

Implementierung und Anwendung eines dreidimensionalen Muskelmodells in der Biomechanik

Diplomarbeit
von
Stefanie Kramer

12. Mai 2005

Hauptberichter: Prof. Dr. G. Wunner

Institut für Theoretische Physik I
Universität Stuttgart

Mitberichter: Prof. Dr. H. Ruder

Institut für Astronomie und Astrophysik
- Abteilung Theoretische Astrophysik -
Eberhard Karls Universität Tübingen

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre, daß ich die Arbeit selbstständig und nur mit den angegebenen Hilfsmitteln angefertigt habe und daß alle Stellen, die dem Wortlaut oder dem Sinne nach anderen Werken entnommen sind, durch Angaben der Quellen als Entlehnung kenntlich gemacht habe.

Stuttgart, 12.Juli 2005

Stefanie Kramer

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation und Einleitung	3
2	Theoretische Grundlagen	5
2.1	Anatomische und chemische Grundlagen der Muskelkräfte	5
2.2	Das Simulationsprogramm	10
2.3	Mathematische Grundlagen der Muskelkräfte	13
2.3.1	Statische Kraft der kontraktilen Elemente	13
2.3.2	Kraft der seriellelastischen Elemente	15
2.3.3	Kraft der parallelelastischen Elemente	16
2.3.4	Aktivierungsdynamiken	18
2.3.5	Dynamische Kraft der kontraktilen Elemente	21
3	Modellbildung und Validierung	24
3.1	Das Modell	24
3.2	Validierung des Modells	29
3.3	Agonist-Antagonist Modell	37
3.3.1	Wahl der Muskeln	37
3.4	Die Modellsteuerung	42
3.4.1	Einige intuitive Regler	42
3.4.2	Lambda Steuerung	57
3.5	In vivo-Messungen	64
3.5.1	Durchführung und Auswertung der Messungen	64
3.5.2	Vergleich von Experiment und Simulation	69
4	Zusammenfassung	71
A	Matlabmodelle	77
B	Werteangaben	84

Kapitel 1

Motivation und Einleitung

Zu Beginn seien ein paar allgemeine Worte zur Biomechanik genannt:

Die Biomechanik befaßt sich zum einen mit der Bewegungskontrolle und Bewegungserzeugung biologischer Wesen und zum anderen mit den Wechselbeziehungen zwischen der Struktur der Gewebe und ihrer mechanischen Beanspruchung.

Die experimentellen Untersuchungen erfolgen hauptsächlich an isolierten Tiermuskeln. Schwierig ist es, beim Menschen an innere Gelenk- und Muskelkräfte heranzukommen. Es müssen Informationen über den Verlauf der Muskeln und über die Gelenkgeometrien vorliegen, um aus gemessenen Daten wie z.B. Winkel- und Winkelgeschwindigkeiten Muskellängen und letztendlich Muskelkräfte zu erhalten [28]. Dieser beschreibende Weg stellt die sogenannte inverse Dynamik dar. Der in meiner Arbeit gewählte Weg geht von einem 'direkten Ansatz' aus (direkte Dynamik), das heißt, die Zielsetzung meiner Arbeit ist es, eine mathematische Beschreibung der Muskelkräfte (nach Hill [11]) in ein dreidimensionales Mehrkörpersimulationsprogramm zu implementieren und damit eine Bewegung zu generieren.

Mechanische Belastungen von anatomischen Strukturen sind sowohl in der Sportmedizin, als auch in der Sportwissenschaft von großem Interesse. Die Perspektiven der direkten Dynamik bestehen unter anderem innerhalb:

- ◇ der Sportmedizin zur Vorhersage von Operationswirkungen (z.B. Hüftprothetik) und medizinischen Verfahren (z.B. Neuroprothetik).
- ◇ der Sportwissenschaft in der Bearbeitung sportlicher Fragestellungen. Beispielsweise sind dies: die Ausführbarkeit von Bewegungen, das Technikverständnis und die Leistungsoptimierung im Bereich des Hochleistungssports.

Ein Vorteil der Computersimulation ist, daß man nicht, wie in experimentellen Messungen, viele Probanden braucht (damit statistische Relevanz gewährleistet ist). Zudem können Situationen simuliert werden, die für die Probanden mit Gefahren verbunden sind.

Meine persönliche Motivation, ein Themengebiet in der Biomechanik zu bearbeiten, ist die interdisziplinäre Kombination meiner beiden Studienfächer Physik und Sport. Dank der Kooperation meiner beiden Betreuer konnte mir diese Möglichkeit geboten werden.

Die Arbeit gliedert sich in folgende Abschnitte:

Es folgen zuerst allgemeine Einblicke in die mikroskopische Struktur der Muskeln und deren Erregung (Kapitel 2.1), die zugehörigen mathematischen Beschreibungen (Kapitel 2.3) und eine Einführung zum verwendeten Mehrkörpersimulationsprogramm SIMPACK [23] (Kapitel 2.2).

Anschließend wird die implementierte Kraftroutine erläutert (Kapitel 3.1).

Anhand eines simulierten sogenannten quick-release Experiments (Kapitel 3.2) soll das Armmodell validiert werden.

Das gebaute Armmodell mit zwei Muskeln (Kapitel 3.3.1) soll unter anderem in einer Matlabumgebung (Kapitel 3.4) so angesteuert werden, daß der Unterarm angehoben wird. Ausgeübte Kräfte und aufgebrauchte Arbeiten sollen ermittelt werden.

Zur Validierung wurden experimentelle Messungen durchgeführt (Kapitel 3.5.1). Mit unterschiedlichen Gewichten wird der Arm angehoben und sowohl die Trajektorien, als auch die Elektromyographiedaten aufgenommen. Diese EMG Daten sind überlagerte Erregungspotentiale am Muskel.

Eine kurze Zusammenfassung soll einen Überblick über die Ergebnisse und über mögliche Verbesserungen des Modells liefern (Kapitel 4).

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomische und chemische Grundlagen der Muskelkräfte

Als Grundlage dieser Arbeit agiert der menschliche Bewegungsapparat bestehend aus Muskeln, Gewebe und Stützapparat.

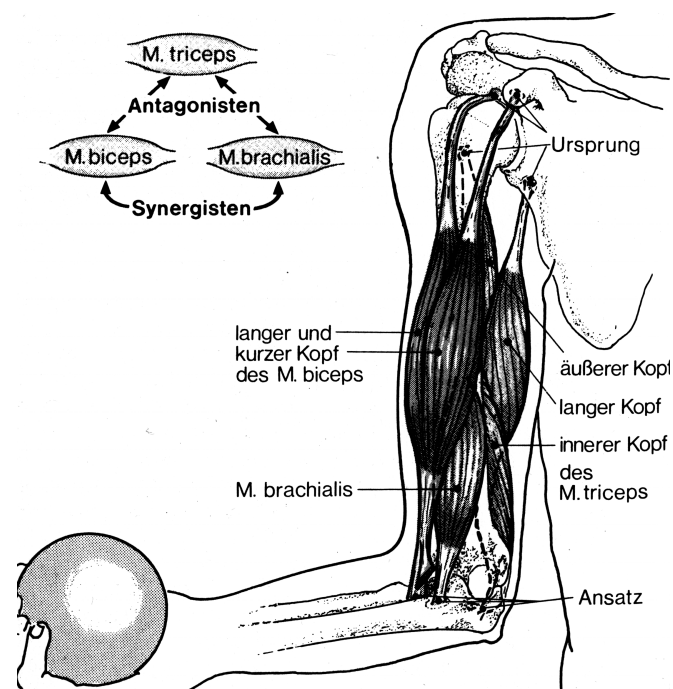


Abb. 2.1: *synergistische (zusammenarbeitende) und antagonistische (gegeneinanderarbeitende) Armmuskeln; Abbildung aus [15]*

Am Bewegungsapparat unterscheidet man zwischen einem aktiven und einem passiven Teil. Zum passiven Teil zählen Stütz- und Bindegewebe. Der aktive Teil besteht aus der Muskulatur.

Passive Strukturen haben primär mechanische Funktionen. Sie dienen der Aufnahme und Übertragung von Kräften und beteiligen sich am Aufbau von Organen und deren Einbau in die Umgebung.

Die Sehnen übertragen die von der Muskulatur aufgebauten Kräfte auf den Bewegungsapparat (Knochen). Als Ursprung bezeichnet man die körpernahe, als Ansatz die körperferne Inserierung der Sehne am Knochen.

Der menschliche Bewegungsapparat kann abstrahiert werden, was folgende schematische Skizze zeigt: Das aktive Element eines Muskels besteht aus dem kraftaufbauenden, kontraktilen Element (CE). An passiven Elementen berücksichtigt man zum einen die Muskelumhüllungen (parallelelastisches Element PE) und die Sehnen (seriellelastisches Element SE).

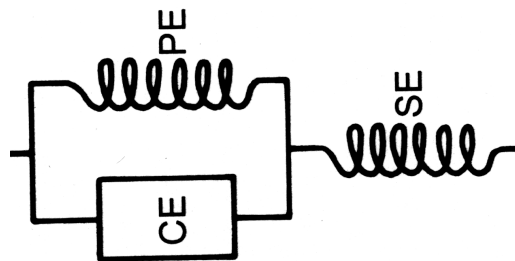


Abb. 2.2: abstraktes Muskelschema, der menschliche Bewegungsapparat soll virtuell imitiert werden. Hierfür wird dieses Ersatzschaltbild verwendet, das die relevanten Strukturen abstrahiert.

Mikroskopisch betrachtet ist das kontraktile Element eines Muskels aus Muskelfasern aufgebaut, die wiederum aus sogenannten Myofibrillen und diese wiederum aus Hintereinander- und Parallelschaltungen von identischen Sarkomeren bestehen. Diese Sarkomere setzen sich aus dicken Myosin- und dünnen Aktinfilamenten zusammen. Sie sind durch sogenannte Z-Scheiben begrenzt. Die Myofibrillen werden durch das sarkoplasmatische Reticulum umhüllt.

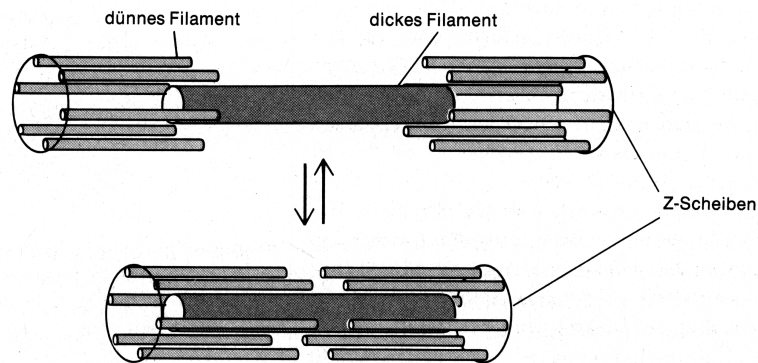


Abb. 2.3: Mikroskopischer Aufbau eines Sarkomers; Abbildung aus [1]

Eine Muskelkontraktion entsteht durch das Entlanggleiten der Myosin- an den Aktinfilamenten. Genauer geschieht dies folgendermaßen: Wenn ein (positives) Aktionspotential das Nervenende erreicht (1, Abb.2.4 rechts), wird die Plasmamembran depolarisiert (negatives Ruhepotential). Dadurch ausgelöste Formänderungen der Moleküle bedingen das Öffnen der Calciumkanäle und das Ausströmen des Neurotransmitters Acetylcholin, der wiederum die Öffnung der Natriumkanäle der Muskelzelle bewirkt (2 und 3). Diese Depolarisierung veranlaßt Ionenkanäle im sarkoplasmatischen Reticulum sich zu öffnen. Calciumionen werden ins Sarkomer ausgeschüttet (4).

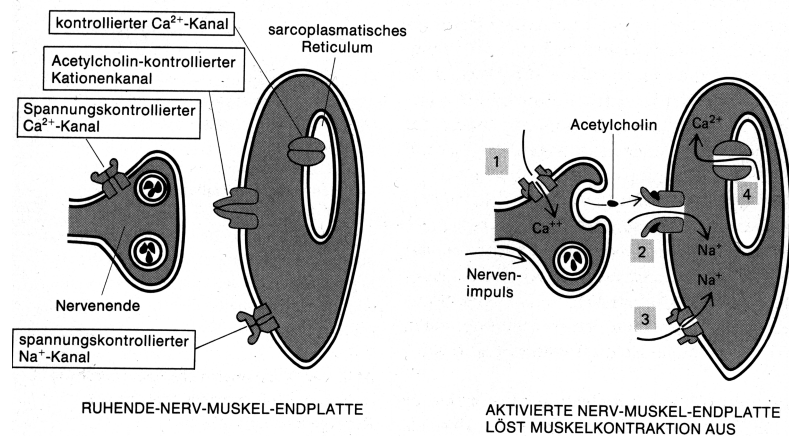


Abb. 2.4: motorische Muskel-Nervendplatte; Abbildung aus [1]

Die Bedeutung der Calciumionen für die Muskelkontraktion ist folgende: Die Myosinbindestelle ist durch ein Tropomyosinmolekül blockiert. Die einströmenden

Calciumionen veranlassen die Lösung des Tropomyosins von der Bindungsstelle.

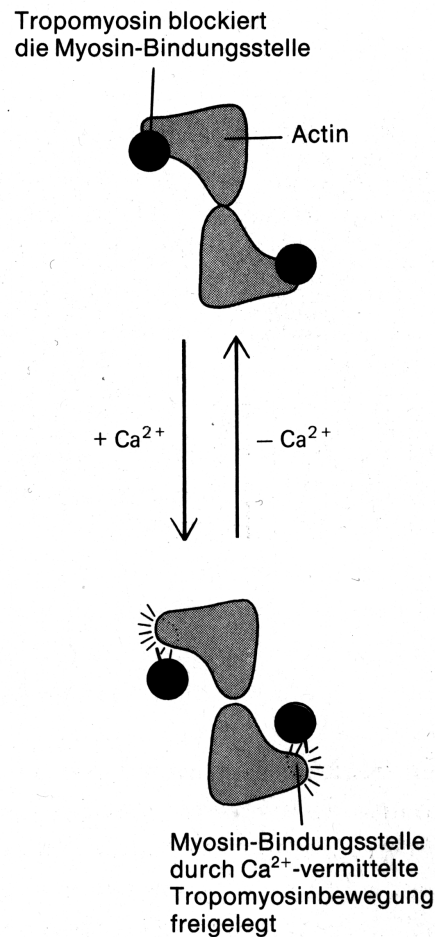


Abb. 2.5: Freigabe der Myosinbindungsstelle; Abbildung aus [1]

An die nun freie Bindungsstelle setzt das Myosinköpfchen an und durch eine Konformationsänderung (Formänderung) vergleichbar des Kopfnickens kann es sich am dünnen Filament entlangziehen. Viele dieser Einzelprozesse bewirken die Muskelkontraktion. Der Energielieferant für das Lösen des Köpfchens ist das ATP (Adenosintriphosphat).

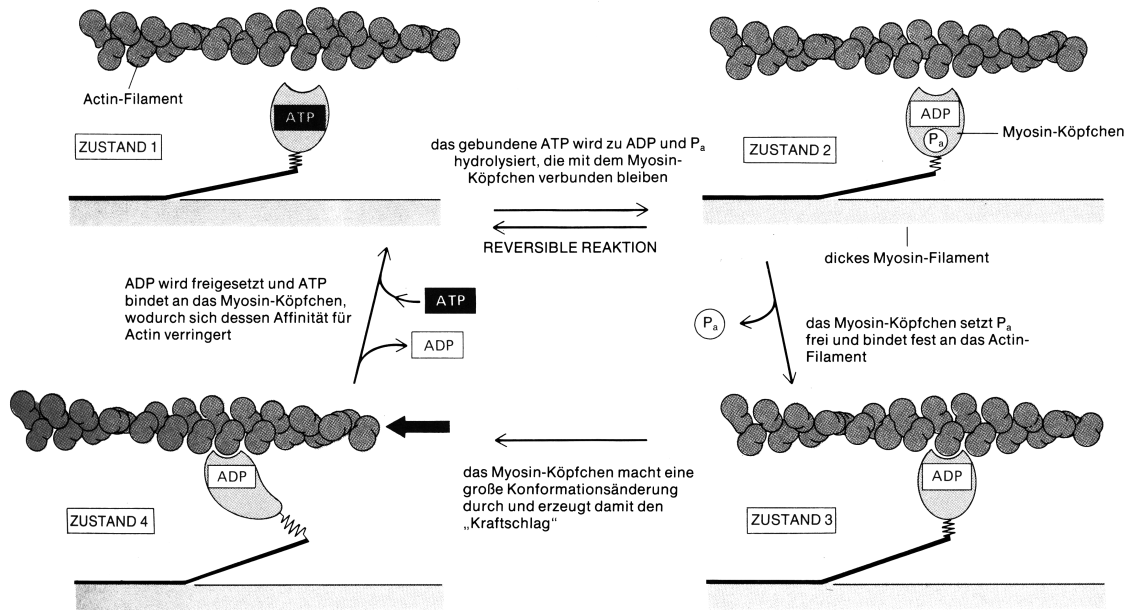


Abb. 2.6: Ein Muskelkontraktionszyklus: an die Aktinbindungsstelle setzt das Myosinköpfchen an und durch eine Formänderung (Kopfnicken) kann es sich am Aktinfilament entlangziehen. ATP ist Energielieferant; Abbildung aus [1]

2.2 Das Simulationsprogramm

Mithilfe eines Mehrkörpersimulationsprogramms wird das abstrakte Muskelmodell (siehe Abbildung 2.2) in eine simulierbare Umgebung integriert.

Hierfür wird das Programm SIMPACK [23] verwendet. SIMPACK steht für **SI**mulation of **M**ulti-body systems **PA**CKage. SIMPACK ist ein dreidimensionales Mehrkörpersimulationsprogramm, mit dem (bio)mechanische Systeme modelliert, simuliert und analysiert werden können.

Körperteile werden als starre oder auch elastische Körper beschrieben und unterteilt, die miteinander an Kontaktstellen gekoppelt sind. Diese Verbindungen können über Kraftgesetze oder durch Gelenke realisiert sein. Das Grundkonzept von SIMPACK ist das Erstellen und die Integration von Bewegungsgleichungen.

Der Vektor der Bewegung eines Körpers kann in einen translatorischen und in einen rotatorischen zerlegt werden. I bezeichnet ein raumfestes Bezugssystem und S das körperfeste Schwerpunktsystem. Grundlage der Berechnung sind Kraft- und Momentengleichgewicht. Jeder Massenpunkt wird durch Gleichungen der Form

$$m_i \cdot \ddot{r}_{ISi} = \sum F_i \quad (2.1)$$

$$\underbrace{I_i}_{M_i} \underbrace{\dot{\omega}_{ISi}}_{a_i} = \underbrace{\sum l_i - \omega_{ISi}^* I_i \omega_{ISi}}_{h_i} \quad (2.2)$$

beschrieben [22], wobei gilt:

m_i : Masse des Starrkörpers i

\ddot{r}_{ISi} : translatorische Absolutbeschleunigung des Massenmittelpunktes i

$\sum F_i$: Summe aller äußeren Kräfte auf Teilchen i

I_i : Massenträgheitsmoment des Starrkörpers i, bezüglich seines Schwerpunkts

$\dot{\omega}_{ISi}$: rotatorische Absolutbeschleunigung des Starrkörpers i

$\sum l_i$: Summe aller äußeren Momente am Körper i

M_i : Massenmatrix des Körpers i

a_i : zusammengefaßte Absolutbeschleunigung des Körpers i

$\omega_{ISi}^* I_i \omega_{ISi}$: aus der Zeitableitung resultierend, wenn in I betrachtet (Absolutbewegung). *: transponiert.

Bei der Aufstellung der Bewegungsgleichungen des mechanischen Systems ist zuerst festzulegen, in welchen Koordinaten sie beschrieben werden sollen. Diese Wahl beeinflusst wesentlich die Gestalt der Bewegungsgleichungen, damit die Effizienz ihrer Auswertung und auch die Interpretation der Ergebnisse.

In MKS-Programmen werden verwendet:

- ◇ Absolutkoordinaten zur Beschreibung der sechs Freiheitsgrade bezüglich eines Inertialsystems, oder bezüglich eines Referenzsystems, das eine fest vorgegebene Bewegung $(r_{IR}(t), \omega_{IR}(t))$ bezüglich des Inertialsystems ausführt.

Die Absolutbewegung des Massenschwerpunktes (oder eines körperfesten Referenzsystems) wird durch den Translationsvektor r_{IRi} und die Kardanwinkel $\alpha_{abs_i}, \beta_{abs_i}, \gamma_{abs_i}$ beschrieben. Der Vektor

$$x_i = \begin{pmatrix} r_{IRi_x} \\ r_{IRi_y} \\ r_{IRi_z} \\ \alpha_{abs_i} \\ \beta_{abs_i} \\ \gamma_{abs_i} \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

wird somit direkt als Zustandsgröße verwendet.

Bewegungseinschränkungen durch Gelenkverbindungen müssen als zusätzliche Nebenbedingungen formuliert werden.

oder:

- ◇ Relativkoordinaten, die die Bewegung eines Körpers relativ zu einem benachbarten Körper explizit als Funktion der Bewegungsfreiheiten beschreiben. Bei der Wahl der Relativkoordinaten werden die Absolutbewegungen der Körper durch Vektorketten aufgebaut. Als Zustandsgrößen werden die Relativbewegungen der Körper genommen, das heißt, daß die Zwangsbedingungen explizit berücksichtigt sind.

Die Kräfte werden in eingeprägte äußere h_i^e und (Gelenks-) Zwangskräfte h_i^z unterteilt. Diese Einteilung liegt darin begründet, daß sich die eingeprägte Kräfte für Kraftelemente (Feder, Dämpfer) als Funktion der Relativabstände und Geschwindigkeiten ihrer Verbindungspunkte berechnen lassen, also bekannt sind. Weitere Abhängigkeiten werden in meinem Modell u.a. die Zeitabhängigkeit, Stimulation (siehe später) sein.

$$h_i^e = h_i^e(r_{rel}, t, Stim\dots).$$

$r_{rel} = r_{IS_1} - r_{IS_2}$ ist die Differenz der Absolutbewegungen benachbarter Körper.

Die Zwangskräfte h_i^z schränken die Relativbewegungen (durch Gelenke) ein. Sie sind von den Beschleunigungen im Gesamtsystem abhängig und im allgemeinen

unbekannt. Die Koordinaten der Zwangskräfte lassen sich ausdrücken durch Richtungsvektoren, die in der Matrix N^z angeordnet werden, und durch die gerichteten Beträge der unabhängigen Zwangskräfte λ^z , die durch die Gelenke vorgegeben sind. $h^z = N^z(r_{rel})\lambda^z$.

Die Richtungsvektoren sind konstruktionsbedingt und bekannt.

Die Anzahl der Freiheitsgrade ist durch die Zwangskräfte verringert. Für die Beschreibung der restlichen Freiheitsgrade können generalisierte Koordinaten eingeführt werden, die unabhängig voneinander sind und die Konfiguration des Systems eindeutig festlegen [19].

Mithilfe von Algorithmen, beispielsweise dem $O(N)$ -Algorithmus [22]¹ können die Zwangskräfte eliminiert werden.

Dies erfolgt z.B. durch das Prinzip der virtuellen Arbeit, nach dem die Zwangskräfte keine Arbeit leisten, da sie orthogonal auf den freien Bewegungen des jeweiligen Gelenks stehen.

Die Bewegungsgleichungen sind von zweiter Ordnung in der Zeit. Mit Angabe der Anfangskoordinaten und Anfangsgeschwindigkeiten können diese Newtonschen Bewegungsgleichungen integriert, d.h. numerisch gelöst werden. Es gibt verschiedene Integrationsmethoden (Euler-, Runge Kutta Verfahren). Näheres dazu in entsprechender Literatur ([22] und Wallrapp [27]).

Wie schon erwähnt wird in dieser Arbeit die direkte Dynamik angewandt, d.h. es werden abhängig von angegebenen Kraftgesetzen die Koordinaten des Systems berechnet. Inverse Dynamik bedeutet die Eingabe von Bewegungskoodinaten und daraus die Berechnung der wirkenden Kräfte.

Der Benutzer kann im pre-processor 'Model Setup' Fenster verschiedene dreidimensionale Körper aufbauen. Es gibt Bibliotheken, aus denen die Art der Verknüpfung (Gelenke), angreifende Kräfte und Zwangsbedingungen, die die Freiheitsgrade einschränken, gewählt werden können. Zudem können die Gewichte und Massenverteilungen eingegeben werden. In 'user routines' können Krafterelemente in FORTRAN programmiert werden, wie es in dieser Arbeit getan wurde. Die Daten werden in ASCII Format benutzerzugänglich gespeichert.

¹Der Name rührt daher, daß der Rechenaufwand zur Auswertung der Bewegungsgleichungen linear mit der Anzahl der Körper ansteigt.

2.3 Mathematische Grundlagen der Muskelkräfte

Das simulierte Modell soll nach denselben Gesetzmäßigkeiten wie der reale menschliche Bewegungsapparat ansteuerbar sein.

Im menschlichen Bewegungsapparat wird ausgehend von der Erregung der Nerv-Muskellendplatte eine Muskelkontraktion generiert. Die Stimulation wird durch das zentrale Nervensystem (ZNS) vorgegeben.

Im Modell wird der Aufbau der Muskelaktivität, ausgehend von einer nervalen Stimulation, durch experimentell ermittelte Gleichungen realisiert.

Diese physiologischen Aktivierungsdynamiken sind mathematisch beschreibbar durch Differentialgleichungen.

Die nervale Stimulation wird als Parameter den Gleichungen übergeben. Dies entspricht der Aktion des ZNS.

Desweiteren benötigt man Gleichungen, die die Kräfte aller anatomischen Strukturen, die an einem Muskelkontraktionszyklus beteiligt sind, abbilden.

Für das Modell werden die Kräfte der Elemente aus dem abstrakten Muskelmodell von Abbildung 2.2 berücksichtigt. Dies sind die passiven, seriellelastischen und kontraktilen Kräfte.

Diese mathematische Gleichungen bilden die Natur ab und werden im folgenden vorgestellt.

2.3.1 Statische Kraft der kontraktilen Elemente

Wenn das kontraktile Element in einer statischen Position verharrt ($v_{ce} = 0$), ist der isometrische Zustand erreicht. Es herrscht ein Kräftegleichgewicht zwischen angreifender und vom Muskel erzeugter Kraft.

Die isometrische Kraft ist abhängig von der relativen Position der Aktin- und Myosinfilamente. Bei maximaler Überlappung ergibt sich die größte Kraft F_{max} (vgl. Abb. 2.7 und 2.8).

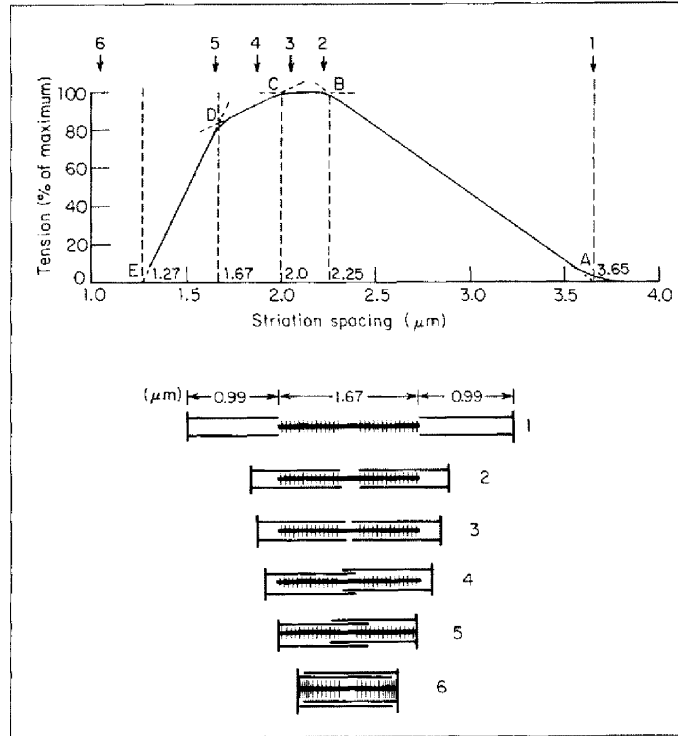


Abb. 2.7: Kraft-Längen Kurve und dazugehörige schematische Darstellung der Aktin- und Myosinfilamente. Größte Kraft bei maximaler Überlappung (zwischen Position 2 und 3). Kleinste Kraft bei Position 1 (minimaler Überlapp) und Position 6 (anstoßende Myosinfilamente an Z-Scheiben); Abbildung aus [1]

Die Überlappung kann in guter Näherung durch folgende symmetrische quadratische Überlappfunktion parametrisiert werden:

$$F_{isom}(L_{ce}) = \frac{-1}{width^2} \left(\frac{L_{ce}}{L_{CEopt}} \right)^2 + 2 \left(\frac{L_{ce}}{L_{CEopt}} \right) \frac{1}{width^2} - \frac{1}{width^2} + 1 \quad [\quad] \quad (2.4)$$

F_{isom} besitzt keine Einheit, da $width$ ein einheitenloser Faktor ist. $Width$ und L_{CEopt} sind durch die Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten definiert. $Width$ bezeichnet die halbe Länge des Arbeitsbereichs und wird zu 0.56 gewählt. F_{isom} nimmt Werte zwischen Null und Eins an. Das Maximum liegt bei L_{CEopt} .

