

**Erstellung eines komplexen
Muskel-Skelett-Modells zur
Berechnung der Druckbelastung in
Gelenken bei vorwärtsdynamisch
simulierten Bewegungsformen**

DISSERTATION

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

vorgelegt von

Anton Prochel
aus Wien

2009

Tag der mündlichen Prüfung: 6. August 2009
Dekan: Prof. Dr. Wolfgang Knapp
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Hanns Ruder
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Veit Wank

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde ein dreidimensionales Computermodell erstellt, mit welchem die Berechnung der Druckverteilung auf den menschlichen Hüftgelenkflächen unter synthetisch generierter Bewegung mittels realitätsnah modellierter Muskel möglich ist. Damit wurde die Druckverteilung für den geregelten Zweibeinstandes berechnet. Da dafür kein geeignetes Modell existierte, lag die Hauptaufgabe in der Erstellung eines komplexen, biomechanischen Menschmodells (Anthropion), das die geforderten Funktionalitäten umfasste.

In der Vergangenheit wurden zwar viele biomechanische Modelle entwickelt, diese konzentrieren sich aber meistens auf die Beschreibung eines eng umrissenen Aspekts des biomechanischen Gesamtsystems und sind komplett unabhängig voneinander. Allgemeiner Modelle, die einen weiteren Bereich des biomechanischen Gesamtsystems abdecken, existieren kaum bzw. waren zur Bearbeitung der vorliegenden Fragestellung nicht geeignet. Daher erfolgte im Zuge dieser Arbeit die Integration mehrerer dieser speziellen Modelle zu dem komplexen, biomechanischen Muskel-Skelett-Menschmodell Anthropion mit Bewegungskontrolle und realitätsnah arbeitenden Muskeln.

Die Basis dieses als Computersimulation realisierten Modells ist ein dreidimensionales Mehr-Körper-System-Modell des Menschen mit Segmenten, Gelenken und Muskeln, das auf dem Modell von Delp basiert. Die Kraftentfaltung der Muskeln wird über ein Muskelmodell vom Hillschen Typ beschrieben. Den Zusammenhang zwischen dem Aktivierungszustand der Muskeln und ihrer von außen erfolgenden Stimulation stellen die Aktivierungsmodelle nach Hatze bzw. Zajac her. Für die Haltungs- und Lageregelung wird das Modell von Feldman verwendet. Die Druckberechnungen werden über einen vor kurzem entwickelten Kontaktalgorithmus namens Polygonal Contact Model realisiert.

Die Anwendbarkeit des Modells wurde durch die Simulation zweier ausgewählter Bewegungsszenarien gezeigt, darunter des geregelten Zweibeinstandes. Das Modell ist als Ausgangspunkt zur Bearbeitung weiterer Fragestellungen gedacht, da sowohl das Modell wie auch seine Simulationsumgebung gut erweiterbar sind.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
1 Hinführung zur Biomechanik	6
1.1 Ziel dieser Arbeit	6
1.2 Begriffsbestimmung	7
1.3 Physiologie und Medizin	8
1.3.1 Funktionen der Bestandteile des menschlichen Bewegungsapparates	8
1.3.2 Die Physiologie des Muskels	10
1.3.3 Die Bewegungskontrolle	13
1.4 Die Physik des Modells	14
1.4.1 Bewegungsgleichungen für Mehr-Körper-Systeme	15
1.4.2 MKS-Programme in der Biomechanik	17
2 Stand der Forschung	19
2.1 Einfache Menschmodelle	19
2.2 Komplexe Muskel-Skelett-Modelle	21
2.2.1 SIMM	22
2.2.2 LifeMOD	23
2.3 Untersuchung des Hüftdruck unter Bewegung	24
2.3.1 Klinische Untersuchungsmethoden	24
2.3.2 Simulationsmodelle	25
3 Modellbildung	31
3.1 Übersicht	31
3.2 Die Simulationsumgebung SIMPACK	32
3.3 Anthropometrisches Modell	35
3.3.1 Der Fuß	42
3.4 Muskelmodell und Aktivierung	44
3.4.1 verschiedene Muskelmodelle	44
3.4.2 Muskelmodelle des Hillschen Typs	45
3.4.3 Das masselose Muskelmodell in Anthropion	46
3.4.4 Das massebehaftete Muskelmodell in Anthropion	52
3.4.5 Quick Release Experimente	54
3.4.6 Die Anfangswerte der inneren Parameter der Muskeln	55
3.4.7 Aktivierungsdynamik	56
3.4.8 Implementierung	57

3.5	Standkontrolle	63
3.5.1	Das λ -Modell	64
3.5.2	Übergeordnete Handlungsregelung	65
3.5.3	Implementierung	66
3.6	Kontakte und Gelenke	68
3.6.1	Gelenke und Kontakte im MKS-Formalismus	68
3.6.2	biomechanische Gelenkmodellierung	69
3.6.3	Polygonal Contact Model	72
3.6.4	Implementierung der Gelenke	76
3.6.5	Implementierung der Druckberechnung	78
3.6.6	Implementierung der Bodenkontakte	81
3.6.7	Die Parameter der drei verwendeten Hüftgelenkgeometrien	83
4	Der Modellgenerator	90
4.1	Vorteile eines Modellgenerator	90
4.2	Die Funktionsweise des Modellgenerators	91
5	Resultate	97
5.1	Der geregelte Zweibeinstand	98
5.1.1	Oberkörperschwerpunkt und Kraftangriffspunkt	98
5.1.2	Die Druckverteilung im Stand	102
5.1.3	zeitlicher Verlauf der Muskelkräfte	109
5.2	Ein schädlicher Niedersprung	113
5.2.1	Beschreibung des Niedersprungs	114
5.2.2	Die Druckverteilung beim Niedersprung	126
6	Diskussion und Ausblick	137
A	Zusammenhang zwischen MPa, kg und cm^2	139
B	Modelldaten von Anthropion	140
C	Zur Muskelkraftberechnung	141
C.1	Die Muskelkraftroutinen	141
C.2	Ein- und Ausgabedaten der Muskelkraftroutinen	145
C.2.1	uforce30.f	145
C.2.2	Fehlernummern der detektierten Fehler in der UF30.f	146
D	Quick Release Simulation	147
	Literaturverzeichnis	148

Tabellenverzeichnis

3.1	Muskeln von Anthropion	40
3.2	Muskeln von Anthropion	41
3.3	Segmenteigenschaften des Anthropion-Fußes	42
3.4	Mögliche Zustände des Muskels im masselosen Fall	61
3.5	Mögliche Zustände des Muskels im massebehafteten Fall	61
3.6	Literaturübersicht: Materialeigenschaften	80
3.7	Kontaktparameter für Knorpel-Knorpel-Kontakt	80
3.8	Kontaktparameter für Fuß-Boden-Kontakt	83
3.9	Parameter des Hüftgelenkkopfes	89
3.10	Parameter der Hüftgelenkpfanne	89
5.1	Literaturübersicht: Gelenkkräfte	101
5.2	Literaturübersicht: Gelenkdrücke	104
B.1	Masse der Körpersegmente von Anthropion	140
D.1	Quick Release: unveränderliche Parameter	147
D.2	Quick Release: Muskelparameter für Ruhelage	148

Abbildungsverzeichnis

1.1	Menschmodell Anthropion	6
1.2	Muskeln: Antagonisten und Kokontraktion	9
1.3	Schema einer Muskelfaser	11
1.4	Funktionsweise des Sarkomers und der Aktivierung	12
2.1	dreigliedriges Schwabbelmassenmodell	20
2.2	Hanavan Menschmodell	21
2.3	Menschmodelle in SIMMund anybody	22
2.4	Menschmodell in LifeMOD	23
2.5	Kräftebilanz im Hüftgelenk	26
2.6	Druckverteilung im Hüftgelenk	27
2.7	zweidimensionales Menschmodell von Günther	29
3.1	Schema des Anthropion-Menschmodells	33
3.2	Segmente der unteren Extremitäten in Seitenansicht	36
3.3	Untere Extremitäten von vorne	37
3.4	Untere Extremitäten von hinten	38
3.5	Muskelverlauf im Fuß	39
3.6	Segmentmodell des Fußes	43
3.7	Schema des Anthropion-Muskelmodells	46
3.8	Muskelmodell: Die Kraftfunktion des seriellelastischen Elements	47
3.9	Muskelmodell: Funktion der normierten isometrischen Kraft	49
3.10	Muskelmodell: Kurvenschar der Kraft-Geschwindigkeitsfunktion	50
3.11	Muskelmodell: Kurvenschar der Geschwindigkeits-Kraftfunktion	51
3.12	Quick Release: $F_{ce}(t)$	53
3.13	Quick Release: $v_{ce}(t)$	53
3.14	Schema eines Quick Release Experiments	55
3.15	Funktionsweise von SIMPACK-Kraftelementen	58
3.16	Funktionsweise der Muskelumlenkung	63
3.17	PCM: Baumstruktur der Bounding Box Hierarchie	73
3.18	PCM: Kontaktkraftberechnung aus den Schnittvolumen	74
3.19	Funktionsweise von SIMPACK-Gelenkelementen	77
3.20	Schema des pcm Ablaufplans	79
3.21	Füße des Modells von unten gesehen	82
3.22	Ansicht des linken Modellfußes von seitlich außen	82

3.23	individuelles Hüftgelenk	84
3.24	einfaches sphärisches Hüftgelenk	86
3.25	parametrisierte sphärisches Hüftgelenkpfanne	87
3.26	Die Parameter der Hüftgelenkpfanne	89
4.1	Ausschnitt aus Modell-Definitionsdatei	95
5.1	x-Komponenten von Oberkörperschwerpunkt und Kraftangriffspunkt	99
5.2	Zustand des Oberkörperschwerpunktes im Phasenraum	100
5.3	li. Hüftgelenkskraft und Bodenreaktionskraft im linken Fuß	102
5.4	Druckverteilung im individuellen Hüftgelenk	105
5.5	Druckverteilung im idealisierten sphärischen Hüftgelenk	106
5.6	Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	107
5.7	Muskeln: Verhalten des m. tibialis anterior	110
5.8	Muskeln: Verhalten des m. tibialis posterior	111
5.9	Niedersprung: Impulserhaltung und Oberkörperschwerpunkt	115
5.10	Niedersprung: Die Kräfte	117
5.11	Niedersprung: Gelenkwinkel	118
5.12	Niedersprung: Verhalten des m.glutaeus maximus	120
5.13	Niedersprung: Verhalten des m. iliacus	121
5.14	Niedersprung: Verhalten des m. vastus intermedialis	122
5.15	Niedersprung: Verhalten des m. gastrocnemius	123
5.16	Fersenpolstermodell	125
5.17	Niedersprung: Stauchung des Hüftgelenks	127
5.18	Niedersprung: Kontaktfläche des Hüftgelenks	128
5.19	Niedersprung: Zahl der Kontaktelemente im Hüftgelenk	128
5.20	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	130
5.21	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	131
5.22	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	132
5.23	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	133
5.24	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	134
5.25	Niedersprung: Druckverteilung im parametrisierten Hüftgelenk	135
D.1	Quick Release: $F_{ce}(t)$	149
D.2	Quick Release: $v_{ce}(t)$	149

Kapitel 1

Hinführung zur Biomechanik

1.1 Ziel dieser Arbeit

Unter Verwendung physikalischer Gesetzmäßigkeiten sollte ein biomechanisches Modell des Menschen (Abb. 1.1) entwickelt werden, welches die Druckverteilung in der menschlichen Hüfte unter möglichst realistischen Bedingungen berechenbar macht, da direkte Messungen in der unmanipulierten Hüfte gegenwärtig nicht möglich sind. Insbesondere sollte das Modell mit der Fähigkeit zur selbstgeregelten aktiven muskelgenerierten Bewegung ausgestattet sein und damit die Möglichkeit bieten, natürliche menschliche Bewegungsabläufe zu simulieren, bei denen passive Massendynamik, und äußere wie innere Kräfte (Muskel- bzw. Gelenkkräfte) entsprechend den mechanischen Bewegungsgleichungen in einem konsistenten Belastungsszenario auftreten.

Das erstellte Menschmodell Anthropion (von griechisch *ανθρωπος*: der Mensch) soll dazu beitragen, die dabei im menschlichen Gewebe auftretenden Belastungen besser zu verstehen. Eine der vielen möglichen Anwendungen ist die Operationsvorausplanung, die an einem Beispiel kurz erläutert werden soll. Es gibt Patienten, bei denen körperliche Gegebenheiten zu einer chronischen Überbelastung des Hüftgelenks führen. Mittels einer Umstellungsosteotomie, bei der die Geometrie im Bereich der Hüfte in einen hinsichtlich der Kraft günstigeren Zustand verbracht wird, verbessert man die Belastungssituation im Gelenk. Ein valides Modell bzw. Vorstellung der physikalischen Gesetzmäßigkeiten des menschlichen Körpers ist Voraussetzung für den Einsatz solcher Operationstechniken.

Pionierarbeit auf diesem Gebiet leisteten [Legal und Ruder \(1977\)](#), [1978](#) und [1980](#). Mit den damals zur Verfügung stehenden Mitteln entwickelten sie ein auf den geometrischen

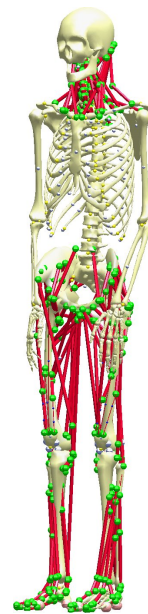


Abbildung 1.1:
Menschmodell
Anthropion

Daten einer Röntgenaufnahme des Beckens ¹ beruhendes zweidimensionales Modell der statischen Belastung der Hüfte im Einbeinstand und der zugehörigen Druckverteilung auf der Gelenkkopfoberfläche. Das im Rahmen dieser Arbeit entstandene Modell greift diesen Ansatz auf und realisiert mit den heute zur Verfügung stehenden Mitteln, wie leistungsfähigen Rechnern bzw. performanten Grafikkarten, den geregelten, dreidimensionalen, dynamischen Zweibeinstand, und berechnet die dabei im Zeitverlauf auftretende Druckverteilung auf der Oberfläche des Gelenkkopfes.

1.2 Begriffsbestimmung

Die Biomechanik ist ein Teilgebiet der Biophysik und untersucht die mechanischen Zusammenhänge in biologischen Systemen. Dazu bedient sie sich der Methoden und Erkenntnisse der Physik und der Biologie bzw. der Medizin. Die Biomechanik ist ein interdisziplinäres Forschungsgebiet.

Dabei befasst sich die experimentelle Biomechanik mit Messungen und Experimenten an biologischen Systemen, sei es an ganzen Körperteilen oder an Gewebeproben. Ziel ist es, unter möglichst realistischen Umgebungsbedingungen möglichst genaue und aussagekräftige Messungen zu erhalten. Eine große Schwierigkeit besteht darin, dass manche Größen momentan nicht ohne Rückwirkungen auf das zu untersuchende Objekt gemessen werden können.

Bei der theoretischen Biomechanik steht die Analyse und das Verständnis der komplexen Zusammenhänge, denen die mechanischen Eigenschaften lebender Organismen zugrunde liegen, im Vordergrund. Als Grundlage für diese Untersuchungen sind mathematisch-physikalische Modelle unverzichtbar. Sie dienen zum einen dem Test neuer Hypothesen. Zum anderen ermöglichen genau genommen erst diese Modelle das Verständnis und die Interpretation von Messungen. Valide Modelle können zur Vorhersage von Bewegungsverhalten eingesetzt werden. Dies ist überall dort unverzichtbar, wo sich Messungen aus grundsätzlichen Überlegungen heraus verbieten oder momentan technologisch unmöglich sind. Beispielsweise werden in der Unfallforschung Modelle zur Insaßensimulation eingesetzt. Allerdings müssen Modelle durch Messungen erst validiert werden, was in oben erwähnt, ein Problem sein kann.

Abseits dieser grundsätzlichen Unterscheidung lassen sich weitere Bereiche unterscheiden, die in ihren Ansätzen und Zielen ihre Herkunftsdisziplinen widerspiegeln, aber nicht unbedingt scharf voneinander abgegrenzt sind.

Die zoologische Biomechanik hat die Untersuchung nicht menschlicher Lebewesen zum Gegenstand und leistet einen großen Beitrag zum grundsätzlichen Verständnis biomechanischer Vorgänge.

Die sportwissenschaftliche Biomechanik versucht mit biomechanischen Methoden sportliche Bewegungsabläufe zu analysieren, um so die Leistungsfähigkeit von Sportlern zu optimieren. Der Schwerpunkt liegt auf der messtechnischen Erfassung von Bewegungen

¹Beckenübersichtsaufnahme

und Kräften. Wichtige Hilfsmittel sind Kraftmessplatten, EMG-Systeme², Beschleunigungsmesser sowie Systeme zur videobasierten Bewegungserfassung.

Das Ziel der klinischen Biomechanik ist das Auffinden geeigneter Therapiemethoden zur Heilung und Prävention von Erkrankungen des Bewegungsapparates. Sie bedient sich neben der statistischen Auswertung von Feldstudien überwiegend empirischer Zugänge wie Materialprüfungen von Implantaten oder in-vitro³ Studien. Sie lieferte auch einen großen Motivationsbeitrag zu der vorliegenden Arbeit.

1.3 Physiologie und Medizin

Im folgenden Abschnitt wird kurz die Funktionsweise des Bewegungsapparates und seiner Bestandteile beschrieben.

1.3.1 Funktionen der Bestandteile des menschlichen Bewegungsapparates

Der menschliche Bewegungsapparat lässt sich in passive und aktive Komponenten einteilen. Zu den aktiven wird nur die Muskulatur gezählt. Sie alleine besitzt die Fähigkeit, aktiv Kräfte zu erzeugen. Knochen, Gelenke und Bindegewebe gehören zu den passiven Komponenten.

Knochen können in guter Näherung als starre Körper betrachtet werden. Ihre Funktion ist die Aufnahme von Druckkräften im Körper, in geringerem Maße sind sie auch auf Zug belastbar. Knochen sorgen für die notwendige Stabilität des menschlichen Körpers, indem sie anderen Körpergeweben Halt bieten.

Gelenke verbinden zwei, manchmal auch mehr Knochen miteinander und erlauben es diesen, Bewegungen gegeneinander auszuführen. Ihre Hauptfunktion im Bewegungsapparat besteht darin, die Rotation eines Körpers gegenüber einem zweiten zu ermöglichen. Im Vergleich dazu sind die Translationen, die sie zulassen, äußerst eingeschränkt.

Bänder umgeben die Gelenke und leisten einen wichtigen Beitrag zu deren Stabilität, indem sie den Zusammenhalt der Gelenke gewährleisten. Im Gegensatz zu ihren mechanischen Äquivalenten in der Technik verfügen biologische Gelenke nicht über starre Führungen, die ein Auseinanderfallen des Gelenkes generell verhindern. Stattdessen muss der Gelenkschluss durch Muskeln und Bänder hergestellt werden. Die zweite Funktion der Bänder ist die Begrenzung der Bewegungsfreiheit des Gelenks, d. h. die Realisierung des Gelenkanschlages. Dessen Ausprägung in biologischen Gelenken wird zusammen mit der Gelenkmodellierung in der Biomechanik in Abschnitt 3.6.2 eingehender besprochen.

²EMG = Elektromyographie; Methode zur Messung von Inervationspotentialen in der Muskulatur

³Im Gegensatz zu in vivo, wo Untersuchungen am lebenden Subjekt durchgeführt werden, kommen hier Präparate zum Einsatz, die unter möglichst lebensnahen Bedingungen untersucht werden.

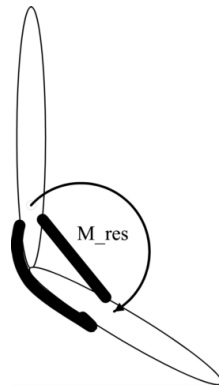


Abbildung 1.2: Antagonisten und Kokontraktion: Zwei Körper sind über ein Scharniergelenk, dessen Drehachse senkrecht zur Papierebene steht, verbunden. Wird der innen verlaufende Muskel angespannt und gleichzeitig der andere entspannt, erzeugt ersterer eine Kraft \vec{F} , die mit dem Hebelarm \vec{r} das resultierende Drehmoment \vec{M} auf das Gelenk aufbringt, und damit letztlich die Anwinkelung des Gelenks bewirkt. In die Gegenrichtung funktioniert das ganze umgekehrt. Die beiden Muskeln sind Antagonisten (Gegenspieler). Werden beide Muskeln angespannt (Kokontraktion), so versteift sich das System und wird gegen Störungen unempfindlicher

Muskeln sind in ihrem passiven Verhalten Bändern ähnlich. Zusätzlich sind sie aber auch zur aktiven unmittelbar durch das Zentrale Nervensystem gesteuerten Kraftentfaltung in der Lage. Muskeln wie Bänder können ausschließlich Zugkräfte aufnehmen. Um eine Bewegung erzeugen zu können, muss ein Muskel an einem Knochen entspringen, über mindestens ein Gelenk hinweg ziehen und an einem anderen Knochen ansetzen.

Die Funktionsweise der Muskeln im Bewegungsapparat erklärt sich leicht am Beispiel des einfachsten Falles. Hierbei sind zwei Knochen über ein Scharniergelenk miteinander verbunden (siehe Abb. 1.2). An jeder Seite des Gelenks verläuft annähernd in der Bewegungsebene des Gelenks ein Muskel von einem Knochen zum anderen. Die Wirkung eines Muskels auf die Gelenkstellung bzw. Drehbewegung hängt nicht alleine von der von ihm erzeugten Muskelkraft \vec{F} ab, sondern auch vom Hebelarm \vec{r} des Muskels am Gelenk: Entscheidend ist das auf das Gelenk aufgebraute Drehmoment \vec{M}

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (1.1)$$

In vielen, insbesondere den inversdynamischen, Menschmodellen werden die Muskeln daher ausschließlich über die entsprechenden Gelenkmomente berücksichtigt. Interessanterweise ändern sich die Hebelarme mancher Muskeln mit dem Gelenkwinkel.

Der verfügbare Hebelarm scheint in der Anordnung der unterschiedlichen Muskelschichten um Knochen und Gelenke eine Rolle zu spielen. Die langsameren Haltemuskeln liegen oft näher am Knochen, während die schnelleren Beschleunigungsmuskeln weiter außen verlaufen (Wank, 2000). Die Verwendung des größtmöglichen Hebelarms maximiert so die Wirkung der Beschleunigungsmuskeln.

Die gegensätzliche Anordnung der beiden Muskeln im vorliegenden Beispiel ist dadurch bedingt, dass Muskeln aktiv nur Zugkräfte ausüben können. Soll das Gelenk aktiv angewinkelt werden, kann dies nur dadurch erfolgen, dass der auf der Gelenkinnenseite verlaufende Muskel, der Flexor, Zugkräfte zwischen den Körpern aufbringt. Eine aktive Streckung ist dagegen nur mit seinem Antagonisten (Gegenspieler), dem Extensor möglich. Die Verwendung von Antagonistenpaaren zur Bewegung von Gelenken ist ein wichtiges Prinzip im Aufbau des muskulären Bewegungsapparates.

Durch die gleichzeitige Aktivierung beider Muskeln, die sogenannte Kokontraktion, kann das Gelenk versteift werden. Es verhält sich dann wie eine Drehfeder. Je stärker die Muskelaktivierung, desto größer ist die Steifigkeit dieser Feder. Diese Vorspannung des Gelenks durch die Muskeln stabilisiert den aktuellen Gelenkzustand in dem Sinne, dass die Empfindlichkeit des Gelenks für äußere Einflüsse herabgesetzt wird. Befindet sich das Gelenk gar in Ruhe, verschwindet damit sein Gesamtdrehmoment, während die Belastung durch die Gelenkkräfte gerade besonders hoch ist.

Durch Kokontraktion kann zu jeder Gelenkposition eine Art Drehfeder mit eben jener Position als Solllänge realisiert werden. Dies entspricht einem PID-Regler. In den Bewegungswissenschaften wird diese Strategie als Preflex bezeichnet ([Wagner und Blickhan, 1999](#)).

Der Mensch nutzt diese Strategie effektiv zur Stabilisierung seiner Bewegungsabläufe. Es wurde nachgewiesen, dass beim Heben einer instabilen Last (wassergefüllter Behälter) unter weitaus größerer Kokontraktion der lumbalen Muskulatur erfolgt, als beim Heben eines starren Gegenstandes gleichen Gewichts ([van Dieën et al., 2003](#)).

Diese Art der Gelenkstabilisierung hat allerdings ihre Nachteile. Sie geht einher mit einer großen Belastung der Gelenkstrukturen und einem hohen Energieverbrauch der an der Kokontraktion beteiligten Muskel. Sie wird daher immer nur kurzzeitig eingesetzt. Die menschliche Bewegungssteuerung sucht hier immer den optimalen Kompromiss zwischen dem Schutz des Gelenks vor äußeren Störungen und der Energieeffizienz der Bewegung.

Ein ähnliche Schutzstrategie ist die Zuggurtung: Die von den Knochen vertragene Belastung ist auf Zug um ein Drittel niedriger als auf Druck ([Rauber, 1987](#)). Es zeigt sich, dass der Körper gleichzeitige Belastungen eines Knochens auf Zug und Druck nach Möglichkeit vermeidet. Dies geschieht, indem der Verlauf der Kräfte im Knochen durch die Anspannung geeigneter Muskeln gesteuert wird ([Lu et al., 1997](#)). Die Minimierung der Zugbelastung des Knochens wird allerdings mit einer höheren maximalen Druckbelastung erkaufte. Mit zunehmender Realitätsnähe eines Menschmodells wird ihre Berücksichtigung immer wichtiger.

1.3.2 Die Physiologie des Muskels

Die folgenden Abschnitte beschäftigen sich mit dem Muskelmodell. In knapper Form wird die Physiologie des Muskels beschrieben, soweit sie für das Verständnis des Muskelmodells, dessen Modellierung später dargelegt wird, notwendig ist. Eine eingehendere

► Organization of a Muscle Fiber

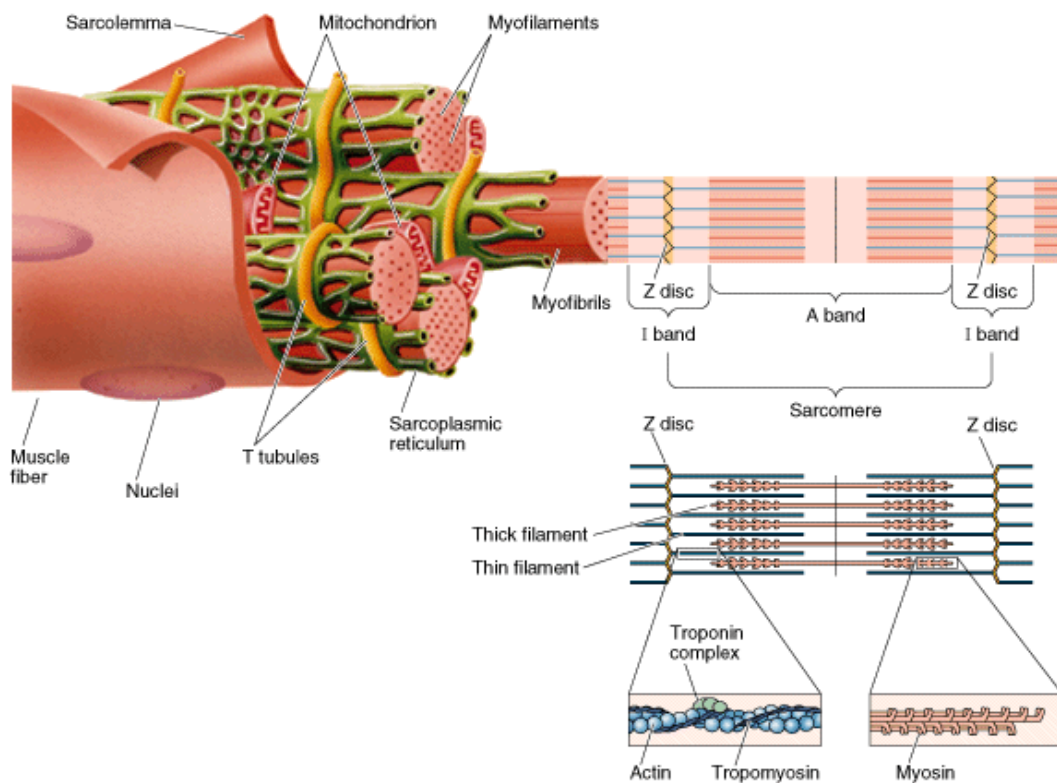


Abbildung 1.3: Das Schema zeigt den Aufbau einer Muskelfaser. Auf der rechten Seite des Bildes ist das Sarkomer, der Muskelbestandteil, der die Kraft erzeugt, genauer dargestellt. Die Actin-Filamente (hellblau) und Myosinfilamente (rosa) können sich ineinander schieben. Durch die serielle Anordnung sehr vieler solcher Elemente wird die Muskelkontraktion erzielt. Vom Überlappungsgrad der Filamente hängt ab, wieviel Kraft der Muskel aufbringen kann. Aus [Rutherford \(2006\)](#)

Einführung zu diesem Thema gibt [Günther \(1997\)](#), auf dessen Muskelmodell sich die vorliegende Arbeit zu einem großen Teil stützt. Ausführliche Darstellungen finden sich in anatomischen Lehrbüchern ([Rauber, 1987](#)).

Fokussiert man den Blick auf immer kleinere Strukturen des Muskels, so werden nacheinander Kompartimente, Faserbündel, Muskelzelle, Muskelfasern, Myofibrillen und schließlich die Sarkomere sichtbar (Abb. 1.3).

Innerhalb der Sarkomere findet die eigentliche Krafterzeugung statt. Das Sarkomer ist etwa $2,5\ \mu\text{m}$ – $2,8\ \mu\text{m}$ lang und $0,5\ \mu\text{m}$ – $1,0\ \mu\text{m}$ dick. Es besteht aus 2 verschiedenen Filamentsorten, Actin und Myosin. Sie bilden die Funktionseinheiten der Filamente. Ein Filament besteht aus einer Reihe aufeinanderfolgender Grundplatten entlang der Fibrillenlängsachse, die quer zur Fibrillenlängsachse ausgerichtet sind. Jeder Grundplatte entspringen immer nur die Filamente einer Sorte, Myosin oder Actin, und das zu

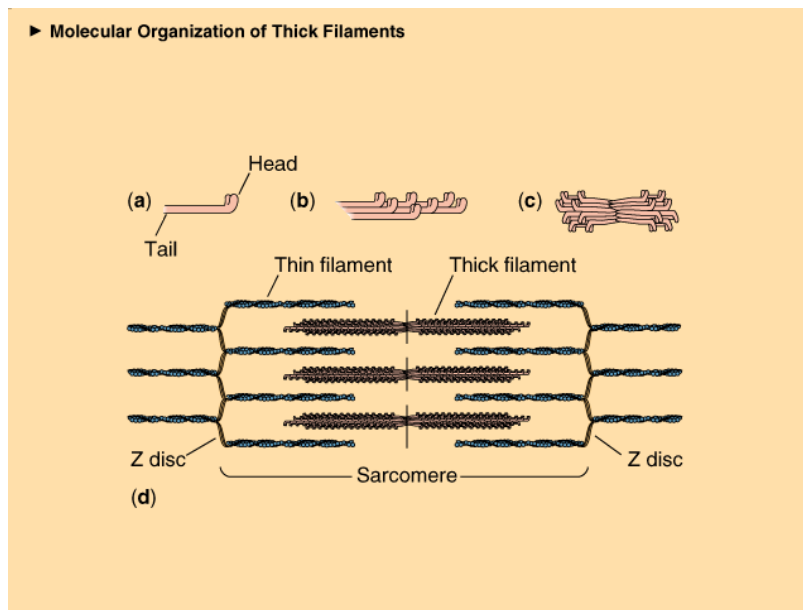


Abbildung 1.4: Funktionsweise des Sarkomers und der Aktivierung. Ein elektrischer Impuls veranlasst die Muskelzellwand zur Ausschüttung von Ca^{2+} in das Zellinnere. Dadurch können die Myosinköpfchen an das Actin andocken. Unter Verbrauch von chemischer Energie werden die Filamente um ca. 5 nm ineinander geschoben. Sobald die Ca^{2+} -Konzentration wieder zu fallen beginnt, lösen sich die Myosinköpfchen wieder vom Actin, sofern genug Energie bereitgestellt wird. Der Zyklus beginnt von neuem. Aus [Rutherford \(2006\)](#)

beiden Seiten (Abb. 1.4). Jede Fibrille ist von einer Einstülpung der Zellwand, in der sie liegen, umgeben. Im Falle einer Aktivierung der Muskelzelle werden so die elektrischen Impulse von der Zellwand an alle Fibrillen weitergeleitet, was letztere zur Kontraktion veranlasst. Jede Muskelzelle ist von Bindegewebe umgeben. Dieses enthält zu den Muskelzellen führende Nervenzellen und stellt die Versorgung der Muskelzellen sicher. Auch die übergeordneten Muskelstrukturen sind voneinander durch Bindegewebe abgegrenzt.

Die bewusste Steuerung der Muskeln ist Aufgabe des zentralen Nervensystems (ZNS). Efferente Nervenleitungen verbinden es über wenige dazwischenliegende Verschaltungsinstanzen hinweg mit den Muskeln. Verästelungen der Nervenzellen erreichen jede Muskelzelle. Über die Zellwand der Muskelzelle werden die elektrischen Impulse des ZNS an die einzelnen Fibrillen weitergeleitet. Der Stimulus, der die Aktivität und damit die Krafterzeugung des Gesamtmuskels bestimmt, ist letztlich die Frequenz der Nervenimpulse und ihr zeitlicher Verlauf. Die Aktivierungsdynamik beschreibt den Zusammenhang zwischen diesem Stimulus und der Muskelaktivierung. Mit steigendem Stimulus werden zum einen mehr Muskelfasern zur Krafterzeugung rekrutiert und zum zweiten erzeugen diese Muskelfasern mehr Kraft.

Ein elektrischer Impuls löst in der Zellwand die Freisetzung von Ca^{2+} im Zellinneren aus. Myosin-Köpfchen können sich nun an das Actin binden und erzeugen anschließend unter Energieverbrauch eine Scherbewegung in der Größenordnung von 5 nm zwischen den

beiden Filamenten. Sobald die Ca^{2+} -Konzentration im Zuge der Wiederherstellung der Ausgangssituation wieder sinkt, werden die Myosinköpfe und Actin wieder getrennt. Dafür ist ebenfalls Energie erforderlich. Ein neuer Kontraktionszyklus kann beginnen. Diese Kontraktionszyklen laufen sowohl parallel in den verschiedenen Muskelfasern als auch seriell innerhalb einer einzelnen Muskelfaser ab.

Diese komplexen Zusammenhänge sind der Grund, warum sich die Aktivierung, als Antwort auf eine sprunghaft eingesetzte Stimulation, mit einer gewissen Verzögerung aufbaut.

1.3.3 Die Bewegungskontrolle

Im Laufe der Evolution haben sich sehr differenzierte Kontrollmechanismen der menschlichen Bewegung entwickelt, die sich nach unterschiedlichen Kriterien ordnen lassen. Die Bewegung des Muskel-Skelett-Apparats ist in der Regel willkürlich gesteuert, im Gegensatz etwa zu Darmbewegungen. Das Kontrollsystem ist hierarchisch aufgebaut. In hierarchisch absteigender Reihenfolge sind hier drei Teile zu unterscheiden:

1. Das *Großhirn* fungiert als Initiator von Bewegungsabläufen und gibt deren grobe Richtung vor. Es wählt die auszuführenden Bewegungsschemata aus und registriert die Ergebnisse ihrer Ausführung. Eine Bewegungskontrolle erfolgt in dem Sinne, dass abhängig davon neue Bewegungsschemata initiiert werden.
2. Die genaue Ausführung der Bewegungen wird vom *Kleinhirn* gesteuert. In ihm sind für viele alltägliche Bewegungen deren zeitliche Verläufe, die Bewegungsmuster gespeichert. Erteilt das Großhirn den Befehl für eine Bewegung, läuft im Kleinhirn eine Art Programm ab, das diese Bewegungsmuster in der richtigen zeitlichen Abfolge in die entsprechenden Befehle für die Muskeln umsetzt. Wie man weiß, ist auch das Großhirn in der Lage, Muskeln direkt anzusprechen. Allerdings erfolgt dies wesentlich weniger genau, so dass die ausgeführten Bewegungen fahrig und unbeholfen erscheinen. Wird so eine Bewegung oft wiederholt, speichert das Kleinhirn die notwendigen Muskelkommandos. Das Bewegungsmuster wird mit der Zeit optimiert, die die Bewegung wirkt flüssiger und sicherer. Der Mensch hat eine neue Bewegung „gelernt“.
3. Den untersten Kontrollmechanismus stellen die *unbedingten Reflexe* dar. Sie arbeiten auf Muskelebene und stellen eine Halteregelelung dar. Ihre Funktion ist die Stabilisierung der Muskelbewegung gegen äußere Störungen. Von allen drei Regelkreisen ist dieser der schnellste mit Reaktionszeiten von 30 ms – 40 ms zwischen Störung und Reaktion in Form der angepassten Muskelaktivierung. Unbedingte Reflexe sind willentlich nicht beeinflussbar.

Die unterste Kontrollinstanz agiert im Gegensatz zu den beiden übergeordneten Instanzen lokal, unabhängig vom Gesamtsystem. Das macht sie sehr schnell. Die Sensoren dieses Regelkreises bestehen aus zwei im Muskel befindlichen Rezeptoren, der Muskelspindel und dem Golgi-Sehnenorgan. Dieses befindet sich im sehnigen Teil des Muskels.

Sie registrieren die Dehnung der Sehne. Da die Sehnenlänge von der Muskelkraft abhängig ist, erlaubt dies auch Rückschlüsse auf die im Muskel erzeugte Kraft.

Die Muskelspindel detektiert Längenänderungen im Muskelgewebe. Diese werden über die afferenten⁴Ia-Nervenfasern ins Rückenmark geleitet. Dort sind sie unmittelbar mit den efferenten⁵ den Muskel innervierenden α -Motoneuronen verschaltet, welche die Aktivierung des Muskels steuern.

Einzigartig unter den Körperrezeptoren macht die Muskelspindel die Innervierung durch efferente Nervenzellen, die γ -Neuronen. Diese erlauben gewissermaßen eine Empfindlichkeitseinstellung des Rezeptors. Je nach Input reagiert der Sensor so vorwiegend auf Abweichungen von der aktuellen statischen Muskellänge oder auf Abweichungen vom Ist-Wert der aktuellen Längenänderung. Auf diese Weise lassen sich wahlweise statische Haltungen oder aber Bewegungen gegen äußere Einflüssen stabilisieren.

Die Muskelspindeln sind Elemente eines komplexen Steuer- und Regelsystems, welches neben anderen folgende Bedeutungen hat:

1. Aufrechterhaltung einer bestimmten Gelenk- und Körperstellung durch die Einstellung und Aufrechterhaltung einer konstanten Muskelspannung
2. Feindosierung von Bewegungen durch Zu- und Abschalten von Muskelfasern (vergleichbar mit einem Servomechanismus)

Formuliert in der Terminologie der Regelungstechnik sieht der Regelkreis folgendermaßen aus: Die motorischen Zentren des Gehirns als Führungsglied geben den Sollwert für die Länge von Muskeln vor. Der Sollwert wird als Aktivität der γ -Fasern an das Regelglied Muskelspindel weitergegeben. In der Muskelspindel wird der Istwert, die Länge der Muskelfasern und damit die Länge der mit den Muskelfasern fest verbundenen Muskelspindel, mit dem Sollwert verglichen. Ist der Istwert kleiner, bedeutet dies, dass die Mitte der Muskelspindelfasern gedehnt ist. Dieser Faserabschnitt dient als Messglied, seine Dehnung wird als Aktivität der Ia-Nervenfasern codiert und als Stellwert über die α -Motoneurone an die Muskelfasern übertragen. Deren Kontraktion wirkt als Stellgröße so lange, bis die Muskelspindel soweit verkürzt ist, dass die Fasermitte nicht mehr gedehnt ist. Als Störgröße wirkt jede Dehnung der Muskeln ob bei Lageveränderungen des Körpers, Schlag auf die Sehne oder Kontraktion des Antagonisten.

1.4 Die Physik des Modells

Für die Simulation mechanischer Probleme existieren zwei grundlegende Ansätze: die Finite Elemente Methode (FEM) und die Methode der Mehr-Körper-Systeme (MKS).

Der Name Finite Elemente besagt, dass die Modellkörper bei dieser Methode aus kleinen aber endlichen Elementen zusammengesetzt sind. Diese sind die Träger der materiellen Eigenschaften des Körpers.

⁴afferenter Nerv: zum zentralen Nervensystem hinführender Nerv

⁵efferenter Nerv: vom zentralen Nervensystem wegführender Nerv

Neben anderen, z.B. thermischen Eigenschaften werden mit FEM hauptsächlich die mechanischen Eigenschaften von Körpern modelliert. Dies umfasst das Verhalten unter eingeleiteten Kräften. Dafür müssen die kontinuumsmechanischen Größen der Körper bekannt sein, insbesondere das Elastizitätsmodul. Die Formgebung des Körpers spielt bei dieser Methode eine wesentliche Rolle. Als Ergebnis erhält man die im Körper auftretenden Spannungen und seine Deformation als Folge einer Verschiebung und Formänderung der finiten Elemente im Körper. Für die Berechnung werden partielle Differentialgleichungen verwendet. Typischerweise enthalten die notwendigen Gleichungssysteme einige Zehntausend Freiheitsgrade. Die untersuchten Probleme umfassen normalerweise nur wenige Körper. Auch mit numerisch effizienten Solvern ist es momentan nicht möglich, die Dynamik des kompletten Menschen sinnvoll als FE-System zu modellieren und zu simulieren. Hingegen können lokale passive Fragestellungen, wie etwa die Deformation eines Knochens unter Last (Pussel, 2000) oder die Auswirkung eines Stoßes auf das Gehirn bei einem Unfall (Götz, 1998) durchaus damit beantwortet werden.

Ein Mehrkörpersystem ist ein System beweglicher, über Kräfte und Zwangsbedingungen gekoppelter Starrkörper. Eine so gebildete kinematische Kette mehrerer Starrkörper resultiert in einem Satz von Bewegungsgleichungen, die die Dynamik des Systems beschreiben. Typische Systeme weisen bis zu einige hundert Freiheitsgrade auf. Je nach Modell und verwendeter Rechner-Hardware können die Simulationen fast in Echtzeit gerechnet werden (Hans, 2004).

Im Gegensatz zur FE-Modellierung eignen sich MKS-Modelle gut zur Simulation hochdynamischer Probleme. Als Ergebnis einer MKS-Simulation erhält man die Kinematik der Körper, also Positionen, Orientierungen und Bewegungen der Körper sowie die Kinetik, d.h. die Kräfte und Momente. Die spezielle Form der Körper geht in die Bewegungsgleichungen nicht mit ein. Über die Formulierung als Kontakte kann die Geometrie der Körper jedoch explizit berücksichtigt werden.

Für beide Zugänge existieren ausgereifte numerische Lösungsverfahren (Schiehlen, 1993), die oft auch im Internet zugänglich gemacht werden (Hairer), (netLibOde).

Da der gesamte Mensch abbildet werden sollte, und der Schwerpunkt der Arbeit auf der Dynamik des Systems lag, lag es nahe, das Modell in Form eines MKS-Modells zu implementieren.

1.4.1 Bewegungsgleichungen für Mehr-Körper-Systeme

Die computergestützte Durchführung der Simulation stellt den Kern des Vorgehens dar, bei dem in der Vorbereitung, dem Preprocessing, das Modell erstellt und für die Berechnung vorbereitet wird und in der Auswertung, dem Postprocessing, die gewünschten Daten aus den Simulationsergebnissen extrahiert und interpretiert werden. Die Simulation selbst umfasst zwei Schritte, die Aufstellung der Bewegungsgleichungen und die Integration dieser Bewegungsgleichungen in der Zeit.

Beides wird vom Simulationsprogramm ohne weiteres Zutun des Benutzers durchgeführt

und für beides existieren mehrere Verfahren, die für unterschiedliche Problemstellungen optimiert sind. Die Wahl des Integrationsverfahrens und dessen Konfigurationsparameter im Simulationsprogramm beeinflussen maßgeblich die Qualität der Simulationsergebnisse, weshalb kurz darauf eingegangen wird.

Zwei verbreitete Verfahren für die Aufstellung der Bewegungsgleichungen werden folgenden kurz erläutert. Im ersten Verfahren werden Relativkoordinaten zur Angabe der Körperbewegungen verwendet. Setzt man die daraus resultierenden kinetischen Gleichungen in den Lagrange-Formalismus ein oder leitet man die generalisierten Koordinaten zweimal ab, erhält man die Zustandsgleichungen in Form gewöhnlicher Differentialgleichungen (ODE ⁶), welche anschließend meistens zu einer Differentialgleichung 1. Ordnung umformuliert werden (Gl. 1.2). Bei dieser Methode ergibt sich eine sehr komplexe, zustandsabhängige Massenmatrix. Insbesondere für Systeme mit Baumstruktur bzw. ohne zusätzliche Zwangsbedingungen erhält man dafür sehr einfache generalisierte Kräfte und zur Lösung des Gleichungssystems reichen einfache ODE-Integratoren aus. Da die Massenmatrix in der Regel voll besetzt ist, hat dies zur Folge, dass der numerische Aufwand für die Invertierung der Massenmatrix bei $O(n^3)$ liegt. Mittlerweile existieren auch $O(n)$ -Formalismen (Rulka, 1998), die die explizite Form der dynamischen Bewegungsgleichungen in zur Anzahl n der Freiheitsgrade proportionalen Zeit ermitteln.

Die Bewegungsgleichungen für die ODE-Integratoren liegen in der Zustandsform vor:

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{p}} &= \mathbf{f}(t, \mathbf{q}, \mathbf{p},) \\ \dot{\mathbf{q}} &= \mathbf{p} \end{aligned} \tag{1.2}$$

mit den Größen:

- \mathbf{M} Massenmatrix
- \mathbf{f} generalisierte Kraft
- \mathbf{p} generalisierte Geschwindigkeitskoordinaten
- \mathbf{q} generalisierte Ortskoordinaten

Im zweiten Fall werden die Bewegungen der Körper des Systems durch redundante Absolutkoordinaten beschrieben. Die Bewegungsgleichungen bilden zusammen mit den Zwangsbedingungen ein gekoppeltes System aus Differentialgleichungen und algebraischen Gleichungen ⁷. Die Aufstellung der Systemgleichungen, der Lagrangschen Bewegungsgleichungen erster Art, ist sehr einfach, insbesondere auch für Computer. Die Systemdarstellung resultiert in einer einfachen Struktur (Block-Matrix) für die Massenmatrix und vergleichsweise komplexen Ausdrücken für die generalisierten Kräfte. Da Zwangsbedingungen in diese dieser Darstellung sehr einfach hinzugefügt werden können, eignet sich dieses Verfahren gut für Modelle mit closed-loop conditions ⁸. Die Lösung des DAE-Gleichungssystems übernehmen DAE-Integratoren. Auch hier existieren mittlerweile Formalismen mit einem Berechnungsaufwand von $O(n)$ für bestimmte Klassen von Problemen.

⁶ordinary differential equation

⁷DAE: differential algebraic equation

⁸Modelle mit geschlossenen kinematischen Ketten

DAE-Integratoren erwarten die Bewegungsgleichungen in der Deskriptorform, die folgendermaßen aussehen kann:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{p}} &= \mathbf{f}(t, \mathbf{q}, \mathbf{p}) - \mathbf{G}(t, \mathbf{q})^T \lambda \\
 \dot{\mathbf{q}} &= \mathbf{p} \\
 0 &= \mathbf{g}(t, \mathbf{q}) \\
 0 &= \mathbf{G}(t, \mathbf{q})\mathbf{p} + \frac{\partial}{\partial t}[\mathbf{g}(t, \mathbf{q})] \\
 0 &= \ddot{\mathbf{g}}(t, \mathbf{q}) \\
 \mathbf{G}(t, \mathbf{p}) &= \frac{\partial}{\partial \mathbf{p}}[\mathbf{g}(t, \mathbf{p})]
 \end{aligned} \tag{1.3}$$

Darin gehen die folgenden Größen ein:

- M** Massenmatrix
- f** eingeprägte Kräfte und Momente
- q** Orts und Winkelkoordinaten
- p** Geschwindigkeit
- λ Zwangskräfte und -momente
- g** Zwangsbedingungen für Orts- und Winkelkoordinaten
- G** Richtung der Zwangskräfte

Für die vorliegende Arbeit wurde der DAE-Integrator SODASRT verwendet, der Standard-Integrator des MKS-Programms SIMPACK und der einzige, für den SIMPACK die Co-Simulation mit MATLAB/Simulink (siehe Abschnitt 3.2) unterstützt.

1.4.2 MKS-Programme in der Biomechanik

Früher waren durchschnittliche Autos wesentlich einfacher konstruiert als heute. Ihr Aufbau war verhältnismäßig gut zu begreifen und mit etwas Geschick konnte man viele Arbeiten selbst am Auto ausführen. Moderne Autos sind durch den Einsatz moderner, komplexer Technik wesentlich leistungsfähiger gegenüber ihren Vorgängern und (zumindest was die Grundfunktionen betrifft) einfacher zu bedienen. Dafür ist es nicht mehr möglich, die Übersicht über sämtliche Details des Konstruktionsplanes zu haben. Bietet das moderne Auto alle benötigten Funktionen, spricht nichts dagegen, es zu benutzen, anstatt das Rad neu zu erfinden. Übertragen auf die Biomechanik bedeutet das, dass es heutzutage sinnvoller ist, erprobte und effiziente Programme zu verwenden, anstatt eigene Einzellösungen für seine Fragestellungen zu entwickeln und das Rad sozusagen jedes mal neu zu erfinden.

In früheren biomechanischen Arbeiten in der Arbeitsgruppe Biomechanik in Tübingen, als noch keine ausgereiften MKS-Pakete zur Verfügung standen, wurden eigene, auf die jeweilige Aufgabe angepasste Minimal-MKS-Programme geschrieben. Die manuelle Aufstellung der Bewegungsgleichungen war eine mühsame und fehlerträchtige Angelegenheit und kam nur für einfache Modelle in Frage. Auf diese Weise wurden ein

3-gliedriges (Gruber, 1987) und ein 5-gliedriges Menschmodell (Widmayer, 1995) erstellt. Die notwendigen numerischen Methoden wurden oft aus den Numerical Recipes (Press et al., 1988) entnommen, etwa die Integratoren *ODint* oder *de* für *simsys* (Krieg, 1992). Andere Arbeiten, z.B. Henze (2002) basieren auf der Softwarebibliothek *Spacelib* von Legnani. Diese unterstützt die ableitungsfreie Aufstellung der Lagrange-Funktion.

Anbetracht der heutigen Leistungsfähigkeit kommerziell verfügbarer Systeme scheint dieses Vorgehen nicht mehr effizient und zeitgemäß. Schließlich ist das Ziel eigentliche Ziel die Modellentwicklung und nicht die Tool-Entwicklung.

Am Institut für Theoretische Astrophysik wurden folgende kommerziell verfügbare MKS-Pakete für die Bearbeitung biomechanischer Fragestellungen verwendet:

1. SIMPACK: eingesetzt von Keppler (1997), Mutschler (2007) und Schüzler (1998)
2. ADAMS: eingesetzt von Keppler (1997),
3. DADS: eingesetzt von Henze (2002), Böhm (1997) und Mutschler (2007)

Grundsätzlich ist es möglich, mit den beschriebenen Programmen Menschmodelle zu erstellen. Gleichwohl hat jedes Paket seine Stärken und Schwächen. Insbesondere im Hinblick auf die von der Technischen Simulation unterschiedlichen biomechanischen Eigenarten.

Für die vorliegende Arbeit wurde SIMPACK gewählt, weil in der Arbeitsgruppe bereits viel Erfahrung mit dieser Software vorlag. Hinsichtlich der bequemen Erweiterbarkeit, einem äußerst wichtigen Kriterium, war SIMPACK der Konkurrenz zum Zeitpunkt der Wahl des zu verwendenden MKS-Paketes den anderen Paketen deutlich voraus (Keppler, 2003). In SIMPACK stehen verschiedene sehr effiziente numerische Berechnungsmethoden zur Verfügung.

Kapitel 2

Stand der Forschung

2.1 Einfache Menschmodelle

Am Institut für Theoretische Astrophysik in Tübingen begann die Entwicklung von einfachen, dreigliedrigen Menschmodellen bereits im Jahre 1985 (Gruber, 1987). Fünfgliedrige Modelle folgten bald (Widmayer, 1995). Mit ihnen wurde das neuartige Konzept der Schwabbelmassen (Denoth et al., 1985), (Gruber et al., 1998) eingeführt. Es führt zu einer wirklichkeitsgetreueren Modellierung von Stoßvorgängen. Schwabbelmassen simulieren das menschliche Weichteilgewebe. Dieses ist im Körper nicht starr an die Knochensegmente angekoppelt, sondern verschiebbar. Bei Stößen oder anderen hochdynamischen Vorgängen ergibt sich mit diesen Modellen ein viel natürlicheres dynamisches Gesamtverhalten als wenn man den Körper nur als Starrkörper modelliert.

Auf die Implementierung von Schwabbelmassen wurde dennoch verzichtet. In der vorliegenden Arbeit lag Schwerpunkt auf der Implementierung einer vollständigen Geometrie besonders der unteren Extremitäten mit einer möglichst realistischen Muskeldynamik. Der damit simulierte Stand ist eine wenig dynamische Bewegungen, so dass das Fehlen von Schwabbelmassen nicht ins Gewicht fällt und nur unnötig die Komplexität erhöht hätte. Außerdem sind nicht alle Kopplungskonstanten für die Schwabbelmassen bekannt. Ein größeres oder prinzipielles Problem stellt die Ergänzung des Modells um Schwabbelmassen nicht dar, da dies unabhängig von den anderen Teilmodellen erfolgen kann.

Als Grundlage für MKS-Modelle dienen normalerweise anthropometrische Datensätze, z.B. von Hanavan (1964). Eine Übersicht der zu verschiedenen Zeiten erstellten Menschmodelle findet man in Bjornstrup (1995). In einem solchen Modell besteht der Mensch aus einer bestimmten Anzahl von Segmenten, die über Gelenke miteinander verbunden sind. Jedes Segment hat als Eigenschaft eine Masse und einen Trägheitstensor sowie die Positionen und Orientierungen der Gelenke, die meist in einem segmenteigenen Koordinatensystem angegeben sind.

Die Daten solcher Modelle stammen aus Reihenuntersuchungen, um ein möglichst großen Teil der Menschen repräsentativ darzustellen. Die NASA hatte einen großen Anteil

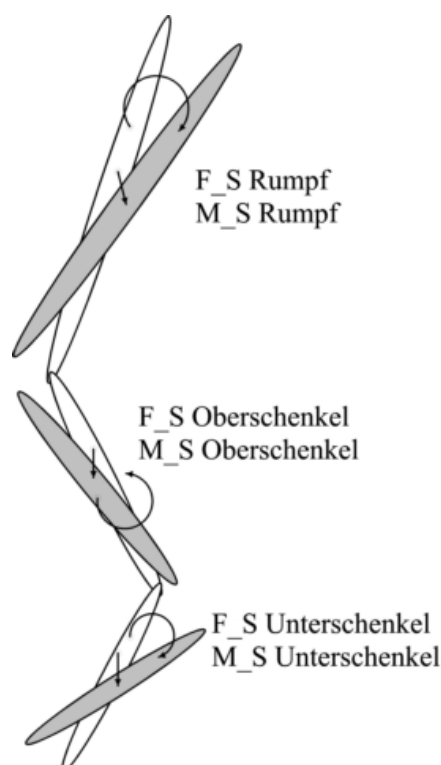


Abbildung 2.1: Dreigliedriges Menschmodell mit Schwabbelmassen (aus [Keppeler \(2003\)](#)): Mit Schwabbelmassen wird das menschliche Weichteilgewebe modelliert. Dieses ist im Körper nicht starr an die Knochenglieder angehängt, sondern verschiebbar. Bei Stoßsimulationen ergibt sich daher ein viel natürlicheres dynamisches Gesamtverhalten als wenn man den Körper nur als Starrkörper modelliert. (Im vorliegenden Modell momentan nicht implementiert.)

an der Zusammenstellung dieser Anthropometriedaten. Um einen noch größeren Teil der Bevölkerung erfassen zu können, werden Regressionsformeln ([Clauser et al., 1969](#)), ([Chandler et al., 1975](#)), ([NASA Reference Publication, 1978](#)) verwendet, mit deren Hilfe das Modell entsprechend der eingegebenen Parameter verändert werden kann. Die komplexeren MKS-Modelle des Menschen, die in der Arbeitsgruppe Biomechanik entwickelt wurden ([Keppeler, 2003](#)), ([Mutschler, 2007](#)), basieren ebenso darauf, wie das Modell in der vorliegenden Arbeit. Für die Ausgabe der individualisierten Werte für Gelenklagen, Massen und Trägheitseigenschaften wurde das unserem Institut entwickelte Programm `calcman` verwendet, welches diese Werte nach Eingabe von Geschlecht, Masse und Körpergröße des Menschen ausgibt.

Solche Modelle bilden das Grundgerüst für die MKS-Modellierung. Allerdings ist das noch nicht hinreichend. Selbst ein einfaches passives Menschmodell, einen virtuellen Dummy, mit dem man das Verhalten eines realen Crashtest-Dummys gut simulieren kann, erhält man erst nach Einfügen von Reibscheiben in die Gelenke.

Da das MKS-System den Rahmen vorgibt, sind Modellerweiterungen nur im Kontext des Muskel-Skelett-Systems möglich. Die Segmenteigenschaften bieten hier naturgemäß

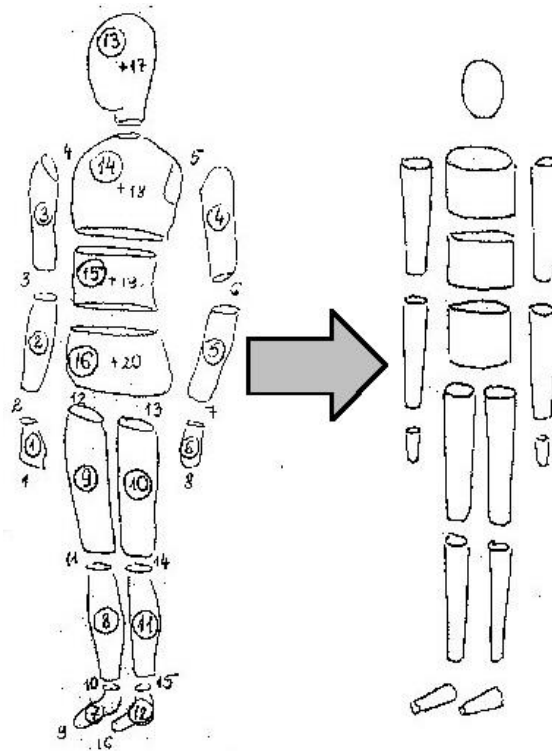


Abbildung 2.2: Das Menschmodell nach Hanavan, (aus **Kocsis**): besteht aus 17 Segmenten, deren Massen, Trägheitstensoren und Gelenkpositionen bestimmt wurden. Es stellt einen der Datensätze dar, die u.U. zusammen mit zugehörigen Regressionsgleichungen die Grundlage von MKS-Menschmodellen bilden können. Ohne zusätzliche Erweiterungen sind sie für Simulationen jedoch nicht einsatzfähig. Schon um ein reales Crashtest-Dummy zu simulieren, muss das Modell um Reibscheiben ergänzt werden.

wenig Spielraum, während die Fortentwicklung von Kraftelementen und Gelenkeigenschaften lohnenswert ist.

2.2 Komplexe Muskel-Skelett-Modelle

Für die weiter verbreiteten biomechanischen Softwarepakete existieren in der Regel Muskel-Skelett-Modelle des ganzen Körpers, die speziell für die Arbeit mit dieser Software ausgelegt sind, dazu zählen u.a. **SIMM**, **LifeMOD** und **anybody**. Eine Ausnahme bildet **MADYMO**, dessen Einsatzschwerpunkt der Automotive Bereich ist. Für diese Software sind überwiegend Modelle verfügbar, die Dummies nachgebildet sind und nicht realen Menschen. Dass dies ein Unterschied ist, ist unbestritten; über die Größe laufen die Meinungen auseinander.

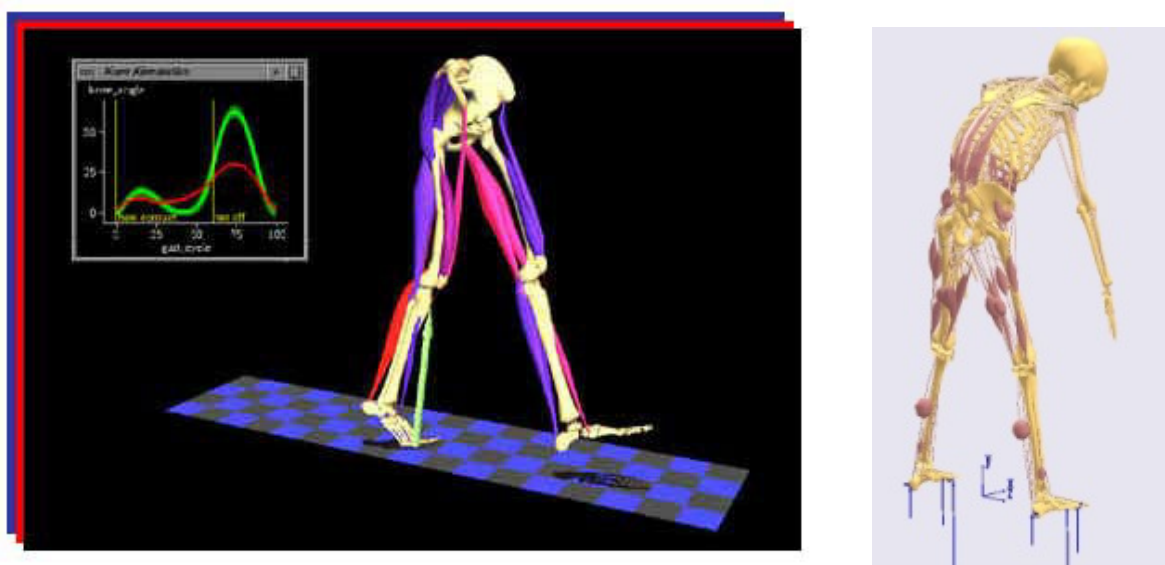


Abbildung 2.3: Muskel-Skelett-Modelle des Menschen in anderen Softwarepaketen. *Links*: Ein SIMM-Modell der unteren Extremitäten. *Rechts*: Ein Ganzkörpermodell in *anybody*. Im Gegensatz zu SIMPACK sind diese Programme zwar auf allgemeine biomechanische Fragestellungen gut abgestimmt. Ihnen fehlt jedoch die gute Erweiterbarkeit, die unerlässlich ist, sobald man seine Modelle fortentwickeln und insbesondere mit neuen Eigenschaften ausstatten will. Die Integration in bereits vorhandene technische Modelle, z.B. Automodelle ist nicht möglich.

