), 1529–36.

- Camilleri, M., Hull, M., Nov 2005. Are the maximum shortening velocity and the shape parameter in a Hill-type model of whole muscle related to activation? *Journal of Biomechanics* 38 (11), 2172–80.
- Carrion-Vazquez, M., Oberhauser, A., Fowler, S., Marszalek, P., Broedel, S., Clarke, J., Fernandez, J., 1999. Mechanical and chemical unfolding of a single protein: a comparison. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA* 96 (7), 3694–3699.
- Cavagna, G., 1970. Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology* 29 (3), 279–282.
- Challis, J. H., Nov 2004. Examination of the scaling of human jumping. *Journal of Strength and Conditioning Research* 18 (4), 803–9.
- Chandler, R., Clauser, C., McConville, J., Reynolds, H., Young, J., 1975. Investigation of the inertial properties of the human body. Tech. rep., DOT HS-801-430, NASA, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Chow, J., Darling, W., 1999. The maximum shortening velocity of muscle should be scaled with activation. *Journal of Applied Physiology* 86 (3), 1025–1031.
- Currey, J., 2002. *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton University Press, Princeton, NJ.
- Davy, D., Audu, M., 1987. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics* 20 (2), 187–201.
- Delp, S., Loan, J., Hoy, M., Zajac, F., Topp, E., Rosen, J., 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME-37 (8), 757–767.
- Denoth, J., 1985. The dynamic behaviour of a three link model of the human body during impact with the ground. In: Winter, D., Norman, R., Wells, R., Hayes, K., Patla, A. (Eds.), *Biomechanics IX-A*. Vol. 5B of International Series on Biomechanics. Human Kinetics Publishers, Champaign, pp. 102–106.
- Denoth, J., Stüssi, E., Csucs, G., Danuser, G., 2002. Single muscle fiber contraction is dictated by inter-sarcomere dynamics. *Journal of Theoretical Biology* 216 (1), 101–122.
- Eitel, T., 1996. 3D-Computersimulation von biomechanischen Mehrkörpersystemen. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.

- Epstein, M., Herzog, W., 2003. Aspects of skeletal muscle modelling. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B* 358 (1437), 1445–1452.
- Erhardt, M., 1992. Computersimulation für lernfähige biomechanische Modelle. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Ettema, G., Meijer, K., 2000. Muscle contraction history: modified Hill versus an exponential decay model. *Biological Cybernetics* 83 (6), 491–500.
- Feldman, A., 1974. Control of the length of the muscle. *Biophysics* 19, 766–771.
- Feldman, A., 1986. Once more on the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control. *Journal of Motor Behavior* 18 (1), 17–54.
- Fritzsche, F., 2001. Biomechanische Simulation von sportlichen Bewegungsabläufen mit Mehrkörpersystemen. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Gerritsen, K., van den Bogert, A., Nigg, B., 1995. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics* 28 (6), 661–668.
- Gordon, A., Huxley, A., Julian, F., 1966a. Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibers. *The Journal of Physiology* 184, 143–169.
- Gordon, A., Huxley, A., Julian, F., 1966b. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *The Journal of Physiology* 184, 170–192.
- Götz, C., 1998. Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels zur Simulation von Stößen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Granzier, H., Labeit, S., 2006. The giant muscle protein titin is an adjustable molecular spring. *Exercise and Sports Science Reviews* 34 (2), 50–53.
- Grood, E., W.J., S., 1983. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105, 136–143.
- Gruber, K., 1987. Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Dissertation, Universität Tübingen und ETH Zürich.
- Gruber, K., Denoth, J., Ruder, H., Stuessi, E., 1991. Zur Mechanik der Gelenkbelastung - Grundlagen für die theoretische Modellierung. *Zeitschrift für Orthopädie* 129, 260–267.