L_{CEopt} ergibt sich aus dem Produkt aus optimaler Länge des Sarkomers von ungefähr $2.25\mu m$ und Anzahl der hintereinandergeschalteten Sarkomere. Voraussetzung ist, daß alle Sarkomere die gleiche optimale Länge haben. Die isometrische Kraft hängt von der Überlappfunktion F_{isom} und von der Aktivität q des Muskels (siehe Abschnitt 2.3.4) ab.

$$F_{CE}|_{v_{CE}=0} = qF_{max}F_{isom}(L_{CE}) \quad [N] \quad (2.5)$$

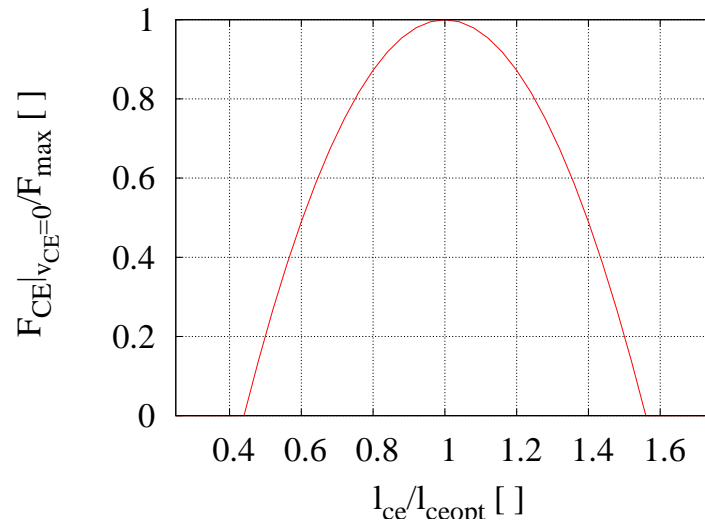


Abb. 2.8: auf Maximalkraft normierte isometrische Kraft, aufgetragen über kontraktile Länge (normiert auf optimale Länge)

2.3.2 Kraft der seriellelastischen Elemente

Ein Muskel setzt nicht direkt am Knochen an, sondern indirekt durch Sehnen. Diese werden als seriellelastische Elemente modelliert. Wie der Name schon sagt, besitzen die Sehnen elastische Eigenschaften. Bezeichnend ist ihre große Steifigkeit. Mathematisch können sie nach van Soest [26, 25] durch nichtlineare Gleichungen beschrieben werden:

$$\begin{aligned}
 F_{see} &= K_{see}(L_{see} - L_{see0})^2 \quad [N] \\
 K_{see} &= \frac{SumF}{(U_{see}L_{see0})^2} \quad [N/m^2]
 \end{aligned}
 \tag{2.6}$$

Die Federhärte K_{see} skaliert mit der Summe $SumF$ der maximalen isometrischen Kräfte, mit der die kontraktile Elemente an der Sehne angreifen. U_{see} ist die zur Ruhelänge L_{see0} relative Dehnung bei $SumF$. Unterhalb der Ruhelänge erschlafft die Sehne und somit ist die Sehnenkraft Null. Die Kraft-Längen-Beziehungen der seriellelastischen Elemente werden durch quick-release Experimente mit isolierten Sehnen ermittelt (siehe Abschnitt 3.2).

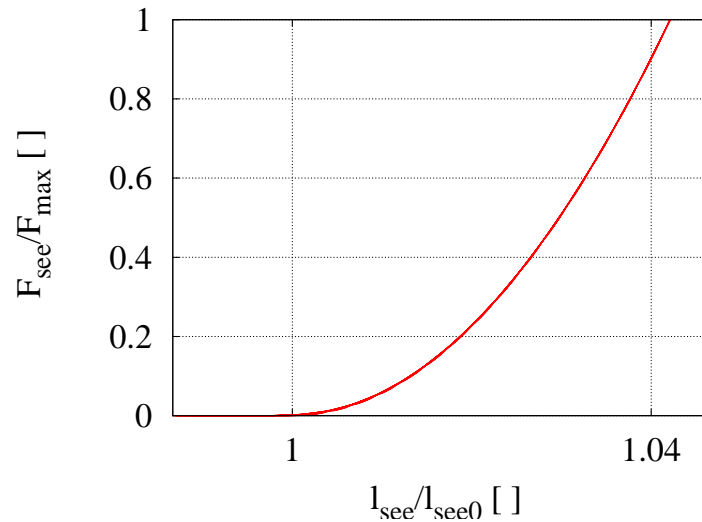


Abb. 2.9: Quadratische Kraft Charakteristik des SE

2.3.3 Kraft der parallelelastischen Elemente

Muskelhüllungen werden als parallelelastische Strukturen bezeichnet. Sie unterstützen die Kontraktionskraft, wenn der Muskel gedehnt ist, da sie Widerstand gegen die Zugkraft aufbringen. Allerdings muß der Muskel sehr stark gedehnt sein, bevor diese passiven Kräfte wirken. Der Beginn wird durch L_{start} (ohne Einheit) charakterisiert. Dieser Wert wurde zu 1.2 angenommen [7]. Die Kraft kann durch folgende Gleichungen beschrieben werden (ebenfalls van Soest):

$$\begin{aligned}
 F_{pee} &= K_{pee}(L_{pee} - L_{pee0})^2 \quad [N] \\
 L_{pee0} &= L_{start}L_{CEopt} \quad [m] \\
 K_{pee} &= \frac{F_{PEEmax}F_{max}}{L_{opt}^2 + (1 + width - L_{start})^2} \quad [N/m^2]
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

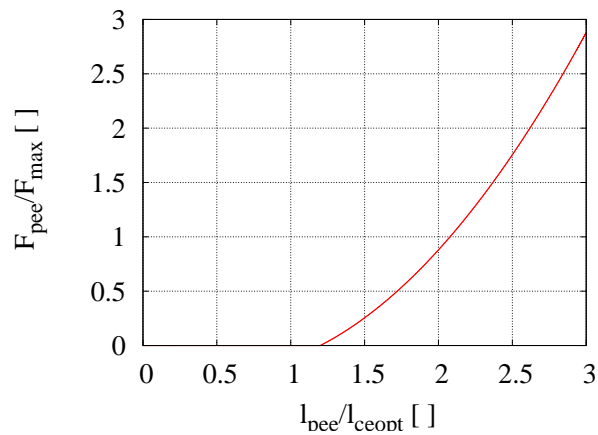


Abb. 2.10: Quadratische Kraft Charakteristik des PE

Die Federhärte K_{pee} skaliert näherungsweise linear mit der Anzahl parallelgeschalteter Sarkomere. K_{pee} hängt vom Muskelquerschnitt und von der maximalen isometrischen Kraft F_{max} in oben formulierter Weise ab. Der Querschnitt eines Muskels ist also implizit berücksichtigt.

Die Länge L_{pee0} skaliert mit der Anzahl der seriellen Sarkomere linear, also mit der Länge des kontraktiven Elements und mit der Länge L_{CEopt} , bei der der Muskel die Kraft F_{max} aufbringt.

Die Größen L_{pee0} und F_{PEEmax} können an die Versuchsperson individuell angepaßt werden. Sie sind abhängig von den elastischen Gewebeeigenschaften, welche von Trainingszustand, Durchblutung und dem Fiederungswinkel abhängen. Der Fiederungswinkel ist der Winkel zwischen Sehne (Wirkungslinie) und dem Verlauf der Muskelstränge.

Bei isometrischer Belastung, also $v_{ce} = 0$, ist die Summe aus dem Betrag von passiver und isometrischer Kraft gleich dem Betrag der Sehnenkraft. Allerdings gilt dies nur im Falle einer linearen Muskelstruktur. Bei verzweigter Struktur inserieren mehrere kontraktile Elemente an einer Sehne.

Bei starker Verkürzung entstehen Druckkräfte, die aber sehr gering sind. Außerdem ist die Erfassung der passiven Kraft-Längen-Kennlinie bei starker Verkürzung problematisch.

2.3.4 Aktivierungsdynamiken

Die physiologischen Grundlagen der Kraftentstehung wurden in Kapitel (2.1) beschrieben.

Die Kraftentstehung des simulierten Modells soll nach denselben Gesetzmäßigkeiten erfolgen. Aktivierungsdynamiken können demnach durch Differentialgleichungen beschrieben werden, die mathematisch den Aufbau der Muskelaktivität in Abhängigkeit der neuralen Steuerung beschreiben.

Die experimentelle Grundlage ist die Elektromyographie (EMG). Es werden Potentialunterschiede bei muskulärer Aktivität registriert. Man mißt die überlagerten elektrischen Signale im gesamten Muskel. Die Amplitude des EMG steigt mit der Anzahl der in diesem Muskelvolumen aktiven motorischen Einheiten sowie mit der Feuerrate.

Es werden im folgenden zwei Aktivierungsdynamiken vorgestellt: die Dynamik nach Hatze und nach Zajac.

Im vorliegenden Muskelmodell kann zwischen den beiden Aktivierungsdynamiken ausgewählt werden.

Aktivierungsdynamik nach Hatze

Die Aktivität q des kontraktile Elements ist abhängig von der Kalziumkonzentration γ (freie Ionenkonzentration), die ins Sarkoplasma ausgeschüttet wird, wenn die Membran des SR depolarisiert wird. Die Aktivität q repräsentiert die Anzahl an geschlossenen Bindungen zwischen Aktin- und Myosinfilamenten (gebundene Ionenkonzentration).

Auch im Ruhezustand ist ständig ein geringer Teil an Bindungen geschlossen. Somit ist der Muskel ständig im Zustand eines geringen Grundtonus. Der Parameter q_0 charakterisiert die Anzahl dieser geschlossenen Bindungen.

Die Gleichung für das Zeitverhalten der Aktivität berechnet sich nach Hatze [9] durch eine Übertragungsfunktion von freier zu gebundener Ionenkonzentration zu:

$$q(L_{CE}, \gamma) = \frac{(q_0 + (\rho(L_{CE})\gamma)^2)}{(1 + (\rho(L_{CE})\gamma)^2)} \quad [\], \quad q_0 \leq q \leq 1 \quad (2.8)$$

wobei ρ eine überlappabhängige Hilfsfunktion ist:

$$\rho(L_{CE}) = \frac{1.373 \cdot 6.62 \cdot (2.9 - 1)}{(2.9 \cdot (\frac{L_{CEopt}}{L_{ce}}) - 1)} \quad [\] \quad (2.9)$$

und die freie Ca^{2+} -Konzentration γ aus einer Differentialgleichung berechnet wird:

$$\dot{\gamma} = M_H(STIM - \gamma) \quad [\] \quad (2.10)$$

M_H wird durch die Zeitkonstante $\tau_H = \frac{1}{M_H}$ für Ausschüttung und Abpumpen der Ionen berechnet.

Es gibt langsame und schnelle Muskelfasern. Der Unterschied besteht in der Geschwindigkeit des Aktivitätsaufbaus. Langsame Fasern haben nach Hatze einen Wert von $M_H = 3.67 \frac{1}{s}$ und für schnelle gilt: $M_H = 11.25 \frac{1}{s}$.

STIM bezeichnet die Stimulation des zentralen Nervensystems und nimmt Werte zwischen Null und Eins an. Eine Stimulation von Eins bedeutet volle Aktivierung. Die Stimulation ist also auf die maximale Kraft normiert. Eine Stimulation von kleiner Null existiert nicht.

STIM ist abhängig sowohl von der Erregungsfrequenz als auch von der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten.

Nachteile dieser Aktivierungsdynamik bestehen darin, daß die Dynamik nur eine Faser, nicht den ganzen Muskel beschreibt. STIM steht also nur für die Erregungsfrequenz einer Faser. Das EMG als zugängliche Messung für die überlagerten elektrischen Signale im gesamten Muskel, korreliert demnach nicht mit STIM.

Außerdem sind unterschiedliche biologische Prozesse an der Aktivitätserhöhung bzw. -Erniedrigung beteiligt. Die Gleichung für q beschreibt nur die Erhöhung.

Aktivierungsdynamik nach Zajac

Die muskuläre Aktivität a ist bei Zajac [29] definiert als relative isometrische Kraft bei optimaler Länge des kontraktiven Elements.

Experimentell besteht eine Korrelation zwischen dem meßbaren EMG und der isometrischen Kraft. Somit kann man a in Abhängigkeit der Stimulation darstellen.

Die Differentialgleichung für die zeitliche Entwicklung lautet:

$$\dot{a} = M_{act}(STIM - STIM(1 - \beta)a - (\beta a)) \quad [\] \quad (2.11)$$

In Anlehnung an Günther [7] habe ich für a den Wert $a = q - q_0$, mit $q_0 \leq q \leq 1$ gewählt, der die ständig geschlossenen Bindungen berücksichtigt.

Die Analogie zwischen a und q wird angenommen.

Es gilt:

$\tau_{act} = \frac{1}{M_{act}}$ und $\tau_{deact} = \frac{\tau_{act}}{\beta}$ für völlige Aktivierung ($STIM = 1$) und Deaktivierung ($STIM = 0$). Der Aufbau der Aktivität (Ausschüttung) erfolgt schneller als der Abbau (Abpumpen).

Ein Nachteil der Zajac'schen Aktivierungsdynamik besteht darin, daß keine Abhängigkeit von der kontraktiven Länge berücksichtigt wird. Dies ist jedoch experimentell nachgewiesen [10].

In Abbildung 2.11 sind die beiden Aktivierungsdynamiken und Kalziumkonzentration γ aufgetragen.

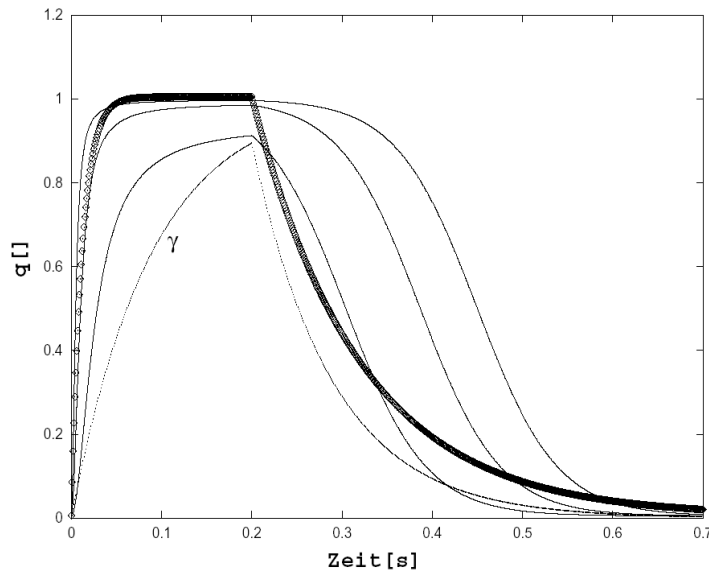


Abb. 2.11: Muskelaktivitäten bei Hatze (Linien) und Zajac (fett); Dabei gilt: $STIM = 0.02$ Sekunden, dann $STIM = 0$. Man erkennt den nicht-exponentiellen Verlauf des Abpumpens bei Hatze. Für die Kurven nach Hatze sind die l_{CE}/L_{CEopt} Verhältnisse variiert ($l_{CE}/L_{CEopt} = 0.5, 1.0, 1.5$, von unten nach oben). Hatzes exponentiell verlaufendes γ ist eingezeichnet, Abbildung aus [7].

Die Schnelligkeit des Aktivitätsaufbaus ist für beide Modelle vergleichbar. Der Abbau erfolgt bei Hatze für hohe q -Werte schneller und nicht-exponentiell bei Hatze.

2.3.5 Dynamische Kraft der kontraktilen Elemente

Für den konzentrischen Fall kann das Verhalten der Muskelkräfte durch die von A.V. Hill empirisch ermittelte Hill'sche Gleichung beschrieben werden. Konzentrisch bedeutet, daß die Muskelkraft größer als die Summe der angreifenden Kräfte ist. Der Muskel kontrahiert demnach bis zu einem Gleichgewichtswert, der durch $F_{isom}(L_{ce})$ gegeben ist. Eine konzentrische Kontraktion bedeutet eine negative Kontraktionsgeschwindigkeit. Für den exzentrischen Bereich (äußere Kraft größer als Muskelkraft, Kontraktionsgeschwindigkeit negativ; Beispiel: Bierglas zu schwer), legte Katz [14] die experimentellen Grundlagen. (siehe auch Kaptiel 3.2).

Der konzentrische Bereich

Hill veröffentlichte 1938 [11] eine empirische und nach ihm benannte Gleichung. Diese Hill'sche Gleichung gibt den hyperbolischen Zusammenhang zwischen Kontraktionsgeschwindigkeit v_{CE} und Muskelkraft F_{CE} des kontraktilen Elements an.

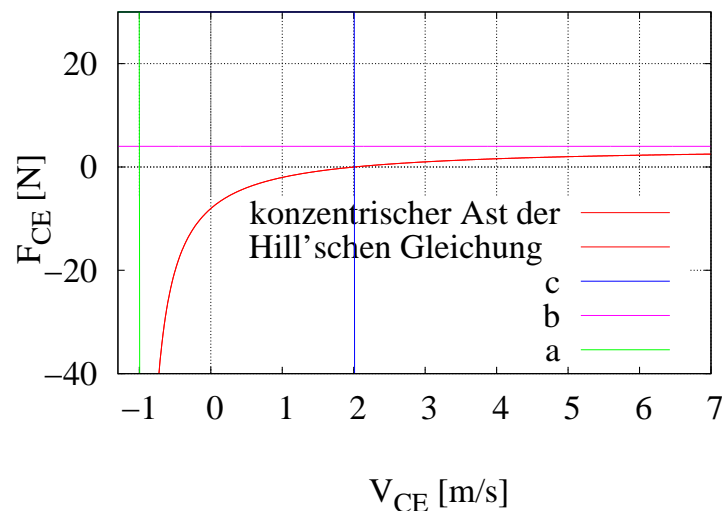


Abb. 2.12: konzentrischer Ast der Hill'schen Gleichung, wobei $a = -\lim_{v_{CE} \rightarrow -\infty} F_{CE}$ und $b = \lim_{F_{CE} \rightarrow \infty} v_{CE}$, $c = F_{CE}|_{v_{CE}=0}$ (siehe Text).

Folgende Schreibweise der Hillschen Gleichung für die Kontraktionsgeschwindigkeit wird in dieser Arbeit verwendet:

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = Factor(q) B_{rel} L_{CEopt} \left(1 - \frac{F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE})}{\frac{F_{CE}}{qF_{max}} + A_{rel}(l_{CE})} \right) \quad [m/s] \quad (2.12)$$

Diese Gleichung gilt im konzentrischen Bereich. Strenggenommen gilt sie nur für einzelne Fasern.

Es ist:

1. $A_{rel} = \frac{a}{F_{max}}$, wobei a die Asymptote $a = -\lim_{v_{CE} \rightarrow -\infty} F_{CE}$ darstellt.
 A_{rel} kann als die Zusammensetzung aus den verschiedenen Fasertypen interpretiert werden.
2. $B_{rel} = \frac{b}{L_{CEopt}}$, wobei b die Asymptote $b = -\lim_{F_{CE} \rightarrow \infty} v_{CE}$ darstellt.
3. $Factor(q) = 1$ für $q > 0.3$, $Factor(q) = \frac{1}{0.3}q$ sonst (nach Van Soest [26]).
 $Factor(q)$ sorgt dafür, daß entsprechend Experimenten [20] v_{CE} für kleinere Werte von q konstant bleibt.
4. $A_{rel}(l_{CE}) = A_{rel}F_{isom}(l_{CE})$ für $l_{CE} \geq L_{CEopt}$ (nach Van Soest [26]): damit hängt v_{max} nicht über den ganzen l_{CE} - Bereich von F_{isom} ab [24].

Die experimentellen Grundlagen basieren auf quick-release Experimenten mit $q=1$ (volle Aktivierung).

Der exzentrische Bereich

Im exzentrischen Bereich kann die Hill'sche Gleichung mit einigen Modifikationen verwendet werden.

1. Im Geschwindigkeitsnullpunkt, also beim Wechsel vom konzentrischen zum exzentrischen Bereich, gibt es eine Unstetigkeit der Steigungen (von Katz [14] untersucht), die durch den Parameter *Slope factor* berücksichtigt wird. Dieser Parameter ist definiert als der Quotient aus den Limes gegen Null der Steigungen:

$$Slope\ factor = \frac{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}} \right) \Big|_{v_{CE} \rightarrow 0+}}{\left(\frac{dF_{CE}}{dv_{CE}} \right) \Big|_{v_{CE} \rightarrow 0-}} \quad [] \quad (2.13)$$

2. Weiter wird eine Grenzkraft $F_{lim} = F_{max/exz}qF_{max}F_{isom}(l_{CE})$ angenommen. Diese kann als Verletzung einzelner Fasern interpretiert werden. Bevor jedoch ein ganzer Muskel reißt, nehmen die Sehnen Schaden, da diese Strukturen nach Aussagen von Sportwissenschaftler Veit Wank² verletzungsanfälliger sind.

²aus einem persönlichen Gespräch

Die Werte $F_{max/exz} = 1.8$ und $Slopefactor = 2$ werden von mir in Anlehnung an Günther ([7]) übernommen, der sich wiederum an Katz [16] bzw. van Soest [26] orientiert.

Somit lautet die Gleichung für den exzentrischen Bereich:

$$v_{CE}(l_{CE}, q, F_{CE}) = \frac{C_1}{\left(\frac{F_{CE}}{qF_{max}} - C_2\right)} - C_3 \quad [m/s] \quad (2.14)$$

Die Parameter C_1 bis C_3 werden nach van Soest [26] durch die folgenden Annahmen bestimmt:

1. Stetigkeit der Kraft-Geschwindigkeitskurve im Geschwindigkeitsnullpunkt
2. Sprung der Steigung im Geschwindigkeitsnullpunkt um $Slopefactor$ und
3. Kraft geht im Limes unendlich großer Geschwindigkeit gegen $F_{max/exz}F_{CE}|_{v_{CE}=0} = \lim_{v_{CE} \rightarrow \infty}$.

$$\begin{aligned} C_2 &= F_{isom}(l_{CE})F_{max/exz} \\ C_4 &= C_2 - F_{isom}(l_{CE}) \\ C_3 &= C_4 \frac{Factor(q)B_{rel}L_{CEopt}}{Slopefactor(F_{isom}(l_{CE}) + A_{rel}(l_{CE}))} \\ C_1 &= -C_4C_3 \end{aligned} \quad (2.15)$$

Kapitel 3

Modellbildung und Validierung

3.1 Das Modell

In Kapitel 2 wurden die Eigenschaften des realen menschlichen Bewegungsapparats beschrieben.

Im folgenden wird das Computermodell, das den menschlichen Bewegungsapparats repräsentiert, vorgestellt.

Da der komplette menschliche Bewegungsapparat sehr komplex ist, wird vereinfachend ein Armmodell simuliert (siehe Abb. 3.1). Dies wird innerhalb des Simulationsprogrammes SIMPACK [23] bewerkstelligt.

Ein Körper (gelb) wird mit einem Haltepunkt (grün) verbunden. Die implementierte Muskelkraft wirkt zwischen dem Marker am Haltepunkt, der dem Muskelansatz entspricht, und dem Marker des Körpers als Muskelansatz. Der Körper besitzt ein Gelenk mit allen jeweils drei Translations- und Rotationsfreiheitsgraden.

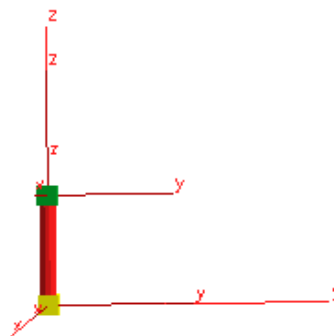


Abb. 3.1: *Modell mit einem Muskel*

Das Schema für die 'Krafterzeugung' des Muskelmodells sei nun skizziert:
 Der Programmcode übernimmt den Wert für die Muskellänge L_{musk} . Hierfür gibt eine entsprechende Simpackfunktion die Abstände der Marker in Koordinatenkomponenten an. Die Muskellänge wird aus dem Betragsquadrat errechnet. Aus der Differenz aus Muskellänge L_{musk} und kontraktiver L_{ce} Länge erhält man die aktuelle Sehnenlänge L_{see} :

$$L_{see} = L_{musk} - L_{ce} \quad (3.1)$$

Da das passive Element die Umhüllung des kontraktiven Elements darstellt, gilt:

$$L_{ce} = L_{pee} \quad (3.2)$$

Ausgehend von den Längen L_{pee} ($=L_{ce}$) und L_{see} kann man die passiven bzw. Sehnenkräfte errechnen. Die Summe aus passiver Kraft F_{pee} und kontraktiver Kraft F_{ce} ist notwendigerweise gleich der Sehnenkraft, da die Sehne die Verbindung zwischen kontraktilem Element und Knochen herstellt und somit die aufgebrachte Kraft an den Muskelansatz überträgt. Damit kann aus dem Kraftgleichgewicht

$$F_{ce} + F_{pee} = F_{see} \quad (3.3)$$

die kontraktile Kraft berechnet werden.

Die Sehnenkraft wird als Muskelkraft wieder an Simpack zurückgegeben und die Koordinaten des Modells entsprechend neu berechnet.

Mithilfe der Hill'schen Gleichung (2.12) resultiert aus der kontraktiven Kraft F_{ce} , der Muskelaktivität q und der kontraktiven Länge L_{ce} die Verkürzungs- bzw. Verlängerungsgeschwindigkeit v_{ce} . Aus der Integration der Geschwindigkeit

$$v_{ce} = v_{ce}(F_{ce}, q, L_{ce}) \quad (3.4)$$

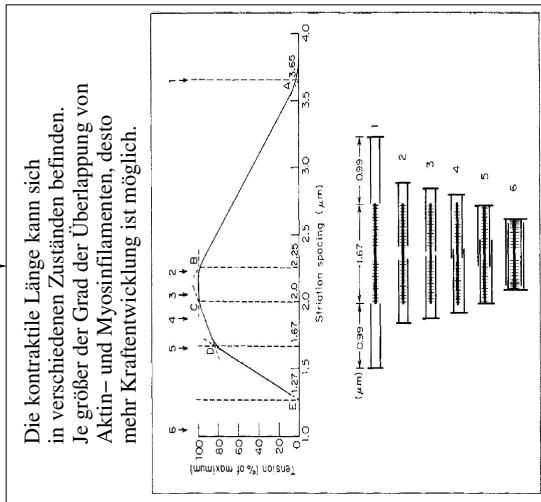
$$l_{ce} = \int_0^t v_{ce} dt + l_0 \quad (3.5)$$

$-l_0$ wird als konstanter Anfangslängenwert eingegeben- ergibt sich die neue Länge des kontraktiven Elements.

Diese wird wieder dem Programm übergeben und das oben geschilderte Schema erneut durchlaufen.

Um sich in definierten Bereichen zu bewegen, müssen nun verschiedene Abfragen vollzogen werden (siehe dazu Seite 26 und 27).

kontraktile Länge L_{ce} (siehe Kapitel 2.1)

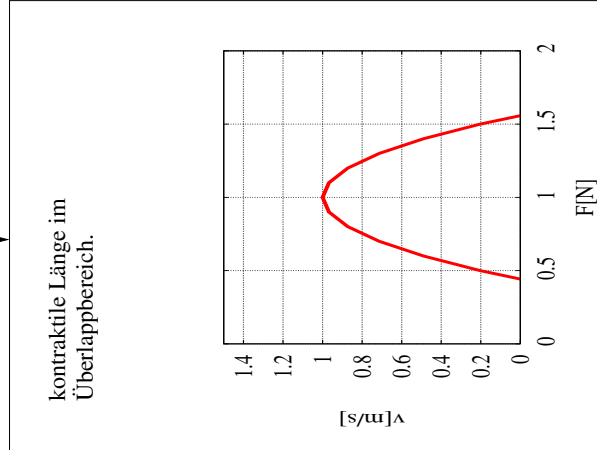


3

kontraktile Länge oberhalb Überlappbereich von Aktin- und Myosinfilamenten. L_{ce} durch Federeigenschaften von Sehne und passivem Element bestimmt.

