

Reflektorische Kontrolle des Hüpfens
Biomechanische Modelle und technische Demonstration

DIPLOMARBEIT

FRIEDRICH-SCHILLER-UNIVERSITÄT JENA
PHYSIKALISCH-ASTRONOMISCHE FAKULTÄT

Eingereicht von: Daniel Häufle
geb. am: 16. April 1982 in: Filderstadt

1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Weidisch

2. Gutachter: Dr. phil. habil. André Seyfarth

Tag der Verleihung des Diploms:

Zusammenfassung

Rennen besteht aus einer horizontalen Komponente, die dem Vortrieb dient, und einer vertikalen Komponente, die dem Hüpfen entspricht. Hüpfen ist die periodische vertikale Bewegung im Schwerkraftfeld. In dieser Arbeit wird das Hüpfen untersucht. Wie detailgetreu müssen die biologischen Eigenschaften des menschlichen Beines nachempfunden werden, um stabiles periodisches Hüpfen zu erzeugen?

In einem mathematischen Hüpfmodell wird das Bein durch einen einzigen Muskel repräsentiert. Die Muskelkraft F wird nach Hill durch den Produktansatz $F = A(t) Fl Fv F_{\max}$ modelliert. Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Funktion Fl und Fv werden systematisch in ihrer Form und Komplexität variiert. Die Aktivierung $A(t)$ wird durch Reflexe auf Basis der propriozeptiven Signale Muskelkraft, Länge und Kontraktionsgeschwindigkeit erzeugt. Die Konzepte werden in einem einfachen technischen Experiment überprüft.

In der Simulation und im technischen Experiment ist es möglich, die Hüpfhöhe (d. h. die Bewegungsenergie) mit unterschiedlichen Reflexen einzustellen und zu stabilisieren. Das ist sowohl bei nichtlinearer Fl und Fv möglich, als auch bei linearer Näherung. Für die Stabilisierung ist die Fv essentiell. Mit einem Reflex aus positiver Kraftrückkopplung wird bei nichtlinearem Muskel die größte Hüpfhöhe erreicht. Durch Kombination aller Reflexsignale wird keine wesentliche Steigerung der Hüpfhöhe erreicht.

Die Imitation von Muskeleigenschaften in Kombination mit einfachen Reflexen führt auch im technischen Modell zu stabilem Hüpfen. Es tritt zusätzliche Reibung im Motor auf, die durch Anpassung der Feedback-Parameter ausgeglichen werden kann.

Die Kombination aus Reflexen und Muskeleigenschaften ermöglicht eine dezentrale und autonome Kontrolle der vertikalen Komponente der Lokomotion. Dabei ergibt sich die Trajektorie für das Hüpfen aus der Interaktion des Muskels mit der Umwelt und wird nicht im Voraus festgelegt.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Biologische Grundlagen	5
1.2. Technische Aspekte der Lokomotion	10
1.3. Prothetik	12
2. Methoden	13
2.1. Beschreibung des Muskelmodells	15
2.1.1. Optimierung der Feedback-Parameter	20
2.1.2. Bewertung der Ergebnisse	22
2.2. Technisches Experiment	25
2.2.1. Roboter	27
2.2.2. Transformation der Modellparameter	29
2.2.3. Charakterisierung des Systems	30
3. Ergebnisse	33
3.1. Simulationen zum Hüpfen	33
3.1.1. Ergebnisse der Optimierung	34
3.1.2. Verhalten der Modelle	37
3.2. Technisches Hüpfen	40
3.2.1. Übertragung der Modelle in die Technik	40
3.2.2. Friktion	42
4. Diskussion	45
4.1. Vereinfachungen im Modell	45
4.2. Ergebnisse der Modellierung	47
4.2.1. Periodisches Hüpfen mit funktionaler Dämpfung	47
4.2.2. Welcher Reflex kommt für die Aktivierung in Frage?	48
4.2.3. Stabilität	50
4.2.4. Hüpfhöhen im Vergleich	52
4.2.5. Abstimmbarkeit des FFB	53

Inhaltsverzeichnis

4.2.6. Reibungseigenschaften des Motors	54
4.3. Vergleich mit der Biologie	55
4.3.1. Verhalten bei Störungen	56
4.3.2. Biologische Relevanz von Feedback und Feedforward	56
4.3.3. Vorbereitung des Bodenkontakts	58
4.3.4. Elastizität und Rennen	59
4.4. Vergleich mit anderen technischen Ansätzen	61
4.4.1. Kontrolle	61
4.4.2. Mechanik	62
4.5. Ausblick	63
5. Thesen	67
Literaturverzeichnis	69
A. Anhang zu den Methoden	73
A.1. Dimensionslose DGL	73
A.2. Herstellerangaben Motor und Tacho	75
A.3. Kalibrierung Marco Junior II	75
A.4. Simulink Modell	79
B. Weitere Ergebnisse	81
C. Ergänzende Materialien	89
Danksagung	91
Erklärung	93

1. Einleitung

Der Seeräuber Klaus Störtebeker geriet im Oktober 1401, nach einer erbitterten Seeschlacht, in Gefangenschaft. Als letzten Wunsch erbat der Freibeuter vom Bürgermeister die Freilassung all seiner Kameraden, an denen er, nach seiner Enthauptung, noch vorbeisprechen würde. Der Bürgermeister willigte ein. An elf Männern schritt der Geköpfte vorbei, bevor ihm der Scharfrichter ein Bein stellte (Pelc, 2005).

Gehen und Rennen sind Bewegungen, die Menschen jeden Tag ausführen. Dabei werden die Beine nur wenig durch bewusste Denkprozesse kontrolliert. Man plant nicht die Durchführung einzelner Schritte sondern entscheidet sich loszulaufen, zu rennen oder in eine bestimmte Richtung zu gehen. Man verlässt sich darauf, dass die Beine diese Aufgabe im Detail sicher ausführen.

Die Legende von der Hinrichtung des Freibeuters Störtebeker ist ein extremes Beispiel für „gedankenloses“ Herumlaufen. Störtebeker hatte großes Vertrauen in seine Beine. Er verließ sich darauf, dass die Beine völlig ohne Hilfe des Gehirns laufen können – quasi ein autonomes Teilsystem des Körpers darstellen. Wie weit wäre er wohl gekommen, wenn ihm der Scharfrichter kein Bein gestellt hätte? Oder etwas allgemeiner formuliert: wie weit können die Beine einen Menschen tragen, ohne dass das Gehirn, als zentrales Kontrollorgan, eingreifen muss?

Im Alltag beobachtet man, dass man sich auf das Gehen und Rennen nicht konzentrieren muss. In unterschiedlichstem Gelände kann man mit Beinen sicher gehen und Rennen. So unterschiedliche Untergründe wie weiche Waldböden, harte Straßen, Anstiege oder Gefälle, ja sogar Schnee und Eis stellen kein Problem dar. Diese Flexibilität und Sicherheit, die die Fortbewegung mit Beinen ermöglicht, wird von keiner technischen Lösung erreicht. Das bekommen vor allem Menschen zu spüren, die ihre Beine durch Krankheit oder Unfall verloren haben. Sie sind in ihrer Freiheit stark behindert. Schon die Eingangsstufe zu einem Restaurant wird im Rollstuhl zur unüberwindbaren Hürde. Ihnen durch Prothesen die Freiheit zurückzugeben, die durch Gehen und Rennen möglich ist, ist eine große wissenschaftliche Aufgabe und technische Herausforderung.

1. Einleitung

Um dieses hoch gesteckte Ziel zu erreichen, ist ein grundlegendes Verständnis der Prinzipien der Lokomotion¹ unbedingt notwendig. Ein wichtiger Schritt in diese Richtung ist die Entwicklung von einfachen Konzepten, die Teilaspekte der Lokomotion grundlegend beschreiben und erklären. Diese Arbeit widmet sich einem Teilaspekt der Lokomotion, dem Hüpfen. Es wird ein biomechanisches Konzept für periodisches Hüpfen entwickelt. Dieses Konzept wird in einer Simulation untersucht und optimiert. Durch Übertragung auf ein technisches System wird gezeigt, dass das Konzept auch in der Realität funktioniert.

Im Folgenden wird zuerst genauer beschrieben, was unter Hüpfen verstanden wird, und dass die Herausforderung dabei in der Stabilisierung der Hüpfhöhe liegt. Dabei stellt sich die Frage, ob die biologischen Strukturen besondere Eigenschaften haben, die diese Aufgabe unterstützen – Eigenschaften, die technische Systeme vielleicht nicht haben, aber für Lokomotionsaufgaben haben sollten.

Warum Hüpfen?

Betrachtet man einen rennenden Menschen frontal, so sieht man, dass sein Schwerpunkt eine periodische Auf- und Abbewegung macht – der Mensch hüpfte. Hüpfen ist also ein Primitiv der Lokomotion.

Physikalisch gesehen ist Hüpfen eine zyklische Bewegung im Schwerfeld der Erde. Die Schwerkraft beschleunigt den Körper mit der Masse m nach unten (in negative y -Richtung). Die Beinkraft F_{Bein} ist der Gegenspieler zur Gravitation. Durch die Beinkraft wird der Körper während der Standphase nach oben beschleunigt (in positive y -Richtung). Diese Bewegung wird durch folgende Differentialgleichung beschrieben

$$m\ddot{y} = -mg + \begin{cases} 0 & \text{in der Flugphase} \\ F_{\text{Bein}} & \text{Bein im Bodenkontakt} \end{cases} . \quad (1.1)$$

Beim Menschen beobachtet man annähernd periodisches Hüpfen. Das bedeutet, dass der Schwerpunkt nach jedem Hüpf-Zyklus in etwa die gleiche Höhe erreicht. In diesem Fall hat auch die Masse im Apex² jedes mal die gleiche potentielle Energie. Für eine periodische Hüpfbewegung muss diese Bewegungsenergie³ kontrolliert werden. Sie muss trotz Energieverlust durch Reibung eingehalten werden. Es stellt sich die Frage, wie die Beinkraft, die periodisches Hüpfen ermöglicht, erklärt und beschrieben werden kann. Das ist eine Grundfrage der Lokomotion.

¹Lokomotion: Fortbewegung. Hier ist mit Lokomotion die Fortbewegung des Menschen auf zwei Beinen gemeint.

²mit Apex wird der obere Umkehrpunkt der Bewegung bezeichnet.

³Im weiteren ist der Begriff *Energie*, immer in diesem Zusammenhang mit der Hüpfhöhe zu verstehen.

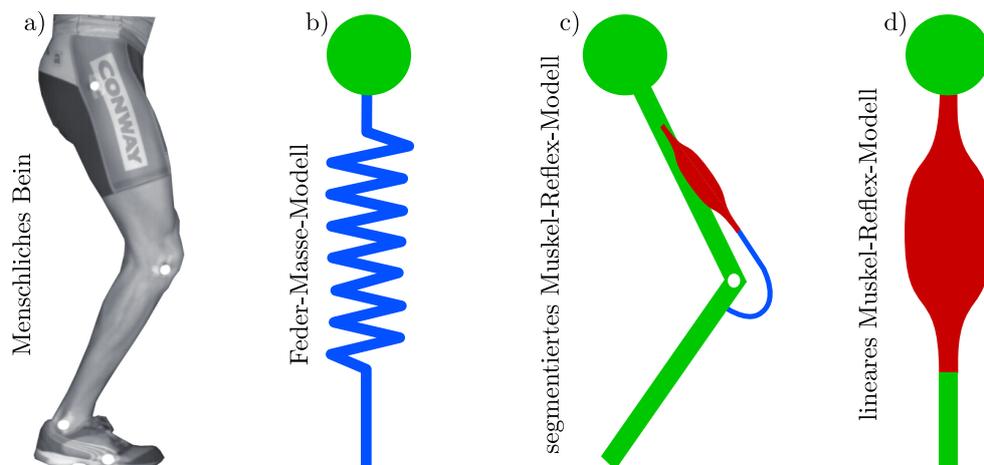


Abbildung 1.1.: Skizze der unterschiedlichen Modelle für die Beinkraft F_{Bein} . a) Menschliches Bein (Foto: S. Grimmer). b) Feder-Masse-Modell (Blickhan, 1989). c) Zweisegment-Bein mit Muskel (rot) und elastischer Sehne (blau) (Geyer *et al.*, 2003). d) Muskel-Reflex-Modell mit linearem Bein. Dieses Modell ist die Grundlage dieser Arbeit (Beschreibung ab Seite 13).

Feder-Masse-Modell

Obwohl die Beine und der gesamte menschliche Organismus ein hoch komplexes System darstellen, bewegt sich dessen Schwerpunkt auf einer simplen, annähernd sinusförmigen Trajektorie. Diese Trajektorie kann durch ein einfaches Konzept zur Beschreibung der Beinkraft gut reproduziert werden: durch das Feder-Masse-Modell (Blickhan, 1989; Geyer *et al.*, 2006) (siehe Abbildung 1.1b).

Die Beinkraft wird im Feder-Masse-Modell durch eine Feder mit der Federkraft

$$F_{\text{Bein}} = -k \Delta L$$

beschrieben. Die Beinkraft ist proportional zur Änderung der Beinlänge ΔL , wie im HOOKSCHEN Gesetz. Das menschliche Bein verhält sich also beim Rennen und Hüpfen wie eine Feder.

Das Feder-Masse-Modell ist ein konservatives Modell. Es berücksichtigt keine Energieverluste durch Reibung oder inelastische Stöße zwischen Fuß und Boden. Diese treten im realen Bein auf, werden aber nach außen nicht sichtbar. Das ist nur möglich, wenn die Energieverluste in jedem Schritt ausgeglichen werden. Das elastische Bein-

1. Einleitung

verhalten wie es im Feder-Masse-Modell beschrieben ist, scheint demnach ein Resultat eines darunter liegenden Mechanismus zu sein⁴.

Wie kann das biologische Bein die Reibungsverluste ausgleichen um eine konstante Hüfthöhe zu erreichen?

Energiekontrolle

Der Mensch kann 40-50 % der Bewegungsenergie in elastischen Strukturen, wie den Sehnen, zwischenspeichern. Der Rest wird dissipiert und muss in jedem Schritt ersetzt werden (Cavagna *et al.*, 1964).

Wie diese Energiezufuhr kontrolliert wird, um eine periodische Bewegung zu gewährleisten, ist eine Grundfrage der Lokomotion. Diese Frage muss beantwortet werden, wenn man Laufen zuverlässig technisch nachbilden will. Da die Biologie des Menschen offensichtlich eine gute Lösung für dieses Problem anbietet, liegt es nahe, diese biologische Energiekontrolle zu untersuchen.

Ein biologisch inspiriertes Modell für die Beinkraft, das die Energie beim Hüpfen stabilisiert, wurde von Geyer *et al.* (2003) beschrieben (siehe Abbildung 1.1c). Dabei handelt es sich um ein Bein mit zwei Segmenten (Ober- und Unterschenkel). Die Kraft im Bein wird durch einen Muskel erzeugt, der das Bein über eine elastische Sehne strecken kann. Mit diesem Modell konnte gezeigt werden, dass ein Muskel in einem segmentierten Bein ausreicht um eine stabile Lösung für Gleichung 1.1 zu erzeugen. Das Beinverhalten war zudem ähnlich federartig wie beim Menschen.

Die Muskeln in diesem Modell wurden durch einfache Reflexe angesteuert, somit lokal und nicht über das zentrale Gehirn. Die Trajektorie ergibt sich als Konsequenz aus der Interaktion mit der Umwelt, ähnlich wie im Feder-Masse-Modell. Auf diese Weise wird autonomes und stabiles Hüpfen und sogar Rennen möglich. Störtebecker könnte mit solch dezentral gesteuerten Beinen an seiner ganzen Mannschaft vorbei rennen (solange ihm keiner ein Bein stellt). Doch welche Komponente dieses Beines ist für die Stabilisierung des Gangmusters verantwortlich? Was ist der grundlegende Mechanismus?

Die Segmentierung des Beines kann die Stabilisierung des Rennens unterstützen (Rummel & Seyfarth, 2008), aber sie hat keinen Einfluss auf die Energie im System und kann somit nicht für die Energiekontrolle in Frage kommen. Auch die elastische Sehne

⁴Ein Hinweis darauf, warum dieses Verhalten vom Menschen erzeugt wird, konnten Seyfarth *et al.* (2002) liefern: Verhält sich das Bein im Bodenkontakt wie eine Feder, so kann es Unebenheiten auf der Strecke von selber ausgleichen. Das Feder-Masse-Modell ist also *selbststabil* (Blickhan *et al.*, 2003). Rennt der Mensch mit federartigen Beinen, so kann er sich ein Stück weit darauf verlassen, dass die Beine bei Bodenunebenheiten nicht stolpern, sondern einfach weiter rennen können. Genau das wurde eingangs von einem zuverlässigen Beinsystem gefordert.

ist rein passiv. Nur der Muskel kann Arbeit verrichten und somit den Energieverlust ausgleichen. Die Frage muss also präziser lauten:

Welche *intrinsischen Muskeleigenschaften*⁵ ermöglichen die Stabilisierung des Hüpfens und was ist der grundlegende Mechanismus, der zur Stabilisierung des Hüpfens führt?