2.2.1 SIMM

SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) ist ein grafikbasiertes Softwarepaket für die Entwicklung und Analyse muskuloskeletaler Modelle. Das Basispaket erlaubt die Berechnung der statischen Gelenkmomente, die durch externe Kräfte und Muskelkräfte erzeugt werden. Abhängig von der Geometrie und den Muskelparametern können die isometrischen Muskelkräfte für den statischen Fall berechnet werden.

Durch eine Reihe von Ergänzungspaketen kann die Funktion der Basissoftware erweitert werden. In Verbindung mit SD/Fast können Muskeln in einer vorwärtsdynamischen Simulation ein- und ausgeschaltet werden. Das Paket namens **Real Time Motion Module** erlaubt die Einspeisung kinematischer Daten zur Verwendung für Inversdynamische Simulationen. Das **FIT module** erlaubt im inversdynamischen Fall das Anfitzen einer Messungen an ein gegebenes Modell. Vorwärtsdynamisch kann ein Modell unter Vorgabe der Muskelanregung oder der Gelenkmomente in der Zeit integriert werden.

Für SIMM ist das sogenannte Full-Body Modell verfügbar. Laut Beschreibung umfasst es 86 Freiheitsgrade, 117 Gelenke und 344 Muskel-Sehnen-Aktuatoren.

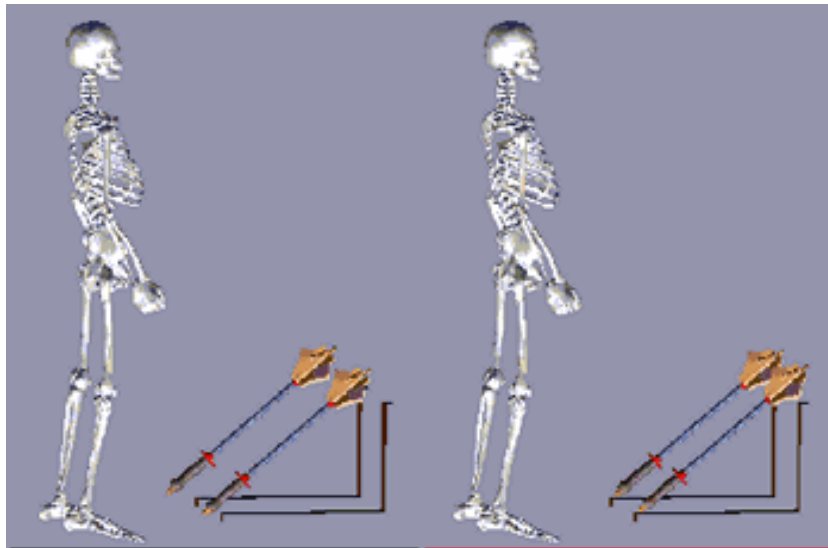


Abbildung 2.4: ein Muskel-Skelett-Modell des Menschen im Softwarepaket LifeMOD: Das Paket ist ein Aufsatz auf das bekannte MKS-Paket ADAMS. Es kann dessen Integrator und andere Funktionalitäten benutzen. Die Erweiterungsmöglichkeiten sind jedoch beschränkt.

2.2.2 LifeMOD

LifeMOD ist ein Softwarepaket, welches auf die MKS-Software ADAMS aufsetzt und der Untersuchung biomechanischer Fragestellungen, insbesondere der menschlichen Bewegung, dient. Ähnlich wie bei SIMM können damit biomechanische Modelle erstellt, verändert und untersucht werden. Kontakte zwischen Segmenten werden in Form eines Kontaktes zwischen einer Ellipsoidfläche und einer Ebene unterstützt. Für die Modellierung von Gelenken stehen die in ADAMS vorhandenen Funktionen bereit. Die Kraft- und Momentenentwicklung der Aktuatoren und Muskelemente kann unter Verwendung der inversen Dynamik optimiert werden und für eine Vorwärtssimulation verwendet werden. Physiologische Muskelmodelle zur Nachbildung einer realitätsnahen Muskelkraftentwicklung fehlen. Zur Bearbeitung komplexerer Probleme können LifeMOD-Modelle auch mit anderen ADAMS-Modellen unter ADAMS kombiniert und dort weiterbearbeitet werden. Genau genommen ist LifeMOD ein Pre- und Postprocessing-Tool für ADAMS zur bequemen Manipulation spezieller ADAMS-Modelle, in diesem Fall biomechanischer (Mensch-) Modelle, das außerdem den ADAMS-Solver um Funktionen für den Umgang mit diesen Modellen erweitert. Modelle können komplett nach ADAMS exportiert werden. In einer Co-Simulation von MATLAB/Simulink und ADAMS/Solver, vermittelt über ADAMS/Controls können komplexere Vorwärtssimulation gerechnet werden.

Das für LifeMOD erhältliche Mensch-Modell besteht in seiner Ausgabekonfiguration aus 19 Segmenten mit 18 Gelenken. Die einzelnen Segmente lassen sich je nach Anforderung feiner unterteilen und zu Gruppen zusammenfassen. Für einzelne Körperbereiche liegen auch sehr detaillierte Modelle vor.

Die Modellierung und Handhabung der Modelldaten ist in allen diesen Softwarepake-

ten trotz der nominellen Verwendung der Vorwärtsdynamik inversdynamisch geprägt. Die übliche Arbeit mit LifeMOD besteht aus folgenden Schritten: Modellaufbau, Importieren kinematischer Daten, inversdynamische Simulation mit Optimierung des Kraft- und Momentenverlaufs der Aktuatoren, Vorwärtssimulation des mit diesen Aktuatoren getriebenen Modells. Das Verwenden der Vorwärtssimulation in solchen Fällen läuft lediglich auf eine Tiefpass-Filterung der Daten hinaus.

Zusammenfassend kann man sagen: Diese Biomechanik-Programme sind im Prinzip auf biomechanische Anforderungen angepasste Prae- und Postprozessor-Werkzeuge für MKS-Modelle. Sie sind stark anwendungsorientiert, d.h. sie sind mehr auf den klinischen bzw. messtechnischen Einsatz konzipiert. Für einen sinnvollen Einsatz in der theoretischen Biomechanik auf dem Gebiet der Modellbildung sind sie nicht komplex und nicht flexibel genug.

2.3 Untersuchung des Hüftdruck unter Bewegung

Wie in den einleitenden Abschnitten deutlich wurde, ist die Arbeit stark stark interdisziplinär ausgerichtet, die Zusammenhänge komplex. Im folgenden wird eine Übersicht über den Stand der Forschung gegeben, welcher sich in zwei Themenkomplexe, Hüftdruckbelastung sowie Bewegungskontrolle, schematisieren lässt.

2.3.1 Klinische Untersuchungsmethoden

Die direkte Messung des (Maximal-)Drucks im Gelenk kann zum einen durch Kraftmessfolien erfolgen, was aber nur an Präparaten (in vitro) und bei statischen Belastungen möglich ist. Zum anderen können die Kräfte im Gelenk durch spezielle mit Telemetrie und Messaufnehmern versehene Prothesen kontinuierlich und unter verschiedensten Bewegungsformen erfasst werden. Die Messung der Hüftkräfte ist eine lange etablierte Methode ([Hodge et al., 1986](#)).

Neuere internationale Publikationen sind unter Anderem bezüglich Alltagsbewegungen oder Ganganalysen mit Kraftmessplattendaten von [Bergmann et al. \(1993, 1997, 2001\)](#) veröffentlicht worden. [Stansfield et al. \(2003\)](#) verglich die gewonnenen Kraftdaten mit abgeschätzten Kräften bei Gesunden. In Endoprothesen ist neuerdings sogar die Temperatur messbar ([Graichen et al., 1999](#)). Der zeitliche Verlauf der Temperatur bietet möglicherweise einen Hinweis auf aktuelle Reibungsverluste. Dies könnte z.B. auch mit Anthropion simuliert werden.

Druckmessung wurde verwendet, um zu untersuchen bei welchen Gelenkstellungen die jeweiligen Artikulationsflächen Kontakt haben. [von Eisenhart et al. \(1999\)](#) hat 8 Leichen in verschiedenen Stellungen eingespannt und so untersucht, welche Stellen Kontakt haben. [Konrath et al. \(1999\)](#) verwendete eine entsprechende Methodik zur Untersuchung der Mechanik von Hüftkopfverletzungen. Die zur Verspannung angelegten Kraftvektoren werden oft aus entsprechenden Prothesenmessungen entnommen.

Eine Methode zur indirekten Kraftbestimmung ist die inverse Dynamik. Hierbei werden die Bodenreaktionskraft (gemessen mittels einer Kraftmessplatte) und die Kinematik der Bewegung (gewonnen durch Videoanalyse) verwendet, um die in den Gelenken theoretisch wirkenden Kräfte und Momente zu berechnen. Hierbei werden allerdings nicht die Gesamtkräfte im Gelenk erfasst (Glitsch und Baumann, 1997), (Hurwitz et al., 2003). Es können auch statische Abschätzungen vorgenommen (Stansfield und Nicol, 2002) werden.

Ergänzend zu den anderen Messarten kann die Ableitung muskulärer Stimulation (EMG) verwendet werden, um zusammen mit einem Modell die wirkenden Muskelkräfte abzuschätzen. Ein EMG verbessert den Realitätsbezug bei der inversdynamisch basierten Bestimmung der aus den Muskelkräften resultierenden Gesamtkräfte im Gelenk (van Dijke et al., 1999), (Glitsch und Baumann, 1997), (Bergmann et al., 2001), (Lu et al., 1997). Spägele (1996) verwendete eine ähnliche Methodik in dem er vorwärtsdynamisch Sprungbewegungen berechnete, die Muskelaktivierung hierbei aus EMG-Messdaten gewann, ein Vorgehen welches mangels geregelter Muskelaktivierung und aufgrund zu unterstellender Probleme bei der Ableitung einiger Muskelsignale als problematisch zu beurteilen ist.

2.3.2 Simulationsmodelle

Der Hüftdruck kann natürlich auch mit Hilfe von Modellen untersucht bzw. berechnet werden. Aktuelle Modelle zur Hüftdruckberechnung können einem von 3 grundlegenden Ansätzen zugerechnet werden: Quasianalytisches Modell, Finite Elemente Modelle (FE) und Mehr-Körper-System Modelle (MKS).

Für die klinische Anwendung werden im allgemeinen einfache mathematische Modelle verwendet, bei denen die Daten normalen Röntgenaufnahmen entnommen werden können (Iglić et al., 2002), (Ipavec et al., 1999), (Legal et al., 1980). Diese Modelle werden als quasianalytische Modelle bezeichnet. Die Berechnung der Druckverteilung erfolgt aus der Kraftresultierenden im Hüftgelenk (Abb. 2.6), welche wiederum einzig aus geometrischen Daten einer Beckenübersichtsaufnahme abgeleitet wird. Materialeigenschaften gehen in solche einfache Modelle nicht ein. Gegenüber FE-Modellen, die komplex und zeitaufwändig sind, können diese einfachen Modelle, wenn sie die wesentlichen Phänomene berücksichtigen, zur Abschätzung der globalen Druckverteilung für routinemäßige Operationsplanungen eingesetzt werden (Ipavec et al., 1999). Solche Modelle werden auch aktuell noch weiterentwickelt und z.B. in klinischen Studien eingesetzt (Iglić et al., 2002).

Modelle auf Basis der Mehr-Körper-Systeme (MKS) bestehen aus mehreren durch Gelenke verbundener undeformierbarer Körper. Neben der Geometrie des Systems (z.B. Lage der Gelenke) werden auch die Massenträgheiten der Körper berücksichtigt. Auf und zwischen den Körpern können Kräfte und Momente wirken. Eine etabliertes 3-dimensionales Modell der Muskel-Skelett-Geometrie der unteren Extremität ist das Modell von Delp et al. (1990), dessen öffentlich zugänglicher Datensatz auch in dieser Arbeit verwendet wurde. Zur Parametrisierung des Modells hinsichtlich der Mas-

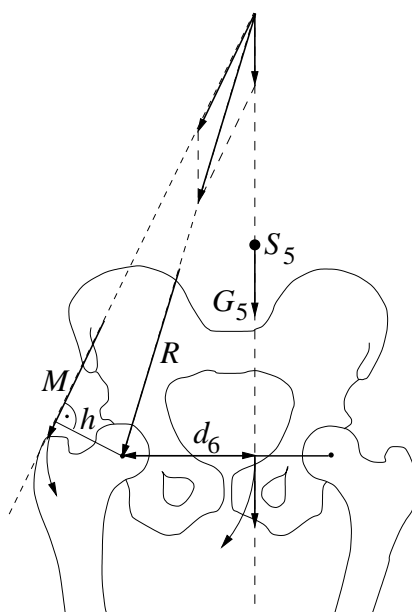
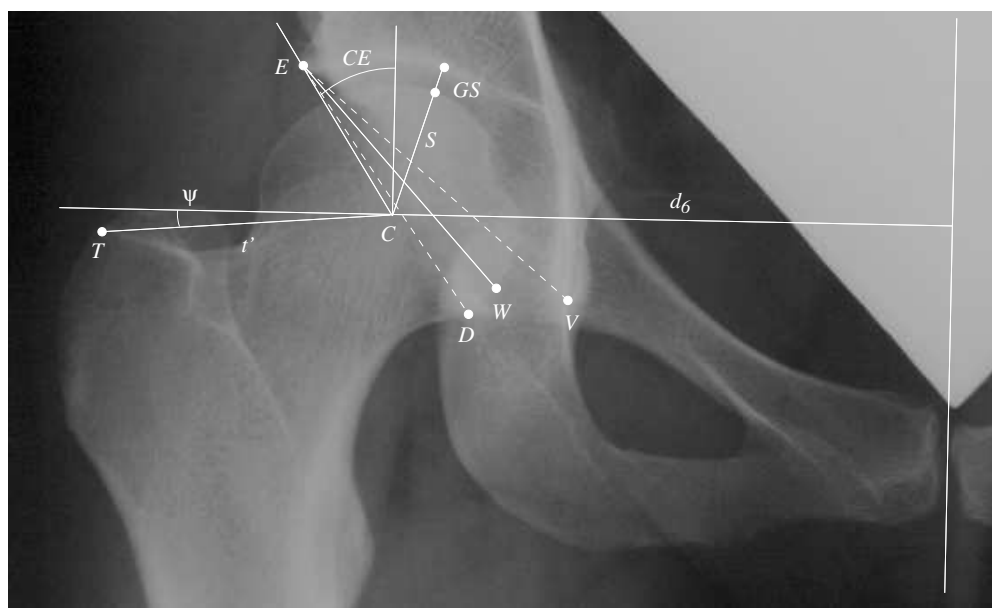


Abbildung 2.5: Kräftebilanz im Hüftgelenk nach Ruder und Legal (1977) aus Pichler (1999). In der Beckenübersichtsaufnahme (*oberes Bild*) sind die geometrischen Daten, bestehend aus Strecken und Winkeln, gekennzeichnet, an Hand derer ein einfaches dreidimensionales Modell der Patientenhüfte erstellt wird. (siehe Abb. 2.6). Mit dem Ansatz, dass das aus den beiden Hebelarmen h und d_6 resultierende Drehmoment im Gelenkkopf verschwinden muss, erhält man unter Einbeziehung des Patientengewichts die Kräftebilanz (*unteres Bild*) im Hüftgelenk mit der resultierenden Hüftkraft R . Daraus ergibt sich unter der Annahme, dass für den Gelenkkopf das Hooksche Gesetz gilt, die Druckverteilung (siehe Abb. 2.6).

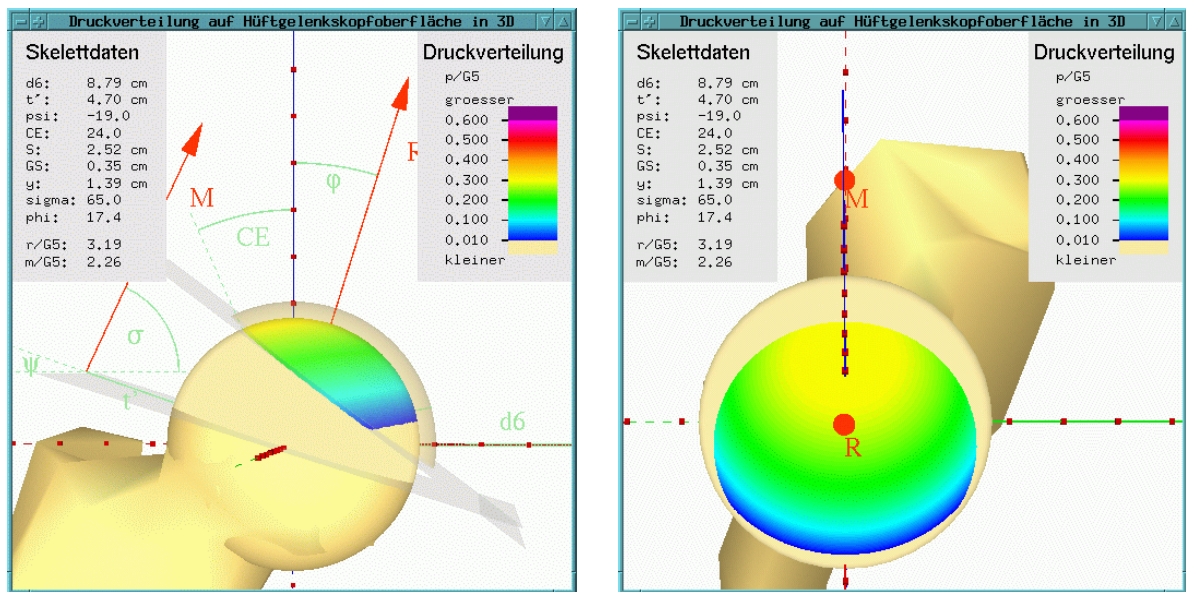


Abbildung 2.6: Statische Druckverteilung auf der Oberfläche der Hüftgelenkkopfes im Einbeinstand (aus Pichler (1999) nach Legal et al. (1980)): Darstellung des aus einer Beckenübersichtsaufnahme erstellten dreidimensionalen Modells des Hüftgelenks. In der linken Tafel im Bild sind die Skelettdaten aufgeführt, aus denen das Modell erstellt wurde. Im linken Bild gibt die geneigtere, halbtransparente Ebene die Pfannenebene wieder, während die Pfanne selber als halbtransparente gelbliche Kappe sichtbar ist. Gut zu sehen ist, dass das Zentrum der Druckverteilung nicht mit der Kraftresultierenden (roter, mit R bezeichneter Pfeil, im rechten Bild in der Draufsicht) zusammenfällt.

sentragheitseigenschaften wurden anthropometrische Daten aus Standardwerken von Dempster, Hanavan und der NASA herangezogen (Clauser et al., 1969), (Chandler et al., 1975), (NASA Reference Publication, 1978).

Berechnungen mit MKS-Modellen sind langsamer als mit Quasianalytischen Modellen, jedoch wesentlich schneller als FEM-Modelle. Die Materialeigenschaften werden bei MKS-Modellen primär jedoch nicht berücksichtigt. Da auch Deformationen bei Kontakt zwischen den Körpern nicht berücksichtigt werden, ist MKS primär kein Verfahren zur Berechnung des Drucks im Gelenk. Hierzu muss ein MKS Modell erweitert werden. So wurden z.B. über CT erhaltene Daten des Acetabulums und des Femurkopfes als Starrkörper über Federn aneinander gekoppelt, um individuelle Patientendaten zu beurteilen (Fregly et al., 2003), (Tsumura et al., 1998). In letzter Zeit verbindet man die einfachen Modelle, deren Daten aus einfachen Beckenübersichtsaufnahmen gewonnen werden, mit Feder-Kontakt-Modellen (Genda et al., 1995, 2001). Die Druckberechnung kann hierbei nicht mehr analytisch erfolgen. Die Methodik ist mit einer stark vereinfachten FEM-Methodik vergleichbar, bisherige Ansätze berücksichtigen aber keine aus der neuro-muskuläre Regelung resultierende Dynamik.

In Hinsicht auf die Kräfte im Hüftgelenk wurde von Lengsfeld et al. (1994) eine MKS Analyse mit 3 Muskeln über Hüftgelenk in 3D im Einbeinstand beschrieben.

Bergmann et al. (2001) verwendete MKS Modelle zur Validierung seiner Messungen. Genda et al. (1995, 2001) kombinierte die quasianalytische Methodik mit einem pseudo-3D-Feder-MKS-Modell. Unterschiedliche Verteilungsfunktionen werden für den Druck benutzt: Sinus-Verteilung (Hooksches Gesetz), aber auch lineare (Legal und Ruder, 1977) oder elliptische (Saikko und Calonijs, 2003) Verteilungen. Eines der sehr wenigen Modelle, die den Schwerpunkt auf den Krafttransfer des Beckens vom Oberkörper zum Bein legen ist das von van Dijke et al. (1999).

Üblicherweise werden MKS-Modelle im Rahmen der inversen Dynamik für die Gelenkkraftberechnung eingesetzt. Wenn die Gelenkkräfte mittels inverser Dynamik berechnet werden, das Modell aber auch Muskelkräfte umfasst, ist die Lösung für die Muskelkräfte überbestimmt. Ein üblicher Lösungsansatz besteht darin, sich ein Optimierungskriterium zu suchen, und über das Optimierungsproblem das optimale der möglichen Stimulationsmuster zu identifizieren, wobei dieses physikalisch und physiologisch sinnvoll sein sollte (Glitsch und Baumann, 1997), (Stansfield und Nicol, 2002). Glitsch setzte ein einfaches Einsegment-Modell des Fußes ein. Eine Druckberechnung erfolgte nicht und Aspekte der muskulären Dynamik wurden ebenfalls nicht berücksichtigt. Sehr ausführlich wird die Methode von Stansfield et al. (2003) beschrieben. Er berechnete aber nur die Kräfte, nicht die Drücke im Hüftgelenk (da Validierungsmessungen nur die Kräfte in der Prothese jedoch nicht die Druckverteilungen liefern können).

Hurwitz et al. (2003) benützte eine Einteilung in Muskel-Funktionsgruppen um realistische Muskelkräfte zu erhalten. Durch Variation der Muskelkräfte innerhalb physiologischer Grenzen wurden für den Gang (hinreichend viele verschiedene Gangpositionen) die Muskelgelenkkräfte erzeugt, die mit den über Kraftmessplatte und inverse Dynamik gewonnenen Gelenkmomente und -kräfte in Einklang standen. Es wurde das Simulationsprogramm SIMM(Delp Modell) verwendet. Obwohl die eingesetzten Modelle oft stark vereinfachend sind (z.B zweidimensionales 4-segmentiges Modell mit 8 Muskeln, welches zur inversen Dynamik eingesetzt wurde (Lu et al., 1998)), weisen die Ergebnisse auf die wichtige Bedeutung der Muskelkräfte für den Kraftverlauf in den Knochen hin. Alle invers-dynamischen Verfahren unterschlagen den Einfluss der Muskelsehndynamik. Ein Ausweg bietet sich nur über den Zugang an, Stand oder Gang mit Muskeln direkt synthetisieren, was im Rahmen der vorliegenden Arbeit realisiert wurde.

Bei FEM Modellen werden zuvor gemessene Materialeigenschaften berücksichtigt, komplexe Geometrien können modelliert werden. Die Berechnungen, speziell bei dynamischen Problemen, sind jedoch um zwei Größenordnungen langsamer als bei MKS-Verfahren. Die Angabe der Drücke im gesamten Modellvolumen ist bei dieser Methode zwar möglich, die Aussagekraft ist jedoch bei fehlender muskulärer Dynamik sehr gering, weshalb FEM-Modelle für unsere Fragestellung mit komplexen Muskelkontinua ausgestattet sein müssten. Dennoch werden auf präoperativen CT-Daten basierende FEM-Modelle zur Operationsplanung vor Umstellungsosteotomien eingesetzt z.B. (Schmitt et al., 2001). FEM-Modelle werden oft zur Berechnungen im Kontext zur Prothetik eingesetzt (Nadzadi et al., 2003),(Thompson et al., 2002). In unserer Arbeitsgruppe Biomechanik an der Universität Tübingen wurden ebenfalls in einer Arbeit die Stabilitäts-Eigenschaften von Hüftgelenkkopf-Prothesen mittels FE untersucht (Pussel, 2000).

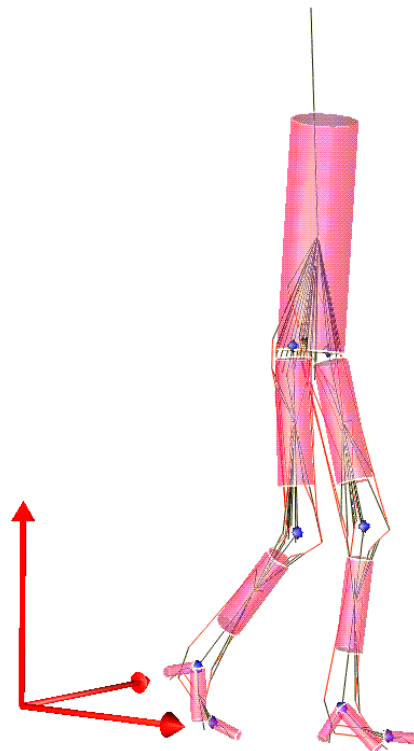


Abbildung 2.7: Ansicht des zweidimensionalen Menschmodells von Günther (1997). Bei seiner Entwicklung wurde besonderer Wert auf die Muskelmodellierung und die Modellierung des Fußes gelegt. Versehen mit einer Positions- bzw. Haltungsregelung wurde damit in dem Programm *simsys* das menschliche Gehen synthetisiert.

Da für die Betrachtung des Drucks im Hüftgelenk für unser Vorhaben eine physiologisch sinnvolle Stimulation der im Modell berücksichtigten Muskulatur von hoher Wichtigkeit ist, wird im folgenden auf die Grundlagen der Bewegungskontrolle eingegangen. Zur Kontrolle des menschlichen Standes wurden oft experimentelle Untersuchungen des ungestörten und des gestörten Standes beschrieben. Betrachtet wurde z.B. die Fluktuation sowohl der angreifenden Kräfte am Boden (Murray et al., 1967), (Stevens und Tomlinson, 1971) als auch der gesamte Kinematik des Bewegungsapparates (Day et al., 1993). Es wurde bereits versucht, hinter der Fluktuation liegende Regelungsmechanismen zu identifizieren. (Collins und De Luca, 1993, 1994).

Statische Verspannung ist als Mechanismus auszuschließen. Zwei Stand-Strategien werden, z.T. kombiniert, in einer Vielzahl von Veröffentlichungen benannt: die Sprunggelenk-Strategie und die Hüftgelenkstrategie z.B. (Kuo und Zajac, 1993; Kuo, 1995), (Karls-son und Persson, 1997). Grundlegender scheint der Ansatz von Yang et al. (1990), der skalierbare Verhältnisse der Momente in den drei Beingelenken identifizieren konnte, welche bei verschiedenen Störungsamplituden optimal stabilisieren. Aus der Strategie Gelenkwinkel zu stabilisieren folgt die Anforderung, Muskellängen zu regeln: Hier ist die Equilibrium Point Hypothesis (EPH) ein viel diskutierter Ansatz zur Steuerung, welcher die neuronale Ebene modelliert. Die EPH wurde erstmals von Asatryan und

Feldman (1965) vorgestellt und über die Jahrzehnte weiter verfeinert (Ghafouri und Feldman, 2001). Es gibt verschiedene Interpretationen oder Versionen, die konkreteste und fundamentalste unter ihnen ist das Lambda-Modell. Basierend auf dem λ -Modell wurde von Günther und Ruder (2003) im Zweidimensionalen bereits muskulär erzeugtes Gehen synthetisiert (Abb. 2.7).

Kapitel 3

Modellbildung

3.1 Übersicht

Bislang existierte, soweit dem Autor bekannt, kein Modell, das sich eignet, die Druckverteilung in der menschlichen Hüfte bei möglichst wirklichkeitsnaher synthetisch generierter Bewegung zu untersuchen. Das liegt auch daran, dass diese Fragestellung mehrere Teilgebiete der Biomechanik berührt. Für jede Teildisziplin existieren unterschiedliche Modelle in großer Zahl (Abschnitt 2.3.2), wenige decken aber mehr als einen Teilbereich ab. So existieren viele Modelle zur Berechnung der Druckverteilung in Gelenken, und es gibt zahlreiche Modelle, die die Muskelfunktion beschreiben. Modelle, die beides umfassen, fehlen jedoch.

Aufgrund der Aufgabenstellung wurden für die Erstellung dieses Modells daher Modelle aus verschiedenen Unterdisziplinen der Biomechanik herangezogen, die jeweils bestimmte Funktionen des Menschmodells abdecken sollten. Folgende Funktionalitäten bzw. Teilmodelle umfasst das Modell:

Anthropometrisches Modell : Es bildet als MKS-Modell das Grundgerüst des Modells und wird benötigt, um die kinematischen und kinetischen Berechnungen für die Bewegung des Menschmodells durchzuführen. Seine Grundlage sind die Modelle von [Hanavan \(1964\)](#) und [Delp et al. \(1990\)](#).

Muskelmodell : Mit seiner Hilfe erfolgt die Krafterzeugung im Modell, welche die Bewegung des MKS-Modells erst erlaubt. Für seine Implementierung wurden ein *Muskelmodell vom Hillschen Typ* nach [Hill \(1938\)](#) und [Katz \(1939\)](#) verwendet, sowie Teile des oben erwähnten Modells von [Delp et al. \(1990\)](#).

Aktivierungsdynamik : Sie modelliert die Reaktion des Muskels auf Steuerungssignale des Nervensystems nach. Ohne dieses Modell können die Muskeln keine realistischen Kraftverläufe erzeugen. Zum Einsatz kommt die Aktivierungsdynamik nach [Zajac \(1989\)](#).

Bewegungskontrolle : Es muss eine übergeordnete Instanz geben, welche die Lageregelung übernimmt. d.h. die Bewegungsmuster des Menschmodells erzeugt, an die

Muskeln weiterleitet und die Ausführung überwacht. Ein Teil der Lageregelung besteht aus den λ -Modell nach [Asatryan und Feldman \(1965\)](#), einem Vertreter der Equilibrium Point Hypothesis.

Gelenke und Kontakte : Ein vor kurzem entwickeltes Kontaktmodell diente zum einen der Druckberechnung im Hüftgelenk, dem eigentlichen Ziel der Arbeit. Zum anderen wurde damit der Bodenkontakt des Modells realisiert. Das dafür verwendete *Polygonal Contact Model*(PCM) stammt von [Hippmann \(2004\)](#).

Wie zu sehen, besteht das Modell aus vielen Komponenten, die zusammen ein sehr komplexes System bilden. Um die gestellte Aufgabe in einem angemessenen Zeitrahmen bearbeiten zu können, erschien es sinnvoll, auf einzelne etablierte Teilkomponenten bzw. Modelle zurückzugreifen. Diese mussten i.a. erweitert oder abgewandelt werden, bevor sie in das Gesamtmodell integriert werden konnten.

3.2 Die Simulationsumgebung SIMPACK

Eine wichtige Voraussetzung für die Implementierung des Modells war die gute Erweiterbarkeit von SIMPACK. Ohne diese ist die Implementierung des Muskelmodells, der Aktivierungsdynamik, der Kontakte und Gelenke sowie teilweise der Bewegungskontrolle nicht möglich. Sie erfolgt über den Mechanismus der Benutzerrouninen von SIMPACK, der im Folgenden erläutert werden soll. Eine vollständigere Darstellung bietet das Referenzhandbuch zu SIMPACK ([INTEC GmbH, 2005](#)).

Das Modell Anthropion ist als Co-Simulation von SIMPACK und MATLAB/Simulink ausgelegt. Dabei steuert der in Simulink implementierte Teil der Bewegungskontrolle das MKS-Modell in SIMPACK. In Simulink wird anhand der von SIMPACK gelieferten Daten die vom Modell anzustrebende Haltung bestimmt und diese Information an SIMPACK zurückgeliefert.

Für die Modellierung stellt das MKS-Programm SIMPACK die Standardelemente bereit, die in MKS-Modellen oft verwendet werden. Diese lassen sich in Hauptklassen gliedern, z.B. Gelenke, Kräfte und Markersysteme. Die Konzeption von SIMPACK unterstützt es, innerhalb dieser Hauptklassen eigene Elemente zu implementieren, die in derselben Weise verwendet werden können, wie die Standardelemente. Tatsächlich sind die mitgelieferten Elemente in der gleichen Weise implementiert wie die benutzerdefinierten. Benutzerdefinierte Routinen müssen in FORTRAN ¹ formuliert werden.

Mit diesen benutzereigenen Routinen bzw. Elementen lässt der Funktionsumfang von SIMPACK, natürlich in dem vorgegebenen Rahmen eines MKS-Systems, nahezu beliebig erweitern. Mit einem benutzerdefinierten Kraftelement kann jede gewünschte Kraft auf das MKS aufgebracht werden. Mit Gelenkelementen können besondere Gelenktypen realisiert werden.

¹seit neuestem werden auch in der Sprache C geschriebene Unterprogramme unterstützt

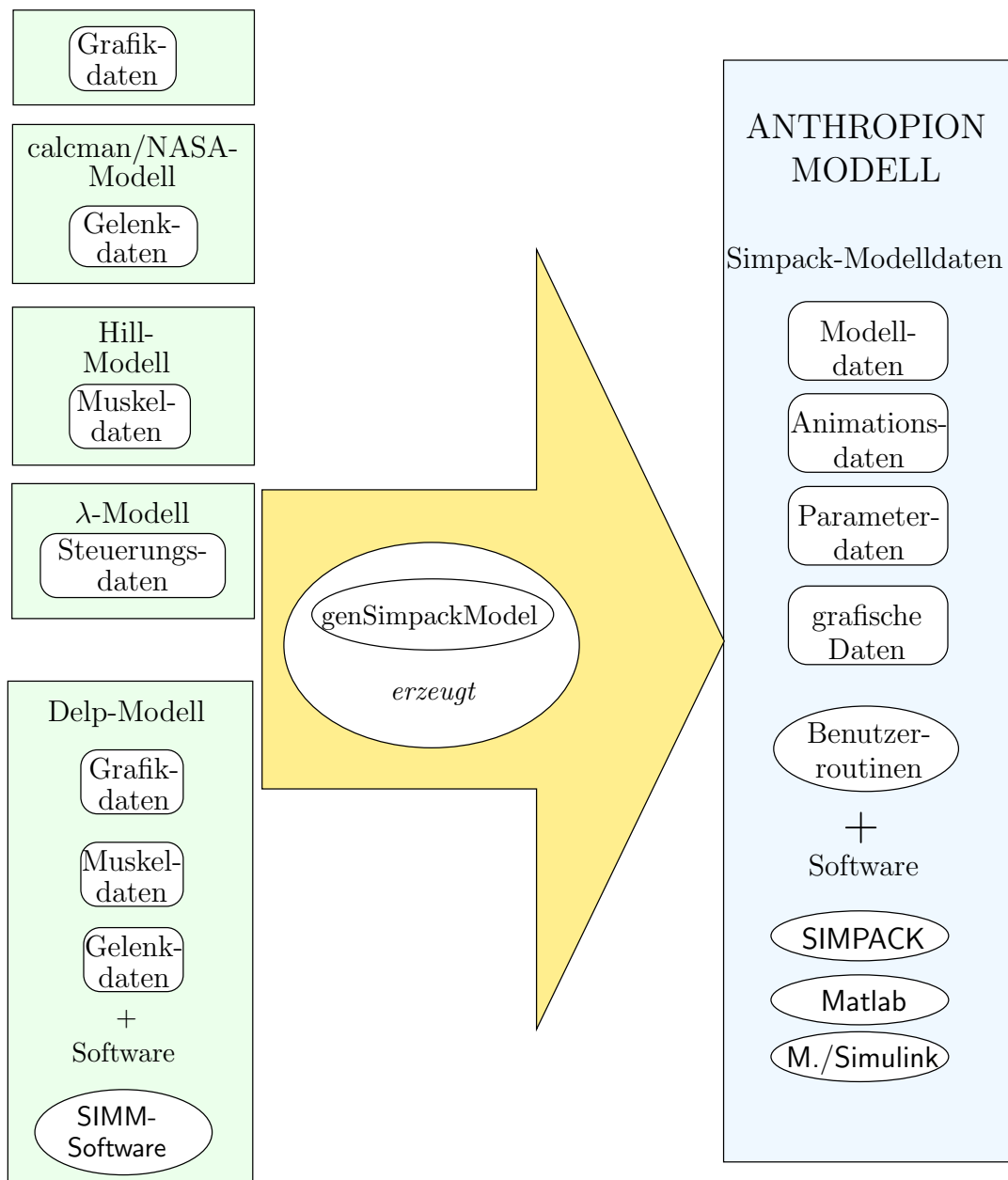


Abbildung 3.1: Schema der Komponenten des Menschmodells Anthropion: Es stellt ein komplexes aus vielen einzelnen Modellen (links) bestehendes System dar, dessen Repräsentation als `SIMPACK`-Modell (rechts) von dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Modellgenerator `genSimpackModell` generiert wird. Die Modelle besteht aus Daten (runde Kästen) und eventuell dazugehörigen Programmen (Ellipsen). Die Daten der biomechanischen Modelle (grün unterlegt) werden durch den Modellgenerator in Daten des `SIMPACK`-Modells (blau unterlegt) überführt. Ergänzt um selbstgeschriebene Benutzer-routinen, können damit mit Hilfe von `SIMPACK` und `Simulink` biomechanische Simulationen erfolgen.

Beim Erstellen von Benutzerroutrinen müssen einige von **SIMPACK** vorgegebene Rahmenbedingungen beachtet werden. Die Schnittstelle einer Benutzerroutine sind durch ihre Zugehörigkeit zu einer Elementklasse festgelegt. Jeder Routine wird beim Aufrufen ein Satz von Parameter übergeben, der für die Elementklasse typisch ist. Einer Kraftroutine werden die 2 Positionen übergeben, zwischen denen das zugehörige Kraftelement definiert ist. Jeder Routine eines benutzerdefinierten Gelenks werden die beiden Marker übergeben, zwischen denen das Gelenk besteht. Das gleiche gilt für die Ausgabe der Routine. Von einer (benutzerdefinierten) Kraftroutine erwartet **SIMPACK**, dass sie eine Kraft zurück liefert, während eine Markeroutine nur Position und Orientierung eines Markers zurückliefern darf. Leider fehlen auf Programmierenebene bislang noch jegliche Schutzvorkehrungen.

Neben diesen obligatorischen Ein- und Ausgabeparametern besitzen alle Elementfunktionen zwei generische Parameterfelder mit typischerweise 50 Feldelementen des Typs `double` zur freien Verwendung. Das Eingabefeld heißt `par`, das für die Ausgabe `ov`. Ohne diese Felder sind komplexe Elementroutrinen nicht realisierbar. Die in dieser Arbeit erstellten Benutzerroutrinen machen ausgiebigen Gebrauch davon.

Die Routrinen einiger Elementklassen verwalten außer den gewöhnlichen freien Parametern eine weitere Art von Parametern: generische Zustände (`states`). Darin können beliebige innere Parameter des Elements mitgeführt werden. Sie werden dabei genauso behandelt wie alle anderen Systemzustände, sie werden mitintegriert. Dafür verwaltet die Elementroutine zwei weitere Parameterfelder: `st` für die Zustände und `std` für ihre Ableitungen. Über einen Kontrollparameter wird der Routine mitgeteilt, wieviele dieser Zustände mitzuintegrieren sind.

Der Umgang mit Zuständen unterscheidet sich von dem mit beliebigen Parametern. Zustände werden vom Benutzer vor der Simulation initialisiert. Während der Simulation kann ihnen in der Regel² kein neuer Wert zugewiesen werden. Diese Aufgabe übernimmt der Integrator, dem man dafür die Ableitung jedes Zustandes im Feld `std` geben muss.

Bezugspunkte spielen nicht nur in Mehr-Körper-Systemen eine große Rolle. In **SIMPACK** werden sie *Marker* genannt. Sie sind immer einem Körper zugeordnet und in Bezug auf diesen durch eine Position und Orientierung festgelegt. Sie definieren somit ein neues Bezugssystem. Alle Elemente in **SIMPACK**, die auf Punkte Bezug nehmen, erwarten entsprechende Angaben in Form von Markern. Oft werden, wie z.B. bei Gelenken, oder Kraftelementen, zwei Marker durch ein Element verbunden, oder es sollen Größen, die mehrere Marker betreffen, angegeben werden. Dann gibt es einen ausgezeichneten Marker, in dessen Koordinatensystem alle Angaben ausgedrückt werden. In den beiden oben genannten Beispielen heißt dieser Marker *from*-Marker, der andere heißt *to*-Marker (siehe auch Abb.3.15 und 3.19).

Den Routrinen der Elementklassen werden nur die unabdingbaren Größen als Eingabeparameter übergeben. Über sogenannte Zugriffsfunktionen (`access functions`) stellt

²Ausnahme: Bei Verwendung von `root functions` können nach dem Finden der Nullstelle die Zustände neu gesetzt werden. Dies kommt aber ohnehin dem Aufsetzen eines neuen Integrationslaufs gleich.

SIMPACK die Möglichkeit bereit, weitere Informationen über das Gesamtsystem abzufragen, seien es nun direkte Systemzustände oder Variablen für die Verwaltung des Systems, wie Namen von Elementen oder Koordinaten von Markern. In den für Anthropion implementierten Benutzerrouninen wurde davon Gebrauch gemacht.

Drei Klassen von Benutzerrouninen werden im vorliegenden Modell verwendet:

Kraftrouninen: Darin ist ein Teil der Lagekontrolle (das λ -Modell), die Aktivierungsdynamik und das Muskelmodell, das letztlich die Muskelkraft erzeugt, implementiert.

Markerrouninen: Muskelumlenkungen spielen für die Bewegungserzeugung eine große Rolle. Der Muskelverlauf wird im Modell durch Marker definiert. Den von der Gelenkstellung abhängige Teil legen bewegte Marker fest. Die Position dieser sogenannten moved markers wird durch die Markerrouninen berechnet.

Gelenkrouninen: Über Gelenkrouninen können Gelenkpositionen beeinflusst werden. Im vorliegenden Modell wird der Drehpunkt der Kniegelenks abhängig vom Kniewinkel über eine Gelenkrouninen bestimmt.

Auf die konkrete Implementierung der einzelnen Funktionen wird in den Abschnitten zu den jeweiligen Modellteilen eingegangen.

Die Berechnung der verschiedenen Modellelemente wie Kräfte, Gelenklagen oder Markerpositionen erfolgt in unterschiedlichen Phasen eines Simulationsschrittes. Kommt die Reihe an eine bestimmte Elementklasse, werden die Rouninen jeder Elementklasse nacheinander aufgerufen, entsprechend ihrer Nummer im Namen (für Kraftrouninen beispielsweise: `...`, `uforce40.f`, `uforce41.f`, `...`). Dies ist zu beachten, wenn Funktionen implementiert werden, die voneinander abhängig sind, wie im Falle der Muskelkraftberechnung.

3.3 Anthropometrisches Modell

Das im Rahmen dieser Arbeit erstellt Menschmodell Anthropion ist einer männlichen Person der Größe 1,73 m und der Masse von ca. 64 kg nachgebildet. Es umfasst 23 Segmente (siehe Anhang B), die über 22 Gelenke miteinander verbunden sind. Jedes Bein ist mit 43 Muskeln sowie zwei Gelenkbändern, einem im Knie und einem im Hüftgelenk versehen. Ansichten von Anthropion aus verschiedenen Perspektiven sind in den Abbildungen (3.2) bis (3.5) abgebildet. Die Abb. (3.2) zeigt die Segmente der unteren Extremität von Anthropion, die Abbildungen (3.4) und (3.2) den allgemeinen Verlauf der Muskel in der Ansicht von vorne und hinten. Der Verlauf der Muskeln im Fuß ist in Abb. (3.5) detaillierter dargestellt.

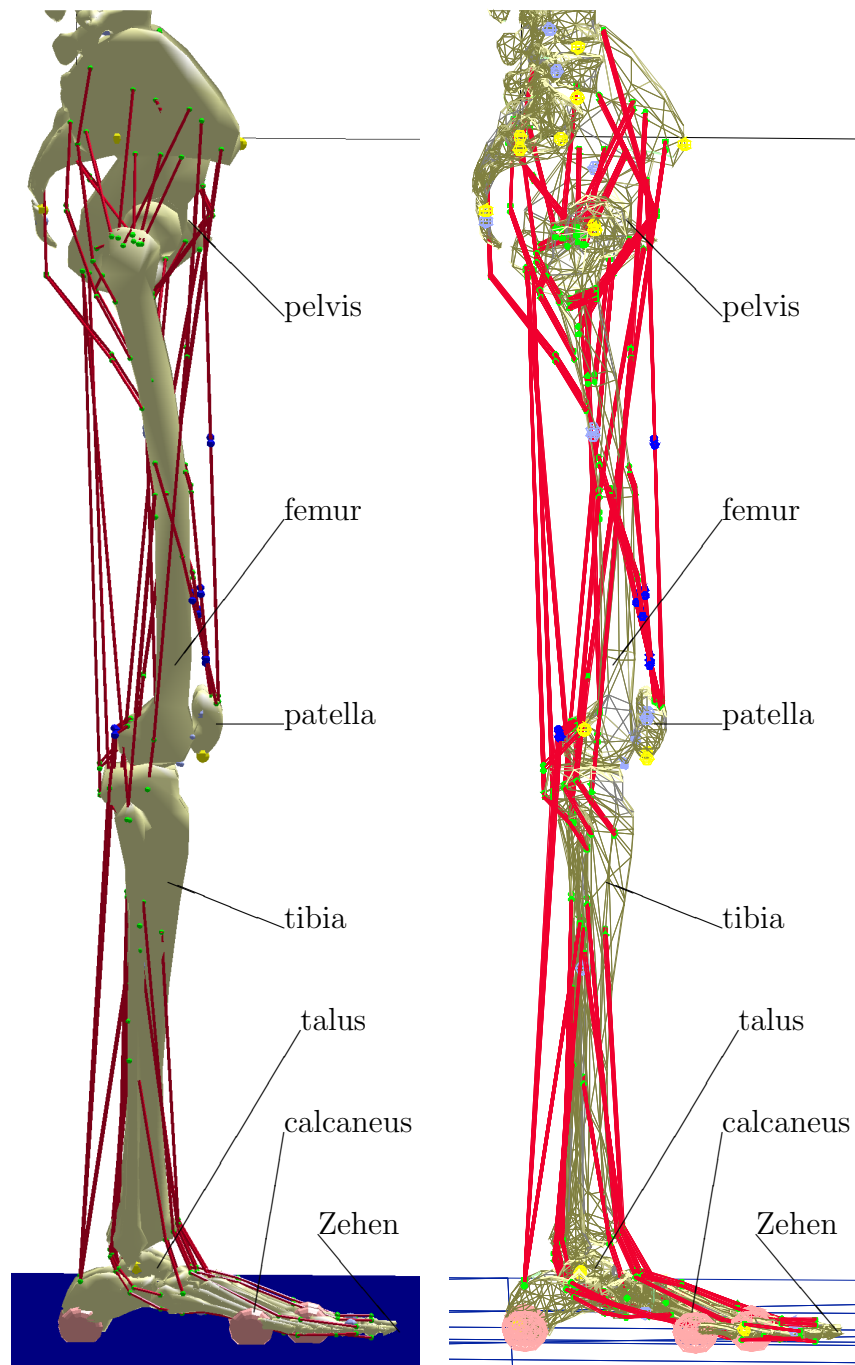


Abbildung 3.2: Die rechte Seite der unteren Extremitäten: *Links*: Normale Oberflächendarstellung, *rechts*: Ansicht im wire frame mode. Zu sehen sind die sieben Segmente des rechten Beins von Anthropion. Die blaue Fläche ist der Boden. Die blauen Linien rechts sind die Dreiecke, aus denen der Boden besteht. Die Muskeln sind durch rote Linien repräsentiert. Die Bedeutung der verschiedenfarbigen Punkten sind in (Tab. 4.2) erläutert.

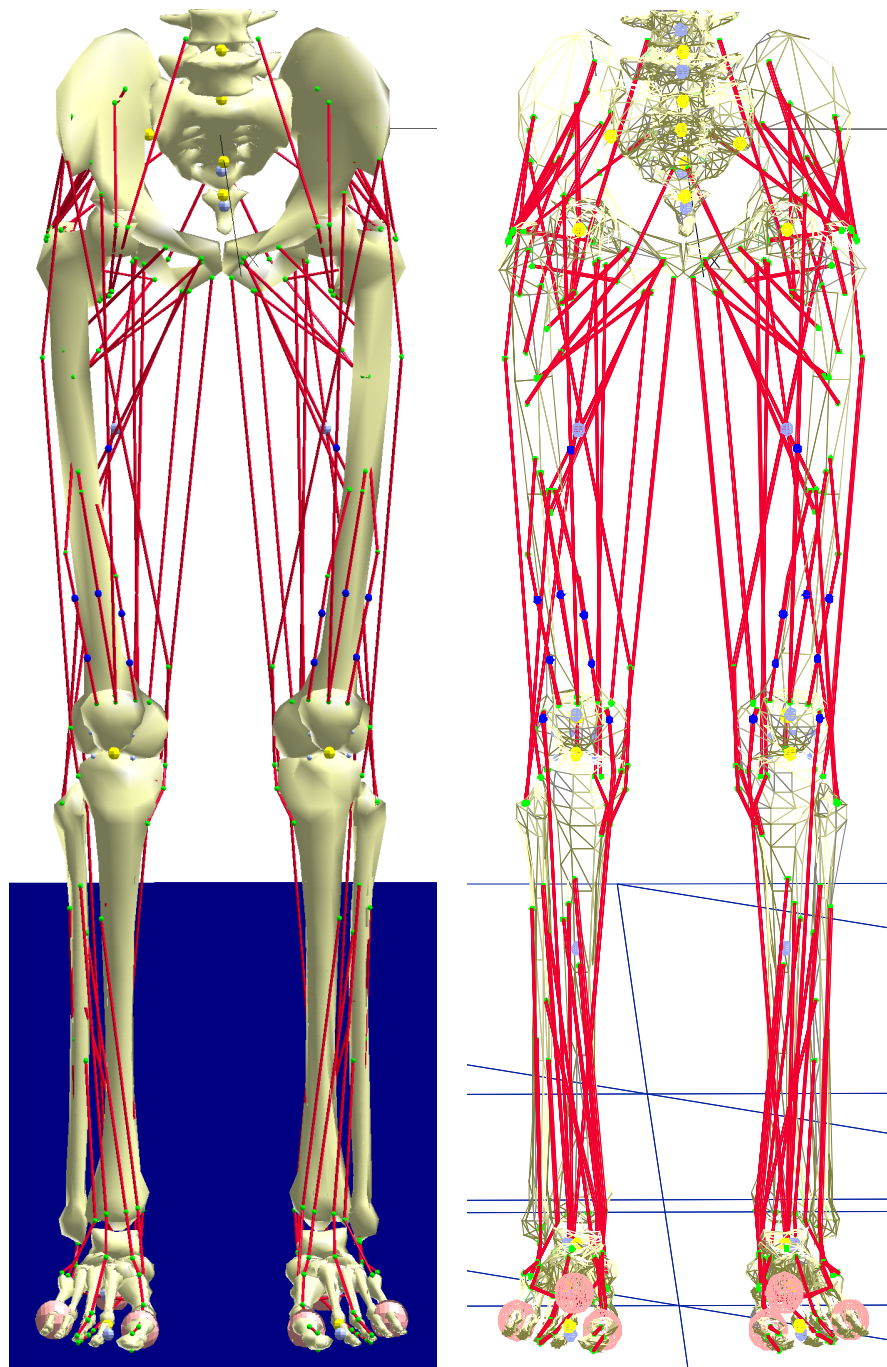


Abbildung 3.3: Die unteren Extremitäten von vorne gesehen: *Links* im gouraud shading mode, *rechts* im wire frame mode. Es soll ein ungefährender Eindruck über die Beschaffenheit des Modells vermittelt werden. Auf die Benennung der Muskeln wurde der Übersichtlichkeit halber verzichtet. Die blauen Punkte sind Marker für die Umlenkung (siehe Abschnitt 3.4.8). Die rosa Kugeln sind die Ballen, über die der Kontakt zum Boden realisiert wurde.

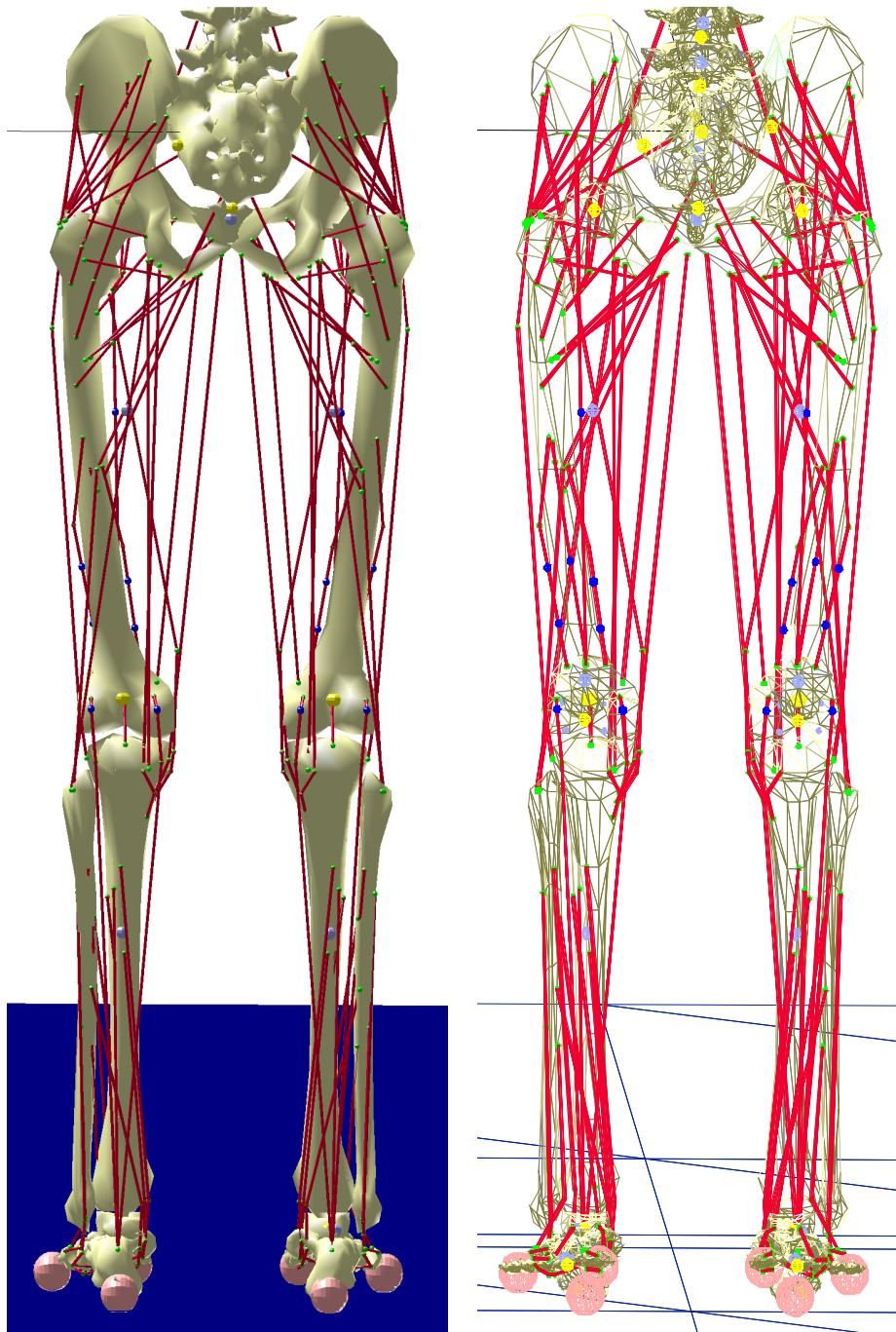


Abbildung 3.4: Die unteren Extremitäten von hinten gesehen: *Links* im gouraud shading mode, *rechts* im wire frame mode. Die roten Linien geben den Verlauf der Muskeln wieder. Je mehr Muskeln auf einem Gebiet vorhanden sind, desto feiner lässt sich das Bewegungsverhalten steuern. Die gelben Kugeln markieren die Gelenkpunkte. Ihre Häufung im oberen Teil des Modells ist auf die Gelenke zwischen der Wirbelsäule zurückzuführen.

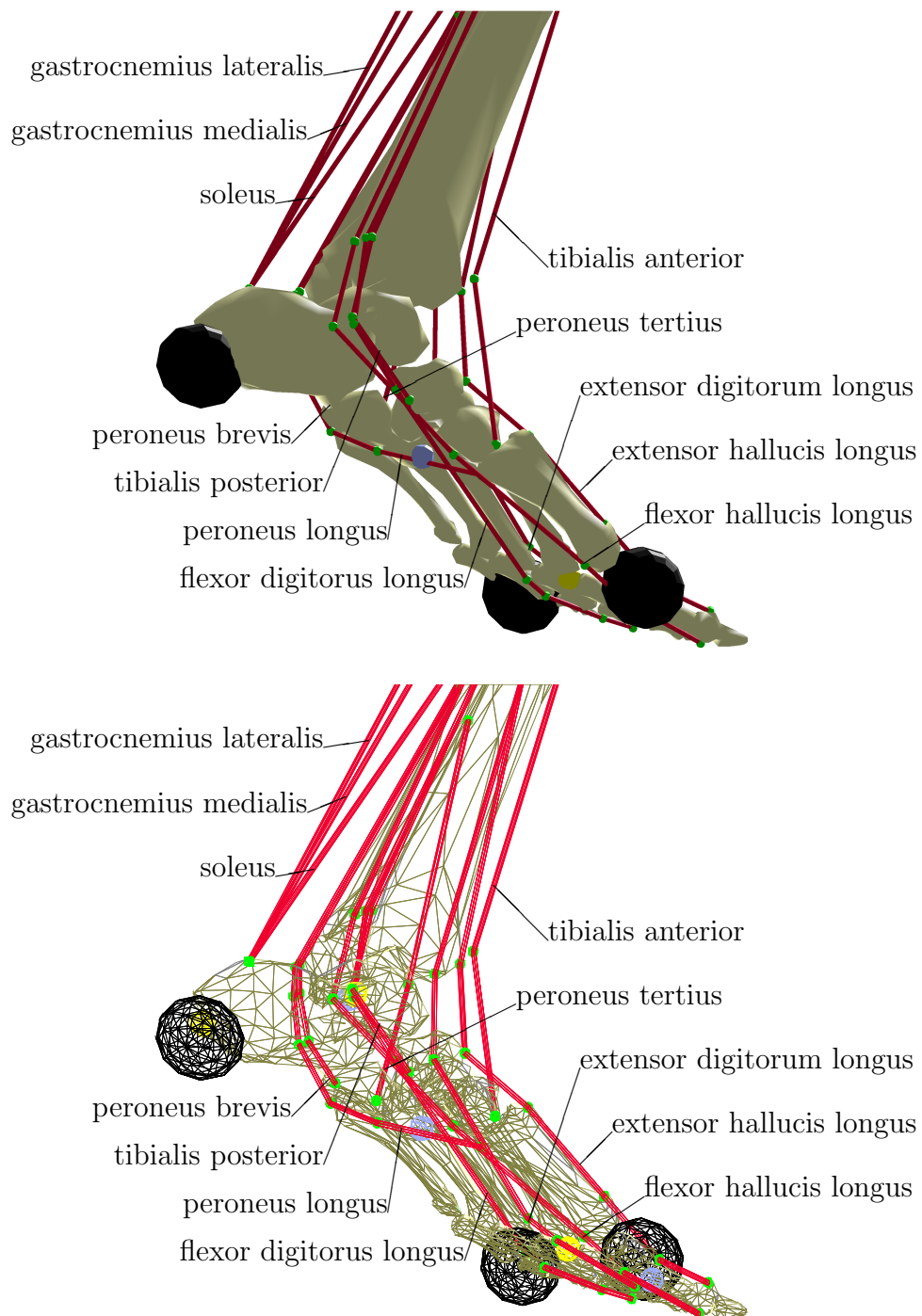


Abbildung 3.5: Verlauf der 12 Muskeln im linken Fuß in der Sicht von medial kaudal nach lateral proximal. In der für den Stand verwendeten ankle strategy spielen die Fußmuskeln eine große Rolle. Das *obere Bild* erlaubt eine gute Orientierung anhand der Knochengmente. Nur der musculus peroneus brevis ist aus diesem Blickwinkel gar nicht sichtbar. Im *unteren Bild* sind durch die Darstellung im wire frame modus auch die Verläufe hinten den Knochengsegmenten sichtbar. Als schwarze Kugeln sind die Fußkontakte (Ballen) zum Boden dargestellt.

anatomischer Muskelname	Muskelname im Modell	F_{max} (N)	$l_{ce,opt}$ (cm)	l_{se} (cm)
gluteus medius (anteriorer Teil)	GMED1	546	5,35	7,8
gluteus medius (mittlerer Teil)	GMED2	382	8,45	5,3
gluteus medius (posteriorer Teil)	GMED3	435	6,46	5,3
gluteus minimus (anteriorer Teil)	GMIN1	180	6,8	1,6
gluteus minimus (mittlerer Teil)	GMIN2	190	5,6	2,6
gluteus minimus (posteriorer Teil)	GMIN3	215	3,8	5,1
semimembranosus	SEMIMEM	1030	8,0	35,9
semitendinosus	SEMITEN	328	20,1	26,6
biceps femoris (langer Kopf)	BIFEMLH	717	10,9	34,1
biceps femoris (kurzer Kopf)	BIFEMSH	402	17,3	10,0
sartorius	SAR	104	57,9	4,0
adductor longus	ADDLONG	418	13,8	11,0
adductor brevis	ADDBREV	286	13,3	2,0
adductor magnus (superiorer Teil)	AMAG1	346	8,7	6,0
adductor magnus (mittlerer Teil)	AMAG2	312	12,1	13,0
adductor magnus (inferiorer Teil)	AMAG3	444	13,1	26,0
tensor faciae latae	TFL	155	9,5	42,0
pectineus	PECT	177	13,3	1,0
gracilis	GRA	108	35,2	14,0
gluteus maximus (superiorer Teil)	GMAX1	382	14,2	12,5
gluteus maximus (mittlerer Teil)	GMAX2	546	14,7	12,7
gluteus maximus (inferiorer Teil)	GMAX3	368	14,4	14,5
iliacus	ILIACUS	429	10,0	9,0
psoas	PSOAS	371	10,4	13,0
quadratus femoris	QUADFEM	254	5,4	2,4
gemelli	GEM	109	2,4	3,9
periformis	PERI	296	2,6	11,5
rectus femoris	RF	779	8,4	34,6
vastus medialis	VASMED	1294	8,9	12,6
vastus intermedius	VASINT	1365	8,7	13,6
vastus lateralis	VASLAT	1871	8,4	15,7
gastrocnemius (medialer Kopf)	MEDGAS	1113	4,5	40,8
gastrocnemius (lateral Kopf)	LATGAS	488	6,4	38,5

Tabelle 3.1: Liste der in Anthropion verwendeten Muskeln und ihrer Eigenschaften. Die Muskelgeometrie und die hier aufgeführten Muskelparameter wurden aus [Delp et al. \(1990\)](#) entnommen. Die Muskelparameter werden in Abschnitt 3.4 ausführlicher erklärt. F_{max} ist die maximale Kraft, die der Muskel aufbringen kann, $l_{ce,opt}$ die Länge des kontraktiven Elementes, bei der unter festhalten der anderen Parameter die maximale Kraft entwickelt werden kann. l_{se} ist die Ruhelänge des Sehnenanteils des Muskels.

anatomischer Muskelname	Muskelname im Modell	F_{max} (N)	$l_{ce,opt}$ (cm)	l_{se} (cm)
soleus	SOL	2839	3,0	26,8
tibialis posterior	TIBPOST	1270	3,1	31,0
flexor digitorus longus	FLEXDIG	310	3,4	40,0
flexor hallucis longus	FLEXHAL	322	4,3	38,0
tibialis anterior	TIBANT	603	9,8	22,3
peroneus brevis	PERBREV	348	5,0	16,1
peroneus longus	PERLONG	754	4,9	34,5
peroneus tertius	PERTERT	90	7,9	10,0
extensor digitorum longus	EXTDIG	341	10,2	34,5
extensor hallucis longus	EXTHAL	108	11,1	30,5

Tabelle 3.2: Fortsetzung: Liste der in Anthropion verwendeten Muskeln. Die Muskelgeometrie und drei der Muskelparameter wurden aus [Delp et al. \(1990\)](#) entnommen. Die Muskelparameter werden in Abschnitt 3.4 ausführlicher erklärt. F_{max} ist die maximale Kraft, die der Muskel aufbringen kann, $l_{ce,opt}$ die Länge des kontraktiven Elementes, bei der unter festhalten der anderen Parameter die maximale Kraft entwickelt werden kann. l_{se} ist die Ruhelänge des Sehnenanteils des Muskels.