Bereich im Code: Flag2 = 5

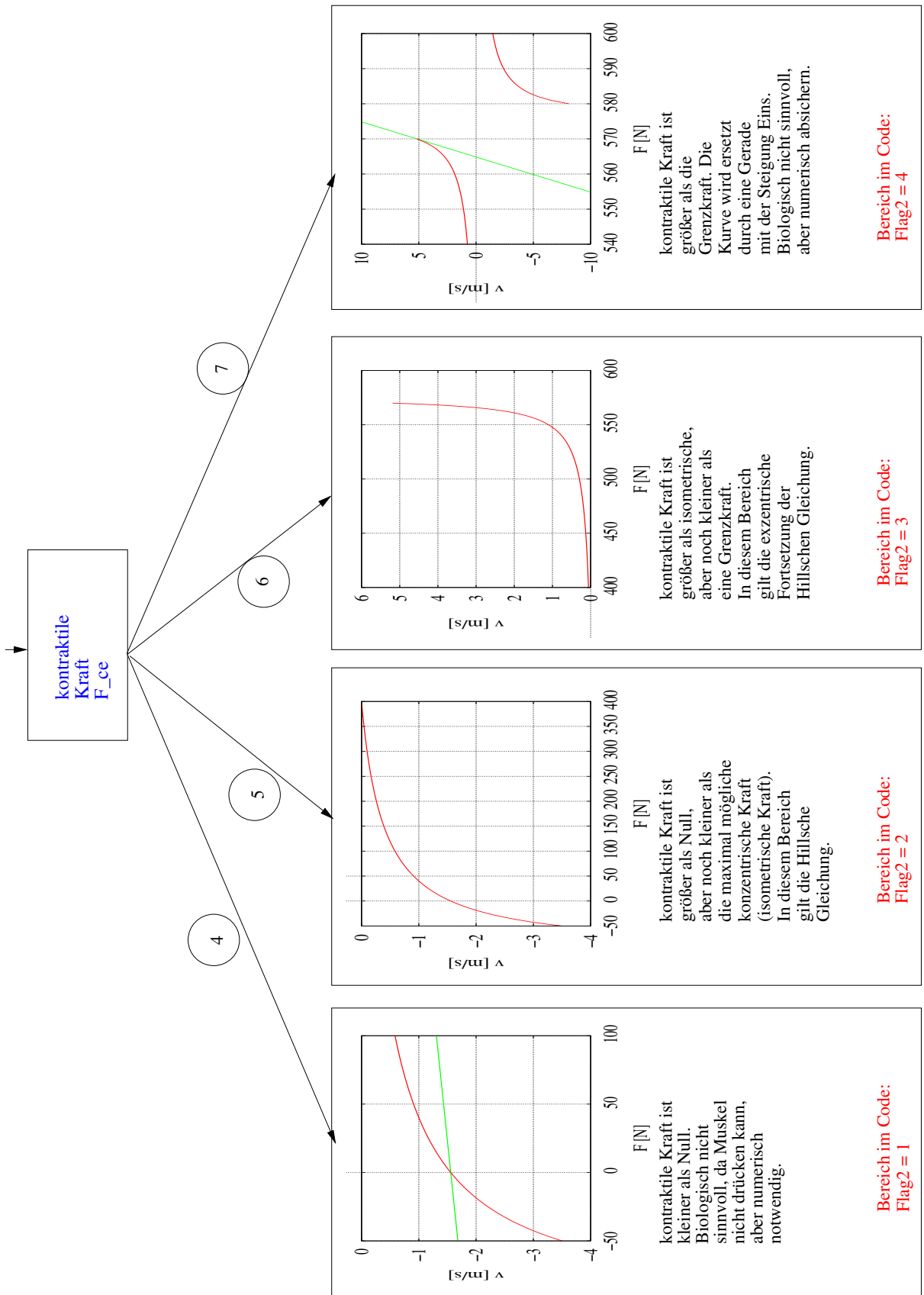
2



1

kontraktile Länge so, daß Myosinfilamente an den sogenannten Z-Scheiben anstoßen. Keine weitere Verkürzung mehr möglich. L_{ce} bleibt konstant.

Bereich im Code: Flag2 = 0



Zu Beginn muß sich die kontraktile Länge in einem Bereich befinden (Ast 2 der Graphik auf Seite 26), wo Aktin- und Myosinfilamente überlappen. Er muss innerhalb eines Bereichs kleiner "Widht + L_{CEopt} " und größer "Widht - L_{CEopt} " liegen. Wenn dies der Fall ist, muß eine Quantifizierung bezüglich der konzentrischen Kraft durchgeführt werden (siehe Seite 27). Sie muß größer als Null sein (Ast 5) und kleiner als 90% einer Grenzkraft (Ast 7) (%-Zahl im Code wählbar implementiert)

$$F_{grenz} = F_{max} q F_{isom}(L_{ce}) F_{max/exz} \quad (3.6)$$

bei der einzelne Muskelfasern eines realen Muskels reißen würden. Im Muskelcode wird dies jedoch nicht simuliert, sondern die Kraft- Geschwindigkeitsrelation künstlich weitergeführt. Allerdings wird ein Vermerk gesendet. Ist die Kraft kleiner oder gleich Null (Ast 4), so ist dies biologisch nicht sinnvoll, da der Muskel keine negativen Kräfte aufbringen kann. Bei Kraft Null kann die Verkürzung mit maximaler Geschwindigkeit v_{max} zu Problemen führen, da durch Ungenauigkeiten in der Berechnung negative kontraktile Kräfte resultieren können. Der Muskel muß also diesem Druck nachgeben. Deshalb wird die Hill'sche Gleichung am konzentrischen Intervallrand mit einer großen, aber endlichen Steigung mithilfe einer Geradengleichung fortgesetzt. Dieser Wert wurde nach Günther [7] auf $1.0 \frac{m}{Ns}$ gesetzt. Der andere Intervallrand wird innerhalb des exzentrischen Blocks behandelt.

Die kontraktile Kraft wird nun mit der isometrischen verglichen. Die isometrische Kraft gibt an, wie groß die Kraft bei gegebener kontraktile Länge und Muskelaktivierung ist. Wenn die kontraktile Kraft echt größer als Null und kleiner als die isometrische Kraft ist, bedeutet dies, daß mehr Kraft aufgewendet werden kann und das CE verkürzt sich. Man befindet sich im konzentrischen Bereich. Die kontraktile Kraft wird der konzentrischen Hill'schen Gleichung übergeben.

Ist die Kraft größer als die isometrische und kleiner als die Grenzkraft, so befindet man sich im exzentrischen Bereich (Ast 6).

Ist die Kraft größer oder gleich 90% der Grenzlast (Ast 7, bei 570N), so wird entsprechend dem konzentrischen Intervallrand die Steigung der Hill'schen Gleichung ebenfalls auf $1.0 \frac{m}{Ns}$ gesetzt. Die Geradengleichung wird hier schon bei diesem Wert angesetzt, da die Grenzlast einer Singularität der exzentrischen Hill'schen Gleichung entspricht, d.h. für diese Kraft ist kein Funktionswert definiert (Ast 7, bei 575N):

$$v_{CE} \rightarrow \infty \text{ für } F \rightarrow F_{grenz}$$

Nun werden die beiden Längenbereiche außerhalb des Definitionsbereiches behandelt. Befindet sich der Muskel unterhalb des Überlappbereichs (Ast 1), so kann der Muskel nicht mehr kontrahieren und keine Kraft mehr aufbringen. Die Kontraktionsgeschwindigkeit wird auf Null gesetzt und die kontraktile Länge bleibt konstant. Befindet sich der Muskel oberhalb des Überlappbereichs (Ast 3), so kann das CE keinen Beitrag mehr leisten und die Kontraktionseigenschaften bestimmen sich alleine aus den Eigenschaften des PE und SE. Es ist $F_{CE} = 0$ und damit lautet das

Kraftgleichgewicht (3.3):

$$F_{PEE}(l_{CE}) = F_{SEE}(l_{SEE}) \quad (3.7)$$

Man nimmt die Zeitableitung der Gleichung (3.1):

$$\dot{l}_{Muskl} = \dot{l}_{CE} + \dot{l}_{SEE} \quad (3.8)$$

und setzt die nach der Zeit abgeleitete Gleichung (3.7)

$$\frac{\partial F_{PEE}}{\partial l_{CE}} \dot{l}_{CE} = \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \dot{l}_{SEE} \quad (3.9)$$

ein. Man erhält folgende neue Gleichung für v_{CE} :

$$\dot{l}_{CE} = v_{CE} = \frac{\dot{l}_{Muskl}}{1 + \left(\frac{\partial F_{PEE}}{\partial l_{CE}} / \frac{\partial F_{SEE}}{\partial l_{SEE}} \right)} \quad (3.10)$$

3.2 Validierung des Modells

Um das Muskelmodell zu validieren, wurde das sogenannte quick-release Experiment simuliert. Dieses war die experimentelle Grundlage für Hills Ableitungen der Geschwindigkeits-Kraft Kurve.

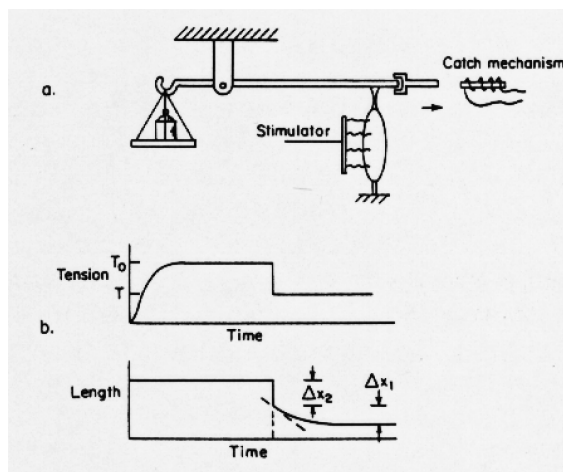


Abb. 3.2: *quick-release Experiment nach Hill; Abbildung aus [16]*

Dabei werden isolierte Muskelfasern eingespannt (siehe Abbildung 3.2, a) und eine Kraft in Form eines Gewichts angelegt. Die Fasern stellen sich auf die entsprechende Länge ein (b). Nun herrschen isometrische Bedingungen. Von diesem Ausgangszustand aus wird nun die angelegte Kraft variiert.

Eine Analogie zwischen Last und Kraft des kontraktiven Elements wird angenommen.

Dieses Experiment wird nachgebaut:

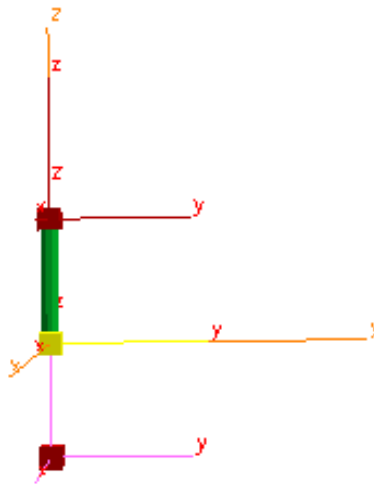


Abb. 3.3: Modell für die Simulation des quick-release Experiments

Die Muskelparameter sind diejenige des Bizeps.

Der Muskel ist in Abbildung 3.3 grün dargestellt, der Körper gelb und über den roten unteren Punkt wird eine Gegenkraft angebracht.

Man ermittelt also die kontraktile Kraft für eine bestimmte kontraktile Länge. Da die kontraktile Kraft eine Funktion der Kontraktionsgeschwindigkeit, der kontraktiven Länge und der Muskelaktivierung ist, wird zudem noch die Muskelaktivierung auf Eins gesetzt. Der Muskel ist also vollständig aktiviert. Dies entspricht dem Originalexperiment.

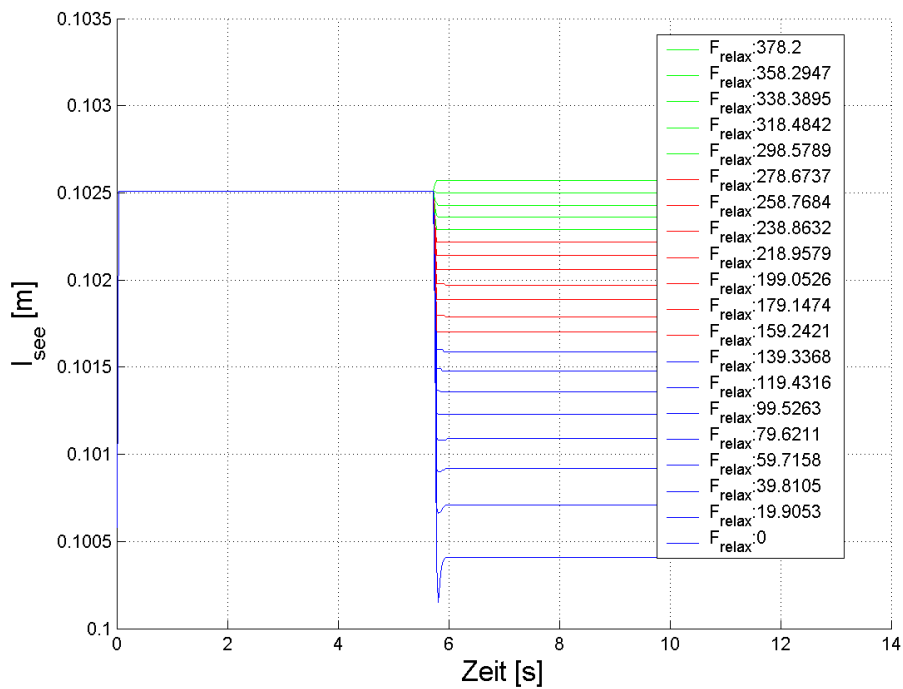


Abb. 3.4: Sehnenlänge über der Zeit aufgetragen. In genügend großem zeitlichen Abstand zum Einstellvorgang (5.75 Sekunden) auf die Anfangslast F_0 (360 N) wird die Kraft in 20 Schritten von 378 N auf 0 N variiert. Man wartet also, bis sich die kontraktile Länge entsprechend der Kraft F_0 eingestellt hat und startet von dieser Länge die Variation. Im konzentrischen Fall wird die Kraft erniedrigt. Man befindet sich auf dem 'absteigenden Ast' der Kraft- Längenkurve (2.8). Der Kraftverlauf wird mit einer Stufenfunktion simuliert. Bei Herabsetzung der Kraft verkürzt sich die Sehne.

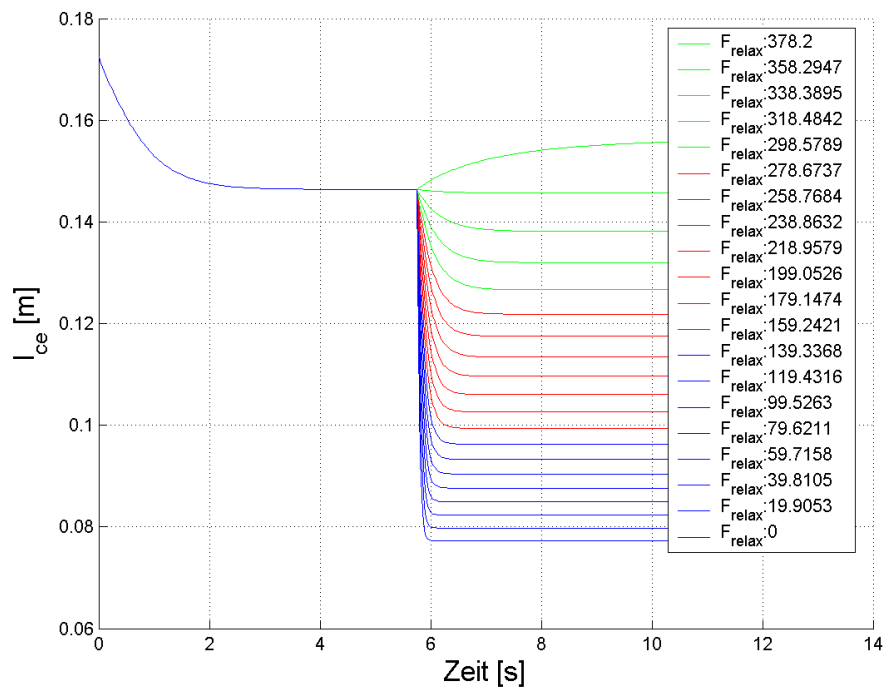


Abb. 3.5: Kontraktile Länge über der Zeit aufgetragen. Der Muskel kontrahiert konzentrisch gegen die konstante neue Kraft (isotonisch). Die kontraktile Länge sinkt. Die Länge zeigt als Reaktion ein Tiefpaßverhalten ähnlich eines R-C-Schwingkreises. Beim größten Kraftwert wird das CE gedehnt; es stellt sich trotzdem ein Gleichgewichtswert ein, da die optimale Länge zuvor noch nicht erreicht worden ist. Es ist also eine größere Kräfteerzeugung bei einer größeren Länge möglich. Dort stellt sich das Kraftgleichgewicht aus Muskelkraft und angreifender Kraft ein.

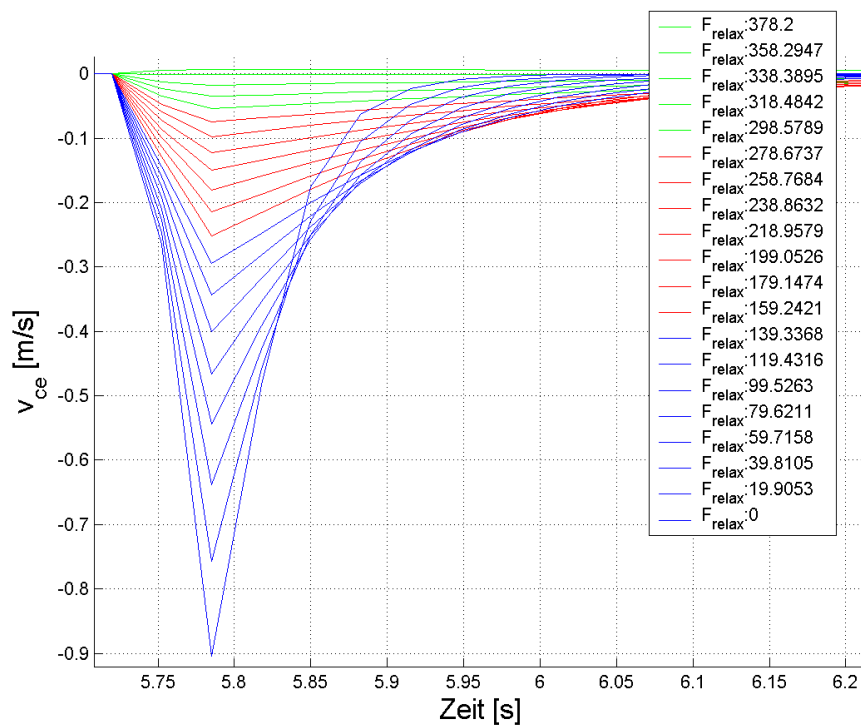


Abb. 3.6: Kontraktile Geschwindigkeit über der Zeit aufgetragen. Die Steigungen der Längenkurven (Geschwindigkeiten) kurz nach dem Anlegen der neuen Kraft ergibt die Kontraktionsgeschwindigkeit des kontraktiven Elements. Die Auftragung ist aus Gründen der Übersichtlichkeit ausgeschnitten und vergrößert.

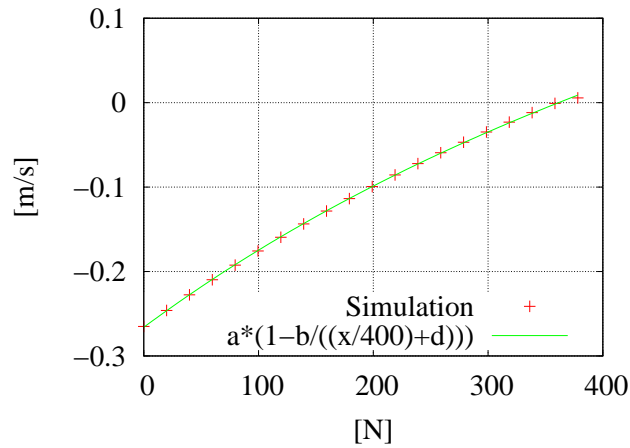


Abb. 3.7: Die Geschwindigkeit über der neu angelegten Kraft aufgetragen ergibt den konzentrischen Ast der Hill'schen Kraft-Geschwindigkeitsrelation für den Bizeps. Die Simulationsdaten werden mit der in der Zeichnung abgebildeten Gleichung gefittet. Diese entspricht der Hill'schen Gleichung 2.12, wobei nichtkonstante, längenabhängige Größen durch die Zahlen a , b und d ersetzt und anhand den Werten aus Anhang B abgeschätzt werden. Die Fitwerte für a , b und d sind in Tabelle 3.1 angegeben.

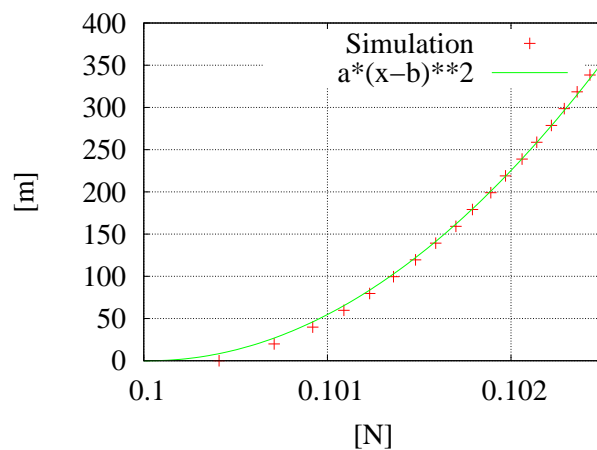


Abb. 3.8: Die Längenänderung der Sehne über der nachfolgenden Kraft aufgetragen ergibt den charakteristischen nichtlinearen Kraft-Längen-Verlauf (Bizeps).

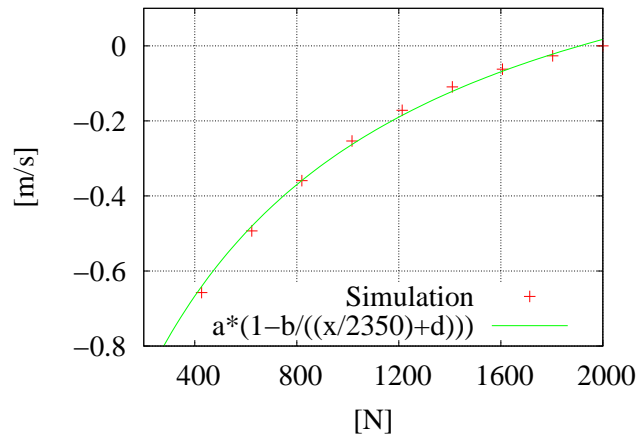


Abb. 3.9: Hill'sche Gleichung für Glutaeus (Gesäßmuskel, andere Längenverhältnisse von CE und SE, größere Kräfte). Die Werte für die Fitgleichung sind in Tabelle 3.1 angegeben.

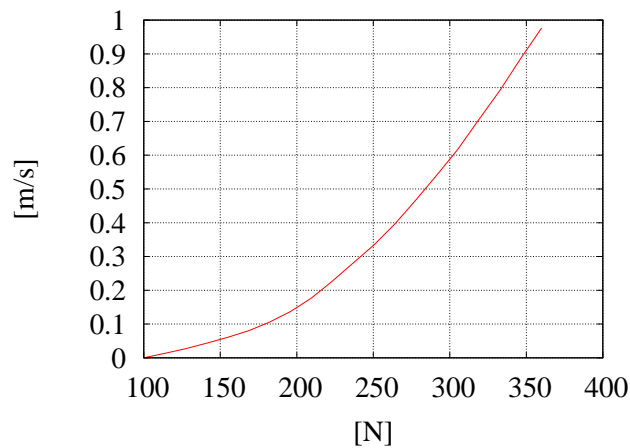


Abb. 3.10: Der exzentrische Bereich: Länge ist noch kleiner als die optimale, sodaß eine Verlängerung auf einen Gleichgewichtswert stattfinden kann. Es wird von einer Kraft ausgegangen, die kleiner als die isometrische ist. Dann wird eine größere Kraft angelegt, sodaß die Muskellänge sich exzentrisch auf die entsprechende isometrische Länge vergrößert.

	<i>geschätzter Anfangswert</i>	<i>Wert aus Fit</i>	<i>Standardabweichung (%)</i>
<i>a</i>	0.30	0.72	3.6
<i>b</i>	1.25	3.36	2.7
<i>d</i>	0.25	2.40	3.5

Tabelle 3.1: *Werte für den Fit der Hill'schen Gleichung aus dem quick-release Experiment (Bizeps).*

	<i>geschätzter Anfangswert</i>	<i>Wert aus Fit</i>	<i>Standardabweichung (%)</i>
<i>a</i>	$5.8 \cdot 10^7$	$5.8 \cdot 10^7$	2.15
<i>b</i>	0.100	0.10003	0.02

Tabelle 3.2: *Werte für den Fit der Sehnengleichung (Bizeps).*

	<i>geschätzter Anfangswert</i>	<i>Wert aus Fit</i>	<i>Standardabweichung (%)</i>
<i>a</i>	0.40	0.54	9.5
<i>b</i>	1.25	1.16	2.7
<i>d</i>	0.25	0.35	7.2

Tabelle 3.3: *Werte für Glutaeus.*

Bewertung

Die Auswertung dieses simulierten Experiments zeigt folgendes:

Für die Sehnengleichung konnte die simulierte Kurve gut mit den aus Gleichung 2.6 und den Werten aus Anhang B abgeschätzten Anfangswerten gefittet werden. Demnach reproduziert der Code das quick-release Experiment. Dies läßt den Schluß zu, daß die Sehneneigenschaften, die im Code implementiert sind, die Natur abbilden und somit validiert sind.

Leider können die Kurven für den Bizeps nicht so gut gefittet werden. Der Fit für den Glutaeus zeigt eine bessere Übereinstimmung.

Mögliche Erklärungen könnten darin begründet sein, daß das in-vivo Experiment nicht originalgetreu virtuell simuliert werden konnte.

Im simulierten Experiment wird für die Hill'sche Gleichung der Geschwindigkeitswert kurz nach Nachlassen der Kraft verwendet. Möglicherweise ist die Abfrage nach diesem Wert nicht genau genug. Außerdem müßten die Geschwindigkeitsermittlungen von Hill simuliert werden.

3.3 Agonist-Antagonist Modell

Da ein Muskel keinen Druck aufbringen kann, gibt es zu jedem Muskel (Agonist) einen Gegenspieler (Antagonist). Diese Funktion wird auch teilweise durch die Schwerkraft ausgeübt. Es gibt viele Mechanismen, mit denen Muskeln zusammenwirken [3]. Um Aktivierung des Antagonisten (Kokontraktion) zu untersuchen, wird im folgenden ein Modell gebaut, das aus zwei Muskeln besteht (siehe Seite 41).

3.3.1 Wahl der Muskeln

Das von mir entworfene Modell erhält vereinfachend nur zwei Muskeln (siehe Seite 40 und 41). Diese sind der jeweils lange Kopf des *triceps brachii* und des *biceps brachii*.

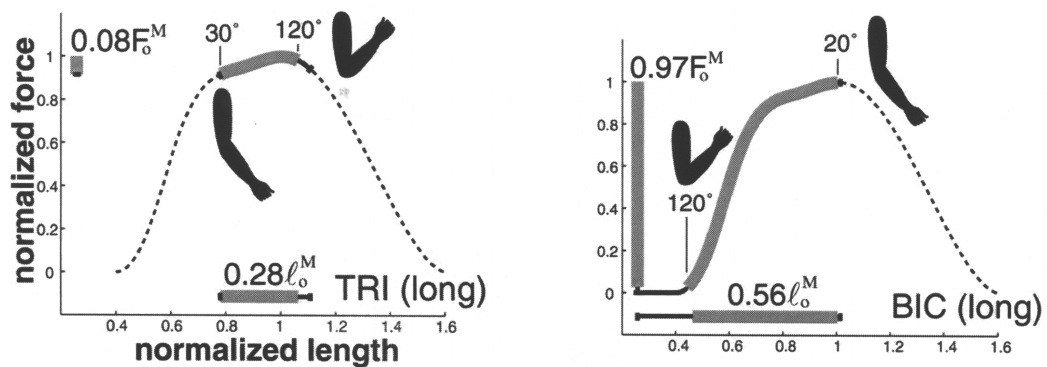


Abb. 3.11: isometrische Kraft-Längenkurve für langen Kopf des Trizeps (links) und Bizeps (rechts) mit zugehörigen Armpositionen. Die Operationsbereiche der Muskeln sind aufgetragen. Die Quantität der Krafterzeugung ist in Prozent der Maximalkraft (F_0^M) ausgedrückt. Welchen Bereich ein Muskel auf seiner isometrischen Kraft-Längengekurve ausnutzt, hängt vom Hebelarm und von der optimalen Länge ab. Die beiden Muskeln haben ähnliche optimale Längen, aber der Trizeps nutzt aufgrund seines kleineren Hebelarmes nur 28% seines Operationsbereiches aus. Diese beiden Muskeln wurden für mein Modell gewählt, da sie über einen großen Längenbereich Kraft erzeugen können; Abbildung aus [17]

Der *caput longum* des zweigelenkigen Trizeps entspringt am wirbelsäulennahen Teil des Schulterblattes. Der Ansatz befindet sich am *Olecranon* der *Ulna* (Elle). Der Ursprung des spindelförmigen Bizeps befindet sich ebenfalls an der *Scapula* (Schulterblatt) und zieht durch das Schultergelenk. Die Endsehne setzt am *Radius* (Speiche) an. Für ausführlichere Informationen siehe [21]. Die Geometrien und Massen der Segmente können von einem Programm namens 'Calcman' berechnet werden. Dieses benötigt hierfür Größe, Gewicht und Geschlecht. Die Parameter meines Modells sind die einer 168cm großen, 55kg schweren Frau.

Es war leider nicht möglich, die Ansatz- und Ursprungspunkte der Muskeln von experimentellen Daten (Pandy et al. [4]) auf mein Modell zu übertragen, da die Daten aus dem 'human male dataset' den Modellparametern Größe, Gewicht und Geschlecht nicht entsprechen.

Die Ansatz- und Ursprungspunkte des Modellmuskels werden in Anlehnung an realistische Punkte gewählt. Für die Ausgangsposition des Modells werden in Anlehnung an Abbildung 3.11 die Winkel- und Längenverhältnisse übernommen.

Das Modell ist geometrisch eingeschränkt, um gegen Überstreckung gesichert zu sein und die endliche Flexion durch Gewebesteile zu berücksichtigen. Dazu wird ein Federdämpferelement zwischen einer Anschlagsebene und der Hand definiert. Der Operationsbereich ist auf Seite 41 zu sehen.