Das soll in dieser Arbeit untersucht werden. Aus den eben geschilderten Beobachtungen ergeben sich folgende Hypothesen:

Hypothese 1 Muskeln haben auf primitivster Ebene intrinsische Eigenschaften die Stabilisierung von periodischem Hüpfen unterstützen.

Hypothese 2 Es gibt eine einfache dezentrale Ansteuerung der Muskeln in der Biologie, die diese stabilisierende Eigenschaft der Muskeln ausnutzt und damit die dezentrale Kontrolle der periodischen Bewegung ermöglicht.

Es soll an dieser Stelle ausdrücklich drauf hingewiesen werden, dass sich diese Arbeit nicht mit der Stabilisierung des Umklippens befasst. Vielmehr geht es um die Stabilisierung der Hüpfhöhe. Es handelt sich um eine eindimensionale Bewegung in vertikaler Richtung.

Im folgenden Abschnitt werden die intrinsischen Eigenschaften der Muskeln dargestellt, die in dieser Arbeit untersucht wurden. Außerdem wird die Muskelaktivierung durch Reflexe beschrieben.

1.1. Biologische Grundlagen

Jede aktive Bewegung des Menschen wird durch Muskeln hervorgerufen. Ihre Funktion in der Lokomotion systematisch zu erfassen, ist ein wichtiger Schritt in Richtung der Entwicklung künstlicher Beine. Eine Annahme ist, dass die intrinsischen Eigenschaften der Muskeln das Hüpfen vereinfachen könnten (Geyer *et al.*, 2003; Blickhan *et al.*, 2003). In diesem Abschnitt werden die intrinsischen Muskeleigenschaften vorgestellt. Dazu wird ein kurzer Einblick in den Aufbau, die Kraftentwicklung und die Aktivierung der Muskeln gegeben. Ziel des Abschnitts ist die Darstellung der mathematischen Beschreibung der Muskeleigenschaften sowie der Zusammenfassung dieser Eigenschaften in einem Muskelmodell. (Verwendete Quellen: Herzog (2007), Winter (2005), McMahon (1984) und Geyer *et al.* (2003)).

⁵Die Eigenschaften, die sich aus der Mechanik und den Materialeigenschaften der Muskel ergeben.

1. Einleitung

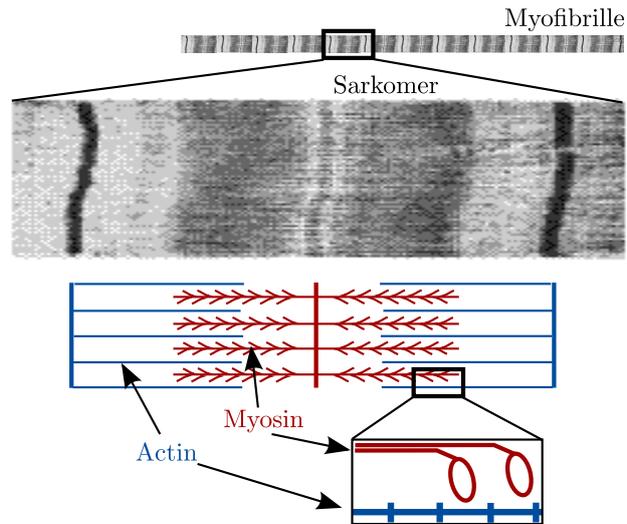


Abbildung 1.2.: Sarkomer unter dem Elektronenmikroskop und Skizze des Aufbaus. Das Myosin kann sich am Aktin einhängen und so die Sarkomer-Länge verkürzen und eine Kraft ausüben. Abbildung nach Herzog (2007).

Krafterzeugung im Muskel

Die Kraft wird im Muskel auf molekularer Ebene erzeugt, indem sich Proteine ineinander einhaken und gegeneinander verschieben⁶. In der kleinsten Einheit des Muskels, dem Sarkomer, überlappen sich Aktin- und Myosin-Proteine (Abbildung 1.2). Das Myosin hat eine Art Anker-Kopf, der sich am Aktin einhängen kann. Der Kopf kann sich durch chemische Prozesse umbiegen. Dadurch entsteht eine mechanische Spannung zwischen Aktin und Myosin, die die Proteine gegeneinander verschiebt und damit das Sarkomer verkürzt. Viele Sarkomere hintereinander, wie man sie in den Muskelfasern findet, können so eine Kontraktion des Muskels um mehrere Zentimeter hervorrufen. Aufgrund dieser Struktur kann der Muskel nur auf Zug belastet werden.

Es ergeben sich zwei wichtige Konsequenzen aus diesem Modell, die sich mit dem beobachteten Verhalten der Muskelfasern und des gesamten Muskels decken:

1. Es gibt eine Kraft-Längen-Abhängigkeit (Fl von „force-length“) im Muskel. Die Kraft, die der Muskel erzeugen kann, hängt von der momentanen Muskellänge ab – genauer von der Überlappung von Aktin und Myosin (Abbildung 1.3). Je weiter Aktin und Myosin überlappen, desto mehr Myosin-Anker können am Aktin angreifen und somit kann das Sarkomer eine größere Kraft ausüben. Die

⁶Dieses Modell der Krafterzeugung wird „cross bridge theory“ genannt und wurde von Andrew Huxley 1957 zum ersten Mal formuliert.

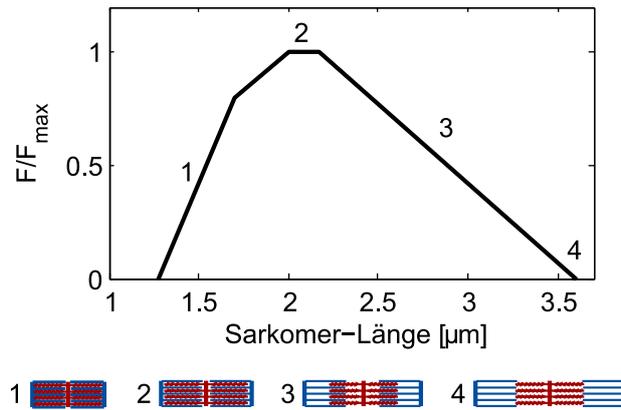


Abbildung 1.3.: Kraft-Längen-Abhängigkeit F_l auf Sarkomer-Ebene. Die Sarkomer-Kraft hat ein Maximum bei der optimale Sarkomer-Länge $L_{\text{opt}} = 2,00 \dots 2,17 \mu\text{m}$ (Markierung 2). In diesem Bereich überlappen sich Aktin und Myosin maximal. Bei geringerer Länge sind sich die Moleküle gegenseitig im Weg, bei größerer Länge nimmt die Überlappung ab und damit der Bereich, in dem die Kraft erzeugt werden kann. Abbildung nach Herzog (2007).

maximale Kraft kann kurz vor dem „Anschlag“ erzeugt werden. Dann hat das Sarkomer eine Kraft-optimale Länge. Auch bei einem ganzen Muskel mit vielen Sarkomeren und Fasern beobachtet man eine Kraft-optimale Muskellänge.

- Es gibt eine Kraft-Geschwindigkeits-Abhängigkeit (Fv von „force-velocity“) im Muskel. Die Kraft, die der Muskel erzeugen kann, hängt von der momentanen Kontraktionsgeschwindigkeit ab. Bei fortschreitender Kontraktion müssen die Myosin-Anker gelöst und an anderer Stelle am Aktin neu eingehakt werden. Dies muss umso öfter geschehen, je schneller der Muskel kontrahiert und so können weniger Anker gleichzeitig ziehen. Wird der Muskel hingegen gegen seine Kontraktionsrichtung gedehnt, so kann sogar eine höhere Kraft als im isometrischen⁷ Fall erreicht werden, bevor sich die Anker lösen. Die Fv -Abhängigkeit für einen Muskel ist in Abbildung 1.4 dargestellt.

Diese Grundeigenschaften finden sich in allen Muskeln. Die Abhängigkeiten $F(v)$ und $F(l)$ können experimentell bestimmt und in einem mathematischen Muskelmodell abgebildet werden (Siebert *et al.*, 2008; Till *et al.*, 2008).

⁷Isometrisch: bei konstanter Länge.

1. Einleitung

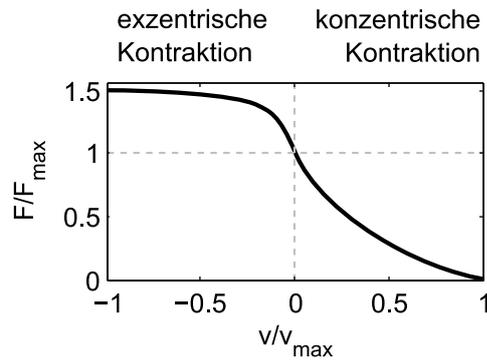


Abbildung 1.4.: Kraft-Geschwindigkeits-Abhängigkeit Fv . Positive Geschwindigkeit bedeutet, dass sich der Muskel verkürzt. Dabei kommt es zu einer Kraftreduzierung gegenüber dem isometrischen Fall. Negative Geschwindigkeit bedeutet, dass der Muskel trotz Anspannung gedehnt wird. Dabei kommt es zu einer Krafterhöhung gegenüber dem isometrischen Fall. Die Muskelkraft ist auf die maximale isometrische Kraft bei optimaler Muskellänge normiert (graues Kreuz) (Herzog, 2007; Riener, 1997).

Muskelaktivierung

Die Kontraktion der Skelett-Muskeln wird durch elektro-chemische Stimulation ausgelöst. Das Stimulationssignal kommt von speziellen Nervenzellen, den Motoneuronen. Die Enden der Motoneuronen verzweigen sich im Muskel und können so ein Aktivierungspotential bis zu den Muskelfasern leiten (Herzog, 2007). Das Aktivierungspotential breitet sich dann entlang der Muskelfasern aus und bewirkt eine Ausschüttung von Calcium²⁺ Ionen, die die Krafterzeugung auslösen. Der Muskel wird aktiviert. Die Aktivierung des Muskels hängt somit von der Stimulation ab. Die zeitliche Dynamik zwischen Stimulation und Aktivierung, die sog. Aktivierungsdynamik, kann durch eine Differentialgleichung erster Ordnung (wie in Gleichung (2.5)) beschrieben werden (Van den Bogert & Nigg, 2007).

Die Kontraktion des Muskels kann entweder durch Reflexe ausgelöst oder zentral vom Gehirn durch ein gelerntes Muster angeregt werden.

Reflexe

Reflexe beeinflussen die Muskelaktivierung indem der Zustand der Muskeln gemessen und auf die Aktivierung rückgekoppelt wird. Die Aktivierung im Muskel wird z. B. größer, wenn der Muskel gedehnt wird (stretch reflex) (Crago *et al.*, 1976). Dazu muss der Muskel seinen Zustand messen und diese Messsignale müssen auf die Aktivierung rückgekoppelt werden. In der Technik wird dies Feedback genannt.

Der Zustand des Muskels kann durch Sensororgane, so genannte Propriozeptoren,⁸ erfasst werden. Sie gewährleisten die Erfassung der Stellung und Bewegung des Körpers im Raum (Windhorst, 1996a). Die wichtigsten Propriozeptoren sind Muskelspindeln und Golgi-Sehnen-Organ. Muskelspindeln erfassen Muskellänge L und Kontraktionsgeschwindigkeit v . Sie sind spezielle Muskelfasern, die parallel zu den normalen Muskelfasern den Muskel durchziehen und ihre Länge mit den anderen Fasern im Muskel verändern. Golgi-Sehnen-Organ messen die Muskelkraft F . Sie befinden sich am Übergang zwischen Sehne und Muskel und werden angeregt, wenn der Muskel Kraft auf die Sehne ausübt (Windhorst, 1996a).

Durch Rückkopplung dieser Signale als Reflexe wird die Aktivierung A abhängig vom Zustand des Muskels: $A(F, v, L)$. Allerdings ist die Rückkopplung verzögert, da die Nerven nur eine endliche Leitgeschwindigkeit aufweisen (maximal 120 ms^{-1} (Herzog, 2007)).

Aktivierungsmuster $A(t)$

Alternativ zu den Reflexen könnte die Aktivierung auch eine gelernte oder sogar angeborene Funktion $A(t)$ der Zeit sein. Dies ist möglich, da das charakteristische rhythmische Verhalten der Muskeln in der Lokomotion auf einem periodischen Aktivierungsmuster beruht. In der Technik wird dies Feedforward genannt.

Das Hill Muskel-Modell

Die Eigenschaften des Muskels lassen sich in einem mathematischen Modell zusammenfassen, dem sog. Hill-Modell⁹:

$$F = A Fl Fv F_{\max} . \quad (1.2)$$

Dabei ist die Muskelkraft F ein Produkt aus Muskelaktivierung A , normierter Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Funktion Fl und Fv und maximaler isometrischer Kraft¹⁰ F_{\max} des Muskels (Geyer *et al.*, 2003).

Die Aktivierung A ist ein Wert zwischen 0 und 1. Sie beschreibt, wie stark der Muskel angeregt ist, d. h. wie viel seiner maximalen Kraft abgerufen wird. Die Aktivierung ergibt sich über die Aktivierungsdynamik aus der Stimulation des Motoneurons $STIM(t)$. Durch die Fl und Fv wird die Kraft abhängig vom Zustand des Muskels (hier beschrieben durch Länge L und Kontraktionsgeschwindigkeit v).

⁸Propriozeption von proprius (lat. eigen) und percipere (lat. wahrnehmen), die Wahrnehmung des eigenen Zustands

⁹Nach dem Entdecker der Kraft-Geschwindigkeits-Kurve des Muskels: A. HILL (Hill, 1938)

¹⁰bei optimaler Länge und Kontraktionsgeschwindigkeit $v = 0$

1. Einleitung

1.2. Technische Aspekte der Lokomotion

Es wurden zahlreiche Modelle und Roboter mit dem Ziel entwickelt, menschliches Hüpfen zu imitieren. Das Hauptproblem ist es das System trotz Reibungsverlusten am Hüpfen zu halten. Rein passive Feder-Masse-Systeme können dieses Problem nicht lösen. Darum wurden hybride Modelle entwickelt, die die Mechanik der Hüpfroboter mit einer kontrollierten Energiezufuhr kombinieren (z. B. (Raibert & Tello, 1986) oder (Rad *et al.*, 1993)). In neuerer Literatur wurden zu diesem Zweck insbesondere biologisch inspirierte Mustergeneratoren vorgestellt. Sie stellen eine geeignete Methode dar, die Energiezufuhr gezielt auszulösen, wenn sie sich an die Dynamik und Eigenfrequenz des Roboters anpassen. Diese Anpassung kann z. B. durch Sensorfeedback erreicht werden (Pelc *et al.*, 2008).

Im Unterschied zu dieser externen Kontrolle geht es in dieser Arbeit aber darum, zu zeigen, dass ausschließlich intrinsische Muskeleigenschaften in Kombination mit Muskelreflexen, ausreichen um periodisch stabiles Hüpfen zu erzeugen. Ziel ist es, die Bewegung aus der Eigendynamik des Systems zu erzeugen und ohne zusätzliche externe Kontrolle auszukommen. Dieser Nachweis wird in der vorliegenden Arbeit in zwei Schritten durchgeführt. Zuerst wird ein Simulationsmodell entwickelt, das den Einfluss der Muskeleigenschaften und die reflektorische Kontrolle¹¹ beim Hüpfen untersucht. Handelt es sich bei den entwickelten Konzepte um grundlegende physikalische Zusammenhänge, muss es möglich sein, diese in einem technischen System umzusetzen. So ergibt sich die dritte Hypothese dieser Arbeit:

Hypothese 3 Die intrinsischen Muskeleigenschaften können in einem technischen System imitiert werden. Dabei überträgt sich ihre stabilisierende Wirkung auf das technische System.

Die Eigenschaften des biologischen Systems, wie sie im vorherigen Abschnitt dargestellt wurden, unterscheiden sich in einigen wesentlichen Punkten von den Eigenschaften der meisten technischen Systeme. Diese Unterschiede werden im Folgenden dargestellt.

Aktuatoren

Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Funktion sind Materialeigenschaften des Muskels, die technische Aktuatoren nicht haben. Ein typischer Aktuator in einem technischen System ist ein Elektromotor. Elektromotoren haben keine Kraft-Längen- bzw. Kraft-Winkel-Funktion ($Fl = 1$), jedoch durch ihre Kennlinie eine Art Kraft-Geschwindigkeits-Funktion. Auch die Reibung im Motor hat Ähnlichkeit mit der Kraft-Geschwindigkeits-Funktion. Der Unterschied liegt aber vorallem darin, dass die Rei-

¹¹Kontrolle durch Reflexe

1.2. Technische Aspekte der Lokomotion

bung immer wirkt, unabhängig davon, ob der Motor aktiv ist, oder sich nur passiv dreht. Die F_v des Muskels wirkt nur, wenn dieser aktiv kontrahiert – ist er nicht aktiviert, so ist die Reibung minimal (Lindstedt *et al.*, 2001).