- Gruber, K., Denoth, J., Stuessi, E., Ruder, H., 1987. The wobbling mass model. In: Jonsson, B. (Ed.), *Biomechanics X-B*. Vol. 6B of International Series on Biomechanics. Human Kinetics Publishers, Champaign, pp. 1095–1099.
- Gruber, K., Legal, H., Ruder, H., 1982. Biomechanische Analyse der Bewegungsabläufe an der unteren Extremität - II. Gelenkkräfte. *Zeitschrift für Orthopädie* 120, 806–813.
- Gruber, K., Legal, H., Ruder, H., 1983. Biomechanische Analyse der Bewegungsabläufe an der unteren Extremität - I. Beschleunigungen. *Zeitschrift für Orthopädie* 121, 146–153.
- Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., Schneider, K., 1998. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics* 31 (5), 439–444.
- Gruber, K., Ruder, H., Ruder, M., Mattheck, C., Apr. 1989. Experimentelle und theoretische Untersuchungen der Auswirkungen verschiedener Bodenkraft-Deformations-Zusammenhänge auf die Schnittlasten im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk. Primärbericht, Kernforschungszentrum, Karlsruhe.
- Guihard, M., Gorce, P., 2001. Simulation of a dynamic vertical jump. *Robotica* 19, 87–91.
- Günther, M., 1997. Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Günther, M., Blickhan, R., 2002. Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics* 35 (11), 1459–1474.
- Günther, M., Keppler, V., Seyfarth, A., Blickhan, R., 2004. Human leg design: optimal axial alignment under constraints. *Journal of Mathematical Biology* 48 (6), 623–646.
- Günther, M., Ruder, H., 1998. Synthesis of human walking. In: Blickhan, R., Wisser, A., Nachtigall, W. (Eds.), *BIONA-report*. Vol. 13. Akad. Wiss. u. Lit. and Mainz, G. Fischer, Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm.
- Günther, M., Ruder, H., 2003. Synthesis of two dimensional human walking - a test of the  $\lambda$ -model. *Biological Cybernetics* 89 (2), 89–106.
- Günther, M., Sholukha, V., Keßler, D., Wank, V., Blickhan, R., 2003. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 3 (3/4), 309–335.

- Günther, M., Witte, H., Blickhan, R., 2005. Joint energy balances: the commitment to the synchronization of measuring systems. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 5 (1), 139–149.
- Hahn, U., 1993. Entwicklung mehrgliedriger Modelle zur realistischen Simulation dynamischer Prozesse in biologischen Systemen. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Haken, H., 1983. Synergetik: Eine Einführung, 3rd Edition. Springer, Berlin, Übersetzt von A. Wunderlin.
- Hanavan, E., 1964. A mathematical model of the human body. Tech. rep., NASA, Wright-Patterson Air Force Base, Aerospace Medical Division, Ohio.
- Hatze, H., 1977. A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics* 25, 103–119.
- Hatze, H., 1981. Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle - Characteristics and Applications. University of South Africa Press, Pretoria.
- Heitz, M., 1991. Biomechanik des menschlichen Hüftgelenks anhand eines realistischen dreidimensionalen Modells. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Heitz, M., 1995. Bestimmung von Dichte und Stabilität des menschlichen Oberschenkelknochens auf der Basis von CT-Daten. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Henze, A., 2002. Dreidimensionale biomechanische Modellierung und die Entwicklung eines Reglers zur Simulation zweibeinigen Gehens. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Hill, A., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B* 126, 136–195.
- Hof, A., 2003. Muscle mechanics and neuromuscular control. *Journal of Biomechanics* 36, 1131–1138.
- Hof, A., Elzinga, H., Grimmius, W., Halbertsma, J., 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait & Posture* 16 (1), 78–86.
- Horita, T., Komi, P., Nicol, C., Kyröläinen, H., Nov 2002. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *European Journal of Applied Physiology* 88 (1-2), 76–84.