Ein weiterer Zusatz zum Modell ist die Umlenkung (siehe Seite 41). Da die Muskeln bei der Bewegung Gelenke überstreichen (z.B. der Trizeps das Ellbogengelenk), müssen sogenannte Umlenkmarker gesetzt werden, die gewährleisten, daß der Muskelstrang nicht durch die Segmente zieht, sondern umgelenkt wird. Vereinfachend ist ein konstanter Hebelarm angenommen. Die beiden Umlenkmarker pro Muskel sind also auf die Oberfläche einer Kugel mit dem Radius des Hebelarms gesetzt. In Abbildung 3.12 ist der Verlauf der Bizepslänge über dem Winkel ϕ aufgetragen.

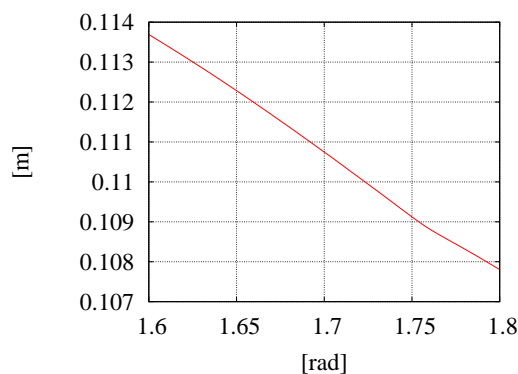


Abb. 3.12: Längen-Winkeldiagramm für den Bizeps

Es gilt:

$$R = \frac{dL_{CE}}{d\phi} \quad (3.11)$$

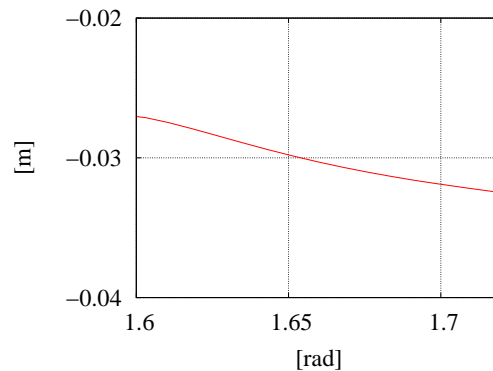


Abb. 3.13: Hebelarm R über dem Winkel aufgetragen.

Da die Steigung $\frac{dL_{CE}}{d\phi}$ annähernd konstant ist, sollte der Hebelarm konstant sein (siehe Abb. 3.13). Das Vorzeichen der Steigung und somit des Hebelarms sind positiv für eine Verlängerung des Bizeps.

Der Hebelarm ist nicht exakt konstant, da nur zwei Umlenkpunkte gesetzt sind. Demnach verläuft der Muskelstrang nicht genau auf einer Kreisbahn mit konstantem Radius. In vivo ändern sich die Hebelarmverläufe [4] über einen Winkelbereich. Die meisten Gelenke sind keine reinen Drehgelenke. Die Bewegung am Knie erfolgt beispielsweise als kombinierte Gleit- Drehbewegung [21].

Die Kraftroutine muß auf den veränderten Muskelverlauf angepaßt werden.

Das Setzen der Zeitpunkte, bzw. der Winkelzustände, bei denen der 'moved Marker' an die entsprechende, durch den Umlenkmarker gekennzeichnete Stelle hüpfen soll, ist ziemlich heikel, und nicht-adäquates Hüpfen verändert Längen und alle damit verbundenen Verläufe derart, daß die Kurven mit Peaks übersät sind. Wird der Hüpfzeitpunkt zu spät gewählt, dringt der Muskelstrang schon in die Umlenkkuugel ein und durch das Hüpfen des Markers, das erst später stattfindet, wird die Länge sprunghaft vergrößert. Wird der Hüpfzeitpunkt zu früh gewählt, so hüpfet der Muskel quasi davon.

Der Code ist für eine dreidimensionale Anwendung implementiert, die Bewegung jedoch zweidimensional, da die angebrachten Muskeln nur die Bewegung in einer Ebene bewirken.

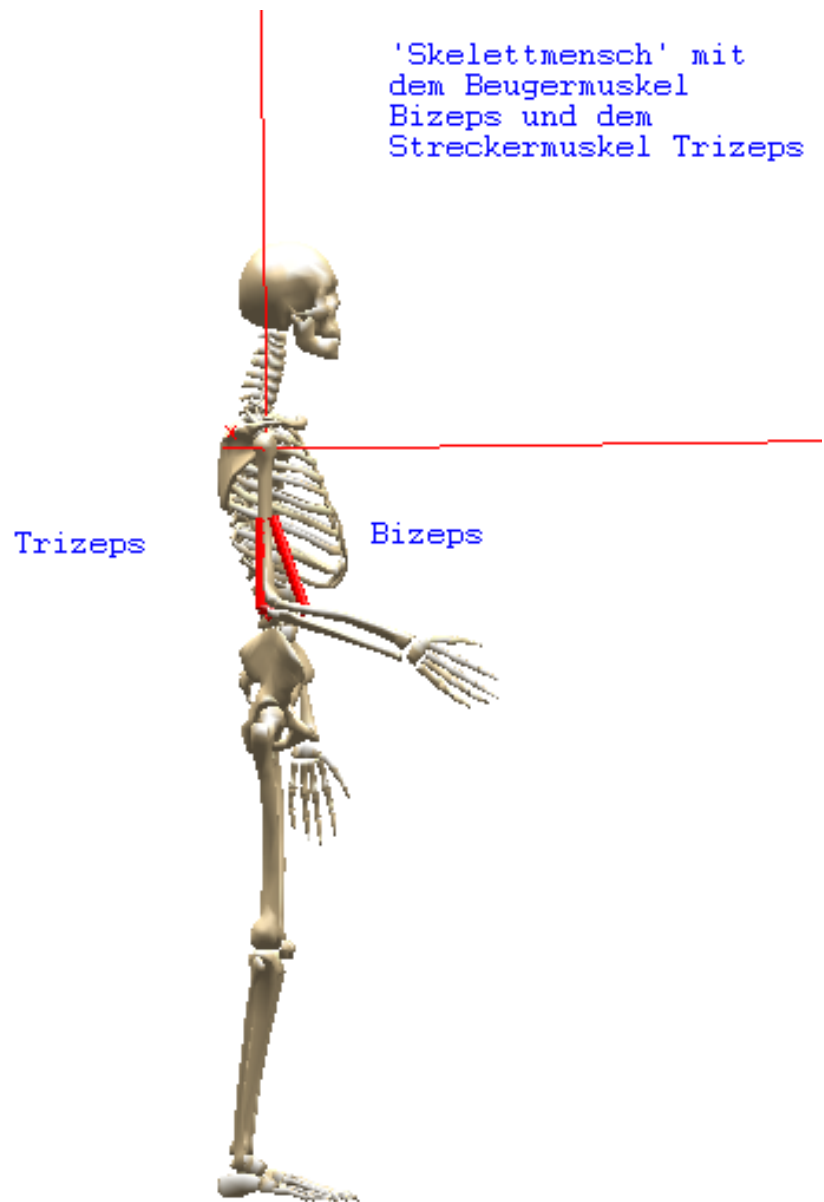
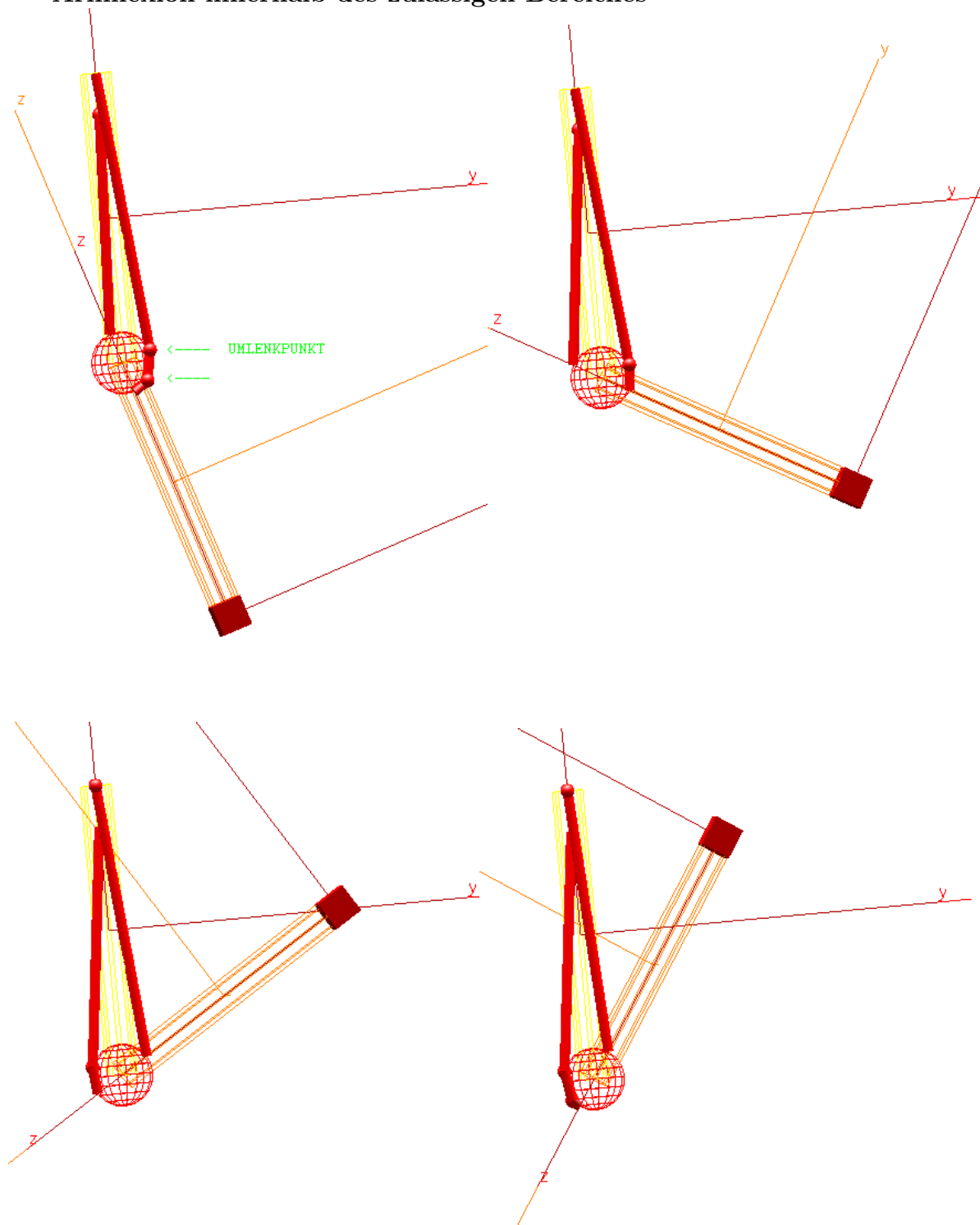


Abb. 3.14: Skelett-Muskelmensch

Armflexion innerhalb des zulässigen Bereiches



3.4 Die Modellsteuerung

Das Simpackmodell wird in Matlab/Simulink durch Regler gesteuert. Steuergröße ist dabei die Stimulation. Einige davon seien kurz skizziert.

3.4.1 Einige intuitive Regler

Als erstes sind einige Regler dargestellt, die intuitiv das Modell steuern.

Modell Einschwingen

Der Aufbau dieses Modells in Matlab ist im Anhang abgebildet (siehe Anhang A.2). Dieses Modell funktioniert folgendermaßen:

Die Ausgangswerte der Stimulation für Bizeps und Trizeps werden per Konstanten vorgegeben. Der Regler ist folgendermaßen aufgebaut: ist die Kontraktionsgeschwindigkeit negativ, so wird die Stimulation des Beugers erhöht, ist sie positiv, die des Streckers. So soll ein Gleichgewicht erreicht werden.

Da das Modell träge ist, wird ein Winkel von 1,9 nach einem Überschwinger bei $t=2,5$ erreicht (Abb. 3.15). Die Kontraktionsgeschwindigkeit des Trizeps zeigt noch einen Peak wegen eines nicht optimal gesetzten Umlenkpunktes (Abb. 3.16). Die Muskellängen werden zunächst beide länger, da der Arm absinkt, und die Sehnen werden entsprechend kürzer (Abb. 3.17 und 3.24). Dann verkürzt sich der Bizeps, der Trizeps wird gedehnt und die Sehnenlängen bleiben annähernd konstant. Dies resultiert aus deren großen Steifigkeit. Die kontraktile und seriellen Kräfte sind gleich, da die passive Kraft noch Null ist (Abb. 3.15). Die Überlappfunktionen erreichen am Anfang der Bewegung (Bizeps) und am Ende (Trizeps) ihren Maximalwert von Eins, was bedeutet, daß die optimale kontraktile Länge erreicht ist (Abb. 3.22). Die kontraktile Arbeit ist positiv für exzentrische Dehnungen und negativ für Kontraktionen (Abb. 3.26). Die Arbeit des Bizeps wird deshalb erst bei einer Sekunde negativ, da die Arbeit über die Zeit aufgetragen ist und erst dann das Integral über Kraft und Weg kleiner Null wird, da zu Beginn am Bizeps Arbeit verrichtet worden ist.

Bewertung

Dieses Modell ist noch sehr stark vereinfacht. Eine Bewegung kann jedoch generiert werden. Die Vorgabe einer Stimulation muß allerdings geraten werden. Als Verbesserung wird im nächsten Modell die Angabe eines Zielwinkels und die Steuerung mithilfe der Winkeldifferenz, was experimentell bewiesen ist [2], berücksichtigt. Zudem wird die Koaktivierung, also die gleichzeitige Aktivierung des antagonistischen Muskels eingebaut werden.

Steuerung mit Modell 'Einschwingen'

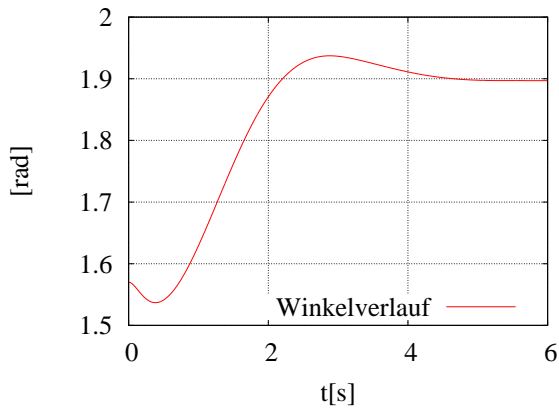


Abb. 3.15: zeitlicher Gelenkwinkelverlauf

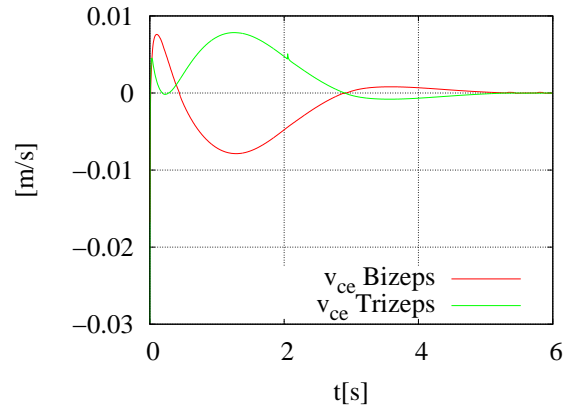


Abb. 3.16: Kontraktile Geschwindigkeiten

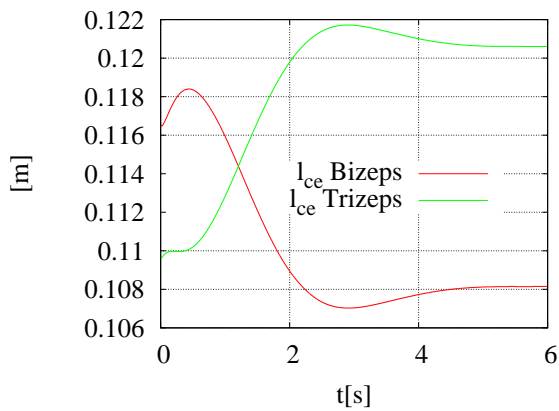


Abb. 3.17: Kontraktile Längen

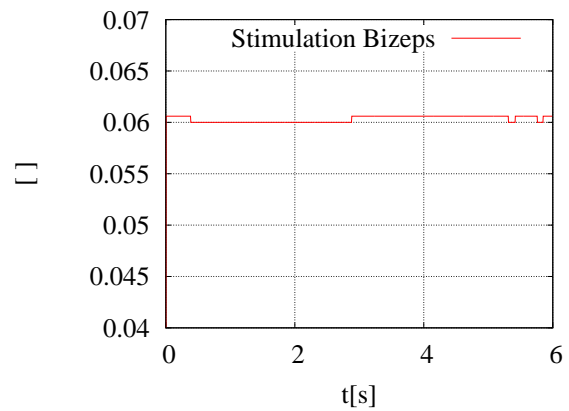


Abb. 3.18: Stimulation am Beuger

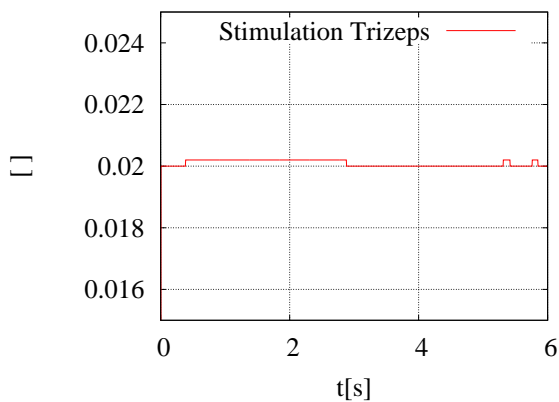


Abb. 3.19: Stimulation am Strecker

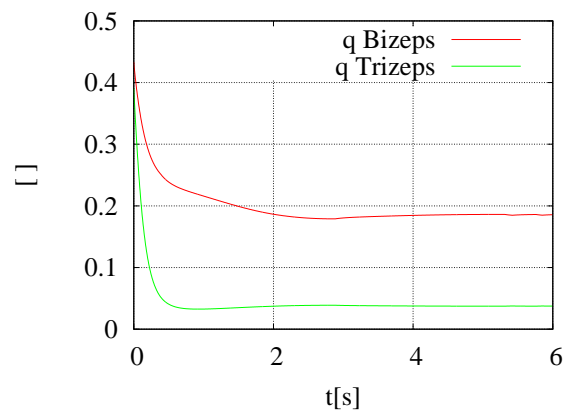


Abb. 3.20: Aufbau der Muskelaktivitäten

Steuerung mit Modell 'Einschwingen'

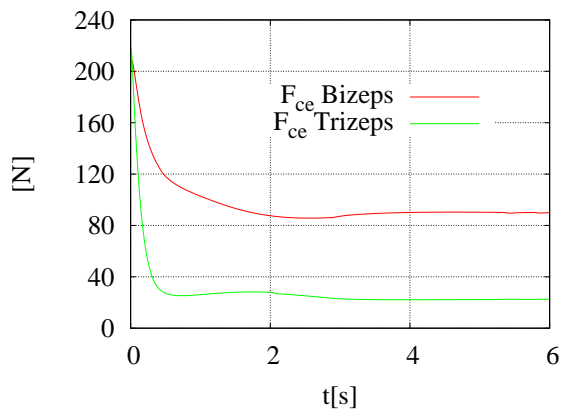


Abb. 3.21: Kontraktile Kräfte

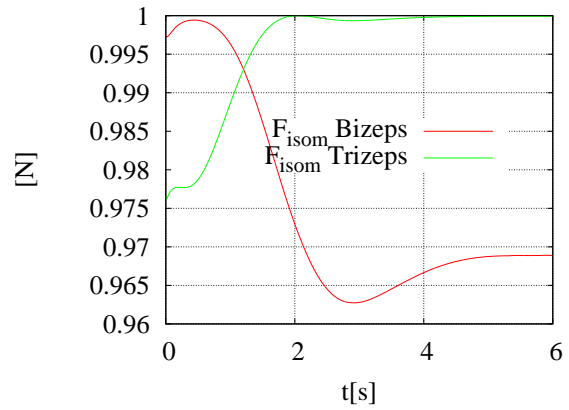


Abb. 3.22: Überlappfunktionen für Aktin-Myosinkopplung

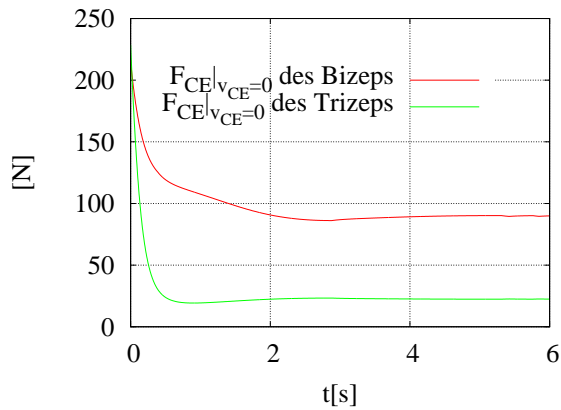


Abb. 3.23: Isometrische Kräfte

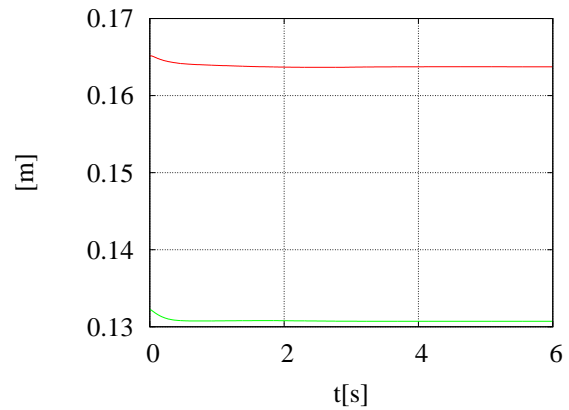


Abb. 3.24: Sehnenlängen

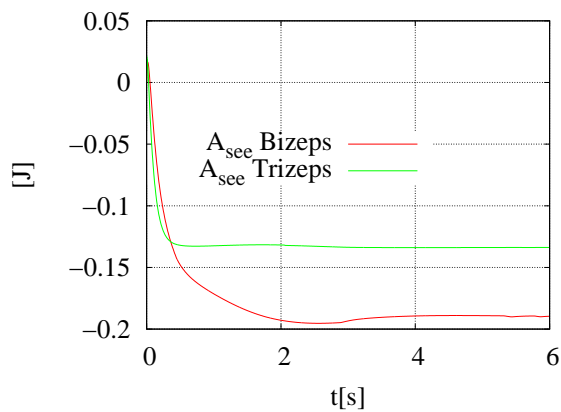


Abb. 3.25: zeitliche Änderung der Sehnenarbeiten

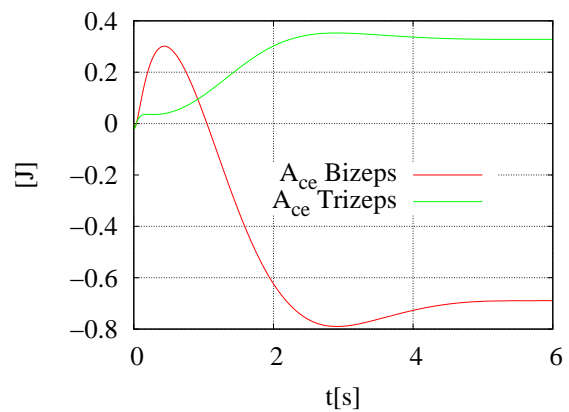


Abb. 3.26: zeitliche Änderung der kontraktile Arbeiten

Modell Winkelgeschwindigkeitsdifferenz

Mit diesem Modell (siehe Anhang A.3) wird eine komplexere Steuerung angelegt. Außerdem soll die Koaktivierung explizit berücksichtigt werden.

Es wird mittels einer Winkelabfrage (rot in Abb. A.3) festgestellt, welcher Muskel angesteuert werden soll. Dann wird die Winkeldifferenz aus Soll- minus Istwinkel auf die Stimulation gegeben (blau). Gleichzeitig wird durch die zweite Winkelabfrage (orange) die Koaktivierung aktiviert. Diese wird mit der absoluten Winkelgeschwindigkeit angesteuert (grün). Die Stimulation ist der Winkeldifferenz proportional. Gleichzeitig wird der entsprechende antagonistische Muskel mit der Winkelgeschwindigkeit angesteuert.

Der Sollwinkel von 1.9 wird nicht ganz erreicht. Es treten Oszillationen um die Endlage auf, da die Phasen der Stimulationen nicht so aufeinander abgestimmt werden können, damit optimale Dämpfung auftritt. Abhängig von der Geschwindigkeit, der Länge des CE und der Muskelaktivität ergeben sich geringfügig andere Werte als beim Modell 'Einschwingen'.

Um die Oszillation zu glätten, kann die Stimulation gleich einem konstanten Wert gesetzt werden. Der Wert für die Bizepsstimulation, wie er gewählt ist, kann die Schwerkraft nicht ganz ausgleichen (siehe Abb. 3.27). Der unregelmäßige Verlauf der Trizepsgeschwindigkeit resultiert aus der Wahl der Parameter des Umlenkmarkers (siehe Abb. 3.28). Das Modell schwingt immer stärker um die sich absenkende Endlage, da (z.B. bei $t=2$ in Abb. 3.30) der Strecker aktiv wird, wenn die Bizepsstimulation sinkt. Nimmt man nicht den Absolutbetrag von Geschwindigkeit und Stimulation, sondern ersetzt die negative Stimulation durch eine Null (negative Stimulationen sind nicht definiert, siehe Kapitel 2.3.4), so bleibt die Amplitude der Oszillation und die Endlage konstant (siehe Abb. 3.44, b: nicht gleichgerichtete Stimulation). In Abb. 3.42 und 3.43 sind jeweils die Komponenten eingetragen, die zur Stimulation beitragen (siehe dazu Abb. A.3. Y3 und 6 geben die Ansteuerung durch die Winkeldifferenz wieder, y6 bzw. 4 die Koaktivierung für den Trizeps bzw. Bizeps durch den jeweiligen Antagonisten. Y4 und 6 sind Null, da der Winkel nicht größer als der Sollwinkel wird. Der Trizeps wird nur durch die Koaktivierung aktiv. Abb. 3.40 zeigt die Bremsfunktion, die die Koaktivierung steuert. In Abb. 3.43 ist die Stimulation dargestellt, wie sie auf den Trizeps gegeben wird. Abb. 3.44 zeigt die Stimulation nach Durchlaufen der Kraftroutine in Simpack, innerhalb derer die negative Stimulation auf Null gesetzt wird.

Bewertung

Dieses Modell ist in der Lage, den Arm ungefähr auf eine gewünschte Winkelposition zu steuern. Es treten jedoch noch Oszillationen um die Endposition auf.