Die Basis des MKS-Modells Anthropion bildet ein etablierter Datensatz, der mit dem Programm `calcman`, welches auf den Datensätzen und Regressionsformeln von [Clauser et al. \(1969\)](#), [Chandler et al. \(1975\)](#) und [NASA Reference Publication \(1978\)](#) beruht, erstellt wurde (Abb. 1.1). Dieser umfasst 17 Segmente und 16 Gelenke. Hieraus wurden die Massen (siehe Tab. B.1) und Massenträgheiten für alle Segmente des neuen Modells übernommen, wobei der Fuß besonders gehandelt wurde. Für alle Segmente mit Ausnahme der unteren Extremitäten wurden auch die Längen und Gelenkpunkte übernommen.

Ein Datensatz mit Muskeln war für den Oberkörper nicht verfügbar. Da die Bewegungssteuerung im Modell nur mit Hilfe von Muskeln erfolgt und nicht mit Aktuatoren in Gelenken, wurde der Oberkörper im aufrechten Stand, d.h. mit den Gelenkwinkeln in Ausgangsstellung, fixiert.

Die unteren Extremitäten einschließlich des Beckens wurden, ebenso wie die muskuloskeletale Geometrie nach einem von [Delp \(1999\)](#) veröffentlichten Datensatz modelliert. Bei diesem handelt es sich um ein siebensegmentiges Modell des rechten Beins inklusive rechtem Beckenknochen. Es umfasst die Geometrie der Knochen und Gelenke, dem geometrischen Verlauf der Muskeln, sowie für jeden Muskel einen Satz muskelspezifischer Parameter. Die verwendeten Muskeln sind in Tab. 3.1 aufgelistet, die Massen der Segmente in Tab. B.1. Für die Verwendung in Anthropion wurde das Delp-Modell in der Medianebene gespiegelt. Die Größe des vom `calcman` ausgegebenen Modells wurde auf das Modell von Delp abgestimmt, welches nicht parametrisiert vorlag.

Die Muskeln werden als masselose Zugfäden modelliert, deren Verlauf durch Punkte

festgelegt ist zwischen denen die Muskeln sich geradlinig erstrecken. Im Muskel erzeugte Kräfte, werden all jenen Punktpaaren wirksam, die benachbart sind und auf unterschiedlichen Körpern liegen.

Das Modell von Delp ist ein rein kinematisches. Für dessen Segmenteigenschaften wurden daher die Eigenschaften des calcman-Modells herangezogen. Der Fuß erfordert eine besondere Betrachtung. Dieser umfasst im Delp-Modell 3 Segmente, im calcman-Modell nur einen. Deshalb mussten die Massen und Massenträgheiten der Fußsegmente aus einer gesonderten Betrachtung gewonnen werden.

3.3.1 Der Fuß

Die Segmente

Der Fuß des Anthropion-Modells besteht aus drei Segmenten: Der proximalste Starrkörper repräsentiert den Talus. Der Mittelfuß und der Calcaneus bilden zusammen das größte der drei Segmente, das Calcaneus Segment. Die Zehen sind im dritten Segment zusammengefasst. Diese relativ einfache aber zweckmäßige Segmentaufteilung wurde vom Delp-Modell übernommen. Sie erlaubt eine einigermaßen realitätsnahe Modellierung der Fußgelenke mit den größten Gelenkwinkelbereichen, nämlich der oberen und unteren Sprunggelenke, sowie der Zehengelenke. Der Aufwand einer Modellierung der sehr komplexen Fußgelenke im Mittelfußbereich hingegen lohnt sich bei der gegebenen Fragestellung nicht. Ihre Bewegungsamplituden sind minimal, so dass sie in einem MKS-Modell gut vernachlässigt werden können. Die Plantaraponeurose wie sie von Günther (1997) modelliert wurden kann in der gegebenen Fußsegmentaufteilung nicht implementiert werden. Deshalb, und weil sie für den Stand keine große Rolle spielt, wird sie im Modell nicht berücksichtigt.

Das Modell von Delp et al. (1990) umfasst nicht die Masseneigenschaften der Segmente. Und das calcman-Programm liefert diese nur für den Gesamtfuß. Deswegen mussten die Daten mittels bestimmter Annahmen und Plausibilitätsbetrachtungen abgeschätzt wer-

Segment	Masse	Hauptträgheitsmomente			Maße des Modellquaders		
		I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}	x	y	z
	(kg)	(μNm^2)	(μNm^2)	(μNm^2)	(cm)	(cm)	(cm)
Zehen	0.08684	41.62	52.10	19.52	4.55	7.16	2.50
Mittelfuß	0.65303	366.1	2785	2593.	21.46	7.16	4.00
Talus	0.1820	107.1	122.6	74.24	5.44	7.16	4.40

Tabelle 3.3: Die Segmenteigenschaften des Fußes von Anthropion: Die Summe der Segmentmassen ergibt die Gesamtmasse des Fußes, wie sie von calcman ausgegeben wird. Für die Berechnung der Hauptträgheitsmomente der Segmente wurden die Segmente durch Quader der angegebenen Abmessungen approximiert.

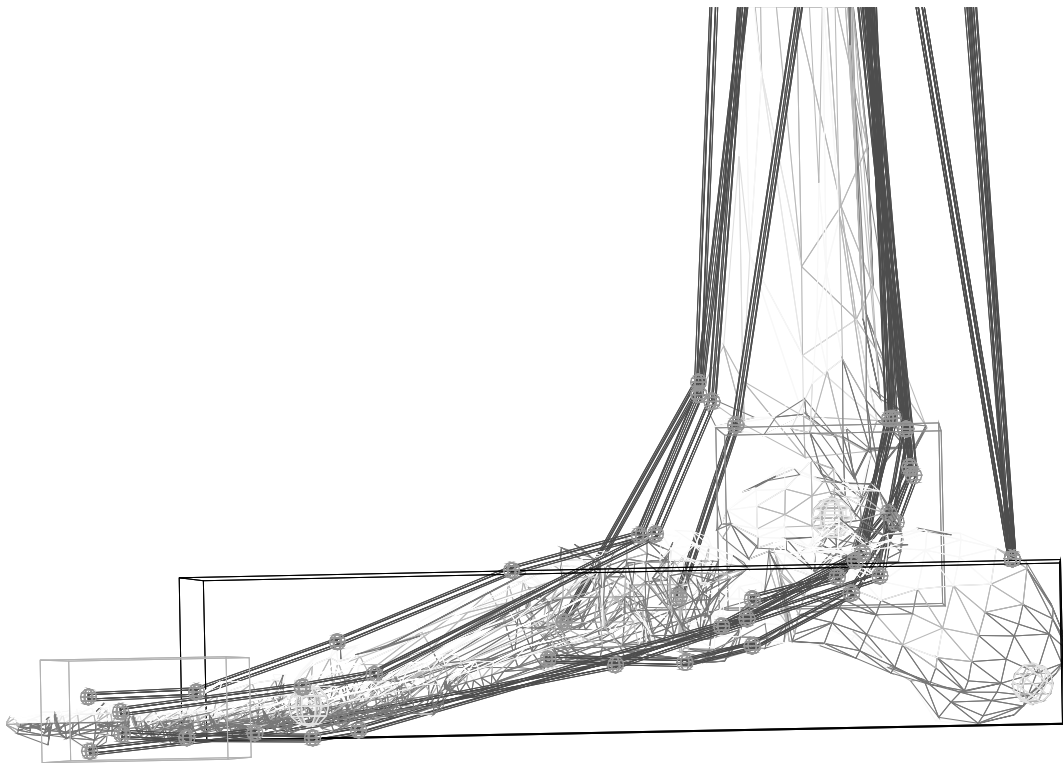


Abbildung 3.6: Segmentmodell des Fußes: Der Fuß besteht aus drei Segmenten mit den Namen Talus, Calcaneus und Zehen. Keines der beiden verwendeten anthropometrischen Modelle liefert dafür die Massen und Massenträgheiten. Daher wurden diese aus dem Volumen dreier Quader abgeschätzt, die in ihren Abmessungen den modellierten Segmenten ähneln und deren Gesamtmasse der des Gesamtfußes entspricht. Die Lage dieser Quader relativ zu den Fußsegmenten ist in dem im Linienmodus (wire frame mode) dargestellten Fußmodell zu sehen.

den, basierend auf dem einsegmentigen Fuß des auf [NASA Reference Publication \(1978\)](#) basierenden calcman und dem ebenfalls aus Abschätzungen gewonnenen 6-segmentigen Fußmodell von [Henze \(2002\)](#).

Die Idee hinter der Abschätzung ist folgende: Für die Gesamtmasse des Fußes errechnet das Programm calcman 0,9219 kg. Aus den nach dem Gewebeanteil gewichteten durchschnittlichen Dichten der Gewebearten ([Clarys und J., 1986](#)) ergibt sich für die mittlere Dichte der drei Segmente 1.062 g/cm^3 . Für die Trägheitsmomentabschätzung wurde auf Basis der calcman-Werte des 6-Segmentmodell Fußes von [Henze \(2002\)](#) ein 3-segmentiges Fußmodell erstellt. Dieses besteht aus 3 Cuboiden der oben angegebenen Dichte, deren Maße sich am Fuß orientieren, und die in der Summe auf die richtige Fußmasse kommen.

3.4 Muskelmodell und Aktivierung

Das Anthropion-Modell ist nicht auf die Verwendung eines bestimmten Muskelmodells festgelegt. Die einzige Voraussetzung ist, dass das Muskelmodell aus den im MKS-Modell gegebenen Daten sowie beliebigen weiteren Daten eine eindeutige Kraft berechnen kann.

Für die Modellierung des Muskels werden zwei einander ergänzende Teilmodelle verwendet, die in den anschließenden Abschnitten erläutert werden. Die grundlegenden Muskeleigenschaften, wie die Kraftentwicklung in Abhängigkeit der Muskellängenänderung und der Muskelaktivierung werden durch ein Muskelmodell Hillschen Typs (siehe 3.4.2) nachgebildet. Die Aktivierungsdynamik des Muskels ist Gegenstand eines gesonderten Modells (siehe 3.4.7).

3.4.1 verschiedene Muskelmodelle

Bei Muskelmodellen unterscheidet man zwischen Modellen mit mikroskopischem und solchen mit makroskopischem Ansatz. In mikroskopischen Modellen wird versucht, die Aktivierung und Kraftentwicklung der einzelnen Muskelstrukturen als Folge biochemischer Vorgänge zu verstehen und zu beschreiben. Die Kraft und Bewegung des Muskels folgt dann aus dem Zusammenspiel der einzelnen Muskelstrukturen. Diese Modelle eignen sich gut für das prinzipielle Verständnis der Muskelfunktion. Für die Simulation ganzer Muskel-Skelett-Systeme eignen sie sich weniger. Der Rechenaufwand ist zu groß, da für die Berechnung des Gesamtmuskelverhaltens das Verhalten der vielen kleinen Muskelstrukturen berücksichtigt werden muss. Auch ist das makroskopische Verhalten dieser Modelle z.T. unbefriedigend. Ein Muskel ist mehr als die Summe der aktiven Muskelbestandteile.

Makroskopische Muskelmodelle orientieren sich hauptsächlich am phänomenologischen Verhalten des Muskels im Ganzen. Ziel ist es, den Muskel mittels makroskopischer Größen möglichst gut zu parametrisieren. Erkenntnisse über grundlegende Funktionen und innere Strukturen des Muskels liefern diese Modelle nicht. Dafür ist die Handhabung dieser Modelle einfacher und die Rechenzeiten dieser Modelle erlauben den Einsatz in Simulationen muskulo-skeletaler Systeme.

Zwei Gründe waren ausschlaggebend für die Wahl eines Muskelmodells vom Hillschen Typ. Zum einen ist es ein weit verbreitetes, sehr etabliertes Modell. Seine Stärken und Schwächen sind recht gut bekannt und verstanden. Zweitens gab es aus der Arbeit von Günther (1997) für dieses Modell bereits Erfahrungen zu dem Zusammenspiel mit dem λ -Modell (siehe 3.5.1), auf die zurückgegriffen werden konnte, und Simulationsmodelle, gegen welche das in dieser Arbeit implementierte Muskelmodelle validiert werden konnte.

3.4.2 Muskelmodelle des Hillschen Typs

Seit der Veröffentlichung des ursprünglichen Muskelmodells durch Hill (1938), wurden viele ähnliche Muskelmodelle vorgestellt, die sich meist nur in wenigen Punkten vom ursprünglichen Modell unterscheiden. Vor allem in der englischsprachigen Literatur hat sich für diese Modelle die Bezeichnung *Muskelmodell Hillschen Typs* (Hill type muscle) eingebürgert, die genauer ist als die deutsche Bezeichnung *Hillsches Muskelmodell*.

Allen Modellen gemeinsam ist die phänomenologische, makroskopische Beschreibung des Muskels und seines Verhaltens. Das Kraftverhalten des Muskels wird von einer Kraft-Geschwindigkeitsrelation bestimmt, der *Hillschen Gleichung*. Der Muskel wird als Zusammensetzung aktiver und passiver Krafterelemente aufgefasst, die parallel bzw. seriell geschaltet sein können, wie z.B. in Abbildung 3.7. Die durch die Gesamtheit aller Muskelzellen aufbrachte Kraft wird im Modell durch aktive Krafterelemente erzeugt. Passive Krafterelemente bilden das Verhalten der passiven Strukturen des Muskels nach, etwa Sehnen oder den passiven Gewebeanteil des Muskelkörpers. Sie bestehen typischerweise aus Feder- und Dämpferelementen.

Die Modelle unterscheiden sich hauptsächlich in der Anzahl und der Anordnung der Krafterelemente sowie in der Form der Kraftkurven, welche die Krafterelemente aufweisen.

Trotz seines großen Erfolges sollten die dem Hillschen Muskelmodell innewohnenden Nachteile nicht außer Acht gelassen werden. Diese Nachteile scheinen ein Grund für die Vielzahl unterschiedlicher Muskelmodelle von Hilltyp zu sein. Das ursprüngliche Hillsche Muskelmodell wurde entwickelt, um den Energieumsatz im Muskel zu beschreiben, nicht die Muskeldynamik. Es basiert auf kalorimetrischen Messungen der vom Muskel abgegebenen Wärme in Quick Release Experimenten (siehe 3.4.5). Bestimmte Muskeleigenschaften, die in gewissen Situationen eine Rolle spielen, werden von dem Modell nicht berücksichtigt. Dies gilt beispielsweise für die Ermüdung des Muskels, wie sie ab einem gewissen Beanspruchungsgrad auftritt oder für die Vordehnung des Muskels, die bewirkt, dass die Kraftentwicklung des Muskels von seiner Vorgeschichte abhängt, also nicht nur von seinem aktuellen Zustand, sondern auch den davor durchlaufenen Zuständen.

Das oben Gesagte bedeutet, dass die Hillsche Gleichung nicht allgemeingültig ist und das Einsatzspektrum der darauf beruhenden Muskelmodelle beschränkt ist (Wank, 2000). Die Diskussion über die Eignung des Hillschen Modells für die vorliegende Arbeit wird in Abschnitt 3.4.8 geführt.

Der Fiederungswinkel gibt den Winkel zwischen der Richtung der Muskelfasern und der Ansatzsehne an. Ein gefiederter Muskel kann bei gleicher Muskeldicke eine größere Anzahl von Muskelfasern aufnehmen. Die Fiederung beeinflusst damit die Hubhöhe und als auch die Hubkraft des Muskels. Durch den Fiederungswinkel sinkt die auf die Sehne übertragene Muskelkraft. Die höhere Anzahl der Muskelfasern führt letztlich aber zu einer größeren Muskelkraft als ohne Fiederung. Der Fiederungswinkel ändert sich mit der Muskelkontraktion.

Der Datensatz von Delp enthält keine Angaben zu den Fiederungswinkeln. Daher wurde

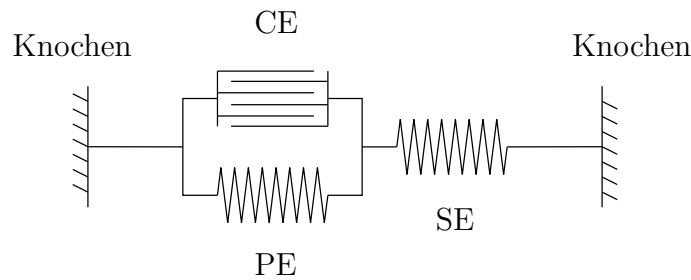


Abbildung 3.7: Schema des Anthropion-Muskelmodells. Der Skelettmuskel verläuft von einem Knochen zum anderen und besteht aus 3 Kraftelementen. Das kontraktile Element (CE) ist das einzige aktive Kraftelement und verantwortlich für die Kraftentfaltung des Muskels. Es bildet die aktiven Eigenschaften der Muskelzellen nach. Deren passive Eigenschaften werden durch das zu dem CE parallel geschaltete parallelelastische Federelement (PE) beschrieben. Die Sehne mit ihren Eigenschaften wird durch das seriellelastische Federelement (SE) repräsentiert. Das CE und das PE ziehen gemeinsam am Punkt P , für dessen Geschwindigkeit $v_{ce} = \dot{l}_{ce}$ gilt, in eine Richtung, das SE zieht mit gleicher Kraft in die entgegengesetzte Richtung.

das verwendete Muskelmodell nicht erweitert, um den Fiederungswinkel zu berücksichtigen.

3.4.3 Das masselose Muskelmodell in Anthropion

Das im Anthropion-Modell verwendete Muskelmodell besteht aus drei Kraftelementen (Abb. 3.7) und ist identisch zu dem von (Günther, 1997), (Günther und Ruder, 2003) verwendeten Modell, welches wiederum bis auf die modifizierte Aktivierungsdynamik dem von (van Soest und Bobbert, 1993) eingeführten entspricht. Das als *kontraktiles Element* (CE) bezeichnete aktive Kraftelement bildet die aktiven Eigenschaften der Muskelzellen nach und ist für die aktive Kraftentwicklung des Muskels zuständig. Ihm parallelgeschaltet ist das *parallelelastische Element* (PE). Seine Funktion ist die Nachbildung der passiven Eigenschaften der Muskelzellen und des sie umgebenden Gewebes. In Reihe mit diesen beiden Elementen ist das *seriellelastische Element* (SE) angeordnet, welches die elastischen Sehneneigenschaften modelliert. Dabei werden die Sehnenstücke von Ursprung und Ansatz zu einem Kraftelement kombiniert.

In (Günther et al., 2007) wird ein gegenüber dem oben erwähnten Modell weiter entwickeltes Muskelmodell Hillschen Typs vorgestellt, bei welchem dem seriellelastischen Element ein lineares Dämpfungselement parallelgeschaltet ist. Darin wird gezeigt, dass diese Konfiguration am besten die in realen Muskeln auftretende Dämpfung hochfrequenter Schwingungen kleiner Amplitude nachbildet, wogegen in dem hier verwendeten Modell die Masse-SE-Eigenschwingungen nicht gedämpft werden. Das neuere Modell wurde bislang nur für die konzentrische und nicht für die exzentrische Muskelbewegung validiert, weshalb auf die Implementierung dieses Muskelmodells verzichtet wurde.

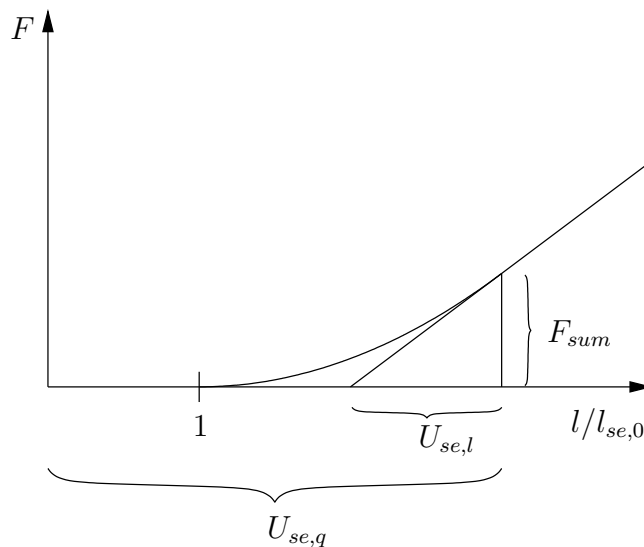


Abbildung 3.8: Die Kraftfunktion des SE. Die beschriebenen Größen finden sich in der Tabelle unter 3.4.3.

seriellelastisches Element

Das seriellelastische Element (SE) beschreibt das Kraftverhalten des sehnigen Anteils des Muskels. Dieser kann in guter Näherung als eine Zugfeder angesehen werden, die unterhalb ihrer Ruhelänge keine Kraft entwickelt, bei geringer Auslenkung aus der Ruhelänge quadratisches Verhalten zeigt, während bei größeren Auslenkungen der Kraft-Längen-Zusammenhang linear ist.

Mit der Nebenbedingung

$$K_{se,l} = 2K_{se,q} (l_{se,q} - l_{se,0}) \quad (3.1)$$

ist das Kraftgesetz (Abb. 3.8) durch eine stetige, einmal differenzierbare Funktion gegeben:

$$F_{se}(l_{se}) := \begin{cases} 0 & : l_{se} \leq l_{se,0} \\ K_{se,q} (l_{se} - l_{se,0})^2 & : l_{se,0} < l_{se} \leq l_{se,q} \\ K_{se,q} (l_{se,q} - l_{se,0})^2 + K_{se,l} (l_{se} - l_{se,q}) & : \text{sonst} \end{cases} \quad (3.2)$$

in die folgende Größen eingehen:

- $F_{se}(l_{se})$ vom SE erzeugte Kraft
- l_{se} Länge des SE
- $l_{se,0}$ Ruhelänge des SE
- $l_{se,q}$ Länge des SE ist, ab der das lineare Kraftgesetz gilt
- $K_{se,q}$ quadratische Federkonstante
- $K_{se,l}$ lineare Federkonstante

Bei Wahl geeigneter Parameter kann das obige Kraftgesetz eine rein lineare oder rein quadratische Form annehmen. Dann gilt die Nebenbedingung nicht.

In der Implementierung des Modells werden die Eigenschaften des SE durch vier Parameter beschrieben. Wird nur das quadratische Kraftgesetz verwendet, haben diese folgende Bedeutung:

$l_{se,0}$	Ruhelänge des SE
$U_{se,q}$	Bei dieser Dehnung des SE relativ zur SE Ruhelänge beträgt die Federkraft gerade F_{sum} .
$U_{se,l}$	muss für die rein quadratische Form Null gesetzt sein
F_{sum}	Kraft des SE bei der relativen Federdehnung $U_{se,q}$

und die quadratische Federkonstante berechnet sich zu

$$K_q = \frac{F_{sum}}{(U_{se,q} l_{se,0})^2} \quad (3.3)$$

Ansonsten gilt für die Parameter:

$l_{se,0}$	Ruhelänge des SE
$U_{se,q}$	Dehnung des SE relativ zur SE Ruhelänge, ab der das lineare Kraftgesetz gilt
$U_{se,l}$	relativ zur SE-Ruhelänge angegebene Länge des Abszissenabschnitts des Steigungsdreiecks mit dem die Steigung im linearen Abschnitt des Kraftgesetzes festgelegt wird.
F_{sum}	Ordinatenabschnitt des Steigungsdreiecks, mit dem die Steigung im linearen Abschnitt des Kraftgesetzes festgelegt wird.

und für für die Federkonstanten

$$K_{se,l} = \frac{F_{sum}}{U_{se,l} l_{se,0}} \quad (3.4)$$

$$K_{se,q} = \frac{K_{se,l}}{2U_{se,q} l_{se,0}} \quad (3.5)$$

parallelelastisches Element

Ab einer gewissen Dehnung setzt die Muskelmasse einer weiteren Dehnung zunehmenden Widerstand entgegen. Diese Eigenschaft kann gut durch eine quadratische Feder modelliert werden, die parallel zum aktiven Element angeordnet ist:

$$F_{pe}(l_{ce}) = K_{pe,q} (l_{ce} - l_{pe,0})^2 \quad (3.6)$$

mit den Größen

$F_{pe}(l_{ce})$	vom PE erzeugte Kraft
l_{ce}	Länge des PE und CE
$l_{pe,0}$	Ruhelänge des PE
$K_{pe,q}$	Federkonstante

Wegen des engen Zusammenhangs mit dem kontraktiven Element werden in der Implementierung Parameter verwendet, die auf die Parameter des CE Bezug nehmen:

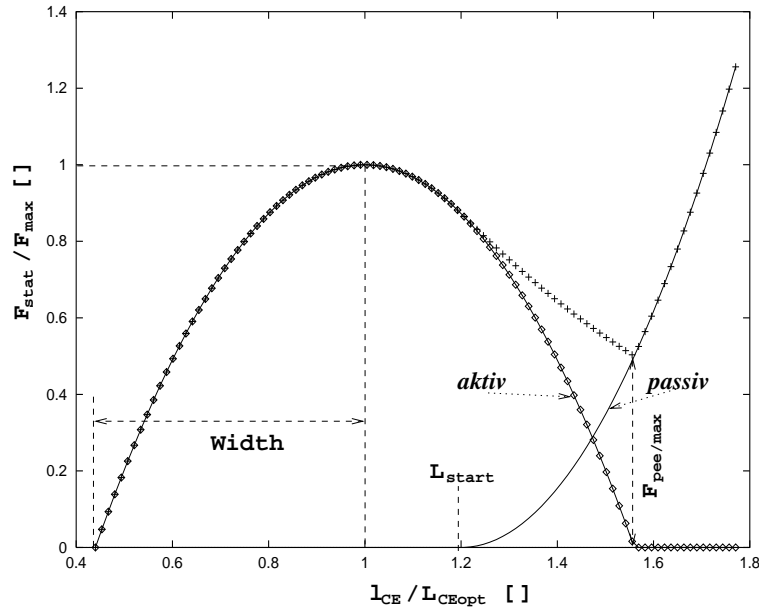


Abbildung 3.9: Die Funktion der normierten isometrischen Kraft F_{isom} in Abhängigkeit der Länge $\frac{l_{ce}}{l_{ce,opt}}$ des CE (aus (Günther, 1997)). Naturgemäß kann F_{ce} nicht negativ werden.

- $F_{pe,max}$ Kraft des PE bei der PE-Länge, bei der das CE bei weiterer Dehnung gerade keine Kraft mehr entwickeln kann.
- l_{start} Ruhelänge des PE relativ zur optimalen Länge des CE

Zwischen diesen Parametern und den davor aufgelisteten besteht folgende Beziehung:

$$l_{pe,0} = l_{start} l_{ce,opt} \quad (3.7)$$

$$K_{pe} = \frac{F_{pe,max} F_{max}}{(l_{ce,opt}(1 + w - l_{start}))^2} \quad (3.8)$$

Die entsprechenden Parameter des CE werden im folgende Abschnitt 3.4.3 erläutert werden.

kontraktiler Element

Das kontraktile Element CE ist das aktive Kraftelement im Muskelmodell. Seine dynamische Kraftentwicklung wird durch je eine Kraft-Geschwindigkeitsrelation für die konzentrische und die exzentrische Bewegung beschrieben nach (van Soest und Bobbert, 1993). Beide Fälle beziehen sich dabei auf die normierte isometrische Kraft F_{isom} des Muskels.

Die isometrische Kraft hängt hauptsächlich von der momentanen Aktivierung q und Länge l_{ce} des Muskels ab und kann folgendermaßen beschrieben werden:

$$F_{ce}(l_{ce}, q) |_{v_{ce}=0} = q F_{max} F_{isom} \quad (3.9)$$

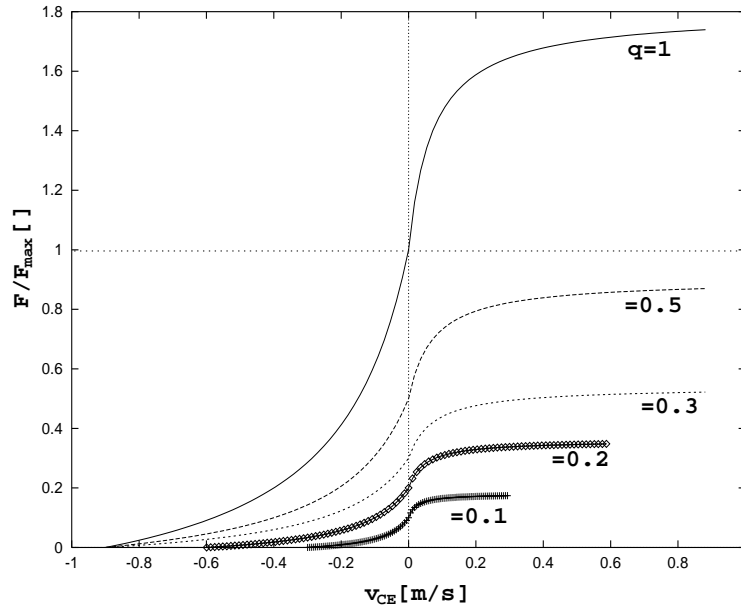


Abbildung 3.10: Kurvenschar der Kraft-Geschwindigkeitsfunktion $F_{ce}(v_{ce})$ des kontraktiven Elementes CE (aus (Günther, 1997)).

In der vorliegenden, phänomenologischen Betrachtung des Muskels stellt die Aktivierung erstmal nur eine abstrakte Funktion mit der Eigenschaft $0 \leq q \leq 1$ dar. Die verwendete Aktivierungsfunktionen wird später behandelt (3.4.7).

Es zeigt sich, dass die normierte isometrische Kraft (Abb. 3.9) recht gut mit der folgenden Kraft-Längen-Relation beschrieben werden kann:

$$F_{isom}(l_{ce}) := \begin{cases} -\left(\frac{l_{ce}}{l_{ce,opt}} - 1\right)^2 + 1 & : l_{ce,opt}(1 - w) \leq l_{ce} \leq l_{ce,opt}(1 + w) \\ 0 & : \text{sonst} \end{cases} \quad (3.10)$$

mit den Parametern

- l_{ce} Länge des kontraktiven Elementes CE
- $l_{ce,opt}$ Länge des l_{ce} bei maximaler isometrischer Kraft des CE
- w Breite des halben Arbeitsbereichs des Muskels

Nach Muskeluntersuchungen in Quick-Release-Experimenten veröffentlichte Hill (1938) eine Gleichung für die Muskelkraft bei konzentrischer Bewegung:

$$(F_{ce} + a)(v_{ce} - b) = -(F_{ce} |_{v_{ce}=0} + a)b \quad (3.11)$$

Neben der isometrischen Kraft $F_{ce} |_{v_{ce}=0}$ gehen darin die Parameter $a = -\lim_{v_{ce} \rightarrow \infty} F_{ce}$ und $b = \lim_{F_{ce} \rightarrow \infty} v_{ce}$ ein. Daraus folgt (wegen $F_{ce} = 0$) für die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit: $v_{ce,max} = -\frac{b}{a} F_{ce} |_{v_{ce}=0}$.

Eine wirklichkeitsnähere Beschreibung erhält man nach Günther (1997) mit einer modifizierten Form der oberen Gleichung, hier nach der Geschwindigkeit aufgelöst:

$$v_{ce,konz} = v_{ce}(F_{ce}, l_{ce}, q) = B_{rel}(q) l_{ce,opt} \left(1 - \frac{q F_{isom} + A_{rel}(l_{ce})}{\frac{F_{ce}}{F_{max}} + A_{rel}(l_{ce})}\right) \quad (3.12)$$

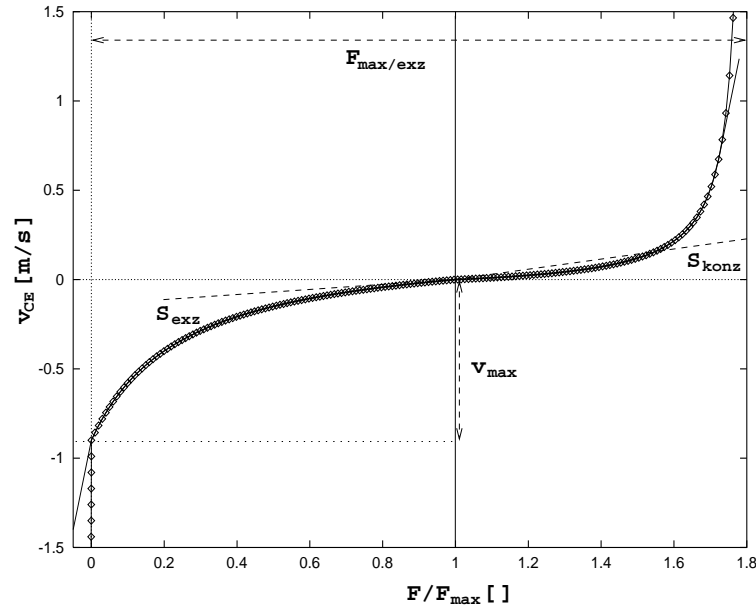


Abbildung 3.11: Kurvenschar der Geschwindigkeits-Kraftfunktion $v_{ce}(F_{ce})$ des kontraktiven Elementes CE (aus (Günther, 1997)). In dieser Form wird die Relation in der Implementierung des Muskelmodells für den masselosen Muskel nach Günther (1997) verwendet.

mit den Parametern $A_{rel}(q) = \frac{a}{F_{max}}$ und $B_{rel}(l_{ce,opt}) = \frac{b}{l_{ce,opt}}$. Um das Verhalten der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit v_{max} den Messungen besser anzugleichen, sind A_{rel} und B_{rel} parametrisiert. Die Abhängigkeit des Parameters B_{rel} von q trägt dem Umstand Rechnung, dass die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit v_{max} für kleine Aktivierungen q nicht von q abhängt sondern etwa konstant ist. Ein ähnliches Verhalten zeigt sich auch für die Länge l_{ce} , die für große Längen keinen Einfluss auf v_{max} hat. Es gilt daher:

$$B_{rel}(q) := \begin{cases} \frac{1}{0.3} F_{isom} & : q > 0.3 \\ 1 & : \text{sonst} \end{cases} \quad (3.13)$$

$$A_{rel}(l_{ce}) := \begin{cases} F_{isom} & : l_{ce} \geq l_{ce,opt} \\ 1 & : \text{sonst} \end{cases} \quad (3.14)$$

Die Kraft-Geschwindigkeits-Relation für die exzentrische Muskelbewegung wurde erstmals von Katz (1939) untersucht. Gleich dem konzentrischen Fall wird hier wieder die modifizierte Version von Günther (1997) verwendet. Wie der konzentrische Teil ist der exzentrische Teil der Hill-Gleichung eine hyperbolische Funktion, aber mit entgegengesetzter Krümmung.

$$v_{ce,exz} = v_{ce}(v_{ce}, l_{ce}, q) = \frac{C_1}{\frac{F_{ce}}{F_{max}} - C_2} - C_3 \quad (3.15)$$

Die drei freien Parameter C_1 , C_2 und C_3 werden durch drei Bedingungen eindeutig festgelegt. Die ersten beiden Bedingungen betreffen den Nahtstelle zwischen den zwei

Funktionsabschnitten. Die dritte legt mit $F_{max,exz}$ relativ zu F_{max} die Lage des Pols der Funktion fest. Die Bedingungen lauten:

1. Stetigkeit der Kraftfunktion an der Stelle $v_{ce} = 0$
2. Sprung der Ableitung an dieser Stelle um den Faktor

$$slope_{fac} = \frac{\left. \frac{dF_{ce}}{dv_{ce}} \right|_{v_{ce} \rightarrow 0_+}}{\left. \frac{dF_{ce}}{dv_{ce}} \right|_{v_{ce} \rightarrow 0_-}} \quad (3.16)$$

3. $\lim_{v_{ce} \rightarrow \infty} F_{ce} = F_{max,exz} F_{ce} |_{v_{ce}=0}$

und ergeben sich unter Nutzung zweier Hilfsvariablen zu:

$$\begin{aligned} F_{isom,q} &= q F_{isom} \\ C_2 &= F_{isom,q} F_{max,exz} \\ C_4 &= C_2 - F_{isom,q} \\ C_3 &= C_4 \frac{B_{rel} l_{ce,opt}}{slope_{fac} (F_{isom,q} + A_{rel})} \\ C_1 &= -C_4 C_3 \end{aligned} \quad (3.17)$$

Bewegungsgleichungen des Muskelmodells

Die Bilanzgleichungen des Muskels sind sehr einfach, da im vorliegenden Muskelmodell im Unterschied zu [Günther \(1997\)](#) darauf verzichtet wurde, zwei CE an ein SE koppeln. Durch die gegenüber dessen Modell deutlich höhere Zahl an Muskeln kann der manchmal vorkommende Fall einer flächigen Inserierung durch eine detailliertere Schar von Muskelfäden modelliert werden.

$$F_{se} = F_{pe} + F_{ce} \quad (3.18)$$

$$l_{mu} = l_{se} + l_{ce} \quad (3.19)$$

$$F_{mu} = F_{se} \quad (3.20)$$

$$l_{ce} = l_{pe} \quad (3.21)$$

3.4.4 Das massebehaftete Muskelmodell in Anthropion

Das von ([van Soest und Bobbert, 1993](#)) und ([Günther, 1997](#)) im Muskelmodell verwendete Kraftgesetz in eine Differentialgleichung 1. Ordnung (Gl. (3.12) und (3.15)). Die Masse, des Muskels geht darin nicht direkt ein sondern implizit über die Muskelparameter. Bei Quick Release Simulationen mit schwach aktivierten Muskeln zeigte es sich, dass der Muskelzustand in bestimmten Situationen schnell in die unmittelbare Nähe eines der beiden Pole der Gleichung für das Kraftgesetz gelangt (siehe Abb. 3.11). Diese sind in der Implementierung in der Kraftroutine entschärft (3.4.8) indem die Funktion ab einer gewissen Stelle durch steile Geraden fortgesetzt wird. Dennoch hatte dies spürbare Auswirkungen auf die Integrationszeit von SIMPACK. Dies führte auf die Idee,

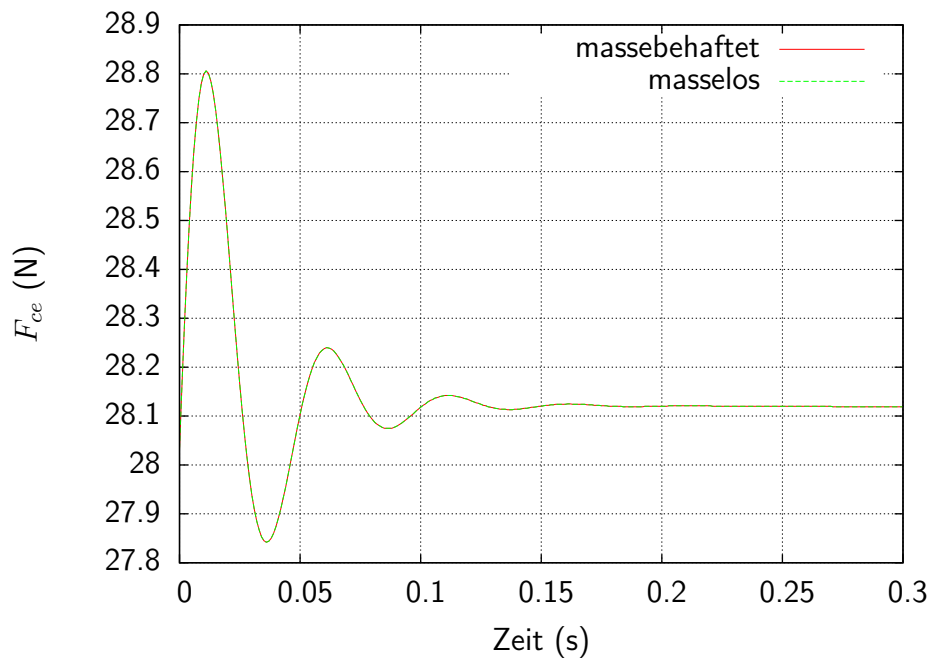


Abbildung 3.12: Quick Release Experiment für die konzentrische Bewegung eines Muskels: Aufgetragen ist die vom CE entwickelte Kraft $F_{ce}(t)$ über die Zeit. Die beiden Muskelmodelle unterschieden sich in ihrem Verhalten nicht.

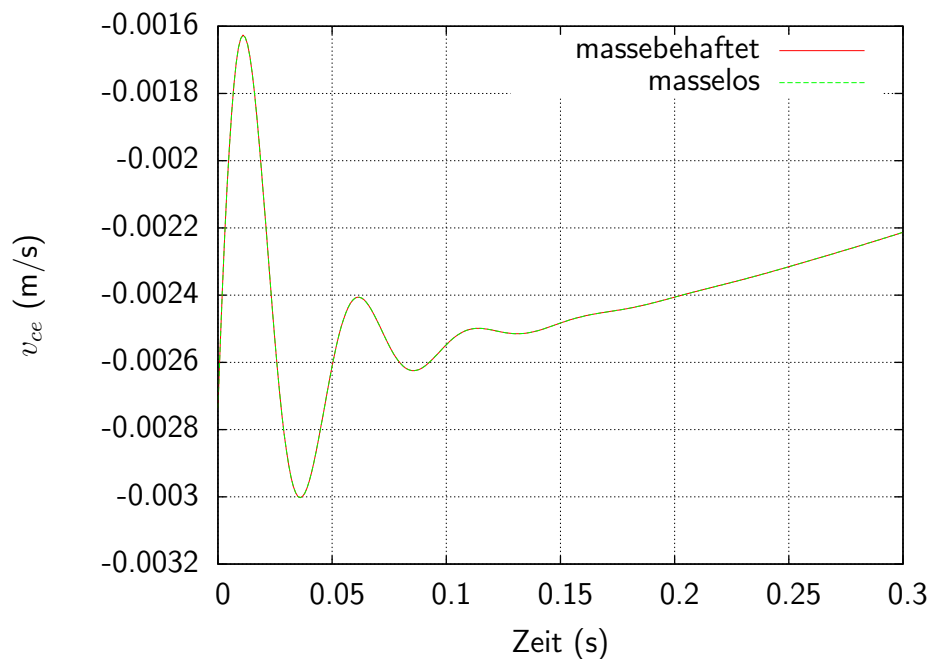


Abbildung 3.13: Quick Release Experiment für die konzentrische Bewegung eines Muskels: Aufgetragen ist die Länge des CE $v_{ce}(t)$ über die Zeit. Die beiden Muskelmodelle unterschieden sich in ihrem Verhalten nicht.

den Anknüpfungspunkt P im Muskel mit einer kleinen, virtuellen genannten, weil nicht in das MKS-Modell eingehenden, Masse zu versehen.

Numerisch ergibt sich der Vorteil daraus, dass sich in dem entsprechenden Kraftgesetz Ein- und Ausgabeparameter, F_{mu} und v_{ce} , umkehren. Damit weißt die Funktion keine Pole mehr auf, sondern Asymptoten, die für den Integrator einfacher im Umgang sind. Die virtuelle Masse bedingt, dass sich die Kräfte an den Endpunkten des Muskels bei Bewegung des Punktes P unterscheiden. Da das MKS-System für die in der Implementierung verwendeten Krafterelemente fordert, dass nur betragsmäßig gleiche Kräfte auf das MKS-System aufgebracht werden dürfen, wird immer die durch das SE erzeugte Kraft an das MKS weitergegeben. Dieses Vorgehen ist mathematisch gesehen unsauber und rechtfertigt sich nur, wenn der dadurch gemachte Fehler unterhalb der Fehlertoleranz bleibt.

In Quick Release Simulationen (siehe Anhang D) wurde nachgewiesen, dass bei Wahl einer kleinen virtuellen Masse $m = 0.1g$ die relative Abweichung zwischen den auf den beiden Seiten des Punktes P generierten Kräften $\frac{|F_{se}-F_{ce}|}{|F_{se}|}$ weniger als 10^5 liegt, und damit in der Größenordnung der Fehlertoleranzen des Integrators selbst, bzw. anderer Fehler, die durch die Modellierung bedingt sind. Bei den Ergebnissen von Simulationsläufen konnte, außer in der Integrationsgeschwindigkeit, kein Unterschied zwischen den beiden Muskelmodellen festgestellt werden.

Die Kraftgesetze für die konzentrische und exzentrische Bewegung des CE lauten

$$F_{ce,konz} = -F_{max} \left(A_{rel}(l_{ce}) + \frac{F_{isom,q} + A_{rel}(l_{ce})}{\frac{v_{ce}}{B_{rel}(q) l_{ce,opt}} - 1} \right) \quad (3.22)$$

$$F_{ce,exz} = F_{max} \left(\frac{C_1}{v_{ce} + C_3} + C_2 \right) \quad (3.23)$$

und sind identisch zu den Gleichungen (3.12) und (3.15) des masselosen Falles. Hier werden sie aber in ihrer nach der Kraft aufgelösten Form verwendet.

Dagegen gelten die Gleichungen (3.18) und (3.20) nicht mehr. Die Beziehung zwischen CE / PE und SE wird nun beschrieben durch

$$\dot{v}_{ce} = \frac{F_{se} - F_{ce} - F_{pe} - F_d}{mass_{mu}}. \quad (3.24)$$

3.4.5 Quick Release Experimente

Quick Release Experimente stellen ein wichtiges Hilfsmittel für die Untersuchung biomechanischer Muskeleigenschaften dar (Abb. 3.14). Konkrete Versuchsanordnungen sind z.B. in Hill (1938) oder McMahon (1984) beschrieben. Mit ihnen werden Erkenntnisse über die zeitliche Kraftentwicklung bei konzentrischer und exzentrischer Bewegung gewonnen. Dazu wird das eine Ende eines Muskels fixiert. Am freien Ende lässt man eine konstante, definierte Kraft angreifen. Mittels elektrischer Spannungsreize erzeugt man nun eine konstante Muskelaktivierung. Nach kurzer Zeit stellt sich eine für die isometrische Muskelkraft charakteristische Muskellänge ein. Das Experiment startet, sobald man am freien Ende eine andere (konstante) Kraft angreifen lässt. Gemessen wird dann die Längenänderung des Muskels in der Zeit.

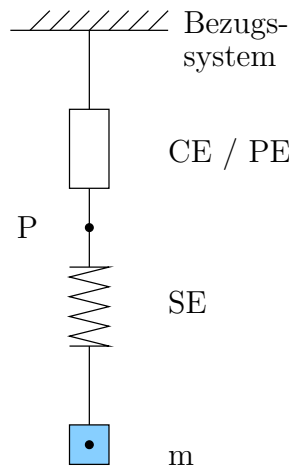


Abbildung 3.14: Schema des klassischen Quick Release Experiments: Ein Muskel ist an einem Ende fixiert, am freien Ende hängt eine Masse m . Dabei ist der Muskel in einer bestimmten Stellung arretiert. Nach lösen der Arretierung vollführt der Muskel je nach Masse eine konzentrische oder exzentrische Bewegung. Der eingezeichnete Verknüpfungspunkt P zwischen CE / PE und SE ist ein innerer Parameter des Muskels und einer Messung nicht direkt zugänglich.

Während der Entwicklung bzw. Implementierung des Muskelmodells wurden in SIM-PACK ebenfalls Quick Release Experimente durchgeführt. Insbesondere interessierte dabei der Einfluss der Anfangswerte der inneren Parameter der Muskeln wie l_{ce} , v_{ce} auf das Simulationsergebnis und den Start der Simulation.

3.4.6 Die Anfangswerte der inneren Parameter der Muskeln

Der Zustand der Muskeln wird über äußere und innere Parameter definiert. Zu den äußeren zählen die von der Lage der Segmenten zueinander vorgegebenen Parameter Länge l_{mu} und Längenänderung v_{mu} des Muskels, sowie die Muskelstimulation $STIM$. Zu den inneren Parametern gehören die Länge l_{ce} und Längenänderung v_{ce} des CE-Elementes des Muskels sowie dessen Aktivierung q .

Nach Durchführung von Quick Release Experimenten mit den implementierten Muskelmodellen tauchte die Frage auf, wie wichtig die Wahl guter Startwerte für die inneren Muskelparameter für den Start und den erfolgreichen Durchlauf einer Simulation sind.

Es ist generell eine gute Idee, die Muskeln aus einem sinnvollen, d.h. in diesem Fall physiologischen, Anfangszustand heraus starten zu lassen. Dies gilt sinngemäß für alle Modelle. Zum einen umfassen Modelle immer nur einen bestimmten Geltungsbereich, innerhalb dessen sie sinnvoll definiert und in ihrem Verhalten gut untersucht sind. Nur dort funktionieren sie zuverlässig. Zum zweiten ist nicht sicher, ob das Modell immer in den gültigen Zustandsraum hinein findet.

Es stellte sich heraus, dass im Anthropion-Modell die Anfangswerte der inneren Parameter praktisch keine Rolle spielen, vorausgesetzt, die Muskelparameter sind einigermaßen

sinnvoll gewählt. Physiologisch valide Zustände stellen sich beinahe augenblicklich zu Beginn der Simulation ein. Das hat den Grund, dass die Zeitkonstanten der äußeren Dynamik gegenüber jenen der inneren Dynamik des Muskelmodells vernachlässigbar sind. Dies gilt auch für die Aktivierung q der Muskeln als Reaktion auf die Muskelstimulation $STIM$, welche sich ebenfalls schnell gemessen an der Änderung der Muskelstimulation verändern kann.

Die Muskeln werden somit quasi rheonom geführt, ihre innere Dynamik spielt keine wesentliche Rolle. In anderen Worten: Die Bewegungen, die die Segmente des Menschmodells gegeneinander ausführen, sind sehr langsam gegenüber den Zustandsänderungen, die innerhalb des Muskelmodells möglich sind. Der Muskel ist somit jederzeit gut auf seine äußeren Bedingungen eingestellt, er arbeitet praktisch immer sehr nahe seines inneren Gleichgewichtspunktes. Anders gesagt, unterscheidet sich die Geschwindigkeit v_{ce} des Verbindungspunktes P im Muskel kaum von der Längenänderung des Gesamtmuskels v_{mu} bei konstanter Aktivierung.

Im Anfangszustand ist das Anthropion-Modell vollständig entspannt. Die Aktivierung der Muskeln beschränkt sich auf den niedrigst möglichen Wert, die Grundaktivierung q_0 , die Längenänderung v_{ce} des CE ist Null, da die Länge l_{ce} einem vorher aufgefundenen Gleichgewichtszustand entspricht. Innerhalb sehr kurzer Zeit nach dem Simulationsstart stellen sich die Aktivierungen entsprechend der Stimulation des Muskels ein.

3.4.7 Aktivierungsdynamik

Die Aktivierungsdynamik stellt den Zusammenhang zwischen dem äußeren Muskelparameter Muskelstimulation $STIM$ und dem inneren Muskelparameter Muskelaktivierung q her. Formal gesehen stellt der Muskelstimulus $STIM$ die vom zentralen Nervensystem kommende Information dar, mit welcher die Krafterzeugung des kontraktile Elements (CE) gesteuert wird. Die im CE tatsächlich entwickelte Kraft F_{ce} ist aber proportional abhängig von der Muskelaktivität q . Das Antwortverhalten der Muskelaktivität auf den äußeren Reiz der Stimulation ist durchaus komplex und Gegenstand verschiedener Modelle. Für die Verwendung in dieser Arbeit wurden zwei Modelle in die engere Wahl gezogen, erstens das Modell nach [Hatze \(1977\)](#), zweitens das nach [Zajac \(1989\)](#). Beide wurden implementiert, für die Simulationen wurde jedoch aus den im folgenden ausgeführten Gründen nur das Modell von Zajac verwendet. Eine ausführlichere Diskussion dieser beiden Modelle gibt [Günther \(1997\)](#). Die Formulierung beider Modelle als Differentialgleichung 1. Ordnung erscheint dabei natürlich, da elektrische Ladevorgänge die wesentliche Rolle bei der Aktivierungsdynamik spielen.

Das Modell von Hatze orientiert sich an den mikroskopisch ablaufenden Vorgängen in einer Muskelfaser. Es beschreibt direkt die in dieser bei einer Stimulation ablaufenden Konzentrationsänderungen von Ca^{2+} . Die Zeitkonstanten für den Aufbau und den Abbau der Aktivierung bei einsetzendem bzw. aussetzendem konstanten Stimulus sind darin gleich angesetzt, was sich nicht mit den Messungen deckt, die einen langsameren Abfall der Aktivierung zeigen. Ein Muskelfasermodell muss nicht notwendigerweise das Verhalten des Gesamtmuskels korrekt wiedergeben. So hat der Rekrutierungsprozess,

also die Abfolge, in der die einzelnen Muskelfasern für die Krafterzeugung herangezogen werden, mit dem Muskelfasermodell erstmal nichts zu tun.

Das Modell von Zajac ist ein rein phänomenologisches Modell des gesamten Muskels. Für seine Überprüfung reicht es aus, die Korrelation zwischen den EMG-Messwerten und der isometrischen Kraft zu betrachten. Innere, der Messung unzugängliche Parameter wie im Modell von Hatze existieren nicht. Die Rekrutierung von Muskelfasern für die Krafterzeugung wird implizit berücksichtigt. Die Zeitkonstanten für den Auf- und Abbau der Aktivierung sind unabhängig voneinander.

Aufgrund dieser Eigenschaften wurde in dieser Arbeit die Aktivierungsdynamik nach Zajac (1989) verwendet, in ihrer von Günther (1997) leicht abgewandelten Form. Es gilt für die Änderung der Aktivierung:

$$\dot{q} = M_{act} \left((\beta(STIM - 1) - STIM) q + STIM \right)$$

mit:

\dot{q}	Änderung der Muskelaktivierung
q	aktuelle Muskelaktivierung
$M_{act} = 1/\tau_{act}$	Kehrwert der Zeitkonstante für Aktivierung
$\beta M_{act} = 1/\tau_{deact}$	Kehrwert der Zeitkonstante für Deaktivierung
$STIM$	neuronales Eingangssignal: $0 \leq STIM \leq 1$

3.4.8 Implementierung

Allgemeines über Krafroutinen in SIMPACK

Die Berechnung der Kräfte im MKS-Modell erfolgt in SIMPACK durch Kraftelemente. Kraftelemente werden immer über zwei Bezugsmarker, den auf dem Körper i gelegenen *from*-Marker und den auf dem Körper i liegenden *to*-Marker definiert (Abb. 3.15). Die obligatorischen Eingabeparameter sind:

from-Marker: Der Marker, auf den die errechnete Kraft aufgebracht wird.

to-Marker: Auf diesen Marker wird die errechnete Kraft mit umgekehrtem Vorzeichen aufgebracht.

Die obligatorischen Ausgabeparameter sind:

force: Die Kraft, ausgedrückt im Koordinatensystem des *to*-Marker, die auf denselben aufgebracht werden soll.

torque: Das Drehmoment, ausgedrückt im Koordinatensystem des *to*-Marker, das auf denselben aufgebracht werden soll.

Über einen Kontrollparameter kann eingestellt werden, welche der beiden Ausgabeparameter tatsächlich für die Integration übernommen werden. Es ist auch möglich, keine Ausgabeparameter freizugeben. Dies ist dann sinnvoll, wenn, wie im vorliegenden

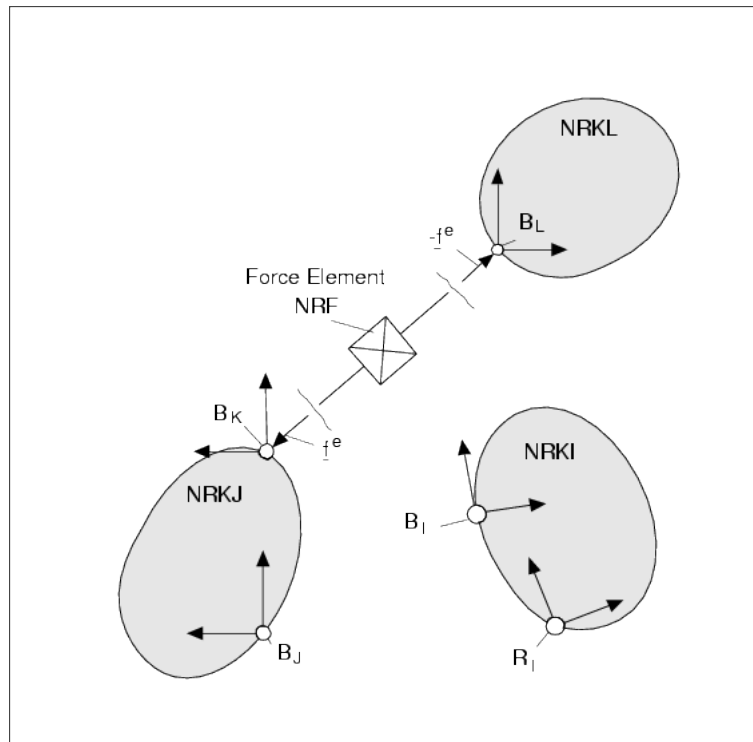


Abbildung 3.15: Schema der Funktionsweise von SIMPACK-Kraftelementen (aus INTEC GmbH (2005)): Ein Kraftelement ist i.a. nur zwischen zwei auf verschiedenen Körpern liegenden Markern sinnvoll definiert, hier Körper i und j . Die Position und Orientierung der beiden Marker M_i und M_j ist in den jeweiligen Körperreferenzsystemen B_i und B_j definiert. Der vom Kraftelement im Koordinatensystem des Markers M_i ausgegebene Kraftvektor wird diesem Marker aufgeprägt. Der entgegengesetzte Kraftvektor wird von SIMPACK automatisch auf den Marker M_j aufgebracht.

Fall, durch eine Kraftroutine Werte berechnet werden sollen, die erst nach Bearbeitung durch eine weitere (Kraft-)routine in das MKS einfließen sollen. Zu beachten ist, dass der Kraftvektor von SIMPACK im Koordinatensystem des to-Markers erwartet wird. Eine geeignete Orientierung dieses Markers kann in dieser Hinsicht hilfreich sein.

Die Muskelkraftroutinen

An der Krafterzeugung eines Muskels sind zwei Kraftroutinen beteiligt. In der ersten Kraftroutine erfolgt die Berechnung der Muskelkraft für den Muskel. Für jeden Muskel existiert daher ein benutzerdefiniertes Kraftelement des Typs 31 im SIMPACK-Modell, hinter dem die entsprechende benutzerdefinierte Kraftroutine `uforce31.f` steht (siehe Anhang C.3).