Für die Konstruktion technischer Systeme werden nichtlineare Eigenschaften, wie sie in Muskeln auftreten, oft als Nachteil empfunden. Sie schränken die dynamischen Möglichkeiten des Systems ein und sind schwierig zu regeln.

Elastizität

Im menschlichen Muskel-Skelett-System sind die Aktuatoren, die Muskeln, immer über elastische Sehnen mit den Knochen verbunden.

Humanoide Roboter werden meist gänzlich ohne Elastizitäten gebaut. Der Grund dafür liegt in den Problemen, die die Kontrolle im Zusammenhang mit Elastizitäten birgt. Die meisten humanoiden Roboter berechnen eine gewünschte Trajektorie für ihre Gliedmaßen und versuchen, mittels Regeltechnik, diese Trajektorie einzuhalten. Damit die Trajektorie möglichst genau eingehalten wird, ist es notwendig, dass die Aktuatoren die Segmente direkt ansteuern können. Elastische Strukturen, wie z. B. Sehnen, könnten Schwingungen und Verzögerungen erzeugen, die zwangsweise zum Sturz des Roboters führen. Darum werden die Segmente so starr wie möglich konstruiert und die Motoren verstellen die Winkel zwischen den Segmenten direkt.

Signalverzögerung

Eine Signalverzögerung, wie sie im biologischen System durch die Nervenleitgeschwindigkeit entsteht (15 - 80 ms), wäre in den meisten Robotern nicht akzeptabel. Die Rückmeldung über die Position und Bewegung der Segmente wäre viel zu langsam, um die Trajektorie geeignet zu regeln. Bei Robotern liegen die Verarbeitungsgeschwindigkeiten um ein vielfaches höher.

Leistungsfähigkeit

Trotz dieser Nachteile des biologischen Systems aus technischer Sicht, sind die menschlichen Beine jedem technischen Ansatz überlegen. Die Frage ist, ob die Beschränkung der dynamischen Möglichkeiten durch die Muskeleigenschaften eventuell sogar vorteilhaft ist. Es könnte sein, dass dadurch bereits stabiles Verhalten unterstützt wird und somit eine *entspannte* Kontrolle möglich ist. Es geht also um die Frage, ob die Materialeigenschaften der Muskeln und die Mechanik des menschlichen Beins die Lokomotion unterstützen. Vielleicht wird dadurch auch der Umgang mit Elastizitäten einfacher und Signalverzögerungen verursachen keine Probleme.

1.3. Prothetik

Die große Herausforderung in der Prothetik ist die Kombination aus biologischem und technischem System. Gesucht ist eine Mechanik, die in Kombination mit dem biologischen System zuverlässige und flexible Lokomotion ermöglicht. Ein künstliches Bein sollte sich weitgehend autonom an die momentanen Anforderungen anpassen und dabei Sicherheit geben.

Die meisten Beinprothesen sind passiv. Sie haben keinen Aktuator und damit keine Möglichkeit, aktiv Arbeit zu verrichten. Dass mit rein passiven Prothesen unglaubliche Leistungen vollbracht werden können, zeigt z. B. der 400 Meter Läufer OSKAR PISTORIUS. Er rennt mit zwei Unterschenkelprothesen so schnell, dass er 2008 nur knapp die Qualifikation für die Olympischen Spiele in Peking verpasste. Er rennt also fast so schnell wie die Weltelite der Läufer.

Bei seinen Prothesen handelt es sich um hochspezialisierte Sportgeräte, die für einen einzigen Zweck optimiert wurden. Hier ist die Mechanik für diese eine Aufgabe zuverlässig und effizient, aber nicht flexibel. Er wird damit nie Fußball spielen oder schwimmen können. Auch für den Alltag sind diese Prothesen eher ungeeignet.

Es gibt aber auch schon weit entwickelte Prothesen für den Alltag. Das „c-leg“ von OTTO BOCK gehört wohl zu den besten. Diese Prothese ist zwar auch passiv, kann aber die passiven Eigenschaften aktiv verändern und sich damit an die Anforderungen anpassen. „Die Steuerung erfolgt über eine mikroprozessorgeregelte Hydraulik, die das System in Echtzeit und dynamisch an die Gehgeschwindigkeit anpasst. Gleichzeitig ermöglicht sie die zuverlässige Sicherung der Standphase“ (Bock, 2008). Wie aus diesem Zitat ersichtlich wird, wirbt der Hersteller mit Zuverlässigkeit und der automatischen Anpassung. Es wird versucht eine Mechanik zu entwickeln, die selbstständig die Lokomotion unterstützt. Trotzdem ist das c-leg eine passive Prothese und unterscheidet sich damit grundlegend vom menschlichen Bein.

Es ist bisher leider nicht möglich, mit Prothesen die gleiche Flexibilität zu erreichen wie mit menschlichen Beinen. Ein Grund dafür ist sicher, dass sich die mechanischen Eigenschaften von menschlichen und technischen Beinen (Robotik und Prothetik) stark unterscheiden. Es ist klar, dass es in absehbarer Zeit nicht möglich sein wird, die komplexe Mechanik des menschlichen Beines bis ins Detail technisch nachzubauen. Vielleicht ist das aber auch gar nicht nötig. Vielleicht birgt die menschliche Beinmechanik Eigenschaften, die viel globaler nachempfunden werden können und trotzdem ihre Funktionsweise behalten.

2. Methoden

Es soll untersucht werden, ob die intrinsischen Muskeleigenschaften das Hüpfen vereinfachen und ob durch Reflexe stabiles Hüpfen erzeugt werden kann. Das sind zwei Teilaspekte: die stabilisierenden Materialeigenschaften der Muskeln und die dezentrale autonome Kontrolle. Der gewählte Ansatz ist in Abbildung 2.1 skizziert. Die Grafik befindet sich noch einmal in Anhang C und kann zum leichteren Lesen der Arbeit herausgeklappt werden. In Anhang C befindet sich außerdem eine Tabelle mit verwendeten Symbolen.

Um ausschließlich die Effekte der intrinsischen Muskeleigenschaften zu untersuchen, wird das Bein durch einen einzigen Muskel vereinfacht dargestellt. Dieses Modell für die Beinkraft betrachtet keine Geometrie¹, keine Sehne, nur den krafterzeugenden Teil des Muskels (siehe Abbildung 1.1d, auf Seite 3). Das Bein wird also durch einen Ersatzmuskel dargestellt, der die Kraft F aufbringen kann. Das Kraft-Gesetz für F ist dem Hill-Muskel-Modell (Gleichung 1.2) nachempfunden. Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Kurve (F_l und F_v) werden in drei bzw. zwei unterschiedlichen Abstraktionsstufen untersucht. Die Kombination ergibt die sechs Modelle M1-M6. Sie repräsentieren die intrinsischen Muskeleigenschaften (Abbildung 2.1, rot dargestellt.).

Die Aktivierung $A(t)$ des Muskels (blau dargestellt) wird entweder durch eine optimale Aktivierungsfunktion $A_{\text{opt}}(t)$ oder durch Reflexe (Feedback) realisiert. Als Feedback-Signale werden propriozeptive Signale des Muskels verwendet. Das sind Muskelkraft F (ergibt FFB für „force feedback“), Geschwindigkeit v (VFB) oder Länge L (LFB). Es wird sowohl der Fall untersucht, dass jeweils nur ein propriozeptives Signal die Aktivierung erzeugt (mono-synaptischer Feedback), als auch dass alle drei Signale gleichzeitig zur Aktivierung beitragen (ALLFB).

In diesem Kapitel wird zunächst beschrieben, wie Muskeleigenschaften und dezentrale Kontrolle in einem mathematischen Modell erfasst werden können. Danach wird der genetische Algorithmus erläutert, der die Parameter der Aktivierung so optimiert, dass eine maximale Hüpfhöhe erreicht wird. Außerdem werden Kriterien wie Stabilität und Bein-Elastizität vorgestellt, die eine Bewertung der Ergebnisse ermöglichen.

¹Die Geometrie Funktion ist hier $\Gamma = 1$. Sie beschreibt die Transformation $F_B = \Gamma F$ zwischen Bodenreaktionskraft F_B und Muskelkraft F (Wagner & Blickhan, 1999). Hier sind Bodenreaktionskraft und Muskelkraft identisch.

2. Methoden

Ziel: Einhalten einer stabilen Hüpfhöhe trotz Reibungsverlusten und Störungen

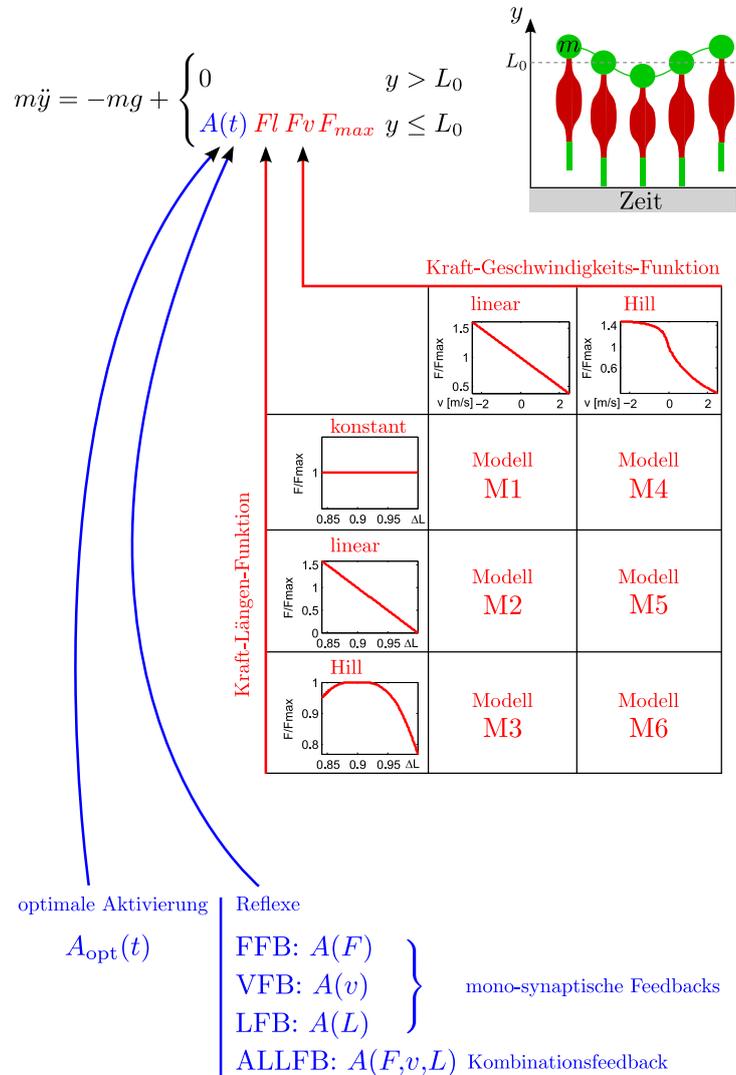


Abbildung 2.1.: Skizze zur Struktur des Modells. Diese Skizze befindet sich in voller Größe in Anhang C und kann zum leichteren Lesen der Arbeit herausgeklappt werden. Die Beinkraft wird durch einen Hill-Muskel erzeugt. Die Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeitskurve werden in ihrer Form variiert. Durch die Kombination ergeben sich die Modelle M1-M6. Die Aktivierung $A(t)$ ist entweder durch eine optimale Aktivierung vorgegeben oder wird durch Reflexe erzeugt.

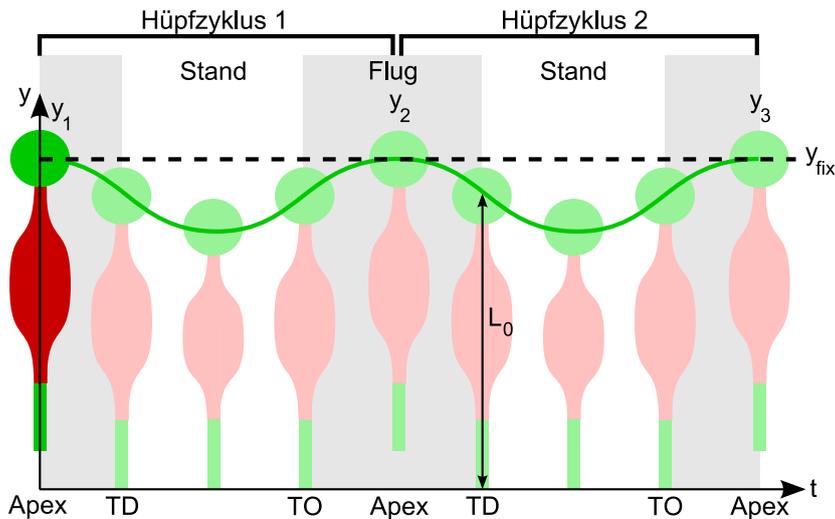


Abbildung 2.2.: Zwei Hüpf-Zyklen. Definiert werden $y(t)$ Position der Masse, y_1 Starthöhe, y_2 erreichte Höhe nach einem Zyklus, y_3 erreichte Höhe nach zwei Zyklen, y_{fix} Hüpfhöhe der periodischen Lösung, L_0 Bein-Ruhelänge, TD Zeitpunkt des Bodenkontakts (von „touch down“), TO Zeitpunkt des Abhebens (von „take off“), Apex oberer Umkehrpunkt, T Dauer eines Hüpf-Zyklus.

2.1. Beschreibung des Muskelmodells

Hüpfen wird durch die Differentialgleichung (1.1) beschrieben. Dabei handelt es sich um eine Bewegung mit einem Freiheitsgrad. Als Gegenspieler zur Gravitation wird nur das krafterzeugende Element des Hill-Muskel-Modells eingesetzt (Gleichung (1.2)). Die Kraft des Muskels soll $F \geq 0$ sein² und den als Punktmasse m genäherten Körper in positive y Richtung beschleunigen. Der Boden ist bei $y = 0$, die Ruhelänge des Beines ist L_0 , die Beinlänge $L = y$ für $y \leq L_0$ (siehe Abbildung 2.2). Es ergibt sich die Differentialgleichung

$$m\ddot{y} = -mg + \begin{cases} 0 & y > L_0 \quad \text{Flugphase} \\ A(t)FlFvF_{\text{max}} & y \leq L_0 \quad \text{Bodenkontakt} \end{cases} . \quad (2.1)$$

²Im Gegensatz zum realen Muskel kann der Muskel hier nur drücken. Physikalisch äquivalent dazu ist eine Konstruktion, bei der der Muskel oben festgehalten und die Masse unten befestigt wird, quasi der Muskel als Bungee-Seil. Dann kann der Muskel ausschließlich ziehen, wie der biologische Muskel. Diese äquivalente Darstellung wurde nicht gewählt, da sie, für das Hüpfen, nicht sehr anschaulich ist.

2. Methoden

Intrinsische Muskeleigenschaften

Die Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Abhängigkeiten F_l und F_v sollen in unterschiedlichen Näherungen untersucht werden. Ziel ist es, zu untersuchen, wie detailgetreu die Eigenschaften des Muskels abgebildet werden müssen, um die Funktion zu erhalten. Für die F_l werden drei Näherungen untersucht: nichtlinear wie im Hill-Modell (adaptiert aus Geyer *et al.* (2003)), linear und konstant ($F_l = 1$).

$$F_l = \begin{cases} 1 & \text{konstant} \\ k(L_0 - L) & \text{linear} \\ \exp \left[c \left| \frac{L - L_{\text{opt}}}{L_{\text{opt}} w} \right|^3 \right] & \text{Hill} \end{cases} . \quad (2.2)$$

Dabei entspricht die Muskellänge L der Beinlänge. Der Fall $F_l = 1$ (konstant) bedeutet, dass die Muskelkraft nicht von der Muskellänge abhängt. Lineare F_l entspricht einer Feder mit Ruhelänge L_0 .

Die F_v wird in zwei Näherungen untersucht, ebenfalls nichtlinear wie im Hill-Modell und in linearer Näherung³:

$$F_v = \begin{cases} 1 - \frac{1}{2N_l} v & \text{linear} \\ \begin{cases} \frac{v_{\text{max}} + v}{v_{\text{max}} - K v} & v > 0 \\ N + (N - 1) \frac{v_{\text{max}} - v}{-7.56 K v - v_{\text{max}}} & v \leq 0 \end{cases} & \text{Hill} \end{cases} . \quad (2.3)$$

Die Kontraktionsgeschwindigkeit v entspricht der Geschwindigkeit des Massepunkts. v ist negativ für Kontraktion (negative y-Richtung) und positiv bei Dehnung (positive y-Richtung)⁴. Alle anderen Parameter sind Konstanten, die den Verlauf von F_l und F_v bestimmen (dargestellt in Abbildung 2.1 und Anhang C). Die Bedeutungen und Werte der Parameter in F_l und F_v sind in Tabelle 2.1 aufgelistet.