Steuerung mit Modell 'Winkelgeschwindigkeitsdifferenz'

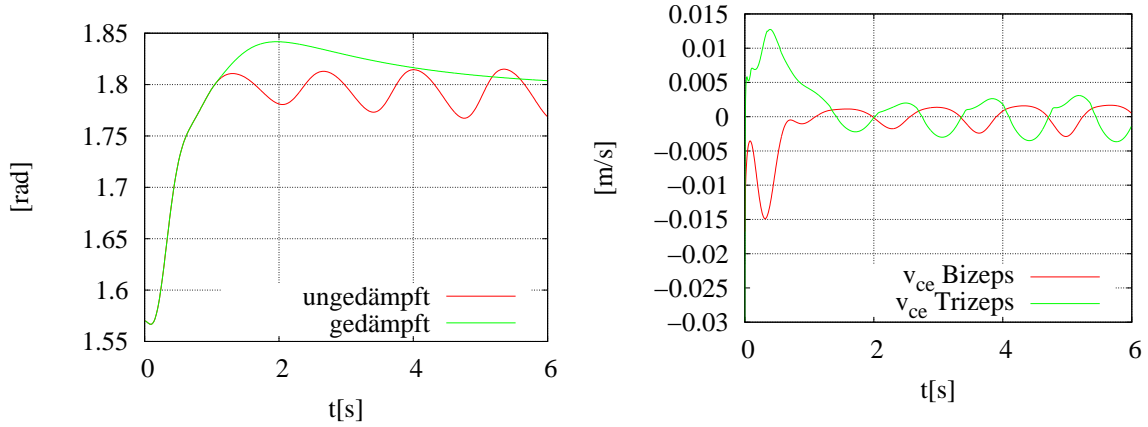


Abb. 3.27: zeitlicher Gelenkwinkelverlauf

Abb. 3.28: kontraktile Geschwindigkeiten

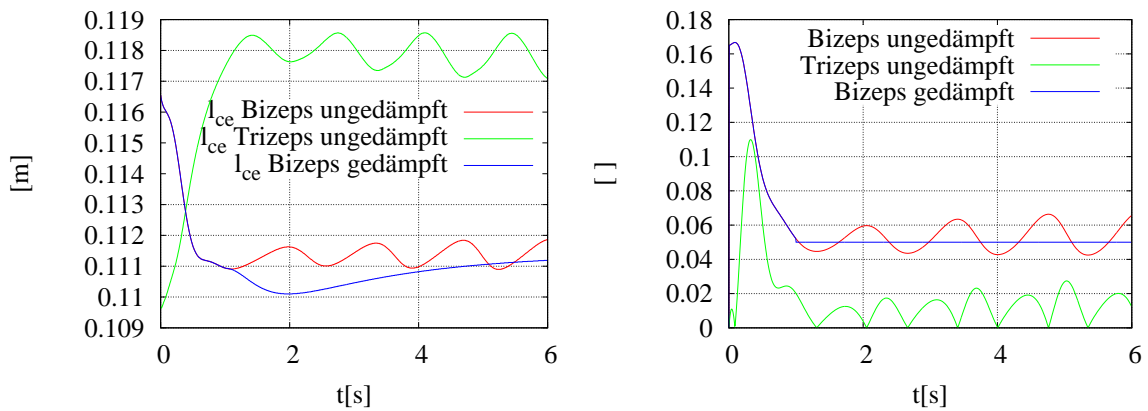


Abb. 3.29: kontraktile Längen

Abb. 3.30: Stimulation am Beuger

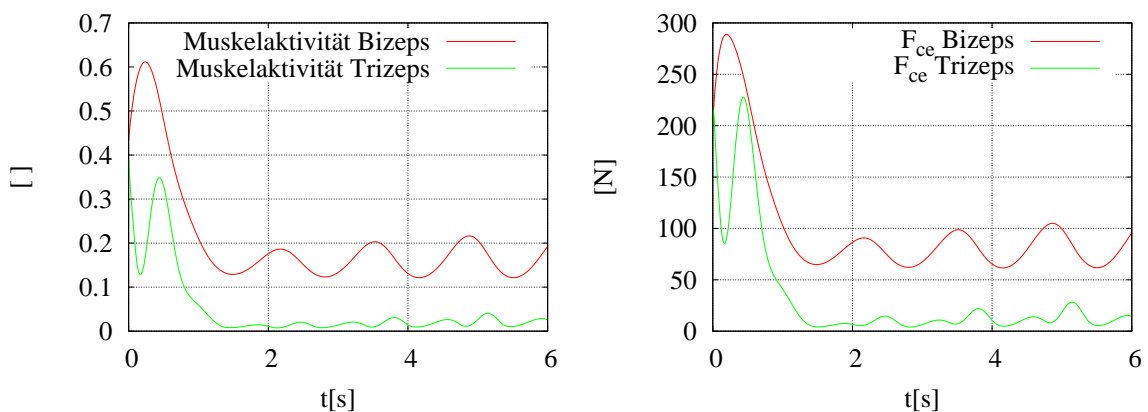


Abb. 3.31: Aufbau der Muskelaktivitäten

Abb. 3.32: kontraktile Kräfte

Steuerung mit Modell 'Winkelgeschwindigkeitsdifferenz'

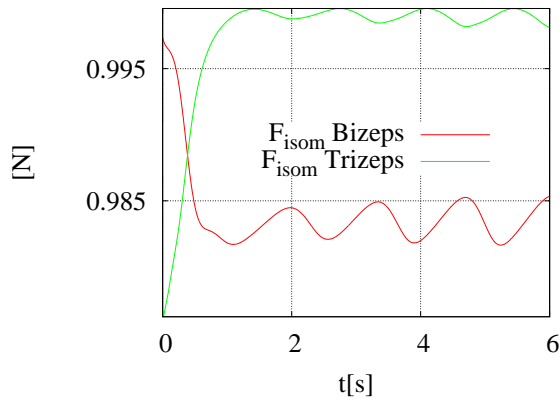


Abb. 3.33: Überlappfunktionen für Aktin-Myosinkopplung

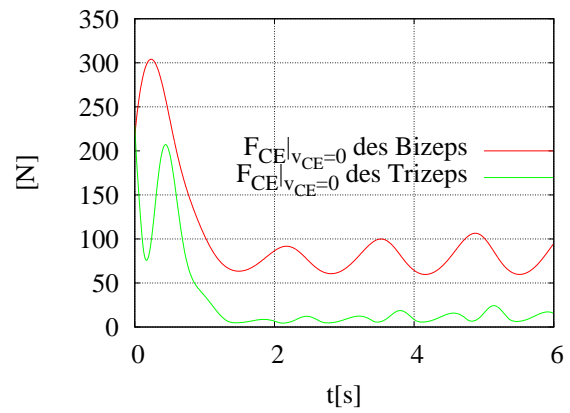


Abb. 3.34: Isometrische Kräfte

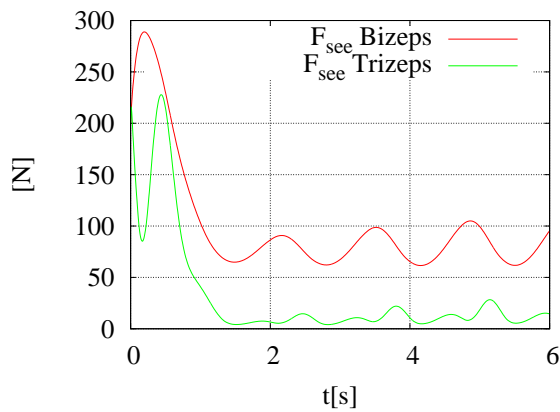


Abb. 3.35: Sehnenkräfte

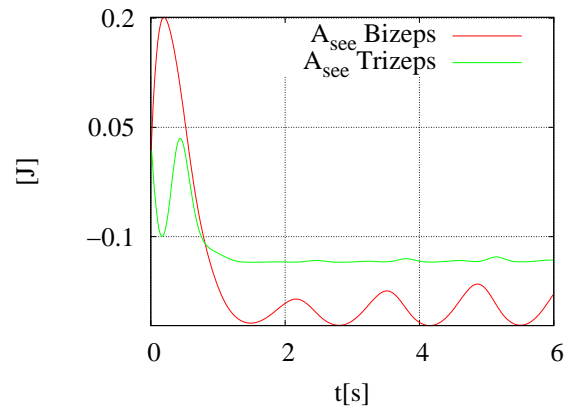


Abb. 3.36: zeitliche Änderung der Sehnenarbeiten

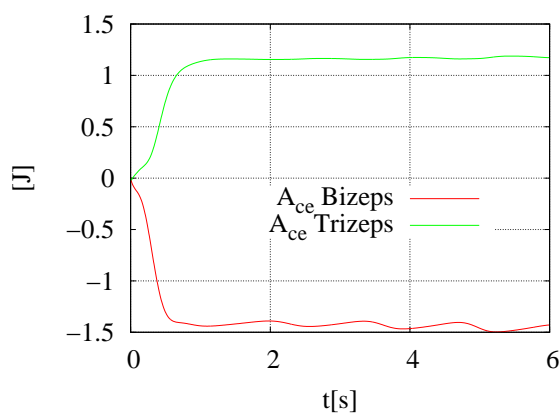


Abb. 3.37: zeitliche Änderung der kontraktiven Arbeiten

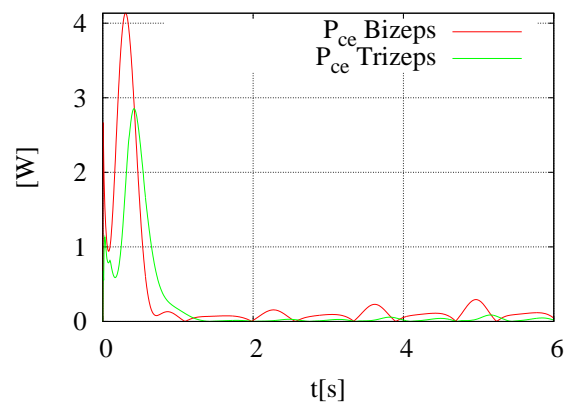


Abb. 3.38: kontraktile Leistung

Steuerung mit Modell 'Winkelgeschwindigkeitsdifferenz'

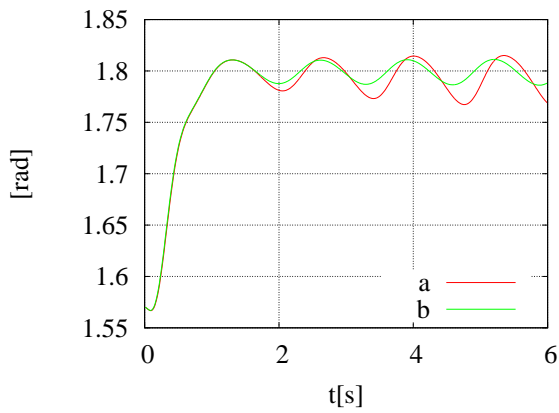


Abb. 3.39: Winkelverlauf; a: ungedämpft, b: modifizierte Streckerstimulation

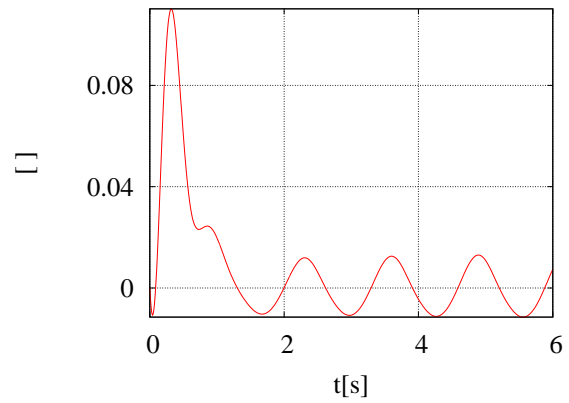


Abb. 3.40: Bremsfunktion

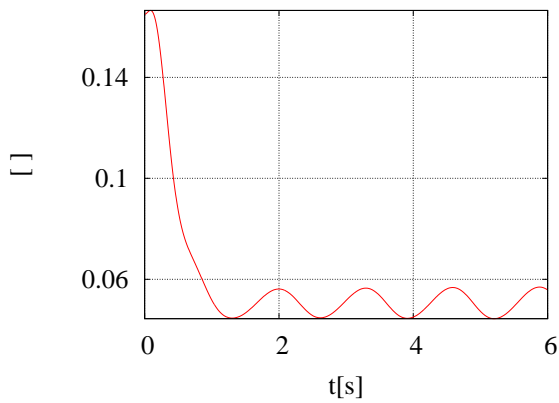


Abb. 3.41: Bizepsstimulation: $y_3 + y_4$

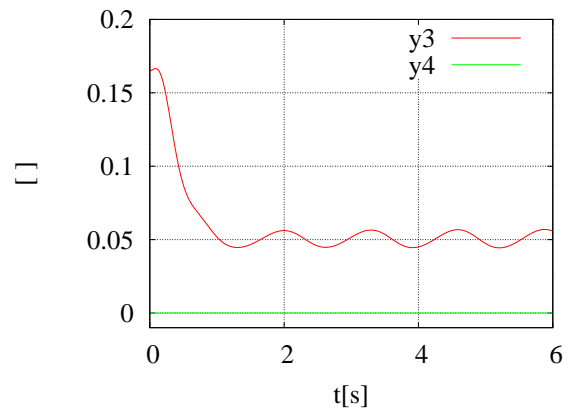


Abb. 3.42: 2 Komponenten

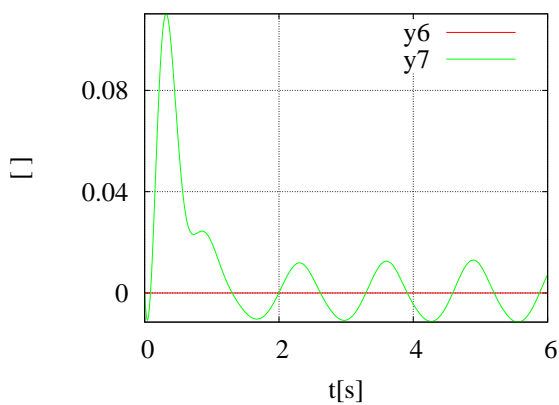


Abb. 3.43: Komponenten der Trizepsstimulation

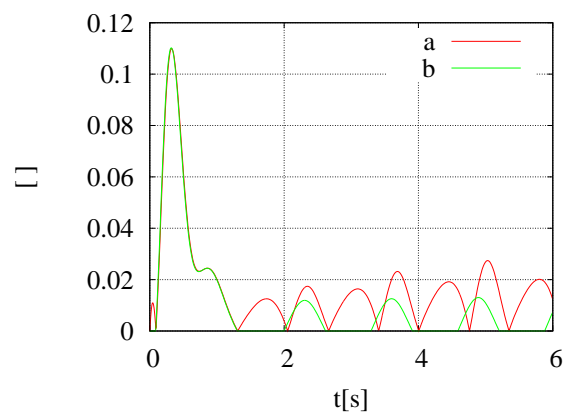


Abb. 3.44: Streckerstimulation; a: ungedämpft, b: zu Null gesetzt

Modell Bremsfunktion

Deweiteren wird eine Steuerung gebaut (siehe Anhang A.4), die die Koaktivierung des Antagonisten (in diesem Falle der Trizeps) mittels einer Funktion steuert:

$$f(x) = \frac{\alpha}{\beta + \frac{(x-\chi)^2}{\delta}} \quad (3.12)$$

Dabei bestimmt β die Höhe, δ die Breite und χ den Mittelpunkt des zu χ symmetrischen Peaks. Das heißt, daß die Koaktivierung schon vor Erreichen der gewünschten Endposition beginnt und größer wird, je näher das Modell dieser Endposition kommt. Diese Bremsfunktion multipliziert mit der Geschwindigkeit ergibt die Steuerfunktion. Das bedeutet, daß der Antagonist stärker aktiviert wird, wenn das Modell schnell gegen die Endposition strebt. Die Bewegung soll somit kurz vor Erreichen der Endposition abgebremst werden.

Auf Seite 50 sind verschiedene Parametervariationen abgebildet. Die beiden unteren Abbildungen zeigen den Verlauf der verwendeten Funktionen (a bis d).

Dieses Modell erreicht die gewünschte Endposition in circa 1,5 Sekunden, abhängig von den gewählten Parametern. Die Stimulation beträgt ein Viertel ihres Maximums. Mit den Parametern der Kurve d (siehe Abb. 3.4.1) ist der Bremspeak hoch und steil. Deshalb schwingt die Trizepsstimulation mit einer größeren Amplitude und Frequenz als die anderen Modelle. Da die Stimulation zudem früher und stärker einsetzt, wird der Zielwinkel später angefahren und nicht erreicht (siehe Abb. 3.49).

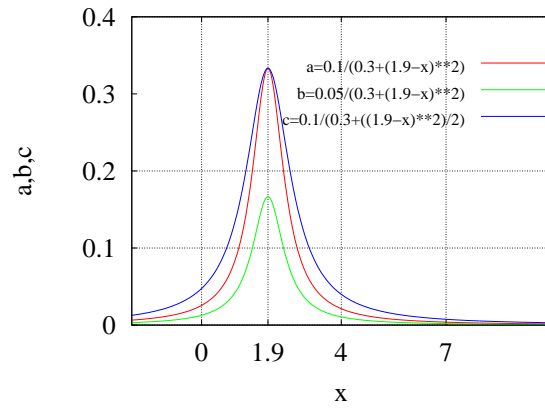
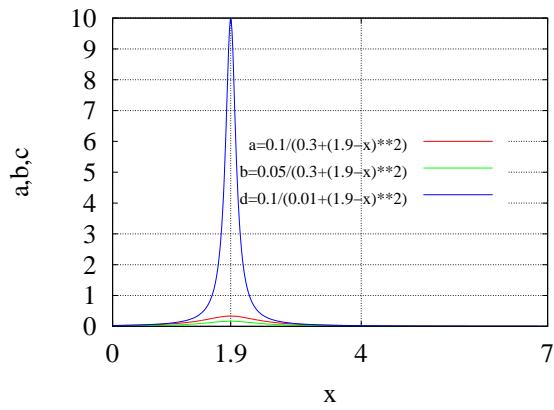
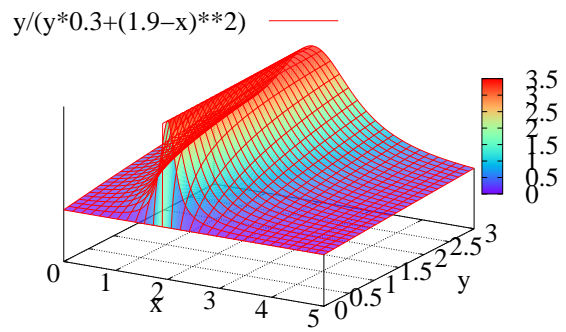
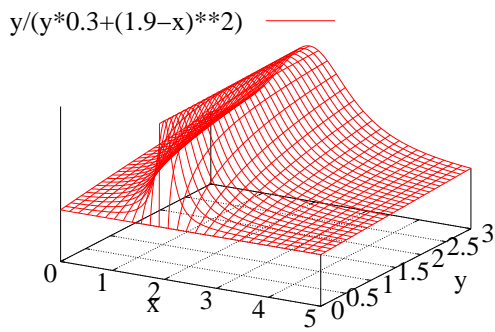
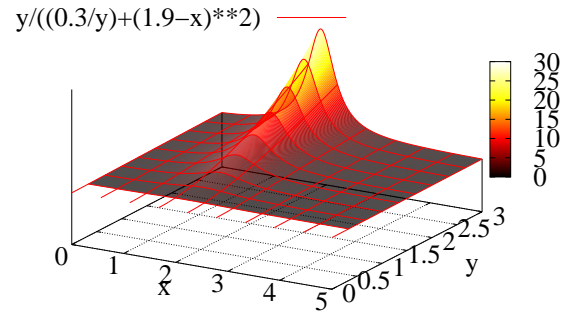
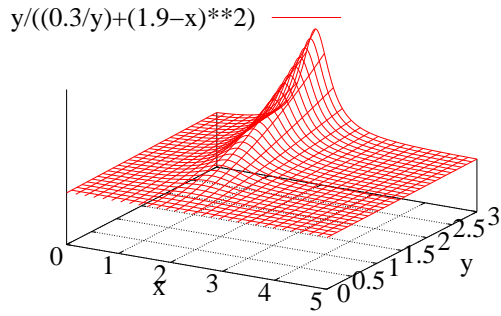
Bewertung

Dieses Modell ist in der Lage, den Sollwinkel anzusteuern. Es treten noch Oszillationen um die Endposition auf.

Das Modell reagiert sensitiv auf die Bremsfunktion. Es mag als Nachteil angesehen werden, daß dieses Modell mit der willkürlich gewählten Bremsfunktion gesteuert wird und die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Stimulation damit die Steuerung nur unwesentlich beeinflusst. Dies ist demnach ein sehr 'künstliches' Modell.

Außerdem müssen die Parameter der Bremsfunktion mit Bedacht gewählt werden. Die Wirkung der zu hohen Trizepsstimulation (siehe Abb. 3.49) im Falle der Parameter bei d ist eine Behinderung des Bizeps derart, daß der Zielwinkel nicht mehr erreicht wird (siehe Abb. 3.45).

Steuerung mit Modell 'Bremsfunktion'



Steuerung mit Modell 'Bremsfunktion'

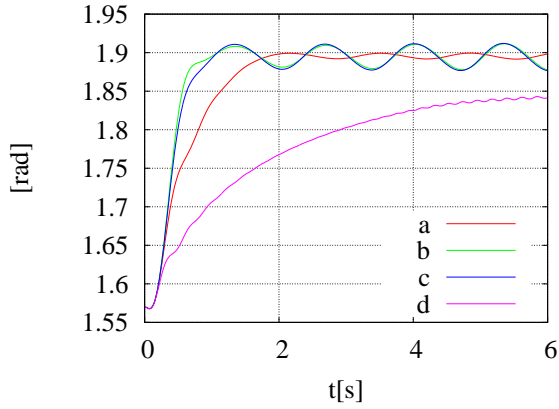


Abb. 3.45: Winkelverlauf

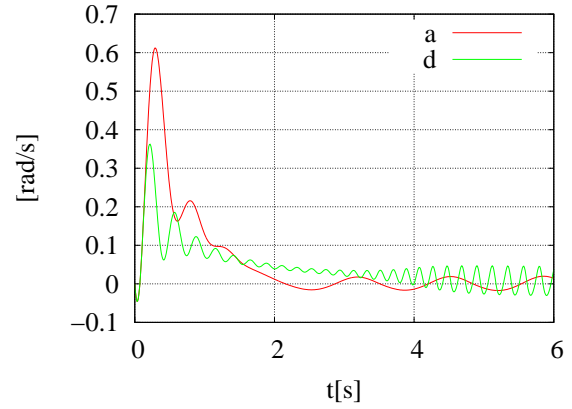


Abb. 3.46: Winkelgeschwindigkeit

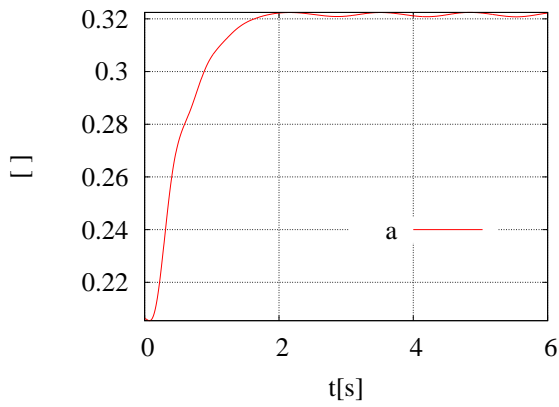


Abb. 3.47: Bremsfunktion

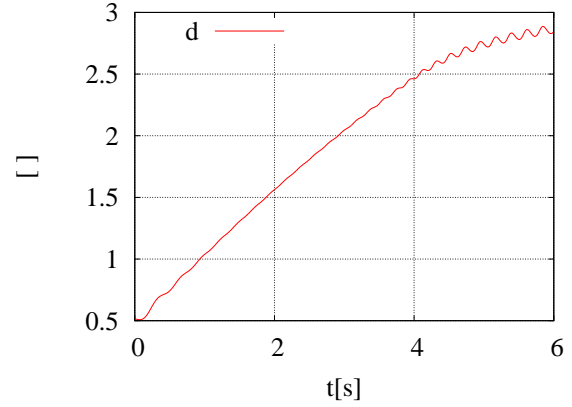


Abb. 3.48: Bremsfunktion

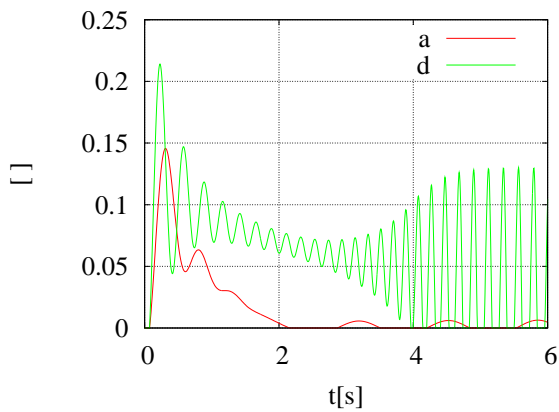


Abb. 3.49: Trizepsstimulationen

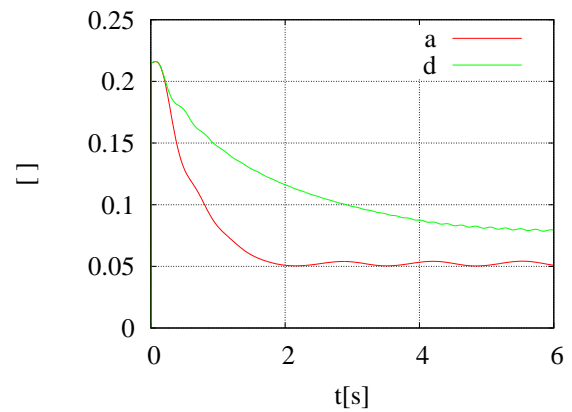


Abb. 3.50: Bizepsstimulationen

Modell Winkelfunktion

Das folgende Modell unterscheidet sich von den vorherigen durch die Steuerung einer winkelabhängigen Funktion.

Bei diesem Modell (siehe Anhang A.5) wird wieder mittels einer Winkelabfrage festgestellt, welcher Muskel angesteuert werden soll. Dann wird die Winkeldifferenz aus Soll- minus Istwinkel auf die Stimulation gegeben. Zudem wird noch eine Abfrage bezüglich der Winkelgeschwindigkeit durchgeführt. Diese wird verglichen mit einer winkelabhängigen Funktion (y_{12}) (siehe Abb. A.5). Sie sieht folgendermaßen aus: Die Winkeldifferenz wird mit einem wählbaren Faktor, dann mit einer Funktion (Dead Zone) multipliziert, die das Signal bei annähernder Gleichheit der Winkel zu Null macht. Die betragsmäßige Differenz aus Winkelgeschwindigkeit und der wie oben beschriebenen winkelabhängigen Funktion wird dann als Koaktivierung auf den jeweilig anzusteuernenden Muskel gegeben. Das Produkt aus Koaktivierung und dem Anteil, der proportional zur Winkeldifferenz ist, ergibt die Gesamtstimulation. Im Falle großer Geschwindigkeit und kleiner Winkeldifferenz (siehe Abb. A.5, Ast bei 'relational operator' RO2), wird der Strecker koaktiviert. Die Bewegung wird kurz vor dem Ziel abgebremst.

Bewegt sich das Modell schnell, ist die Koaktivierung größer und es wird stärker abgebremst.

Wenn die Geschwindigkeit klein und die Winkeldifferenz groß ist (RO3), wird der Beuger koaktiviert. In Abb. 3.56 ganz zu Beginn und bei circa 1,5 Sekunden sind diese Bedingungen erfüllt.

Auch dieses Modell erreicht nach circa 1,5 Sekunde die höchste Position. Zudem wird der Wunschwinkel erreicht. Dieser wird jedoch nur ohne Gravitation erreicht. Das ist jedoch vertretbar, da die situative Regelung, also die auf die Gravitation angepasste, eine Kleinhirnaktion ist und das Modell diese Steuerinstanz nicht beinhaltet.

Die Bizepsstimulation ist mit einem Wert von 1 maximal. Die Stimulation bei Y6 (siehe Abb. A.5) ist Null, da der Sollwinkel größer als der Istwinkel ist.

Dieses Modell kann den Muskel auch steuern, wenn eine Stufenfunktion angegeben wird, die zeitlich versetzt zwei Winkel vorgibt:

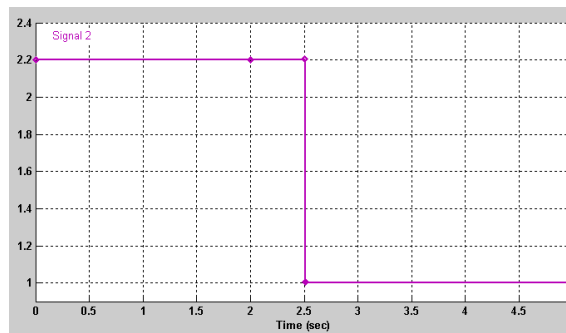


Abb. 3.51: Sollwinkelverlauf

Abb. 3.59 zeigt die Winkelgeschwindigkeit und die mit ihr verglichene winkelabhängige Funktion y_{12} im Falle einer Vorgabe des Winkels in Form von Abbildung 3.51. Abhängig von diesem Vergleich werden die Koaktivierungen y_7 und y_4 gesteuert (siehe Abb. 3.60 und 3.62). Das absolute Produkt aus der Vergleichsfunktion y_{12} und der Winkelgeschwindigkeit ergibt die Steuerfunktion, die auf den jeweiligen Muskel gegeben wird.

Bewertung

Dieses Modell ist in der Lage, den Arm auf eine gewünschte Winkelposition oder mehrere, in Form von Stufenfunktionen vorgegebene Winkelpositionen, zu steuern. Es treten jedoch noch Oszillationen um die Endposition auf.

Desweiteren kommt die Stimulation in Bereiche oberhalb des Definitionsbereiches zwischen Null und Eins, was jedoch durch Anpassung der Parameter des Modells vermieden werden könnte; allerdings auf Kosten der Schnelligkeit der Bewegung, da die Stimulation geschwindigkeitsabhängig ist.