- Hospach, F., 1993. Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Huxley, A., 1957. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry* 7, 255–318.
- Innocenti, B., Facchielli, D., Torti, S., A., V., 2006. Analysis of Biomechanical Quantities During a Squat Jump: Evaluation of a Performance Index. *Journal of Strength and Conditioning Research* 20 (3), 709–715.
- Julian, F., 1971. The effect of calcium on the force-velocity relation of briefly glycerinated frog muscle fibres. *The Journal of Physiology* 218, 117–145.
- Katz, B., 1939. The relation between force and speed in muscular contraction. *The Journal of Physiology* 96, 45–64.
- Kaufmann, K., 1999. Vorwärtssimulation der Riesenfelge am Hochreck mittels Jerk-Optimierung? Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Keppeler, V., 2003. Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Ker, R., 1981. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). *The Journal of Experimental Biology* 93, 283–302.
- Ker, R., Zioupos, P., 1997. Creep and fatigue damage of mammalian tendon and bone. *Comments on Theoretical Biology* 4 (2-3), 151–181.
- Kistemaker, D., van Soest, A., Bobbert, M., 2006. Is equilibrium point control feasible for fast goal-directed single-joint movements? *Journal of Neurophysiology* 95 (5), 2898–2912.
- Kleinau, J., 1993. Modellierung des mechanischen Bewegungsablaufs in einem Arm bei Anlegen von Vibrationen sowie experimentelle Anpassung der Modellparameter. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Kolb, J., 1996. Finite-Elemente-Analyse von Belastungen an Kopfmodellen. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Krause, P., Choi, J., McMahon, T., 1995. The force-velocity curve in passive whole muscle is asymmetric about zero velocity. *Journal of Biomechanics* 28 (9), 1035–1043.
- Krebs, T., 1995. Untersuchung der Lokomotion kleiner Säuger mit inverser Dynamik und Computersimulationen biomechanischer Mehrkörpermodelle. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.



- Krieg, M., 1992. Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Krieg, M., 1996. Berechnung von Muskel- und Gelenkkraften mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells einer menschlichen Hüfte im Einbeinstand. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Fukashiro, S., Apr 2001. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *Journal of Applied Physiology* 90 (4), 1349–58.
- Lan, G., Sun, S., 2005. Dynamics of myosin-driven skeletal muscle contraction: I. Steady-state force generation. *Biophysical Journal* 88 (6), 4107–4117.
- Legal, H., Reinecke, M., Ruder, H., 1980. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks III. *Zeitschrift für Orthopädie* 118, 804–815.
- Legal, H., Ruder, H., 1977. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks I. *Zeitschrift für Orthopädie* 115, 215–234.
- Legal, H., Ruder, H., 1978. Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks II. *Zeitschrift für Orthopädie* 116, 889–896.
- Legal, H., Ruder, H., Thurner, G., Warmbein, I., 1988. Die Skelettdaten des gesunden menschlichen Hüftgelenks. *Zeitschrift für Orthopädie* 126, 589–595.
- Lieber, R., Friden, J., 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23, 1647–1666.
- Lombardi, V., Piazzesi, G., Ferenczi, M., Thirlwell, H., Dobbie, I., Irving, M., 1995. Elastic distortion of myosin heads and repriming of the working stroke in muscle. *Nature* 374 (6522), 553–555.
- Lombardi, V., Piazzesi, G., Reconditi, M., Linari, M., Lucii, L., Stewart, A., Sun, Y., Boesecke, P., Narayanan, T., Irving, T., Irving, M., 2004. X-ray diffraction studies of the contractile mechanism in single muscle fibres. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B* 359 (1452), 1883–1893.
- Magnusson, S., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M., 2001. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *The Journal of Physiology* 513, 277–288.
- Marszalek, P., Lu, H., Li, H., Carrion-Vazquez, M., Oberhauser, A., Schulten, K., Fernandez, J., 1999. Mechanical unfolding intermediates in titin modules. *Nature* 402 (6757), 100–103.

- McMahon, T., Cheng, G., 1990. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics* 23 (Suppl. 1), 65–78.
- Meijer, K., Grootenboer, H., Koopman, H., van der Linden, B., Huijing, P., 1998. A Hill type model of rat medial gastrocnemius muscle that accounts for shortening history effects. *Journal of Biomechanics* 31 (6), 555–563.
- Mergner, T., Rosemeier, T., 1998. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions - a conceptual model. *Brain Research Reviews* 28 (1-2), 118–135.
- Micheau, P., Kron, A., Bourassa, P., 2003. Evaluation of the lambda model for human postural control during ankle strategy. *Biological Cybernetics* 89 (3), 227–236.
- Minajeva, A., Kulke, M., Fernandez, J., Linke, W., 2001. Unfolding of titin domains explains the viscoelastic behavior of skeletal myofibrils. *Biophysical Journal* 80 (3), 1442–1451.
- Mutschler, H., 1997. Biomechanische Simulation zielgerichteter Bewegungen mit neuronalen Netzen. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- NASA Reference Publication, 1978. Anthropometric Source Book. Tech. Rep. 1024, NASA Scientific and Technical Information Office, Springfield.
- Nigg, B., Wakeling, J., 2001. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and Sports Science Reviews* 29 (1), 37–41.
- Otten, E., 2005. Moving a generalised limb: a simulation with consequences for theories on limb control. *Animal Biology* 55 (1), 71–79.
- Pain, M., Challis, J., 2006. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and reaction forces in drop landings. *Journal of Biomechanics* 39 (1), 119–124.
- Pandy, M., Zajac, F., 1991. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics* 24, 1–10.
- Perreault, E. J., Heckman, C. J., Sandercock, T. G., Feb 2003. Hill muscle model errors during movement are greatest within the physiologically relevant range of motor unit firing rates. *Journal of Biomechanics* 36 (2), 211–8.
- Petrofsky, J., Phillips, C., 1981. 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 (5), 297–306.