Muskeln können sich über mehrere Gelenke, und damit über mehrere Segmente erstrecken. Für jedes dieser Gelenke muss die berechnete Kraft auf die durch das Gelenk

```

1  C  =====
2  C  Die Routine ist hauptsächlich mit der Berechnung von v_ce
3  C  beschäftigt, welches als Zustandsableitung von l_ce an den
4  C  Integrator übergeben wird.
5  C  =====
6  SUBROUTINE kraft_ohne_masse(muskelparameter)
7
8  C  .....
9  C  Federkräfte berechnen
10 F_se = calc_F_se(muskelparameter)
11 F_pe = calc_F_pe(muskelparameter)
12
13 C  F_ce ist bereits berechnet
14 F_ce = F_se - F_pe
15
16 C  .....
17 C  v_ce berechnen
18
19
20 C  Alle Muskelzustände außerhalb normalen Arbeitsbereichs
21 C  geeignet versorgen.
22 C  ...
23
24 C  konz. oder exz. Bewegung
25 if (F_ce .le. F_ce_isom) then
26     v_ce = v_ce_konz(muskelparameter)
27 else
28     v_ce = v_ce_exz(muskelparameter)
29 endif
30
31 C  .....
32 C  Ableitung von l_ce an Integrator zurückgeben.
33 std(1) = v_ce
34
35 RETURN F_ce

```

Listing 3.1: Dieser Teil der Kraftroutine aus `uforce30.f` berechnet die Muskelkraft im masselosen Muskelmodell

verbundene Segmente aufgebracht werden. Weil für einige Muskeln mehr als eine Stelle existiert, an dem die Kraft desselben Muskels wirken muss, wurde die Kraftaufbringung von ihrer Berechnung getrennt und in das Kraftelement von Typ 30 (Kraftroutine `uforce30.f`) ausgelagert. Die Definition des Kraftelements 30 in fortranähnlichem Pseudocode findet sich im Anhang (Listing C.1).

Das Kraftelement 30 ist wesentlich komplexer. Es erhält über das freie Eingabeparameterfeld `par` bis zu 50 Muskelparameter. Diese können in drei verschiedene Klassen eingeteilt werden:

1. reine Muskelparameter: Sie gehen direkt in die Modellrechnungen für den Muskel ein, z.B. F_{isom} .
2. Kontrollparameter: Mit ihnen wird die Berechnung der Muskelkräfte gesteuert. Mit `sel_source` etwa wird gesteuert, welche Bedeutung der Parameter `input` für den Muskel hat.

```

1 C =====
2 C Die Routine berechnet F_ce und daraus die
3 C Zustandsableitung a_ce des Zustand v_ce.
4 C =====
5 SUBROUTINE kraft_mit_masse(muskelparameter)
6
7 C .....
8 C weitere Zustandsvariablen des Muskels holen
9   v_ce = st(2)
10
11 C .....
12 C Federkräfte berechnen
13   F_se = calc_F_se(muskelparameter)
14   F_pe = calc_F_pe(muskelparameter)
15
16 C .....
17 C F_ce berechnen
18
19 C Alle Muskelzustände außerhalb normalen Arbeitsbereichs
20 C geeignet versorgen.
21 C ...
22
23 C konz. oder exz. Bewegung
24   if (v_ce .le. 0.) then
25     F_ce = F_ce_konz(muskelparameter)
26   else
27     F_ce = F_ce_exz(muskelparameter)
28   endif
29
30 C .....
31 C 2. Ableitung von l_ce berechnen, auf Basis von F_ce.
32   a_ce = (F_se - F_ce - F_pe) / mass_mu
33
34 C Im massebehafteten Fall enthält der Muskel zwei innere
35 C Zustände
36   std(2) = a_ce
37   std(1) = v_ce
38
39   RETURN F_ce

```

Listing 3.2: Dieser Teil der Krafroutine aus `uforce30.f` berechnet die Muskelkraft im massebehafteten Muskelmodell

3. Muskelmarker: Die Angabe aller Muskelmarker ermöglicht die Berechnung der Muskellänge.

Zu den Werten, die nur am Anfang der Simulation berechnet werden müssen, gehören die Federkonstanten $K_{se,l}$, $K_{se,q}$ und K_{pe} .

Die Berechnungen und auch die Ein- bzw. Ausgaben unterscheiden sich je nachdem, ob das masselose oder das massebehaftete Muskelmodell verwendet wird. Eine vereinfachte, kommentierte, in fortranähnlichem Pseudocode geschriebenes Listing der Muskelkraft-routine findet sich im Anhang. C.1. An dieser Stelle werden nur die Abschnitte davon wiedergegeben, die explizit die Muskelkraftberechnung durchführen (Listing 3.2 und Listing 3.1).

Die Länge l_{ce} des CE wird vom Integrator in beiden Versionen als Zustand `st(1)` des

Zustand	Gültigkeitsbereich	Beschreibung
Bereich 1	$l_{ce} \leq (1 - w) l_{ce,opt} + \varepsilon$	unterhalb Überlappbereich, Muskel stößt an
Bereich 6	$l_{ce} \geq (1 + w) l_{ce,opt} - \varepsilon$	oberhalb Überlappbereich, Muskel überstreckt
im Überlappbereich:		
Bereich 2	$F_{ce} < 0$	Muskelkraft kleiner Null
Bereich 3	$F_{ce} \leq F_{ce,isom}$	konzentrische Bewegung
Bereich 7	$F_{ce} < F_{max} F_\varepsilon$	exzentrischer Bereich und Muskelkraft Null
Bereich 5	$F_{ce} > F_{limit}$	lineare Fortsetzung des exz. Bereichs
Bereich 4	sonst	exzentrische Bewegung

Tabelle 3.4: Mögliche Zustände des Muskels im masselosen Fall. Der normale Arbeitsbereich des Muskels umfasst die Bereich 3 und 4. In den Bereichen 5 und 7 wird die dort in Polnähe verlaufende Funktion v_{ce} durch steile Geraden ersetzt. Dies ist eine Vorsichtsmaßnahme, in den Simulationsläufen wurden diese Bereiche nicht verwendet.

Zustand	Gültigkeitsbereich	Beschreibung
Bereich 1	$l_{ce} \leq (1 - w) l_{ce,opt} + \varepsilon$	unterhalb Überlappbereich, Muskel stößt an
Bereich 6	$l_{ce} \geq (1 + w) l_{ce,opt} - \varepsilon$	oberhalb Überlappbereich, Muskel überstreckt
im Überlappbereich:		
Bereich 3	$v_{ce} \leq 0$	konzentrische Bewegung
Bereich 2	$F_{ce} < 0$	Muskelkraft kleiner Null
Bereich 4	$v_{ce} > 0$	exzentrische Bewegung

Tabelle 3.5: Mögliche Zustände des Muskels im massebehafteten Fall. Der normale Arbeitsbereich des Muskels umfasst die Bereich 3 und 4. Die Bereiche 5 und 7 werden im massebehafteten Fall nicht benötigt.

Muskels mitgeführt. Im massebehafteten Fall wird zusätzlich v_{ce} als Zustand $\mathbf{st}(1)$ mitgeführt. Aus l_{ce} werden zuerst die Kräfte der passiven Elemente SE und PE berechnet. Im masselosen Fall ergibt sich daraus mit Gl. (3.18) sofort F_{ce} . Das Hauptaufwand der Berechnungen liegt hier in der Ermittlung von v_{ce} , welches als Ableitung von l_{ce} in $\mathbf{std}(1)$ an den Integrator zurückgegeben wird.

In der massebehafteten Routine liefert v_{ce} bereits der Integrator. Hier liegt der Schwerpunkt tatsächlich auf der Berechnung vom F_{ce} . Daraus wird anschließend a_{ce} , die Ableitung von v_{ce} , berechnet. v_{ce} und a_{ce} werden als $\mathbf{std}(1)$ bzw. $\mathbf{std}(1)$ dem Integrator übergeben.

Numerisch gesehen, hat die massebehaftete Version einen großen Vorteil. Während die Funktion $v_{ce}(F_{ce})$ zwei Pole aufweist, die durch geeignete Maßnahme (Fortsetzung der Funktion ab einem gewissen Punkt durch steile Geraden) entschärft werden, hat die Funktion $F_{ce}(v_{ce})$ zwei waagrechte Asymptoten und kommt ohne solche Maßnahmen aus. Dies hat positive Auswirkungen auf die Integrationszeit bei Situationen, wo der

Muskel an die Grenzen seines Arbeitsbereiches kommt, da die Lösung des Systems für den aktuellen Zeitschritt, insbesondere bei größeren Beträgen von v_{ce} , schneller konvergieren.

Je nach verwendeter Version des Muskelmodells werden 5 bzw. 7 verschiedene Zustände des Muskels unterschieden, in denen jeweils eigene Gesetze für $v_{ce}(F_{ce})$ (Tab. 3.4) bzw. $F_{ce}(v_{ce})$ (Tab. 3.5) gelten. Der normale Arbeitsbereich umfasst die Bereiche 3 und 4. In Bereich 2 befindet sich der Muskel, wenn das CE kraftlos ist und zusammengeschoben wird. Muskelzustände in den Bereichen 1 und 6 können vorkommen, wenn die Aktivierung des Muskels sehr gering ist. Bei Bereich 6 bedeutet das, dass statt dem CE das PE die Zugkraft übernimmt. Bei der masselosen Version sind die Wechsel aus den normalen Arbeitsbereich in die anderen Bereiche und zurück in der Regel nicht stetig. Ebenfalls nur in der masselosen Version kommen die Bereiche 5 und 7 vor. In diesen Gebieten weisen die auf den Bereich 3 und 4 definierten Funktionen $v_{ce}(F_{ce})$ Pole auf. Um die damit verbundenen numerischen Schwierigkeiten zu umgehen, werden die Funktionen dort durch Geraden mit großer Steigung so ersetzt, dass die Ableitungen der Funktionen an den Nahtstellen zu den benachbarten Bereichen stetig ist.

Muskelumlenkung

Ändert sich der Winkel eines Gelenks, so ändert sich nicht nur die Länge eines darüber hinweg ziehenden Muskels, sondern auch seine Auflagepunkte. Ein Muskel, der bei gestrecktem Gelenk gradlinig verläuft, legt sich bei zunehmender Abwinkelung des Gelenks an das Gelenk an. In einigen Fällen, wie beim Kniegelenk, kann dieser Effekt erheblich sein.

Im MKS-Modell ist der Muskelverlauf über Marker definiert. Eine Muskellängenänderung ergibt sich immer dann, wenn eine Gelenkwinkeländerung sich auf den Abstand der beiden Muskelmarker auswirkt, zwischen denen der Muskel das Gelenk von einem Körper zum anderen überspannt. Die Abstände zwischen Markern auf dem selben Körper ändern sich nicht. Als Muskelumlenkung wird im weiteren nur der oben beschriebene Fall bezeichnet.

Die Implementierung der Muskelumlenkung erfordert die Einführung von beweglichen Markern. Diese werden in SIMPACK unter dem Begriff *moved marker* seit neuerem rudimentär unterstützt.

Die Idee hinter der Umlenkung ist, dass der Verlauf eines umgelenkten Muskels über die bewegten Marker abhängig von der Gelenkwinkelstellung geführt wird. Dazu muss zuerst der Verlauf des Muskels bei angewinkeltem und bei gestrecktem Gelenk festgelegt werden. Ein oder zwei Marker sind hierbei so an die Umlenkstelle zu setzen, dass die im ersten Fall bei der Umlenkung des Muskels helfen. Gleichzeitig darf ihr Fehlen bei gestrecktem Gelenk keine Verfälschung des Muskelverlaufs ergeben (3.16).

Der Muskel ist so durch eine Reihe von Markern definiert, von denen einer oder zwei bewegliche Marker sind, mit denen der Muskel umgelenkt werden kann, während die sie umgebenden Marker normale ortsfeste Marker sind. Befindet sich das Gelenk in

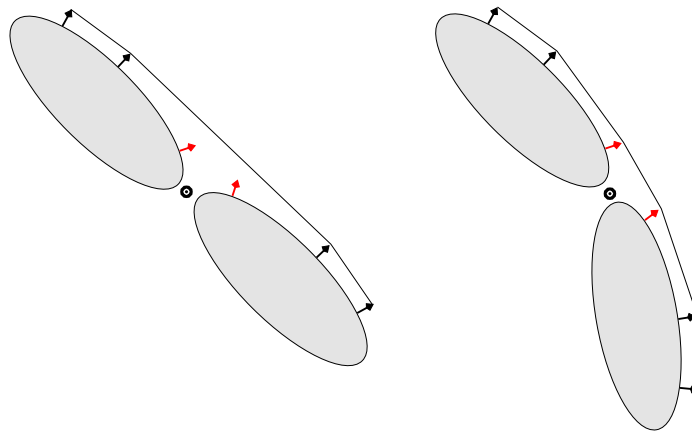


Abbildung 3.16: Funktionsweise der Muskelumlenkung in Anthropion: Zwei Körpersegmente (graue Ellipsen) sind durch ein Gelenk (schwarzer Kreis) verbunden. Für einen Muskel (schwarze Linie) sind Inerierungspunkte (schwarze und rote Pfeile) definiert, durch die der Muskel an den Segmenten fixiert ist. An der Stelle, wo der Muskel bei angewinkeltem Gelenk umgelenkt wird, sind Stützstellen (rote Pfeile) definiert. An diesen stützt sich der Muskel ab, sobald keine gerade Verbindung zwischen dem beiden Markern, die dieser Stützstelle benachbart sind, möglich ist. Im *linken Bild* ist der gerade Muskelverlauf über das gestreckte Gelenk zu sehen. Das *rechte Bild* zeigt den durch die Stützstellen umgelenkten Muskel bei stark angewinkeltem Gelenk.

gestreckter Stellung, treten die beweglichen Marker nicht in Erscheinung. Sie liegen dann auf der Verbindungsgerade, die zwischen den die Umlenkmarker einschließenden festen Markern verläuft.

Wird das Gelenk angewinkelt, nähert sich der durch diese Gerade dargestellte Muskel den Umlenkpunkten an. Bei einer bestimmten Winkelstellung berührt der Muskel das Segment, bzw. den vorher festgelegten Umlenkpunkt. Für diese und noch größere Winkelstellungen verbleibt der bewegliche Marker auf dem Umlenkpunkt und verhält sich dabei wie ein ganz normaler fixer Muskelmarker. Sobald der Gelenkwinkel wieder so klein wird, dass sich der Muskel vom Umlenkpunkt ablöst, wird der Marker wieder auf der Verbindungsgeraden zwischen den benachbarten Markern geführt.

Implementiert wird die Muskelumlenkung unter Verwendung von benutzerdefinierten Marker-Routinen. Über diese kann die Bewegung der beweglichen Marker gesteuert werden. Die Markeroutine benötigt als Eingabe den Winkel des Gelenks und liefert als Ergebnis die neue Position und Orientierung des Markers.

3.5 Standkontrolle

Die Standkontrolle besteht aus zwei Teilen. Den ersten Teil bildet die untergeordnete Standkontrolle, die eine Regelschleife auf Muskelebene darstellt. Dafür wird das λ -

Modell verwendet, eine der Varianten der *Equilibrium Point Hypothesis*, die wesentlich von Feldman (Asatryan und Feldman, 1965) entwickelt wurde. Sie wird bei Günther (1997) ausführlich beschrieben. Hier wird sie nur soweit vorgestellt, wie für das Verständnis des Modellverhaltens notwendig.

Der zweite Teil umfasst die übergeordnete Lagekontrolle auf Gesamtmodellebene. Sie legt die Zielhaltung des Modells fest. Dieser Teil gibt die Vorgaben an die untergeordneten Regelschleifen der einzelnen Muskel weiter, die unabhängig voneinander arbeiten.

3.5.1 Das λ -Modell

Das λ -Modell geht von einer einfachen Regelschleife aus. Geregelt wird auf die Solllänge eines Muskels bei Messung der Ist-Länge. Die Gleichung hierfür lautet:

$$S = a(l_{ce} - \lambda) + b v_{ce} \quad (3.25)$$

Dabei ist S die Antwort auf die lineare Abweichung der Ist-Länge l_{ce} des CE von dessen Solllänge λ plus einer von der Bewegung v_{ce} des CE abhängigen Größe. a und b sind frei einstellbare Konstanten, die das Zeitverhalten beeinflussen.

Zu beachten ist, dass das λ -Modell nicht die absolute Muskellänge, sondern die gewünschte l_{ce} -Länge regelt. Das bedeutet, abhängig von der äußeren Kraft ergibt sich eine etwas andere Gleichgewichtslänge des Muskels. Dies scheint jedoch nicht wesentlich zu sein, da das SE sehr steif ist, so dass sich diese beiden Größen faktisch nur um eine Konstante unterscheiden. Dies wurde verifiziert, indem die CE-abhängigen Größen durch die Größen des Gesamtmuskels ersetzt wurden.

In der konkreten Implementierung wird die Antwort als Muskelstimulation $STIM$ ausgegeben. Im Fall $l_{ll} > (1 - \delta) \lambda$, also falls die Ist-Länge größer als die ungefähre Solllänge ist, gilt für die Muskelstimulation $STIM$:

$$STIM = \frac{\kappa}{l_{ce,opt}} (l_{ll} - (1 - \delta) \lambda + \sigma v_{ll}) \quad (3.26)$$

Hierbei ist, je nach Einstellung des Modells, l_{ll} die Ist-Länge des CE oder des Gesamtmuskels, λ die Solllänge und v_{ll} die Längenänderung. κ ist der Verstärkungsfaktor der Abweichung, σ der Faktor, mit dem aktuelle Längenänderung v_{ce} von CE in die Regelung miteinbezogen wird. Mit δ schließlich lässt sich steuern, wie weit die angegebene Solllänge λ von der faktischen Solllänge $(1 - \delta)\lambda$ abweichen soll. Damit kann Kokontraktion simuliert werden. In den durchgeführten Simulationen wurden keine Kokontraktion benutzt, daher wurde δ auf Null gesetzt. Die Simulationen wurden mit $\kappa = 0,8$ und $\sigma = 0,2$ s durchgeführt. Relative Abweichungen von weniger als 5 Prozent haben keinen nennenswerten Einfluss auf die Ergebnisse.

Für andere Werte von l_{ll} gilt $STIM = 0$. Außerdem wird $STIM$ auf den Bereich von Null bis Eins beschränkt, indem notfalls Werte größer Eins auf Eins limitiert werden und Werte kleiner Null auf Null.

3.5.2 Übergeordnete Handlungsregelung

Die übergeordnete Lageregelung beschränkt sich auf die Vorgabe bestimmter Haltungen. Diese werden dann durch die untergeordnete Steuerung, das λ -Modell angestrebt. Enthält das Modell n Muskeln, so kann jede Ziellage (Zielkonfiguration) durch einen Satz von Ziellängen $\vec{\lambda} = (\lambda_1, \dots, \lambda_n)$ beschrieben werden mit λ_i als Solllänge des i -ten Muskels.

Mit Hilfe mehrerer solcher Zielkonfigurationen können periodische Bewegungen, wie Gehen oder balanciertes Stehen erzeugt werden. Für die Simulation des geregelten Standes wurden nur 2 Zielkonfigurationen verwendet, eine für die nach vorne geneigte Stellung, eine für die nach hinten geneigte. Damit bewegte sich das Modell abwechselnd nach vorne und nach hinten, wobei der gesamte Zustand des Modells immer symmetrisch zur Medianebene blieb. Dies stellt keine Einschränkung dar. Die Aufgabe der Handlungsregelung in dieser Arbeit ist es lediglich, das Modell überhaupt in einem Zweibeinstand zu halten.

Für die Erstellung der Zielkonfigurationen wird das Modell in die Ausgangsstellung gebracht, die dadurch ausgezeichnet ist, dass die Gelenkwinkel im modelleigenen Koordinatensystem Null sind. Diese entspricht vom Augenschein her einer aufrechten Haltung des Menschmodells. Nun stellt man die Gelenkwinkel entsprechend der gewünschten Lage ein. Anschließend wird das Modell in der Schwerelosigkeit kurz integriert, wobei die Aktivierung aller Muskeln fest auf die Grundaktivierung q_0 gesetzt ist und die Kraftaufbringung der Muskeln auf das MKS-System unterdrückt wird. Damit wirken keine Kräfte auf das MKS-Modell und die Muskeln schwingen sich sehr schnell in ihre Gleichgewichtsposition ein, die durch die Gesamtmuskellänge vorgegeben ist. Die so ermittelten Längen l_{ce} für die CE aller Muskeln wurden als Zielkonfiguration genommen. Die Anfangswerte der Zustandsparameter des Muskels für den Einschwingvorgang selbst wurden so gewählt, dass das SE auf seine Ruhelänge gesetzt war $l_{se}(t_0) = l_{se,0}$ und der Muskel sich in Ruhe befand $v_{ce}(t_0) = 0$.

Im geregelten Zweibeinstand wurden die beiden Zielhaltungen erzeugt, indem in der Ausgangsstellung die Stellung des Gelenks zwischen talus und tibia angepasst wurde. Für die nach vorne geneigte Zielstellung wurde der Fuß um zehn Grad nach oben angewinkelt, für die nach hinten geneigte um drei Grad nach unten. Für den pathologischen Niedersprung wurde die Ausgangshaltung als Zielhaltung gewählt.

Als Eingaben für die globale Lageregelung sind im Prinzip alle Zustände und Parameter des Modells denkbar. Im vorliegenden Fall wurde als Input die Position x_S und Geschwindigkeit v_S des Körperschwerpunktes S verwendet und damit eine äußerst einfache aber funktionierende Regelung realisiert. Die Schwerpunktsposition alleine war dafür nicht ausreichend.

Als konstante Parameter werden weiterhin verwendet die Lage des Körperschwerpunktes in der Gleichgewichtsposition x_{eq} des Modells, um die das Modell während des Stehens pendelt. Außerdem werden die Grenzgeschwindigkeiten $v_{eq,h}$ und $v_{eq,v}$ für die rückwärtige und die nach vorne gerichtete Bewegung des Körperschwerpunktes benutzt.

Der Algorithmus für die Steuerung ist folgender: Basis der Regelung ist die Lage des Körperschwerpunktes relativ zu dessen Ruhelage. Befindet sich dieser davor, wird als Zielkonfiguration die nach hinten geneigte Haltung vorgegeben. Bewegt sich der Schwerpunkt jedoch gleichzeitig mit einer zu großen Geschwindigkeit Richtung Gleichgewichtsposition, wird doch die nach vorne geneigte Haltung vorgegeben, um die Schwerpunkts-
geschwindigkeit zu verringern. Für die andere Richtung funktioniert die Steuerung genau umgekehrt.

Die beiden Grenzggeschwindigkeiten wurden empirisch ermittelt. Für sie gilt: $v_{eq,h} = -0.004$ m/s und $v_{eq,v} = 0.04$ m/s, wobei eine positive Geschwindigkeit für die Vorwärtsbewegung steht.

In den Simulationen zeigte sich, dass die eben beschriebene einfache Regelung völlig ausreichte, das Modell in einem stabilen Zweibeinstand zu halten.

3.5.3 Implementierung

Das λ -Modell ist als Teil der Muskelkraft-Routine implementiert (siehe Abschnitt 3.4.8). Alle Werte, die für die Regelung notwendig sind, stehen in der Routine ohne weiteren Aufwand bereit, zumal die Steuerung lokal ist und daher keine globalen Werte des Modells benötigt werden.

Für die übergeordnete Haltungsregelung gilt dies nicht. Nun liegt der Schwerpunkt von **SIMPACK** auf der Modellintegration. Es verfügt nur über rudimentäre Möglichkeiten für die Modellsteuerung. Es bietet aber Schnittstellen zu mehreren gängigen Softwarepaketen für Steuerungsaufgaben, u.a. zu Matlab bzw. **MATLAB/Simulink**. Letzteres ist ein Erweiterungspaket von **MATLAB** zur Simulation verschiedener dynamischer Systeme, welches sich insbesondere gut für die schnelle und einfache Implementierung von Steuerungen eignet.

Daher wurde die übergeordnete Modellsteuerung letztlich in Form einer Co-Simulation von **SIMPACK** und **MATLAB/Simulink** realisiert. Beide Softwarepakete kommunizieren über einen vorher festzulegenden Internet-Port miteinander. Dies eröffnet die interessante Möglichkeit, die beiden Modellteile auf unterschiedlichen Rechnern laufen zu lassen. Bei der vorliegenden Arbeit ist die Rechenlast aber sehr asymmetrisch. Die von der Modellsteuerung verbrauchte Rechenzeit ist gegenüber der Modellintegration vernachlässigbar.

Für die Kommunikation mit externen Programmen stellt **SIMPACK** Schnittstellen in Form des Eingabefeldes **uextern** und des Ausgabefeldes **yout** bereit, die aus dem Modell, bzw. den Benutzer-routinen heraus angesprochen werden können. Die Konventionen dafür sind starr und nicht immer nachvollziehbar. Es können trotzdem fast beliebige Modellparameter an das andere Programm übergeben werden und empfangen werden.

Die Co-Simulation läuft nach dem Master-Slave Schema ab. **SIMPACK** kann dabei sowohl als Master als auch als Slave fungieren. Im Rahmen dieser Arbeit hatte es die Rolle

```

1 %
2 % Variablen
3 % -----
4 %
5 % outsig: Feld mit zu exportierenden Variablen an SIMPACK.
6 % v_1,...,v_5: Lamda-Sätze für verschiedene Haltungen
7 %
8 % com_x: Ort des Körperschwerpunkts
9 % com_v: Geschw. des Körperschwerpunkt
10
11 % vernünftiger Mittelpunkt
12 XEQ = -.032;
13
14 % Geschwindigkeiten, bei denen abgeregelt wird:
15 % (nach hinten stellt sich Modell viel viel schneller ein.)
16 VEQ_V = .04; % Geschw. nach vorne
17 VEQ_H = -.004; % Geschw. nach hinten
18
19 %
20 % Ortsuntersuchung
21 if (com_x > XEQ) % wenn CM zu vorne
22     outsig = v_3; % CP nach vorne (Zehen runter)
23     fprintf('com_x > XEQ: => v_3\n');
24
25 % Geschwindigkeitsbegrenzung:
26 if (vcom_x < VEQ_H) % wenn aber CM zu schnell nach hinten
27     outsig = v_0; % CP nach vorne (Zehen runter)
28     fprintf('vcom_x < -VEQ, => v_0\n');
29 end
30 else % wenn CM zu hinten
31     outsig = v_0; % CP nach hinten (Zehen hoch)
32     fprintf('com_x < XEQ, => v_0\n');
33
34 % Geschwindigkeitsbegrenzung:
35 if (vcom_x > VEQ_V) % wenn CM zu schnell nach vorne
36     outsig = v_3; % CP nach hinten (Zehen hoch)
37     fprintf('vcom_x > VEQ, => v_3\n');
38 end
39 end

```

Listing 3.3: Der für die Standregelung relevante Teil des MATLAB-Codes.

des Slaves, Master war Simulink. Diese Festlegung ist rein kommunikationstechnischer Natur. Besondere Vor- oder Nachteile aus dieser Aufgabenteilung ergaben sich nicht.

Ein Simulationslauf wird folgendermaßen gestartet. Zuerst wird SIMPACK im Slave-Modus gestartet. Es lädt das Modell, bereitet dessen Integrationslauf vor, öffnet einen Kommunikationsport und wartet dann darauf, dass ein Master eine Verbindung herstellt. Simulink wird mit dem MATLAB-Programm gestartet, dass die Modellsteuerung übernimmt. Es öffnet das Simulink-Modell. Dieses enthält die Informationen, dass Simulink an SIMPACK koppeln soll und auf welche Weise dies geschehen soll. Nachdem Simulink die Verbindung hergestellt hat, gibt es an SIMPACK die Anweisung, mit der Integration zu beginnen. Nach Ende des Integrationslaufs lösen die Programme die Verbindung wieder.

Während der Integration unterbricht **SIMPACK** diese in regelmäßigen Abständen an den sogenannten communication points. Die für die externe Ausgabe bestimmten Daten werden an **Simulink** weitergereicht. Dieses ruft das zur Verarbeitung der Daten vorgesehene **MATLAB**-Programm auf und reicht dessen Ergebnisse wieder als Eingabedaten an **SIMPACK** zurück.

Der in **Simulink** implementierte Teil des Modells besteht im wesentlichen aus zwei Dateien. Die **Simulink**-Modell-Datei enthält die Definition des Modells auf **Simulink**-Seite. Definiert sind solche Dinge, wie der Name des Modells, die Schnittstellen zu **SIMPACK** und die Reglerstrukturen des Modells. Innerhalb der Reglerstruktur findet sich im vorliegenden Fall der Verweis auf ein **MATLAB**-Programm, den zweiten Teil des **Simulink**-Modells. Es führt die eigentlichen Regelungsaufgaben aus und wird aufgerufen, sobald **Simulink** die Kontrolle bekommt. Nach Beendigung gibt **Simulink** die Kontrolle wieder ab. Der für die Regelung zuständige Teil des **MATLAB**-Programms ist vereinfacht in Listing 3.3 dargestellt.

3.6 Kontakte und Gelenke

Das Hüftgelenk im Anthropion-Modell und die Berechnung der Druckverteilung darin wurde über ein Kontaktmodell namens PCM realisiert, welches dafür speziell erweitert werden musste. Darauf wird im folgenden näher eingegangen.

Zuerst wird kurz die Rolle der Gelenke im MKS-Formalismus skizziert und dabei die Einordnung der Kontakte in diesen dargelegt. Im Abschnitt 3.6.2 werden ganz allgemein die Gelenkeigenschaften besprochen, die für eine möglichst realistische Modellierung berücksichtigt werden sollten. Außerdem wird die Wahl der im Anthropion-Modell verwendeten Gelenke begründet. Anschließend wird im Abschnitt 3.6.3 das im Hüftgelenk eingesetzte Kontaktmodell, das *Polygonal Contact Model*, eingehender vorgestellt.

3.6.1 Gelenke und Kontakte im MKS-Formalismus

Bindungselemente, zu denen auch Gelenke zählen, verbinden MKS-Elemente wie Starrkörper, Federn oder Kraftelemente miteinander. Zwei grundsätzliche Bindungsarten werden unterschieden:

- *hard constraints*: Die Freiheitsgrade des Gelenks werden durch Zwangsbedingungen eingeschränkt. Abhängig vom verwendeten Formalismus werden diese in Form algebraischer Gleichungen ausgedrückt oder sind, bei Verwendung von generalisierten Koordinaten, implizit im Gleichungssystem enthalten. In der letzteren Form ist das Gelenk integraler Bestandteil des MKS-Formalismus in dem Sinne, dass durch die Gleichungen sichergestellt ist, dass sich numerische Fehler nicht auf die Geometrie des Gelenks auswirken.
- *soft constraints*: Hierbei wird die Bindung durch das Aufbringen entsprechender Gelenkkräfte realisiert, die dafür sorgen, dass das Gelenk die geforderten Be-

schränkungen in den Freiheitsgraden aufweist. Diese Kräfte unterliegen, wie alle anderen Kräfte auch, den im Rahmen der Integration auftretenden numerischen Ungenauigkeiten. In ungünstigen Fällen kann dies im Verlauf der Integration zu einem Auseinanderlaufen der Gelenkteile führen.

Kontakte gehören zur zweiten Bindungsart. Ihre Aufgabe ist zum einen die Kollisionserkennung zwischen den MKS-Körpern und zum zweiten die Berechnung der Kontaktkräfte.

Im Vergleich zu einfachen Gelenken, wie Scharnier- oder Kugelgelenken sind Kontakte bis auf wenige Spezialfälle weniger effizient, was den Rechenaufwand betrifft, und zum anderen in ihrer Handhabung wesentlich komplizierter. Daher werden Kontakte in der Modellierung nach Möglichkeit vermieden. In biomechanischen MKS-Modellen werden sie praktisch nicht verwendet.

3.6.2 biomechanische Gelenkmodellierung

Außer in der FE-Analyse werden Gelenke in der Biomechanik bis auf wenige spezielle Ausnahmen mittels einfacher Kugel- oder Scharniergelenken modelliert. Diese Näherung ist in vielen Fällen ausreichend. Bis auf das Hüft- und das Kniegelenk sind im Anthropion-Modell alle Gelenke über solche einfachen Scharniergelenke realisiert. Ist ein Gelenk jedoch selbst Gegenstand der Untersuchung muss der Aufbau des Gelenkes genauer modelliert werden. Einige Eigenheiten realer biologischer Gelenke sind dabei zu berücksichtigen:

1. Art des Gelenkschlusses
2. Gelenkansschläge
3. Änderungen des Gelenkdrehpunktes
4. Federung

Einige dieser Eigenschaften unterscheiden sich deutlich von denen einfacher technischer Gelenke, wie sie in MKS-Programmen bereitgestellt werden. Im Folgenden wird diskutiert, in welcher Form diese Gelenkeigenschaften in der Modellimplementierung Berücksichtigung fanden.

Gelenkschluss

Technische Gelenke gewährleisten üblicherweise über ihre Form den Kontakt zwischen den Gelenkflächen, den sie daher auch ohne Kraftschluss nicht verlieren. Biologische Gelenke stellen den Gelenkschluss nicht über ihre Artikulationsflächen her, sondern über Muskeln und Bänder, die die beiden Gelenkflächen zueinander ziehen. Anders ausgedrückt: Biologische Gelenke weisen einen permanenten Kraftschluss auf.

Dieser Mechanismus wirkt wie eine steife Feder, die das Gelenke praktisch vorgespannt. Damit können an dem Gelenk angreifende Zugkräfte bis zu einer bestimmten Stärke

kompensiert werden. Noch größere Kräfte führen zu einer Entfernung der Artikulationsflächen voneinander. Dieser Fall liegt jedoch außerhalb des normalen Arbeitsbereiches des Gelenks.

Soll diese Gelenkeigenschaft in der Modellbildung berücksichtigt werden, kann dies über eine oder mehrere Federn geschehen, die zwischen den beiden Gelenkhälften wirken. Realitätsnäher, aber viel aufwändiger zu modellieren sind anatomisch korrekt um das Gelenk angeordnete Bänder. Da Gelenke in MKS-Modellen üblicherweise durch einfache technische Gelenke und nicht über Kontakte realisiert werden, wird diese Gelenkeigenschaft normalerweise nicht nachgebildet.

Im Anthropion-Modell ist das Hüftgelenk als Kontakt implementiert. Die zugehörigen Gelenkbänder sind durch ein Ersatzband repräsentiert. Dieses gewährleistet bei physiologischer Belastung des Gelenks dessen Gelenkschluss auch bei entspannten Muskelkräften.

Gelenkansschläge

Ein weiterer Unterschied zwischen technischen und biologischen Gelenken ist die Realisierung der Gelenkansschläge. Diese erfolgt in biologischen Gelenken weich in dem Sinne, dass die rücktreibende Kraft nahe der Grenzposition des Gelenks sehr stark und überproportional aber stetig zunimmt je weiter man sich in Richtung der Begrenzung bewegt. Demgegenüber besitzen mechanische Bauteile in den allermeisten Fällen harte Gelenkansschläge. Eine Bewegung über den Gelenkansschlag hinaus wird durch ein starres Hindernis unterbunden. Herrschten zuvor zwischen dem bewegten Teil und der mechanischen Anschlagsbegrenzung keinerlei Kräfte, so wirken im Augenblick des Anschlags schlagartig hohe Kräfte. Im technischen wie im biologischen Bereich ist es eine wichtige Aufgabe der Steuerung, Anschläge von Gelenken zu vermeiden, da diese mit einer hohen Gelenkbelastung verbunden sind.

Nicht in jedes Modell müssen Gelenkansschläge implementiert werden. Bei aktiven Modellen, die sich verhältnismäßig langsam bewegen, sollte gemäß dem natürlichen Vorbild die Modellsteuerung den Verbleib des Modells im physiologischen Arbeitsbereich der Gelenke gewährleisten. Für alle Gelenke, die während der Simulation diesen Arbeitsbereich verlassen, ist die Modellierung der entsprechenden Gelenkansschläge jedoch unverzichtbar.

Die Verwendung harter Gelenkansschläge durch die Beschränkung der zulässigen Gelenkwinkel auf den gewünschten Bereich, wie in der Technik häufig praktiziert, ist unphysiologisch und daher nicht zielführend. Weit verbreitet ist die Methode, relativ steife Drehfedern mit linearer oder quadratischer Winkelabhängigkeit der Kraft in die Gelenke einzubauen. Ab einer bestimmten Winkelstellung entwickeln die Federn ein großes rücktreibendes Drehmoment und setzen so der weiteren Gelenkdrehung einen starken Widerstand entgegen, bzw. verhindern eine weitere Gelenkdrehung gänzlich. Der Wirklichkeit am nächsten ist die Realisierung der Gelenkansschläge mittels Bändern und Muskeln, wie dies bei biologischen Gelenken der Fall ist. Die Einstellung der Gelenkansschläge ist jedoch gegenüber den anderen Implementationsarten aufwändiger. Auch

bleibt dieser Ansatz natürlich den vielen Modellen, in denen die Bewegung rein über die Aufbringung von Drehmomenten in den Gelenken erfolgt, verschlossen.

In Anthropion wurde für das Knie ein Gelenkanschlag in Form eines Ersatzbandes geschaffen, welcher ein unrealistisches Überstrecken des Gelenks verhindert.

Drehpunktsänderung des Gelenkes

Der Drehpunkt eines biologischen Gelenkes ist nicht unveränderlich. Zwei Faktoren beeinflussen seine Lage: die Winkelstellung und die Gelenkkraft. Im ersten Fall ist die Geometrie der Artikulationsflächen für die Drehpunktsänderung verantwortlich. Ein bekanntes Beispiel hierfür ist das Knie, bei dem sich der Drehpunkt relativ stark mit der Gelenkstellung ändert. In der Modellierung kann dem einfach Rechnung getragen werden, indem die Translation des Drehpunktes über die Gelenkwinkelstellung des Knies parametrisiert wird. Die Funktion $f : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^3$, die den Winkel des Gelenks auf dessen Translation abbildet, wird normalerweise durch Interpolation entsprechender Messdaten gewonnen. Im Anthropion-Modell ist das Kniegelenk auf diese Weise implementiert. Bei allen anderen Gelenken ist der Gelenkpunkt konstant.

Kompliziert wird es, wenn das Gelenk mehr als einen signifikanten Drehfreiheitsgrad aufweist, etwa das Schultergelenk. Die Translation des Drehpunktes wird dann durch die Funktion $f : \mathbb{R}^N \rightarrow \mathbb{R}^3$ beschrieben. Der **Parameterraum / Definitionsraum / Zustandsraum** $M = \mathbb{R}^N$ umfasst im einfachsten Fall nur die möglichen Winkel des Gelenks ($N = 3$), im realistischen Fall noch weitere Zustandsparameter des Gelenks wie Winkelgeschwindigkeit und Gelenkkraftresultierende ($N = 9$). Diese sind eine Folge davon, dass die Gelenkbewegungen nicht immer umkehrbar sind, die Bewegung zurück in den Ausgangszustand sich also auf einem anderen Weg als dem Hinweg vollzieht. Die Bestimmung einer realistischen Abbildungsfunktion erfordert die Messung der Gelenkzustände mit ausreichender Genauigkeit. Dies ist eine anspruchsvolle Aufgabe und Gegenstand aktueller Forschung.

Federung und Dämpfung

Die zweite Ursache für Veränderungen des Gelenkdrehpunktes ist die elastische Kopplung der Segmente durch das Gelenk. Seine Artikulationsflächen sind mit einer bis zu ein paar Millimeter dicken Schicht Knorpelgewebe überzogen. Dieses verleiht dem Gelenk federnde und dämpfende Eigenschaften. Das Hüftgelenk mit seiner dicken Knorpelschicht und den großen Gelenkkraften ist dafür ein gutes Beispiel.

Unter Belastungen federt das Gelenk theoretisch etwas ein. Im Vergleich zur Wirkung der Feder-Dämpfer-Eigenschaften des Gelenks auf das System spielt die daraus resultierende Drehpunktsänderung jedoch keine nennenswerte Rolle. Die Federeigenschaften der Gelenke sind jedoch insbesondere bei der Berechnung des zeitlichen Gelenkkraftverlaufs schneller Bewegungen oder Stöße nicht vernachlässigbar.

In der vorliegenden Arbeit wurden keine schnellen Bewegungen untersucht. Die Berücksichtigung der Gelenkfederung war daher nur im Hüftgelenk notwendig, da über diese die Druckverteilung im Gelenk berechnet wurde. Auf welche Weise die Federung in PCM modelliert wird, ist im folgenden erklärt.

3.6.3 Polygonal Contact Model

Kontaktmodelle werden im Rahmen der Kontaktmechanik untersucht, welche sich mit den Berührvorgängen zwischen festen Körpern beschäftigt. In der MKS-Simulation sind verschiedene Kontaktmodelle im Einsatz. Diese unterscheiden sich in ihrer Komplexität, Effizienz, Flexibilität, Robustheit, ihrem Anwendungsbereich und der Realitätsnähe. Das in dieser Arbeit verwendete *Polygonal Contact Model* (PCM) wurde von [Hippmann \(2004\)](#) vorgestellt.

Wegen seiner Neuheit und um die benutzen Parametereinstellungen besser nachvollziehen zu können, wird im folgenden die Arbeitsweise von PCM beschrieben. Zuerst wird ein kurzer Überblick über das Modell gegeben. Es wird erläutert, welche Eigenschaften es besonders geeignet für die Verwendung im Anthropion-Modell erscheinen lassen. Anschließend wird die Kraft- bzw. Druckberechnung dargelegt.

Das PCM basiert auf den Randschichtmodellen. Bei diesen wird einer der beiden den Kontakt bildenden Körper als gänzlich starr angenommen, während der andere eine Ebene ist, die mit einer dünnen linear-elastischen Randschicht überzogen ist. Letztere kann man sich als eine Matratze vorstellen, deren Federn jedoch unabhängig voneinander sind. Scherspannungen werden in diesem Modell vernachlässigt. Dies führt zu einem vergleichsweise einfachen Zusammenhang zwischen der Einsinkung des Körpers in die Ebene und der Druckspannung für jeden Punkt des Körpers.

Das PCM beseitigt teilweise die Asymmetrie des Randschichtmodells, indem es dieses in zwei Punkten erweitert bzw. verallgemeinert:

1. beide Körper sind nun mit einer Randschicht überzogen.
2. Anstelle des starren Körpers und der Ebene wird der Kontakt durch zwei entsprechende Körper gebildet, deren Oberfläche durch beliebige, wohlgeformte, aus Dreiecken zusammengesetzte Polygonflächen definiert sind.

Die Verwendung triangulierter Polygonflächen zur Darstellung der Körperoberflächen in PCM bietet zwei große Vorteile, die ein anschauliches und einfaches Modellieren ermöglichen: Zum einen können die beiden Kontaktflächen beliebig geformt sein. Zweitens ist nahezu jede CAD-Software zur Bearbeitung von 3D-Modellen bzw. von 3D-Flächen auch in der Lage, Modelle in dem vom PCM verwendeten Eingabeformat zu exportieren. (obj-Format von Wavefront). Ein weiterer Vorteil von PCM ist, dass weder Zustandsvariablen zu verwalten sind, noch Iterationen innerhalb der Kraftberechnung erforderlich sind. Die Kraft ist eine direkte Funktion der kinematischen Zustände der beiden Körper. Weitere Vorteile laut [Hippmann \(2004\)](#) sind die Robustheit vom PCM, seine relativ kurzen Rechenzeiten und die gute Integration in SIMPACK.

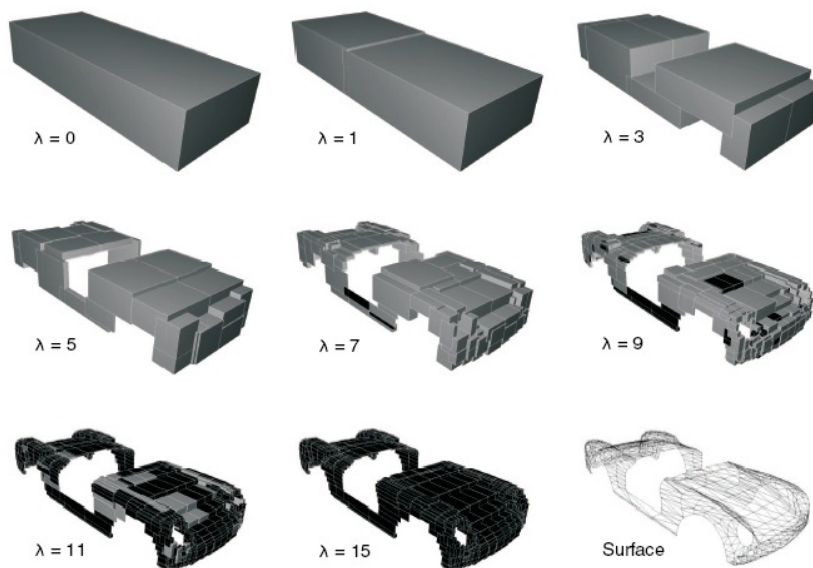


Abbildung 3.17: Die Baumstruktur der Bounding Box Hierarchie für die Kollisionsberechnung, aus Hippmann (2004): Der Aufwand zum Testen aller Polygone einer Kontaktfläche mit der anderen ist von der Ordnung $O(n^3)$. Eine Möglichkeit diesen Aufwand drastisch zu verringern stellt die rekursive Approximation der Objekte durch Bounding boxes dar, durch die sich eine Folge immer feiner aufgelöster Objekte ergibt, mit denen die eigentliche Kollisionserkennung durchgeführt wird. Zu sehen sind die Folgen für ausgewählte Unterteilungstufen λ zwischen 0 und 15.

Letztlich ist festzustellen, dass erst die Entwicklung von PCM die bequeme Druckberechnung im Anthropion-Modell ermöglichte. Die Verwendung von durch triangulierte Freiformflächen definierten Kontaktoberflächen ist einfach, flexibel und mächtig zugleich. Das Kontaktmodell weist einfache, anschauliche Parameter auf. Es war möglich, das PCM selbst um benötigte zusätzliche Funktionen erweitern. Es fügt sich in SIMPACK nahtlos über dessen Mechanismus der Benutzerdefinierten Funktionen ein. Soweit den Autor bekannt, existiert für SIMPACK kein ähnliches Kontaktmodell mit all diesen Vorzügen.

Die Kraftberechnung

Bevor auf die eigentliche Kontaktkraftberechnung eingegangen wird, wird hier kurz das auf der Verwendung von bounding boxes beruhende Kollisionserkennungsverfahren erläutert. Der Aufwand zum Testen aller Polygone einer Kontaktfläche mit der anderen ist von der Ordnung $O(n^3)$. Eine Möglichkeit diesen Aufwand drastisch zu verringern stellt die Verwendung von bounding boxes dar. Dabei wird das Objekt durch Quader unterschiedlicher Größe so approximiert, dass sich kein Objektteil außerhalb der Quader befindet. Rekursiv werden die in einer solchen Box liegenden Teilobjekte durch weitere

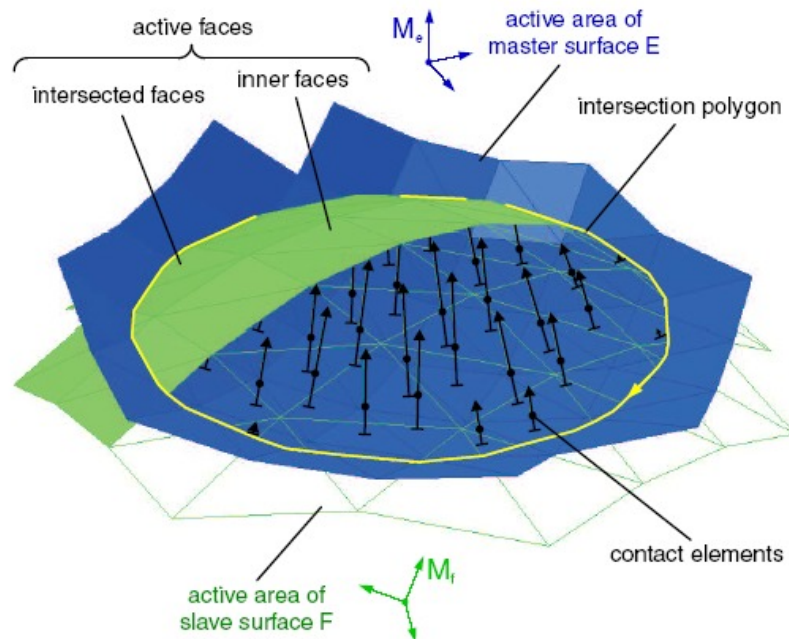


Abbildung 3.18: Berechnung der Kontaktkraft aus der Durchdringung der Oberflächen zweier Objekte, aus Hippmann (2004): Die Berührungsfläche zwischen den beiden Kontaktflächen wird gebildet, indem die Dreiecke der Masterfläche (blau) entsprechend dem Verhältnis der Elastizitätsmodule beider Objekte in Richtung der Slave-Fläche verschoben werden.

Boxen approximiert, die innerhalb der äußeren Box liegen. Man erhält so eine hierarchische Struktur mit in unterschiedlicher Feinheit aufgelösten quaderförmigen Objekten die in einem Binärbaum gespeichert werden kann. Die Kollisionsabfrage erfolgt nun so, dass man zuerst die durch wenige große Boxen approximierten Objekte auf Überschneidung testet. Nachfolgende Tests mit den feinerer approximierten Objekten erfolgen nur noch innerhalb der positiv getesteten Boxen. So grenzt man das in Frage kommende Überschneidungsgebiet sukzessive ein. Im Normalfall führt diese Methode viel schneller zum Ziel, als das Testen aller Polygone gegen einander.

Die Ermittlung der Kontaktkraft zwischen den zwei den Kontakt bildenden Körpern geschieht folgendermaßen: Als erstes wird eine Kollisionserkennung durchgeführt. Der PCM-Algorithmus ermittelt, ob zwischen den beiden Oberflächen der Körper Überschneidungen vorliegen. Durch die Verwendung von Bounding Volume Hierarchien (Abb. 3.17) geschieht dieses sehr effizient. Überschneiden sich die Körper nicht, ist die Bearbeitung des Kontaktes damit abgeschlossen.

Andernfalls wird das Schnittvolumen der beiden unverformt angenommenen Körper bestimmt. Abhängig von den Körperoberflächen, kann es aus einem oder mehreren Teilvolumina bestehen. Die Berührfläche zwischen den beiden Körpern wird durch ihre elastisch verformten Oberflächen so gebildet, dass in jedem ihrer Punkte Kraftgleichgewicht herrscht. Da das verwendete Kraftgesetz linear ist, ist das Verhältnis der zwei

Eindringtiefen, also der vertikalen Abstände der unverformten Körperoberfläche zur Berührfläche, konstant.

Im PCM wird die Berührfläche durch Kontaktelemente approximiert. Diese sind die Dreiecksflächen einer der beiden Oberflächen, der Masterfläche, indem diese so verschoben werden, dass ihr Schwerpunkt auf der Berührfläche liegt. Die Fläche und Orientierung der Dreiecke bleiben erhalten. Im Schwerpunkt wird später die für dieses Kontaktelement errechnete Kontaktkraft eingepreßt.

Für jedes Kontaktelement wird nun die Kontaktkraft bestimmt. Wie oben erwähnt wird jeder der beiden Starrkörper E und F als mit einer linear-elastischen Randschicht überzogen gedacht, die sich wie lineare Druckfedern verhalten und durch ihre Dicken b_E und b_F sowie durch ihre elastischen Moduln K_E und K_F bestimmt sind. Für die kombinierte Randsteifigkeit der Reihenschaltung dieser Druckfedern gilt:

$$c_l := \frac{c_{l_E} \cdot c_{l_f}}{c_{l_E} + c_{l_f}} \quad (3.27)$$

wobei für die Steifigkeiten der einzelnen Schichten

$$\begin{aligned} c_{l_E} &= \frac{K_E}{b_E} = \frac{1-\nu_E}{(1+\nu_E)(1-2\nu_E)} \cdot \frac{E_E}{b_E} \\ c_{l_F} &= \frac{K_F}{b_F} = \frac{1-\nu_F}{(1+\nu_F)(1-2\nu_F)} \cdot \frac{E_F}{b_F} \end{aligned} \quad (3.28)$$

gilt.

Unter der Annahme konstanter Druckspannung über seine gesamte Fläche A_k ergibt sich für die Normalkraftkomponente F_{ck} eines Kontaktelementes bei der Eindringtiefe u_{nk}

$$F_{ck} := c_l \cdot A_k \cdot u_{nk} \quad (3.29)$$

Dieses Kraftgesetz entspricht einem linear-elastischen Kontakt-Kraftelement mit der Federsteifigkeit $c_k = c_l A_k$.

Die Materialdämpfung der Randschicht wird durch eine Dämpfungskraft in Richtung der Normalenkraft berücksichtigt:

$$F_{dk} := \begin{cases} d_l A_k v_{nk} & : u_{nk} \geq u_d \\ d_l A_k v_{nk} \frac{u_{nk}}{u_d} & : u_{nk} < u_d \end{cases} \quad (3.30)$$

wobei d_l eine flächenbezogene Dämpfungskonstante ist. u_d gibt die Tiefe an, bis zu der die Dämpfungskraft linear auf eingeblendet wird. Dies dient der Vermeidung unrealistischer Kraftsprünge bei schnellen Kontaktvorgängen.

Die tangentiale Reibungskraft wirkt in Richtung der tangentialen Relativgeschwindigkeit v_{tk} und hängt außerdem von der Normalkraft F_{nk} sowie dem Reibungskoeffizienten μ ab. Sie wird durch ein approximiertes Coulombsches Reibungsgesetz beschrieben:

$$F_{tk} := \begin{cases} \mu F_{nk} & : v_{tk} \geq v_\varepsilon \\ \mu F_{nk} \left(2 - \frac{v_{tk}}{v_\varepsilon}\right) \frac{v_{nk}}{v_\varepsilon} & : v_{tk} < v_\varepsilon \end{cases} \quad (3.31)$$

Die quadratische Ausblendung der Reibungskraft unterhalb der Grenzggeschwindigkeit v_ε umgeht den enormen Aufwand, den die Implementierung eines Haftzustandes für diesen Geschwindigkeitsbereich mit sich bringen würde.

Nach Berechnung aller Kontaktelementkräfte werden diese, sowie die daraus resultierenden Momente, bezüglich dem Marker M_f , der den Koppelpunkt des Körpers F für die Wechselwirkung mit dem Körper E darstellt, aufsummiert und das Ergebnis dem Marker M_f eingepreßt.

Die Erweiterung des PCM

PCM stellt in der von Hippmann (2004) vorgestellten Form keine Informationen über einzelne Kraftelemente zur Verfügung. Dies ist jedoch Voraussetzung für die Darstellung der Druckverteilung über der Oberfläche. Das Kontaktmodell wurde daher erweitert. Nach Berechnung aller Kontaktelementkräfte werden die zugehörigen Drücke p_k für jedes Dreieck k bestimmt:

$$p_k = \frac{F_{nk}}{A_k} \quad (3.32)$$

wobei die Fläche A_k des Kontaktelementes aus zuvor ausgeführten Berechnungen bereits bekannt ist. Für jeden Zeitschritt werden zu jedem Kontaktelement die Identitätsnummer der Dreiecksfläche und deren Druckbelastung in eine Datei geschrieben.

3.6.4 Implementierung der Gelenke

Aus Sicht der der Mechanik stellen sowohl die Verbindungen zwischen Becken und Femur, Fußballen und Boden sowie Femur und Tibia Gelenke dar. Im Anthropion-Modell erfolgt die Implementation aber über unterschiedliche Mechanismen. Bei den ersten beiden Fällen handelt es sich um freie Gelenke. Die Bodenkontakte und das Hüftgelenk sind als PCM-Kontakte (3.6.3) realisiert. Diese werden mittels Kraftelementen (3.4.8) berechnet, um einmal die Bodenkraft und zum anderen den Druck (3.6.5) zu erhalten.

Das Kniegelenk dagegen ist einem Scharniergelenk ähnlich, bei dem sich der Drehpunkt abhängig vom Gelenkwinkel ändert. Hier bietet sich eine eine andere Vorgehensweise an. Für die Handhabung von Gelenken existiert in SIMPACK eine eigene Elementklasse, die Gelenk Routinen (joint routines). Im Falle von Anthropion wurde das Knie durch benutzerdefinierte Routinen implementiert. Es ist ein komplexes Gelenk, welches im Modell durch zwei Gelenke dargestellt wird, das zwischen Femur und Tibia, und das zwischen Tibia und Patella. Beide Gelenke weisen während ihrer Rotation eine komplexe translatorische Bewegungskomponente auf. So ein Verhalten können die von SIMPACK mitgelieferten Gelenktypen nicht nachbilden.

Näherungsweise können die Bewegungen beider Gelenke in einen rotatorischen Anteil um die transversale Achse (x-Achse im Modell) und einen über den Rotationswinkel parametrisierte translatorischen Anteil in der Sagitalebene (x-z-Ebene im Modell) aufgeteilt werden.

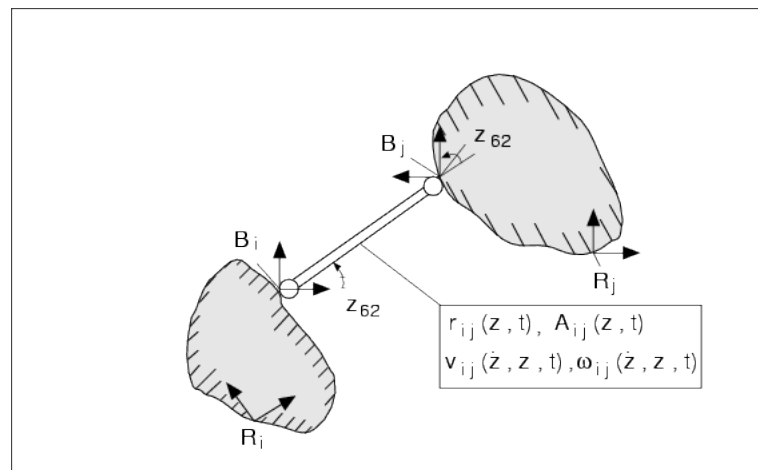


Abbildung 3.19: Schema der Funktionsweise von SIMPACK-Gelenkelementen (aus INTEC GmbH (2005)): Ein Gelenkelement ist zwischen zwei Markern i und j definiert und verbindet so deren Körper miteinander. Die Position und Orientierung der beiden Marker M_i und M_j ist in den jeweiligen Körperreferenzsystemen B_i und B_j definiert. Ein Gelenk wird durch bis zu 6 Zustände (Translation und Rotation) und ebenso viele Ableitungen beschrieben.

Gelenke in SIMPACK werden zwischen zwei Markern, dem from-Marker (oder i-Marker) und dem to-Marker (oder j-Marker), die auf verschiedenen Körpern liegen, definiert. Das Gelenk bestimmt den Abstand und die Orientierung zwischen diesen Körpern. SIMPACK verwaltet Gelenke mit Hilfe von Zuständen (states) und deren zeitlichen Ableitungen, die alle physikalischen Größen, die ein Gelenk ausmachen, beschreiben, kann. Maximal sind also 6 Zustände und genauso viele Ableitungen möglich. Ein normales Scharniergelenk hat einen Zustand, den Winkel der die Auslenkung aus der Ruhelage angibt.

Die Eingabeparameter einer Gelenkroutine umfassen die folgenden Angaben:

1. z_G , die Gelenkzustände: bei einem einfachen Scharniergelenk ist dies der Drehwinkel um die Drehachse, bei frei drehbaren Gelenken können es z.B. die Eulerwinkel oder Kardanwinkel sein. SIMPACK ist hier nicht festgelegt.
2. \dot{z}_G , die Ableitungen der Gelenkzustände: Die momentane Änderungsgeschwindigkeit der Gelenkzustände.

Referenzen auf die durch das Gelenk verbundenen Marker werden der Routine nicht übergeben, sondern müssen bei Bedarf über die SIMPACK-Zugriffsfunktionen ermittelt werden.

Aufgrund der sehr allgemeinen Auslegung benutzerdefinierter Gelenk im SIMPACK, können während der Integration keine speziellen Annahmen über die Beschaffenheit des Gelenks machen, die die Berechnungen vereinfachen. Daher müssen dem Integrator die Informationen genau in der Form übergeben werden, in der sie in den Integrationsformalismus eingehen. Entsprechend umfangreich ist der obligatorische Teil der Ausgabe.

Alle Angaben erfolgen dabei im Koordinatensystem des to-Markers:

1. $r_{ij}(z_G, t)$, den Verbindungsvektor vom from- zum to-Marker
2. $A_{ij}(z_G, t)$, die relative Orientierung des to-Markersystems
3. $\dot{r}_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$, die translatorische Geschwindigkeit des to-Markers
4. $\omega_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$, Winkelgeschwindigkeit des to-Markers
5. $\ddot{r}_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$, die translatorische, nur von den Zuständen \dot{z}_G, z_G, t abhängige Komponente der Beschleunigung, mit $\ddot{r}_{ij} = J_v(z_G, t) \ddot{z}_G + \ddot{r}_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$
6. $\dot{\omega}_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$, die rotatorische, nur von den Zuständen \dot{z}_G, z_G, t abhängige Komponente der Beschleunigung, mit $\dot{\omega}_{ij} = J_\omega(z_G, t) \ddot{z}_G + \dot{\omega}_{ij}(\dot{z}_G, z_G, t)$
7. $J_v(z_G, t)$, die Jacobi-Matrix der Gelenktranslation
8. $J_\omega(z_G, t)$, die Jacobi-Matrix der Gelenkrotation

Bei [Mutschler \(2007\)](#) findet sich eine ausführliche Diskussion über den formalen und numerischen Umgang mit Rotationen.