Damit sind die intrinsischen Eigenschaften des Muskels festgelegt. Gesucht ist nun eine Aktivierung $A(t)$ des Muskels, die periodische Hüpfbewegungen ermöglicht.

Feedback $A(F, v, l)$

Wie in Abschnitt 1.1 gezeigt wurde, ist es denkbar, dass die Muskelaktivität durch Reflexe gesteuert wird. Im Modell wird der Reflex durch Rückkopplung (Feedback) der propriozeptiven Signale Muskelkraft F , Geschwindigkeit v und Länge L abgebildet.

³Der Fall $F_v = 1$ entspricht einem Muskel ohne Reibung und benötigt daher auch keinen Ausgleich des Energieverlusts. Dieser Fall ist für die vorliegende Arbeit uninteressant.

⁴Das ist genau gegenteilig zur normalen Definition im Muskel. Das kommt daher, dass in diesem Modell der Muskel nur Kraft gegen die Kontraktionsrichtung ausüben, also nur drücken kann.

2.1. Beschreibung des Muskelmodells

Untersucht werden die Rückkopplung eines einzelnen Signals (mono-synaptisches Kraft Feedback FFB, Geschwindigkeits Feedback VFB und Längen Feedback LFB) und die Kombination aus allen drei Signalen (ALLFB). Die Stimulation des Motoneurons ist also eine Funktion der propriozeptiven Signale $F(t)$, $v(t)$ und $L(t)$:

$$\begin{array}{rcl}
 & STIM0 + G_F F(t - \delta) & \text{FFB} \\
 STIM(t) = & STIM0 & + G_v (v(t - \delta) - v_{\text{off}}) \quad \text{VFB} \\
 & STIM0 & + G_L L(t - \delta) - L_{\text{off}} \quad \text{LFB} \\
 & STIM0 + G_F F(t - \delta) & + G_v (v(t - \delta) - v_{\text{off}}) + G_L L(t - \delta) - L_{\text{off}} \quad \text{ALLFB}
 \end{array} \quad (2.4)$$

$STIM0$ ist die Grundstimulation des Muskels. Die Signale F , v und L werden mit den Verstärkungsfaktoren (Gains) G_F , G_v und G_L multipliziert und unterliegen einer Signalverzögerung δ durch die Nervenleitgeschwindigkeit. Für v und L wird zusätzlich ein Offset⁵ berücksichtigt (Geyer *et al.*, 2003).

Die Stimulation wird auf $0,001 \leq STIM(t) \leq 1$ beschränkt. Mit der Untergrenze wird berücksichtigt, dass die Muskelkraft nicht 0 sein kann (Gerritsen *et al.*, 1995). Eine Obergrenze muss es geben, da der Muskel nicht mehr als maximal stimuliert werden kann. Die Obergrenze $STIM(t) \leq 1$ ergibt die Normierung der Aktivierung $A(t)$ auf die maximale isometrische Kraft des Muskels F_{max} .

Die Moto-Neuronen verzweigen sich in den Muskeln und regen durch ihre Stimulation $STIM(t)$ die Kontraktion des Muskels an. Der Zusammenhang zwischen Stimulation $STIM(t)$ und Aktivierung $A(t)$ wird Aktivierungsdynamik genannt. Die Aktivierung ist ein dynamischer elektrochemischer Prozess und läuft nicht instantan ab. Er wird von der Reaktionsdynamik der Calcium²⁺ Ionen bestimmt. Für die Calciumdynamik wird eine chemische Reaktion erster Ordnung angenommen. Somit kann die Aktivierungsdynamik des Muskels durch eine Differentialgleichung erster Ordnung beschrieben werden

$$A(t) = STIM(t) - \frac{\tau dA(t)}{dt} . \quad (2.5)$$

Hier ist $\tau = 10$ ms die Zeitkonstante der Aktivierungsdynamik (Geyer *et al.*, 2003; Van den Bogert & Nigg, 2007).

⁵Offset: Konstante Größe, die permanent zum eigentlichen Signal addiert wird.

2. Methoden

Optimale Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$

Die zweite Möglichkeit den Muskel zu aktivieren, ist eine vorgegebene Funktion $A_{\text{opt}}(t)$ der Zeit⁶, deren Verlauf optimiert wird. Diese Funktion soll den Muskel in jedem Zyklus identisch und optimal aktivieren und kann als Referenz für die Reflexe dienen:

$$A(t) = A_{\text{opt}}(t - t_{\text{TO}}) . \quad (2.6)$$

Getriggert wird die Zeitfunktion auf t_{TO} , den Zeitpunkt des letzten Bodenkontakts⁷. Auf diese Weise ist der Ablauf der Funktion unabhängig von der Detektion des Aufsetzens⁸.

Numerische Lösung der DGL

Die Differentialgleichung (2.1) kann aufgrund des Wechsels zwischen Stand- und Flugphase nicht geschlossen analytisch gelöst werden. Außerdem gibt es Signalverzögerungen, die nicht analytisch erfasst werden können. Daher wurde die DGL numerisch in Matlab Simulink (The Mathworks, Inc.) gelöst. Die DGL wurde mit einem ODE 45 DORMAND-PRINCE Algorithmus mit variabler Schritt-Weite gelöst. Dieser Algorithmus wurde aufgrund seiner Robustheit gewählt. Die relative- und absolute Toleranz betrug 10^{-12} bei einer maximalen Schrittweite von 10^{-3} s. In einem Testdurchlauf wurden Toleranzen und Schrittweite um eine Größenordnung verringert. Die Abweichung in der Hüpfhöhe nach einem Zyklus betrug $\Delta y < 10^{-4}$ m. Die Lösung mit den angegebenen Toleranzen wurde somit als ausreichend genau angesehen. Abbildung A.2 in Anhang A.4 zeigt das Simulink Programm-Schema des Modells. Die Werte der Parameter für das Modell sind in Tabelle 2.1 aufgelistet. Die Randbedingungen für die DGL sind die Starhöhe y_0 und die Startgeschwindigkeit v_0 . Die Starhöhe ist die Höhe im Apex des Hüpfzyklus $y_0 = y_{\text{fix}}$ und dort ist die Geschwindigkeit per Definition $v_0 = 0$.

Bisher noch nicht festgelegte Parameter sind die Feedback-Parameter $STIM_0$, G_F , G_v , G_L , v_{offset} und L_{offset} . Diese werden durch Optimierung mit einem genetischen Algorithmus (GA) gefunden. Je nach Feedback-Typ werden nur die benötigten Parameter freigegeben, die anderen werden 0 gesetzt (entsprechend Gleichung 2.4). Der GA wird auch verwendet, um den Verlauf der optimalen Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$ zu bestimmen.

⁶Biologisch erzeugt z. B. durch einen neuronalen Mustergenerator (CPG)

⁷TO von „take off“

⁸Eine alternative Möglichkeit wäre das triggern auf t_{TD} , das Aufsetzen (TD von „touch down“) möglich. Allerdings wäre das Feedback im Kontakt und das soll hier gerade nicht betrachtet werden.

2.1. Beschreibung des Muskelmodells

Beschreibung	Parameter	Wert	Quelle
Beinlänge	y_0	1 m	Abschätzung
Körpermasse	m	80 kg	(Geyer <i>et al.</i> , 2003)
Gravitationskonstante	g	-10 ms^{-2}	Abschätzung
Maximale isometrische Muskelkraft	F_{max}	2500 N	(Geyer <i>et al.</i> , 2003)
Signalverzögerung	δ	15 ms	(Geyer <i>et al.</i> , 2003)
Zeitkonstante der Aktivierungsdynamik	τ	10 ms	(Geyer <i>et al.</i> , 2003)
normierte Federkonstante für $Fl = \text{lin}$	k	10 m^{-1}	Abschätzung
reziproker Anstieg für $Fv = \text{lin}$	N_l	2 ms^{-1}	Abschätzung
optimale Muskellänge für $Fl = \text{Hill}$	L_{opt}	0,9 m	Abschätzung
Kurven-Breite für $Fl = \text{Hill}$	w	0,45 m	Abschätzung
Formfaktor für $Fl = \text{Hill}$	c	-29,96	Abschätzung
maximale Kontraktionsgeschwindigkeit für $Fv = \text{Hill}$	v_{max}	$-3,5 \text{ ms}^{-1}$	Abschätzung
Krümmungskonstante für $Fv = \text{Hill}$	K	1,5	Abschätzung
Krafterhöhung Exzentrik für $Fv = \text{Hill}$	N	1,5	(Geyer <i>et al.</i> , 2003)

Tabelle 2.1.: Modell Parameter. Aufgelistet sind alle festen Parameter, die zur Beschreibung des Modells notwendig sind. Die angegebene Abschätzung der Beinlänge und der Gravitationskonstante führt zu übersichtlichen Ergebnissen. Die Parameter für den Verlauf der Fl und Fv wurden auf Grundlage von Geyer *et al.* (2003) für den Ersatzmuskel in dieser Arbeit abgeschätzt.

2. Methoden

2.1.1. Optimierung der Feedback-Parameter

Genetischer Algorithmus

Genetische Algorithmen ermöglichen die Optimierung von komplexen Modellen. Sie generieren wiederholt verschiedene potentielle Lösungen und testen, wie gut diese das Optimierungsziel erfüllen. Immer bessere Lösungen werden nach dem Prinzip der Evolution durch Auslese, Mutation und Rekombination gewonnen (Michalewicz, 1996). Nach diesem Prinzip wurde ein genetischer Algorithmus (GA) geschrieben, der speziell periodisches Hüpfen optimiert.

Gesucht sind geeignete Feedback-Parameter, die zyklisches Hüpfen ermöglichen. Dazu arbeitet der GA mit einer Population von Individuen. Jedes Individuum repräsentiert einen Parametersatz (je nach Feedback-Typ 2 bis 6 Parameter, z. B. $STIM0$ und G_F). Zu Beginn wurden die Parameter jedes Individuums zufällig gewählt. Die Performance des Individuums wurde mit folgender Funktion bewertet:

$$\text{Performance} = y_2 \times \begin{cases} 1 & T \leq 0,5 \text{ s} \\ 2(1 - T/1 \text{ s}) & T > 0,5 \text{ s} \end{cases} . \quad (2.7)$$

Die Performance bewertet primär die erreichte Hüpfhöhe y_2 nach einem Zyklus. Allerdings wird die Performance abgewertet, wenn die benötigte Zeit T für den Hüpf-Zyklus $0,5 \text{ s}$ übersteigt⁹. Für die nächste Generation wurden Individuen mit schwacher Performance aussortiert. An deren Stelle traten rekombinierte und mutierte Nachfahren der starken Individuen.

Die Starthöhe für die erste Generation wurde auf $y_1 = 1,05 \text{ m}$ festgelegt. Für die nachfolgenden Generationen wurde die erreichte Hüpfhöhe eines Elternteils (y_2) als neue Starthöhe genommen (Geyer *et al.*, 2003). Der Algorithmus findet automatisch periodische Lösungen, wenn man die besten 50 % der Individuen unverändert in die nächste Generation übernimmt, quasi y_3 berechnet. So können sich auf Dauer nur Individuen bewähren, die in jedem Zyklus ungefähr dieselbe starke Performance liefern.

Die anderen 50 % der nächsten Generation wurden jeweils zur Hälfte durch Mutation und Rekombination der besten Individuen gewonnen. Die Mutationsrate betrug $1/5$ (jedes 5. Gen mutiert). Bei der Rekombination tragen zwei Individuen jeweils zur Hälfte zu einem Neuen bei. So wurde bei einer Population von 100 Individuen über 100 Generationen ein Parametersatz ermittelt, der eine zyklische Hüpfbewegung erzeugt.

⁹Dies ist nötig, da die stark vereinfachten Modelle keinen Anschlag haben, wie er im realen Bein durch Geometrie, reale Muskel-Ausdehnung und Boden gegeben ist. Die Grenze von 2 Hz entspricht in etwa der bevorzugten Hüpfrequenz des Menschen (unveröffentlichte Experimente S. Grimmer).

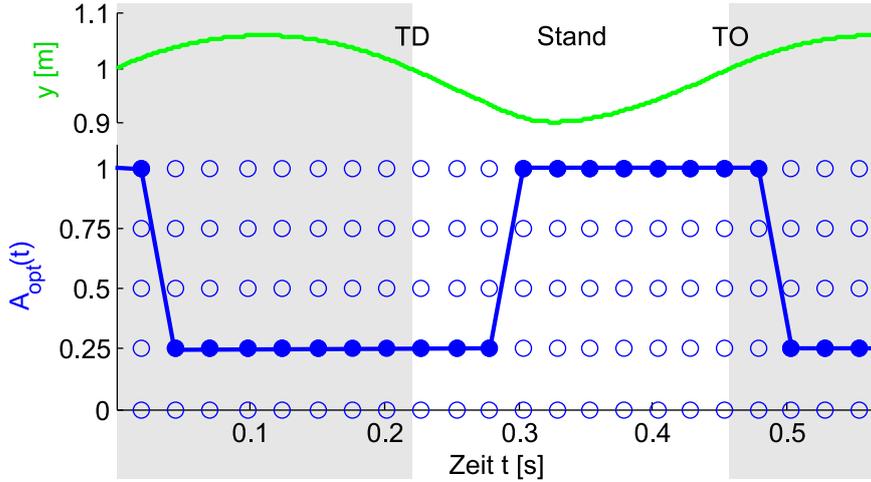


Abbildung 2.3.: Beispiel für den Verlauf einer optimalen Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$ mit diskreten Niveaus (blaue Linie). $A_{\text{opt}}(t)$ wird in dem eingezeichneten Raster (blaue \circ) optimiert. Eine Aktivierung während der Flugphase entspricht einer Voraktivierung des Muskels, hat aber keinen Einfluss auf die Flugtrajektorie.

Optimierter Aktivierungsverlauf $A_{\text{opt}}(t)$

Die Performance bei optimaler Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$ dient als Referenz für die Reflexe. Außerdem soll untersucht werden, ob die optimale Aktivierung auch zu stabilem Hüpfen führt.

Der Zeitverlauf von $A_{\text{opt}}(t)$ wird in einem diskreten Raster optimiert (siehe Abbildung 2.3). Der Zeitverlauf $A_{\text{opt}}(t)$ wird durch ein Chromosom aus n Werten $0 \leq A_n \leq 1$ repräsentiert (die blauen Kreise in Abbildung 2.3 zeigen die möglichen A_n , die ausgefüllten Kreise sind die A_n des optimalen Chromosoms). Zwischen den Werten A_n zu den Zeitpunkten t_n wird die Aktivierung linear interpoliert.

Die benötigte Auflösung des diskreten Rasters in Zeit und Amplitude wurde in einer Testreihe für das Modell $A_{\text{opt}}(t)$ M1 ermittelt. Es wurde die Abhängigkeit der Hüpfhöhe y_{fix} von der Auflösung ermittelt. Es zeigte sich, dass eine Auflösung von 5 möglichen Werten A_n (0; 0,25; 0,5; 0,75 und 1) und eine zeitliche Auflösung von $t_{n+1} - t_n = 1/40$ s ein sinnvoller Kompromiss zwischen erreichter Höhe und Rechenzeit darstellt. Diese Auflösung wurde daher für die Optimierung in allen Modellen dieser Arbeit gewählt (Beispiel: Abbildung 2.3). Eine doppelt so hohe Auflösung auf beiden Achsen brachte eine Verbesserung der Hüpfhöhe um 2 mm (1,6 %), bedeutete aber eine deutlich höhere Rechenzeit für den GA.

Der Verlauf von $A(t)$ wird für einen Zyklus optimiert. Es stellt sich die Frage, zu welchem Zeitpunkt t_{trigger} während des Zyklus das Muster $A(t - t_{\text{trigger}})$ gestartet

2. Methoden

wird. In Abschnitt 2.1 wurde begründet, dass biologisch gesehen der Zeitpunkt des letzten Bodenkontakts $t_{\text{trigger}} = t_{\text{TO}}$ sinnvoll ist (letzter Sensorkontakt mit dem Untergrund). Während der Optimierung von $A(t)$ wurde jedoch als Trigger der Bodenkontakt $t_{\text{trigger}} = t_{\text{TD}}$ gewählt¹⁰. Dadurch konnte die optimale Lösung $A_{\text{opt}}(t)$ schneller gefunden werden¹¹.

Nach der Optimierung muss $A_{\text{opt}}(t)$ korrigiert werden, so dass wieder $t_{\text{trigger}} = t_{\text{TO}}$ gilt. Das wird erreicht, indem auf t_{TO} getriggert wird und die Aktivierung während der Flugzeit $t_{\text{flug}} = \frac{2}{g}v(t_{\text{TO}})$ durch die Aktivierung $A_{\text{opt}}(0)$ ergänzt wird¹²:

$$A(t) = \begin{cases} A_{\text{opt}}(0) & t \leq t_{\text{TO}} + t_{\text{flug}} \\ A_{\text{opt}}(t - t_{\text{TO}} + t_{\text{flug}}) & t > t_{\text{TO}} + t_{\text{flug}} \end{cases} . \quad (2.8)$$

$A_{\text{opt}}(0)$ entspricht somit der Voraktivierung des Muskels.