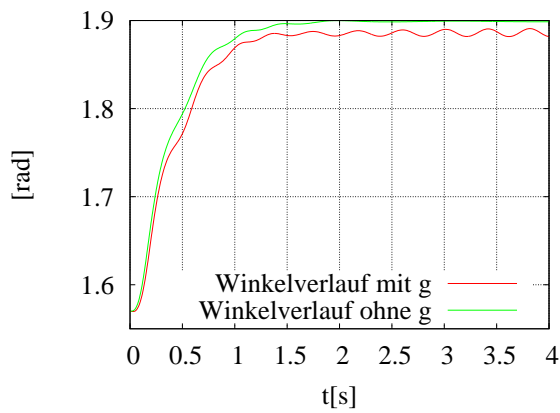


Abb. 3.52: Winkelverlauf mit/ohne Erdbeschleunigung

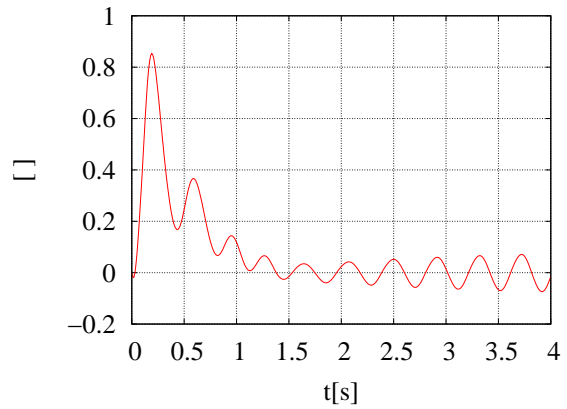


Abb. 3.53: Winkelgeschwindigkeit

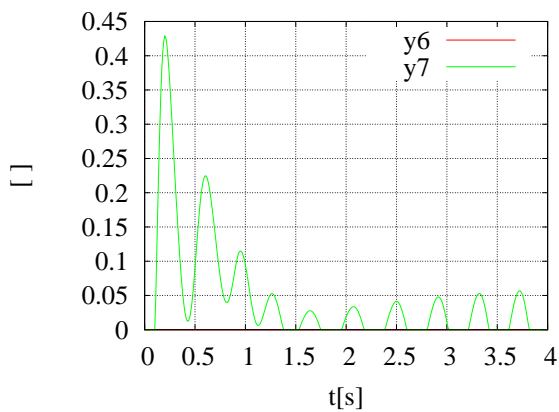


Abb. 3.54: Stimulation am Strecker

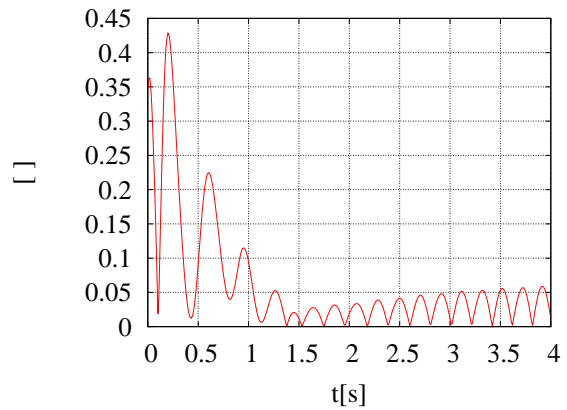


Abb. 3.55: Steuerfunktion y10

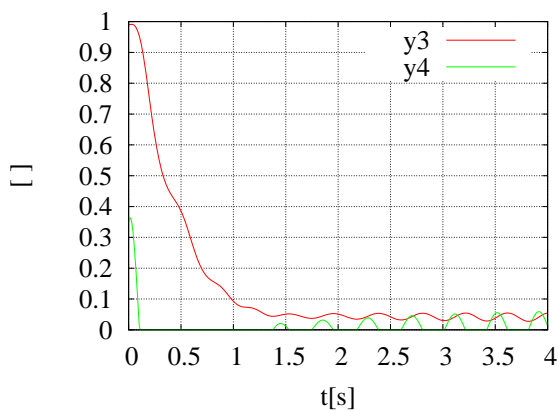


Abb. 3.56: Stimulation am Beuger

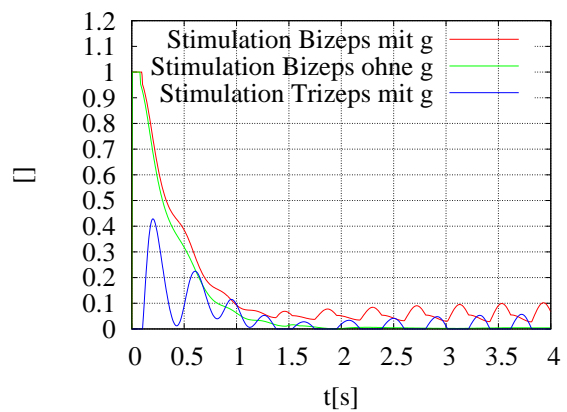


Abb. 3.57: Stimulationen (von Simpack)

Sollwinkel bei 2,5 Sekunden von 2.2 auf 1 rad gesetzt

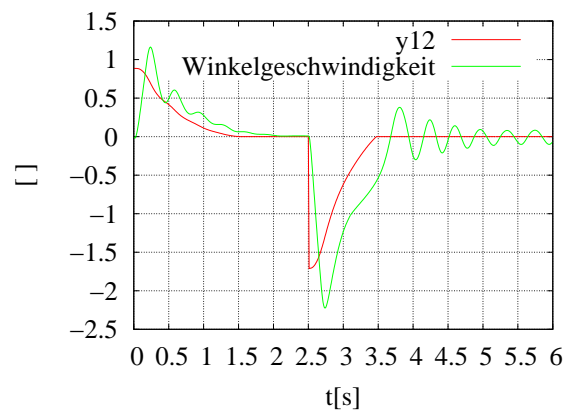
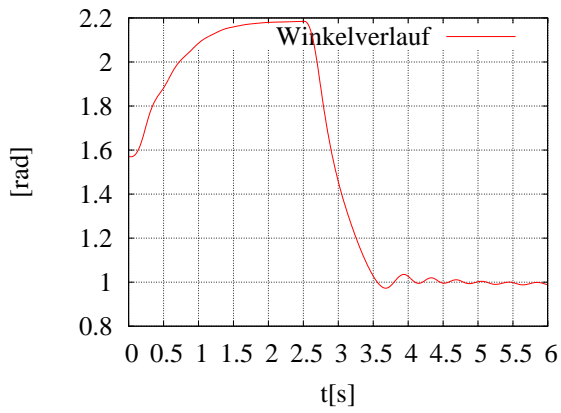


Abb. 3.58: Winkelverlauf mit/ohne Erdbeschleunigung

Abb. 3.59: Winkelgeschwindigkeit und y12

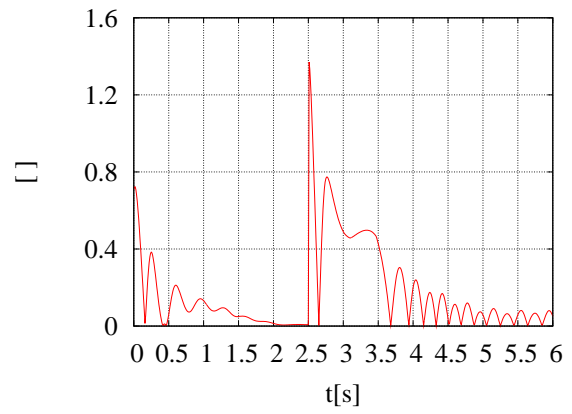
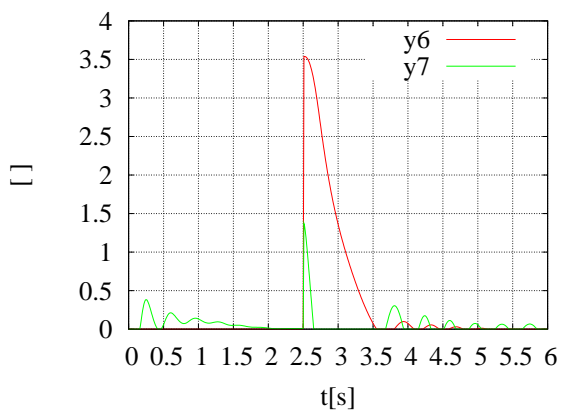


Abb. 3.60: Stimulation am Strecker

Abb. 3.61: Steuerungsfunktion

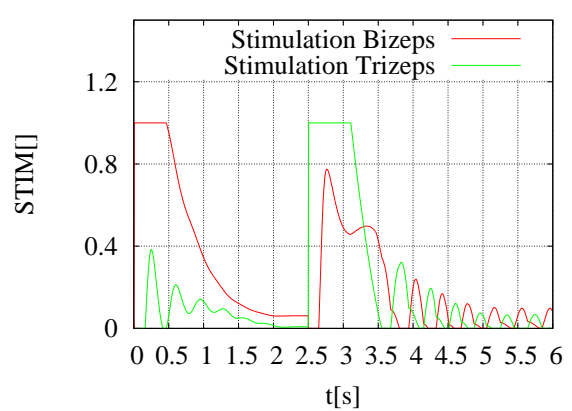
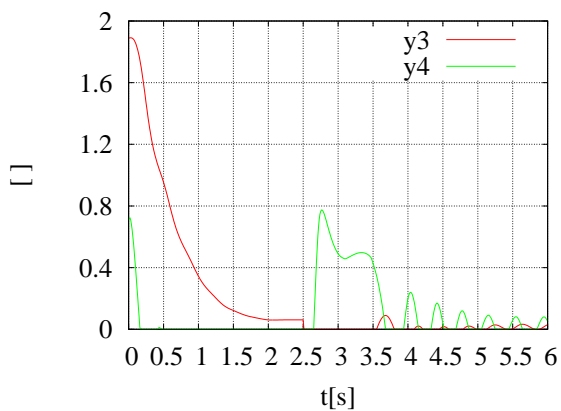


Abb. 3.62: Stimulation am Beuger

Abb. 3.63: Stimulationen (von Simpack)

Allgemeines zu den intuitive Modellen

Die im vorigen Kapitel vorgestellten Modelle sind in der Lage, das Armmodell zu steuern.

Es treten jedoch Oszillationen um die Endposition auf. Das System ist träge und schwingt über die gewünschte Position hinaus. Somit sind die Armposition und die darauf reagierenden Stimulationen phasenverschoben. Als Abhilfe kann ein vorzeitiges Bremsen, d.h. Koaktivierung des antagonistischen Muskels eingesetzt werden.

Eine andere Möglichkeit ist das Einsetzen eines PID-Elements. Dieses soll bezüglich einer Regeldifferenz (Winkeldifferenz) eine Größe erzeugen, die proportional der Amplitude, der Ableitung und des Integrals der Regeldifferenz ist [12],[8]. Je größer die Differenz, je schneller sie sich ändert und je länger sie andauert, desto größer die Stimulation. Der integrale Bestandteil dieses Reglers regelt die Winkellage, abhängig von der Phasenlage der Schwingung. Wenn diese unterhalb der Endlage erfolgt, 'zieht' der I-Anteil das System auf die Endlage zu. Es ist jedoch schon bei einem eindimensionalen, linearen System schwierig, die drei Konstanten der Regelung passend zueinander zu wählen. Da es sich hier aber um ein nichtlineares System mit voneinander abhängigen Differentialgleichungen handelt, ist die einfache Anwendung solcher Elemente nicht sehr erfolgversprechend.

Von Interesse wäre noch die Ermittlung mechanischer Größen wie Steifigkeit und Dämpfung als Zusammenhang zwischen Kraft und Länge bzw. Geschwindigkeit. Die Steigung der Kraft-Längenkurve gibt Auskunft über die Steifigkeit, die Steigung der Kraft-Geschwindigkeitskurve gibt Auskunft über die Dämpfung.

Die Auftragung der Kraft über der Länge (bzw. Geschwindigkeit) des kontraktilen Elements ist allerdings problematisch, da die Kraft eine implizite Funktion mehrerer zeitabhängiger Größen ist: $F(v(t),l(t),q(t))$.

Man müßte demnach alle Größen variieren und ordnen. Erforderlich wäre ein Experiment, bei dem nur eine Größe alle Werte nacheinander durchfährt, während die anderen Größen jeweils konstant gehalten werden (Länge konstant: quick-release Experiment).

Die Ermittlung von Steifigkeit und Dämpfung als Ableitung der Kraft nach Länge bzw. Geschwindigkeit ist demnach schwierig. Die Kurven sind zudem keine geradlinigen Trajektorien, sondern es gibt Abschnitte mit annähernd senkrechten Tangenten.

3.4.2 Lambda Steuerung

Im Gegensatz zu den im vorigen Kapitel vorgestellten intuitiven Modellen, wird nun ein physiologisches Modell vorgestellt, das auf experimentellen Messungen aufbaut [2].

Das Feldmann'sche Lambdamodell

Die experimentellen Grundlagen für das Feldmann'sche Lambdamodell [2] basieren auf dem Sehnenreflex. Um diesen genauer zu verstehen, folgt ein kleiner Exkurs in die Nervenphysiologie:

Im Rückenmark befinden sich u.a. motorische Nervenzellen. Man nennt sie Motoneurone. Diese senden elektrische Impulse an einen Muskel. Ein einziges Motoneuron innerviert eine bestimmte Anzahl an Muskelfasern. Muskelfasern und die erregende motorische Nervenzelle bilden gemeinsam eine motorische Einheit. Das α -Motoneuron innerviert die sogenannten extrafusalen Muskelfasern (efferente Bahn). Diese Fasern sind hauptsächlich für den Muskelkraftaufbau verantwortlich. Das γ -Motoneuron innerviert die intrafusalen Fasern. Zwischen diesen ist ein Rezeptor, das dehnungssensitive Muskelspindelorgan, geschaltet. Die Rückkopplung an das Rückenmark geschieht über sogenannte afferente Fasern einer Nervenzelle. Diese werden sensorische Nervenzellen genannt. Sie befinden sich an der Rückseite der Wirbelsäule außerhalb des Rückenmarks. Die Endfasern der sensorischen Nervenzelle umschließen das Spindelorgan und messen so die Dehnung. Die andere Nervenendigung setzt auf dem Zellkörper des Motoneurons an und bewerkstelligt so die Rückleitung und eine Verstärkung, da eine größere Anzahl (≈ 100) α -Motoneuronen erregt wird.

Das Feldmann'sche Lambda-Modell basiert nun darauf, daß die Stimulation proportional der Differenz aus momentaner Muskellänge und Sollmuskellänge ist. Dabei wird die Muskellänge gemäß obig erläuterten Prozeß ermittelt. Die Sollmuskellänge wird vom ZNS vorgegeben. Feldmanns empirische Formel für die Stimulation der Muskeln lautet:

$$Stim = a(l_{CE} - \lambda) + bv_{CE} \quad [\quad] \quad (3.13)$$

Damit ist das Lambdamodell ein PD-Regler mit den Proportionalitätskonstanten a und b.

Innerhalb meines Computermodells wird in Anlehnung an Günther [7] folgende modifizierte Gleichung verwendet:

$$STIM_j = \kappa \left(\frac{l_{CE/j} - (1 - \delta)\lambda_j + \sigma v_{CE/j}}{L_{CEopt/j}} \right) \quad [] \quad (3.14)$$

Dabei läuft j über die einzelnen Muskeln. Die Parameter können wie folgt interpretiert werden: κ als Verstärkung, δ als indirekte Kokontraktion, λ als Solllänge, σ als Dämpfungskonstante.

Weitere Erklärungen dieser Parameter folgen auf der nächsten Seite.

Da das afferente Signal ein Relativsignal bezüglich der optimalen Muskellänge ist, wird die Stimulation im Lambda-Modell auf L_{CEopt} normiert.

Die Änderung der Sehnenlänge darf vernachlässigt werden [7]. Somit entspricht die Änderung der Muskellänge derer des kontraktile Elements.

Ist die kontraktile Länge kleiner als die Solllänge Lambda, so ist die Stimulation Null.

Ist sie größer, so kontrahiert das CE gemäß der Hill'schen Gleichung.

Man beachte, daß im konzentrischen Fall die Geschwindigkeit negativ ist.

Die Modellsteuerung: das Lambda-Modell

Dieses Modell setzt das modifizierte Feldmann'sche Lambdamodell in Matlabumgebung um (siehe Anhang A.6, Abbildung A.7 und Formel 3.14).

Die Bewegung kann durch Vorgabe von Solllänge (Lambda) für das kontraktile Element des Trizeps und des Bizeps angesteuert werden.

Wenn nun z.B. der Agonist länger als gewünscht ist, so kontrahiert er auf die Solllänge. Da ein Muskel keinen Druck ausüben kann (außer durch die Gewichtskraft), wird die Gegenbewegung durch die Aktivierung des jeweiligen Antagonisten bewerkstelligt, der so angeordnet ist, daß er das entsprechende Körpersegment entgegen der Zugrichtung des Agonisten bewegt.

In einem ersten Schritt wird die Solllänge Lambda als Parameter (wählbare Zahl) vorgegeben. Der Verlauf der Solllänge ist dabei unstetig, da er von Null auf die entsprechende Länge steigt (siehe Abb. 3.70).

Problematisch dabei ist, daß die Stimulation noch nicht auf den Wert eingestellt ist, der den momentanen Kraft- und Längenverhältnissen des Modells entspricht.

Deshalb wird in einem zweiten Schritt eine Solllänge vorgegeben und dem Modell die Möglichkeit gegeben, sich zu verspannen. Erst dann wird eine neue Solllänge vorgegeben. Dies entspricht der Eingabe einer Stufenfunktion nach einer bestimmten Einstellzeit.

Um die Unstetigkeit zu verringern, wird in einem dritten Schritt zwischen der alten und neuen Solllänge kontinuierlich interpoliert. Die Solllänge wird demnach als zeitabhängige Größe in Form einer fallenden Geraden (bzw. steigenden Geraden für den Strecker) vorgegeben.

Schritt Eins: Eingabe von Lambda als Parameter

Die Werte für die Sollängen des Trizeps und des Bizeps werden als Parameter vorgegeben. Diese sind so gewählt, daß sie zueinander in sinnvollem Zusammenhang stehen (Endwerte von einem anderen Modell).

Die Parameter der Formel 3.14) sind in Abbildung A.7) ersichtlich.

In Abbildung 3.66 sieht man, wie sich die Muskelaktivität praktisch instantan als Antwort auf die Stimulation aufbaut.

Das Lambdamodell berücksichtigt die Kokontraktion indirekt durch den Parameter δ (siehe Abb. 3.64 und 3.65). Wird dieser größer gewählt, so sinkt die Solllänge Lambda und folglich steigt die Stimulation, was einer Verminderung der Kokontraktion durch den Antagonisten entspricht.

Kappa als Verstärkung ist so gewählt, daß das Modell nach dem Loslassen nicht absackt, die Muskeln das Armgewicht also tragen können. Wird der Wert von Kappa auf 0.7 gesenkt, so reicht die Verstärkung nicht aus (siehe Abb. 3.67).

Eine direkte Berücksichtigung der Kokontraktion kann erreicht werden, wenn die Lambdas nicht 'überlappen', wenn also beide Muskeln verkürzt werden sollen.

Die Kokontraktion erhöht die Gelenksteifigkeit und somit die Präzision des Erreichens einer Endposition.

Bemerkenswert ist, daß keine Oszillationen um die Endlage auftreten, da die geeignete Wahl der Gewichtung der Geschwindigkeitabhängigkeit diese dämpft.

Es wird somit eine Dämpfung durch das zentrale Nervensystem integriert, welche durch die Muskeln ausgeführt wird.

In den Abbildungen 3.68 und 3.69 sind die Winkel- und Stimulationsverläufe aufgetragen, wenn sowohl der Agonist als auch der Antagonist durch entsprechende Wahl der Lambdas aktiviert sind.

Hierfür werden folgende Werte für Gleichung 3.14 durch Ausprobieren gefunden:

	Sollänge λ	Dämpfungskonstante σ	Verstärkung κ	indirekte Ko- kontraktion δ	optimale Länge L_{CEopt}
<i>Bizeps</i>	0.04	0.1	1.3	0.05	0.12
<i>Trizeps</i>	0.09	0.1	1.0	0.05	0.12

Steuerung mit Lambdamodell, Vorgabe von Lambda als Parameter

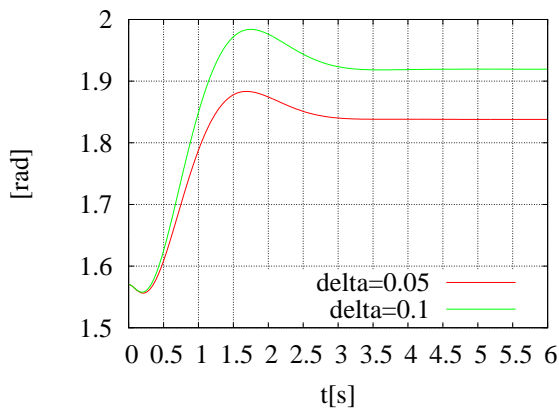


Abb. 3.64: Gelenkwinkelverläufe mit verschiedenen Delta

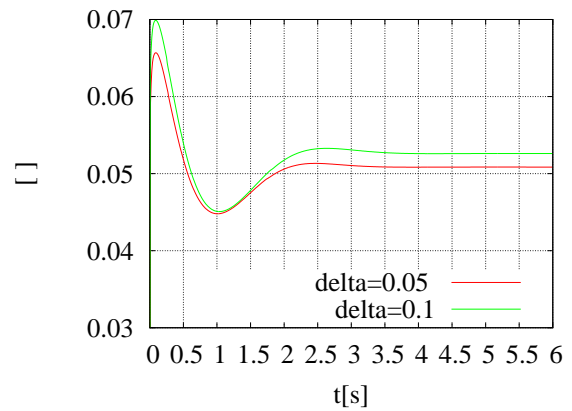


Abb. 3.65: Bicepsstimulation mit verschiedenen Delta

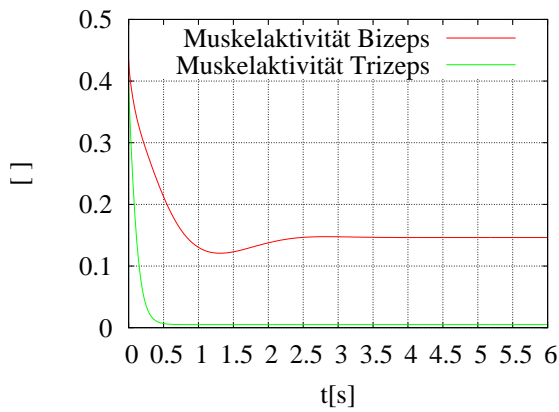


Abb. 3.66: Aufbau der Muskelaktivitäten

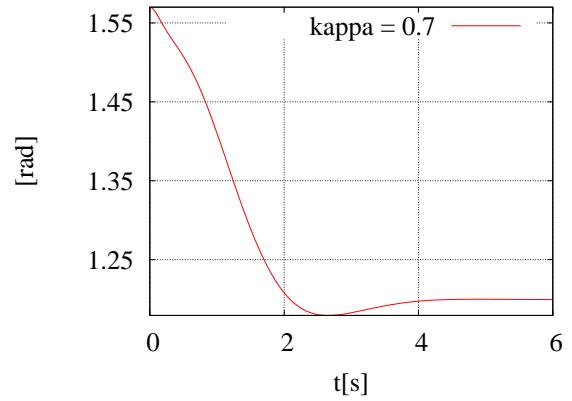


Abb. 3.67: Winkelverlauf für kleineres Kappa

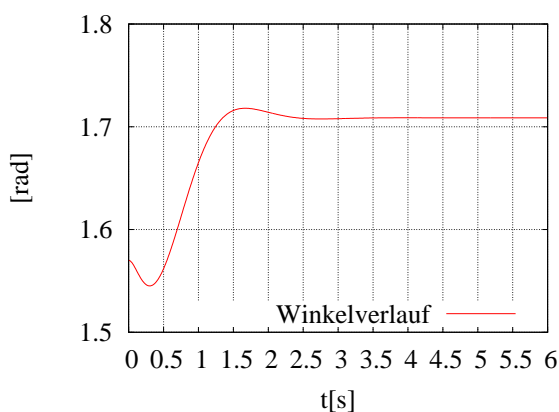


Abb. 3.68: Gelenkwinkel; beide Muskeln aktiviert

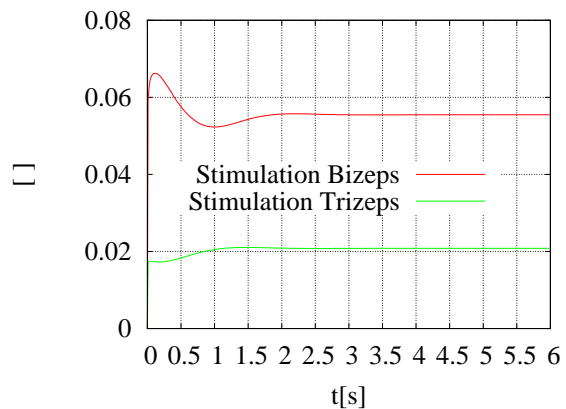


Abb. 3.69: Stimulationen

Schritt Zwei und Drei: Eingabe von Lambda als Stufenfunktion und als Gerade

Die Sollängen Lambda werden im folgenden jeweils als Stufenfunktion und als Gerade vorgegeben (siehe Abb. 3.70).

Die Stufe wird einmal zu Beginn (grün in Abb. 3.72, entspricht *Schritt Eins*) und nach Ablauf von acht Sekunden (blau in Abb. 3.72, entspricht *Schritt Zwei*) vorgegeben. Im ersten Fall sinkt das Modell kurz ab, bevor es sich verspannt (siehe Abb. 3.73). Im letzteren Fall ist der Einstellvorgang abgeschlossen. Der Winkel bleibt konstant (siehe Abb. 3.71, ab $t=3s$).

Es zeigt sich, daß das Modell empfindlich auf die unstetige Veränderung der Sollänge reagiert. Dies ist verständlich, wenn man bedenkt, daß man einen Anregungspeak auf ein schwingungsfähiges System gibt. Dieser Peak bewirkt eine instantane Vergrößerung der Stimulation (siehe bei $t=8s$ in Abb. 3.72). Damit verbunden ist ein etwas verspäteter Antwortpeak im Gelenkwinkelverlauf (siehe Abb. 3.74, $t=9,5s$).

Bei Vorgabe des gleichen Lambdas, einmal als Sprung und einmal als Gerade, zeigt sich, daß bei letzterer Angabe der Winkel präziser, ohne einen Überschwinger, erreicht wird (siehe Abb. 3.71).

Dies läßt die Vermutung zu, daß die Bewegungssteuerung beim Menschen über die Vorgabe einer stetigen Trajektorie erfolgen könnte.

In Abbildung 3.74 ist der Einschwingvorgang bis $t=2s$ erkenntlich. Erst dann hat sich die Stimulation entsprechend den Längen- und Kraftverhältnissen eingestellt.

Die Stimulation ist demnach keine Folge der Vorgabe einer neuen Sollänge, sondern Folge des Verspannungsvorganges. Der Verlauf der Stimulation sollte also nicht im Sinne einer Bewegungsgenerierung interpretiert werden.

Von der eingeschwungenen Position aus bewirkt eine Stimulationserhöhung einen sinnvollen Gelenkwinkelverlauf. Wird zudem noch der Sollängenverlauf annähernd vorgegeben, so resultiert eine kontrollierte und folgerichtige Bewegung.

Bei geringen Unstetigkeiten, die auch bei Vorgabe einer Geraden als Sollängenverlauf im Stimulationsverlauf auftreten, wird der Winkel noch ohne Antwortpeak erreicht (siehe Abb. 3.75, $t=12s$).

Anmerkung zu den quantitativen Verläufen der Abbildungen 3.73 bis 3.75: Die Stimulationen sind mit einem Faktor 30 multipliziert, um gemeinsam mit den Winkelverläufen dargestellt werden zu können.

Steuerung mit Lambdamodell, Vergleich verschiedener Vorgaben von Lambda

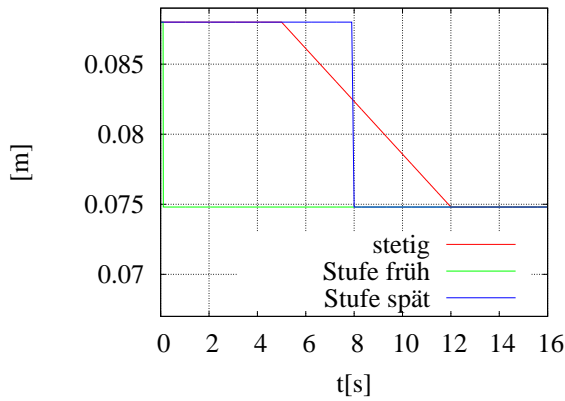


Abb. 3.70: Vorgaben der Lambdas

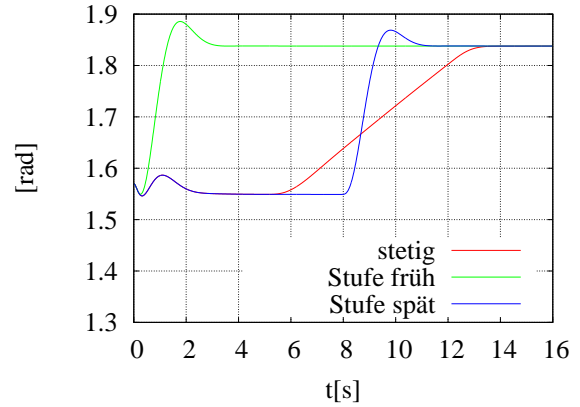


Abb. 3.71: Winkelverläufe

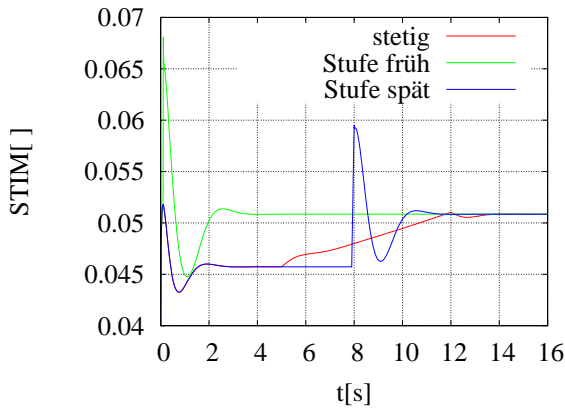


Abb. 3.72: Verläufe der Bizepsstimulationen

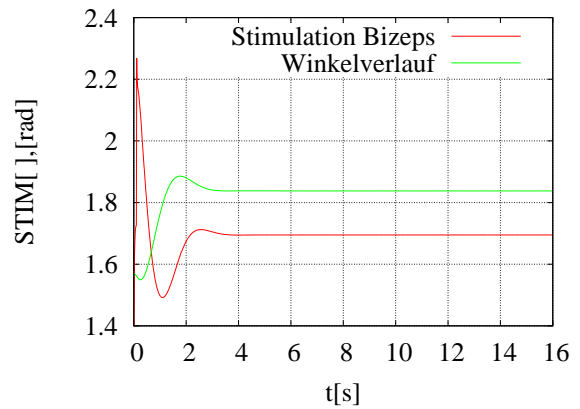


Abb. 3.73: Verläufe bei 'Stufe früh'

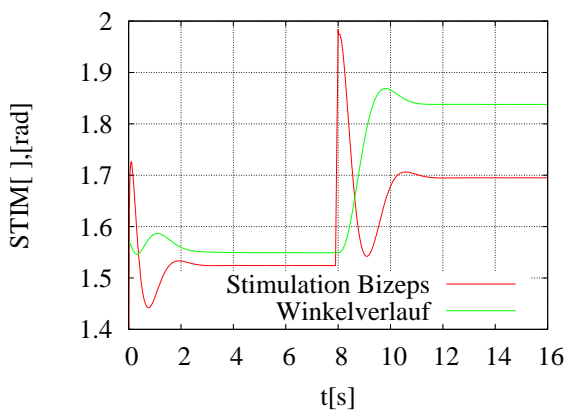


Abb. 3.74: Verläufe bei 'Stufe spät'

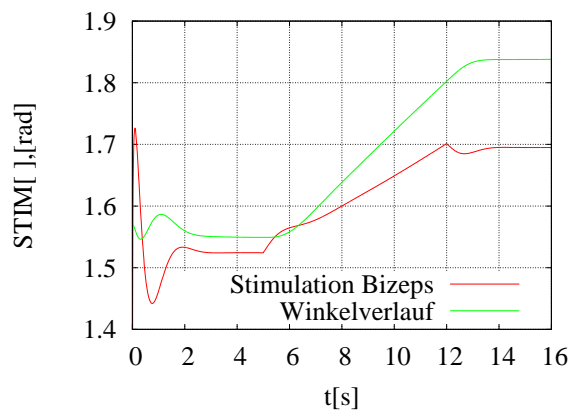


Abb. 3.75: Verläufe bei stetiger Vorgabe

Bewertung des Lambdamodells

Das Lambdamodell ist in der Lage, auf eine Ziellänge zu steuern. Oszillationen um den Zielwinkel werden gedämpft, sogar für Modelle ohne Gelenkreibung.