Die Berechnung dieser Werte für die beiden das Knie modellierenden Gelenke erfolgt in den Benutzerrouninen `uforce50.f` und `uforce51.f`. `SIMPACK` bietet die Möglichkeit, beliebige Funktionen über Splines zu definieren, auf die dann von den Benutzerrouninen aus zugegriffen werden kann. Davon wird bei der Festlegung der zwei Funktionen $f : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^3$, die, welche die Translation der Drehpunkte abhängig vom Gelenkwinkel beschreiben, Gebrauch gemacht, wobei beide nur vom Gelenkwinkel zwischen Femur und Tibia abhängen. Dies ist der einzige Zustandswert, auf den in der Gelenkroutine zugegriffen wird.

Die Gelenkroutinen werden bei jedem Simulationsschritt aufgerufen, worauf hin sie folgende Schritte ausführen:

1. Über eine `SIMPACK`-Zugriffsfunktion wird der Funktionswert der Translationsfunktion für den aktuellen Gelenkwinkel ermittelt.
2. Nachdem nun alle Eingangsgrößen bereit stehen, werden die oben beschriebenen Ausgabewerte der Gelenkroutine berechnet.

3.6.5 Implementierung der Druckberechnung

Wie bei den Muskelkräften, ist auch die Berechnung der Druckverteilung mit PCM in Form einer benutzerdefinierten Krafroutine implementiert. Die eigentliche Routine ist in C geschrieben. Sie wird aus heraus `FORTAN` aufgerufen. Je nach Betriebssystem kann dies zu Komplikationen führen.

Soll die Bewegungssimulation mit Berechnung der Druckverteilung in der Hüfte erfolgen, muss im Modell das sonst als Kugelgelenk definierte Hüftgelenk entfernt werden. Stattdessen wird ein Krafelement definiert, das zwischen den Markern wirkt, die vorher

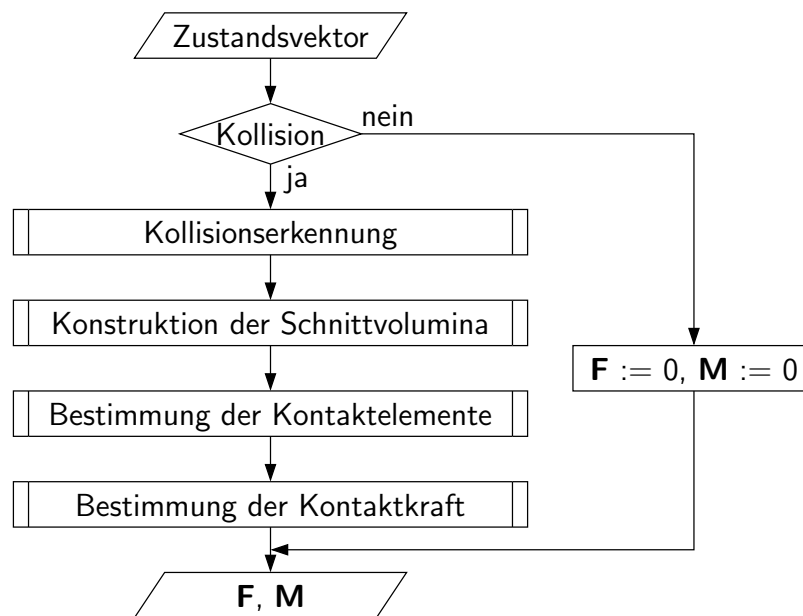


Abbildung 3.20: Schema des Ablaufplans der PCM-Routine: In jeden Simulationsschritt erhält sie über den Zustandsvektor des MKS-Systems die Lage der beiden Marker, zwischen denen sie definiert ist, und somit deren Abstand. Zurück gibt sie die Kraft und das Drehmoment, mit welchen die beiden Marker beaufschlagt werden.

durch das Gelenk verbunden waren. Durch die Eigenschaften der verwendete Benutzer-routine `uforce42.f` ist das Hüftgelenk nun als PCM-Kontakt definiert. Dies hat auch zur Folge, dass das Gelenk Becken und Femur nicht mehr starr aneinander koppelt sondern Spiel hat, da die äußere Kontaktfläche einen größeren Radius als die innere aufweist. Dies entspricht der natürlichen Hüfte.

Für die Initialisierung vor dem Simulationslauf müssen der PCM-Routine im `par`-Eingabefeld Angaben über die zwei beteiligten Kontaktflächen und ein paar Kontrollparameter für die Beeinflussung des genauen Funktionsablaufs der Routine übergeben werden. Für jede Kontaktfläche müssen der Routine folgende Parameter übergeben werden:

1. Pfadname der Datei im `obj`-Format, das die Kontaktfläche enthält
2. Elastizitäts Modul
3. Poisson Verhältnis
4. Dicke der elastischen Randschicht
5. Dämpfungsfaktor
6. Gleitreibungskoeffizient
7. Minimale Geschwindigkeit bei der Reibung stattfindet

Während der Simulation benötigt die Routine nur die aktuelle Lage der Marker, zwi-

Elastizitätsmodul (in MPa)	Poissonverhältniszahl	Quelle
5,8	0,46	Zdeněk
6	0,42–0,50	Carter und Wong (2003)
10	0,40	Gefen (2002)
10,35	0,35	Genda et al. (2001)
11,85	0,42	Yoshida et al. (2005)
12	0,42	Russel et al. (2006)
6 –12	0,35–0,50	max. Wertebereich

Tabelle 3.6: Literaturübersicht: Elastizitätsmoduln und Poissonzahlen des Knorpels im Hüftgelenk.

Elastizitätsmodul des Knorpels	$1.18 \cdot 10^{+7} \text{ N/m}^2$
Poissonzahl des Knorpels	0.45
Knorpeldicke	0.00666 m
Dämpfungsfaktor	$1.18 \cdot 10^{+7}$
Gleitreibungskoeffizient	0.05
Mindestgeschwindigkeit für Gleitreibung	0.01 m/s

Tabelle 3.7: Die Kontaktparameter für den Gelenkknorpel: Die Eigenschaften beider Seiten werden als identisch angesehen. Die angegebene Knorpeldicke setzt sich zusammen aus den maximalen Dicken der beiden Knorpelschichten. Die anderen Werte gelten jeweils für beide Kontaktseiten.

schen denen sie definiert ist. Zurück liefert die Routine dann die Kraft, mit der sich die Kontaktflächen abstoßen. Das zur freien Verfügung stehende Ausgabefeld `ov` enthält lediglich Kontrollwerte zur Überwachung der Funktionsweise der Routine.

In der Initialisierungsphase werden die Oberflächen der Kontakte eingelesen und daraus die entsprechenden bounding Box Hierarchien erstellt, was den zeitaufwendigste Teil der PCM-Implementation darstellt. Die Flächeninhalte der Flächendreiecke werden berechnet.

Die Kollisionserkennung im Hauptteil der Routine erfolgt dann wegen der Verwendung der bounding boxes sehr schnell. Der grobe Ablauf des in jedem Integrations-schritt ausgeführten Teils der Routine ist in Abb. 3.20 dargestellt. Während der Integration werden die aktuellen Kräfte und Drücke berechnet und in einer Datei gespeichert. Für jedes Kraftelement wird eine Druckdatei angelegt.

Modellparameter für das PCM-Gelenk

Der Gelenkknorpel ist relativ inkompressibel und hat sehr gute Gleiteigenschaften. Die Eigenschaften des Knorpels werden als auf beiden Kontaktflächen gleich angenommen. Der in einem Röntgenbild sichtbare Gelenkspalt ist die Gesamtdicke beide Knorpel-

schichten. Diese werden hier gleichmäßig auf beide Seiten verteilt. In der Realität variiert die Knorpeldicke abhängig vom Ort sowohl auf der Pfanne wie auf dem Gelenkkopf. PCM kann momentan aber nur mit konstanten Materialdicken umgehen. Daher wurde als Parameter für die Materialdicke die maximale Knorpeldicke im Gelenk gewählt, um das Federverhalten nicht unrealistisch hart werden zu lassen. Die in der Literatur (Tab. 3.6) angegebenen Werte zu den Knorpel­eigenschaften liegen alle innerhalb einer Größenordnung. (Dies ist nicht selbstverständlich.) Anhand diesen Angaben wurden die Kontaktparameter (Tab. 3.7) festgelegt. Das Elastizitätsmodul des Knorpels wurde mit $(1.18 \cdot 10^{+7} \text{ N/m}^2)$ und sein Poissonverhältnis mit (0.45) angesetzt. Die Wahl des Elastizitätsmoduls begründet sich damit, dass die in neueren Veröffentlichungen genannten Elastizitätsmodule eher im oberen Teil des von der Literatur insgesamt angegebenen Bereichs liegen. Der Dämpfungsfaktor ist eine Schätzung, während die Reibungskoeffizienten hinreichend klein gewählt wurden, da die Reibung bei den untersuchten Bewegungen und unter kinetischen Gesichtspunkten keine Rolle spielte. Dies wäre anders, wenn man die Gelenkabnutzung unter Dauerbelastung betrachten würde.

Auswertung

Für die Auswertung der angelegten Druckdaten-Dateien wurde in MATLAB ein PostprocessingTool geschrieben. Dieses liest die vom PCM für die Oberfläche des Hüftgelenkkopfes verwendete Oberfläche ein und stellt sie grafisch dar. Dann wird jedes Dreieck entsprechend seines in der Druckdatei abgelegten Druckwertes für den gewählten Zeitschritt eingefärbt. Dies geschieht für alle Zeitschritte der Simulation. Danach werden diese Bilder zu einem Film zusammengefasst. Es ist auch möglich, die Druckverteilung interaktiv zu betrachten. Der Hüftgelenkkopf kann beliebig gedreht werden.

3.6.6 Implementierung der Bodenkontakte

Einziges Ziel der Bodenkontakte ist es, das Modell am Fallen durch den Boden zu hindern. Der Bodenkontakt der Füße ist auf eine einfache Weise über PCM-Kraftelemente implementiert. Als Boden dient eine triangulierte Ebene. Jeder Fuß verfügt über 3 Kontaktelemente, die am mittleren Fußsegment befestigt sind und identische Kontaktparameter aufweisen. Diese stellen das Fersenpolster, den Fußballen und den äußeren Fußrand in der Nähe der Zehen dar (Abb. 3.21). Diese fußseitigen Kontaktflächen sind als Kugeln gleicher Größe ausgeführt. Für die Ferse, die im aufrechten Stand die Hauptlast trägt, und auch noch für den Ballen ist das eine gute Näherung. Der äußere Kontakt ersetzt eine in Wirklichkeit recht komplexe Kontaktfläche, die sehr stark veränderlich ist. Abhängig von der Fußstellung und bei kleiner Belastung beschränkt sie sich auf einen kleinen Bereich an der ungefähren Stelle des implementierten Kontaktes und zieht sich bei großer Belastung vom Fußballen ohne Unterbrechung, am äußeren Fußrand ein schmales Band bildend bis zum Fersenballen hin. Da die genaue Form der Bodenkontaktfläche in der vorliegenden Arbeit unwichtig ist, wurde auf deren genauere Modellierung verzichtet. Gleiches gilt für das Kraftgesetz. Es ist in der vorliegenden Version von PCM linear. Hingegen ist das Kraftgesetz für das Fersenpolster nichtlinear.

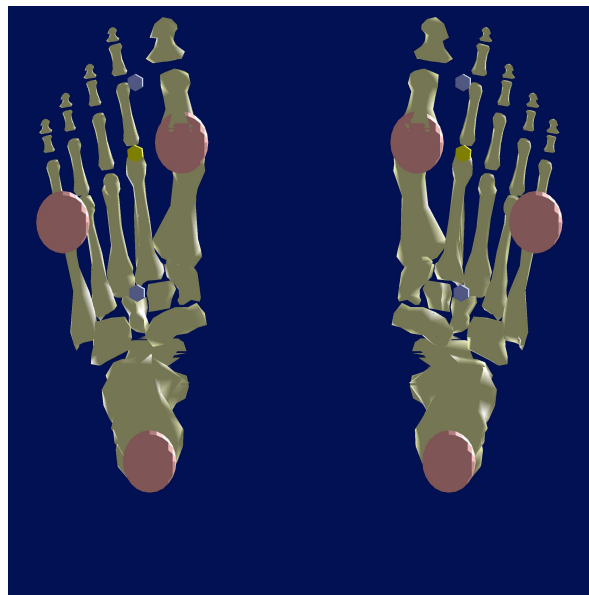


Abbildung 3.21: Die Füße von unten betrachtet: Vor dem Hintergrund des Fußskelettes sind an jeder Fußunterseite drei Kugeln zu sehen. Sie stellen die fußseitigen Kontaktflächen zum Boden dar, als Modellersatz für die natürliche Lauffläche. Ihre Anordnung wurde nach Abbildungen aus Rauber (1987) so gewählt, dass Ferse, Ballen und der relativ distale äußere Fußrand Bodenkontakt haben.

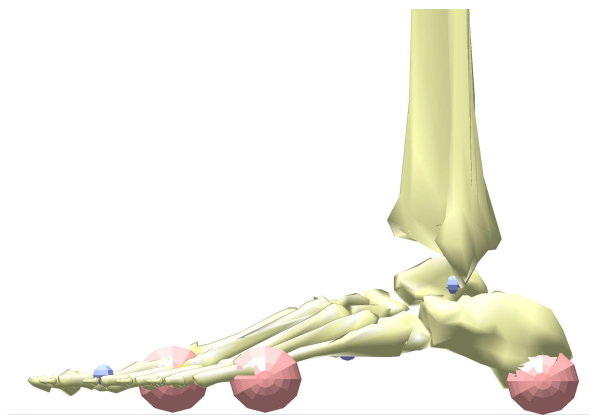


Abbildung 3.22: Draufsicht von seitlich außen auf den linken Fuß: Die an der Unterseite des Fußskelettes befestigten gleich großen Kugeln dienen als fußseitige Kontaktflächen für den Bodenkontakt. Bei horizontaler Fußstellung liegen die tiefsten Punkte der Kugeln annähernd auf einer horizontalen Ebene. Damit ist im aufrechten Stand eine Verkippung des Fußes ausgeschlossen.

Die Positionierung der Kugeln wurde frei Hand nach Abbildungen aus Rauber (1987) vorgenommen. In der x-y-Ebene betrachtet fallen die Mittelpunkte der Fersenpolster und der Fußballen mit den entsprechenden Kugeln zusammen. Für die äußere Kontaktkraft wurde wie erwähnt der Punkt als Mittelpunkt gewählt, in dessen Nähe sich die Kontaktfläche beim Aufsetzen des Fußes anfängt auszubilden, und der außerdem nahe

Elastizitätsmodul von Holz	$2.3 \cdot 10^{+8} \text{ N/m}^2$
Poissonzahl von Holz	0.4
Dicke der Randschicht des Holzes	0.003 m
Elastizitätsmodul der Haut auf der Fußsohle	$3.2 \cdot 10^{+5} \text{ N/m}^2$
Poissonzahl von Haut	0.4
Dicke der Randschicht der Fußsohlenhaut	0.006 m
Dämpfungsfaktor	$2.2 \cdot 10^{+5}$
Gleitreibungskoeffizient	0.5
Mindestgeschwindigkeit für Gleitreibung	0.01 m/s

Tabelle 3.8: Die Kontaktparameter für den Fuß-Boden-Kontakt: Für den Fuß wurden die Parameter von Haut verwendet. Der Boden wurde als aus Holz bestehend angenommen.

am Zentrum der beim Stand vorhandenen Kontaktfläche am äußeren Fußrand liegt. Die vertikale Position der Kugeln wurde so bestimmt, dass ihr tiefster Punkt in etwa dem Abstand der Fußsohle zum Knochen im unbelasteten Zustand entspricht. (Abb. 3.22) Bei horizontaler Fußstellung, wie sie im aufrechten Stand auftritt, liegen diese Punkte annähernd auch auf einer horizontalen Ebene und verhindern so eine Verkippung des Fußes.

Die Kontaktparameter für die Bodenkontakte sind in Tabelle 3.8 angegeben. Die Fußsohle ist sehr weich. Daher wurde für den Fuß eine relativ große Randschichtdicke angenommen und sehr weiches, elastisches Verhalten. Der Boden wurde als aus Holz bestehend angenommen. Für ihn wurden die Parameter für Holz quer zur Faserrichtung verwendet.

3.6.7 Die Parameter der drei verwendeten Hüftgelenkgeometrien

Für die Berechnungen der Druckverteilung auf den Hüftgelenkoberflächen wurden drei unterschiedliche Hüftgelenkgeometrien verwendet:

1. individuelles physiologisches Hüftmodell, gewonnen aus einem CD-Datensatz
2. einfaches mathematisches Hüftmodell
3. parametrisiertes mathematisches Hüftmodell

Die Kontaktparameter, die der PCM-Kontakt benötigt, wurden für alle drei Gelenke gleich gewählt, und sind in Tab. 3.7 aufgelistet. Im folgenden werden die unterschiedlichen Gelenkgeometrien und ihre Eigenarten beschrieben. Dabei werden das individuelle und das einfache mathematische Modell nur kurz behandelt. Die anatomische Beschaffenheit des Hüftgelenks und seine mathematische Modellierung wird dann in der Beschreibung des parametrisierten mathematischen Modells umfassend erläutert.

Das individuelle Hüftgelenk

Das individuelle Hüftgelenkmodell (Abb. 3.23) wurde aus einem frei zugänglichen CT-Datensatz gewonnen ([vakhum public dataset](#)). Mit einem 3D-Bearbeitungsprogramm

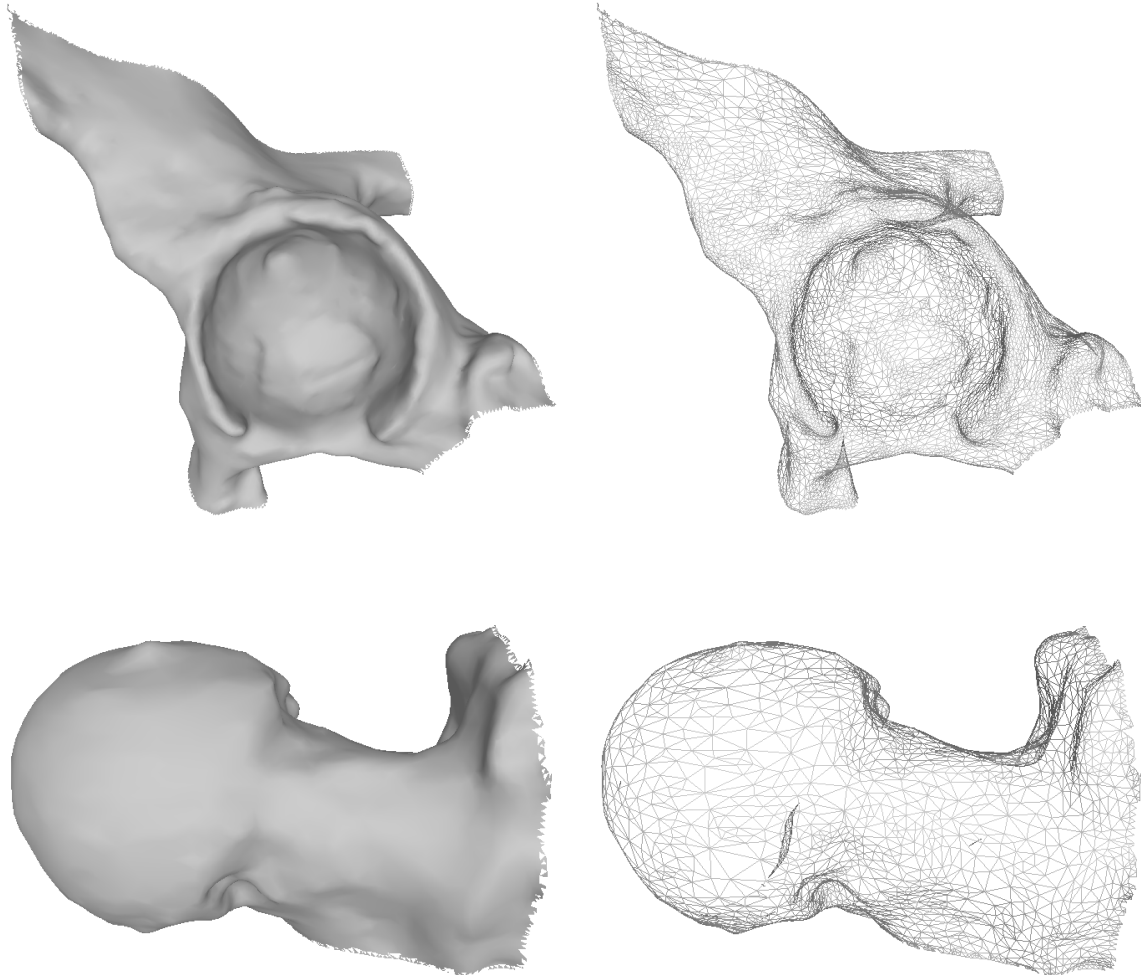


Abbildung 3.23: Ein aus einem CT-Datensatz gewonnenes individuelles Hüftgelenk. In der oberen Zeile ist die linke Pfanne in der Draufsicht auf die Pfanneneingangsebene dargestellt. Im Bild links von der Pfanne ist vorne. Die in der Mitte erkennbare Vertiefung stellt die fossa acetabuli dar und gehört nicht zum tragenden Teil der Artikulationsfläche. Den restlichen Teil der Innenfläche bildet die mit Knorpel überzogene facies lunata, Sie ist im Pfannendach, dem Ort mit der höchsten Druckbelastung bis zu 3,5 mm dick. Die untere Zeile zeigt den Gelenkkopf von vorne gesehen. Dreht man ihn aus der Papierebene nach hinten, passt er genau in die oben abgebildete Pfanne. Beide Gelenkteile sind jeweils einmal als Festkörper und einmal in der wireframe-Darstellung abgebildet. In der letzteren ist der Aufbau der Oberfläche aus den einzelnen Dreiecken gut erkennbar.

wurden der Gelenkkopf und die Gelenkpfanne vom Rest isoliert und ihre Oberflächen von einem Mesh-Generator in Form zweier Netz-Flächen nachgebildet. Dabei wurde ein feineres und ein gröberes Netz erzeugt. Das gröbere wurde nur für erste Proberechnungen verwendet. Die Netze wurden anschließend leicht nachbearbeitet, um kantige Stellen zu glätten und gröbere Artefakte zu beseitigen. Es wurde sichergestellt, dass die Dreiecke aller Flächen, die Kontakt haben können, richtig herum orientiert sind und die Fläche selbst keine Lücken aufweist. Durch Spiegelung des Gelenkkopfes und der Pfanne wurden die entsprechenden Gelenkteile der anderen Körperseite erstellt.

Auf eine genaue Nachbearbeitung dieser Flächen wurde verzichtet, da dies spezielle Programme, die nicht zur Verfügung standen, sowie einen erheblichen Aufwand erfordert hätte. Als Folge des Extraktionsprozesses aus dem CT-Datensatz und der fehlenden Nachbearbeitung weichen die Artikulationsflächen der Gelenkteile zum einen von der natürlichen Kugelform etwas ab und weisen zum anderen einen nicht zu vernachlässigenden Gelenkspalt auf. Insbesondere letzteres führt zu einer schlechten Kongruenz der Gelenkflächen. In der Simulation äußerte sich dies in einer unrealistisch kleinen Kontaktfläche des Gelenks verbunden mit unnatürlich hohen Gelenkdrücken. Diese Probleme traten bei den nachfolgenden beschriebenen Geometrien nicht auf.

Das einfache sphärische Hüftgelenk

Das einfache mathematische Hüftgelenk (Abb. 3.24) besteht aus einem sphärisch geformtem Gelenkkopf und einer Pfanne, deren Innenseite ebenfalls sphärisch geformt ist, aber mit einem etwas größeren Radius als der Gelenkkopf. Dies ist ein einfaches, oft verwendetes Modell, z.B. in [Legal et al. \(1980\)](#), das sich für bestimmte Fragestellungen anbietet. Es berücksichtigt allerdings nicht den Umstand, dass die Berandung der Artikulationsfläche natürlicher Gelenkpfannen komplexer ist. Daher wurde dieses Modell erweitert zum parametrisierten Modell, das weitere anatomische Gegebenheiten des Hüftgelenks berücksichtigt. Die geometrischen Parameter des einfachen Hüftgelenkmodells umfassen den Radius des Gelenkkopfes, den inneren und äußeren Radius der Pfanne, sowie den Öffnungswinkel der Pfanne. Diese Werte wurden im parametrisierten Modell übernommen (Tab. 3.9) und sind hier daher nicht gesondert tabelliert.

Das parametrisierte sphärische Hüftgelenk

Im parametrisiertem Hüftgelenkmodell (Abb. 3.25) sind Gelenkkopf und Gelenkpfanne aus einfachen geometrischen Objekten zusammengesetzt, wobei verschiedenen anatomischen Merkmale der Gelenkpfanne und des Gelenkkopfes aus [Rauber \(1987\)](#) berücksichtigt wurden. Die variierbaren Parameter werden im nachfolgenden Text erläutert. Für die Erzeugung der beiden Gelenkteile wurden zwei Programme namens `gen-cap.pl` und `gen-head.pl` geschrieben. Sie liefern als Ergebnis dreidimensionale Objektdaten im obj-Format, die alle Anforderungen erfüllen, die der pcm-Algorithmus der Gelenkkräfttroutinen an die Kontaktflächen stellt, wie Geschlossenheit der Objektoberfläche, Abwesenheit von Schnitten der Oberflächen mit sich selbst und ähnliche geometrische Bedingungen.

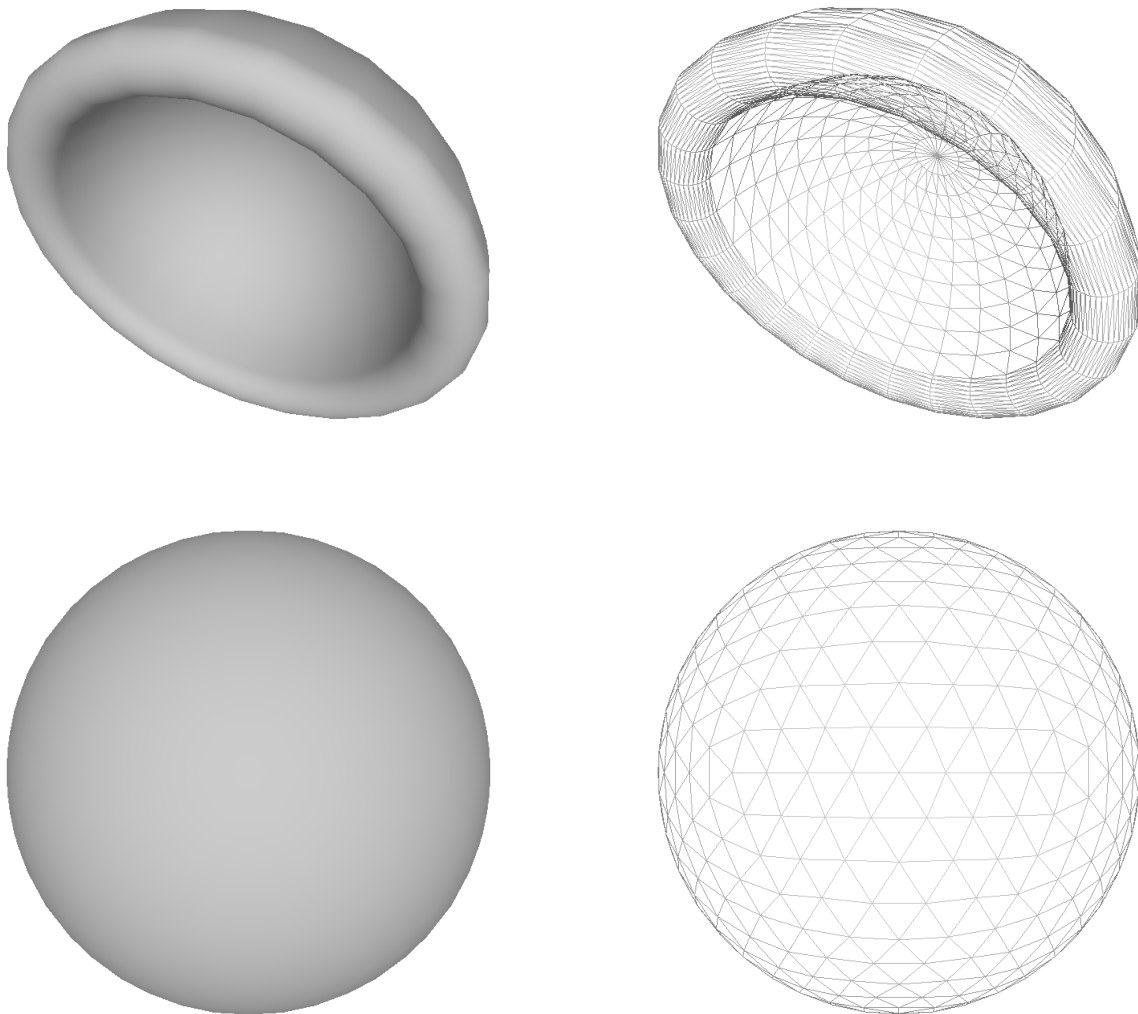


Abbildung 3.24: Das einfache sphärische Hüftgelenk. In der oberen Zeile ist die Pfanne in der Orientierung, wie sie sie in der Hüfte ausweist, zu sehen. (Im Bild nach oben verläuft die Senkrechte.) Gut zu sehen ist die teilweise Überdachung des Gelenkkopfes (untere Zeile) durch die Pfanne. Beide Gelenkteile sind jeweils einmal als Festkörper und einmal in der wireframe-Darstellung abgebildet. In der letzteren ist der Aufbau der Oberfläche aus den einzelnen Dreiecken gut erkennbar.

Der menschliche Hüftgelenkkopf (*caput femoris*) ist nahezu kugelförmig und größtenteils mit einer Knorpelschicht überzogen. Der durchschnittliche männliche Gelenkkopf hat einen Radius von 2,6 cm. Eine knorpelfreie Fläche auf dem Gelenkkopf bildet die *Fovea capitis femoris*. Sie ist an der Kraftübertragung im Gelenk nicht beteiligt. Betrachtet man den Hüftgelenkkopf von medial, erscheint sie etwa in der Mitte der Kugel. Ihr entspringt das *Ligamentum capitis femoris*. Es ist etwa 1 cm breit und zieht zum Pfannenrand unterhalb der *facies lunata*. Diese Verbindung dient der Nährstoffversorgung des Gelenkkopfes und hat keine mechanische Funktion.

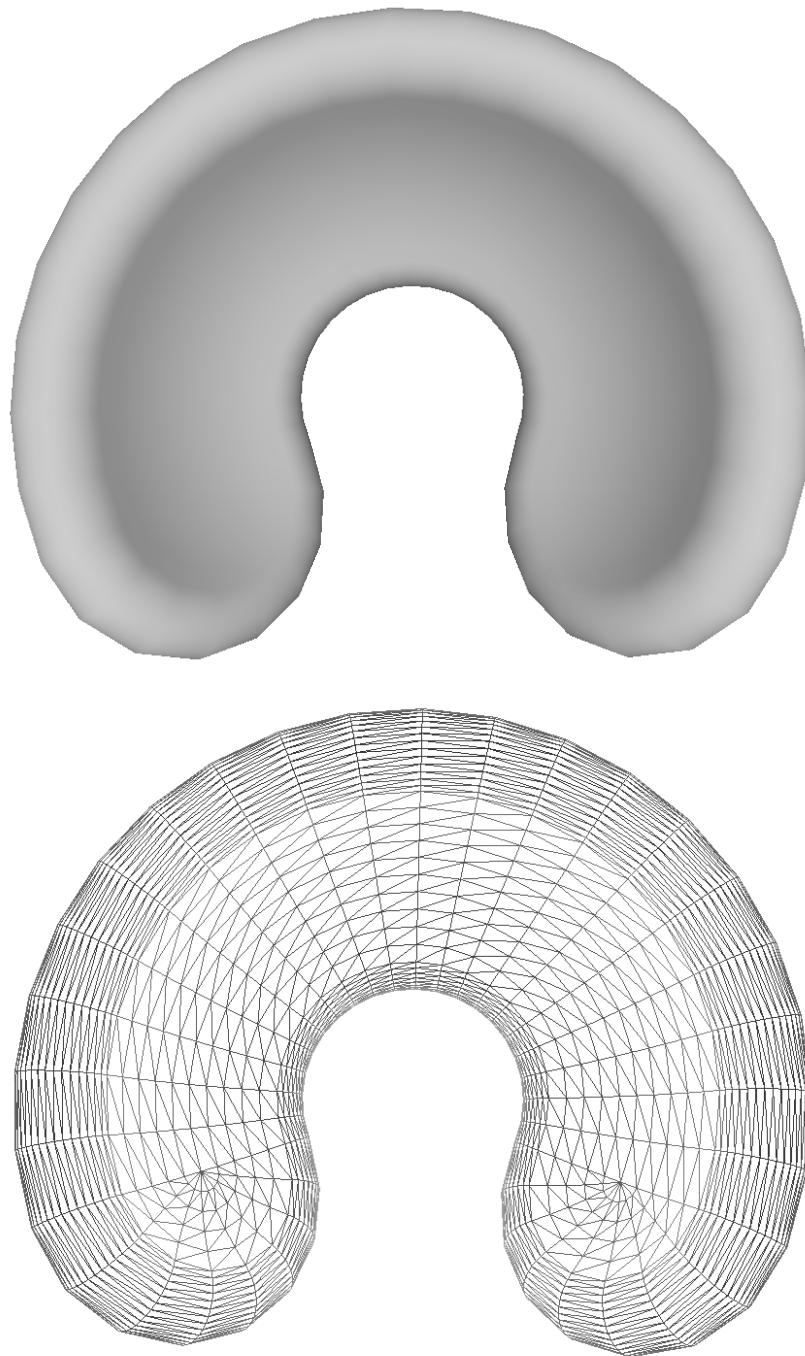


Abbildung 3.25: Ansicht der parametrisierten Hüftgelenkpfanne von lateral. Die Aussparung in der Mitte ist die Fovea Acetabulae. Im oberen Bild ist der Oberflächenverlauf der Pfanne gut zu erkennen. In der unteren Abbildung vermittelt die wire-frame Darstellung einen Eindruck vom Aufbau der Oberfläche des Objektes, insbesondere auch von der Diskretisierung der Oberflächenteile.

Die Gelenkpfanne bildet das Gegenstück zum Gelenkkopf. Ihr mit Knorpel ausgekleideter Teil der Artikulationsfläche, die facies lunata entspricht praktisch einem Hohl-

kugelausschnitt. Sie ist C-förmig und beim Pfannendach am breitesten und weit dort Knorpeldicken bis zu 3,5 mm auf. Zu den Seiten hin nimmt die Dicke ab. Zum nicht-tragenden Teil gehören Artikulationsfläche gehören die durch den Innenrand der facies lunata begrenzte fossa acetabuli und incisura acetabuli, die den unteren Rand der Gelenkpfanne bildet. Der Pfannenrand ist kann in guter Näherung als Kreis betrachtet werden und definiert die sogenannte Pfanneneingangsebene. Deren Orientierung in der Hüfte ist wesentlich für die Druckverteilung im Gelenk. Ein großer Pfannenneigungswinkel³ hat bei nicht zu flacher Pfanne eine gute Überdachung des Gelenkkopfes, damit eine große Fläche für die Aufnahme der Gelenkkraft und letztlich eine günstige Druckverteilung mit niedrigen Druckwerten zur Folge. Die Mittelpunkte von Pfanne und Gelenkkopf liegen in den meisten Fällen nahe beieinander, fallen aber nicht zusammen.

Entsprechend dieser Vorgaben wird der Hüftgelenkkopf als Kugel mit dem Radius $r_{h,k}$ modelliert. Die Fovea capitis femoris wird durch die Schnittfläche repräsentiert, die durch die Abtrennung eines Kugelabschnitts von der ursprünglichen Kugel entsteht. Die entstandene Kante wird aus technischen Gründen abgerundet. Der Gelenkkopf ist im Gelenk so ausgerichtet, dass der Mittelpunkt der Schnittfläche genau medial vom Kugelmittelpunkt liegt. Die Parameter der Gelenkköpfe sind in Tabelle 3.9 aufgeführt.

Die parametrisierte Hüftpfanne, wie sie in den Simulationen verwendet wurde, ist in Abb. 3.23 dargestellt. Die Form der modellierten Hüftgelenkpfanne wird aus einer Kugelschale mit dem Innenradius $r_{h,p}$ abgeleitet. Die Parametrisierung erfolgt, wie beim Gelenkkopf, in Kugelkoordinaten. Durch zwei Winkel $\theta_{h,p,i}$ und $\theta_{h,p,a}$ wird der Verlauf des inneren und des äußeren Randes der Pfanne festgelegt. Die Ausdehnung der facies lunata um die Pfannenachse herum wird durch den Winkel $\phi_{h,a}$ festgelegt. Die Lage der facies lunata innerhalb des Gelenks wird durch Kardanwinkel angegeben. Der erste ist der Neigungswinkel $\alpha_{h,p}$ der Pfanneneingangsebene, der zweite deren Anteversion $\beta_{h,p}$ und der dritte Winkel $\gamma_{h,p}$ gibt die Drehung um die Pfannenachse. An die beiden Enden der facies lunata werden halbrunde Kappen als Abschluss angesetzt. Die Ränder der inneren und äußeren Schalenflächen sind durch eine abgerundete Fläche miteinander verbunden. Der Krümmungsradius $r_{h,d}$ dieser Fläche bestimmt die Dicke der facies lunata. Die Parameter der Gelenkpfannen sind in Tabelle 3.10 aufgelistet.

Weitere Parameter sind rein technischer Natur und betreffen die Diskretisierung der Gelenkflächen. Sie legen die Anzahl und Lage der Stützstellen auf der Gelenkfläche fest und damit die Polygonfläche, durch die die Gelenkfläche approximiert wird. Dies hat Einfluss auf die Genauigkeit und die Zeitdauer der Berechnungen. Mit Rücksicht auf die Integrationszeiten wurden die Werte so gewählt, dass noch eine akzeptable Flächenauflösung erreicht wurde. Die kontaktierenden Polygonflächen des Gelenkkopfes sind durchschnittlich $6,1 \text{ mm}^2$ groß, minimal $5,5 \text{ mm}^2$ und maximal $7,0 \text{ mm}^2$. Die kontaktierenden Polygonflächen der Gelenkpfanne betragen durchschnittlich $3,3 \text{ mm}^2$, minimal $0,7 \text{ mm}^2$ und maximal $4,5 \text{ mm}^2$. Die kleinen Flächeninhalte rühren vom inneren und äußeren Pfannenrand her, der wegen der stärkeren Krümmung feiner diskretisiert wurde (siehe Abb. 3.24 und Abb. 3.25).

³der Winkel zwischen der Pfanneneingangsebene und der Sagitalebene

Größe	Wert	Erläuterung
$r_{h,k}$	2,55 cm	Radius des Gelenkkopfes
$\vartheta_{h,k}$	13°	Winkel zwischen der Kugelachse und dem Schnittkreis, der die Kugel vom Kugelabschnitt trennt, vom Kugelmittelpunkt aus gesehen.
$\vec{r}_{h,f}$	(0,1,0)	Ausrichtung der fovea capitis relativ zum Gelenkkopfmittelpunkt im Koordinatensystem des Modells. (rechtes Gelenk)

Tabelle 3.9: Die Parameter des Hüftgelenkkopfes: Sie entsprechen den Daten eines durchschnittlichen männlichen Gelenk. Die Parametrisierung erfolgt in Kugelkoordinaten und ist in Abb. 3.26 skizziert. Bis auf die Ausrichtung, die nun (0, -1, 0) ist, sind die Parameterwerte für den linken Gelenkkopf gleich.

Größe	Wert	Erläuterung
$r_{h,p}$	2,6 cm	Innenradius der Gelenkpfanne
$\vartheta_{h,a}$	68°	Äußere Begrenzung der Pfanne
$\vartheta_{h,i}$	15°	Innere Begrenzung der Pfanne
$\phi_{h,a}$	225°	Ausdehnung der facies lunata
$\alpha_{h,p}$	50°	Neigung der Pfanneneingangsebene aus Waagerechten
$\beta_{h,p}$	5°	Anteversion der Pfanne
$\gamma_{h,p}$	0°	Drehung um dritte (z-) Achse der Gelenkpfanne
$r_{h,d}$	0,30 cm	Halbe Dicke der facies lunata

Tabelle 3.10: Die Parameter der Hüftgelenkpfanne: Sie entsprechen den Daten eines durchschnittlichen männlichen Gelenk. Sinngemäß gilt das zu Tab. 3.9 gesagte.

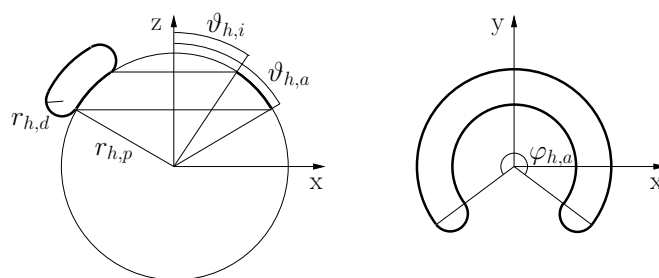


Abbildung 3.26: Die Parameter der Hüftgelenkpfanne. *Linkes Bild:* Schnitt in der x-z-Ebene. Links oben ist der Umriss der modellierten Oberfläche der Facies lunata im Querschnitt sichtbar. *Rechtes Bild:* Draufsicht auf die Innenfläche der Facies Lunata in Richtung z-Achse.

Kapitel 4

Der Modellgenerator

4.1 Vorteile eines Modellgenerator

Vor ihrer Anwendung müssen die Daten sämtlicher Modelle zusammengeführt und in einem Format, das **SIMPACK** einlesen kann, abgespeichert werden. Ersteres geschah, indem die **SIMM**-Dateien um die Daten der anderen Modelle ergänzt wurden. Dies bot sich an, weil das **SIMM**-Modellformat sehr einfach ist und leicht um neue Datenelemente erweiterbar ist. Die zusammengeführten Daten müssen anschließend aus dem erweiterten **SIMM**-Modellformat in die **SIMPACK**-Beschreibung konvertiert werden. Aus den im Folgenden dargelegten Gründen wurde entschieden, dies über ein eigens zu diesem Zwecke entwickeltes Programm namens `gen-simpack-model` zu bewerkstelligen.

Die Struktur des Delpschen Modells und die Software **SIMM** zur Simulation biomechanischer Modelle sind genau aufeinander abgestimmt. **SIMM** wurde eigens für die Simulation des Delpschen Modells entwickelt. **SIMPACK** als universaler MKS-Software fehlt diese spezifische Unterstützung biomechanischer Funktionalitäten. Deren Bereitstellung muss durch die geeignete Kombination elementarer **SIMPACK**-Funktionalitäten und selbsterstellter Benutzerunterprogramme geschehen. Dies wiederum führt zu einer deutlich komplizierteren Notation des Modells in der **SIMPACK**-Beschreibung.

Eine Vorstellung von der Komplexität der Modellbeschreibung im **SIMPACK**-Format soll folgendes Beispiel geben: Die Definition eines einfachen umgelenkten Muskels in der **SIMM**-Beschreibung umfasst zwei Blöcke mit je ungefähr 10 Zeilen Text. Im **SIMPACK**-Format verteilen sich die entsprechenden Angaben auf drei Dateien. Allein in der Modelldefinitionsdatei finden sich den Muskel betreffende Einträge unter fünf verschiedenen Rubriken, die zu einem guten Teil nur der **SIMPACK**-internen Verwaltung des Modells geschuldet sind.

Mit seinen etwa 90 Muskeln und Bändern, 13 Körpern, ebenso vielen Gelenken und über 200 Freiheitsgraden ist das Modell ist viel zu komplex, um es in einer annehmbaren Zeit fehlerfrei von Hand über die Benutzeroberfläche von **SIMPACK** einzugeben. Überdies wäre dieser Vorgang für jedes neue Modell, das zu übertragen wäre, zu wiederholen.

Die manuelle Überführung direkt in die SIMPACK-Eingabedateien ist nicht weniger kompliziert. Zwar verwaltet SIMPACK seine Modelleingabedaten glücklicherweise in Form normaler Textdateien, was sehr sinnvoll ist, auf die leichte Handhabung durch den Benutzer sind diese aber nicht ausgelegt. Wegen der, gegenüber der erweiterten SIMM-Beschreibung weitaus komplexeren, SIMPACK-Beschreibung des Modells scheidet die Eingabe der Modelldaten in Textform mittels Texteditors ebenfalls aus.

Der Aufwand für die Entwicklung eines Modellgenerators scheint erstmal relativ groß, die oben geschilderten Nachteile wiegen jedoch viel schwerer. Zudem wäre bei einer manuellen Umsetzung des Modells die Arbeit auf das Delp-Modell beschränkt geblieben. Durch die Automatisierung wurde die Möglichkeit geschaffen, beliebige im erweiterten SIMM-Eingabeformat vorliegende Modelle zu erweitern und einer Simulation unter SIMPACK zugänglich zu machen.

Tatsächlich wird der Modellgenerator bereits erfolgreich eingesetzt. Für eine Studie über den Einfluss der Otolysten auf die Steuerung der Halsmuskulatur wurde damit ein mit Muskeln versehenes Wirbelsäulen-Modell erzeugt für [Haslwanter et al. \(2006\)](#). Letzteres bildet zusammen mit den ebenfalls in der vorliegenden Arbeit entwickelten Muskelkrafttroutinen ein unmittelbar für die Co-Simulation mit Simulink geeignetes SIMPACK-Modell.

4.2 Die Funktionsweise des Modellgenerators

Wie bereits erwähnt kennt SIMPACK keine speziellen biomechanische Elemente. Jedoch stellt es einen Mechanismus bereit, über den SIMPACK-Elemente auf eine definierte Weise um zusätzliche Funktionalitäten erweitert werden können. Realisiert wird dies über sogenannte Benutzer-Routinen (user routines). Mit ihrer Hilfe können die biomechanische Eigenschaften eines Modells in SIMPACK implementiert werden. Ihre Anwendung in der vorliegenden Arbeit wird in [3.2](#) beschrieben.

Die Übertragung des Delp-Modells in das Anthropion-Modell gliedert sich somit in zwei Teile. Erstens wurde SIMPACK mittels selbstgeschriebener Benutzer-Routinen um die Fähigkeiten erweitert, mit biomechanischen Strukturen umzugehen. Zum zweiten wurden die Modelldaten aus dem Eingabeformat für SIMM, ergänzt um die Daten des erweiterten Modells, in das SIMPACK-Eingabeformat umgewandelt. Den zweiten Teil erledigt der im weiteren in seiner Funktionsweise genauer beschriebene Modellgenerator, das Programm `gen-simpack-model`.

Der Modellgenerator überführt die Daten eines Modells aus der biomechanisch ausgerichteten erweiterten SIMM-Beschreibung in eine Beschreibung für SIMPACK. Das Programm ist als Filter ausgelegt, d.h. es ist ein nicht interaktives Kommandozeilen-Programm, das ausschließlich über die eingelesenen Dateien gesteuert wird. Alle notwendigen Daten werden über die Standardeingabe entgegengenommen und nach ihrer Verarbeitung über die Standardausgabe wieder ausgegeben.

Als Eingabeformat für die Modelldaten dient ein um eine beträchtliche Zahl Datenele-

mente erweitertes SIMM-Eingabeformat. Darin sind alle Daten eines Körpers oder eines Muskels in einem Block zusammengefasst, der den Namen des Körpers trägt. Innerhalb dieses Blocks werden auf eine einfache Weise die Eigenschaften des Körpers definiert. Als erstes Wort einer Zeile steht ein Schlüsselwort, dahinter folgt die Angabe, die den Wert dieser Körpereigenschaft festlegt.

Um zusätzliche Modelleigenschaften wie die Masse eines Körpers oder die Ruheaktivität eines Muskels angeben zu können, wurden entsprechende neue Schlüsselwörter eingeführt. Für einen Körper sind dies:

Schlüsselwort	Wert
<code>mass:</code>	die Masse
<code>inertia:</code>	die Hauptträgheitsmomente
<code>mass:</code>	die Lage des Schwerpunktes

Während seiner Ausführung hält der Modellgenerator im Arbeitsspeicher eine Struktur vor, in der die gesamten Modelldaten in einem Metaformat abgelegt werden. Dieses Metaformat fasst die Modelldaten sehr kompakt und ohne Redundanzen zusammen. Es berücksichtigt die Art und Weise, wie die biomechanischen Strukturen auf die Funktionalitäten von SIMPACK abgebildet werden. So sind die Modell-Strukturen intern als ungeordneter Baum organisiert. Dies ist einer offenen kinematischen Kette äquivalent, der nativen Formulierung von Mehr-Körper-Systemen in SIMPACK.

Während des Einlesens wird diese programminterne Struktur befüllt. Dabei werden insbesondere folgende Aufgaben ausgeführt:

1. Alle Koordinaten-Angaben werden aus dem SIMM-Koordinatensystem in das SIMPACK-Koordinatensystem transformiert.
2. Die vorliegenden Gelenkarten werden identifiziert und die Gelenkdaten, aufbereitet für die Benutzung unter SIMPACK, abgelegt. Wichtig ist vor allem die Unterscheidung zwischen Kugel und Scharniergelenken.

Nach dem Einlesen werden die Daten vom Modellgenerator mit einigen geringfügigen Ergänzungen versehen, um ein vollständiges SIMPACK-Modell zu erhalten. Unter anderem wird das Modell über ein Gelenk mit dem Inertialsystem von SIMPACK verbunden.

Der Modellgenerator ermöglicht das Spiegeln eines Modells an seiner x-z-Ebene, die im verwendeten Delp-Modell mit der medialen Ebene identisch ist. Teile des Modells können von der Spiegelung ausgenommen werden können. Dies wurde benutzt, um aus den Delpschen SIMM-Daten, die nur das rechte Bein, aber das komplette Becken umfassen, ein vollständiges Modell der unteren Extremitäten zu erstellen ohne dabei überflüssigerweise das Becken zu duplizieren. Gelenke werden bei der Spiegelung besonders behandelt. Aus Symmetriegründen und zur bequemerer Handhabung des Modells werden die in y-Richtung verlaufenden Gelenkachsen zwar gespiegelt, behalten aber ihren ursprünglichen Drehsinn bei. Werden beispielsweise beide Knie um den gleichen Winkel gebeugt, unterscheiden sich die Gelenkwinkel nicht im Vorzeichen, wie dies sonst ohne die beschriebenen Vorkehrungen der Fall wäre.

Der Modellgenerator erzeugt drei Eingabedaten für **SIMPACK**, die Modelldefinitions-Datei, die Modellgrafik-Datei und die Parameterdefinitions-Datei. Die Modelldefinitions-Datei (**sys**-Datei) enthält die vollständige Beschreibung des MKS-Modells mit Ausnahme der Modellparameter. Die drei Klassen, denen die zur Beschreibung des erzeugten **SIMPACK**-Modells benutzten **SIMPACK**-Elemente größtenteils angehören, sind: Körper, Gelenke und Kraftelemente.

Während es relativ einfach ist, die Körper und Gelenke aus dem Modell im Metaformat auf die **SIMPACK**-Beschreibung abzubilden, gilt dies aus den weiter oben angeführten Gründen nicht für die Muskeln. Diese werden durch Kraftelemente beschrieben. Der Modellgenerator instantiiert in der Modelldefinitions-Datei für jeden Muskel die entsprechenden Kraftelemente. Diese bilden die Schnittstelle zu den in Form einer selbst-programmierten Benutzeroutine realisierten Muskelkrafttroutinen.

Die Angaben, die ein Kraftelement enthält, umfassen die Nummer der Kraftroutine, mit der die Kraft berechnet werden soll, und die beiden Punkte, zwischen denen letztere wirken soll. Die Nummer ist die der entsprechenden Muskelkraftroutine, als Punkte sind jeweils benachbarten Befestigungspunkte des Muskels angegeben. Darüber und über die Belegung der zur freien Verfügung vorgesehen Kraftelementparameter mit den Parametern des jeweiligen Muskels, ist festgelegt, welchen Muskel ein Kraftelement repräsentiert. Bei jedem Aufruf der Kraftroutine werden ihr diese Muskelparameter übergeben.

In der Modelldefinitions-Datei ist auch die Schnittstelle des Modells zu externen Programmen definiert. Über sie kann man festlegen, welche Modelldaten **SIMPACK** während der Co-Simulation an das externe Programm übergibt und welche es von dort entgegennimmt.

Alle auf die grafische Präsentation bezogenen Daten sind in der Modellgrafik-Datei (**ani**-Datei) abgelegt, angefangen von der Art der Beleuchtung der Szene, über die Perspektive bis zur grafischen Repräsentation des Modells. Im Gegensatz zu FE-Modellen, wo sich das Aussehen der Modelle unmittelbar aus den physikalischen Modelldaten, nämlich der Massenverteilung, ergibt, ist dies bei MKS-Modellen nicht der Fall. Die grafische Darstellung eines MKS-Modells ist von dem physikalischen Modelldaten des MKS entkoppelt, da letztere zu wenig Informationen dafür liefern.

Das Aussehen von Körpern wird in **SIMPACK** über sogenannte Primitive festgelegt. Ein Primitiv enthält Angaben darüber, welchem Körper es zugeordnet ist und durch welche (einfache) geometrische Figuren es dargestellt werden soll. In bestimmten Fällen lassen sich auch externe geometrische Objektbeschreibungen einbinden. Die dem **SIMP**-Modell beigelegten **obj**-Dateien werden so zur Visualisierung der Knochen verwendet. Muskeln werden als Zylinder dargestellt, die zwischen je zwei benachbarten Muskelbefestigungspunkten verlaufen.

Die vielen verschiedenen Marker, die im **SIMPACK**-Modell vorkommen, werden, je nach ihrer Bedeutung, in unterschiedlicher Farbe und Größe als kleine Kugeln angezeigt. Marker spielen in **SIMPACK** eine große Rolle. Überall, wo in einem **SIMPACK**-Modell eine Ortangabe bzw. ein Bezugspunkt erwartet wird, ist ein Marker anzugeben. Marker

Aussehen des Markers	Bedeutung
gelb	Drehpunkt des Gelenk
grün	Befestigungspunkt eines Muskels an einem Körper
blau	bewegliche Muskelbefestigungspunkte (moved marker)
blassblau, groß	die Lage des Körperschwerpunktes
blassblau, klein	Auflagepunkte der Muskelbefestigungspunkte

definieren relativ zum Körperreferenzsystem des Körpers auf dem sie sich befinden den Ursprung und die Orientierung eines Koordinatensystems. Sie aus den Daten des erweiterten **SIMM**-Modells zu erzeugen ist ebenfalls Aufgabe des Modellgenerators. Die Visualisierung der Marker dient ausschließlich der Anschaulichkeit. Den Zusammenhang zwischen Aussehen und Bedeutung der Marker zeigt die folgende Tabelle.

In der Parameterdefinitions-Datei sind die Parameter des Modells abgelegt. Der Modellgenerator gibt das Modell vollständig parametrisiert aus. Für Änderungen der Modellparameter muss daher bis auf die Parameterdefinitions-Datei keine weitere Modelldatei verändert werden. Die Wertzuweisung an eine Parametervariable überschreibt die Ergebnisse etwaige vorangegangener Wertzuweisungen. Daher ist es beispielsweise sehr leicht, das Modell mit neuen Anfangswerten zu versehen. Die entsprechenden Wertzuweisungen werden einfach an die Parameterdatei angehängt.

Nur die Parameterdefinitions-Datei wird von Grund auf neu erzeugt. Für die anderen beiden Dateien benutzt der Modellgenerator Vorlagen. Die Ausgabedateien sind Kopien dieser Vorlagen angereichert um die oben beschriebenen Einträge der Modelldaten, die unter dem jeweils passenden Abschnitt der Vorlage abgelegt sind. Diese Lösung ist sehr flexibel. Auf diese Weise kann in **SIMPACK** manuell die Umgebung des Modells vorbereitet werden und anschließend durch die Wahl dieser Modelldateien als Vorlage das Anthropion-Modell eingefügt werden.

```
/* Kommentar */
beginsegment FEMUR
name: femur
files: 1
filenames: bones/femur
mass: 6.5701342547e+00
inertial: 1.130530e-01 2.140901e-02 1.175412e-01
CM: 0 -.1623743070 0
refsys: 0.01 0.02 0.04
endsegment

beginmuscle LATGAS /* gastrocnemius medialis */
beginpoints
-0.0155 -0.3946 0.0272 segment FEMUR
-0.0254 -0.4018 0.0274 segment FEMUR ranges 1 KNEEang (-0.77, 0.1)
-0.0242 -0.0481 0.0235 segment TIBIA
0.0044 0.0310 -0.0053 segment CALCN
endpoints
begingroups knee_bend ankle_pf endgroups
force_max 488.0 /* source:Brand (Wick lumps the two heads) */
optimal_fiber_length 0.0640 /* source: Wickiewicz */
tendon_slack_length 0.3850 /* source: Delp */
pennation_angle 8.0 /* source: Wickiewicz */
endmuscle
```

Abbildung 4.1: Ausschnitt aus der Modell-Definitionsdatei. Aus dieser Datei wird das SIMPACK-Modell erstellt. Ein Teil der Schlüsselwörter wurde von SIMM übernommen, ein Teil selbst entwickelt.

Kapitel 5

Resultate

Das Ergebnis dieser Arbeit ist ein komplexes dreidimensionales Computermodell (Anthropion). Es synthetisiert bei Vorgabe einer Lageregelung die Bewegung eines mit Muskeln Hillschen Typs versehenes MKS-Menschmodells vorwärtsdynamisch. Dabei wird insbesondere die auf den menschlichen Hüftgelenkflächen auftretende Druckverteilung berechnet.

An zwei Fällen soll die Leistungsfähigkeit dieses Modells beispielhaft gezeigt werden: Im ersten Fall wird der geregelte Zweibeinstand simuliert. Beim zweiten Fall handelt es sich um einen Niedersprung mit gestreckten Beinen aus 30 cm Höhe. Ein entsprechender Versuch mit Probanden verbietet sich aufgrund des damit verbundenen Verletzungsrisikos. Mit dem zweiten Fall soll hauptsächlich gezeigt werden, dass man mit solchen Computersimulationen auf Situationen extrapolieren kann, die keiner in-vivo Messung zugänglich sind. Das zweite Beispiel ist nicht realistisch, außerdem werden daran die Grenzen der implementierten Modelle erläutert.

Da das Hauptaugenmerk dieser Arbeit darin lag, ein Modell zu entwickeln, welches neben der muskelgetriebenen Vorwärtsbewegung vor allem die gleichzeitige Berechnung der Druckverteilung auf den Gelenkflächen ermöglicht, wurde für die Standkontrolle ein relativ einfacher Algorithmus gewählt. Die Entwicklung einer komplexen, naturgetreuen dreidimensionalen Standkontrolle kann vom Umfang her nur Gegenstand einer anderen Arbeit sein. Erfreulicherweise decken sich die Ergebnisse dennoch gut mit den Resultaten, die auf komplexeren Regelstrategien basieren. In allen Simulationsläufen lagen die von der Bewegungskontrolle abhängigen Größen, z.B. die Bewegung des Oberkörperschwerpunktes oder des Kraftangriffspunktes, deutlich innerhalb des möglichen mechanischen und biologischen Parameterbereiches.

Ausführlicher betrachtet werden die Druckverteilungen. Für das Modell wurden drei unterschiedliche Hüftgelenkgeometrien erstellt und durchgerechnet. Die erhaltenen Druckverteilungen wurden mit entsprechenden bekannten Messungen verglichen.

5.1 Der geregelte Zweibeinstand

Der geregelte Zweibeinstand wurde für drei unterschiedliche Geometrien der Hüfte (siehe Abschnitt 3.6.7) simuliert:

1. Einfaches idealisiertes Gelenk mit sphärischem Kopf und Pfanne
2. Idealisiertes Gelenk mit sphärischem Kopf und parametrisierter Pfanne
3. individuelles physiologisches aus einem CT-Datensatz extrahiertes Gelenk mit Kopf und Pfanne

Während der Entwicklung von Anthropion wurden alle Parameter des Hüftgelenks in bestimmten Bereichen variiert um sicherzustellen, dass das Modell nicht nur für gewissermaßen zufällige Punkte im Parameterraum des Modells funktioniert. Die Parameterwerte für die Simulation des geregelten Zweibeinstandes wurden in Übereinstimmung mit der neueren Literatur gewählt. (siehe Abschnitt 3.6.5)

Die unterschiedlichen Hüftgeometrien machen sich, wie nicht anders zu erwarten, in leicht abweichenden zeitlichen Entwicklungen der verschiedenen Größen wie Bewegung des Oberkörperschwerpunktes, Bewegung des Kraftangriffspunktes bemerkbar. In der weiteren Betrachtung der Ergebnisse des Zweibeinstandes wird, soweit nicht anders gesagt, immer auf die Simulation mit der parametrisierten sphärischen Pfanne Bezug genommen, da diese Simulation der Realität am Nächsten kommt.

5.1.1 Oberkörperschwerpunkt und Kraftangriffspunkt

Untersuchungen des menschlichen Standes wurden in der Literatur vielfach beschrieben. Die Simulationsergebnisse wurden daher mit einer Arbeit verglichen (Günther, 1997), welche sich besonders mit der physiologischen und biomechanisch realistischen Bewegungskontrolle beim Stand und dem Gehen beschäftigt hat.

Das Verhalten des Oberkörperschwerpunktes (Centre of mass (COM)) und des Kraftangriffspunktes (Centre of pressure (COP)) dient bei der Betrachtung des physiologischen Standes dazu, die immer gegebenen Schwankungen um die stabile Sollposition zu quantifizieren.

Für beide Größen zeigen die Simulationsergebnisse sehr gute Übereinstimmungen mit den von Günther (1997) mit seinem 2-dimensionalen Menschmodell für den zweibeinigen Stand erzielten Resultaten (Abb. 5.1). Die mittlere Schwankungsfrequenz des Oberkörperschwerpunktes beträgt in beiden Fällen etwa 1 Hz bei Amplituden zwischen 1 cm und 2 cm. Die absoluten Positionen der Kurven unterscheiden sich wegen der verschiedenen gewählten Ursprünge der Koordinatensysteme. Die Bewegung des Oberkörperschwerpunktes liegt damit in einem mechanisch und biologisch vernünftigen Bereich.