Im Periodischen Hüpfzyklus ergibt sich kein Unterschied für die Aktivierung, egal ob auf TD oder TO getriggert wird. Ein Unterschied tritt erst im Fall einer Störung auf (ausführliche Erläuterung folgt in der Diskussion).

2.1.2. Bewertung der Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden weitere Kriterien zur Bewertung der Ergebnisse vorgestellt. Bisher wurde als Kriterium für die Optimierung nur die Hüpfhöhe verwendet. Da im Modell ein Ersatzmuskel das gesamte Bein darstellt, ist die Hüpfhöhe kein Kriterium, das zum Vergleich des Verhaltens zwischen Mensch und Modell herangezogen werden kann. Interessant ist aber ein Vergleich des Verhaltens bei Störungen.

Stabilität und Apex Returnmap

Untersucht wird Hüpfen mit einem Freiheitsgrad. Seitliches Umkippen ist nicht möglich. Die Hüpfhöhe soll konstant bleiben (relativ zur Bodenhöhe), obwohl Energie durch Reibung verloren geht und Schwankungen in der Bodenhöhe auftreten können (Abbildung 2.4). Schwankungen in der Bodenhöhe sind Störungen. Diese treten z. B. beim Rennen auf unebenem Untergrund auf. Reduziert sich die Bodenhöhe während der Flugphase, so ist der Landezeitpunkt t_{TD} später als im periodischen Fall. Damit hat die Masse eine höhere kinetische Energie. Um wieder den ursprünglichen Hüpfzyklus zu erreichen, muss die zusätzliche Energie dissipiert werden. Das Modell ist

¹⁰TD für „touch down“

¹¹Wird während der Optimierung auf TO getriggert, so muss bei zunehmender Hüpfhöhe während der Optimierung das Aktivierungsmuster in der Zeit verschoben werden. Wird hingegen auf TD getriggert, so kann sich die Hüpfhöhe direkt an das gefundene Muster $A(t)$ anpassen. Das beschleunigt die Konvergenz des GA.

¹²Die angegebene Flugzeit t_{flug} ist die Zeit zwischen t_{TO} und erwartetem Bodenkontakt.

2.1. Beschreibung des Muskelmodells

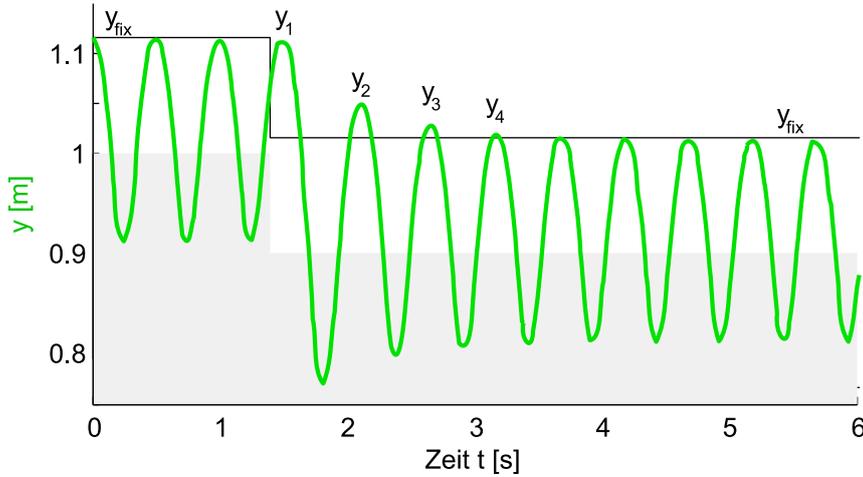


Abbildung 2.4.: Das stabile periodische Hüpfmuster wird in diesem Beispiel gestört, indem der Boden um 0,1 m abgesenkt wird. Die graue Fläche markiert die Landhöhe des Beines. Die Schwarze Linie ist die stabile Hüpfhöhe y_{fix} über dem Boden. Die Störung wird in wenigen Zyklen abgebaut und die Hüpfhöhe nähert sich wieder an y_{fix} an.

stabil, wenn es nach solch einer Störung wieder den ursprünglichen Hüpf-Zyklus erreicht (Strogatz, 2000).

Um dieses Verhalten quantitativ zu beschreiben, betrachtet man den Unterschied in der Höhe aufeinander folgender Apices¹³ y_i und y_{i+1} (siehe Abbildung 2.4). Die Apex-Returnmap in Abbildung 2.5 zeigt das Stabilitätsverhalten des Modells aus Abbildung 2.4. Aufgezeigt ist die Abhängigkeit $y_{i+1}(y_i)$: die erreichte Hüpfhöhe y_{i+1} am Ende eines Hüpf-Zyklus in Abhängigkeit der Höhe y_i zu Beginn es Zyklus. Auf der gestrichelten Diagonale gilt $y_{i+1} = y_i$. Hier verändert sich die Höhe in einem ungestörten Zyklus nicht; eine periodische Bewegung findet statt. Die periodische Hüpfhöhe ist also ein Fixpunkt in der Returnmap und wird deshalb als y_{fix} bezeichnet.

Die *Stabilität* des Systems beschreibt das Verhalten gegenüber Abweichungen von der Fixpunkthöhe (Störungen): eine kleine Störung dy_i des periodischen Hüpfens ergibt eine veränderte Apexhöhe $y_i = y_{\text{fix}} + dy_i$. Wird die Störung dy_i im folgenden Schritt kleiner $|dy_{i+1}| < |dy_i|$, so spricht man von einem *stabilen* Fixpunkt. In der Returnmap lässt sich dieses Verhalten leicht ablesen, da die Steigung der Returnmap im Fixpunkt durch

$$S = \left. \frac{dy_{i+1}}{dy_i} \right|_{y_{\text{fix}}} \quad (2.9)$$

¹³Der höchste Punkt y_i jeder Flugphase wird als Apex bezeichnet.

2. Methoden

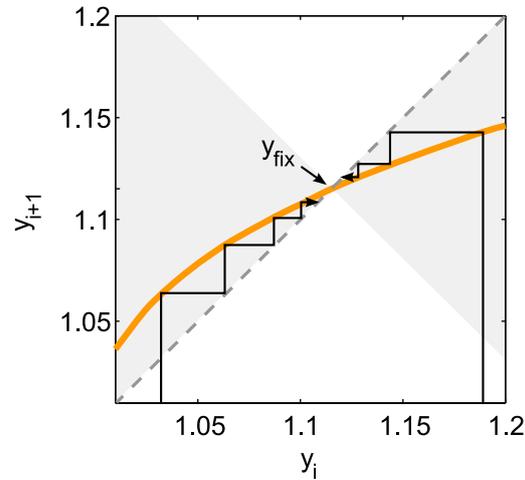


Abbildung 2.5.: Returnmap Beispiel. Die orange Kurve stellt die Returnmap dar. y_{fix} ist die periodische Hüpfhöhe. Eine Störung wird entlang der schwarzen Linien abgebaut. Verläuft die orangene Kurve im grauen Bereich so ist das Modell stabil.

gegeben ist. Der Fixpunkt ist stabil, wenn der $|S| < 1$ ist. Jede Returnmap, die im Fixpunkt eine Steigung $|S| < 1$ besitzt, weist somit auf einen stabilen Fixpunkt hin. Der graue Bereich in Abbildung 2.5 deutet den stabilen Bereich der Steigungen an. Verläuft die Returnmap in diesem Bereich, wird eine Störung in jedem Schritt kleiner. Ist $|S| < 0,5$, so wird die Störung in jedem Schritt mindestens halbiert. Ist $S = 0$, wird eine Störung in einem einzigen Schritt komplett abgebaut.

Elastizität

Die Elastizität des Beins kann mit dem Elastizitätskoeffizient

$$\varepsilon = \left(1 - \frac{\mathfrak{F}}{\mathfrak{F}_{\max}}\right)^2 \quad (2.10)$$

bewertet werden (Geyer *et al.*, 2003). ε gibt an, wie nahe die Kraft-Längen-Kurve des Beins der Lösung der idealen Feder ($\varepsilon = 1$) kommt. \mathfrak{F} ist die von der Kraft-Längen-Kurve des Beins eingeschlossene Fläche (siehe Abbildung 2.6). $\mathfrak{F}_{\max} = F_{\max} \Delta L_{\max}$, wobei $F_{\max} = \max(F)$ die maximale Beinkraft und $\Delta L_{\max} = \max(L_0 - L)$ die maximalen Beinkompression im Bodenkontakt sind. ε ist somit ein Maß für die Hysterese der Kraft-Längen-Kurve des Beins.

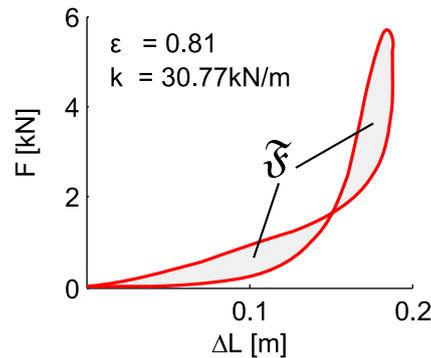


Abbildung 2.6.: Kraft-Längen-Kurve des Beins im Modell FFB M5. Angegeben sind Elastizität ε und Beinsteifigkeit k . Die eingeschlossene Fläche \mathfrak{F} geht in die Berechnung für die Elastizität ein (Gleichung (2.10)).

Weitere Kriterien

Frequenz f : Die Frequenz, mit der ein Apex auf den nächsten folgt, Kehrwert der Dauer eines Hüpf-Zyklus $f = 1/T$.

Duty Faktor DF : Verhältnis Bodenkontaktzeit zu Zyklusdauer $DF = T_{\text{Kontakt}}/T$.

Steifigkeit k : Die Beinsteifigkeit wurde abgeschätzt mit $k = F_{\text{max}}/\Delta L_{\text{max}}$ (Geyer *et al.*, 2003).

2.2. Technisches Experiment

Im vorherigen Abschnitt wurde vorgestellt, wie ein Teilaspekt der Lokomotion, das Hüpfen, theoretisch untersucht werden kann. Dazu wurde ein sehr abstrakter Ansatz gewählt. Dieser Ansatz ist so abstrakt, dass er im realen biologischen Bein oder Muskel nicht experimentell überprüft werden kann, denn die F_l und F_v können im biologischen System nicht variiert werden. Der Vorteil dieses Ansatzes ist aber, dass er das Problem auf einfache physikalische Zusammenhänge reduziert, die in einem technischen System experimentell überprüft werden können. In diesem Abschnitt wird der Roboter¹⁴ vorgestellt, der dazu aufgebaut wurde.

Im theoretischen Modell wurde eine Differentialgleichung (Gleichung 2.1) numerisch gelöst, um den Zusammenhang zwischen Beschleunigung Geschwindigkeit und Position

¹⁴Der Begriff Roboter assoziiert im Zusammenhang mit Gehen, Rennen und Hüpfen eine Verbindung zu humanoiden Robotern. Diese Verbindung ist in Bezug auf die Thematik dieser Arbeit sicher sinnvoll. Trotzdem soll sie nicht von dem bewusst simpel gehaltenen Ansatz ablenken.

2. Methoden

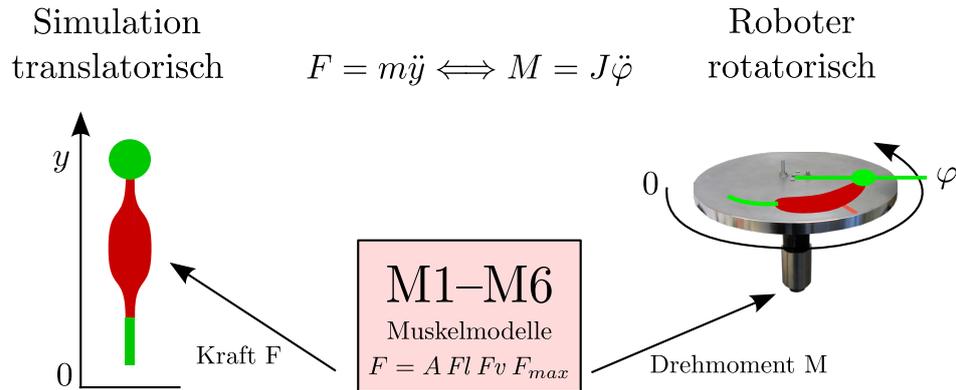


Abbildung 2.7.: Vergleich von translatorischer Bewegung in der Simulation und rotatorischer Bewegung im Roboter. Die Beinkraft wird in der Standphase ($y \leq L_0$ bzw. $\varphi \leq \varphi_0$) mit den Muskelmodellen M1-M6 (siehe Anhang C) berechnet.

zu ermitteln. Die Bewegungsgleichung soll nun durch einen reales technisches System gelöst werden – also durch die reale Physik.

Das theoretische Modell beschreibt die Bewegung einer Punktmasse in einer translatorischen Dimension. Die Bewegungsgleichung lautet $F = m\ddot{y}$. Analog dazu kann auch die rotatorische Bewegung $M = J\ddot{\varphi}$ betrachtet werden (Abbildung 2.7). Eine rotatorische Bewegung kann mit einem Elektromotor erzeugt werden. Dazu wird der Motor festgehalten und auf seiner Achse eine Scheibe mit dem Trägheitsmoment J montiert. In dieser Anordnung kann der Motor durch Einbringen des Drehmoments M die Drehscheibe beschleunigen. Geschwindigkeit und Position (Winkel φ) ergeben sich durch die Physik. Diese Anordnung ist die technische Analogie zum Modell aus dem vorherigen Abschnitt.

Bringt der Motor z. B. ein konstantes Drehmoment $M = -Jg$ ein, so ergibt sich eine konstante Beschleunigung, analog zur Gravitation im translatorischen Modell. Auf diese Weise kann dieses System Bewegung im Gravitationsfeld imitieren. Genauso kann es den Bodenkontakt imitieren, der für das Hüpfen notwendig ist. Der Bodenkontakt entsteht, wie im Modell, durch die Aufteilung des Raums in Bodenkontakt $\varphi \leq \varphi_0$ und freien Flug $\varphi > \varphi_0$. Im Bodenkontakt kann der Motor ein zusätzliches Drehmoment M_{Bein} entgegengesetzt zur simulierten Gravitation einbringen. Dieses entspricht der Beinkraft beim Hüpfen. Es ergibt sich die rotatorische Bewegungsgleichung

$$J\ddot{\varphi} = -Jg + \begin{cases} 0 & \varphi > \varphi_0 \text{ Flugphase} \\ M_{\text{Bein}} & \varphi \leq \varphi_0 \text{ Bodenkontakt} \end{cases} \quad (2.11)$$

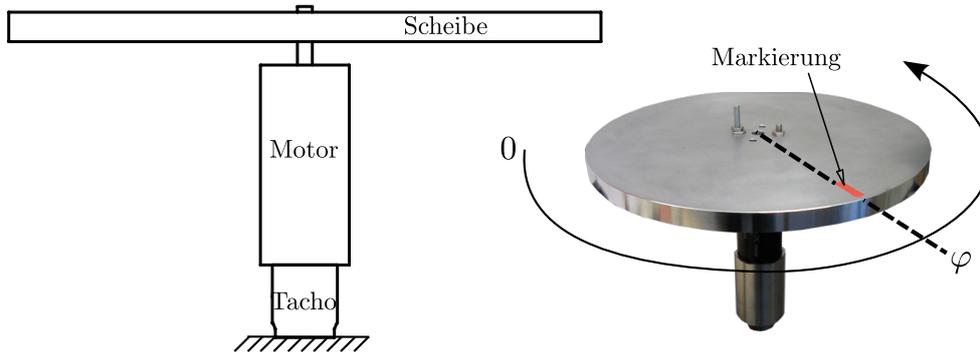


Abbildung 2.8.: Die Komponenten des Roboters MARCO JUNIOR II sind ein Elektromotor, eine Aluminiumscheibe und ein Tacho. Motor und Tacho sind fest miteinander verbunden und auf dem Experimentiertisch fixiert. Der Motorstrom kann am Computer in Echtzeit gewählt werden. So kann in Simulink ein Drehmoment ausgegeben werden, das die Scheibe beschleunigt.

analog zur Bewegungsgleichung (1.1) für das translatorische Hüpfen.

Die Besonderheit dieses Roboters ist, dass er, im Gegensatz zu allen anderen hüpfenden Systemen, seinen Aktuator nicht mitbewegen muss. Der Motor steht fest und beschleunigt nur die Drehscheibe. Dadurch haben Dimensionierung und Masse des Motors keinen Einfluss auf die Hüpfbewegung. Außerdem müssen keine Aufprall-Kräfte berücksichtigt werden, da der Roboter keinen realen Bodenkontakt herstellt.