- Piazzesi, G., Lombardi, V., 1995. A cross-bridge model that is able to explain mechanical and energetic properties of shortening muscle. *Biophysical Journal* 68 (5), 1966–1979.
- Piazzesi, G., Lombardi, V., 1996. Simulation of the rapid regeneration of the actin-myosin working stroke with a tight coupling model of muscle contraction. *Journal of Muscle Research and Cell Motility* 17 (1), 45–53.
- Pichler, A., 1999. Dreidimensionale Darstellung der Kräfte- und Druckverhältnisse im Hüftgelenk. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Pierrynowski, M.R., Morrison, J.B., 1985a. A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion: Theoretical aspects. *Mathematical Biosciences* 75, 69–101.
- Pierrynowski, M.R., Morrison, J.B., 1985b. Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: a physiological solution. *Mathematical Biosciences* 75, 43–68.
- Press, W., Teukolsky, S., Vetterling, W., Flannery, B., 1994. *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*, 2nd Edition. Cambridge University Press, Cambridge.
- Prilutskii, B., Vasilev, V., Raitsin, L., Aktov, A., 1989. Estimation of muscle forces during natural movement of man on the basis of minimization of various functions. *Biofizika* 34 (6), 1041–5.
- Pussel, V., 2000. Biomechanische Untersuchung eines Hüftgelenkimplantates mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Rau, E., 1987. Biomechanische Analyse von Überlastexperimenten zur Kontrolle des muskulären Trainingszustandes. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Reconditi, M., Linari, M., Lucii, L., Stewart, A., Sun, Y., Boesecke, P., Narayanan, T., Fischetti, R., Irving, T., Piazzesi, G., Irving, M., Lombardi, V., 2004. The myosin motor in muscle generates a smaller and slower working stroke at higher load. *Nature* 428 (6982), 578–581.
- Reinsch, C., 1967. Smoothing by spline functions. *Numerische Mathematik* 10 (3), 177–183.

- Reinschmidt, C., van den Bogert, A., Nigg, B., Lundberg, A., Murphy, N., Jul 1997. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics* 30 (7), 729–32.
- Riemersma, D., Schamhardt, H., 1985. In vitro mechanical properties of equine tendons in relation to cross-sectional area and collagen content. *Research in Veterinary Science* 39 (3), 263–270.
- Ruder, H., Ertl, T., Gruber, K., Günther, M., Hospach, F., Ruder, M., Subke, J., Widmayer, K., 1994a. Kinematics and dynamics for computer animation. In: Coquillart, S., Straßer, W., Stucki, P. (Eds.), *From Object Modelling to Advanced Visual Communication. Focus on Computer Graphics*. Springer, Berlin, Ch. 2, pp. 76–117.
- Ruder, H., Gruber, K., Hospach, F., Ruder, M., Subke, J., Widmayer, K., 1994b. Die Dynamik der Körpermassen: Einfach Modelle zur Simulation von Körperbewegungen und Aufprallvorgängen. In: Oehmichen, M., König, H. (Eds.), *Biomechanik-Rekonstruktion*. Vol. 8 of *Rechtsmedizinische Forschungsergebnisse*. Schmidt-Römhild, Lübeck, pp. 63–84.
- Ruder, H., Ruder, M., Mattheck, C., Jun. 1988. Berechnung der Schnittlasten im Knie- und Hüftgelenk in der Dynamik. Primärbericht, Kernforschungszentrum, Karlsruhe.
- Schmalz, T., 1993a. Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. In: *Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes*. Vol. 26. Karl Hofmann, Schorndorf.
- Schmalz, T., 1993b. Die Nutzung biomechanischer Modelle zur Bestimmung rheologischer Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes. In: Gutewort, W., Schmalz, T., Weiß, T. (Eds.), *Symposium Oberhof: Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Vol. 55. Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaft (dvs), Academia, Sankt Augustin, pp. 102–108.
- Schmitt, S., 2003. Modellierung und Simulation biomechanischer Prozesse am Beispiel des Skisprungs. Diplomarbeit, Universität, Stuttgart.
- Scholz, M. N., Bobbert, M. F., van Soest, A. K., Jun 2006. Scaling and jumping: gravity loses grip on small jumpers. *Journal of Theoretical Biology* 240 (4), 554–61.
- Schüzler, O., 1998. Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.