Auch das Verhalten des Kraftangriffspunktes stimmt mit den Ergebnissen von Günther (1997) gut überein (Abb. 5.1). Im Vergleich zum Experiment, z.B. Winter, sind die Amplituden der Stand-Simulation aber deutlich größer. Die Simulation entspricht also

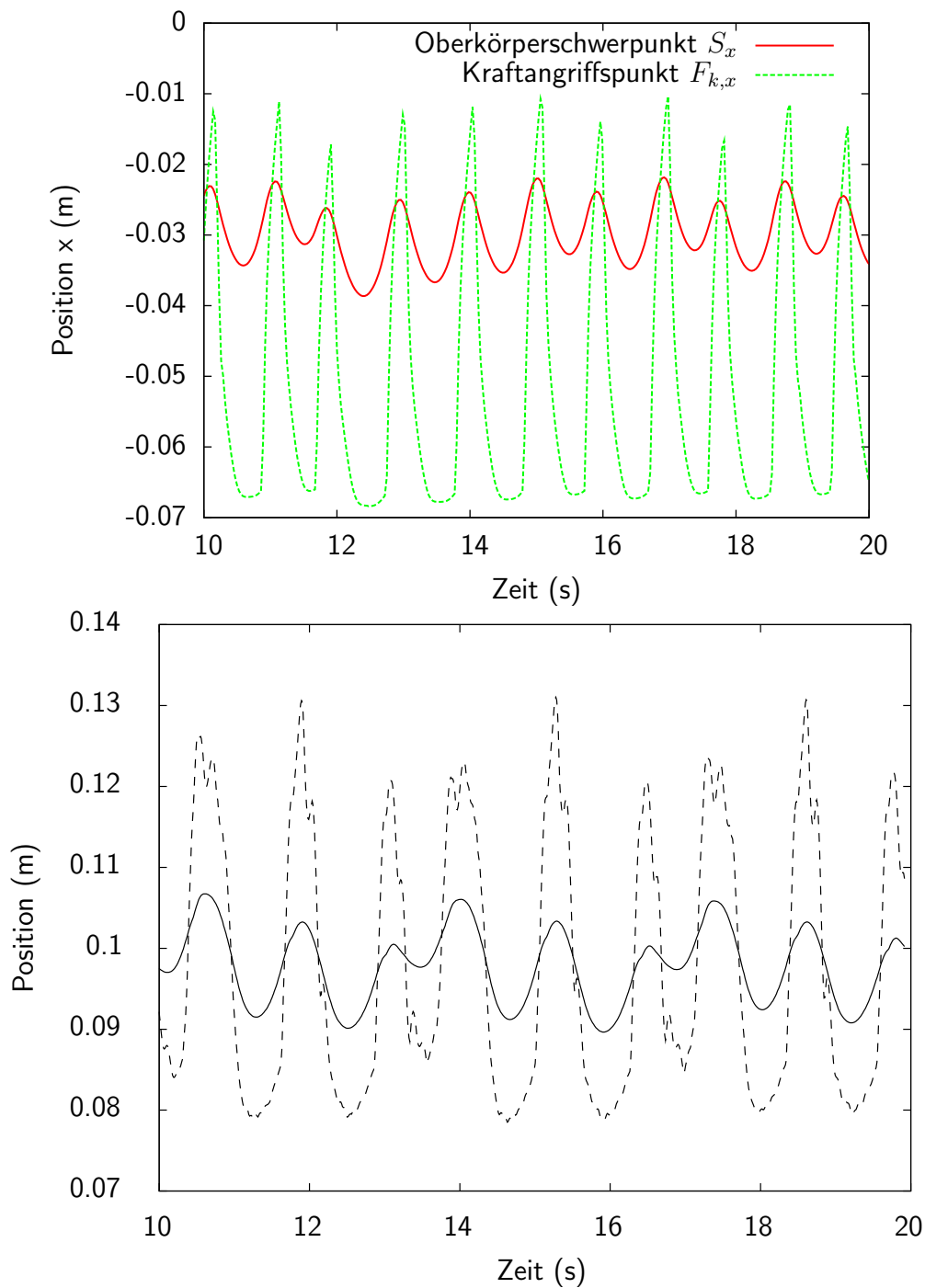


Abbildung 5.1: zeitliche Verläufe der x-Komponenten der Oberkörperschwerpunkte (durchgezogen) und der Kraftangriffspunkte (gestrichelt). oben: Anthropion, unten: aus Günther (1997). Die absoluten Positionen der Kurven unterscheiden sich wegen der verschieden gewählten Ursprünge der Koordinatensysteme. In Amplitude, Frequenz und Aussehen unterscheidet sich die mit Anthropion gewonnene Kurve nicht wesentlich von der von Günther (1997)

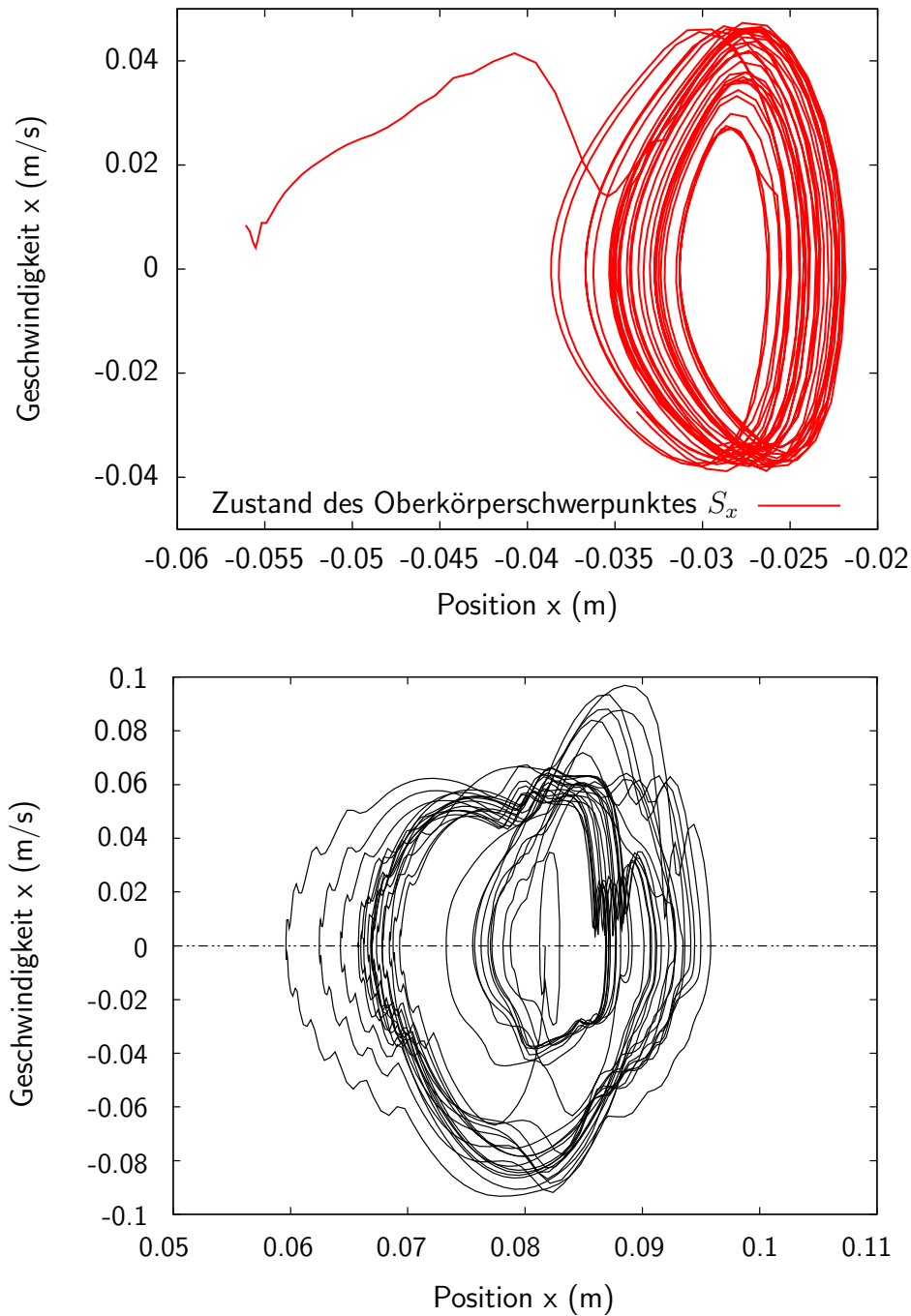


Abbildung 5.2: Zustand des Oberkörperschwerpunktes im Phasenraum (x-Komponenten). oben: Anthropion, unten: aus Günther (1997). Die absolute x-Positionen der Kurven unterscheidet sich wegen der verschiedenen gewählten Ursprünge der Koordinatensysteme. Die untere Kurve ist wegen der komplexeren Standsteuerung unregelmäßiger als die obere. Beide umfassen die ersten 30s nach Start der Simulation und zeigen einen stabilen Stand.

eher einem unruhigen Stand. Dies ist jedoch Folge der für diese Simulationen einfach gewählten Standsteuerung und nicht eines Defizits von Anthropion, welches mit beliebigen Stand- bzw. Bewegungssteuerungen ausgestattet werden kann. Alle erhaltenen Werte für den Kraftangriffspunkt liegen weiterhin im physiologischen Bereich.

Dass die Standkontrolle bei Günther (1997) komplexer ist, wird auch an dem Vergleich der Phasen-Schaubilder für die x-Komponenten des Oberkörperschwerpunktes (Abb. 5.2) beider Simulationen deutlich. Beide Schaubilder zeigen den Stand über einen Zeitraum von 30 s. Der Stand bei dem Modell von Günther (1997) wirkt unregelmäßiger. Der Oberkörperschwerpunkt bewegt sich innerhalb eines 3,5 cm großen Intervalls auf der x-Achse vorwärts und rückwärts. Bei einem einzelnen Standzyklus überstreicht er etwa 2 cm und bewegt sich dabei mit bis zu 0.09 m/s. Der Stand von Anthropion wirkt wesentlich regelmäßiger. In der linken Bildhälfte des oberen Schaubildes in Abb. 5.2 ist der Anfang der Trajektorie zu sehen, der Teil, der das Modell aus dem Anfangszustand in den von der Standkontrolle vorgegebenen Zustandsbereich führt. Hier bewegt sich der Oberkörperschwerpunkt bei einem Standzyklus innerhalb eines Intervalls von ca. 1 cm und mit einer Maximalgeschwindigkeit von 0.04 m/s, was beides deutlich weniger ist als bei Günther (1997). Beide Simulationen zeigen einen absolut stabilen Stand.

Die Gelenkkraft in der linken Hüfte und die entsprechende Bodenreaktionskraft des linken Fußes (Abb. 5.3) schwanken mit der selben Frequenz wie der Oberkörperschwerpunkt. Die Bodenreaktionskraft des linken Fußes (Abb. 5.3) schwankt erwartungsgemäß um 314 N, der Hälfte der Gesamtgewichtskraft von 628 N des 64 kg schweren Modells.

Die Gelenkkraft (Abb. 5.3) liegt in allen Simulationen des Zweibeinstandes die meiste Zeit bei knapp unter 550 N und steigt periodisch für kurze Zeit auf fast 570 N an. Für diese kurze Zeit schaltet die Bewegungskontrolle auf die Zielhaltung um, die den nach hinten geneigten Stand vorgibt. Die Bewegungskontrolle wird in Abschnitt 5.1.3 besprochen. Damit liegt die Gelenkkraft mit ca. 88% der Körpergewichtskraft in der Mitte des Bereichs, der dafür in der Literatur (Tabelle 5.1) angegebenen wird. Das die Werte für die Gelenkkraft in der Tabelle überhaupt so unterschiedlich sind, liegt hauptsächlich an dem Beitrag, den die Kokontraktion zur Gesamtsumme der Gelenkkraft leistet.

Würde das linke Hüftgelenk nur mit der Gewichtskraft des halben (linken) Oberkörpers, hier 21,7 kg, belastet, betrüge die Gelenkkraft 213 N. Die Differenz von rund 236 N zu der tatsächlichen Gelenkkraft wird durch die von der Bewegungskontrolle aktivierten

Kräfte im Zweibeinstand in (% BW)	Quelle
50 – 80	Lu et al. (1997)
70 – 120	Stansfield et al. (2003)
80 – 100	Bergmann et al. (1997)
ca. 100	Aspden et al. (2006)
50 – 120	maximaler Kräftebereich

Tabelle 5.1: Literaturübersicht: Kräfte im Hüftgelenk in Prozent der Körpergewichtskraft (% BW)

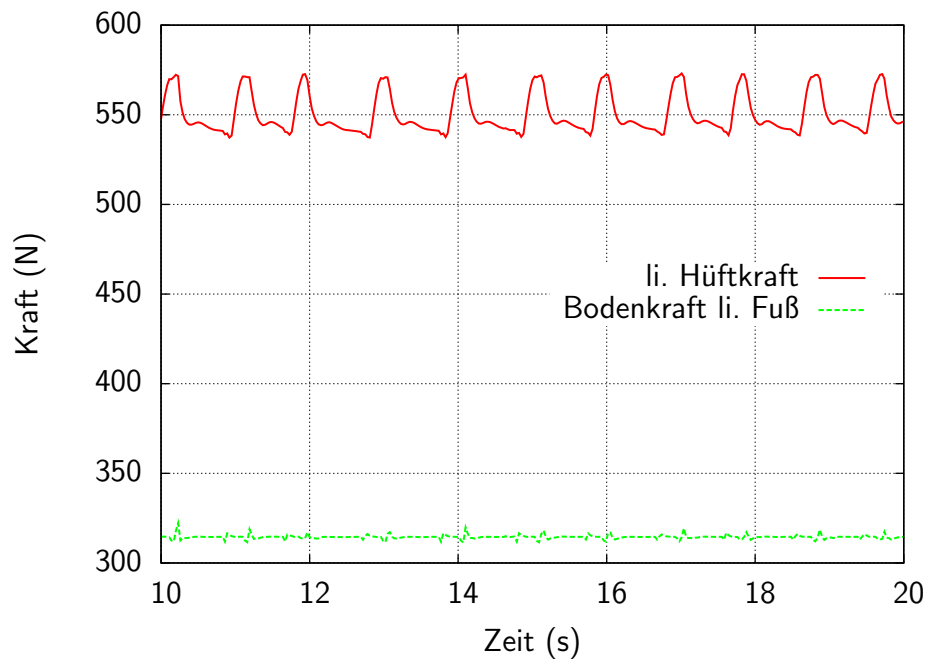


Abbildung 5.3: Zeitlicher Verlauf der Bodenreaktionskraft im linken Fuß und der Gelenkkraft im linken Hüftgelenk beim Zweibeinstand. Die Bodenreaktionskraft schwankt um 314 N herum, den Wert der halben Gewichtskraft des 64 kg schweren Modells. Die Differenz zu den durchschnittlich 550 N der Gelenkkraft wird durch die Kokontraktion der das Gelenk überziehenden Muskeln erzeugt. Die Belastung des Hüftgelenks mit 88 % der Körpergewichtskraft stimmt mit den Literaturwerten sehr gut überein. (Tab. 5.1)

Muskeln aufgebracht. Im Vergleich mit den Experimenten zeigt das vorliegende Modell damit eine absolut durchschnittliche Kokontraktion.

5.1.2 Die Druckverteilung im Stand

Schema der Abbildungen

Bevor die Druckverteilungen im Detail besprochen werden, wird im Folgenden das Schema der Abbildungen erläutert. Die Druckverteilung wurde für jede der drei oben aufgezählten Geometrien des Hüftgelenks berechnet. Der besseren Vergleichbarkeit wegen zeigen alle Abbildungen die linke Hüfte. Ergebnisse und Aussagen gelten aufgrund der Symmetrie des Modells und der Anfangswerte der Rechnung genauso für die rechte Hüfte. In jeder Abbildung sind die Druckverteilungen auf Gelenkpfanne und Gelenkkopf nebeneinander dargestellt. Für jede Hüftgeometrie wurden drei zeitlich nahe beieinander liegende Druckverteilungen ausgewählt. Die Auswahl erfolgte so, dass sich die Druckverteilungen von einem Zeitpunkt zum anderen möglichst stark unterscheiden. Naturgemäß ändert sich die Druckverteilung zeitlich nicht wesentlich im ruhigen Stand.

Kleine Unterschiede, entsprechend der Bewegung des Oberkörperschwerpunktes sind bei genauem Hinsehen dennoch erkennbar. Dies gilt insbesondere für die individuelle Hüfte (Abb. 5.4).

Die Druckwerte auf den einzelnen Flächenstücken wurden über deren unterschiedliche Einfärbungen kodiert. Anhand der Farbskala lassen sich die abgelesenen Farben den berechneten Druckwerten zuordnen. Im Interesse der Übersichtlichkeit wurde die Farbskala für alle Abbildungen gleich gewählt. Sie überdeckt einen Bereich zwischen 0 MPa und 10 MPa. Im Bereich zwischen 0 MPa und 1 MPa ist sie farblich stark differenziert, um die geringen Drücke im Stand genauer darstellen zu können. Der restliche Bereich bis 10 MPa wird farblich vergleichsweise wenig unterschieden, da diese Drücke normalerweise nur kurz auftreten bzw. in jedem Fall gesundheitsschädlich sind. Größere Drücke treten im menschlichen Körper natürlicherweise nicht auf und traten auch in den Rechnungen nicht auf. Druckwerte kleiner als 0,04 MPa sind elfenbeinfarben eingefärbt. So sind die eigentlichen Kontaktstellen klarer zu erkennen.

Die Abbildungen des individuellen Hüftgelenks orientieren sich am Koordinatensystem des Körpers. Die Pfanne ist in der Sicht von unten dargestellt, wobei der untere Bildteil im Körperkoordinatensystem nach vorne weist und der rechte Bildteil nach außen. Der Gelenkkopf ist in der Blickrichtung von oben dargestellt. Der untere Bildteil weist im Körperkoordinatensystem nach hinten und der rechte Bildteil nach außen.

Die sphärischen Hüftgelenke sind aus einem anderen Blickwinkel dargestellt. Die Betrachtungsebene der Pfannenabbildung fällt fast mit der Pfanneneingangsebene zusammen. Die Blickrichtung auf die Pfanne verläuft somit ungefähr in der Frontalebene nach schräg oben zur Körpermitte hin. Die im Bild linke Seite der Pfanne ist nach ventral (zum Bauch hin) gerichtet, die rechte nach dorsal (zum Rücken hin). Der obere Bildrand ist also im körperbezogenen Koordinatensystem relativ zur Bildmitte höher und weiter von der Medianebene entfernt, während der untere tiefer ist und näher an der Medianebene liegt. Der Hüftkopf ist aus der entgegengesetzten Blickrichtung dargestellt, also aus der Sicht von oben medial nach unten lateral. Linke und rechte Abbildung sind jeweils so dargestellt, als ob man das Gelenk wie ein Buch aufgeklappt hätte, mit der Gelenkpfanne als linker und dem Gelenkkopf als rechter Seite.

Die Tabelle 5.2 gibt eine Übersicht über die in der Literatur berichteten Drücke in Hüftgelenken. Dauerhafte Drücke bis ca. 2 MPa und weniger werden für den Knorpel als unschädlich angesehen. Für kurzfristige Spitzendrücke werden Werte bis 10 MPa berichtet.

individuelles Hüftgelenk

Aus den in Abschnitt 3.6.7 genannten Gründen bleiben die realitätsnahen Ergebnisse für die Druckverteilung den Simulationen mit den sphärischen Hüftgelenken vorbehalten, die in den nachfolgenden Abschnitten besprochen werden. Dennoch sind die Ergebnisse aus den Simulationen mit der individuellen Hüfte nicht uninteressant.

Die Abbildung der individuellen Hüfte (Abb. 5.4) zeigt eine Druckverteilung, deren halbmondförmiger räumlicher Verlauf mit dem der *facies lunata* gut übereinstimmt.

Drücke	Quelle
Dauerdrücke <2 MPa sind unschädlich	allg. anerkannt (Russel et al., 2006)
min. 0,8 MPa, max. 9 MPa (Gang: 2,87 MPa)	Yoshida et al. (2005)
max. 4,75 MPa–6 MPa im Einbeinstand	Bay et al. (1997)
max. 10 MPa im Einbeinstand	von Eisenhart et al. (1999)
0,8 MPa–10 MPa	maximaler Druckbereich

Tabelle 5.2: Literaturübersicht: Drücke im Hüftgelenk. (für die Beziehung zwischen Drücken, Flächen und Kräften siehe A)

Die inselförmige Druckstelle mit dem grünlichen Zentrum an unteren Rand der Pfanne ist ein Artefakt, das darauf zurückzuführen ist, dass das Gitternetz an dieser Stelle nicht exakt den anatomischen Verlauf des Weichteilgewebes wiedergibt. Diese Stelle hat auf der gegenüberliegenden Seite auf dem Gelenkkopf ihre Entsprechung. Einzelne Flächenstücke, die Druckwerte von etwa 2 MPa aufweisen, sind ebenfalls kleinen Unregelmäßigkeiten im Netzgitter der verwendeten Oberflächen geschuldet.

Für die allermeisten Flächenstücke aus dem belasteten Teil der facies lunata und seinem Gegenstück auf dem Gelenkkopf liegen die Druckwerte bei maximal 1 MPa. Der Durchschnittswert beträgt 0,85 MPa bei einer Kontaktfläche von ca. 5,5 cm², an deren Bildung um die 200 Flächendreiecke des Gelenkkopfes und ca. 230 der Pfanne beteiligt sind. Wie erwartet fällt die Kontaktfläche wegen der ungenügenden Kongruenz der Artikulationsflächen deutlich zu gering aus, was wiederum einen zu hohen Gelenkdruck nach sich zieht. Aufgrund der geringen Kontaktfläche und der charakteristischen Form sind jedoch die mit der leichten Vor- und Rückwärtsbewegung im Stand verbundenen Änderungen der Druckverteilung beim individuellen Hüftgelenk noch am auffälligsten ausgeprägt (Abb. 5.4). Die obere Lücke in der Druckverteilung auf der Pfanne wird in den unteren Bildern kleiner. Der Rand der Druckverteilung ändert leicht seinen Verlauf und die Farben an den Stellen mit den maximalen Drücken ändern sich auch ganz leicht. Dieselbe Lücke ist auf dem Gelenkkopf im unteren Teil des Bildes zu sehen. Im mittleren Bild ist diese Lücke geschlossen, im oberen und unteren Bild nicht.

idealisiertes sphärisches Hüftgelenk

Die Druckverteilung in der Pfanne und auf dem Gelenkkopf des idealisierten sphärischen Hüftgelenks (Abb. 5.5) ist, wie nicht anders zu erwarten, punktsymmetrisch zum Maximum der Druckverteilung, welches in der Mitte der grün eingefärbten Flächenstücke liegt. Der Schnittpunkt der Resultierenden der Gelenkkraft mit der Pfanneninnenfläche liegt in der Nähe des Maximums der Druckverteilung und zwar auf der dem oberen Pfannenrand abgewandten Seite davon. Die Gelenkkraftresultierende liegt in der Frontalebene und ist gegenüber der Senkrechten um wenige Grad leicht nach innen geneigt. Im Unterschied zum Einbeinstand, in dem das ganze Gewicht auf einem Bein ruht, was die Auslenkung der Gelenkkraftresultierenden je nach Geometriebeziehungen und

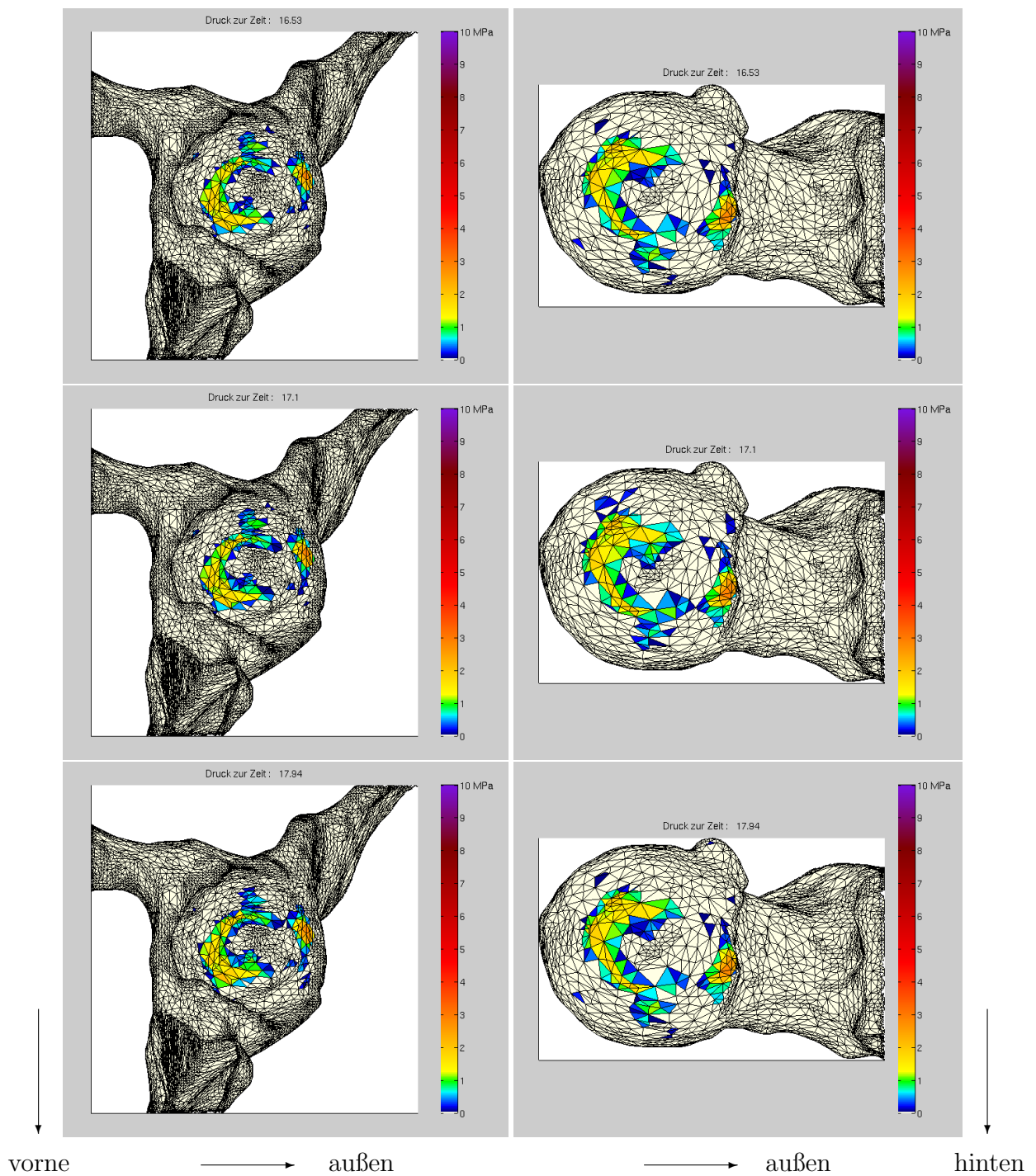


Abbildung 5.4: Druckverteilung in der linken individuellen Hüfte für drei nahe beieinander liegende Zeitpunkte im geregelten Zweibeinstand. Die Gelenkpfannen (links) sind in der Blickrichtung nach oben zu sehen, wobei der untere Bildrand im Körperkoordinatensystem nach vorne zeigt und der rechte Bildrand nach außen. Die zugehörigen Hüftköpfe sind in der Ansicht von oben abgebildet. Dabei weist der untere Bildrand im Körperkoordinatensystem nach hinten und der rechte Bildrand nach außen. Die Eigenheiten der Druckverteilung werden im Text (ab S. 103) besprochen.

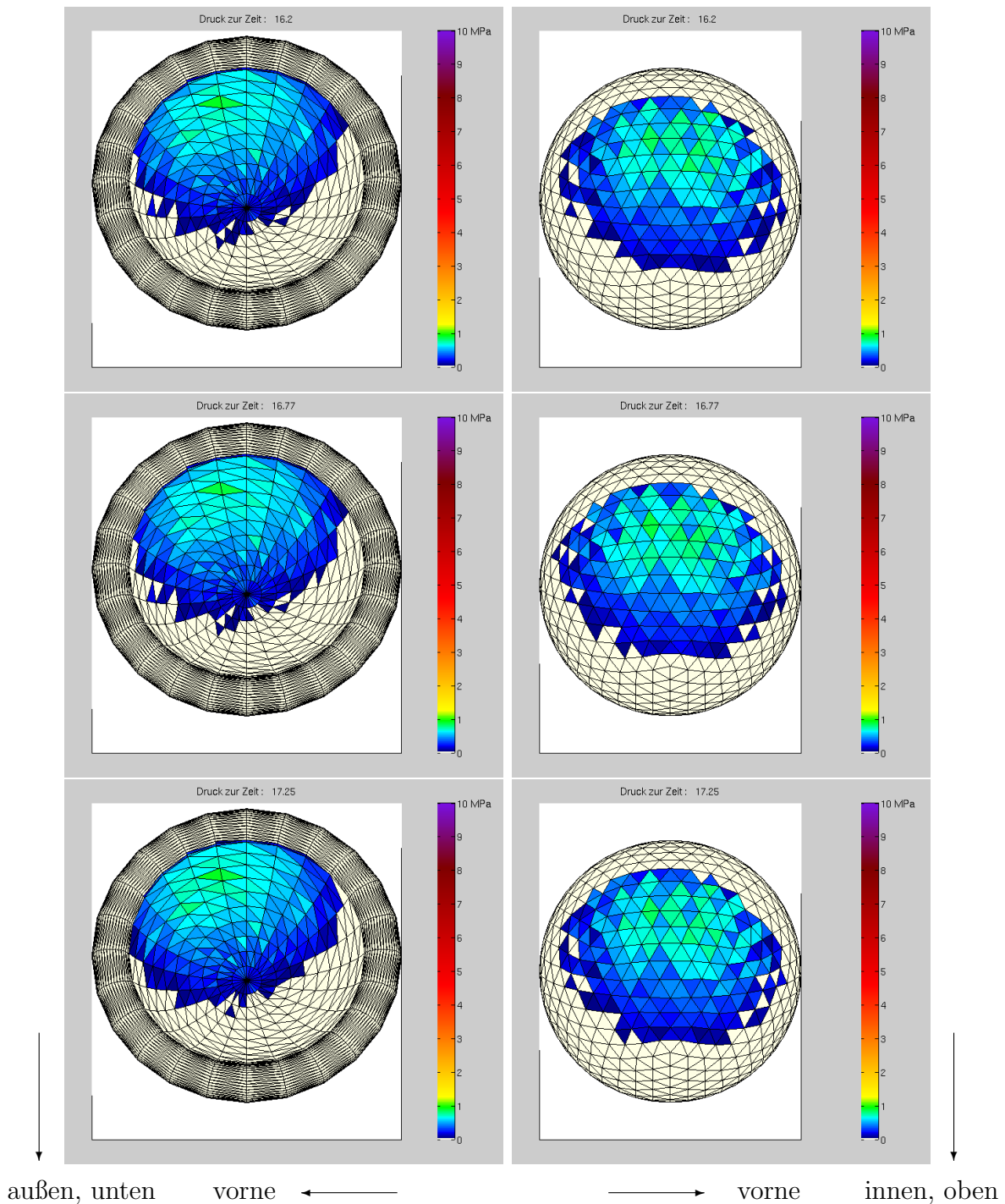


Abbildung 5.5: Druckverteilung im linken idealisierten sphärischen Hüftgelenk für drei nahe beieinander liegende Zeitpunkte im geregelten Zweibeinstand. In der linken Spalte ist die Gelenkpfanne in der Ansicht von lateral schräg unten dargestellt, wobei der linke Bildrand zur Körpervorderseite weist. Die Abbildungen in der rechten Spalte zeigen den Gelenkkopf ungefähr aus der entgegengesetzten Richtung. Die Druckverteilungen unterscheiden sich in den verschiedenen Zeitschritten kaum und entsprechen in Form und Betrag den Erwartungen. (siehe Abschnitt 5.1.2, S. 104).

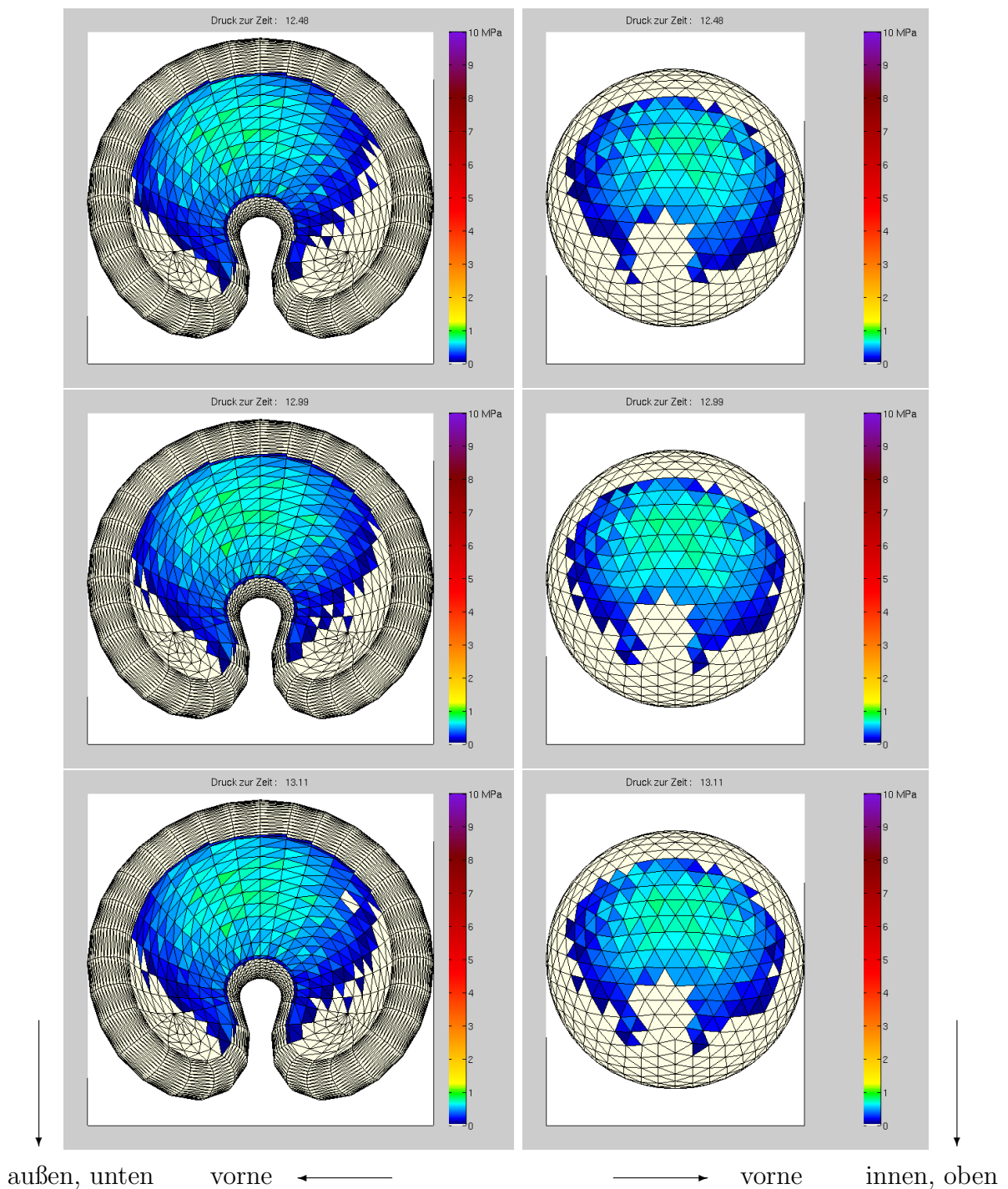


Abbildung 5.6: Druckverteilung im linken parametrisierten sphärischen Hüftgelenk für drei nahe beieinander liegende Zeitpunkte im geregelten Zweibeinstand.. In der linken Spalte ist die Gelenkpfanne in der Ansicht von lateral schräg unten dargestellt, wobei der linke Bildrand zur Körpervorderseite weist. Die Abbildungen in der rechten Spalte zeigen den Gelenkkopf ungefähr aus der entgegengesetzten Richtung. Die Druckverteilungen unterscheiden sich in den verschiedenen Zeitschritten kaum und zeigen eine gute Übereinstimmung mit gemessenen Druckverteilungen. (siehe Abschnitt 5.1.2, S. 108).

Stärke der an der Haltearbeit beteiligten Muskeln um 15 Grad oder mehr aus der Senkrechten zur Folge hat, ist das Körpergewicht im Zweibeinstand gleichmäßig auf beide Beine verteilt. Daher zeigt die Gelenkkraftresultierende in diesem Fall fast senkrecht nach oben.

Der Gelenkkopf ist an der etwa $15,5 \text{ cm}^2$ großen Kontaktfläche mit 230 – 235 Dreiecken beteiligt, die Gelenkpfanne mit etwa 300 – 330 Dreiecken. Der durchschnittliche Kontaktdruck beträgt ca. 0,415 MPa, der maximale Druck mit 0,891 MPa tritt naturgemäß im Zentrum der Druckverteilung auf.

Die Schwankung der Druckverteilung im zeitlichen Verlauf ist wenig ausgeprägt. Die in den Abbildungen des Gelenkkopfes oben verlaufende Begrenzung der Druckverteilung wird durch den oberen Pfannenrand bedingt und ist über Zeit hinweg erwartungsgemäß sehr konstant. Dies gilt in etwas schwächerem Maße auch für die untere Begrenzung. Alle Abbildungen der Druckverteilung sind nicht ideal kreisförmig begrenzt und wirken besonders an den Seiten leicht ausgefranst. Dies liegt vor allem an der nicht symmetrischen Kontaktpaarung der unterschiedlich strukturierten Kontaktflächen und ließe sich, allerdings zu Lasten der Rechenzeit, durch eine feinere Tesselierung der Flächen vermindern. Bei einem durchschnittlichen Flächeninhalt der Dreiecksflächen von ca. $6,2 \text{ mm}^2$ erschien dies nicht notwendig. Aus dem gleichen Grund weist die berechnete Druckverteilung ein gewisses Rauschen auf.

parametrisiertes sphärisches Hüftgelenk

Die parametrisierte sphärische Gelenkpfanne (Abb. 5.6) unterscheidet sich von der idealisierten im wesentlichen durch die Berücksichtigung der fossa acetabuli, einer mehr oder minder kreisförmigen Vertiefung in der Artikulationsfläche der Pfanne. Diese Struktur steht für eine Kraftübertragung zwischen den Artikulationsflächen nicht zur Verfügung. In der Abbildung der Pfanne ist gut zu sehen, dass die fossa acetabuli größtenteils in dem Bereich der Pfanne liegt, der bei Fehlen der fossa acetabuli Kraft übertragen würde. Auf dem Gelenkkopf bleiben die der fossa acetabuli gegenüberliegenden Teile der Oberfläche unbelastet, was sich in einem kreisförmigen Ausschnitt aus der Druckverteilung äußert. Daneben wird die Druckverteilung auf dem Gelenkkopf wie beim idealisierten sphärischen Gelenk durch den oberen Pfannenrand begrenzt. Von diesen beiden Fällen abgesehen ist der Rand der der Druckverteilung kreisförmig.

Der Vergleich der Druckverteilungen zwischen idealisierter und parametrisierter sphärischer Hüfte ist teils am Beispiel des Gelenkkopfes teil an der Gelenkpfanne leichter zu ziehen. Betrachtet man die Berandung der beiden Kontaktflächen auf dem Gelenkkopf, erkennt man, dass deren Begrenzung durch den Pfannenrand sehr gut übereinstimmt. An der Pfanne deutlicher sichtbar ist, dass im parametrisierten Fall die in der Abbildung linke und rechte sich von oben nach unten ziehende Berandung etwas weiter außen verläuft als im sphärischen. Mit dieser zusätzlichen Fläche wird die im Bereich der fossa acetabuli nicht für die Kraftübertragung zur Verfügung stehende Fläche kompensiert.

Die Kontaktfläche des Gelenkkopfes wird aus ca. 220 – 226 Dreiecken gebildet. Sie ist also etwas kleiner als für das sphärische Gelenk, das den identischen Gelenkkopf

verwendet. Die Kontaktfläche der Pfanne besteht aus wesentlich mehr Dreiecken, etwa 453 – 467. Dies ist auf die feinere Tesselierung der Artikulationsfläche und auf die komplexere Form der Pfanne zurückzuführen, bei der die kleinen Flächenstücke der abgerundeten Flächen am Rand der Artikulationsfläche einen nicht vernachlässigbaren Beitrag zur Anzahl der kontaktierenden Flächen. Vor allem die kleinen Dreiecke, denen die abgerundeten Seiten der Pfanne bestehen, und die direkt an die Innenseite der Pfanne grenzen und daher mitbelastet werden, tragen dazu bei. Die gegenüber der rein sphärischen etwas geringere Zahl von Dreiecken, die die Kontaktfläche des Gelenkkopfes bilden, lässt auf eine etwas kleine Kontaktfläche schließen. Sie beträgt ca. 15 cm^2 . Der durchschnittliche Kontaktdruck beträgt ca. $0,43\text{ MPa}$, der maximale Druck $0,85\text{ MPa}$. Aus denselben Gründen wie beim rein sphärischen Gelenk treten hier beim Gelenkkopf kleine Abweichungen vom idealerweise erwarteten Bild der Druckverteilung auf.

5.1.3 zeitlicher Verlauf der Muskelkräfte

Das Besondere an dem vorliegenden Modell ist, dass es den Druck im Hüftgelenk nicht anhand von gegebenen kinematischen oder statischen Daten berechnet, sondern die für die Druckberechnung notwendigen Daten durch die Synthetisierung der Modellbewegung mittels Muskeln, deren Kraftentwicklung durch ein komplexes Muskelmodell (siehe Abschnitt 3.4.2 und 3.4.7) beschrieben wird, und einer Bewegungssteuerung selbst erzeugt.

Daher soll nun nach der Diskussion der Druckverteilung beispielhaft die Funktionsweise der Muskeln vorgestellt werden. Schließlich beeinflussen die Muskeln, die über das Hüftgelenk ziehen, die Gelenkkraft in Betrag und Richtung und somit auch die Druckverteilung. Die Betrachtung erfolgt anhand zweier Muskeln, die für die Aufrechterhaltung des Standes eine wichtige Bedeutung haben, und im Zusammenhang mit dem Verhalten des Oberkörperschwerpunktes und des Kraftangriffspunktes unter der implementierten Standkontrolle (siehe Abschnitt 3.5.2).

Im aufrechten Stand wirken die Muskeln *m. tibialis anterior* und *m. tibialis posterior* (siehe Tab. 3.2) als Antagonisten (Gegenspieler). Der erste Muskel zieht den Fuß nach oben, der zweite wirkt als Fußstrecker (siehe Abb. 3.5). Beide ziehen von der tibia über den talus zum calcaneus und überstreichen damit die beiden Sprunggelenke. Der für die Standkontrolle verwendete Algorithmus kennt genau zwei Zielkonfigurationen für die Körperhaltung. In der einen ist der Fuß etwas nach oben gezogen, was eine leicht nach vorne geneigte Haltung des Modells bewirkt. In der anderen Zielkonfiguration ist der Fuß leicht nach unten gestreckt, wodurch das Menschmodell im Stand eine leicht nach hinten geneigte Haltung einnimmt. Je nach Lage und Geschwindigkeit des Oberkörperschwerpunktes wird die eine oder die andere Körperhaltung als Ziel vorgegeben, um das Modell im stabilen Stand zu halten. Das Modell versucht nun, die tatsächlichen Muskellängen den in der Zielkonfiguration gegebenen anzupassen um so die angegebene Haltung anzunehmen.

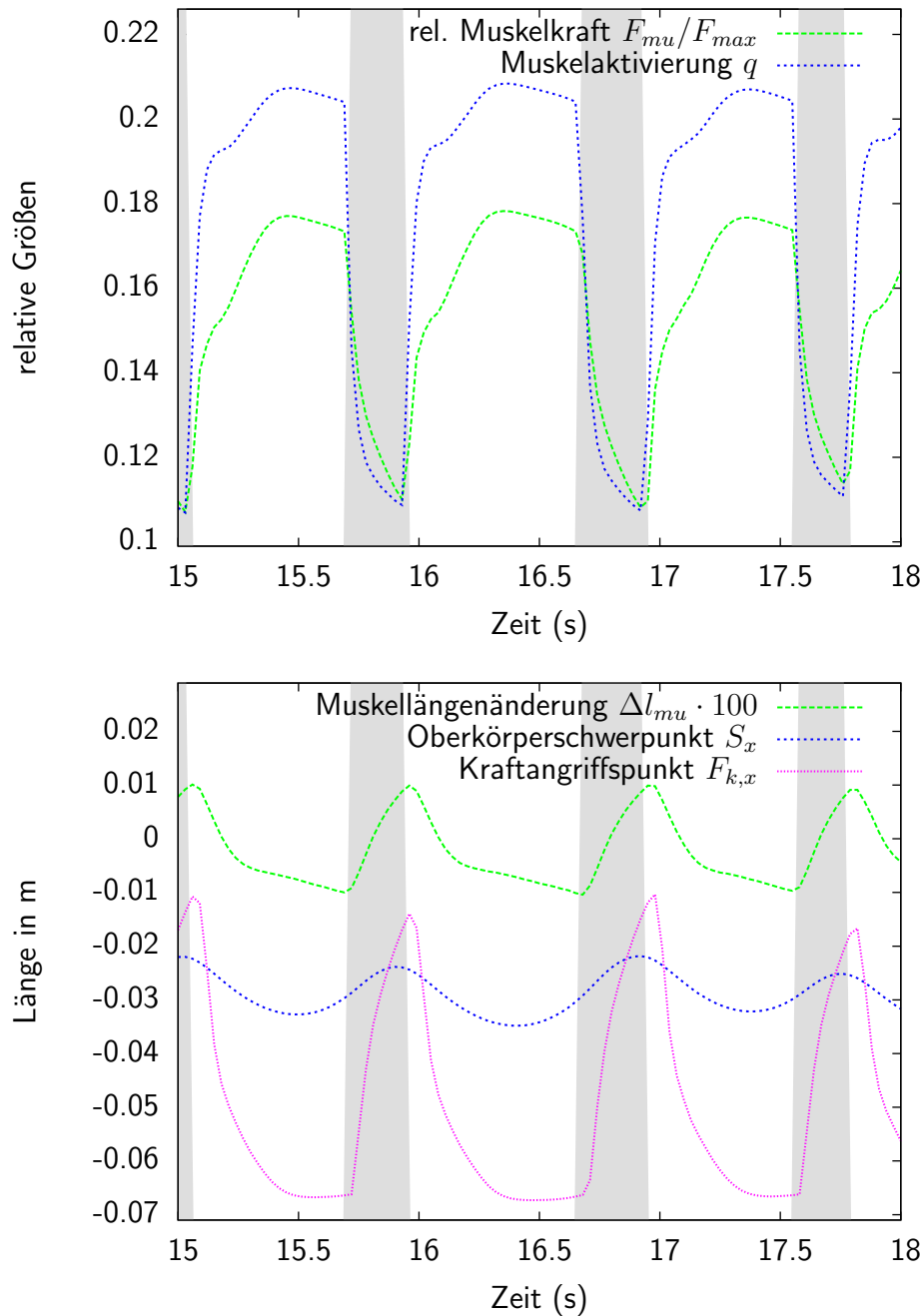


Abbildung 5.7: Verhalten des m. tibialis anterior im geregelten Zweibeinstand während dreier Schwingungszyklen: Wirkung der Muskelaktivierung q und der daraus resultierenden auf die maximale Muskelkraft F_{max} normierten tatsächlichen Muskelkraft F_{mu} (oberes Schaubild), auf die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur der Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt, sowie auf die globalen Modellgrößen Oberkörperschwerpunkt S_x und den Kraftangriffspunkt $F_{k,x}$ in Sagitalrichtung (unteres Schaubild). Grau unterlegt ist der Exzentrische Arbeitsbereich des Muskels, weiß der konzentrische. Eine ausführlichere Beschreibung findet sich im Text (Abschnitt 5.1.3).

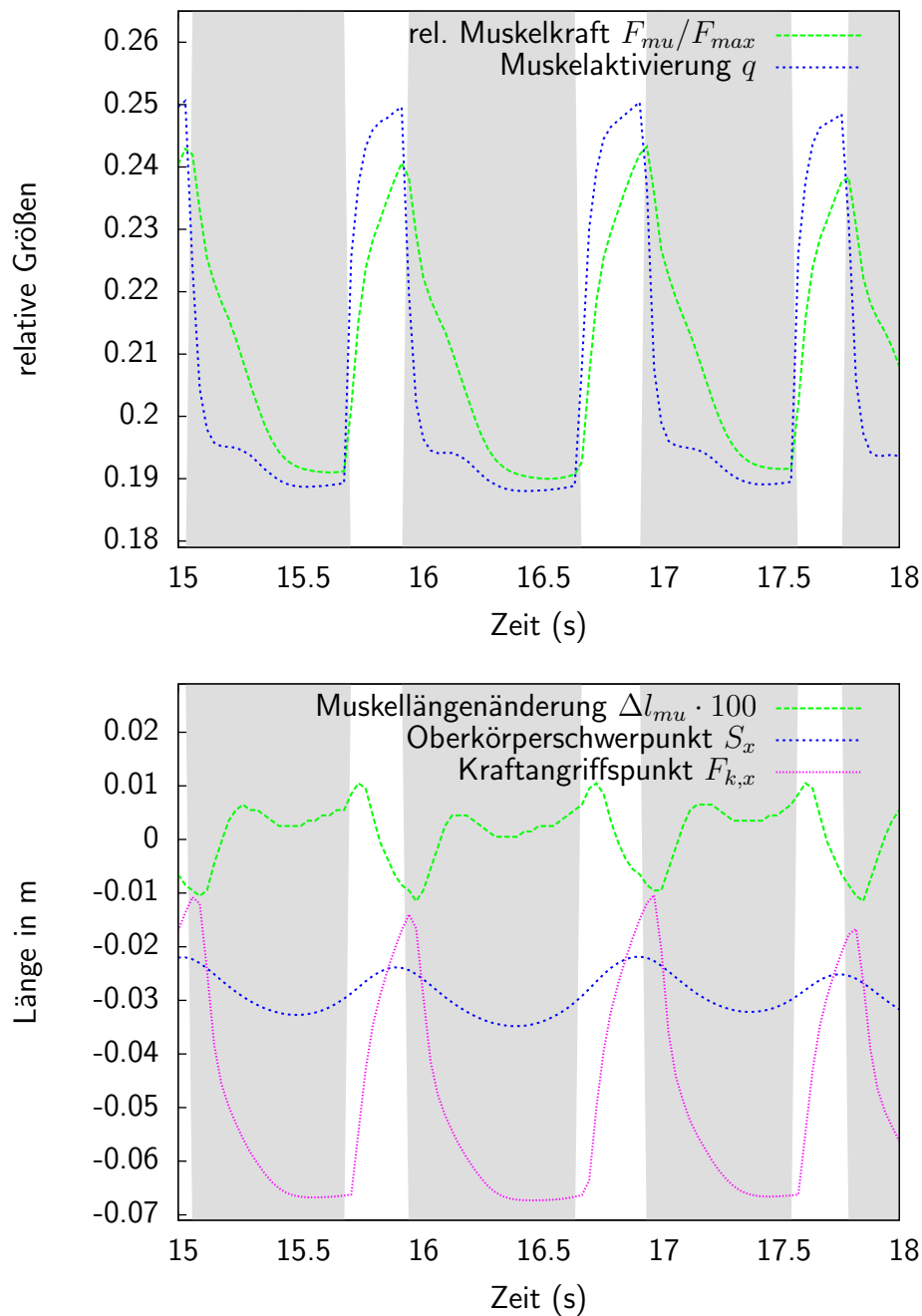


Abbildung 5.8: Verhalten des m. tibialis posterior im geregelten Zweibeinstand während dreier Schwingungszyklen: Wirkung der Muskelaktivierung q und der daraus resultierenden auf die maximale Muskelkraft F_{max} normierten tatsächlichen Muskelkraft F_{mu} (oberes Schaubild), auf die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt, sowie auf die globalen Modellgrößen Oberkörperschwerpunkt S_x und den Kraftangriffspunkt $F_{k,x}$ in Sagitalrichtung (unteres Schaubild). Grau unterlegt ist der Exzentrische Arbeitsbereich des Muskels, weiß der konzentrische. Eine ausführlichere Beschreibung findet sich im Text (Abschnitt 5.1.3).

Die Reaktion des Modells auf die Änderung der Muskelgrößen zeigen die Abb. 5.7 und 5.8 in einem typischen Zeitausschnitt von 15 s bis 18 s aus einem insgesamt 30 s umfassenden Simulationslauf. Im oberen Schaubild sind die auf die maximale Muskelkraft F_{max} normierte aktuelle Muskelkraft F_{mu} und die Muskelaktivierung q aufgetragen, beides relative Größen. Im unteren Schaubild ist die Differenz Δl_{mu} zwischen der aktuellen Muskellänge und derjenigen, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt, angegeben. Außerdem sind als globale Modelleigenschaften der Oberkörperschwerpunkt S und der Kraftangriffspunkt $F_{k,x}$ in der x-Richtung angegeben. Die Zeitabschnitte, in denen sich der Muskel im exzentrischen Kraftbereich (siehe Tab. 3.4 und 3.5) befindet sind grau unterlegt, diejenigen, in denen sich der Muskel im konzentrischen Kraftbereich befindet sind weiß gelassen.

Die recht abrupten periodischen Änderungen in der Kurve werden durch das Umschalten von einer Zielhaltung in die andere hervorgerufen. Als Reaktion auf die dadurch geänderten Sollwerte für die Muskellängen, ändern sich die Stimulationen, Aktivierungen und daraufhin die Kraftentwicklungen der Muskeln, bezogen auf die Zeitskala der Muskelbewegungen, ebenfalls schnell.

Betrachtet man die Schwerpunktsbewegung S in beiden Abbildungen, so sieht man, dass das Modell in der Zeit zwischen den Zeitpunkten 16 s und 17 s einen Schwingungszyklus im Stand ausführt. Knapp hinter dem Zeitpunkt 16 s hat der Schwerpunkt bei seiner Verlagerung nach hinten seine größte Geschwindigkeit erreicht. Kurz davor hat die Standregulation aus diesem Grund die Zielkonfiguration umgeschaltet auf den leicht nach vorne geneigten Stand. In der Folge steigt die Aktivierung q des für die Anwinkelung des Fußes nach oben zuständigen Muskels *m. tibialis anterior*, der gleichzeitig in den konzentrischen Kraftbereich wechselt, sehr schnell an (Abb. 5.7, oberes Schaubild), während die Aktivierung q des für die Streckung des Fußes nach zuständigen Muskels *m. tibialis posterior*, der in den exzentrischen Kraftbereich wechselt, sehr schnell abfällt (Abb. 5.8, oberes Schaubild). Die relativen Muskelkräfte folgen dem Kurvenverlauf der Aktivierungen, allerdings mit geringeren Steigungen. Etwa nach der Hälfte der Zeit in dem jeweiligen Kraftbereich haben die Muskelkräfte ihr Maximum bzw. Minimum annähernd erreicht. Der Kraftangriffspunkt auf dem Boden erreicht seine am weitesten hinten befindliche Lage und verbleibt dort bis knapp nach dem Wegschalten von der aktuellen Zielkonfiguration. Die Länge des sich im konzentrischen Kraftbereich befindlichen *m. tibialis anterior* nimmt streng monoton ab. Die Länge des sich im exzentrischen Kraftbereich befindlichen *m. tibialis posterior* zeigt ein etwas komplexeres Verhalten, jedoch nimmt auch die Muskellänge des über den betrachteten Zeitraum hin zu. Beide Muskellängen ändern sich um maximal 0,2 mm. Dies liegt daran, dass sich die Gelenkwinkel im Stand kaum ändern. Der Kraftangriffspunkt bewegt sich innerhalb eines Intervalls von ca. 5 cm, während der Körperschwerpunkt um immerhin 1 cm seine Lage verändern kann.

Die Lage des Körperschwerpunktes beschreibt in diesem betrachteten Zeitraum annähernd eine nach oben gekrümmte Sinuskurve. Kurz nachdem der Körperschwerpunkt wieder angefangen hat sich nach vorne zu verlagern, schaltet die Standregulation die Zielkonfiguration auf den leicht nach hinten geneigten Stand. Die Rollen der beiden Muskeln vertauschen sich. Der *m. tibialis posterior* schaltet in den konzentrischen Kraft-

bereich und entwickelt sehr rasch seine Muskelkraft und verkürzt sich entsprechend, während der *m. tibialis anterior* in den exzentrischen Kraftbereich schaltet, seine Muskelkraft sehr schnell vermindert und daher eine Dehnung erfährt. Die rasche Verlagerung des Kraftangriffspunktes nach vorne führt sehr effektiv zu der Umkehrung der Vorwärtsbewegung des Körperschwerpunktes. Dies führt nach kurzer Zeit wieder zum Umschalten der Zielkonfiguration auf den leicht nach vorne geneigten Stand und der Zyklus beginnt von vorne.

Betrachtet man für die beiden Muskeln die Zeitdauer, für die sie sich im konzentrischen bzw. exzentrischen Kraftbereiche befinden, fällt auf, dass die Zielkonfiguration für die nach vorne geneigte Haltung deutlich länger vorgegeben ist als die nach hinten geneigte. Dies ist der einfach gehaltenen Standkontrolle geschuldet, die für die Demonstration des Standes gewählt wurde. Ihre Parameter wurden empirisch so angepasst, dass sie das Modell zuverlässig im Stand halten und keine unphysiologischen Größen auftreten. Die Nachbildung einer validen komplexen dreidimensionalen Standkontrolle für den menschlichen Stand ist eine zu umfangreiche Aufgabe, als dass sie im Rahmen dieser Arbeit hätte geschehen können.

5.2 Ein schädlicher Niedersprung

In manchen Situationen, z.B. Stürzen beim Skifahren oder bei Autounfällen, treten in den Gelenken Kräfte auf, die weit über den physiologischen Belastungsgrenzen liegen und zu Verletzungen führen oder führen können. Experimente mit realen Probanden sind hier nicht möglich. Dennoch ist es wünschenswert, die Vorgänge, die in solchen extremen Situationen passieren, nachzuvollziehen. Hierfür bietet sich die Computersimulation an.

Anhand der Simulation eines Niedersprungs eines 64 kg schweren Menschen aus 30 cm Höhe, bei der der Mensch mit durchgestreckten Knien und mit der gesamten Fußfläche gleichzeitig auf dem Boden landet, wird hauptsächlich das Verhalten des mittels des Kontaktmodells PCM (siehe Abschnitt 3.6.3) modellierten Hüftgelenks illustriert. Dies ist kein klassischer Niedersprung. Ein Mensch, der so eine Sprung ausführen würde, würde dabei schweren Schaden nehmen. Die in diesem Fall auftretenden Gelenkkräfte und Gelenkdrücke liegen weit oberhalb der physiologischen Belastungsgrenzen. Aufgrund der hohen Dynamik des Geschehens ist das Verhalten des Kontaktmodells deutlicher sichtbar als im Zweibeinstand, in dem keine großen Kräfteänderungen stattfinden. Die Massen der Körpersegmente des Modells sind in Tab. B.1 zu finden.

Es soll nochmals betont werden, dass auf Grund der hohen Komplexität des Modells und der gewählten Bedingungen (Niedersprung mit gestreckten Knien aus 30 cm Höhe) hier kein realistischer Niedersprung gezeigt wird. Der Schwerpunkt der Arbeit lag auf der Erstellung eines komplexen dreidimensionalen MKS-Menschmodells, ausgestattet mit einem Muskelmodell, einer Bewegungskontrolle und einem Kontaktmodell, mit welchem man Drücke in Gelenken, im vorliegenden Fall den des Hüftgelenks, simulieren kann.

Wie in 3.3 ausgeführt, sind die Gelenke zwischen allen Segmenten des Oberkörpers fi-

xiert, einschließlich des Beckens. Die Bewegung des Oberkörpers wird damit durch den Oberkörperschwerpunkt CM beschrieben. Die Gelenke zwischen den Segmenten der unteren Extremitäten sind nicht gesperrt. Abgesehen von den durch die Masseneigenschaften der Segmente erzeugten Kräften werden die Gelenkwinkel nur durch die Kräfte der über sie hinwegziehenden Muskeln bestimmt. Die Muskeln so anzusteuern, dass eine vorgegebene Zielhaltung angenommen wird ist Aufgabe der Bewegungskontrolle.

Bei diesem Niedersprung gibt die Bewegungskontrolle genau eine Zielhaltung vor. Diese entspricht dem aufrechten Stand und ist symmetrisch zur Medianebene des Modells. In dieser Haltung befindet sich das Modell bereits beim Simulationsstart und behält diese während des Falls praktisch bei. Wie gleich gezeigt werden wird, ändert sich die Haltung während und nach dem Stoß nur wenig, da das Modell so ausgerichtet ist, dass dabei nur sehr wenig nach vorne oder hinten gerichteten Kraftkomponenten auftreten. Der Körperschwerpunkt und die beiden Hüftgelenke liegen annähernd in einer senkrecht zum Boden stehenden Ebene, die durch beide von den Fußballen jedes Fußes aufgespannten Dreiecke geht. D.h. die Füße unterstützen den Schwerpunkt des Modells. Für das Fallbeispiel nicht relevant ist, dass das Modell aufgrund der hier fehlenden zweiten Zielhaltung nach Erreichen einer nahezu bewegungslosen Standposition langsam anfängt umzufallen. Die vorgegebene Zielhaltung führt außerdem dazu, dass das Modell mit durchgestreckten Knien auf den Boden trifft.