Im Folgenden wird zuerst die konkrete technische Umsetzung dieses Konzepts beschrieben. Dann wird erläutert, wie die Parameter des linearen Modells für die rotatorische Technik transformiert werden. Außerdem wird die Kalibrierung und Charakterisierung des Systems beschrieben.

2.2.1. Roboter

Die konkrete technische Umsetzung dieses Konzepts ist der Roboter Marco Junior II (MJII)¹⁵ (siehe Abbildung 2.8). MJII besteht aus einem Elektromotor (MAXON RE 30), einer Aluminiumscheibe ($r = 0,1$ m, $h = 0,01$ m) und einem Tacho (MATTHE T505). Der Roboter ist über eine Meilhaus Electronic ME-2600 AD-DA Interface-Karte und mehrere Verstärker mit einem PC verbunden (siehe Schaltplan in Abbildung 2.9). Hersteller-Angaben zu den Komponenten sind in Anhang A.2 aufgelistet.

Wird im Simulink-Modell ein Drehmoment M bestimmt, so kann dieses auf Hardware-Seite über den Motor eingebracht werden. Dazu stellt Simulink eine Spannung am

¹⁵MJII ist eine vereinfachte Bauform des Hüpfroboters MARCO HOPPER (Seyfarth *et al.*, 2007).

2. Methoden

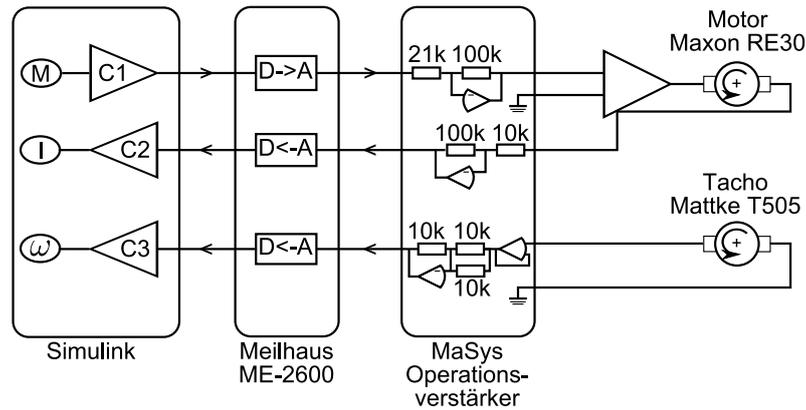


Abbildung 2.9.: Schaltplan Marco Junior II. In Simulink wird im Muskelmodell ein gewünschtes Drehmoment M berechnet. Der Wert des Drehmoments wird mit der Kalibrierungskonstante $C1$ multipliziert und dann über den Digital-Analog-Wandler der Meilhaus Interface-Karte als Spannung ausgegeben. Durch die nachfolgende Verstärkung wird ein Strom durch den Motor geleitet, durch den der Motor das berechneten Drehmoment einbringt. Dabei werden der Strom I und die Rotationsgeschwindigkeit der Scheibe ω gemessen und digitalisiert. Die Konstanten $C1$, $C2$, $C3$ werden durch Kalibrierung bestimmt.

DA-Ausgang der Interface Karte ein, die proportional zum berechneten M ist. Diese Spannung ist die Eingangsspannung für einen MATTKE Verstärker, der dazu proportional den Strom durch den Motor regelt. Der Strom durch den Motor ist proportional zu M .

Für die Berechnung des Drehmoments im Muskelmodell werden Informationen über die Bewegung des Systems benötigt. Gemessen werden der Motorstrom I über den Strommonitor des MATTKE-Verstärkers und die Drehgeschwindigkeit ω mit dem Tacho. Beide Signale werden vorverstärkt und dann über die Interface-Karte digitalisiert. Aus der Tachogeschwindigkeit ω kann in Simulink der Winkel φ der Drehscheibe (Position der Markierung, siehe Abbildung 2.8) berechnet werden:

$$\varphi(t) = \int \omega(t)dt + \varphi(0) . \quad (2.12)$$

Aus dem Motorstrom wird das tatsächliche Drehmoment $M \propto I$ bestimmt. Diese Signale gehen in die Berechnung von Aktivierung, Fv und Fl ein. Der Winkel φ wird außerdem verwendet, um die Unterscheidung zwischen Flug- und Standphase zu treffen (Gleichung 2.11).

Um sicherzustellen, dass die Größen in Simulink auch den tatsächlichen physikalischen Größen im Roboter entsprechen, werden alle System-Komponenten kalibriert. Die Kalibrierung wird am Beispiel des Motors in Anhang A.3 beschrieben.

2.2.2. Transformation der Modellparameter

Alle in der Simulation berechneten und verwendeten Parameter beziehen sich auf die translatorische DGL

$$m\ddot{y} = -mg + \begin{cases} 0 & y > L_0 \text{ Flugphase} \\ F & y \leq L_0 \text{ Bodenkontakt} \end{cases} . \quad (2.13)$$

Der Roboter hingegen folgt der rotatorischen Bewegungsgleichung

$$J\ddot{\varphi} = -Jg_{\text{rot}} + \begin{cases} 0 & \varphi > \varphi_0 \text{ Flugphase} \\ M & \varphi \leq \varphi_0 \text{ Bodenkontakt} \end{cases} . \quad (2.14)$$

Diese beiden Differentialgleichungen unterscheiden sich nur in ihren physikalischen Einheiten und deren Skalierung.

Um die Parameter der translatorischen DGL für die rotatorische DGL verwenden zu können, müssen die physikalischen Einheiten aller Parameter entsprechend umgerechnet werden. Das ergibt dann z.B.

$$\begin{aligned} \text{translatorisch} &\iff \text{rotatorisch} \\ [y] = 1 \text{ m} &\iff [\varphi] = 10 \text{ rad} \\ [t] = 1 \text{ s} &\iff [t] = 5 \text{ s} . \end{aligned}$$

Hierbei wurde sowohl die physikalische Einheit, als auch deren Skalierung verändert.

Die Skalierung der Bewegungsdimension bewirkt, dass eine Hüpf-Amplitude von ca. $\Delta y = 0,2 \text{ m}$ in der Simulation einer Amplitude von $\Delta \varphi = 2 \text{ rad}$ im Roboter entspricht¹⁶. Die Zeit muss ebenfalls skaliert werden, da sonst der maximale Strom (6 A) nicht ausreicht, um die benötigte Drehbeschleunigung zu erzeugen. In Anhang A.1 wird die gewählte Skalierung genauer begründet und die Transformation aller Parameter angegeben.

Das Drehmoment für den Roboter kann, nach Transformation der Parameter, mit denselben Simulink-Modellen wie in der Simulation berechnet werden. Im Gegensatz zur Simulation wird aber die Bewegungsgleichung durch die Physik im Roboter gelöst.

¹⁶Eine Skalierung $[y] = 1 \text{ m} \iff [\varphi] = 1 \text{ rad}$ hätte im Roboter Amplituden von ca. $\Delta \varphi = 0,2 \text{ rad}$ erzeugt. Durch den geringen Ausschlag wäre das Verhältnis Signal/Rauschen im Tacho sehr schlecht und die Ergebnisse könnten verfälscht werden (siehe auch Abschnitt 2.2.3).

2. Methoden

2.2.3. Charakterisierung des Systems

Reibung und Trägheitsmoment

Bringt der Motor ein Drehmoment M in den Roboter ein, so kann die resultierende Bewegung näherungsweise durch

$$M = J\ddot{\varphi} - b_d\omega - b_f \text{sign}(\omega) \quad (2.15)$$

beschrieben werden. Um die Faktoren J (Trägheitsmoment), b_d (Dämpfungskoeffizient) und b_f (Frikitionskoeffizient) zu bestimmen, wurden Geschwindigkeit und Beschleunigung der Drehscheibe sowie das eingebrachte Drehmoment gemessen und korrelativ in Beziehung gesetzt (Kalveram *et al.*, 2008; Kalveram, 1992, 1993)¹⁷.

Die allgemeine Form der DGL (2.15)

$$M(t_j) = \sum_{i=1}^n w_i A_i(t_j) \quad (2.16)$$

beschreibt ein Gleichungssystem mit n Unbekannten und einer Gleichung für jeden Zeitpunkt t_j . Die unbekanntenen Faktoren sind die Gewichte w_i für die Bewegungsgrößen A_i . Das Gleichungssystem ist nach wenigen Zeitschritten ($t dt > N$) überbestimmt und die Gewichte w werden durch die Methode der kleinsten Quadrate bestimmt.

Gewichte w	Wert	Vergleichswert
J	0,0042 kg m ²	0,0042 kg m ²
b_d	0 Nm s	N. A.
b_f	0,0048 Nm	N. A.
andere $ w $	$\leq 0,0008$	theoretisch = 0

Tabelle 2.2.: Trägheitsmoment und Reibung des Roboters.

Im realen System können nichtlineare Effekte auftreten. Diese werden bei der Entwicklung von Gleichung (2.15) in eine Potenzreihe höherer Ordnung berücksichtigt:

$$M(t) = \sum_{i_1, \dots, i_N=0}^{\text{Ordnung}} w_{i_1, \dots, i_N} \prod_{j=1}^N A_j^{i_j}(t). \quad (2.17)$$

Zur Bestimmung der Parameter in Gleichung (2.17) wurde ein beliebiger Drehmomentverlauf $M(t)$ in den Roboter gegeben und dabei $\omega(t)$, $\ddot{\varphi}(t)$ und $\text{sign}(\omega(t))$ auf-

¹⁷In diesen Artikeln wurde das gleiche Verfahren angewendet, um einem System zu erlauben, seine Parameter zu erlernen. So kann ein System sein eigenes Verhalten beobachten, und später selbst wiederholen. In diesem biologisch motivierten Kontext wird die Methode Auto-Imitation genannt.

gezeichnet. Im Fall des Roboters wurde die Potenzreihe (2.17) bis zur 2. Ordnung berechnet.

Es zeigt sich, dass Reibungsverluste hauptsächlich durch Friktion¹⁸ verursacht werden. Die Dämpfung ist vernachlässigbar (siehe Tabelle 2.2¹⁹). Die Gewichte der Mischterme sind ein Maß für das Auftreten von nichtlinearen Effekten. Die geringen Beträge dieser Gewichte ($|w| \leq 0,0008$) zeigen, dass nichtlineare Effekte vernachlässigbar sind und Differentialgleichung (2.15) das System gut beschreibt²⁰.

Nichtlinearität des Tachos

Die mechanische Konstruktion des Tachos, verursacht eine Nichtlinearität in der Tachospannung. Laut Hersteller beträgt die Nichtlinearität $\pm 0,2\%$ und die Welligkeit 7%. Zur Überprüfung wurde eine Videoaufnahme des drehenden Roboters digitalisiert (Hedrick, 2008) und mit den Messwerten des Tachos verglichen. Dabei konnten die Herstellerangaben bestätigt werden. Die Welligkeit wirkt sich besonders stark bei Bewegungen aus, die weniger als eine Umdrehung umfassen. Dies ist in den dargestellten Experimenten immer der Fall und bewirkt, dass die Messergebnisse auch vom absoluten Startwinkel abhängen. Darum wurde der Roboter bei allen Messungen in der gleichen absoluten Winkelstellung gestartet. Durch die Transformation der Modellparameter (siehe Abschnitt 2.2.2) wurde eine möglichst große Amplitude ermöglicht. Es bleibt ein systematischer, aber weitgehend reduzierter Messfehler.

¹⁸In dieser Arbeit steht der Begriff *Friktion* für geschwindigkeitsunabhängige Gleitreibung. Die entstehende Reibungskraft ist konstant und wirkt immer entgegen der Bewegungsrichtung.

¹⁹Der Vergleichswert für das Trägheitsmoment ergibt sich aus den Abmessungen der Scheibe

($r = 0,1$ m, $h = 0,01$ m) und der Dichte von Aluminium (Dichte $\rho = 2700$ kg m⁻³):

$J_{\text{Zylinder}} = \pi/2 h \rho r^4 = 0,0042$ kg m². Die Trägheitsmomente von Tacho, Motor und Verbindung sind von der Größenordnung $J \approx 10^{-6}$ kg m² und können daher vernachlässigt werden.

²⁰Die Wichtungen der Mischterme müssen theoretisch 0 sein, wenn die DGL alle Systemeigenschaften berücksichtigt.

3. Ergebnisse

In Kapitel 2 wurden die sechs Muskelmodelle M1-M6 vorgestellt (siehe Anhang C), die unterschiedliche Abstraktionsstufen der Muskeleigenschaften repräsentieren. Jedes dieser Muskelmodelle kann durch die vier Feedback-Typen FFB, VFB, LFB und ALLFB oder die optimale Aktivierung $A_{opt}(t)$ aktiviert werden. Mit dem genetischen Algorithmus wurden die Parameter der Feedback-Typen und der Verlauf der Zeitfunktion $A_{opt}(t)$ optimiert, mit dem Ziel maximale Hüpfhöhe zu erreichen.

Im Folgenden werden die Hüpfmuster dargestellt, die sich mit den optimierten Parametern in der Simulation und in technischen Modell ergeben. Außerdem wird gezeigt, wie sich die Modelle bei Störungen verhalten und wie eine Änderung der Feedback-Parameter das Beinverhalten beeinflusst.

3.1. Simulationen zum Hüpfen

Der genetische Algorithmus hat für alle Modelle M1-M6 Feedback-Parameter gefunden, die zu stabilem Hüpfen führen. FFB, LFB und ALLFB ergaben immer stabile Hüpfmuster, VFB nur teilweise. Zwei Beispiele für die resultierenden Hüpfmuster sind in Abbildung 3.1 dargestellt, die anderen in Anhang B.

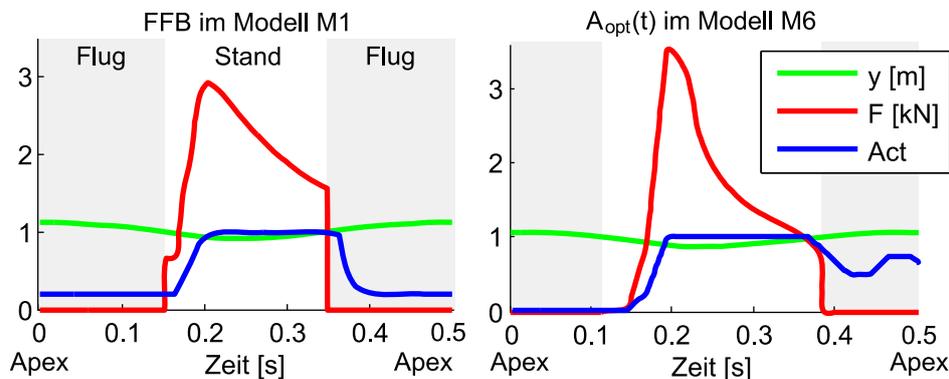


Abbildung 3.1.: Zwei Beispiele für Hüpf-Zyklen, die sich aus der Optimierung ergeben. Links FFB im Modell M1, rechts optimale Aktivierung im Modell M6. Alle anderen Hüpf-Zyklen sind in Anhang B dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1.1. Ergebnisse der Optimierung

Im folgenden werden die Ergebnisse der Optimierung dargestellt. Dabei wird gezeigt, welche Hüpfhöhe die einzelnen Modelle erreichen können und wie die Aktivierung der Modelle aussieht. Danach werden Stabilität und Elastizität der Modelle dargestellt. Es werden beispielhaft meistens die Modelle M1 und M6 beschrieben. Bei diesen handelt es sich um das einfachste (M1) und das realistischste (M6) der untersuchten Modelle. Im Anhang der Arbeit befindet sich eine CD. Auf dieser CD sind unter Anderem auch Animationen der Ergebnisse, die zum Verständnis beitragen sollen.

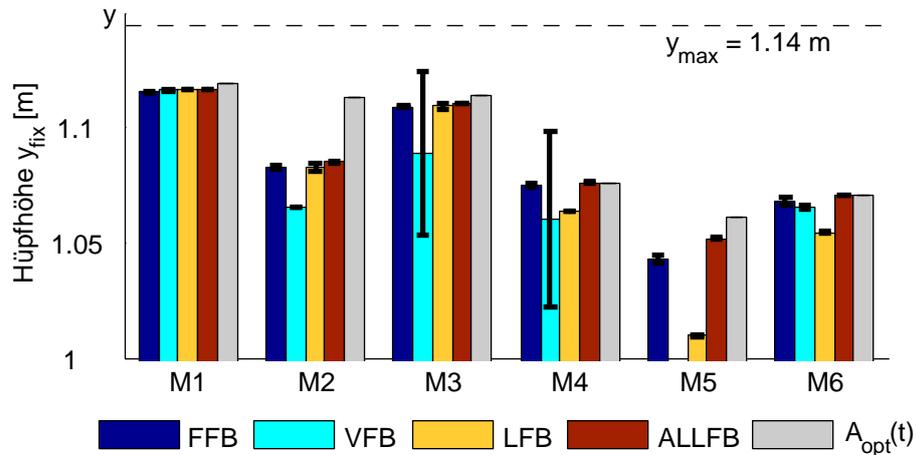


Abbildung 3.2.: Optimale Hüpfhöhe der Modelle. Für jedes Modell M1-M6 sind Mittelwerte und Standardabweichungen der Hüpfhöhen aus 9 Durchläufen des GA dargestellt. Jedes der sechs Modelle M1-M6 wurde mit den mono-synaptischen Feedbacks FFB (blau), VFB (cyan) und LFB (gelb) und dem Kombinationsfeedback ALLFB (rot) optimiert. Als Referenz dient die Hüpfhöhe bei optimaler Aktivierung A_{opt} (grau). Die gestrichelte Linie repräsentiert die theoretisch maximal erreichbare Höhe $y_{\text{max}} = 1,1445$ m.