- Shadwick, R., 1990. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *Journal of Applied Physiology* 68 (3), 1033–1040.
- Shampine, L., Gordon, M., 1975. *Computer Solution of Ordinary Differential Equations: The Initial Value Problem*. W.H. Freeman & Co., San Francisco.
- Spägle, T., Kistner, A., Gollhofer, A., 1999a. A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics* 32 (1), 87–91.
- Spägle, T., Kistner, A., Gollhofer, A., 1999b. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics* 32 (5), 521–530.
- Stein, M., 1996. Erstellung eines biomechanischen Modells zur Untersuchung des menschlichen Tremors. Staatsexamensarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Stern, J., 1974. Computer modeling of gross muscle dynamics. *Journal of Biomechanics* 7, 411–428.
- Subke, J., 1996. Visualisierung biomechanischer Bewegungen und biomechanische Computersimulationen zur Berechnung innerer Kräfte während extremer Bewegungsabläufe beim Menschen mittels Modellierung der Muskelkräfte. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Telley, I., Denoth, J., Ranatunga, K., 2003. Inter-sarcomere dynamics in muscle fibres. A neglected subject? *Advances in Experimental Medicine and Biology* 538, 481–500.
- Thorpe, S., Li, Y., Crompton, R., Alexander, R., 1998. Stresses in human leg muscles in running and jumping determined by force plate analysis and from published magnetic resonance images. *The Journal of Experimental Biology* 201 (Pt 1), 63–70.
- Tskhovrebova, L., Trinick, J., 2002. Role of titin in vertebrate striated muscle. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B* 357 (1418), 199–206.
- van Soest, A., 1992. Jumping from structure to control: a simulation study of explosive movements. Dissertation, Vrije Universiteit, Amsterdam.
- van Soest, A., Bobbert, M., 1993. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biological Cybernetics* 69 (3), 195–204.

- van Soest, A., Huijing, P., Solomonow, M., 1995. The effect of tendon on muscle force in dynamic isometric contractions: a simulation study. *Journal of Biomechanics* 28 (7), 801–807.
- van Soest, A., Schwab, A., Bobbert, M., van Ingen Schenau, G., 1993. The influence of the bi-articularity of the gastrocnemius muscle on vertical jumping achievement. *Journal of Biomechanics* 26 (1), 1–8.
- Wakeling, J., Nigg, B., 2001. Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. *Journal of Biomechanics* 34 (4), 539–543.
- Wank, V., 2000. Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen. Habilitationsschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Wank, V., Bauer, R., Walter, B., Kluge, H., Fischer, M., Blickhan, R., Zwiener, U., 2000. Accelerated contractile function and improved fatigue resistance of calf muscles in newborn piglets with IUGR. *American Journal of Physiology – Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 278 (2), R304–R310.
- Wank, V., Fischer, M., Walter, B., Bauer, R., 2006. Muscle growth and fiber type composition in hind limb muscles during postnatal development in pigs. *Cells Tissues Organs* 182 (3-4), 171–181.
- Widmayer, K., 1995. Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Wiedmaier, T., 1996. Finite-Elemente-Analyse von Belastungen am menschlichen Kopf. Diplomarbeit, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Wilson, A., Goodship, A., 1994. Exercise-induced hyperthermia as a possible mechanism for tendon degeneration. *Journal of Biomechanics* 27 (7), 899–905.
- Wilson, A., McGuigan, M., Su, A., van den Bogert, A., 2001. Horses damp the spring in their step. *Nature* 414 (6866), 895–899.
- Zajac, F., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In: Bourne, J. (Ed.), *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*. Vol. 17. CRC Press, Boca Raton, pp. 359–411.
- Zajac, F., 1993. Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics* 26 (Suppl. 1), 109–124.
- Zioupos, P., Currey, J., Casinos, A., 2001. Tensile fatigue in bone: are cycles-, or time to failure, or both, important? *Journal of Theoretical Biology* 210 (3), 389–399.