5.2.1 Beschreibung des Niedersprungs

Im Folgenden wird das Verhalten des Modells beim Niedersprung anhand der Betrachtung des Gesamtimpulses des Modells und des Oberkörperschwerpunktes beschrieben. Für die linke Seite des Modells werden die Gelenkwinkelverläufe, die Bodenreaktionskraft sowie die Kräfte im Hüftgelenk und in ausgewählten Muskeln gezeigt, und zwar in allen Fällen die vertikale Komponente. Anschließend wird die zeitliche Entwicklung der Druckverteilung besprochen.

Die Impulserhaltung

Ein Körper, der aus der Ruhelage heraus losgelassen wird, legt im freien Fall die Wegstrecke $s = 30 \text{ cm}$ in der Zeit $t_0 = 0,247 \text{ s}$ zurück (siehe Abb. 5.9, unteres Bild). Seine Geschwindigkeit beträgt nach dieser Strecke $2,43 \text{ m/s}$. Der Impuls p des Modells mit der Masse $m = 64 \text{ kg}$ ergibt sich damit für den Aufprallzeitpunkt zu 155 Ns . Dessen Abbau erfolgt im Verlauf des Stoßes vollständig über die Bodenreaktionskräfte gemäß $p(t) = \int_{t_0}^T F(t) dt$. Wegen der Symmetrie des Modells und des Vorgangs zur Medianebene, wird die Hälfte des Impulses ($77,6 \text{ Ns}$) über den linken und die andere Hälfte über den rechten Fuß abgebaut (siehe Abb. 5.9 für den linken Fuß). Aufgetragen ist das Integral der Bodenreaktionskraft des linken Fußes über die Kraft. Der Beitrag der Gewichtskraft (von der halben Modellmasse) wurde von der Gesamtkraft abgezogen. Der Impulssatz ist erfüllt.

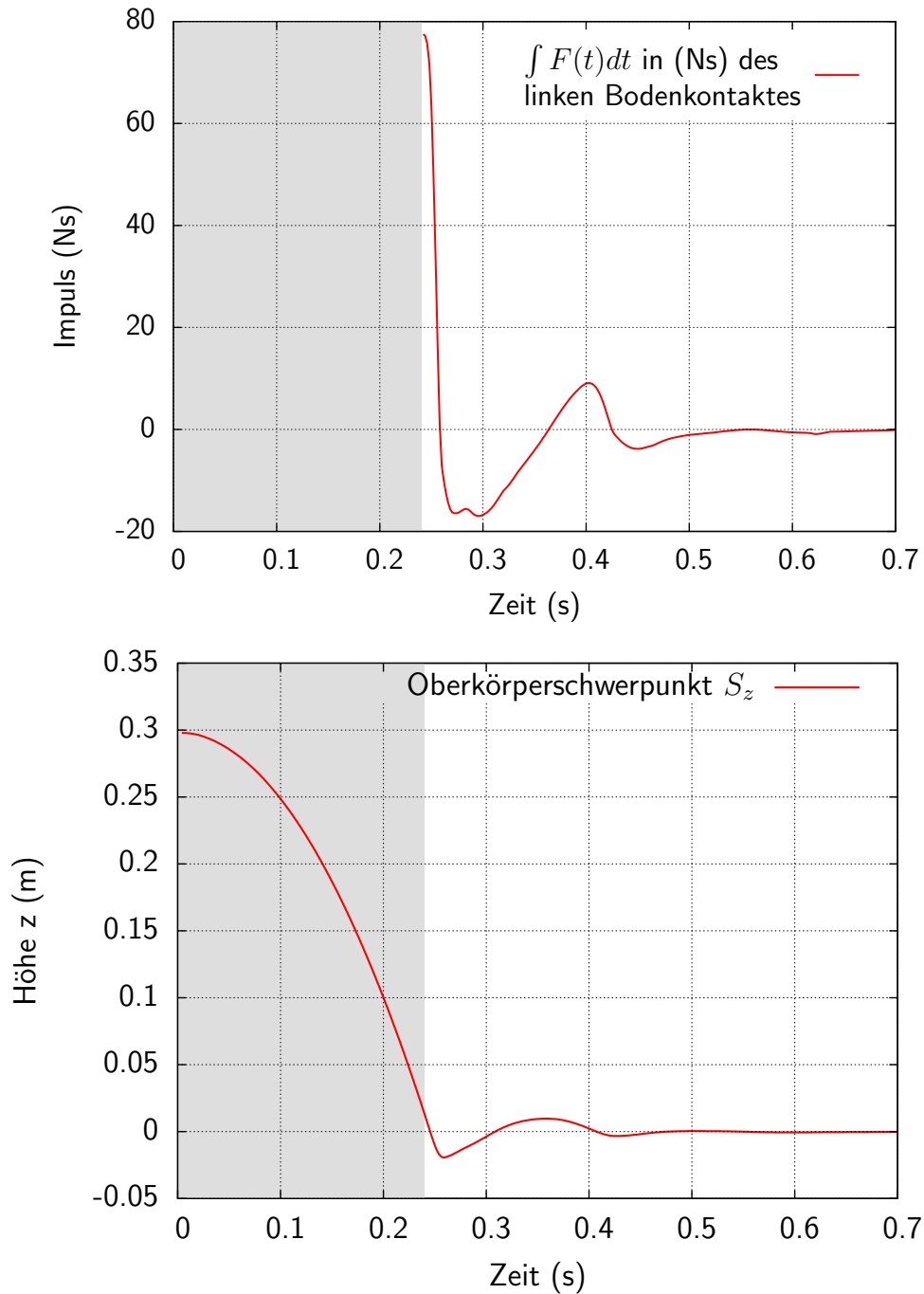


Abbildung 5.9: Impulserhaltung beim Niedersprung (oberes Bild) und Oberkörperschwerpunktsbewegung (unteres Bild): Das Integral der Bodenreaktionskraft in z-Richtung für das linke Bein. Der Impuls des Gesamtmodells der Masse 64 kg zum Kontaktzeitpunkt 0,247 s ergibt sich mit der Aufprallgeschwindigkeit 2,43 m/s zu 155 Ns. Er wird bis zum Zeitpunkt 0,7 s im linken Bodenkontakt zur Hälfte abgebaut, die andere Hälfte entsprechend der Symmetrie des Modells im rechten. Erkennbar ist die stark gedämpfte Schwingung, die das Modell dabei vollführt. Der Zeitbereich bis zum Kontakt des Modells mit dem Boden ist grau unterlegt. Die Position des Schwerpunktes ist relativ zu seiner Ruhelage angegeben.

Das Bewegungsverhalten während des Niedersprungs

In Abb. 5.9 (unteres Bild) ist der zeitlicher Verlauf der vertikalen Komponente der Position des Oberkörperschwerpunktes zu sehen. Nach 0,247 s freien Falls, dieser Zeitabschnitt ist in der Abbildung grau unterlegt, treffen die Kontaktpunkte der Füße gleichzeitig auf den Boden¹. Nach etwa 0,7 s ist das Modell näherungsweise zur Ruhe gekommen.

Auffällig ist in beiden Abbildungen die, im Vergleich zu einem gesunden menschlichen Niedersprung, zu kurze Stoßphase. Diese wird bei der Betrachtung der Kräfte noch sichtbarer werden und an der Stelle auch diskutiert. Es fällt auf, dass die Dämpfung, obwohl vorhanden, nicht ausreicht, um ein Zurückspringen des Modells zu vermeiden, vgl. 5.9 bei 0,3 s. Der Impuls wird negativ und der Oberkörperschwerpunkt bewegt sich wieder nach oben. Nach drei Schwingungen ist das Modell praktisch in Ruhe.

In Abb. 5.10 sind alle Kräfte, die in der linken Extremität des Modells durch das Kontaktmodell PCM erzeugt werden, eingezeichnet. Dies ist die Gelenkkraft der Hüfte und die Kräfte der Bodenkontakte, wobei die Summe der letzteren die Bodenreaktionskraft bilden und erst mit dem Kontakt des Modells zum Boden zur Zeit 0,247 s einsetzen. Die Gelenkkraft baut sich bereits unmittelbar nach dem Start der Simulation auf. Erzeugt wird sie durch die Aktivierung von Muskeln durch die Bewegungskontrolle, die versucht, dass Modell in die vorgegebene Zielhaltung zu bringen. Ohne die Kokontraktion der Muskeln wäre die Gelenkkraft bis zum Aufprallzeitpunkt Null. (siehe Abb. 5.3 und den entsprechenden Abschnitt für den Zweibeinstand). Der Beitrag der Muskelkraft zur Gelenkkraft beträgt rund 330 N, sowohl vor dem Stoß, als auch nach dem Stoß. Während des Stoßes wird die Gelenkkraft durch das Abbremsen des Oberkörperschwerpunktes um ein vielfaches erhöht bis über 6000 N, allerdings nur für 10 ms.

Für diesen Zeitraum sind auch die Bodenkontaktkräfte sehr hoch. Zu sehen ist, dass die Ferse beim Abbremsen des Modells die Hauptlast trägt, da der Modellschwerpunkt näherungsweise über ihr liegt. Ein Mensch würde beim Niedersprung mit dem nach unten gedrehten Fuß den Sprung weich und aktiv abfedern. Dadurch würde der Impulsabbau erstens wesentlich länger dauern und zweitens nicht so zurückfedern, wie dies hier passiert. Das Modell federt nicht kontrolliert ab, sondern strebt während des Niedersprungs lediglich eine vorgegebene Zielhaltung an.

Gelenkverläufe und Muskelbewegungen

Das Modell ist am Anfang so im Inertialkoordinatensystem orientiert, dass die Körperlängsachse mit der z-Achse zusammenfällt, die Sagitalachse in x-Richtung zeigt, und die linke Seite des Modells in die y-Richtung weist. In Abb. 5.11 sind die Orientierungen der Körpersegmente für den Oberkörper mit Becken, Femur, Tibia und Calcaneus bezüglich des Inertialsystems in ihrer Projektion auf dessen xz-Ebene dargestellt.

¹Die Implementierung des Boden-Fuß-Kontaktes ist in Abschnitt 3.6.4 beschrieben.

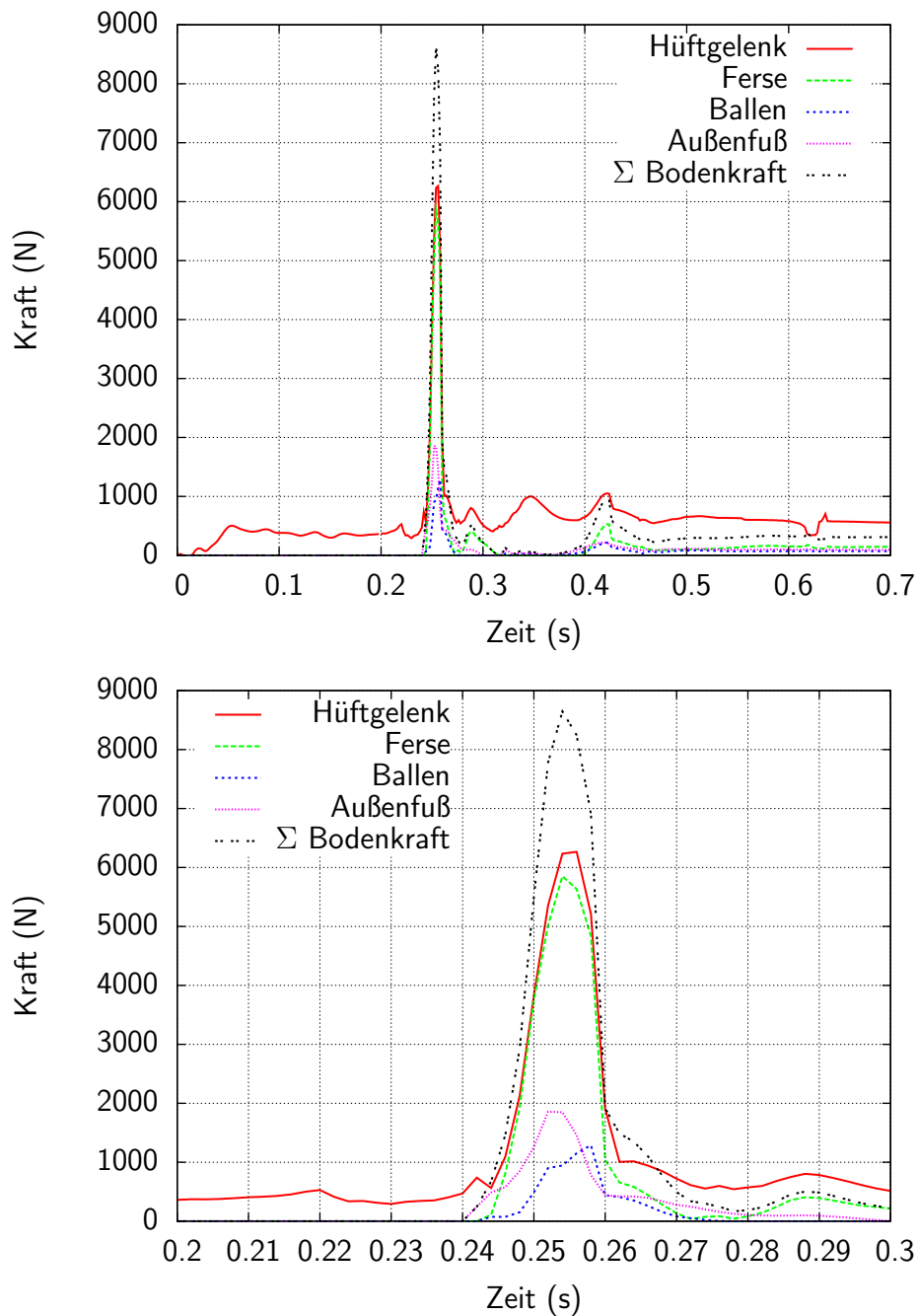


Abbildung 5.10: Niedersprung: zeitlicher Verlauf der vertikalen Kräfte im linken Hüftgelenk sowie in den drei Kontaktstellen des linken Fußes zum Boden einzeln und in ihrer Summe. Die Kraft im Hüftgelenk während des Falls resultiert aus der Vorspannung durch die wegen der Bewegungskontrolle aktivierten Muskeln (siehe dazu Tab. 5.1). Zur besseren Übersicht sind diese Größen im unteren Bild nochmals dargestellt, beschränkt auf das unmittelbare Zeitintervall um den Auftreffzeitpunkt der Füße auf den Boden (0,247 s).

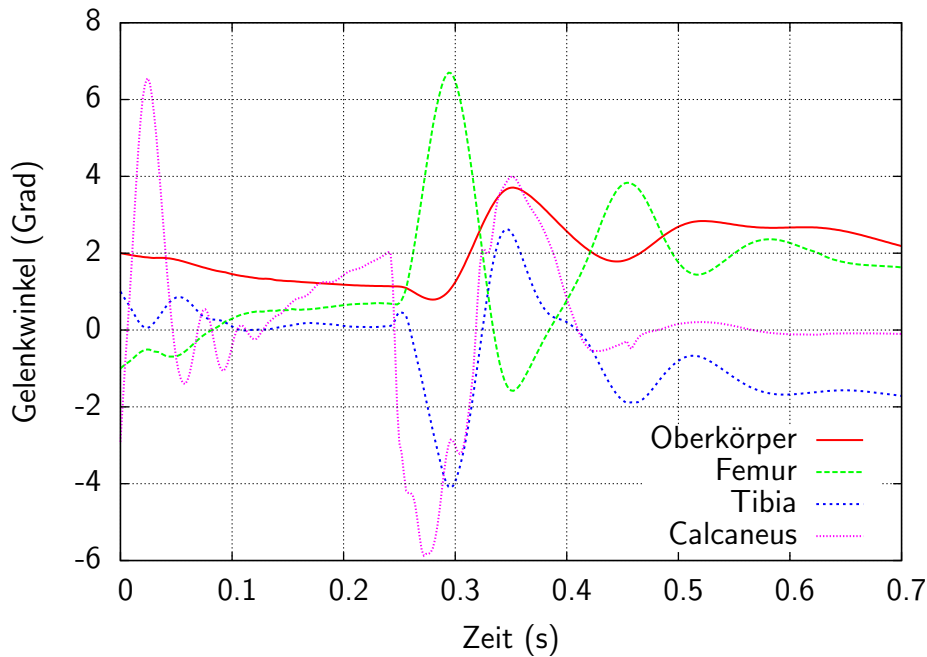


Abbildung 5.11: Zeitlicher Verlauf der Orientierung der Körpersegmente Oberkörper, Femur, Tibia und Calcaneus im Inertialkoordinatensystem. Das Modell kommt mit durchgestreckten Knien auf den Boden auf. Durch den Stoß werden die Knie noch weiter nach hinten durchgedrückt. Statt durch einen mechanischen Gelenkansschlag wird das Kniegelenk durch Muskeln an der weiteren, unphysiologischen Rotation gehindert und wieder in eine leicht angewinkelte Lage gebracht. Diese Bewegung wiederholt sich mit einer geringeren Amplitude. Danach bleibt das Knie in einer überstreckten Position. Das menschliche Knie würde diesen Vorgang nicht unverletzt überstehen. Der Oberkörper wird beim Stoß erst nach hinten gestreckt und dann nach leicht vorne. Dies wiederholt sich ebenso mit kleinerer Amplitude.

Aufgrund der aktiven Bewegungskontrolle behält das Modell seine Anfangshaltung während des freien Falls nicht bei. Das Modell streckt sich. Der Oberkörper richtet sich weiter auf, die Knie werden durchgedrückt. Der Fuß ist zum Aufprallzeitpunkt um 2° nach unten gestreckt. Das unnatürlich starke Einsinken der Ferse in den Boden (siehe Abschnitt 5.2.1) im Verlauf des Stoßes bewirkt eine unrealistisch starke Drehung des Fußes nach oben, zu sehen an der Orientierung des calcaneus. Die Rotationen des Femurs und der Tibia (die entgegengesetzten Extrema zur Zeit 0,29s in Abb. 5.11) zeigen, dass das Knie zum Aufprallzeitpunkt durchgedrückt ist. Als Folge davon wird es durch den Stoß noch weiter durchgedrückt. In der Realität würde das Kniegelenk diese Situation nicht unverletzt überstehen. Ein mechanischer Gelenkansschlag ist nicht modelliert. Die Muskeln führen das Gelenk aus dieser überstreckten Position wieder in eine natürliche Stellung zurück. Beim Nachschwingen wiederholt sich der Ablauf in geringerer Ausprägung (vgl. den Verlauf des Oberkörperschwerpunktes Abb. 5.9). Das Knie verbleibt dann in dieser überstreckten Lage.

Die Muskellängen hängen unmittelbar von den Gelenkwinkeln ab. Die vorgegebene Ziel-

haltung zusammen mit den verwendeten Muskelparametern aktiviert die Muskeln so, dass das Modell verspannt und die Gelenke steifer werden. Dies wird exemplarisch am Antagonistenpaar *m. gluteus maximus* (Strecker) - *m. iliacus* (Beuger) für die Hüfte illustriert und am Antagonistenpaar *m. vastus intermedius* (Strecker) - *m. gastrocnemius* (Beuger) für das Kniegelenk gezeigt (Abb. 5.12 – Abb. 5.14). Die Muskeln in diesem Niedersprung werden nicht aktiv für das Abfangen der Körpermasse verwendet, wie dies ein Mensch bei einem normalen Niedersprung machen würde. In diesen Abbildungen zeigt das obere Bild jeweils die Aktivierung des Muskels und seine Kraftentwicklung, bezogen auf die maximal mögliche Kraftentwicklung F_{max} . Im unteren Bild ist der Gelenkwinkel abgebildet und der Verlauf der Muskellänge als Differenz der aktuellen Muskellänge zur mittleren Muskellänge. Die mittlere Muskellänge ist als Mitte zwischen den extremalen Muskellängen definiert.

Die Muskeln *m. vastus intermedius* (Strecker) und *m. gastrocnemius* (Beuger) überspannen das Kniegelenk, und bestimmen, zusammen mit anderen Muskeln, und den äußeren Kräften dessen Gelenkstellung. Positive Gelenkwinkel zeigen eine Beugung, negative eine Streckung des Gelenks an.

Während des Fall ist der *m. vastus intermedius* kaum aktiv. Beim Aufprall wird das Knie stark überstreckt und der Muskel verkürzt. Dabei zeigt der als Strecker fungierende Muskel erwartungsgemäß keine Reaktion. Erst als das Kniegelenk im weiteren Verlauf des Aufprallvorgangs gebeugt wird (Winkelverlauf im unteren Bild der Abb. 5.14), stimuliert die Bewegungskontrolle den Muskel. Daraufhin steigt die Muskelaktivierung sehr schnell an und der Muskel arbeitet aktiv gegen die Beugung an (Abb. 5.14, oberes Bild). Der Maximalwert der Muskelaktivierung mit 0,18 zeigt, dass der Muskel nicht weit von der, durch die Zielhaltung vorgegebenen, Solllänge entfernt ist. Die Beugungsbewegung kommt zum Stillstand und geht wieder in eine Streckbewegung über. Dadurch wird der Muskel rasch wieder unterhalb seine Arbeits- bzw. Ruhelänge verkürzt und entwickelt keine Kraft mehr. Nach Wegfall der Stimulation baut sich die Muskelaktivierung ab, wie in Abschnitt 3.4.3 beschrieben. Das Knie verbleibt im weiteren Verlauf in einer überstreckten Position und der Muskel kommt kaum mehr in seinen Arbeitsbereich.

Der Kniebeuger *m. gastrocnemius* ist während des freien Falls aktiviert (Abb. 5.15). Nach einer kurzen Einstellzeit ganz am Anfang, folgt der Kraftverlauf des Muskel bis zum Kontaktzeitpunkt gut der Aktivierung. Beim Abbremsen drückt das Modell die Knie durch. Dem wirkt der Beuger entgegen. Die Aktivierung des Muskels steigt stark an, die Kraftentwicklung ebenfalls. Die starke Überstreckung des Kniegelenks führt aber dazu, dass der Muskel so stark verkürzt wird, dass er an den Rand seines Arbeitsbereichs kommt und nur wenig Kraft entwickelt. Mit zunehmender Länge folgt die Kraftentwicklung eng der Muskelaktivierung. Der *m. gastrocnemius* zieht über zwei Gelenke, das Kniegelenk und das obere Sprunggelenk. Daher korrespondiert die Länge des Muskels (Abb. 5.15, unteres Bild), nicht notwendigerweise mit dem Gelenkwinkel des Knies.

Der *m. gluteus maximus* (Strecker) und der *m. iliacus* (Beuger) ziehen über das Hüftgelenk (Abb. 5.12 und Abb. 5.13). Auch hier gilt, dass positive Gelenkwinkel eine Beu-

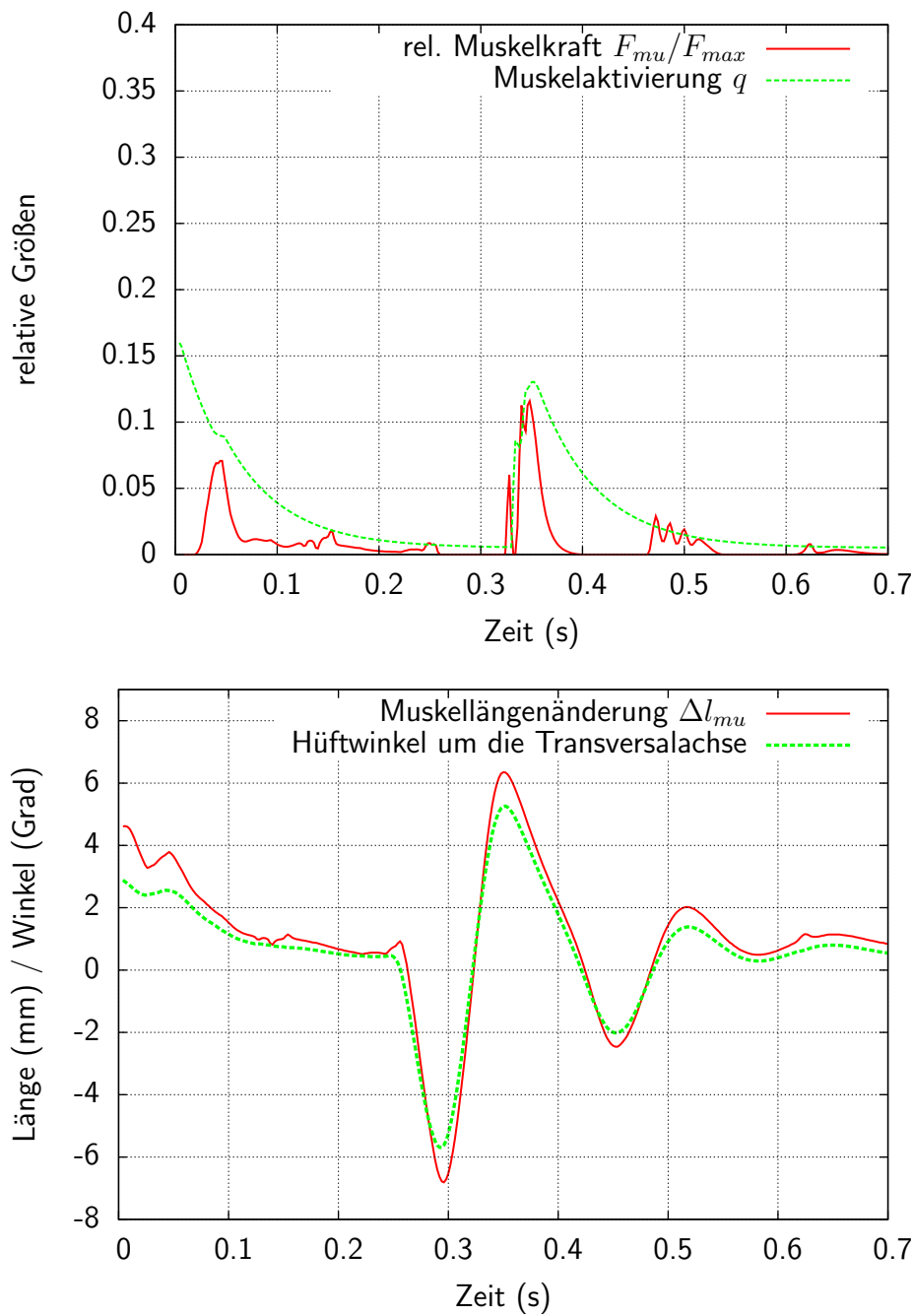


Abbildung 5.12: Verhalten des m. gluteus maximus während des Niedersprungs. Der Muskel fungiert als Strecker für das Hüftgelenk. Das obere Bild zeigt die Aktivierung und die Kraftentwicklung des Muskels, das untere die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur der Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt. Da der Muskel im Zeitverlauf mehrmals seine Ruhelänge unterschreitet (siehe Abschnitt 3.4.3) entwickelt er trotz Muskelaktivierung keine Kraft.

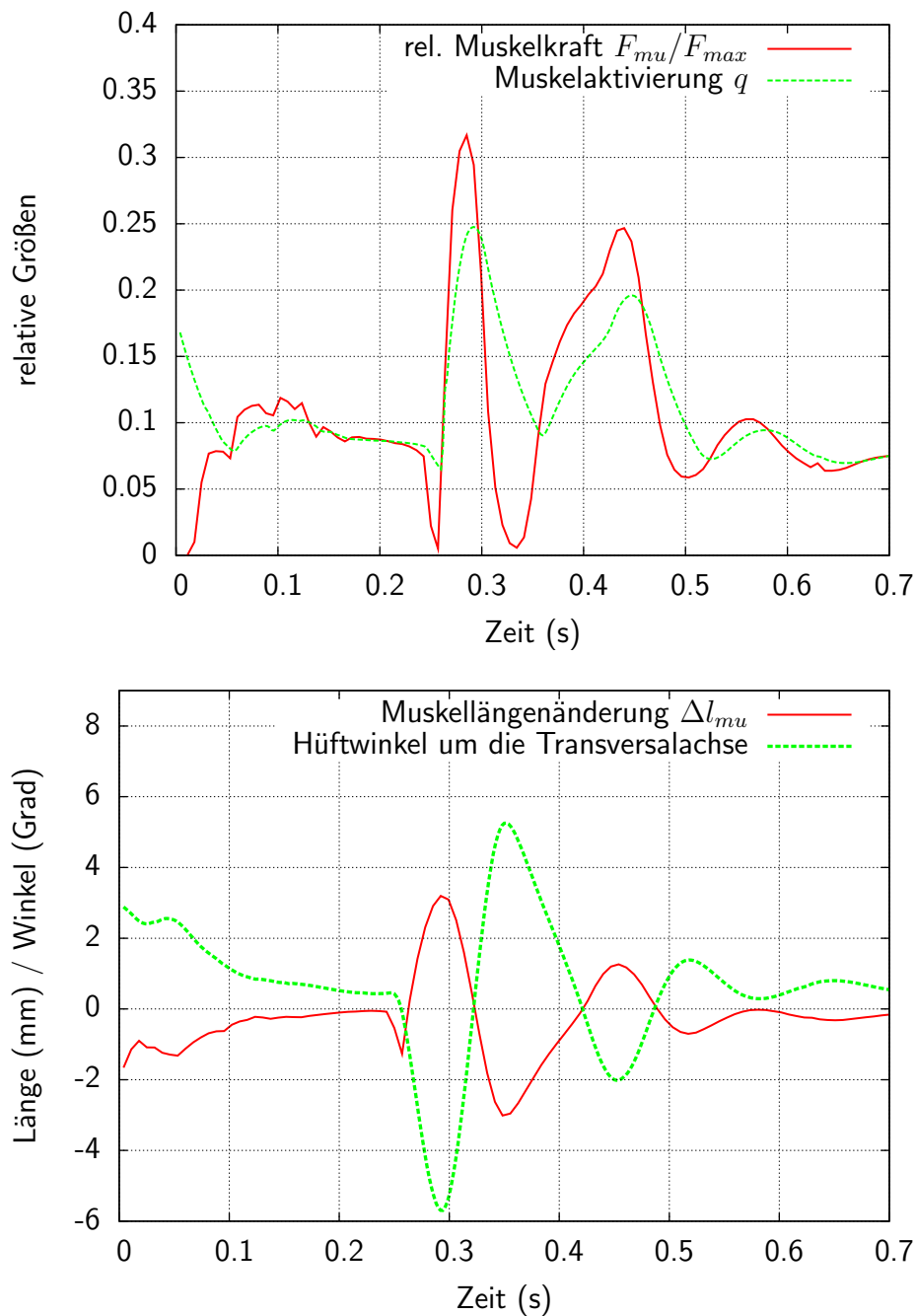


Abbildung 5.13: Verhalten des m. iliacus während des Niedersprungs. Der Muskel fungiert als Beuger für das Hüftgelenk. Das obere Bild zeigt die Aktivierung und die Kraftentwicklung des Muskels, das untere die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt. Zum Zeitpunkt $t = 0,247$ s wird das Hüftgelenk um ca. 1 mm gestaucht. Dies ändert die Länge des Muskels ebenfalls um 1 mm.

gung anzeigen und negative für eine Streckung, bzw. eine Abwinkelung des Oberkörpers nach hinten stehen. Die meiste Zeit ist der Oberkörper nach hinten gestreckt. Damit ist

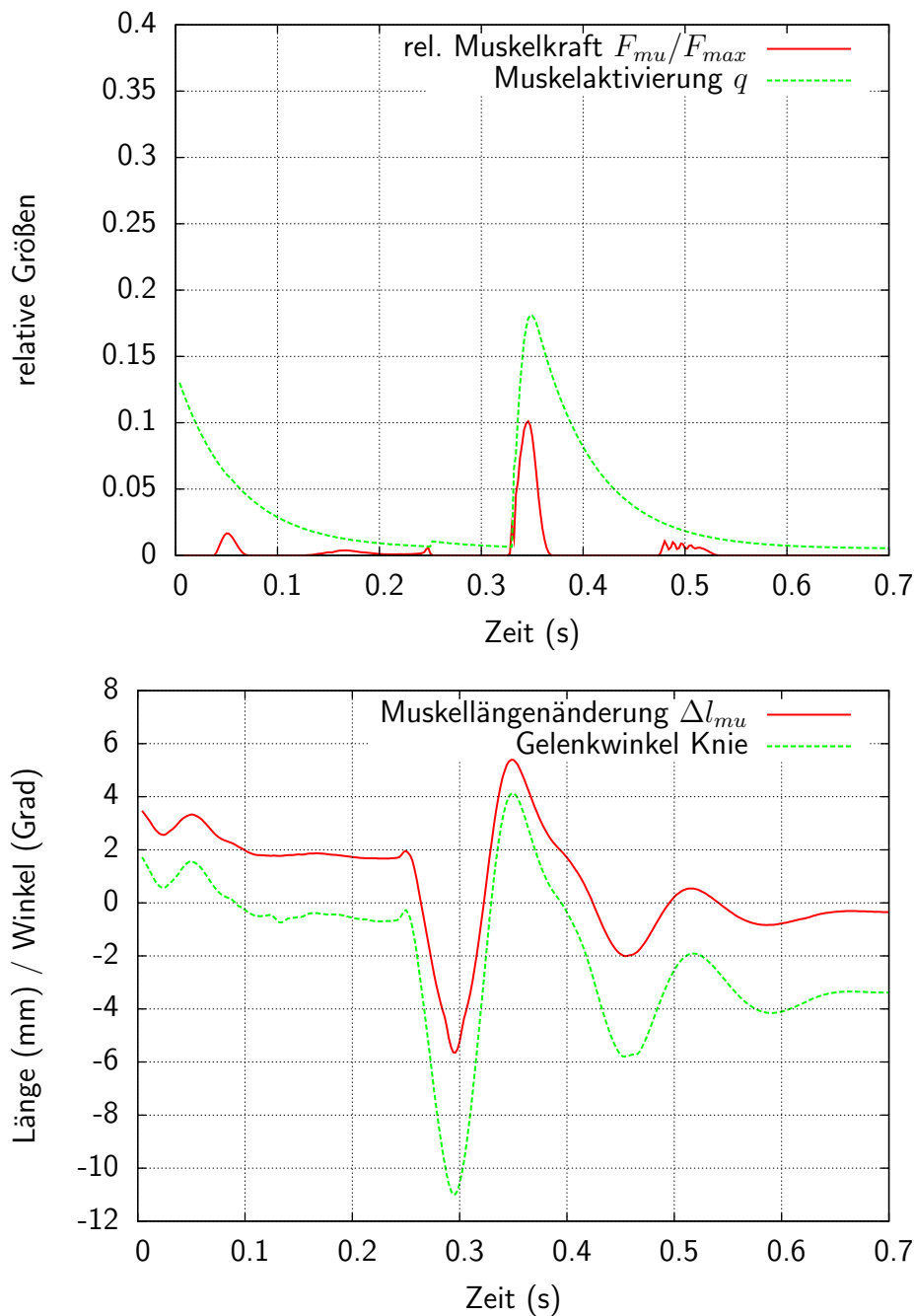


Abbildung 5.14: Verhalten des m. vastus intermedius während des Niedersprungs. Der Muskel fungiert als Strecker für das Kniegelenk. Das obere Bild zeigt die Aktivierung und die Kraftentwicklung des Muskels, das untere die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur der Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt. Der Muskel wird nur für die kurze Zeitspanne aktiv, in welcher das Knie gebeugt ist.

der Muskel zu kurz, um viel Kraft zu entwickeln. Außerdem liegt diese Haltung nahe der Zielhaltung, so dass der Muskel kaum stimuliert wird. Die Aktivierung ist entspre-

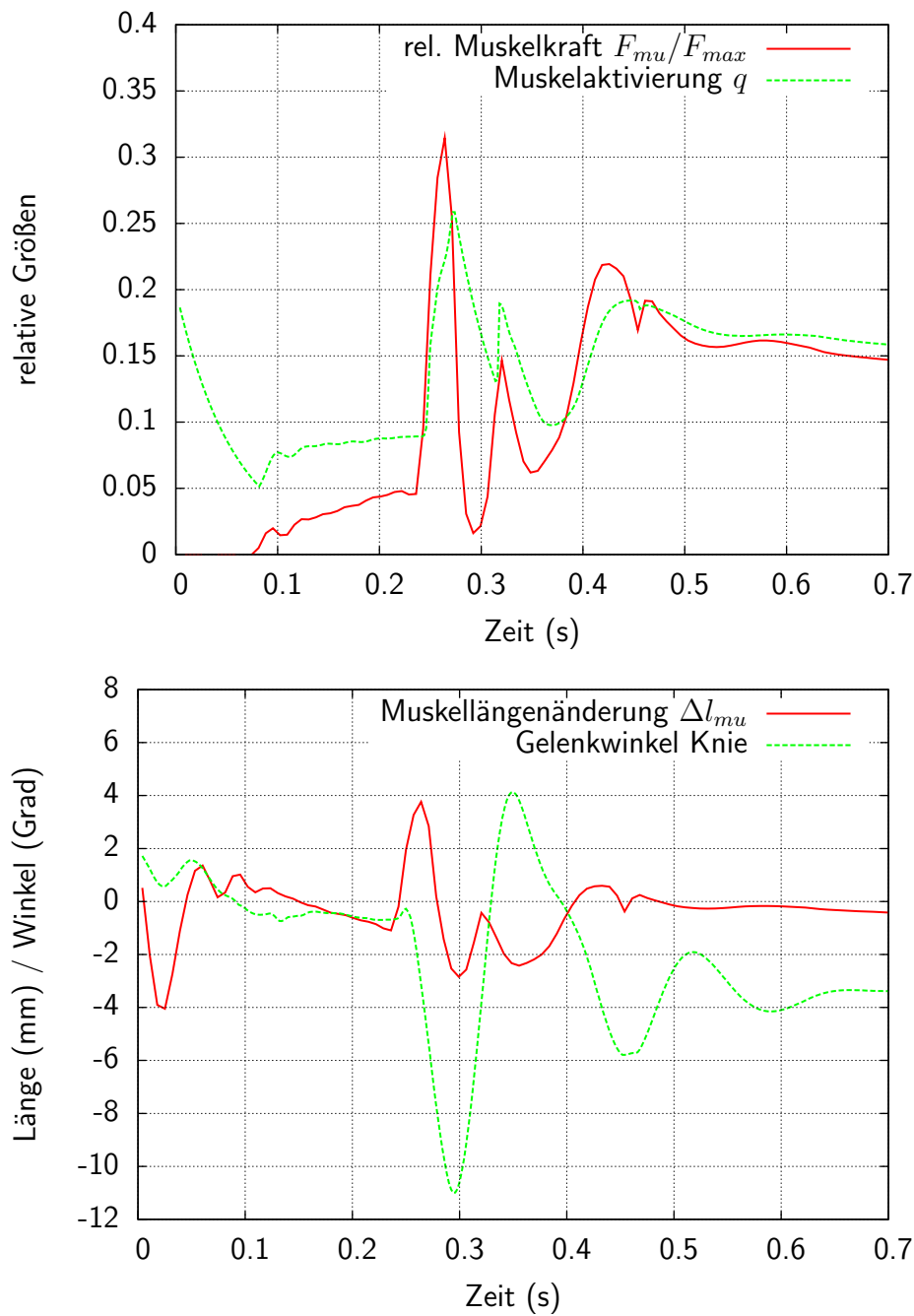


Abbildung 5.15: Verhalten des m. gastrocnemius während des Niedersprungs. Der Muskel fungiert als Beuger für das Kniegelenk. Das obere Bild zeigt die Aktivierung und die Kraftentwicklung des Muskels, das untere die Differenz Δl_{mu} der aktuellen Muskellänge zur der Muskellänge, die in der Mitte zwischen den extremalen Muskellängen liegt. Der m. gastrocnemius zieht auch über das obere Sprunggelenk. Der Kraftpeak beim Aufprall resultiert aus der Rotation des Fußes nach oben und der damit verbundenen Dehnung des Muskels.

chend gering, sieht man von der Zeit am Beginn des freien Falls ab. Insgesamt wird der *glutaeus maximus* immer dann aktiv (Abb. 5.12, oberes Bild), wenn der Oberkörper nach vorne kippt (Abb. 5.12, unteres Bild). Die Muskellänge korrespondiert gut mit dem Gelenkwinkel.

Der *m. iliacus* ist die meiste Zeit über aktiviert, bis auf den Zeitpunkt des stärksten Abbremsens. Er versucht, den gegenüber der Zielhaltung zu weit nach hinten gestreckten Oberkörper nach vorne zu beugen. Gut zu sehen ist, dass die Muskelaktivierung (Abb. 5.13, oberes Bild) dabei sehr stark von dem Gelenkwinkelverlauf (Abb. 5.13, unteres Bild) bestimmt wird. Auch hier korrespondiert spiegelbildlich die Muskellänge mit dem Gelenkwinkel. Nur beim Aufprall sieht man einen kurzen Einbruch der Muskellänge. Zu diesem Zeitpunkt $t = 0,247\text{s}$ wird das Hüftgelenk durch das schnelle Abbremsen kurzfristig um etwa 1 mm gestaucht (Abb. 5.13, unteres Bild). Dies verkürzt den Muskel um etwas diesen Betrag. Der *glutaeus maximus* zieht schräg über das Hüftgelenk, daher ist diese Längenänderung zum selben Zeitpunkt deutlich weniger ausgeprägt (Abb. 5.12, unteres Bild).

Die Ferse als PCM-Kontaktelement

Es lag nahe, für den Bodenkontakt (siehe Abschnitt 3.6.6) und damit auch die Ferse das gleiche Kontaktmodell PCM zu verwenden, wie für das Hüftgelenk. Die Parameter (siehe Tab. 3.8) wurden auf den Zweibeinstand abgestimmt. Für diesen beträgt die Eindringtiefe ca. 3 mm. Beim Zweibeinstand treten nur kleine Schwankungen der Bodenreaktionskraft auf (siehe Abb. 5.3). Die Verwendung der PCM-Bodenkontakte ist in diesem Fall unkritisch. Für sehr dynamische Bewegungen gilt das nicht.

Nicht unerwartet zeigt sich, dass das Kontaktmodell PCM in der vorliegenden Fassung das Fersenpolster nicht physiologisch korrekt modelliert. Das liegt daran, dass der Kontaktalgorithmus des PCM-Modells das Hooksche Gesetz verwendet, für das Fersenpolster aber ein nichtlineares Kraftgesetz gilt ((Gruber, 1987)). Verschiedene Modelle des Fersenpolsters sind in Abb. 5.16 (oberes Bild) dargestellt. Der PCM-Algorithmus (unteres Bild) liefert im Unterschied dazu eine merklich andere $F(s)$ -Kurve. Die beiden Bilder sind allerdings nicht unmittelbar vergleichbar, da den Kurven verschiedene Massen und Geschwindigkeiten zugrundeliegen. Im unteren Bild zu erkennen sind eine große Schleife und mehrere kleine, die in der Form der großen gleichen. Die große Schleife rührt von erstem Aufprall her, die anderen kleinen zeigen den Einschwingvorgang des Modells in die Ruhelage. Auffällig ist der lange fast lineare Kraftanstieg. Die Dämpfung für den PCM-Algorithmus ist sehr hoch eingestellt (siehe 3.8). Auch deshalb ist der Verlauf der Kurve sehr unphysiologisch. Für den unregelmäßigen Verlauf des unteren Abschnitts der großen Kurve konnte auf Grund des sehr komplexen Gesamtmodells keine einfache Erklärung gefunden werden. Dass im Laufe des Aufpralls kurzfristig eine Eindringtiefe von mehr als 4.5 cm auftritt, ist sehr unrealistisch. Würde man den Bodenkontakt jedoch steifer machen, würde der Stoß noch härter und kürzer ausfallen. Um PCM sinnvoll als Bodenkontakt verwenden zu können, muss es um die Möglichkeit, ein nichtlineares Kraftgesetz zu verwenden, erweitert werden. Alternativ muss der Bodenkontakt durch eine erweiterte Modellierung beschrieben werden. Wie schon erwähnt, geht es in dieser Simulation jedoch nicht primär um das Modellieren ei-

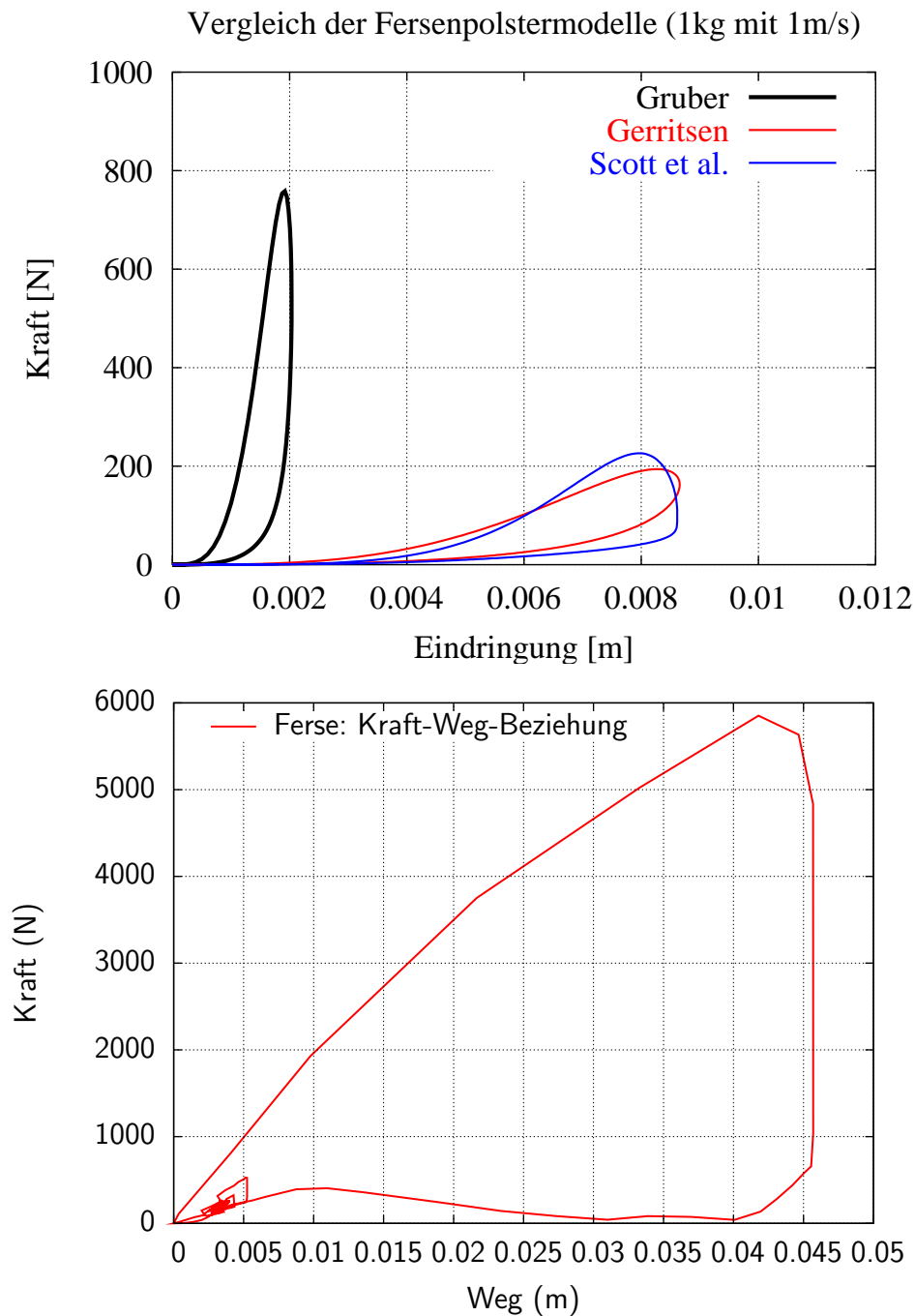


Abbildung 5.16: Vergleich der Fersenpolstermodelle. Im oberen Bild (aus (Keppeler, 2003)) sind die $F(s)$ -Kurven für verschiedene Fersenpolstermodelle dargestellt. Im unteren Bild ist die $F(s)$ -Kurve abgebildet, wie sie beim Niedersprung mit dem PCM-Kontaktalgorithmus entsteht. Die beiden Bilder sind nicht unmittelbar vergleichbar, da den Kurven unterschiedliche Massen und Geschwindigkeiten zugrunde liegen. Auch der PCM-Kontakt zeigt eine hohe Dämpfung, aber PCM arbeitet im Moment nur mit einem linearen Kraftgesetz und ist damit für eine physiologische Nachbildung des Fersenkontaktes nicht geeignet.

nes biologisch validen Niedersprungs, sondern um die Illustration der Möglichkeiten des Modells Anthropion insgesamt und um die Funktionalität des Kontaktmodells PCM.

Fazit

Der Abb. 5.10 ist zu entnehmen, dass der eigentliche Stoßvorgang in der Simulation etwa eine 10 ms dauert. Typischerweise erhält man bei Messungen Zeiten von 30 ms – 100 ms. Das liegt zum einen daran, dass der Kontaktalgorithmus des PCM-Modells das Hooksche Gesetz verwendet, für das Fersenpolster aber ein nichtlineares Kraftgesetz gilt ((Gruber, 1987)). Dies stört beim Stand nicht und generell auch nicht bei der Modellierungen, die ohne Bodenkontakte auskommen z. B. Schulter-Nackenmodelle ((Haslwanter et al., 2006)). Für eine realistischere Modellierung der Ferse und der anderen Bodenkontakte muss der PCM-Algorithmus um ein entsprechendes Kraftgesetz erweitert werden.

Zum anderen findet auch kein aktiver Sprung statt. Die Bewegungskontrolle zwingt das Modell über die einzige vorgegebene Zielhaltung die ganze Zeit über in eine starre aufrechte Haltung. Es kommt nur beim Aufprall zu Änderungen der Gelenkwinkel. Der Sprung wird vom Modell nach ca. 0,7 s als beendet angesehen. Nach ca. einer Sekunde fängt das Modell an umzufallen. Dies liegt jenseits des betrachteten Szenarios.

Für eine physiologisch valide Abschätzung der bei solch dynamischen Bewegungen in den Gelenken auftretenden Kräfte muss das Modell um Schwabbelmassen (siehe Abschnitt 2.1) erweitert werden. Der Stoß würde dadurch auf ca. die dreifache Dauer gedehnt und die Kraftspitzen würden entsprechend nur ein Drittel der in dieser Simulation erhaltenen betragen. Die beim Kontakt mit dem Boden auftretenden Kräfte liegen wie erwartet außerhalb des physiologischen Bereichs.

5.2.2 Die Druckverteilung beim Niedersprung

Für den Zeitraum um den Aufprall des Modells auf den Boden sind die Zeitverläufe einiger Parameter des als PCM-Kontakt modellierten Hüftgelenks dargestellt: die Kontaktfläche (Abb. 5.18), die Stauchung des Gelenks (Abb. 5.17) und die Zahl der Kontaktelemente der Pfanne, die den Kontakt zum Gelenkkopf bilden (Abb. 5.19). Wie schon erwähnt sorgt die Muskelverspannung dafür, dass bereits ohne Gewichtsbelastung des Gelenks ein gewisser Kraftschluss vorhanden ist. Dieser schlägt sich nieder in einer Kontaktfläche von um die 14 cm und ca. 425 Kontaktelementen, sowie einer Stauchung des Gelenks um weniger als 0,1 mm. Die Schwankung der Kontaktfläche und der Kontaktelemente zeigt, dass hier noch Spielraum für Optimierungen besteht, sei es durch eine Weiterentwicklung des PCM-Kontakt-Modells oder durch eine andere Approximation der gewünschten Kontaktfläche mittels der Polygonkontaktflächen. Es darf jedoch nicht übersehen werden, dass das Modell eines Kontaktes aus einer konvexen und einer konkaven kugelförmiger Gelenkflächen wie beim Hüftgelenk für jeden Kontaktalgorithmus eine große Herausforderung darstellt. Ebenso spielt die Tesselierung der Flächen eine gewisse Rolle. Die gewichtete Eindringtiefe schwankt demgegenüber

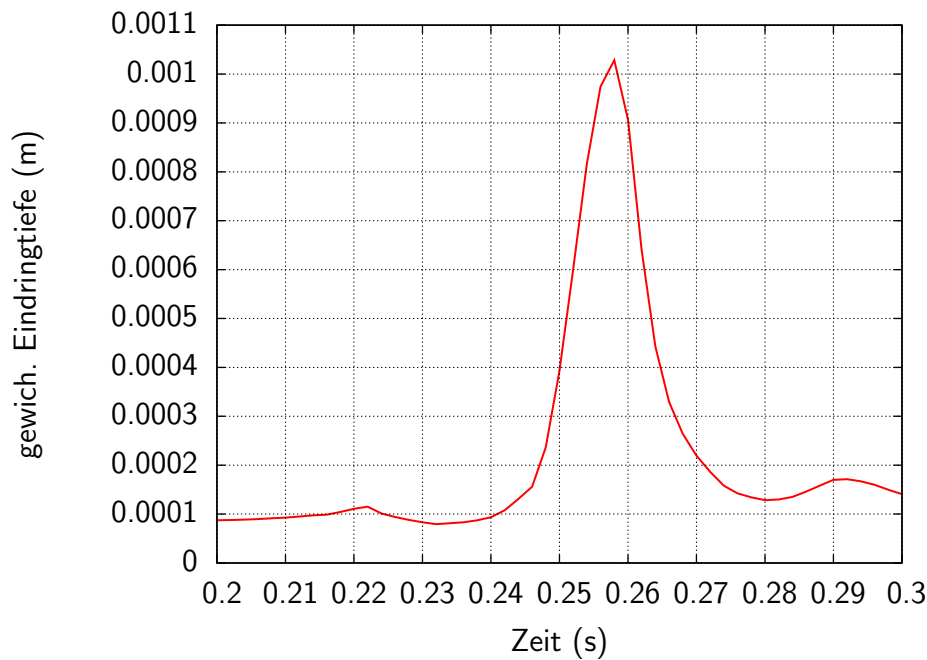


Abbildung 5.17: Niedersprung: zeitlicher Verlauf der Stauchung des PCM-Modells des Hüftgelenks. Die gewichtete Eindringtiefe der Kontaktflächen ineinander kann als über die Kontaktfläche gemittelter Abstand der beiden Flächen zueinander aufgefasst werden.

fast nicht. Ab dem Aufprallzeitpunkt bei 0,246 s zeigt sie einen starken Anstieg bis zum Maximum, welches bei ca. 0,256 s liegt, um dann wieder stark abzufallen. Die Eindringtiefe bleibt etwas höher, da nun der Oberkörper auf dem Gelenk zusätzlich lastet. Die Kontaktfläche und die Zahl der am Kontakt beteiligten Elemente nehmen ihr Maximum erwartungsgemäß ebenfalls zur gleichen Zeit wie die gewichtete Eindringtiefe an. Die Kontaktfläche und auch die Zahl der Kontaktelemente nehmen anschließend aber nicht so schnell ab. Sie sorgen dafür dass die Druckverteilung sehr rasch auf niedrige Werte zurückgeht obwohl die Gelenkkraft (Abb. 5.10) weniger schnell zurückgeht. Verantwortlich für dieses Verhalten sind die im PCM-Modell implementierten normalen und tangentialen Reibungskräfte.

In den nachfolgenden Abbildungen ist die zeitliche Abfolge der Druckverteilungen im linken parametrisierten sphärischen Hüftgelenk dargestellt ab dem Zeitpunkt 0,246 s nach Beginn des Niedersprungs, also knapp vor dem Auftreffen des Modells auf den Boden, bis zum Zeitpunkt 0,274 s, an dem die Belastung des Hüftgelenks wieder stark zurückgegangen ist. Das Schema der Abbildungen ist das gleiche, wie das in Abschnitt 5.1.2 beschriebene mit der Ausnahme, dass Gelenkkopf und Gelenkpfanne nicht mehr einander gegenübergestellt sind.

Die ersten zwei Bilder zeigen die Druckverteilung im Hüftgelenk bevor das Modell Kontakt mit dem Boden hat. Man sieht, dass auch ohne äußere Gewichtskräfte die Lage- und Muskelregulierung für eine gewisse muskuläre Verspannung des Gelenks sorgt. Im Vergleich zum

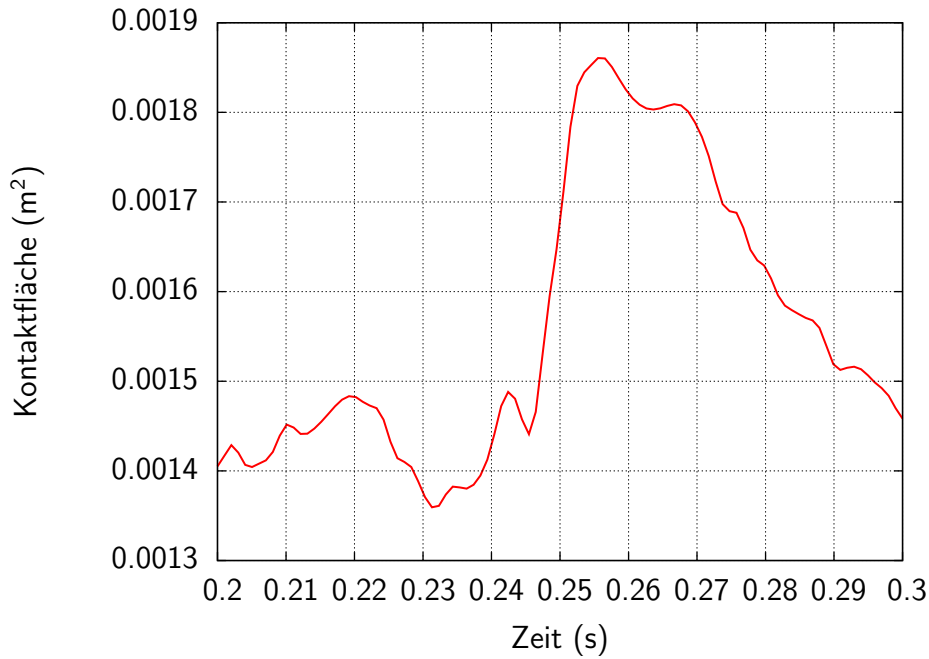


Abbildung 5.18: Niedersprung: zeitlicher Verlauf der Kontaktfläche im PCM-Modell des linken Hüftgelenks während der Stoßphase. Zur besseren Detaildarstellung ist nur der interessante Zeitraum rund um die Stoßphase, von 0,2s – 0,3s gezeigt.

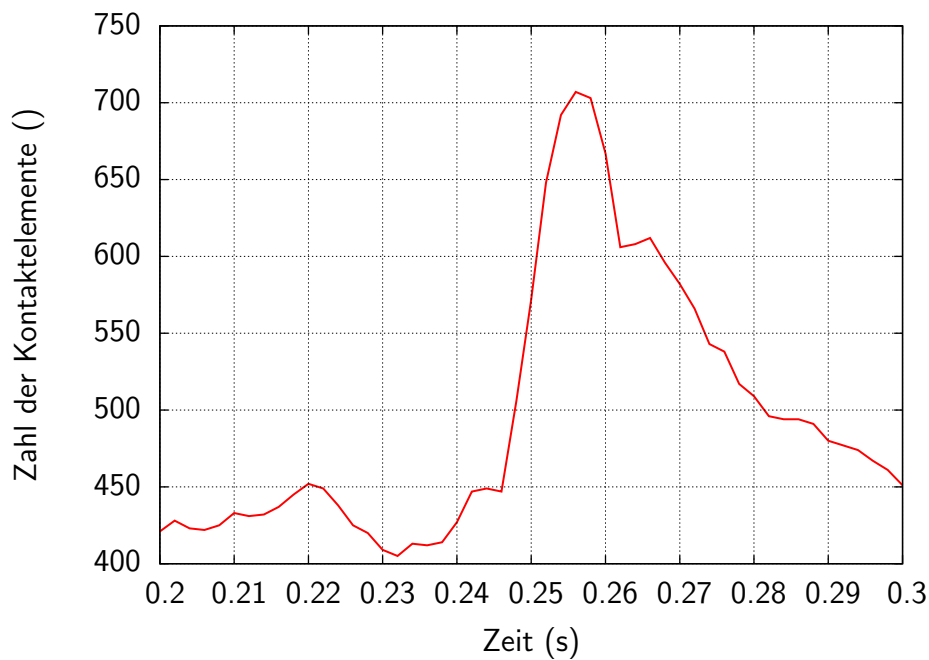


Abbildung 5.19: Niedersprung: zeitlicher Verlauf der Zahl der Kontaktelemente in der Hüftpfanne, über die im PCM-Modell des Hüftgelenks die Kraftübertragung auf den Gelenkkopf geschieht. Zur besseren Detaildarstellung ist nur der interessante Zeitraum rund um die Stoßphase, von 0,2s – 0,3s gezeigt.

Zweibeinstand erkennt man, dass die Gelenkkraft hier mehr von außen nach innen zieht als dort. In den nächsten sechs Bildern ist zu sehen, wie während der Abbremsung des Modells durch den Boden der Druck stärker wird und die belastete Fläche zunimmt. Dabei sinkt der Gelenkkopf etwas in die Pfanne ein, wie man besonders an den Abbildungen der Pfanne an deren farbigem Saum am oberen Rand erkennen kann. Diese Durchdringung bewirkt auch eine schärfere weniger ausgefranste Begrenzung der Druckverteilung, und dies überall und nicht nur da, wo diese durch den oberen Pfannenrand vorgegeben ist. Bei so hohen Gelenkkraften wird die gesamte für die Kraftübertragung in die gegebene Richtung zur Verfügung stehende Fläche von Kopf und Pfanne auch genutzt. Auf den nächsten vier Bildern ist zu sehen, wie bei nachlassender Gelenkkraft der Druck abnimmt, in geringerem Maße auch die Kontaktfläche, und die Durchdringung der beiden Kontaktflächen zurückgeht. Auf den letzten sechs Bildern sieht man, wie sich die Druckverteilung langsam einpendelt. Die Ähnlichkeit der Druckverteilung zu der im geregelten Zweibeinstand ist erwartungsgemäß groß. Die Übereinstimmung ist aber nicht hundertprozentig, da das Modell hier eine andere Haltung einnimmt, da sich die Lageregelung vom Zweibeinstand unterscheidet.