Hüpfhöhe

Der GA optimierte die Parameter der Feedback-Typen für jedes Modell auf maximale Hüpfhöhe. Die Parameter, die der Algorithmus bei 100 Individuen in 100 Generationen fand (Anhang B), resultierten in Hüpfhöhen zwischen 1,01 m (LFB im Modell M5) und 1,12 m (A_{opt} im Modell M1). Bei einer Bein-Ruhelänge $L_0 = 1$ m entspricht das 1 cm bzw. 12 cm Bodenabstand im Apex. In Abbildung 3.2 sind Mittelwerte und Standardabweichungen der erreichten Hüpfhöhen aus 9 Durchläufen des GA dargestellt. Die theoretisch maximale Hüpfhöhe $y_{\text{max}} = 1,1445$ m ist als gestrichelte

3.1. Simulationen zum Hüpfen

Linie eingezeichnet¹.

In jedem Modell erreicht ein Feedback eine Hüpfhöhe von mindestens 75 % der Hüpfhöhe bei optimaler Aktivierung. Außerdem erreicht jeweils mindestens ein mono-synaptisches Feedback annähernd die Hüpfhöhe des Kombinationsfeedbacks (rot). Der FFB (blau) erreicht in jedem Modell mindestens eine Hüpfhöhe von 88 % des Kombinationsfeedbacks und 73 % der optimalen Aktivierung.

Die Standardabweichung der Hüpfhöhe (in Abbildung 3.2) ist auch ein Maß für das Konvergenzverhalten des GA. In die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung gehen nur periodische Lösungen ein. Für den VFB fand der GA nicht in allen Durchläufen eine periodische Lösung, für Modell M5 keine einzige. Der Grund ist die destabilisierende Wirkung des VFB (siehe Diskussion).

F_l und F_v haben Einfluss auf die optimale Hüpfhöhe. Modelle mit linearer F_l (M2 und M5) erreichen generell geringere Hüpfhöhen als Modelle ohne F_l (M1 und M4) und Modelle mit Hill- F_l (M3 und M6). Außerdem erreichen Modelle mit F_v nach Hill (M4-M6) geringere Hüpfhöhen als die Modelle mit linearer F_v (M1-M3).

Optimale Feedback-Parameter

Die Feedback-Parameter, die sich aus der Optimierung mit dem GA ergeben, bestimmen den Zeitverlauf der Aktivierung. In Abbildung 3.3 sind Mittelwert und Standardabweichung der Feedback-Parameter im Modell M1 dargestellt. Die Parameter für alle Modelle sind in Tabelle B.1 in Anhang B aufgelistet.

In Abbildung 3.3 ist zu sehen, dass z. B. für den FFB (1. Spalte) der Variationskoeffizient² für die Parameter mit

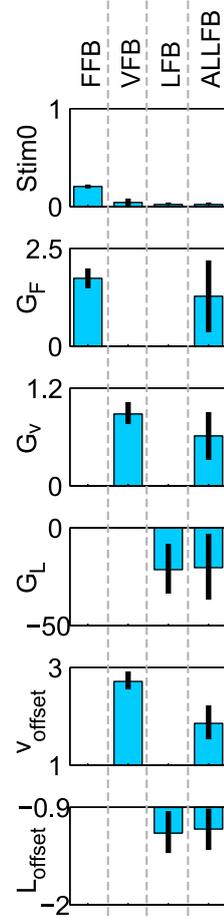


Abbildung 3.3.: Mittelwert und Standardabweichung der Feedback-Parameter für Modell M1.

¹Die theoretisch maximal erreichbare periodische Hüpfhöhe beträgt $y_{\max} = 1,1445\text{ m}$. Diese ergibt sich unter der Annahme, dass während des gesamten Bodenkontakts die maximale Muskelkraft $F_{\max} = 2500\text{ N}$ eingebracht wird und die Zyklusdauer $T = 0,5\text{ s}$ beträgt: $y_{\max} = L_0 + T^2 g / (F_{\max} / m - g + 1)^2 / 8$

²Variationskoeffizient: Der V. wird berechnet als Standardabweichung dividiert durch das Arithmetische Mittel: $V_x = SA_x / \bar{x}$. D.h., die Standardabweichung wird ausgedrückt in "Mittelwertseinheiten". Damit können Standardabweichungen verschiedener Variablen untereinander vergleichbar gemacht werden (Ludwig-Mayerhofer, 1999).

3. Ergebnisse

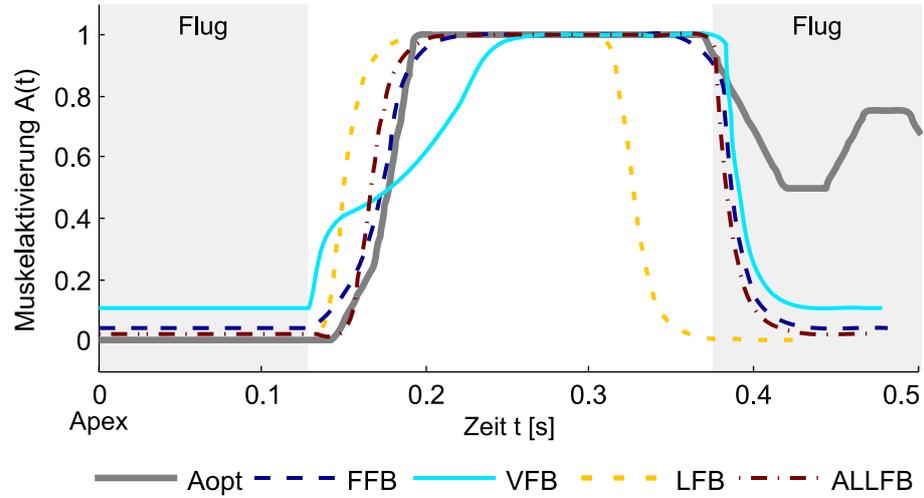


Abbildung 3.4.: $A(t)$ bei unterschiedlichen Aktivierungs-Typen im Modell M6. FFB und ALLFB erzeugen eine Aktivierung ähnlich der optimalen Aktivierung A_{opt} . Die Aktivierung durch LFB geht früher zurück als A_{opt} , bei VFB weicht sie zu Beginn des Bodenkontakts ab. Die Resultierenden Kräfte sind in Abbildung 3.5 dargestellt.

$\Delta STIM0/STIM0 = 0,09$ und $\Delta G_F/G_F = 0,16$ recht hoch ist im Vergleich zum Variationskoeffizient der Hüpfhöhe $\Delta y_{fix}/y_{fix} = 0,002$ (siehe Abbildung 3.2).

Die Variationskoeffizienten der Parameter bei ALLFB ist generell größer als bei den mono-synaptischen Feedbacks (vergleiche dazu innerhalb einer Zeile in Abbildung 3.2). Trotz der größeren Variationskoeffizienten bei den Parametern, ist der Variationskoeffizient der Hüpfhöhe deutlich geringer ($\Delta y_{fix}/y_{fix} = 0,0008$) als bei mono-synaptischem Feedback (z. B. $\Delta y_{fix}/y_{fix} = 0,002$ bei FFB). Die Gains haben überwiegend geringere Beträge im ALLFB als in den mono-synaptischen Feedbacks. Dieser Trend ist in allen Modellen zu beobachten.

Vergleich $A_{opt}(t)$ und $A(F, v, L)$

Die optimale Aktivierung, wie sie z. B. in Abbildung 3.4 zu sehen ist, hat zu Beginn des Bodenkontakts immer einen geringen Wert und steigt nach ca. 10% der Kontaktphase (ca. 15 ms) an und erreicht nach ca. 30% den Maximalwert 1. Der Verlauf von $A(t)$ für alle Modelle ist in Anhang B dargestellt.

Als Referenz für den Verlauf der $A(t)$ dient die optimierte Zeitfunktion $A_{opt}(t)$. Für eine hohe Performance muss das Feedback sich deren Verlauf annähern. In Abbildung 3.4 ist zu sehen, dass sich die Aktivierung aus dem FFB und dem ALLFB im Modell M6, nicht stark von der $A_{opt}(t)$ unterscheidet. LFB ergibt zu Beginn des

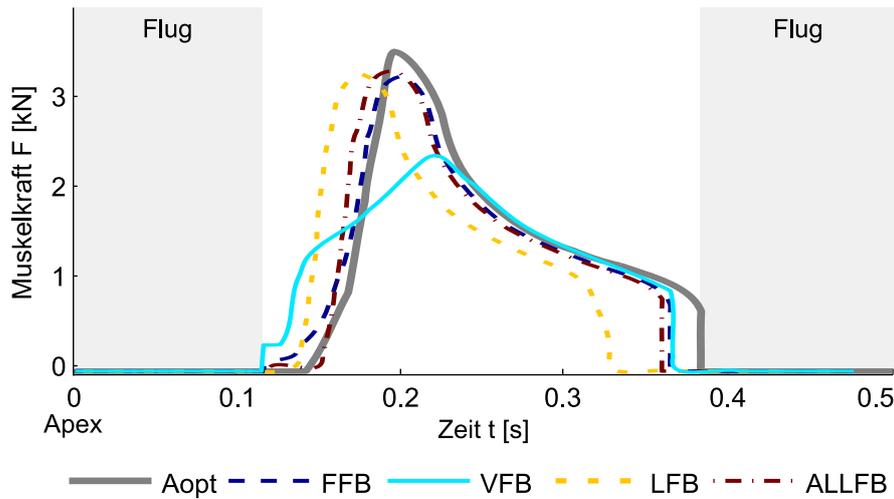


Abbildung 3.5.: Beinkraft F bei unterschiedlichen Aktivierungs-Typen im Modell M6. Der Verlauf der Kraft hängt vom Verlauf der Aktivierung $A(t)$ ab (siehe Abbildung 3.4).

Bodenkontakts einen ähnlichen Verlauf, der aber früher zurückgeht. Für den VFB ergeben sich wesentliche Unterschiede in der ersten Hälfte des Bodenkontakts.

Die resultierenden Beinkräfte sind in Abbildung 3.5 zu sehen. Die unterschiedlichen Aktivierungs-Typen führen zu unterschiedlichen $A(t)$ und damit auch zu unterschiedlichen Kraftverläufen. Damit erklären sich die Unterschiede in der erreichten Hüpfhöhe (siehe Abbildung 3.2). Im Vergleich zu Modell M6 ist der Unterschied in der Hüpfhöhe für das Modell M1 gering. Für dieses Modell sind dann auch die Unterschiede im Verlauf der Aktivierung und damit der Kraft nur gering (siehe auch Anhang B).

3.1.2. Verhalten der Modelle

Stabilität

Um die biologische und technische Relevanz der Feedbacks und der A_{opt} zu beurteilen, reicht es nicht aus, die Hüpfhöhe zu betrachten. Sie müssen außerdem in der Lage sein, Störungen auszugleichen. Die Stabilität gegenüber Störungen in der Flugphase (Störungen in der Landeenergie) wird durch die Apex-Returnmap dargestellt (siehe Abschnitt 2.1.2). Die Returnmaps aller optimalen Lösungen finden sich in Anhang B, zwei Beispiele werden in den Abbildungen 3.7 und 3.8 mit dem Roboter verglichen.

Ein Modell hat bei y_{fix} eine stabile Hüpfhöhe, wenn die Stabilität $|S| < 1$ ist (siehe Seite 22). Die Stabilität S erreicht in den stabilen Modellen Werte von

3. Ergebnisse

$S = -0,87 \dots +0,76$. Für die Aktivierung mit $A_{\text{opt}}(t)$ war die Stabilität immer negativ ($S = -0,87 \dots -0,02$), bei Feedback immer positiv ($S = 0,23 \dots 0,76$)³. Es konnte keine Abhängigkeit zwischen S und den Modellen M1-M6 abgeleitet werden, also *keine Muskelkonfiguration ist generell stabiler als die anderen*.

Die meisten optimalen Lösungen, die der GA gefunden hat, sind stabil. Ausnahme ist der VFB. Hier wurde für M5 in 9 Durchläufen keine stabile Lösung gefunden und für die anderen Modelle nicht in jedem Durchlauf.

Diese Betrachtung der Stabilität berücksichtigt nur Störungen der Bodenhöhe während der Flugphase. Um Störungen während des Bodenkontakts zu untersuchen, wurde die Stabilität gegenüber einem zufälligen äußeren Krafteinfluss von maximal ± 800 N (entspricht der Gewichtskraft der Masse) getestet. Wurden die Modelle mit FFB, LFB, ALLFB oder $A_{\text{opt}}(t)$ aktiviert, fanden sie nach solch einer Störung wieder in den ursprünglichen Hüpf-Zyklus zurück. Bei Aktivierung mit VFB waren alle Modelle gegenüber Störungen im Bodenkontakt instabil.

Abstimmbarkeit des FFB

Mit FFB erreichen alle Modelle große Hüpfhöhen und sind stabil gegenüber Störungen. Außerdem kann die Hüpfhöhe durch geeignete Wahl der Feedback-Parameter G_F und $STIM0$ eingestellt werden, wie in Abbildung 3.6 für Modell M1 dargestellt ist. Diese Abbildung zeigt außerdem, dass sich auch Stabilität, Bein-Elastizität und Hüpf-Frequenz abstimmen lassen. Bei geeigneter Wahl der Parameter G_F und $STIM0$, können so Hüpfhöhe, Stabilität, Bein-Elastizität und Hüpf-Frequenz in weiten Bereichen abgestimmt werden.

Das \times in Abbildung 3.6 markiert die optimale Lösung. Ihre Frequenz liegt knapp über der minimalen Frequenz von 2 Hz die in der Optimierung gefordert wurde. Diese Forderung ist, wie man an der Hüpfhöhe sehen kann, der limitierende Faktor. So wird hier nur ca. 60 % der maximalen Hüpfhöhe erreicht.

Die Elastizität erreicht unter keiner Konfiguration Werte über 0,85. Die höchste Elastizität wird bei geringer Hüpfhöhe und geringer Frequenz erreicht. Hohe Elastizität tritt in der Nähe der Bereiche ohne stabile Lösung auf (weiße Bereiche in Abbildung 3.6).

³Eine negative Stabilität mit $-1 < S < 0$ bedeutet, dass sich die Hüpfhöhe nach einer Störung alternierend dem Fixpunkt nähert, also abwechselnd in jedem Zyklus einmal über und einmal unter y_{fix} liegt. Die absolute Differenz zu y_{fix} wird in jedem Zyklus geringer. Eine positive Stabilität mit $0 < S < 1$ bedeutet, dass sich die Hüpfhöhe nach einer Störung von einer Seite dem Fixpunkt nähert.