# Danke !

Seit Sommer 2002 bin ich Mitglied der Biomechanikgruppe innerhalb der theoretischen Astrophysik der Universität Tübingen. Von Anfang an fühlte ich mich sehr wohl, was ganz besonders an den Menschen der TAT liegt.

Zu allererst gilt mein Dank Prof. Dr. Hanns Ruder, der mit seiner herzlichen und offenen Art den Geist für gute Zusammenarbeit legte. Seine Tür stand immer offen, um neue Ideen zu besprechen, Visionen zu entwickeln oder auch nur, um sich gemeinsam darüber zu freuen, wie Heike und Bine geradezu mühelos durch den Verwaltungsdschungel marschierten. Auch den beiden gilt mein besonderer Dank.

Ich wäre wahrscheinlich nie ein Biomechaniker geworden ohne die Arbeitsgruppe Biomechanik an der TAT. Vielen Dank für die Zusammenarbeit und die guten Diskussionen in der Cafete an Anton, Harald, Helmut, Michael, Rudi, Steffi und Valentin.

Zusätzlich zur TAT war ich die letzten drei Jahre am Institut für Sport und Sportwissenschaft in Freiburg beschäftigt. Mein besonderer Dank geht an Prof. Dr. Albert Gollhofer und den Mitarbeitern der Arbeitsgruppe Motorik, hier wurde Bewegungswissenschaft greifbar und bei diversen Sportaktivitäten im schönen Schwarzwald auch spürbar. Vielen Dank Beate, Björn, Dominik, Franz, Mark, Markus, Steffi und Wolfgang.

Für die hervorragende Betreuung und die verlässliche Zusammenarbeit im Rahmen dieser Dissertation und der zugehörigen Forschungsprojekte gilt mein ganz besonderer Dank Dr. Michael Günther.

Vielen Dank an Prof. Dr. Veit Wank vom Institut für Sportwissenschaft der Universität Tübingen, der mir die Muskelexperimente zur Verfügung stellte.

Gegen Ende der Arbeit wurde es sehr hektisch und oft spät. Trotzdem waren die Korrekturen immer *pünktlich* und vor allem gut. Vielen Dank Edgar, Nici, Harald, Lars und Fee.

Abschließend möchte ich meiner Familie und meinen Freunden danken und ganz speziell: Creszentia, Edgar, Fee, Nici, Per und Rita. Einfach so!

# Lebenslauf

## Syn Schmitt

geboren am 13. Juni 1975 in Leonberg

### Schule/Studium:

09/1981 - 07/1991

Grundschule und Realschule Weil der Stadt

09/1991 - 07/1994

Gottlieb-Daimler-Schule Sindelfingen

09/1994 - 07/1996

Technische Oberschule Stuttgart

10/1996 - 06/2002

Studium Sport und Physik an der Universität Stuttgart

07/2002 - 07/2003

Diplomarbeit „*Modellierung und Simulation biomechanischer Vorgänge am Beispiel des Skisprungs*“

am 1. Institut für theoretische Physik der

Universität Stuttgart

04./18.03.2002

Diplom-Hauptprüfung in Physik

April/Nov. 2002

Erstes Staatsexamen in Physik und Sport

### Promotion:

01/2004 - 12/2006

Anfertigung der Dissertation „*Über die Anwendung und Modifikation des Hill'schen Muskelmodells in der Biomechanik*“ unter Anleitung von

Prof. Dr. Hanns Ruder am Institut für Astronomie und Astrophysik der Universität Tübingen

### Akademische Lehrer:

in Stuttgart:

Prof. Eisenmenger, Prof. Fähnle, Prof. Gollhofer,

Prof. Höllig, Prof. Kneißl, Prof. Mahler

Prof. Trebin, Prof. Wunderlin, Prof. Wunner

in Tübingen:

Prof. Ruder, Prof. Wank

in Freiburg:

Prof. Gollhofer