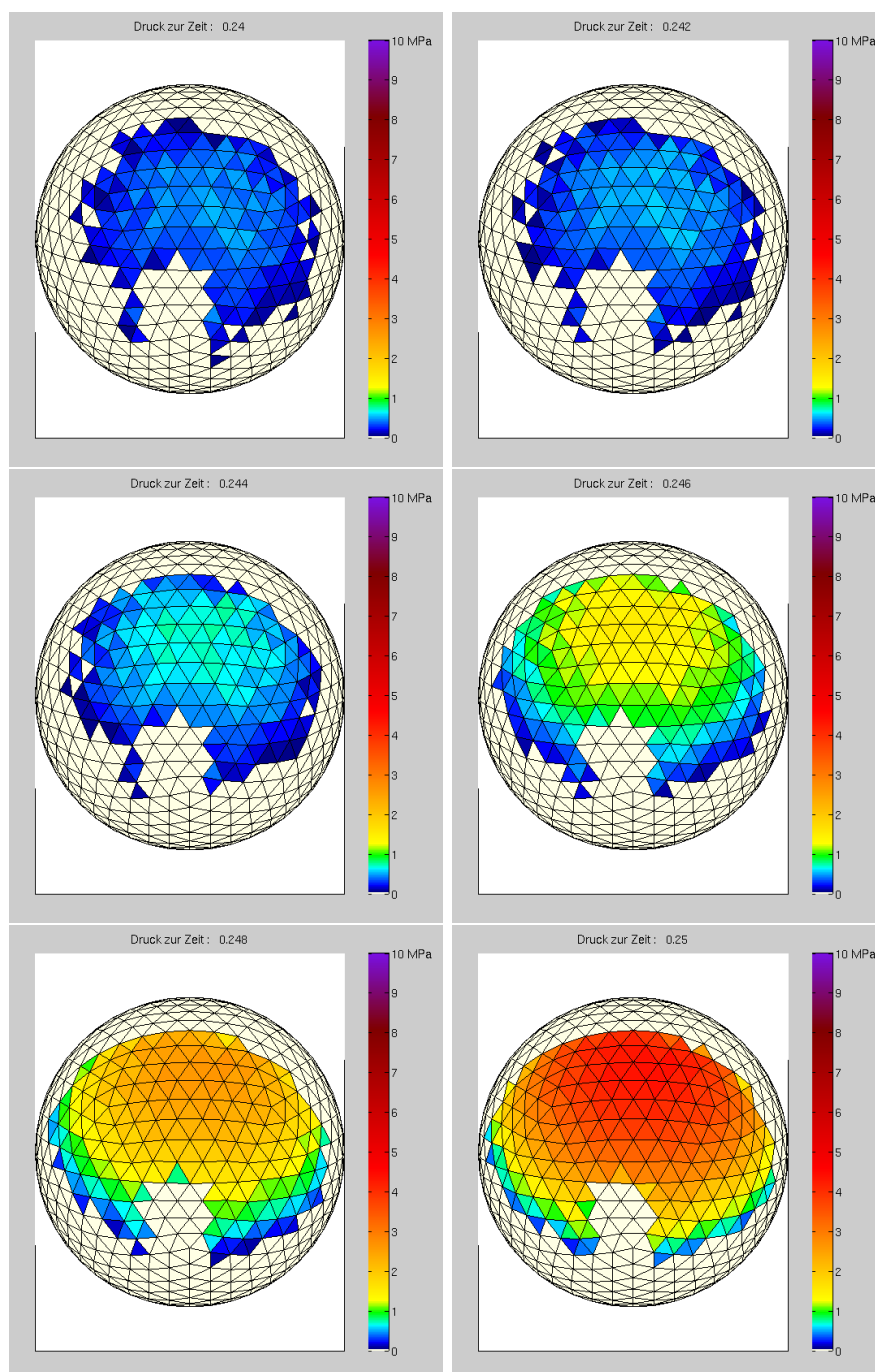


Abbildung 5.20: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

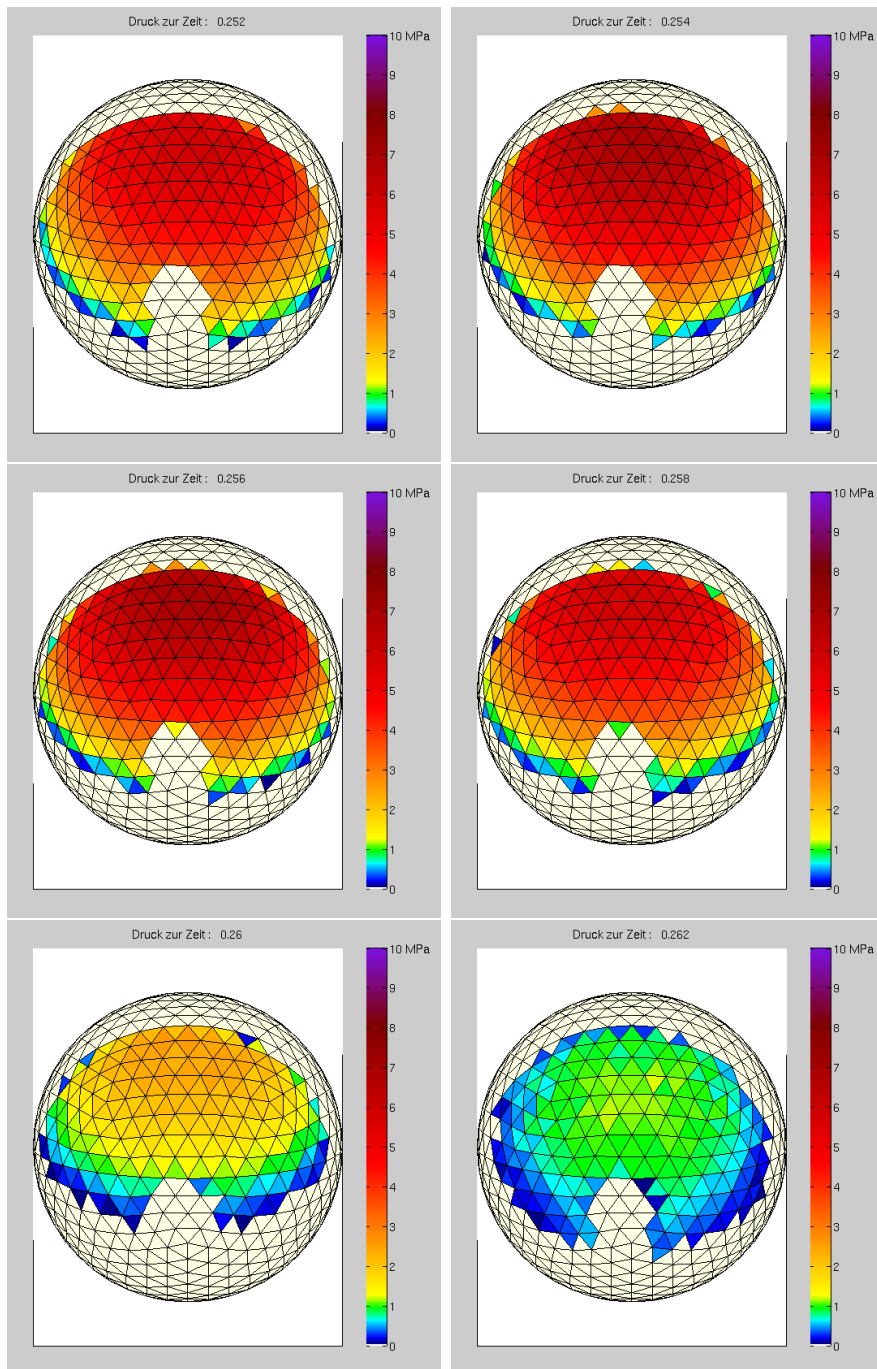


Abbildung 5.21: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

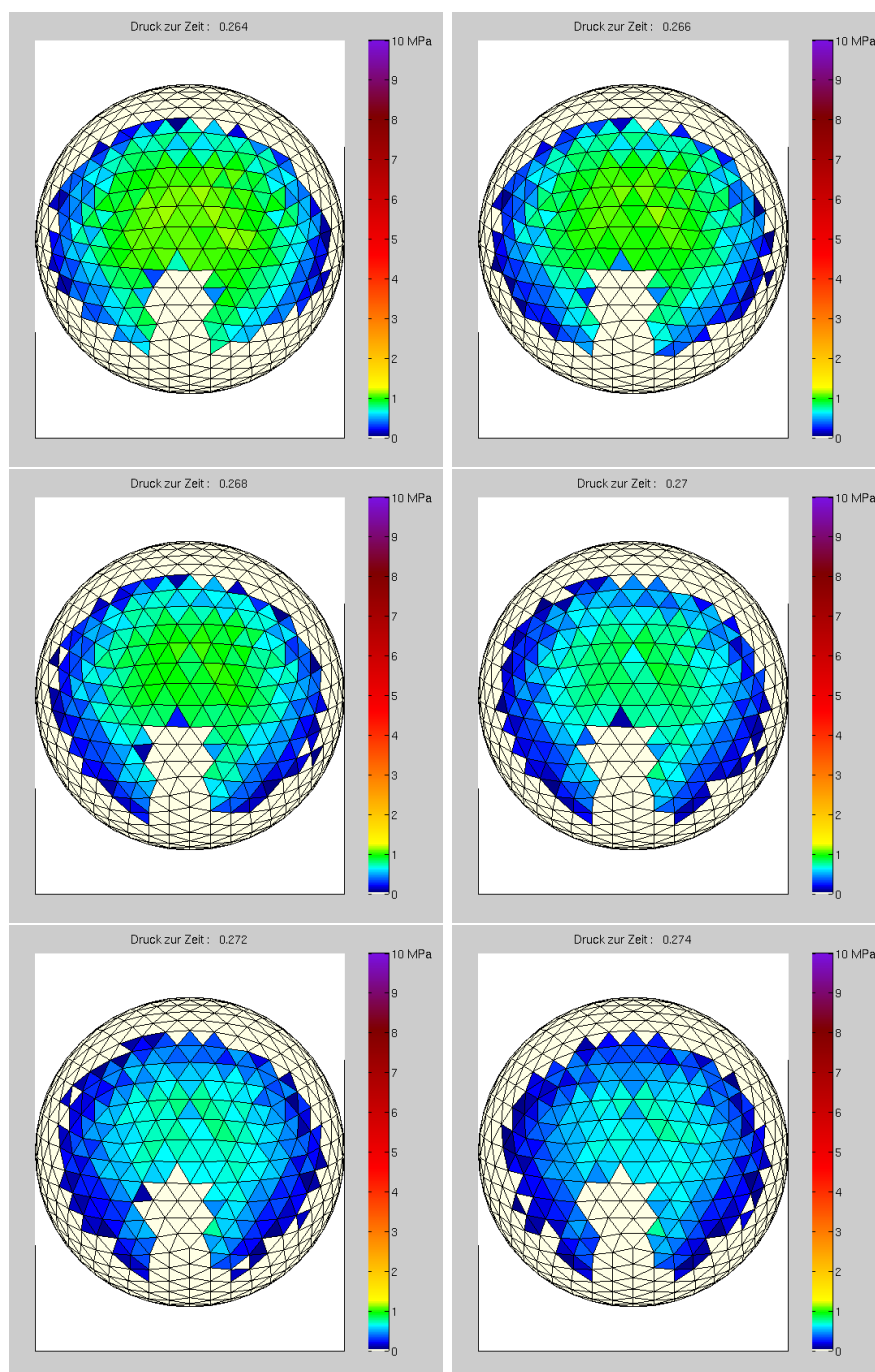


Abbildung 5.22: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

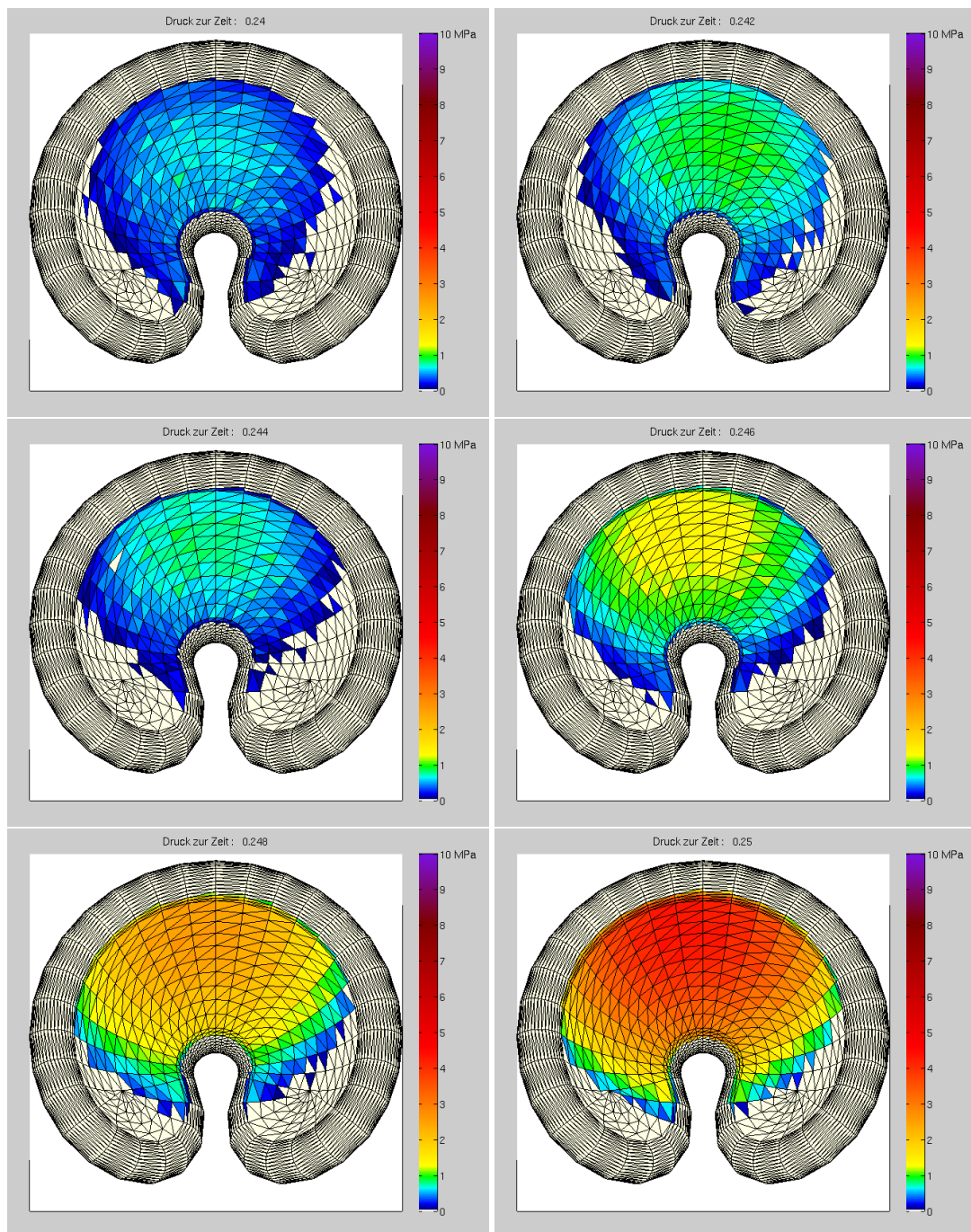


Abbildung 5.23: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

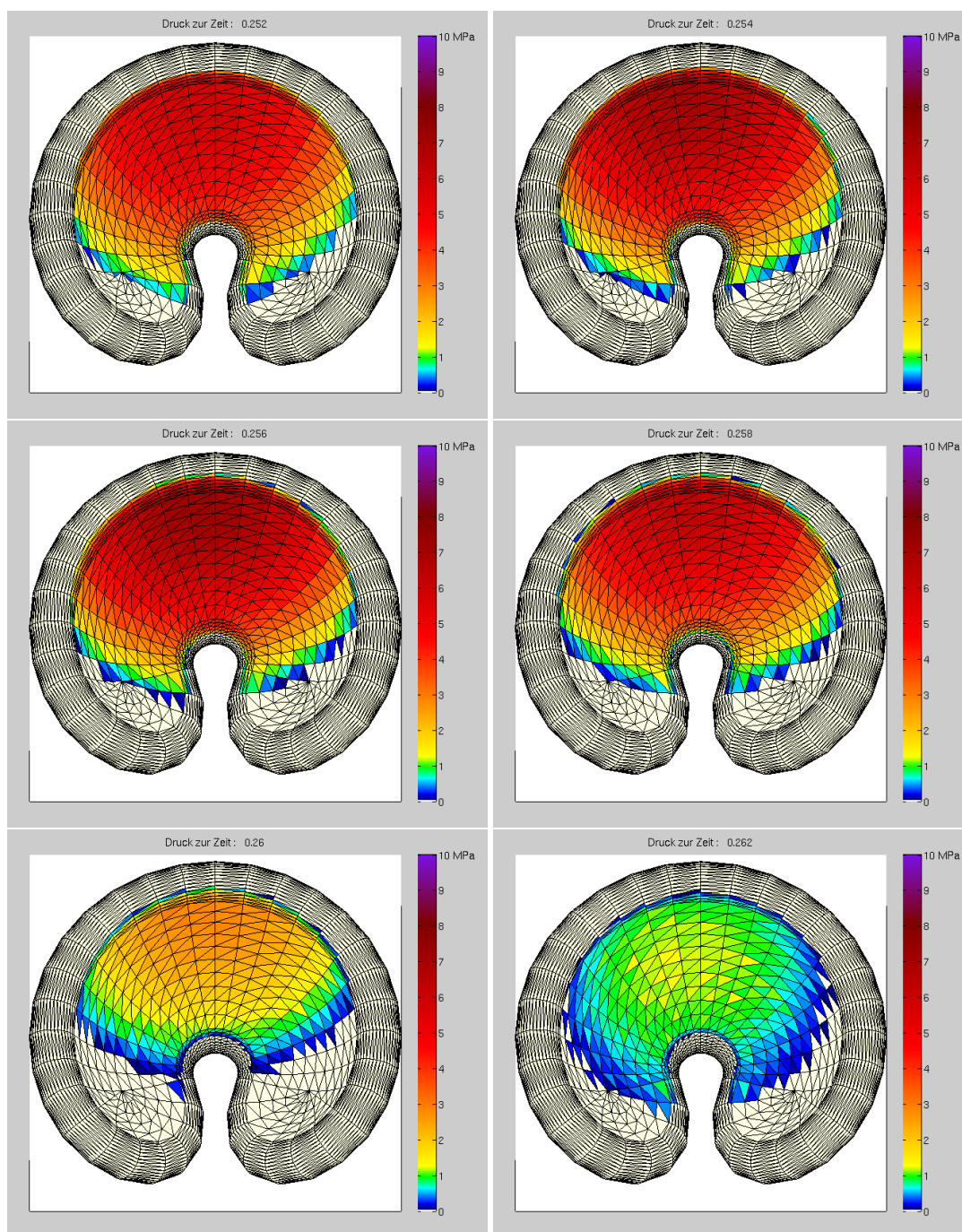


Abbildung 5.24: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

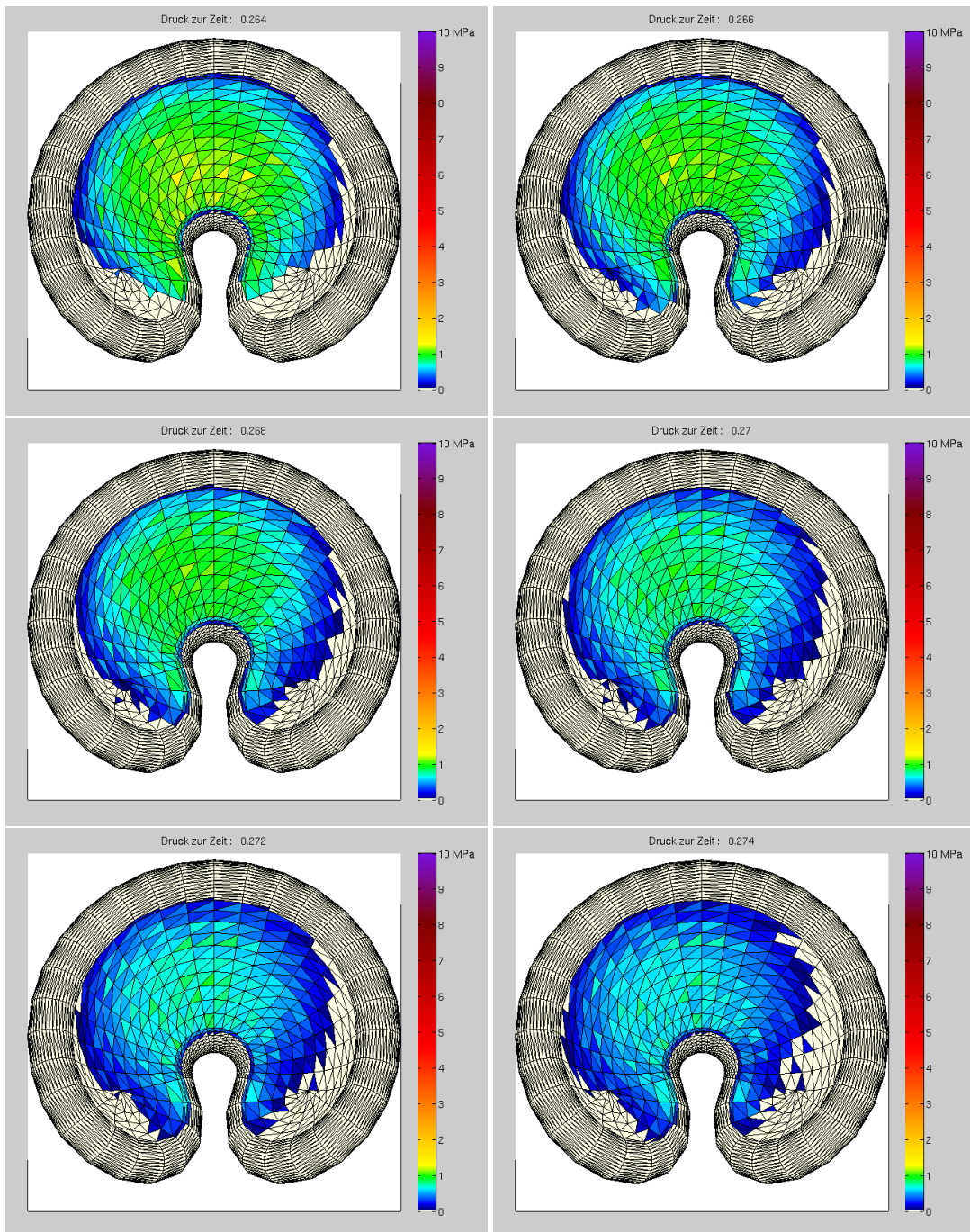


Abbildung 5.25: Druckverteilung in der linken parametrisierten sphärischen Hüfte beim Niedersprung. Die Abbildungen werden im Abschnitt 5.2.2 (S. 126) besprochen.

Kapitel 6

Diskussion und Ausblick

Die 3D-Muskel-Skelett-Modellierung ist ein sehr komplexes Gebiet. Viele seiner Aspekte sind Gegenstand aktueller Forschung, darunter die Synthese realistischer Bewegungsformen und die Belastung von Gelenken bei unterschiedlichen Bewegungen. Mit dem im Rahmen der vorliegenden Arbeit erstellten dreidimensionalen Computermodell Anthropion wurde die Grundlage und Voraussetzung geschaffen, diese beiden Aspekte zu verbinden. Dazu werden mittels einer den Strukturen des zentralen Nervensystem nachgebildeten übergeordneten Lageregelung Steuerimpulse für die Modell-Muskeln generiert, welche ihrerseits wieder entsprechend dem eingebauten Muskelmodell das Skelettmodell bewegen und so die Synthese realistischer Bewegungen des Modells erlauben. Insbesondere ist es damit möglich, die Auswirkung der so erzeugten Bewegungen auf die Gelenkbelastung zu untersuchen. Herauszuheben ist, dass das Modell die Untersuchung der Druckverteilung in Gelenken im Zuge einer Vorwärtssimulation erlaubt. Andere Modelle gestatten dies nur für Rückwärtssimulationen, was eine wesentliche Einschränkung darstellt.

Anhand zweier Fallbeispiele wurde die Funktionsfähigkeit des Modells demonstriert und seine Anwendbarkeit auf die beschriebenen Fragestellungen. Im Falle der Untersuchung des geregelten Zweibeinstandes wurde im vorangegangenen Kapitel gezeigt, dass das Modell in der Lage ist, mit verschiedenen Hüftgelenkgeometrien umzugehen. Der simulierte Zweibeinstand konnte bereits mit einer einfachen Lageregelung problemlos über eine halbe Minute hinweg stabil gehalten werden. Dabei lagen alle Parameter des Modells sehr deutlich im physiologisch sinnvollen Bereich, sowohl die mechanischen Parameter wie Kräfte und Bewegungen aller Körperteile des Modells als auch die steuerungsspezifischen wie die Muskelaktivierung. Die erhaltene Druckverteilung im Hüftgelenk entspricht ganz den Erwartungen und stimmt mit den Literaturwerten sehr gut überein.

Mit der Simulation eines pathologischen Niedersprungs aus 30 cm Höhe mit gestreckten Knien wird zum einen illustriert, dass das Modell auch die Möglichkeit bietet auf Situationen zu extrapolieren, welche Messungen, aus welchen Gründen auch immer, nicht zugänglich sind. Zum anderen wird das Verhalten des mittels eines Kontaktmodells modellierten Hüftgelenkes bei hoher Dynamik demonstriert. Dieses tritt im relativ

bewegungsarmen Zweibeinstand nicht in Erscheinung, ist aber bei der Simulation dynamischer Bewegungen wie Laufen relevant. Hier zeigt sich allerdings auch, dass die Implementierung von Schwabbelmassen in das Modell geboten ist, um auch für die Simulation von Bewegungsabläufen mit hoher Dynamik realistischere Ergebnisse zu erzielen.

Das verwendete Kontaktmodell PCM, das ein Gelenk nachbildet, welches aus zwei Starrkörpern besteht, deren Kontaktflächen mit einer elastischen Knorpelschicht beschichtet sind, verhält sich in beiden vorgestellten Fallbeispielen erwartungsgemäß. Lediglich bei sehr dynamischen Bewegungen scheint die Dämpfung gegenüber der Realität etwas geringer zu sein.

Ein Vorteil des vorgestellten Modells ist sein modularer Aufbau mit klar definierten Schnittstellen. Es ist ohne großen Aufwand möglich, z.B. das verwendete Muskelmodell gegen ein anderes Muskelmodell auszutauschen. Wesentlich interessanter, aber ungleich aufwändiger, wäre der Austausch der einfachen Lageregelung für den Zweibeinstand gegen eine Lageregelung für den Einbeinstand oder sogar eine Steuerung für den Gang. Der Aufwand liegt dabei nicht in dem notwendigen Austausch der Lageregelungen, was von Anthropion gut unterstützt wird, sondern an der generellen Problemstellung, eine Bewegungssteuerung für ein dreidimensionales MKS-Modell mit über 200 Freiheitsgraden zu erstellen, welche realitätsnahe Bewegungsmuster synthetisiert. Genau dies ist aber das angestrebte Ziel. Die Verwirklichung einer solchen Bewegungssteuerung würde es ermöglichen, die Belastung der als Kontaktmodell implementierten Gelenke bei natürlichen Bewegungen genauer zu untersuchen.

Anhang A

Zusammenhang zwischen MPa, kg und cm²

Der Zusammenhang zwischen der von einer Masse m auf eine Fläche A ausgeübten Gewichtskraft F und dem dadurch auf der Fläche erzeugten Druck p ist gegeben durch

$$p = \frac{F}{A} = \frac{mg}{A} \quad , \quad (\text{A.1})$$

wobei g die Erdbeschleunigung ist.

Nach

$$1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa} = \frac{10^6 \text{ N}}{\text{m}^2} = \frac{10^6 \text{ N}}{10^4 \text{ cm}^2} = \frac{100 \text{ N}}{\text{cm}^2} \approx \frac{10 \text{ kg} \frac{\text{m}}{\text{s}^2}}{\text{cm}^2} \quad (\text{A.2})$$

erzeugt somit eine Masse von ca. 10 kg, die auf einer horizontalen Fläche von 1 cm² lastet, auf letzteren einen Druck von 1 MPa.

Rechenbeispiel:

Das Hüftgelenk eines 64 kg schweren Menschen, das im Zweibeinstand mit 75 % des Gesamtkörpergewichtes belastet wird, sieht eine Last von 48 kg. Verteilt sich diese Last gleichmäßig auf 14,4 cm² (ein nicht ganz gesunder Wert, aber gut zu rechnen), ruhen auf jedem Quadratzentimeter 3 kg, was näherungsweise einem Druck von 0,31 MPa entspricht.

Anhang B

Modelldaten von Anthropion

Gelistet sind im folgenden die wichtigsten Daten des in der Arbeit erstellten Modells Anthropion. Grundlage der Daten ist ein von Programm calcman generierter anthropometrischer Datensatz für einen männlichen Menschen der Größe 1,73 m und der Masse von ca. 64 kg. Die Massen der einzelnen Körpersegmente lauten wie folgt:

Körpersegment	Segmentname	Masse (in kg)
Kopf	head	2.2335
Hals	neck	1.0657
Brust	thorax	14.914
Bauch	lumbus	8.7119
li. / re. Oberarm	uparm	2.0000
li. / re. Unterarm	foarm	1.3795
li. / re. Hand	hand	0.40145
Becken	pelvis	9.03745
li. / re. Femur	femur	6.57013
li. / re. Tibia	tibia	2.836
li. / re. Patella	patella	0.01449
li. / re. Talus	talus	0.182
li. / re. Calcaneus	calcn	0.65303
li. / re. Fuß ohne Talus und Calcaneus	toes	0.08684
Summe: beide Beine:		20.511
Summe: Oberkörper mit Becken		43.525

Tabelle B.1: Liste der Massen der in Anthropion verwendeten Körpersegmente.

Anhang C

Zur Muskelkraftberechnung

C.1 Die Muskelkraftroutinen

Im Folgenden sind die Muskelkraftroutinen in fortranähnlichem Pseudocode aufgelistet. In der Routine `uforce30.f` (Listing C.1) erfolgt die Berechnung der Muskelkraft, die mit Hilfe der Routine `uforce31.f` (Listing C.3) auf die Segmentstellen, zwischen denen der Muskel von einem Segment zum nächsten verläuft, aufgebracht wird. Zu besseren Übersicht sind die Teile der Routine `uforce30.f`, in denen die eigentliche Kraftberechnung stattfindet, in Listing C.2 für den masselosen und in Listing C.4 für den massebehafteten Fall aufgelistet.

```

1 C =====
2 C  Kraftelement Nr. 30 zur Berechnung der Kraft im Muskel
3 C  =====
4 SUBROUTINE UF40(marker_from,      ! nicht genutzt
5                marker_to,        ! nicht benutzt
6                muskelparameter,  ! Alle Muskelparameter
7                muskelmarker,     ! Verlauf des Muskels
8                kontroll_par)     ! zur Steuerung der
9                                ! Berechnung
10
11 C  16 Muskelparameter existieren, z.B. F_sum, l_see_0, etc.
12 DOUBLE PRECISION muskelparameter(16)
13
14 C  Ein Muskel kann bis zu neun Abschnitte umfassen.
15 C  Die Muskelmarker sind über ihre eindeutigen
16 C  Identitätsnummern angegeben.
17 INTEGER muskelmarker(10)
18
19 C  Über diese Steuerungsparameter kann das Verhalten der
20 C  Routine beeinflusst werden. Festgelegt wird u.a.:
21 C  masselose oder massebehaftete Muskelmodell, Interpretation
22 C  des Eingabewertes als Lambda-Wert, Muskelstimulation oder
23 C  als Aktivierung.
24 DOUBLE PRECISION kontroll_par(5)
25
26 C  Initialisierungen
27 C  ...
28
29 C  Integrationszustand l_ce holen

```

```

30     l_ce = st(1)
31
32 C .....
33 C Alle Längen im Muskel berechnen
34     l_mu = summe_aller_muskelmarker_laengen(muskelmarker)
35     l_se = l_mu - l_ce
36
37 C .....
38 C Aktivierungsdynamik berechnen
39
40 C Steuerung über Vorgabe von Lambda (EPH)
41 C STIM und q berechnen.
42     if (kontroll_par(1) .eq. lambda_input) then
43         STIM = calculate_stim(muskelparameter)
44         q = calculate_aktivisation(STIM)
45     endif
46
47 C Steuerung über Vorgabe der Stimulation STIM.
48 C nur q berechnen.
49     if (kontroll_par(1) .eq. aktivierung_input) then
50         q = calculate_aktivisation(muskelparameter)
51     endif
52
53 C Steuerung über Vorgabe der Muskelaktivierung q.
54 C nichts berechnen, q wird direkt gegeben.
55     if (kontroll_par(1) .eq. aktivierung_input) then
56         q = muskelparameter(16)
57     endif
58
59 C .....
60 C Muskelkraft F_ce, Geschwindigkeit v_ce und ggfs. a_ce
61 C berechnen.
62
63 C Massebehaftetes oder masseloses Modell verwenden?
64     if (kontroll_par(2) .eq. mit_masse) then
65         muskelkraft = kraft_mit_masse(muskelparameter)
66     else
67         muskelkraft = kraft_ohne_masse(muskelparameter)
68     endif
69
70     RETURN muskelkraft

```

Listing C.1: Die Kraftroutine `uforce30.f` berechnet die im gesamten Muskel herrschende Kraft F_{mu}

```

1 C =====
2 C Die Routine ist hauptsächlich mit der Berechnung von v_ce
3 C beschäftigt, welches als Zustandsableitung von l_ce an den
4 C Integrator übergeben wird.
5 C =====
6 SUBROUTINE kraft_ohne_masse(muskelparameter)
7
8 C .....
9 C Federkräfte berechnen
10 F_se = calc_F_se(muskelparameter)
11 F_pe = calc_F_pe(muskelparameter)
12
13 C F_ce ist bereits berechnet
14 F_ce = F_se - F_pe
15
16 C .....
17 C v_ce berechnen
18
19
20 C Alle Muskelzustände außerhalb normalen Arbeitsbereichs
21 C geeignet versorgen.
22 C ...
23
24 C konz. oder exz. Bewegung
25 if (F_ce .le. F_ce_isom) then
26     v_ce = v_ce_konz(muskelparameter)
27 else
28     v_ce = v_ce_exz(muskelparameter)
29 endif
30
31 C .....
32 C Ableitung von l_ce an Integrator zurückgeben.
33 std(1) = v_ce
34
35 RETURN F_ce

```

Listing C.2: Dieser Teil der Kraftroutine aus `uforce30.f` berechnet die Muskelkraft im masselosen Muskelmodell

```

1 C =====
2 C Kraftelement 31: Aufbringen der Kraft zwischen zwei Körper
3 C =====
4 SUBROUTINE UF31(marker_from, ! Marker auf einem Körper
5                 marker_to,   ! Marker auf anderem Körper
6                 muskelname)   ! Muskelzugehörigkeit
7
8 C Muskelkraft von Routine holen, die die Muskelkraft für den
9 C angegebenen Muskel berechnet hat
10 kraft_betrag = hole_kraft_von_UF30(muskelname)
11
12 C Aus Kraftbetrag und Verbindungsvektor zwischen den beiden
13 C Markern den Kraftvektor erstellen, und im
14 C Koordinatensystem des from-Marker ausdrücken.
15 vec_from_to = pos(marker_to) - pos(marker_from)
16 vec_kraft = vec_from_to * kraft_betrag / norm(vec_from_to)
17 muskelkraft = transform_nach_marker_i(vec_kraft);
18
19 RETURN muskelkraft

```

Listing C.3: Die Kraftroutine `uforce31.f` bringt die in `uforce30.f` berechnete Muskelkraft auf zwei Körper auf

```

1 C =====
2 C Die Routine berechnet F_ce und daraus die
3 C Zustandsableitung a_ce des Zustand v_ce.
4 C =====
5 SUBROUTINE kraft_mit_masse(muskelparameter)
6
7 C .....
8 C weitere Zustandsvariablen des Muskels holen
9   v_ce = st(2)
10
11 C .....
12 C Federkräfte berechnen
13   F_se = calc_F_se(muskelparameter)
14   F_pe = calc_F_pe(muskelparameter)
15
16 C .....
17 C F_ce berechnen
18
19 C Alle Muskelzustände außerhalb normalen Arbeitsbereichs
20 C geeignet versorgen.
21 C ...
22
23 C konz. oder exz. Bewegung
24   if (v_ce .le. 0.) then
25     F_ce = F_ce_konz(muskelparameter)
26   else
27     F_ce = F_ce_exz(muskelparameter)
28   endif
29
30 C .....
31 C 2. Ableitung von l_ce berechnen, auf Basis von F_ce.
32   a_ce = (F_se - F_ce - F_pe) / mass_mu
33
34 C Im massebehafteten Fall enthält der Muskel zwei innere
35 C Zustände
36   std(2) = a_ce
37   std(1) = v_ce
38
39   RETURN F_ce

```

Listing C.4: Dieser Teil der Krafroutine aus `uforce30.f` berechnet die Muskelkraft im massebehafteten Muskelmodell

C.2 Ein- und Ausgabedaten der Muskelkrafttroutinen

C.2.1 uforce30.f

Die Ausgabeparameter der `uforce30.f` sortiert nach der Parameternummer.

Nummer	Größe	Bemerkungen
1	<code>abs(F_mu)</code>	Kontrollparameter
2	<code>err</code>	
3	<code>errno</code>	
4	<code>F_CE_law</code>	
5	<code>par(97)</code>	
		Kinematik: Muskelkräfte
6	<code>F_ce + F_pe</code>	Muszellängen
7	<code>F_se</code>	
8	<code>F_pe</code>	
9	<code>F_ce</code>	
10	<code>l_mu</code>	
11	<code>l_se</code>	Muskelgeschwindigkeiten
12	<code>l_ce</code>	
13	<code>v_mu</code>	
14	<code>v_mu - v_ce</code>	
15	<code>v_ce</code>	
		Steuerung: Muskelaktivierung
16	<code>q</code>	q' oder gamma' nur Lambda-Steuerung
17	<code>std(2)</code>	
18	<code>Stim</code>	nur Hatze
19	<code>rho</code>	für Testzwecke
20	<code>gamma</code>	
28	<code>F_ce_isom - F_ce</code>	Kraftänderungen bei Längenänderung
29	<code>F_ce_isom</code>	
30	<code>F_isom</code>	
31	<code>C_1</code>	
32	<code>C_2</code>	
33	<code>C_3</code>	
34	<code>C_4</code>	
35	<code>dF_se_dl</code>	
36	<code>dF_pe_dl</code>	Grenzen / numerische Parameter
37	<code>v_max_n</code>	
38	<code>dv_dF_max</code>	
39	<code>dv_ce_dF_ce_exz</code>	
40	<code>F_limit</code>	
41	<code>F_offset</code>	
42	<code>v_limit</code>	

C.2.2 Fehlernummern der detektierten Fehler in der UF30.f

FEHLERNUMMER (ERRNO)	ERROR CONDITION (FEHLERZUSTAND?)
1	$l_{see0} = 0$
2	$(U_{see,l} = 0) \&\& (U_{see,q} = 0)$
3	In Fkt UF30_1_mu: Fehler in call SPCK_AV_DXYZ()
4	In Fkt UF30_v_mu: Fehler in call SPCK_AV_VXYZ()
5	l_{ce} über Überlappbereich aber $F_{see} \neq F_{pee}$

Anhang D

Quick Release Simulation

Die Validierung des im Anthropion-Modell verwendeten Muskelmodells gegenüber dem in Günther (1997), Günther und Ruder (2003) vorgestellten erfolgte über den Vergleich simulierter Quick Release Experimente. Als Versuchsmodell diente ein Ersatzmuskel, dessen Eigenschaften denen der Wadenmuskel eines neugeborenen Ferkels nachgebildet sind, wie sie in Wank (2000) beschrieben und gemessen wurden. Untersucht wurden unterschiedliche Fälle der konzentrischen und exzentrischen Bewegung, Übergänge zwischen diesen beiden Fällen sowie der Fall des überstreckten Muskels. Die Ergebnisse, die unter SIMPACK mit den beiden als SIMPACK-Benutzeroutine implementierten Muskelmodellen, dem masselosen und dem massebehafteten, gewonnen wurden, wurden mit den unter simsys erhaltenen verglichen. Erwartungsgemäß gab es keine Unterschiede.

Die unveränderlichen Muskelparameter für diese Simulationen sind in Tabelle D.1 aufgelistet. Für die Simulation der konzentrischen und exzentrischen Bewegungen wurde die Masse m des Probegewichts wurde so gewählt, dass in der Gleichgewichtslage des Systems (Tabelle: D.2) die Länge l_{ce} des CE 86 % der optimalen Länge $l_{ce,opt}$ des CEs beträgt. Die Anfangslänge $l_{ce,init}$ wurde so gewählt, dass l_{ce} immer kleiner als $l_{ce,opt}$ bleibt.

SEE:

Größe	$l_{see,0}$	$U_{see,q}$	$U_{see,l}$	F_{sum}
Einheit	m			N
Wert	0.04	0.03	0.0	30.0

PE:

Größe	l_{start}	$F_{pee,max}$
Einheit		
Wert	1.2	2.0

CE:

Größe	F_{max}	$l_{ce,opt}$	$width$	A_{rel}	B_{rel}	$F_{max,exz}$	$slope_{fac}$	pa
Einheit	N	m			1/s			
Wert	30.0	0.015	0.56	0.5	4.0	1.8	2.0	0.0

Tabelle D.1: Die unveränderlichen Muskelparameter für alle Quick Release Simulationen. Die Muskelparameter sind in 3.4 erklärt.

Größe	F_{mu}, F_{ce}, F_{se}	l_{mu}	v_{mu}	l_{ce}	v_{ce}	l_{se}	v_{se}
Einheit	N	m	m	m/s			
Wert	28.125	0.054062	0.0	0.0129	0.0	0.041162	0.0

Tabelle D.2: Quick Release Experiment: Die Parameter des Muskels in der Ruhelänge

Bei der Wahl der restlichen Parameter spielen die Masse des Probekörpers $mass_m$ zusammen mit der Anfangslänge des Muskels $l_{mu,init}$ und die Muskelaktivierung q die zentrale Rolle. Mit ihnen wird festgelegt, welcher der oben genannten Fälle untersucht wird. Abhängig von diesen Werten werden die Anfangswerte der restlichen Muskelparameter bestimmt: die Länge $l_{ce,init}$ und die Kontraktionsgeschwindigkeit $v_{ce,init}$ des CE. So ist ein sinnvoller und gültiger Initialzustand des Muskels sichergestellt. Der Muskel war in allen Simulationsläufen voll aktiviert ($q = 1$).

Beispielhaft für den Fall der exzentrischen Muskelbewegung ist hier $F_{ce}(t)$ (Abb. D.1) und $v_{ce}(t)$ (Abb. D.2) dargestellt. Der konzentrische Fall ist in Abschnitt 3.4.4 dargestellt.

Das Dämpfungsverhalten des Muskelmodells ist auf den Abbildungen gut erkennbar. Innerhalb ca. 0,1 s findet der Muskel in sein dynamisches Gleichgewicht, welches durch die Abwesenheit starker Schwingungen in den Werten gekennzeichnet ist, und strebt in diesem seine Ruhelage an.

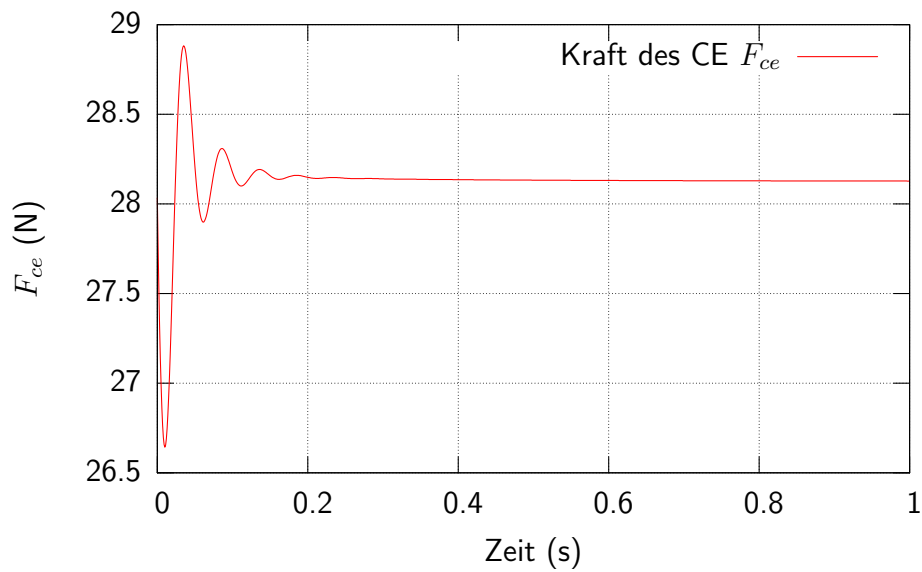


Abbildung D.1: Quick Release Experiment für die exzentrische Bewegung eines Muskels: Aufgetragen ist die vom CE entwickelte Kraft $F_{ce}(t)$ über die Zeit.

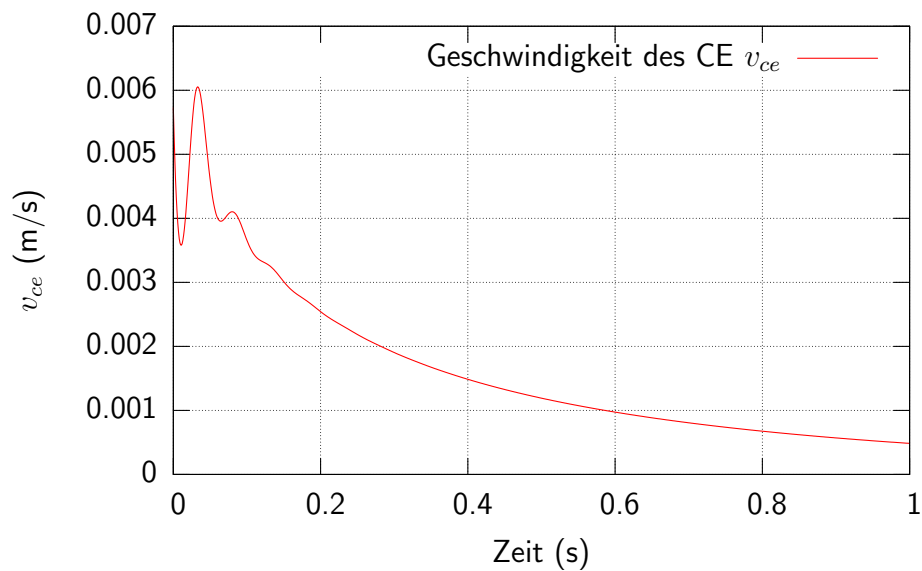


Abbildung D.2: Quick Release Experiment für die exzentrische Bewegung eines Muskels: Aufgetragen ist die Längenänderung des CE $v_{ce}(t)$ über die Zeit.

Literaturverzeichnis

- D.G. Asatryan und A.G. Feldman. Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - I. Mechanographic analysis of the work of the joint on execution of a postural task. *Biophysics*, 10:925–935, 1965.
- R.M. Aspden, K.E Rudman, und J.R Meakin. A mechanism for balancing the human body on the hips. *Journal of Biomechanics*, 39:1757–1759, 2006.
- Brian K. Bay, Andrew J. Hamel, Steve A. Olson, und Neil A. Sharkey. statically equivalent load and support conditions produce different hip joint contact pressures and periacetabular strains. *Journal of Biomechanics*, 30(2):193–196, 1997.
- G. Bergmann, F. Graichen, und A. Rohlmann. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26(8):969–990, August 1993.
- G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, und Linke H. Hip joint forces during load carrying. *Clinical Orthopaedics*, (335):190–201, February 1997.
- G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, und G.N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34:859–871, 2001.
- Jorgen Bjornstrup. Estimation of human body segment parameters. <http://www.vision.auc.dk/joergen> , October 1995.
- H. Böhm. Direkte dynamik einer riesenfelge im rahmen von mehrkörpersystemen. Master’s thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997.
- D. R. Carter und M. Wong. Modelling cartilage mechanobiology. *Phil. Trans. Royal Society London B*, 358:1461–1471, 2003.
- Chandler, R.F. Clauser, und C.E. MConville. Investigation of inertial properties of the human body. *AMRL Technical Report, NASA Wright-Patterson Air Force Base*, 74, 1975.
- J. P. Clarys und Marfell-Jones M. J. Anthropometric prediction of component tissue masses in the minor limb segments of the human body. *Human Biology*, 58(5): 761–769, October 1986.

- C.E. Clauser, J.T. McConville, und J.W. Young. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical Report, NASA Wright-Patterson Air Force Base*, 69-70, 1969.
- J.J. Collins und C.J. De Luca. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95: 308–318, 1993.
- J.J. Collins und C.J. De Luca. Random walking during quiet standing. *Physical Review Letters*, 73(5):764–767, 1994.
- B.L. Day, M.J. Steiger, P.D. Thompson, und C.D. Marsden. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology*, 469:479–499, 1993.
- Ph.D Scott L. Delp. Parameters for a model of the lower limb. <http://isb.ri.ccf.org/data/delp/>, 1999.
- S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, und J.M. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-37(8):757–767, 1990.
- J. Denoth, K. Gruber, H. Ruder, und M. Keppeler. Forces and torques during sports activities with high accelerations. In S.M. Perren und E. Schneider, editors, *Biomechanics: Current interdisciplinary research*, International Series on Biomechanics, pages 663–668. Martinus Nijhoff, Amsterdam, 1985.
- B.J. Fregly, Y. Bei, und M.E. Sylvester. Experimental evaluation of an elastic foundation model to predict contact pressures in knee replacements. *Journal of Biomechanics*, 36:1659–1668, 2003.
- A. Gefen. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of Biomechanics*, 35:629–637, 2002.
- E. Genda, N. Konishi, Y. Hasegawa, und T. Miura. A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure. *Arch Orthop Trauma Surg*, 114(4): 202–206, 1995.
- E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B.A. MacWilliams, P. J. Barance, und E. Y. Chao. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing - effect of gender and anatomic parameters. *Journal of Biomechanics*, 34(7):895–905, July 2001.
- M. Ghafouri und A.G. Feldman. The timing of control signals underlying fast point-to-point arm movements. *Experimental Brain Research*, 137(3-4):411–423, 2001.
- U. Glitsch und W. Baumann. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12):1123–1131, Nov-Dec 1997.

- F. Graichen, G. Bergmann, und A. Rohlmann. Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *Journal of Biomechanics*, 32(10):1113–1117, October 1999.
- K. Gruber. *Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen*. PhD thesis, Universität Tübingen und ETH Zürich, 1987.
- K. Gruber, H. Ruder, J. Denoth, und K. Schneider. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, 31(5):439–444, 1998.
- C. Götz. *Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels zur Simulation von Stößen*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1998.
- M. Günther. *Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997.
- M. Günther und H. Ruder. Synthesis of two-dimensional human walking: a test of the λ -model. *Biological Cybernetics*, 89(2):89–106, April 2003.
- M. Günther, S. Schmitt, und V. Wank. High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in hill-type muscle models. *Biological Cybernetics*, 97(1):63–79, 2007.
- E. Hairer. Fortran and matlab codes. <http://www.unige.ch/hairer/software.html>.
- E.P. Hanavan. A mathematical model of the human body. Technical report, NASA, Wright-Patterson Air Force Base, Aerospace Medical Division, Ohio, 1964.
- T. Hans. *Interaktive Simulation biomechanischer Bewegungsabläufe*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2004.
- T. Haslwanter, M. Aichinger, M. Stoettinger, R. Jaeger, V. Keppler, und S. Ramat. Putting the head on the neck: A realistic biomechanic model of human head-neck. In *EMS2006*, Barcelona, October 2006.
- H. Hatze. A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 25:103–119, 1977.
- A. Henze. *Dreidimensionale biomechanische Modellierung und die Entwicklung eines Reglers zur Simulation zweibeinigen Gehens*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2002.
- A.V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. B.*, 126:136–195, 1938.
- G. Hippmann. *Modellierung von Kontakten komplex geformter Körper in der Mehrkörperdynamik*. PhD thesis, Technische Universität, Wien, 2004.

- W.A. Hodge, R.S. Fijan, K.L. Carlson, R.G. Burgess, W.H. Harris, und R.W. Mann. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 83(9), May 1986.
- D.E. Hurwitz, K.C. Foucher, und T.P. Andriacchi. A new parametric approach for modelling hip forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 36:113–119, 2003.
- A. Iglić, V. Kralj-Iglić, M. Daniel, und A. Macek-Lebar. Computer determination of contact stress distribution and size of weight bearing area in the human hip joint. *Computational Methods in biomechanical and biomedical Engineering*, 5(2):185–192, April 2002.
- INTEC GmbH. *Simpack Reference*. INTEC GmbH, Wessling, 2005.
- M. Ipavec, R.A. Brand, D.R. Pedersen, V. Kralj-Iglić, und A. Iglić. Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *Journal of Biomechanics*, 32:1229–1235, 1999.
- A. Karlsson und T. Persson. The ankle strategy for postural control – a comparison between a model-based and a marker-based method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 52(3):165–173, 1997.
- B. Katz. The relation between force and speed in muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 96:45–64, 1939.
- V. Keppler. Verwendung neuronaler Oszillatoren zur Steuerung biomechanischer Modelle am Beispiel einer zweibeinigen Laufmaschine. Master's thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997.
- V. Keppler. *Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschinen-Schnittstellen*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2003.
- Dr. L. Kocsis. A simplified mechanical model of the human body for determining the elements of the mass moments of inertia. <http://goliat.eik.bme.hu/kl/bio/biocikk/-biocikk2.htm> .
- G.A. Konrath, A.J. Hamel, J. Guerin, S.A. Olson, B. Bay, und N.A. Sharkey. Biomechanical evaluation of impaction fractures of the femoral head. *Journal of: Orthop Trauma.*, 1999.
- M. Krieg. Simulation und steuerung biomechanischer mehrkörpersysteme. Master's thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1992.
- A.D. Kuo. An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(1):87–101, 1995.
- A.D. Kuo und F.E. Zajac. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. In J.H.J. Allum, D.J. Allum-Mecklenburg, F.P. Harris, und R. Probst, editors, *Natural and Artificial Control of Hearing and Balance*, volume 97 of *Progress in Brain Research*, chapter 31, pages 349–558. North-Holland Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 1993.

- Dr. H. Legal. *Biomechanische Analyse des Hüftgelenks*. Med. habil., Friedrich Alexander Universität, Erlangen-Nürnberg, 1977.
- H. Legal und H. Ruder. Zur biostatistischen analyse des hüftgelenks. *Z. Orthop.*, 115: 215–234, 1977.
- H. Legal, M. Reinecke, und H. Ruder. Zur biostatistischen analyse des hüftgelenks ii. *Z. Orthop.*, 116:889–896, 1978.
- H. Legal, M. Reinecke, und H. Ruder. Zur biostatistischen analyse des hüftgelenks iii. *Z. Orthop.*, 118:804–815, 1980.
- G. Legnani. Spacelib. <http://bsing.ing.unibs.it/glegnani/#spacelib>.
- M. Lengsfeld, U. Stammberger, A. Mokwa, S. Reeh, und B. Richter. [predicting load bearing of the hip joint. computerized analysis with a 3-d multibody model of the human]. *Biomed Tech (Berl)*, 39(12):307–312, December 1994.
- T.W. Lu, S.J. Taylor, J.J. O'Connor, und P.S. Walker. Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo-study. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12): 1101–1106, Nov-Dec 1997.
- T.W. Lu, J.J. O'Connor, S.J. Taylor, und P.S. Walker. Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects. *Journal of Biomechanics*, 31:63–69, 1998.
- T.A. McMahon. *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton, NJ, 1984.
- M. Murray, A. Seireg, und R. Scholz. Centre of gravity, centre of pressure and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23:831–838, 1967.
- H. Mutschler. *Menschmodelle bei niedrigen Beschleunigungen*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2007.
- M.E. Nadzadi, D.R. Pedersen, H.J. Yack, J.J. Callaghan, und T.D. Brown. Kinematics, kinetics and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *Journal of Biomechanics*, 36(4):577–591, April 2003.
- NASA Reference Publication. Anthropometric Source Book. Technical Report 1024, I-III, NASA Scientific and Technical Information Office, Springfield, 1978.
- netLibOde. ode. <http://www.netlib.org/ode/index.html>.
- A. Pichler. Dreidimensionale darstellung der kräfte- und druckverhältnisse im hüftgelenk. Master's thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1999.
- Saul A. Press, William H.; Teukolsky, William T. Vetterling, und Brian P. Flannery. *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, Cambridge, 1988.

- V. Pussel. *Biomechanische Untersuchung eines Hüftgelenkimplantates mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2000.
- Kopsch Rauber. *Anatomie des Menschen*, volume I Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1987.
- W. Rulka. *Effiziente Simulation der Dynamik mechatronischer Systeme für industrielle Anwendungen*. PhD thesis, Technische Universität, Wien, 1998.
- M.E. Russel, K.H. Shivanna, N.M. Grosland, und D.R. Pedersen. Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: a chronic overload model. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 1, 2006.
- Jack Rutherford. *Structure and Function of Skeletal Muscle*. Eastern Kentucky University, <http://www.physed.eku.edu/Rutherford/Structureskeletalmuscle.ppt>, 2006.
- V. Saikko und O. Calonius. An improved method of computing the wear factor for total hip prostheses involving the variation of relative motion and contact pressure with location on the bearing surface. *Journal of Biomechanics*, 36(12):1819–1827, December 2003.
- W. Schiehlen. *Advanced multibody system dynamics – simulation and software tools*, 1993.
- J. Schmitt, J. Meiforth, und M. Lengsfeld. Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies. *Medical Engineering and Physics*, 23(8):529–539, October 2001.
- O. Schüzler. *Computersimulationen von realen Kraftfahrzeug-Fußgänger-Unfällen*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1998.
- T. Spägle. *Modellierung, Simulation und Optimierung menschlicher Bewegungen*. PhD thesis, Universität, Stuttgart, 1996.
- B.W. Stansfield und A.C. Nicol. Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ram negotiation. *Clinical Biomechanics (Bristol,Avon)*, 17(2):130–139, February 2002.
- B.W. Stansfield, A.C. Nicol, J.P. Paul, I.G. Kelly, F. Graichen, und G. Bergmann. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. an evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 36:929–936, 2003.
- D. Stevens und G. Tomlinson. Measurement of postural sway. *Proceedings of The Royal Society of Medicine*, 64:653–655, 1971.

- M.S. Thompson, M.D. Northmode-Ball, und K.E. Tanner. Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis. *Proc Inst Mechanical Engineering [H]*, 216(4):327–245, 2002.
- H. Tsumura, H. Miura, und Y. Iwamoto. Three-dimensional pressure distribution of the human hip joint - comparison between normal hips and dysplastic hips. *Fukuoka Igaku Zasshi*, 89(4):109–118, April 1998.
- vakhum public dataset. Virtual animation of the kinematics of the human for industrial, educational and research purposes. http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/public_dataset/public-data.htm, 2002.
- J. H. van Dieën, I. Kingma, und J. C. E. van der Bug. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *Journal of Biomechanics*, 36:1829–1836, 2003.
- G.A. van Dijke, C.J. Snijders, R. Stoeckart, und H.J. Stam. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. *Journal of Biomechanics*, 32:927–933, 1999.
- A.J. van Soest und M.F. Bobbert. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biological Cybernetics*, 69(3):195–204, 1993.
- R. von Eisenhart, C. Adam, M. Steinlechner, M. Muller-Gerbl, und F. Eckstein. Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint. *Journal for Orthopaedic Research*, 17(4):532–539, July 1999.
- H. Wagner und R. Blickhan. Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. *Journal of Theoretical Biology*, 199(2):163–179, 1999.
- V. Wank. Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen. Habilitationsschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2000.
- K. Widmayer. *Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1995.
- J.F. Yang, D.A. Winter, und R.P. Wells. Postural dynamics in the standing human. *Biological Cybernetics*, 62(4):309–320, 1990.
- H. Yoshida, A. Faust, J. Wilckens, M. Kitagawa, J. Fetto, und Edmund Y.-S. Chao. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 39:1996–2004, 2005.
- F.E. Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In J.R. Bourne, editor, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, volume 17, pages 359–411. CRC Press, Boca Raton, 1989.

Danksagung

Der Dank an erster Stelle gebührt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Ruder. An seinem Institut konnte ich meine Promotion in überaus angenehmer Umgebung und Atmosphäre verwirklichen. Für Valentin Keppler, der mich an seiner großen Erfahrung und Kompetenz auf dem Gebiet der Biomechanik teilhaben ließ, empfinde ich tiefe, herzliche Dankbarkeit. Ohne ihn und seine sehr freundliche, aufmunternde und fürsorgliche Art gäbe es diese Arbeit nicht. Sehr herzlich bedanke ich mich auch bei meinen anderen Kollegen, Michael Günther und Helmut Mutschler. Hilfebereit und jeglichem Wissensaustausch sehr aufgeschlossen waren sie jederzeit bereit, die engagiertesten Diskussionen mit großem Sachverstand nicht nur auf dem Gebiet der Biomechanik zu führen, wovon ich sehr profitiert habe. Veit Wank gilt mein Dank für seine freundliche, sehr engagierte und zupackende Art. Die drei letztgenannten trugen besonders in der Schlussphase, jeder auf seine Weise, entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit bei. Stefanie Kramer brachte während ihrer Diplomarbeitszeit neuen Schwung in die Arbeitsgruppe, schlechte Laune schien ihr gänzlich unbekannt zu sein. Auf Heike Fricke, als Sekretärin eine der wichtigsten Personen am Institut, war immer Verlass. Bei der Erledigung aller anfallenden Formalitäten war sie stets eine große Hilfe. Prof. Andreas Prohl ermöglichte es mir, meine Arbeit in seinem Arbeitsbereich fertigzustellen. Ihm danke ich sehr für seine überaus vertrauensvolle und motivierende Art. Er gab mir entscheidende Impulse in der Schlussphase meiner Arbeit. Die namentliche Aufführung aller weiteren Personen, die einen wie auch immer gearteten Einfluss auf diese Arbeit hatten, würde zu weit führen, ihnen sei hermit pauschal mein Dank für ihre Unterstützung ausgesprochen.