Die Vorgabe von sprunghaften Änderungen im Sollängenverlauf bewirkt allerdings die Anregung des Modells als schwingungsfähiges System und sollte vermieden werden. Die Vorgabe eines geradenförmigen Verlaufs bewirkt eine kontrollierte Bewegung.

Die Kokontraktion, d.h. die Aktivierung des antagonistischen Gegenmuskels, ist indirekt und direkt berücksichtigt.

Die Gleichung 3.14 läßt noch einige Parameter offen, sodaß die Wahl derer intuitiv erfolgen muß. Kriterium hierfür ist die schnelle, zielgerichtete und nicht-oszillierende Ansteuerung der Ziellänge.

Ein wesentlicher Nachteil des Lambdamodells ist die nicht-triviale Beziehung zwischen Sollänge und Winkel.

Es stellt sich ein Winkel gemäß der Stimulation 3.14 ein. Die Sollänge bestimmt nicht direkt die Stimulation, sondern wird noch modifiziert mit den Parametern der Gleichung 3.14 und der Kontraktionsgeschwindigkeit. Zudem beeinflußt der antagonistische Muskel und die momentanen Kraftverhältnisse die endgültige Winkellage. Somit ist das Lambdamodell nicht geeignet, auf einen bestimmten Winkel zu steuern, sondern nur auf eine modifizierte kontraktile Länge. Zudem ist diese Länge kein einfach zu ermittelnder Wert, weder im Modell, noch im Realobjekt. Der Nachteil besteht darin, daß man keine makroskopisch zugängliche Größe vorgeben kann.

Im folgenden Kapitel werden Stimulationsverläufe, die am Realobjekt gemessen wurden, dargestellt.

3.5 In vivo-Messungen

3.5.1 Durchführung und Auswertung der Messungen

Wir führten Messungen an meiner Person durch, um Stimmulationsverläufe der Muskeln zu ermitteln, die an der Armbeugung- und Streckung beteiligt sind.



Abb. 3.76: Meßaufbau im Biomechaniklabor Karlsruhe; Proband bewegt Masse nach oben; Elektroden messen EMGs; Marker werden von Kamerasystem aufgenommen.

Anhand von aufgeklebten Markern werden die Trajektorien mit einem Fünfkamerasystem aufgenommen. Das EMG wird an der Oberfläche mithilfe von Einmal-Klebe-Elektroden gemessen.

Ausgehend von verschiedenen Gewichten (1.25, 2.5 und 5 Kilo) wird der Unterarm angehoben, gehalten und wieder abgelegt. Dies wird jeweils in drei verschiedenen Schnelligkeitsstufen (langsam, mittelschnell, schnell) durchgeführt. Der Ellbogen bleibt dabei fixiert.

Die Signale folgender Muskeln werden aufgenommen (siehe Abb. 2.1): Bizeps longus und lateralis (langer und äußerer Kopf), Brachioradialis, als Beuger; Trizeps lateralis und longus als Strecker.

Zudem werden noch die maximalen Kräfte gemessen, um die EMGs zu eichen (siehe Abb. 3.78). Dazu wird der Arm in verschiedenen Winkelpositionen statisch und maximal angespannt. Um die maximale Kraft der Beuger zu ermitteln, wird auf der Beugerseite (d.h. zum Körper hin) gegen eine gleiche Kraft (Druck der anderen Hand) gearbeitet. Entsprechendes gilt für die Streckerseite. Der Winkel zwischen

Unter- und Oberarm wird mit einem Goniometer gemessen. Dieser funktioniert nach dem Prinzip eines Dehnungsmeßstreifens. Eine Längenänderung erzeugt eine Widerstandsänderung. Über eine Wheatstonebrücke fällt proportional dazu eine Spannung ab. Die gemessene, kalibrierte Spannung ist dem Winkel proportional.

Es ist in seiner Rohform (Abb. 3.77) noch nicht verwertbar. Mit einem von Veit Wank geschriebenen Programm namens 'Diamess' kann die Auswertung erfolgen.

Als erstes wird das Signal ausgeschnitten, sodaß es ab der ansteigenden Flanke des Triggers ausgewertet werden kann. Dann wird es gleichgerichtet, sodaß eine Einhüllende definiert werden kann. Dazu wird ein 'moving average' (stochastischer Mittelwert mit Wichtungsabschwächung nach außen), gebildet. Zudem wird das Signal auf die Maximalkraft normiert.

Das resultierende Signal (Abb. 3.80) kann nach Zajac [29] mit der Stimulation STIM (siehe Abschnitt 2.3.4) verglichen werden.

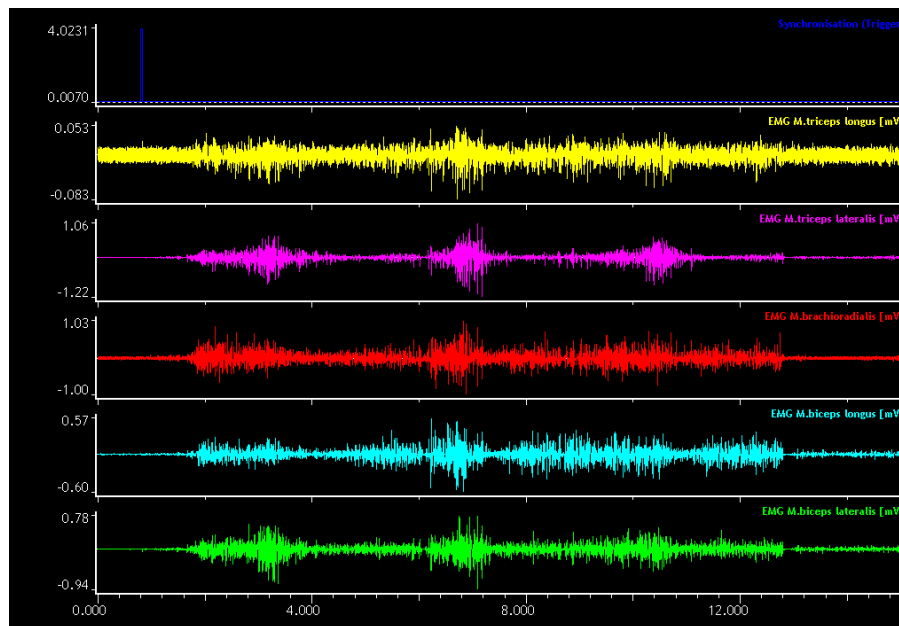


Abb. 3.77: rohes EMG Signal in Millivolt (Kanäle 2 bis 6); erster Kanal zeigt den Triggerwert, ab dem die Synchronisation mit dem Kamerasystem erfolgt. Nach rechts ist die Meßzeit aufgetragen.

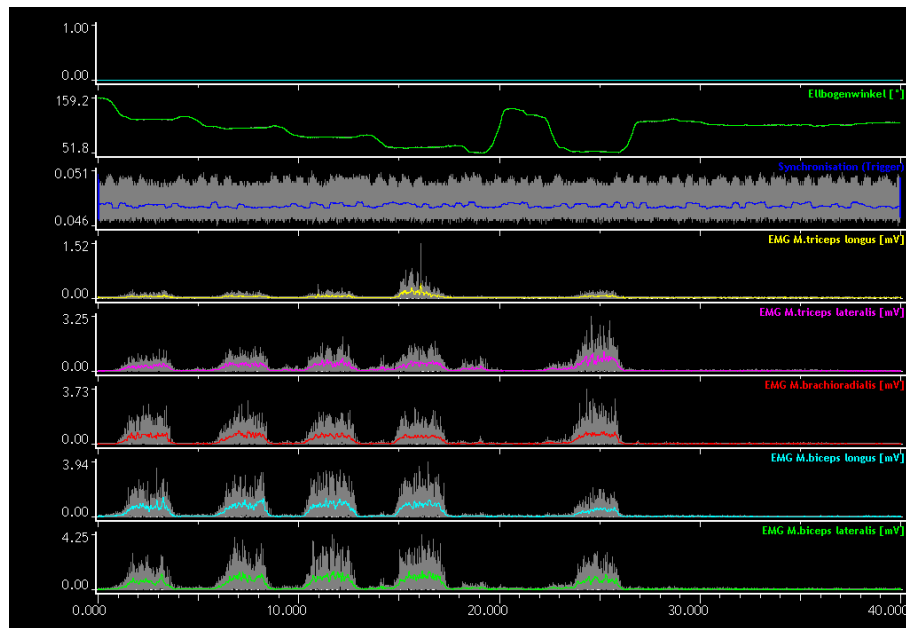


Abb. 3.78: EMGs bei maximaler Anspannung (F_{max}); zweiter Kanal zeigt die Winkelposition; 180° entspricht einer Armstreckung. Da die Maximalkraft nahezu unabhängig vom Winkel ist, kann die gesamte Bewegung auf eine einzige Maximalkraft normiert werden.

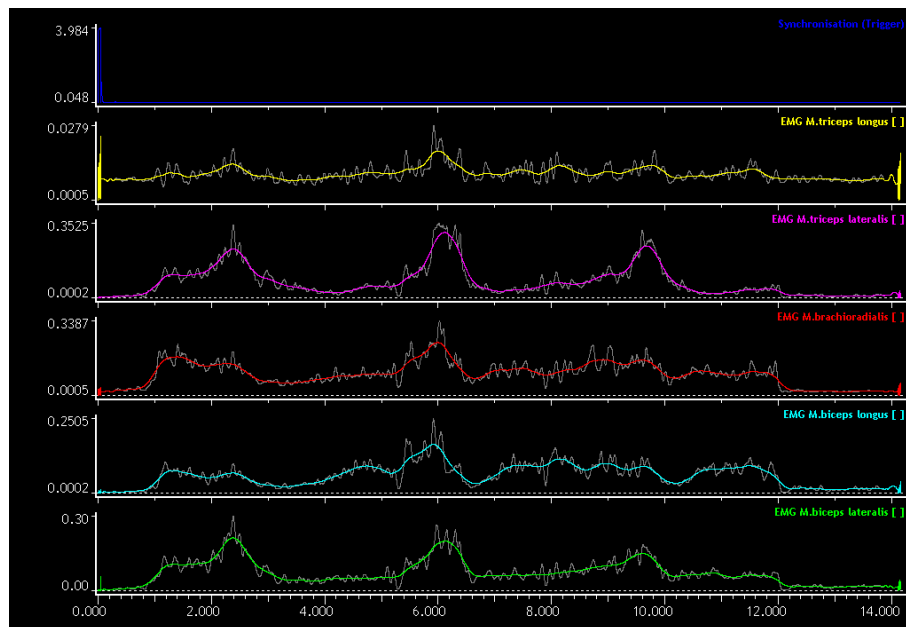


Abb. 3.79: bearbeitetes EMG Signal (ausgeschnitten, gleichgerichtet, gemittelt, normiert).

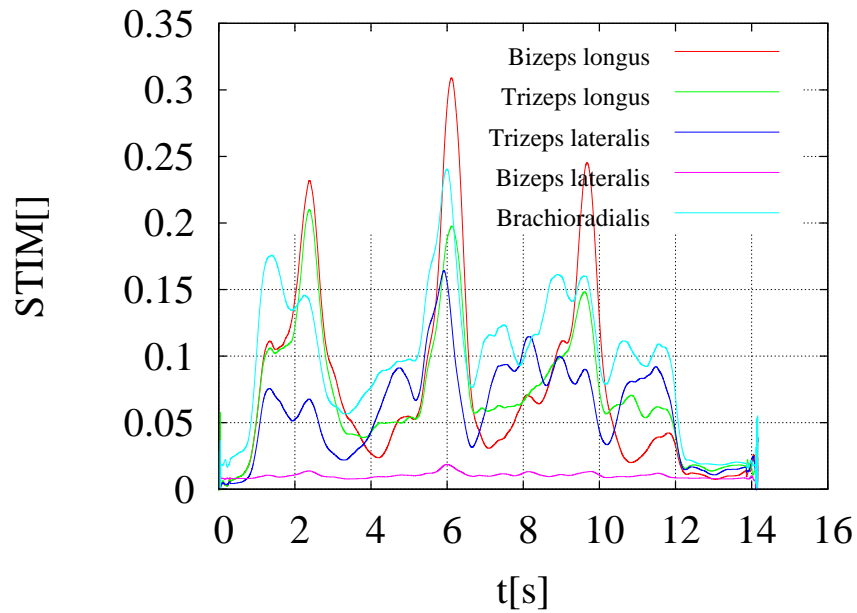


Abb. 3.80: Stimulationen über Meßzeit aufgetragen bei Flexionsbewegung mit steigender Schnelligkeit (siehe Text), Gewicht: 1.25 Kilo. Bewegung

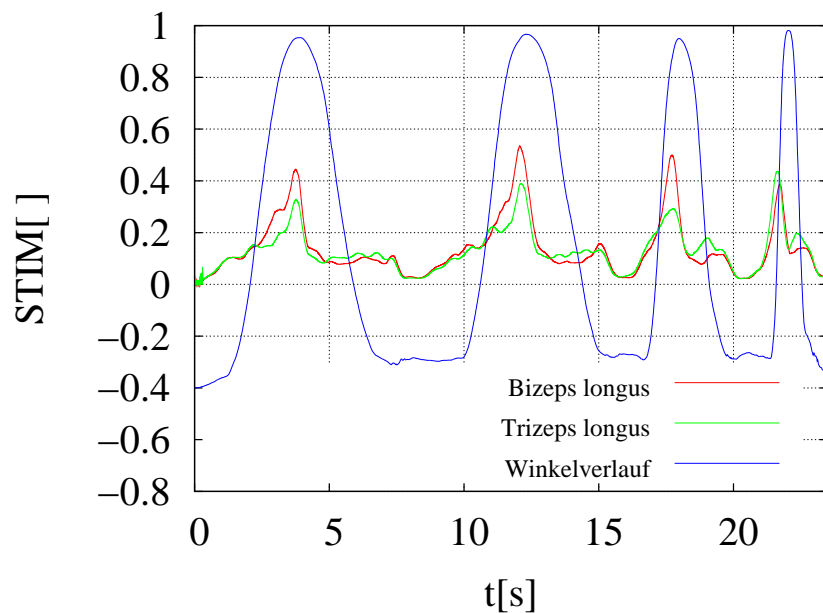


Abb. 3.81: Stimulationen von Biceps longus und Trizeps longus über Meßzeit aufgetragen; zusätzlich ist noch der Ellbogenwinkelverlauf aufgetragen, Gewicht: 2.5 Kilo.

Die Abbildungen 3.80 bzw. 3.81 zeigen die Stimulationsverläufe bei einer Last von 1,25 bzw. 2,5 Kilo.

Eine größere Last erfordert eine höhere Stimulation.

Da die Stimulation geschwindigkeitsabhängig ist, impliziert eine schnellere Bewegung eine größere Stimulation. Auffallend bei Last 1.25 Kilo ist demnach, daß die Stimulation der Muskeln am höchsten bei der mittelschnellen, zweiten Flexion ist (siehe Abb. 3.80). Allerdings ist es schwierig, die Geschwindigkeit im Experiment zu steuern, da man keine Instanz zur Messung der Geschwindigkeit relativ zur Geschwindigkeit einer vorangegangenen Bewegung hat. Kurz gesagt, die Geschwindigkeit ist subjektiv und damit schwer steuerbar.

Bei größeren Lasten scheint dieser Effekt nachzulassen (siehe Abb. 3.81).

Die Stimulationsverlauf bei 5 Kilo ist dem von 2,5 bis auf die Größe der Peaks äquivalent.

Bemerkenswert ist, daß die Stimulationen der Strecker kaum phasenverzögert zu denjenigen der Beuger sind. Es liegt eine gleichzeitige Aktivierung vor. Die Bewegung ist demnach mit einer starken Ansteuerung des Antagonisten verbunden.

Dies steht im Einklang mit Messungen von Kashima et al. [13]. Durch die Koaktivierung könnte die Bewegungskoordination präziser gesteuert werden.

Der Bizeps ist hauptsächlich beansprucht bei Beugungsbewegungen im Ellgelenk, wenn sich die Hand in Supinationsstellung befindet. Dies (im Gegensatz zur Pronationsstellung) entspricht der horizontalen Handhaltung mit Handfläche nach oben. Der Brachioradialis ist bei Semipronationsstellung beteiligt. Dies ist bei der Versuchsdurchführung der Fall, da das Gewicht in vertikaler Ebene gehalten wurde. Die Stimulation des Brachioradialis steigt bei der Flexion (Beugung). Bei der Extension (Streckung) könnte die Stimulation zu einer Korrektur der Handstellung beitragen, da entsprechend der Zugrichtung dieses Muskels die Hand nach außen rotiert wird.

Der Bizeps lateralis scheint eine untergeordnete Rolle zu spielen (zumindest mein Bizeps lateralis).

Der eingezeichnete Ellbogenwinkelverlauf zeigt, daß dieser mit der Stimulation des Bizeps longus eng korreliert.

Das Absinken des Armes bei circa 4,8 und 11 Sekunden scheint durch ein Absinken der Bizepsstimulationen und durch den Einfluß der Schwerkraft realisiert zu sein. Bemerkenswert ist, daß die Stimulation des Trizeps lateralis nicht steigt.

Schön zu sehen ist wiederum die anhaltende Bizepsstimulation beim Absinken, die eine präzisere Bewegungssteuerung bewirken könnte.

Bei allen Muskeln sieht man vor und nach der Bewegung eine anhaltende, kleine Stimulation.

Die detaillierte Interpretation der Stimulationsverläufe ist schwierig, da schon bei der Mittelung die Stimulationsverläufe grob angenähert werden. Außerdem erfolgte die Bewegung nicht notwendigerweise in einer Ebene. Seitliche Abweichungen waren sicher nicht zu vermeiden.

3.5.2 Vergleich von Experiment und Simulation

Es sollen nun Experiment und Simulation verglichen werden.

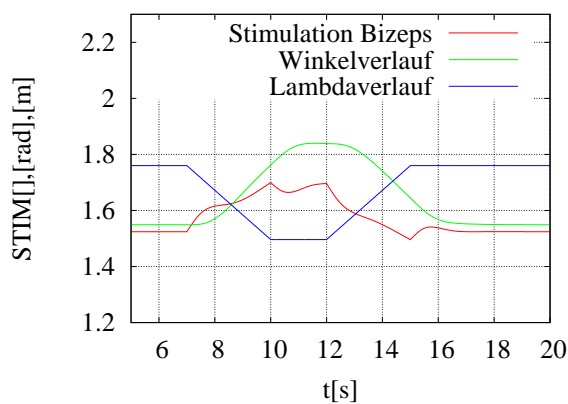


Abb. 3.82: *Lambdamodell*

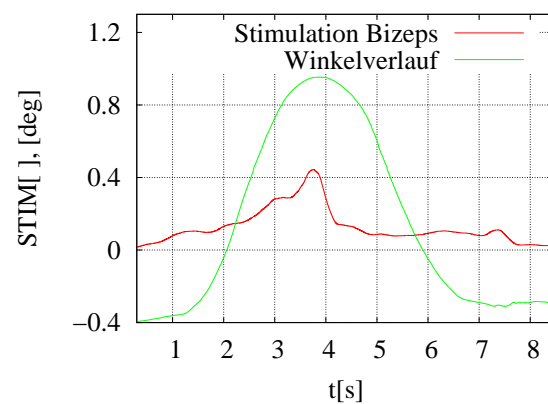


Abb. 3.83: *reale Messwerte*

In den obigen Abbildungen sind das Lambdamodell und die in-vivo Messung einander gegenübergestellt.

Aufgetragen sind die die Stimulation des Biceps longus, der Ellbogenwinkelverlauf und im Falle des Modells die Solllänge Lambda.

Die Werte sind folgendermaßen umskaliert, um eine gemeinsame Auftragung zu ermöglichen: Stimulation multipliziert mit einem Faktor 30, Solllänge mit Faktor 20.

Der Vergleich der Stimulationen aus Messungs- und Simulationdaten ist nur bedingt möglich. Das Modell korreliert nur grob mit der Realität, da es eine vereinfachte Abstraktion darstellt (siehe Kapitel 3.3). Im Experiment hingegen konnte das Modell nicht exakt nachgeahmt werden.

Außerdem sind die Zeitskalen nicht konsistent.

Quantitativ zeigen sich jedoch folgende Gemeinsamkeiten: Der Winkelverlauf verläuft dem Stimulationsverlauf folgend.

Allerdings sinkt in meinem Modell die Stimulation beim Absinken des Armes. Es wird demnach keine Kokontraktion zur Feinkoordination bei der Extensionsbewegung berücksichtigt.

Trotzdem reproduziert das Lambdamodell die Grobstrukturen realer Stimulationsverläufe.

Die in dieser Studie ermittelten Daten sind natürlich statistisch nicht relevant, dennoch liefern sie einen groben Überblick über das Verhalten der Muskeln.

Abschließend sei bemerkt, daß für eine realistischere Modellierung noch der Brachioradialis und der Trizeps lateralis berücksichtigt werden müßten.

Kapitel 4

Zusammenfassung

Innerhalb dieser Arbeit wird ein (Hill'sches) Muskelmodell als neues Kraftelement in ein dreidimensionales Mehrkörpersimulationsprogramm implementiert.

Damit wird virtuell ein Abbild des menschlichen Bewegungsapparates geschaffen.

Für die verschiedenen anatomischen Komponenten werden Kraftgesetze formuliert (siehe Kapitel 2.3). Unter anatomischen Komponenten versteht man passive Elemente wie Sehnen und Muskelumhüllungen, und aktive Elemente wie kontraktile Elemente.

Für die Kopplung der krafterzeugenden, aktiven Elemente an die Stimulation des zentralen Nervensystems werden Aktivierungsdynamiken integriert (siehe Kapitel 2.3.4).

Diese Differentialgleichungen beschreiben den Aufbau der Muskelaktivität. Dabei kann zwischen der Hatze'schen- und Zajac'schen Aktivierungsdynamik gewählt werden, deren Vor- und Nachteile in Kapitel (2.3.4) dargestellt sind.

Aus dem Kraftgleichgewicht der beteiligten Elemente, der Aktivierungsdynamik und der Hill'schen Gleichung (Zusammenhang zwischen Kraft, Länge, Aktivierung und Geschwindigkeit des kontraktiven Elements) kann die Kontraktionsgeschwindigkeit des kontraktiven Elements ermittelt werden. Die Integration dieser kontraktiven Geschwindigkeit ergibt eine neue Länge. Ausgehend von dieser und der momentanen Stimulation wird eine aktualisierte Muskelaktivität und letztlich Kontraktionsgeschwindigkeit und Länge errechnet. Die Bewegung des Armmodells erfolgt demnach gemäß dieser Kraftroutine.

Ein menschlicher Arm wird als abstrahiertes Starrkörpermodell im Mehrkörpersimulationsprogramm SIMPACK [23] modelliert. Die Modellgeometrien stammen von einem Programm namens Calcman, das hier am Institut programmiert wurde. Es genügen die Angabe von Körpergewicht, Körpergröße und Geschlecht, um Segmentlängen und Massenverteilungen zu ermitteln. Die Grundlage hierfür bilden statistische Daten der NASA [18].

Simuliert wird eine Flexionsbewegung des Arms. Der Steuerinput durch den Modellierers ist dabei die Stimulation.

Anhand dieser Stimulationseingabe wird mit einigen intuitiven Modellen, sowie dem experimentell gestützten Feldmann'schen Lambdamodell [2] die Steuerung des Muskelmodells durchgeführt (siehe Kapitel 3.4). Dieses ermöglicht die Steuerung auf eine vorgegebene Zielkonfiguration hin, da die Stimulation proportional der Differenz aus momentaner und Solllänge des kontraktiven Elements angenommen wird. Die experimentelle Grundlage basiert auf dem Sehnenreflex, dem in Kapitel 3.4.2 eine detaillierte Beschreibung gewidmet ist.

Die Validierung erfolgt zum einen mit der Simulation eines von Hill konzipierten sogenannten quick-release Experiments (siehe Kapitel 3.2). Auf diesem Experiment basierend ermittelte Hill seine berühmte Gleichung.

Anhand des quick-release Experiments wird das Kontraktionsverhalten eines isolierten Elements in Abhängigkeit einer angelegten Kraft untersucht.

Das Resultat der Simulation sind die charakteristischen Hillschen Kontraktionsgeschwindigkeits-Last Kurven.

Desweiteren wurden an meiner Person Messungen der Muskel Elektromyogramme durchgeführt (siehe Kapitel 3.5.1).

Diese EMG Daten werden bearbeitet, bilden in dieser Form die Stimulationsverläufe ab und können mit den simulierten Verläufen verglichen werden.

Das empirische Lambdamodell [2] steuert das Armmodell anhand der Stimulation bei Vorgabe eines Sollängenverlaufs der kontraktiven Länge. Dabei sollte dieser Verlauf kontinuierlich erfolgen, da ansonsten das Armmodell zu Schwingungen angeregt wird. Oszillationen um die Endposition werden gedämpft, sogar für Armmodelle ohne Gelenkreibung.

Ein Nachteil des Lambdamodells mag darin gesehen werden, daß die Ansteuerung des Computermodells nicht in Form einer makroskopischen Größe wie des Gelenkwinkels erfolgt. Stattdessen wird der Sollängenverlauf der kontraktiven Länge vorgegeben. Diese Zielgröße ist kein einfach zu ermittelnder Wert, weder im Modell, noch im Realobjekt.

Desweiteren wird die experimentell bestätigte Kokontraktion, das heißt die Aktivierung des antagonistischen Muskels, nicht abgebildet. Jedoch trägt die Kokontraktion zur Bewegungsfeinkoordination bei und es wäre demnach wünschenswert, diese in das Computermodell integrieren zu können.

Dennoch ist die erfolgreiche Anwendung des Lambdamodells erfreulich in zweierlei Hinsicht: Zum einen ist damit die Regulierung des massebehafteten Modells gelungen, zum anderen erfolgt die gesamte Bewegungskette nach physiologischen und naturgemäßen Schemata. Somit gelang die realistische Abbildung des menschlichen Bewegungsvorganges.

Um eine bessere Abbildung der Realität durch das Modell zu schaffen, was jedoch nicht Ziel dieser Arbeit ist, müssen weitere Muskeln integriert werden. Zudem braucht man komplexere Segmentverbindungen, die die Freiheitsgrade der Rotation und Translation realer Gelenke widerspiegeln. Die Berücksichtigung von Unterhautgewebe (z.B. Fettgewebe) als Schwabbelmasse und Ankopplung dieser an die Knochen durch dissipative Kraftfunktionen [5, 6] kann bei der durchgeführten Bewegung noch vernachlässigt werden. Bei schnelleren, reaktiven Bewegungen wie Niedersprünge haben die Schwabbelmassen einen maßgeblichen Einfluß auf die Dynamik des Systems.

Um zukünftig eine realistischere Modellierung und Simulation durchführen zu können, ist es wünschenswert, reale Hebelarmverläufe, sowie Muskelverlaufs- und ansatzdaten zu verwenden. Großes Interesse bestünde demnach darin, eine Transformation zu finden, die ausgehend von einfach zugänglichen Größen wie Segmentlängen auf innere, schwer zugängliche Muskelparameter schließen läßt. Das heißt, es würde die Entwicklung eines weiteren Calcman durchgeführt.

Danksagung

Ganz herzlich möchte ich mich bei meinen beiden Berichtern Prof. Dr. G. Wunner und Prof. Dr. H. Ruder bedanken. Ihrer freundlichen Kooperation ist zu verdanken, daß ich meine Diplomarbeit hier in Tübingen in der Abteilung Biomechanik machen konnte. Die unkomplizierte und nette Atmosphäre habe ich sehr genossen, dafür sei auch allen Mitarbeitern des Instituts gedankt.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinen Kollegen und Betreuern Anton Prochel, Helmut Mutschler, Michael Günther, Syn Schmitt und Valentin Keppler. Eure tatkräftige Unterstützung und die Atmosphäre in unserem kollektiven Zimmer hat mir sehr gefallen.

Besonderen Dank gilt auch Heike und Bettina Fricke für die reibungslose Abwicklung aller organisatorischer Dinge (und das Kaltstellen des Sprudels!).

Dankend erwähnen möchte ich auch Veit Wank und Andreas Fischer für die Ermöglichung der EMG Messungen im Sportinstiut Karlsruhe.

Literaturverzeichnis

- [1] Alberts, B. and Bray, D., Lewis, J. and Raff, M. In Jaenicke, L., editor, *Molekularbiologie der Zelle*. VCH Verlagsgesellschaft, Weinheim, 20. edition, 1990. 7, 8, 9, 14
- [2] A.G. Feldman. Control of the length of the muscle. *Biophysics*, 19:766–771, 1974. 42, 57, 72
- [3] A.G. Feldman, S.V. Adamovich, D.J. Ostry, and J.R. Flanagan. The origin of electromyograms - explanations based on the equilibrium point hypothesis. In J.M. Winters and S.L.-Y. Woo, editors, *Multiple Muscle Systems*, chapter 43, pages 195–213. Springer, New York, 1990. 37
- [4] B. Garner and M. Pandy. A Kinematic Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Project (VHP) Image Dataset. *Computer Methods in Biomechanis and Biomedical Enginerring*, 2(2):107–124, 1999. 38, 39
- [5] 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. 73
- [6] K. Gruber, J. Denoth, E. Stuessi, and H. Ruder. The wobbling mass model. In B. Jonsson, editor, *Biomechanics X-B*, volume 6B of *International Series on Biomechanics*, pages 1095–1099. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1987. 73
- [7] M. Günther. *Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*. PhD thesis, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 1997. 16, 19, 20, 23, 28, 58, 84
- [8] T. Harman and J. Dabney. *Simulink, dynamic system simulation for Matlab*. The Math Works, Inc., (Massachusetts, 1998. 56
- [9] H. Hatze. A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 25:103–119, 1977. 18

- [10] H. Hatze. *Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle - Characteristics and Applications*. University of South Africa Press, Pretoria, 1981. 19
- [11] A.V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of The Royal Society of London B*, 126:136–195, 1938. 3, 21
- [12] J. Hoffmann and U. Brunner. *Matlab and Tools*. Addison-Wesley, (München, 2002. 56
- [13] T. Kashima, Y. Isurugi, and M. Shima. Analysis of a muscular control system in human movements. *Biological Cybernetics*, 82:123–131, 2000. 68
- [14] B. Katz. The relation between force and speed in muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 96:45–64, 1939. 21, 22
- [15] P. Markworth. *Sportmedizin 1. Physiologische Grundlagen*. Reinbek, (Berlin, 1983. 5
- [16] T.A. McMahon. *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton, NJ, 1984. 23, 29
- [17] W. et al. Murray. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *Journal of Biomechanics*, (33):943–952, 2000. 37
- [18] NASA. The internal properties of the body and its segments. Technical report, NASA Scientific and Technical Information Office, Johnson Space Center, Houston, TX, 1978. 71
- [19] W. Nolting. *Grundkurs: Theoretische Physik*. Zimmermann-Neufang, (Ulmen, 1990. 12
- [20] J.S. Petrofsky and C.A. Phillips. The influence of temperature, initial length and electrical activity on force-velocity relationship of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *Journal of Biomechanics*, 14(5):297–306, 1981. 22
- [21] Rauber, A., Kopsch, F. Bewegungsapparat. In Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., Zilles, K., editor, *Anatomie des Menschen - Lehrbuch und Atlas*, volume I. Thieme, Stuttgart, 20. edition, 1987. 38, 39
- [22] W. Rulka. *Effiziente Simulation der Dynamik mechatronischer Systeme für industrielle Anwendungen*. PhD thesis, TU-Wien, Wien, 1998. 10, 12
- [23] SIMPACK. *Users Manual*. INTEC GmbH, Wessling, 1997. 4, 10, 24, 71
- [24] J.T. Stern. Computer modeling of gross muscle dynamics. *Journal of Biomechanics*, 7:411–428, 1974. 22

-
- [25] A.J. van Soest, P.A. Huijing, and M. Solomonow. The effect of tendon on muscle force in dynamic isometric contractions: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 28(7):801–807, 1995. 15
- [26] van Soest, A.J. *Jumping from structure to control: A simulation study of explosive movements*. PhD thesis, Vrije Universiteit, Amsterdam, 1992. 15, 22, 23
- [27] R. Wallrapp, O. und Schwertassek. *Dynamik flexibler Mehrkörpersysteme*. Friedr.Vieweg & Sohn, (Braunschweig/Wiesbaden, 1999. 12
- [28] V. Wank. Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen. Habilitationsschrift der Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2000. 3
- [29] 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. 19, 65

Anhang A

Matlabmodelle

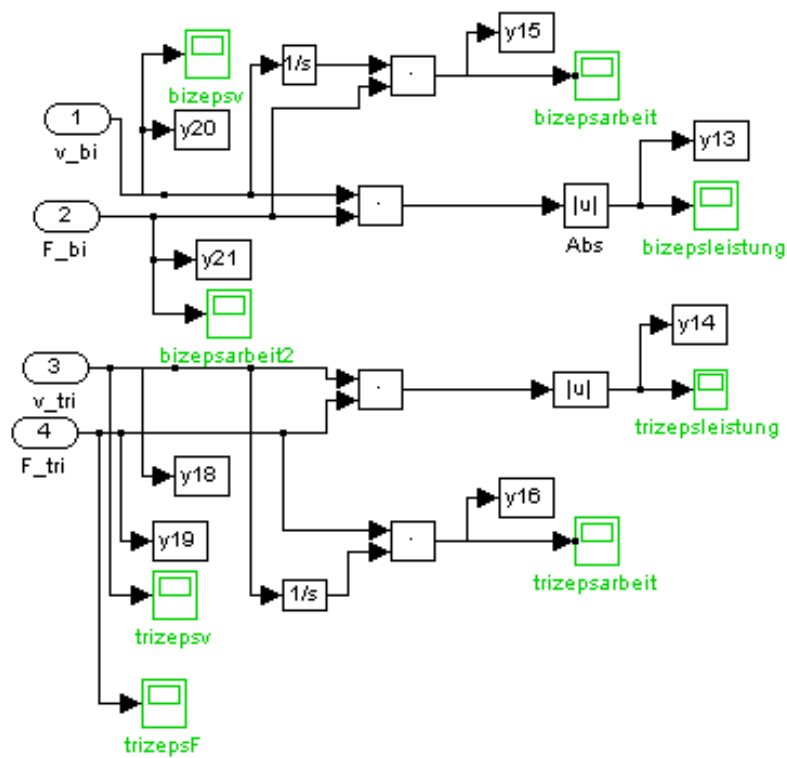


Abb. A.1: Konstrukt zur Arbeits- und Leistungsberechnung

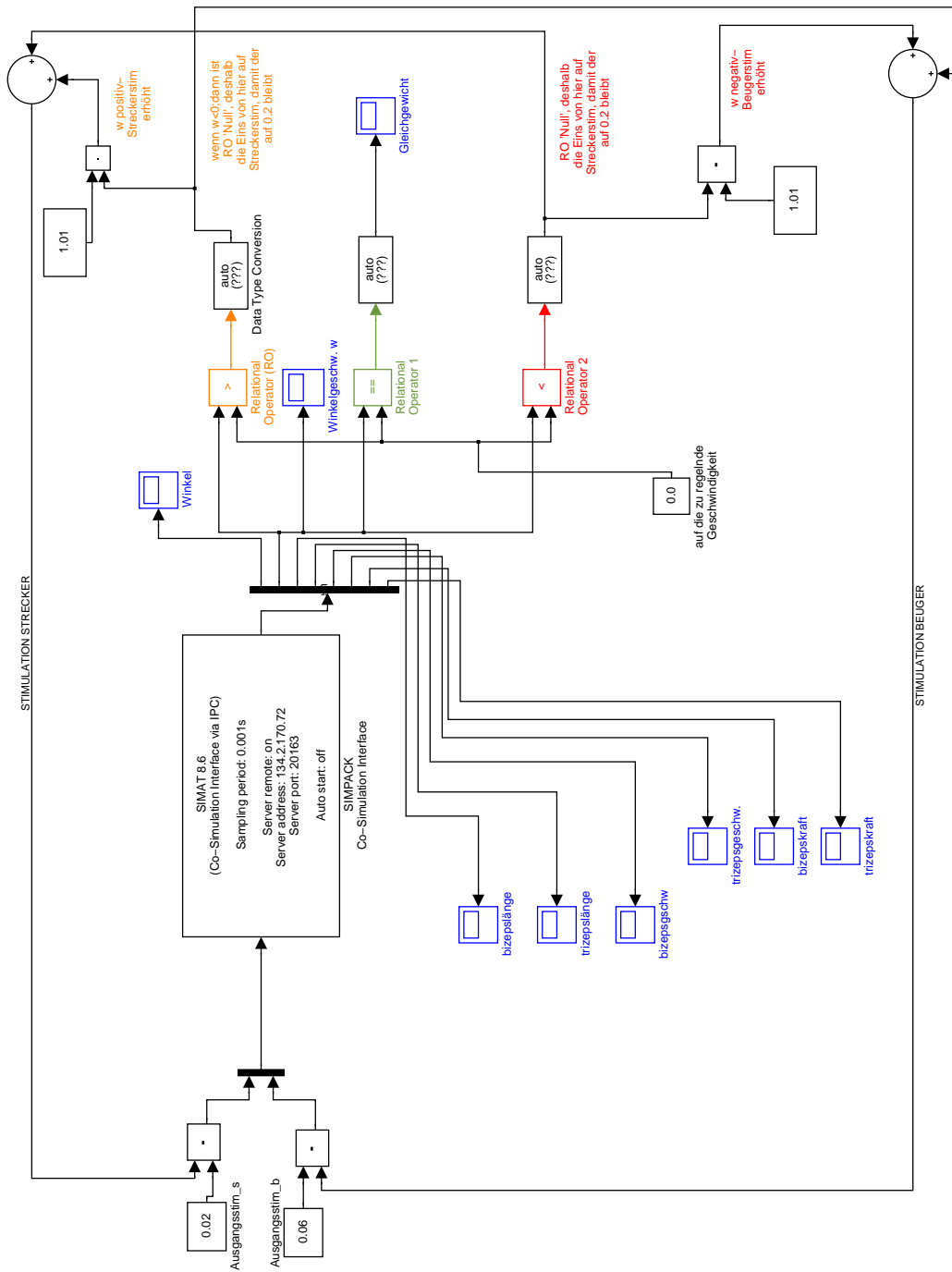


Abb. A.2: Modell Einschwingen

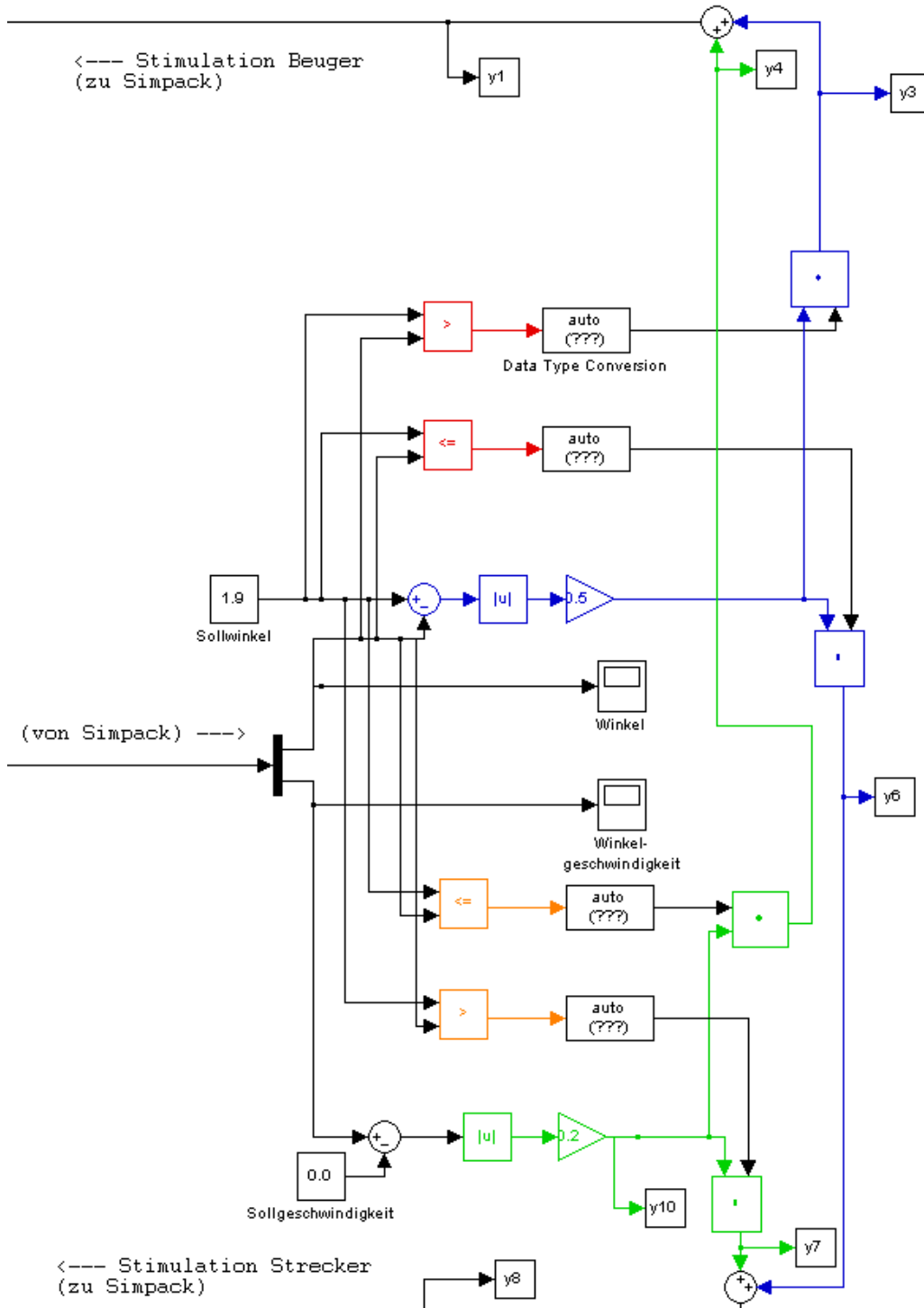


Abb. A.3: Modell Winkelgeschwindigkeitsdifferenz

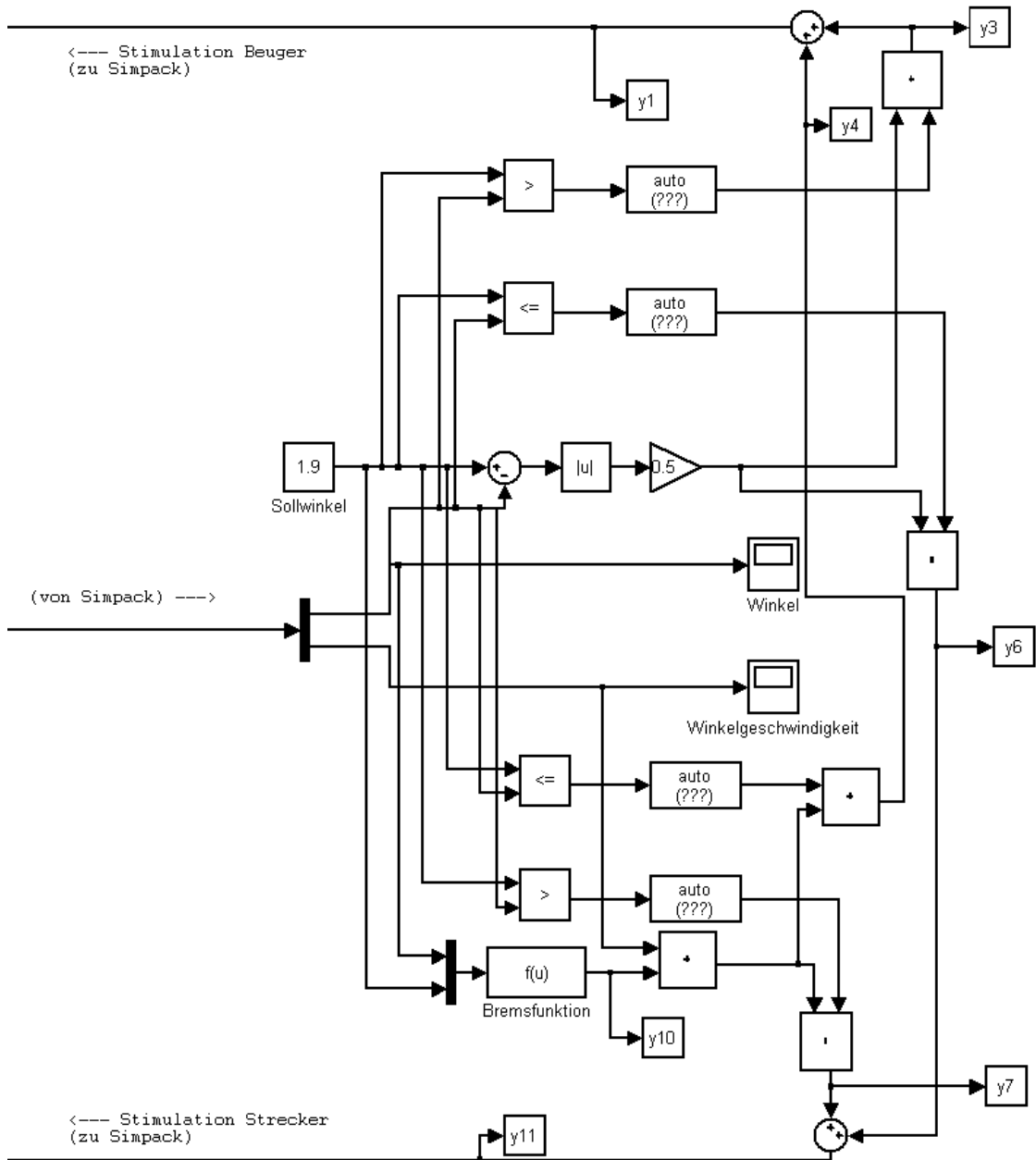


Abb. A.4: Modell Bremsfunktion

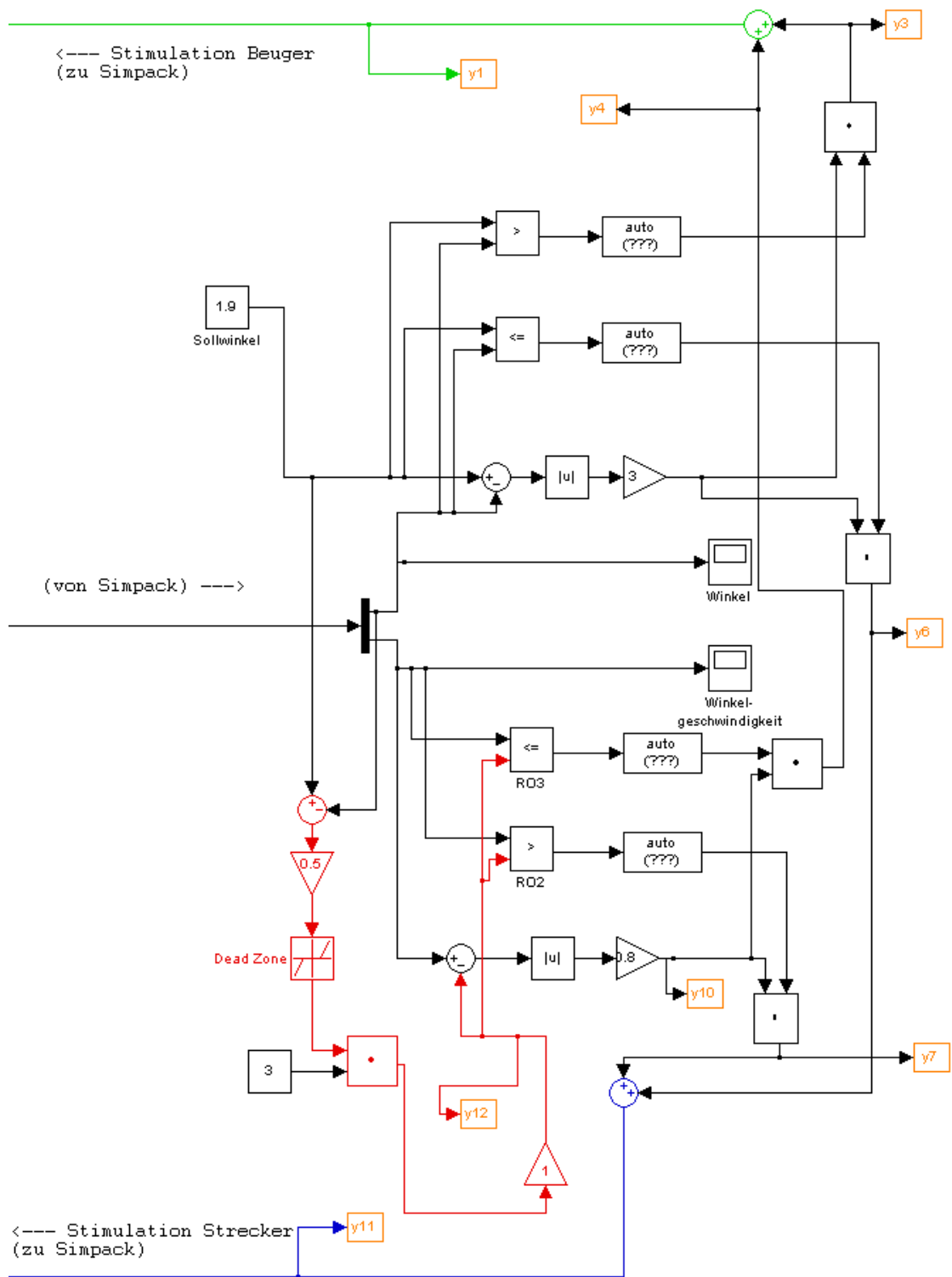


Abb. A.5: Modell Winkelfunktion

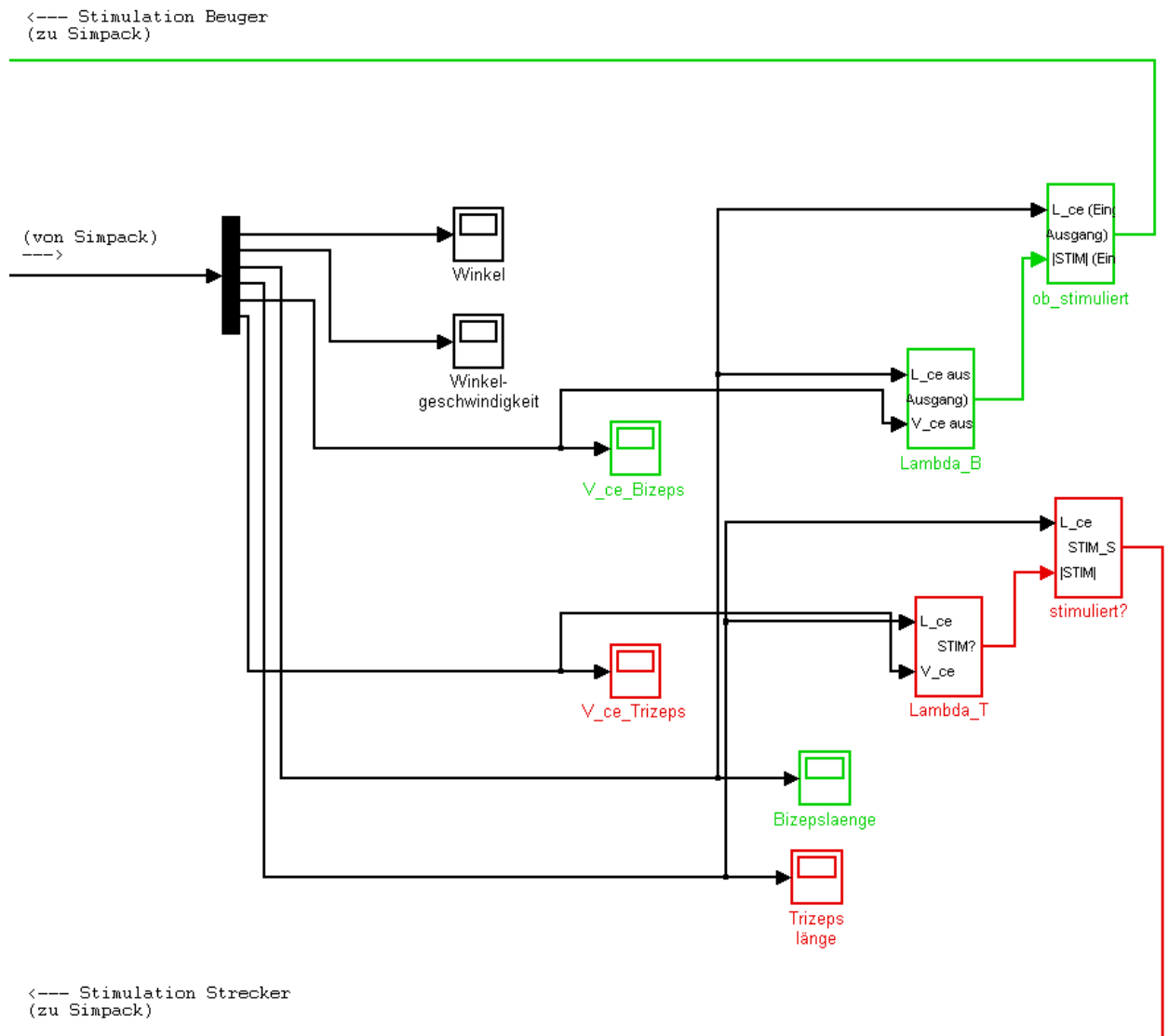


Abb. A.6: Lambdamodell

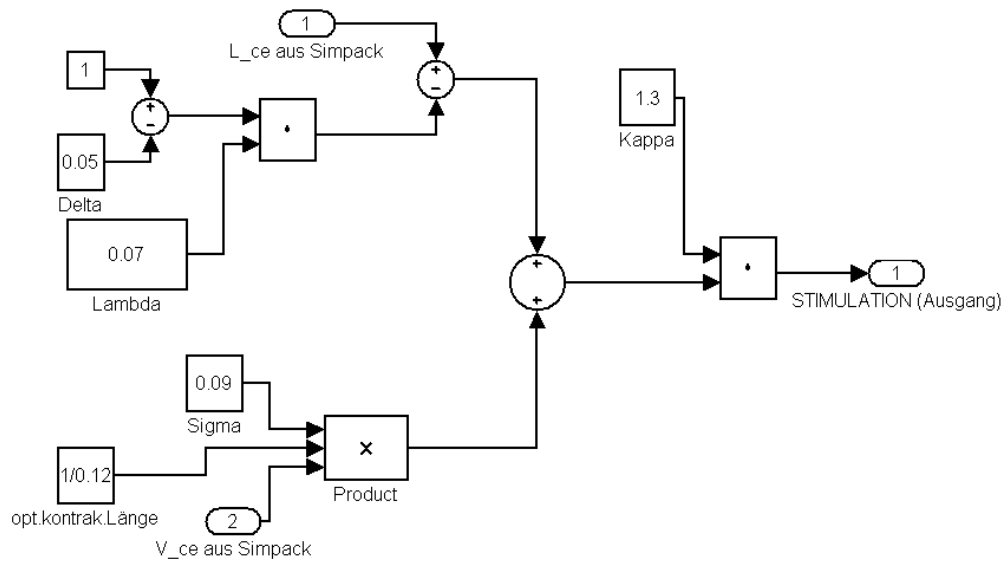


Abb. A.7: Subsystem „Lambda_B“ von Abb. A.6

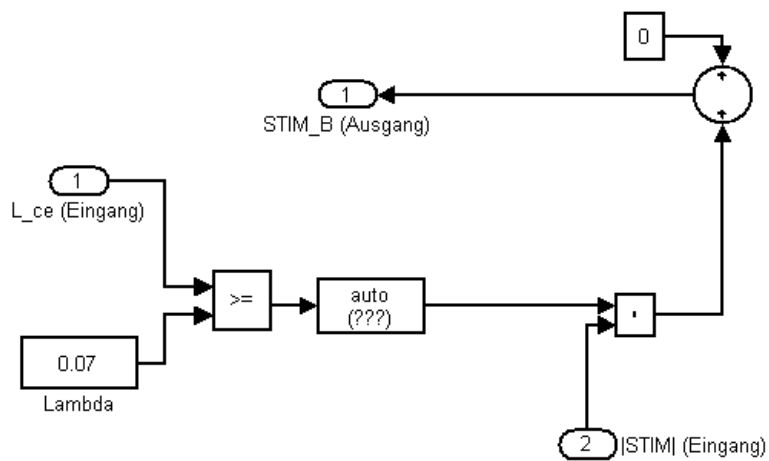


Abb. A.8: Subsystem „ob_stimuliert“ von Abb. A.6

Anhang B

Werteangaben

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

Tabelle B.1: *Muskelparameter, die für alle Muskeln und Sehnen identisch gewählt sind, aus [7].*

<i>Name von Sehne und Muskel</i>	L_{CEopt}	F_{max}	L_{see0}	Sum_F
	[m]	[N]	[m]	[N]
Glutaeussehne			0.027	2350.0
M. glutaeus maximus	0.147	2350.0		
Bicepssehne			0.1	940.0
M. biceps	0.173	400.0		

Tabelle B.2: *spezifische Muskelparameter, aus [7]. Sum_F entspricht nur F_{max} , wenn es ein einziges kontraktiles Element pro Sehne gibt. Es gibt Sehnen, an denen mehrere kontraktile Elemente inserieren.*