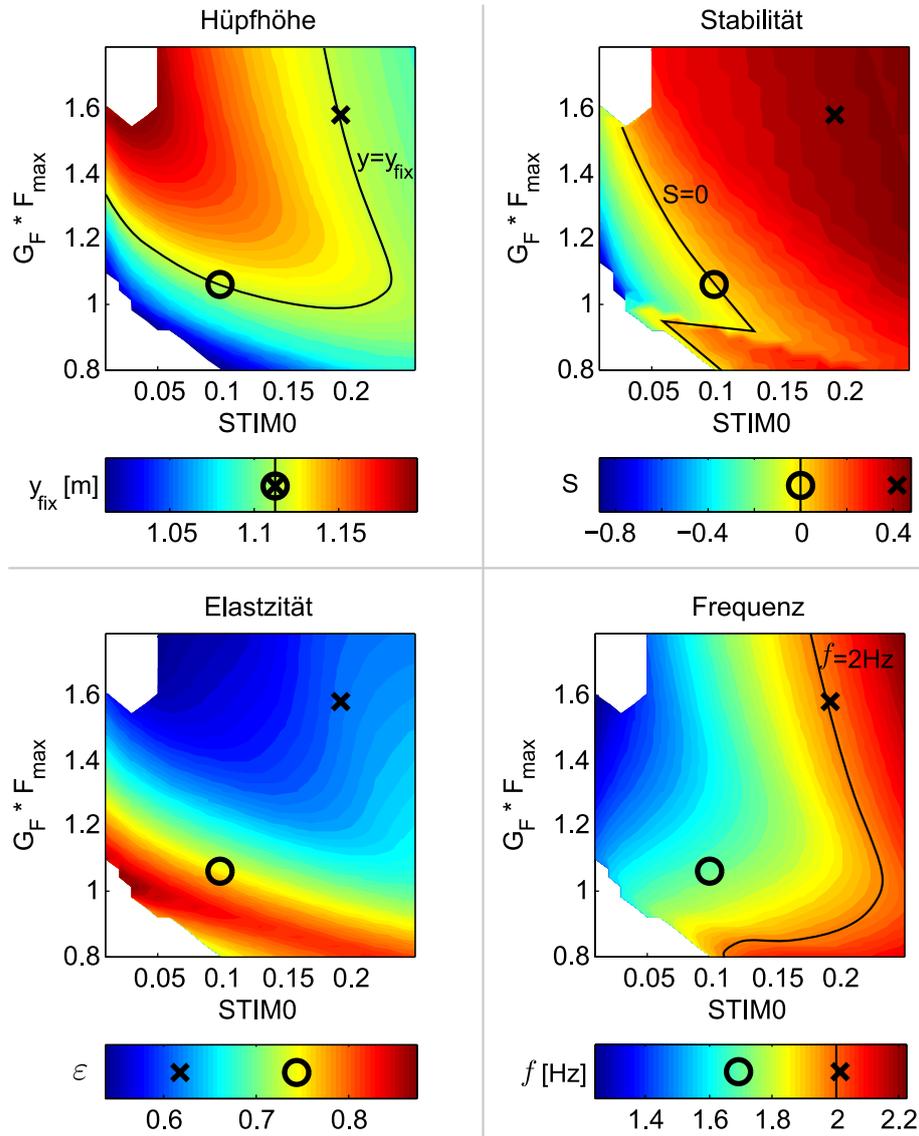


Abbildung 3.6.: Bei Variation der FFB Parameter G_F und $STIM0$ ändern sich Hüpfhöhe, Stabilität, Elastizität und Hüpf-Frequenz, hier dargestellt für das Modell M1. Die Markierung \times zeigt die optimierten Werte für G_F und $STIM0$, die durch den GA gefunden wurden. Eine größere Hüpfhöhe wäre möglich, aber nur bei Hüpfhöhen unter 2 Hz. Der GA hat die Parameter auf maximale Hüpfhöhe bei Frequenzen $f \geq 2\text{Hz}$ optimiert. Die Markierung \circ ist eine superstabile Lösung ($S = 0$) bei gleicher Hüpfhöhe wie bei Markierung \times , jedoch mit geringerer Frequenz. In den weißen Bereichen existiert keine stabile Lösung.

3. Ergebnisse

Einfluss der Signalverzögerung

Um den Einfluss der Signalverzögerung zu untersuchen, wurden die Feedback-Parameter bei unterschiedlichen Signalverzögerungen optimiert. Bei Variation der Signalverzögerungen von 5 bis 100 ms ergab sich im Modell M1 mit FFB eine Verringerung der optimalen Hüpfhöhe um 13 mm, von 1,116 m auf 1,103 m. Das entspricht einer Reduktion um 11 %. Bei wachsender Signalverzögerung stieg die Grundstimulation von $STIM0 = 0,05$ auf $STIM0 = 0,60$, während der Verstärkungsfaktor von $G_F = 2,2/F_{\max}$ auf $G_F = 1,6/F_{\max}$ sank. Bei größerer Signalverzögerung konnten Störungen nicht mehr so schnell abgebaut werden: die Steigung der Returnmap im Fixpunkt stieg von $S = 0,43$ auf $S = 0,61$ an. Der große Delay führte aber nicht zu Instabilität.

Elastizität und Steifigkeit

Die Bein-Elastizität der periodischen Hüpf-Zyklen erreicht Werte von $\varepsilon = 0,45 \dots 0,81$. Die Beinsteifigkeit variiert zwischen $k = 21 \dots 36$ kN/m (siehe Anhang B).

3.2. Technisches Hüpfen

Die Ergebnisse aus dem vorherigen Abschnitt 3.1 bleiben im wesentlichen auch im Roboter gültig. Die technische Umsetzung erhält die Stabilität, aber die Höhe des Fixpunktes y_{fix} reduziert sich durch die zusätzliche reale Friktion im Motor. Die Friktion kann durch Anpassung der Feedback-Parameter kompensiert und die simulierte Hüpfhöhe wieder erreicht werden.

Der Roboter ist ein rotatorisches System im Gegensatz zum translatorischen Modell. Daher mussten die Modellparameter für die Anwendung im Roboter transformiert werden (siehe Kapitel 2.2.2). Um die Ergebnisse mit den Simulationen vergleichen zu können, wurden sie in das translatorische Koordinatensystem zurück transformiert. Im Folgenden sind ausschließlich rücktransformierte Ergebnisse dargestellt.

3.2.1. Übertragung der Modelle in die Technik

Im Roboter wurden die optimierten Parameter aus den Modellen direkt übernommen, also nicht neu auf die realen Roboter-Eigenschaften optimiert. Exemplarisch ist hier das Verhalten der Modelle M1 mit FFB (Abbildung 3.7) und M6 bei optimaler Aktivierung (Abbildung 3.8) dargestellt.

Der reale Roboter hat, zusätzlich zu den Energieverlusten durch die funktionale Dämpfung des Modells, Energieverluste durch die Friktion b_f im Motor (siehe Abschnitt 2.2.3). Diese wirkt immer der Bewegung entgegen – auch in der Flugphase. Dadurch wird die Bewegung schon während der Flugphase verlangsamt und der Bo-

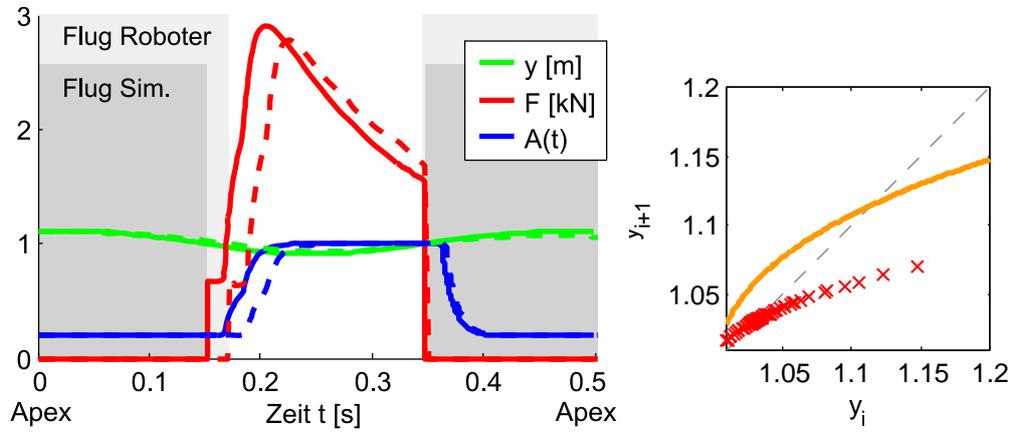


Abbildung 3.7.: Vergleich des Verhaltens von Modell M1 bei FFB in Simulation und Roboter. Links: ein Hüpfzyklus. Durchgezogene Linien sind Modell-Ergebnisse. Die gestrichelten Linien stellen die Ergebnisse des Roboters dar (bei gleichen Anfangsbedingungen wie im Modell). Rechts: Returnmap des Modells (durchgezogene Linie) und des Roboters (rote Kreuze).

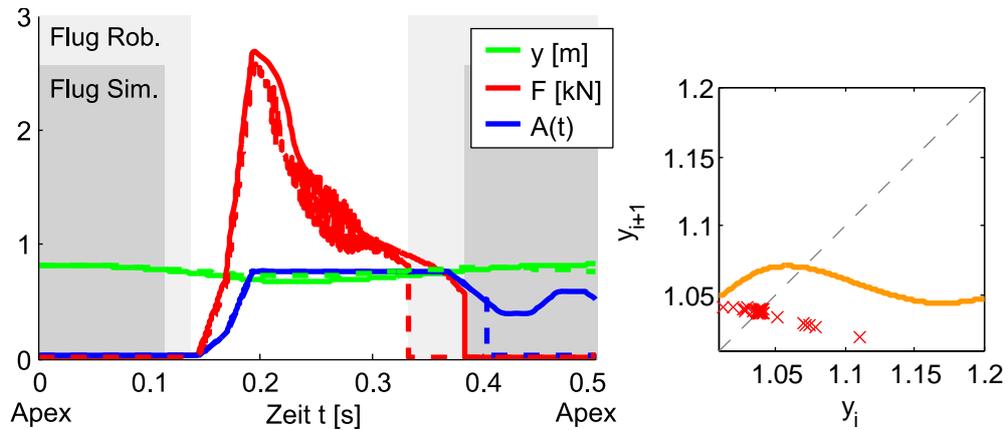


Abbildung 3.8.: Vergleich des Verhaltens von Modell M6 bei optimaler Aktivierung in Simulation und Roboter. Links: ein Hüpfzyklus. Durchgezogene Linien sind Modell-Ergebnisse. Die gestrichelten Linien stellen die Ergebnisse des Roboters dar (bei gleichen Anfangsbedingungen wie im Modell). Rechts: Returnmap des Modells (durchgezogene Linie) und des Roboters (rote Kreuze).

3. Ergebnisse

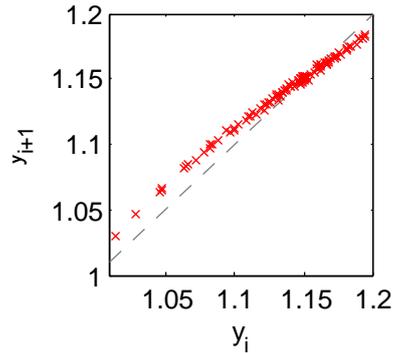


Abbildung 3.9.: Returnmap des Roboters bei $Fl=1$ und $Fv=1$ mit FFB. Als Parameter für $STIM0$ und G_F wurden die Parameter aus dem Modell M1 übernommen.

denkontakt kommt mit geringerer kinetischer Energie zustande als in der Simulation. In der Standphase wird die Bewegung weiterhin gehemmt und als Folge wird eine geringere Hüpfhöhe erreicht. Die Stabilität wird dadurch jedoch kaum beeinflusst, wie an den Returnmaps zu sehen ist (Abbildung 3.7 und 3.8).

In einigen Modellen (z.B. im Modell M6, Abbildung 3.8) entstand ein Schwingen im Roboter, das sich im Kraftsignal widerspiegelt⁴.

3.2.2. Friktion

Stabilisierende Wirkung der Friktion

Die Friktion wirkt ähnlich der Fv im Muskelmodell. Bei $Fv=1$ und $Fl=1$ konnte mit FFB⁵ stabiles Hüpfen erreicht werden (siehe Abbildung 3.9), obwohl dieses Modell in der Simulation instabil war. Ohne die funktionale Dämpfung der Fv erhöhte sich die Hüpfhöhe y_{fix} von 1.03 m auf 1.15 m.

Kompensation der Friktion

Im Motor des Roboters geht Energie durch Reibung verloren. Dadurch ergibt sich eine niedrigere Hüpfhöhe. Das Muskel-Modell kann den Energieverlust ausgleichen.

Das Modell M1 mit FFB erreicht in der Simulation eine Hüpfhöhe von $y_{fix} = 1,115$ m, im Roboter aber nur $y_{fix} = 1,03$ m (rücktransformiert für den Vergleich). In der Simulation variierte die Hüpfhöhe bei Veränderung der Grundstimulation $STIM0$ (siehe

⁴Diese Schwingung wurde wahrscheinlich durch die Rückkopplung des verrauschten Tachosignals auf die Fv -Komponente verursacht. Das hatte aber keinen Einfluss auf die Stabilität. Die Schwingung konnte mit einem 100 Hz tief-pass Filter im Tachosignal unterdrückt werden. Das hatte trotz der entstehenden Verzögerung kaum Einfluss auf Hüpfhöhe und Stabilität.

⁵Feedback-Parameter übernommen aus M1 (optimale Parameter des FFB).

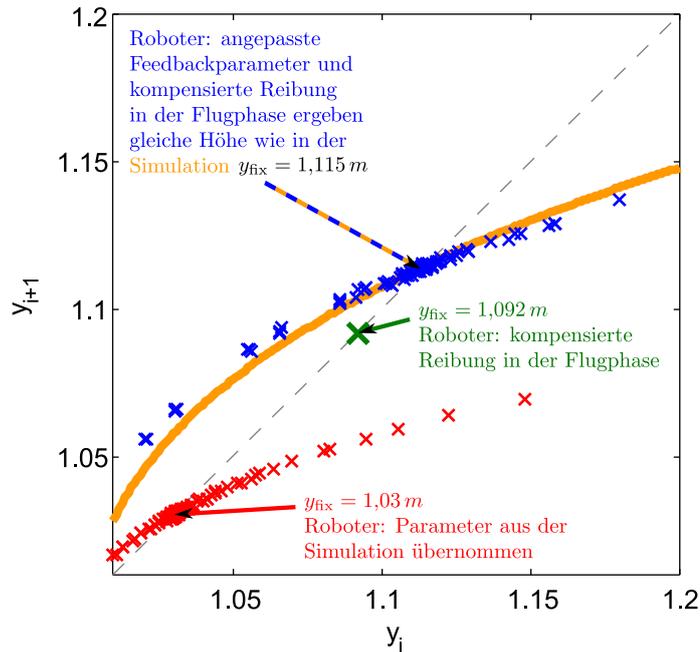


Abbildung 3.10.: Returnmap für das Modell M1 mit FFB bei Computersimulation (orange durchgezogene Linie) und im Roboter (\times -Markierungen). Direkte Übertragung der Modellparameter auf den Roboter ergibt die rote dargestellte Returnmap ($y_{\text{fix}} = 1,03 \text{ m}$). Kompensation der Friktion in der Flugphase ergibt den Fixpunkt $y_{\text{fix}} = 1,092 \text{ m}$ (grün). Die Reibungsverluste im Bodenkontakt können dann durch den Feedback ausgeglichen werden, indem die Grundstimulation von $STIM0 = 0,192$ (Modell optimiert) auf $STIM0 = 0,120$ erhöht wird. Das ergibt die blau dargestellte Returnmap, deren Fixpunkt mit dem Fixpunkt der Simulation übereinstimmt.

Abbildung 3.6). Durch Verringern der Grundstimulation von $STIM0 = 0,192$ (Modell optimiert) auf $STIM0 = 0,050$ konnte die Hüpfhöhe im Roboter um 7 cm auf $y_{\text{fix}} = 1,10 \text{ m}$ gesteigert werden. Das entspricht aber immer noch nicht der Hüpfhöhe in der Simulation. Der Grund ist der Energieverlust in der Flugphase.

Im Roboter MJII wird die Flugphase durch ein konstantes Drehmoment (Gravitation) initiiert. Da aber die Friktion $M_{bf} = b_f \text{sign}(v)$ auch in der Flugphase auftritt, ist das Drehmoment real nicht konstant und damit die tatsächliche Beschleunigung geringer als in der Simulation. Um eine „reibungsfreie“ Flugphase zu ermöglichen, wurde während der Flugphase ein zusätzliches Drehmoment auf den Motor gegeben, das die Friktion kompensiert.

3. Ergebnisse

Das Modell M1 mit FFB erreichte bei reibungsfreier Flugphase⁶ eine Hüpfhöhe von $y_{\text{fix}} = 1,092 \text{ m}$ (siehe grüne Markierung in Abbildung 3.10). Durch Anpassung der Grundstimulation von $STIM0 = 0,192$ (Modell optimiert) auf $STIM0 = 0,120$ konnte das Muskelmodell die Friktion in der Standphase kompensieren und die Hüpfhöhe aus der Simulation ($y_{\text{fix}} = 1,115 \text{ m}$) erreichen (siehe blaue Returnmap in Abbildung 3.10).

⁶Die Friktion wurde während des Bodenkontakts nicht kompensiert.

4. Diskussion

Die erste Hypothese der Diplomarbeit war, dass intrinsische Muskeleigenschaften helfen können, Hüpfen energetisch zu stabilisieren. Dies konnte bestätigt werden. Die stabilisierende Wirkung geht von der Kraft-Geschwindigkeits-Funktion des Muskels aus. Eine lineare Näherung für die Fv reicht dafür aus.

Die zweite Hypothese war, dass es eine einfache, biologisch motivierte Kontrolle gibt, die stabiles Hüpfen ermöglicht. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl Reflexe, wie z.B. das Muskelkraft-Feedback, als auch optimierte Aktivierungsmuster, als Zeitfunktionen, stabiles Hüpfen ermöglichen.

Die dritte Hypothese, dass sich ein solches biologisches Konzept auf ein technisches System übertragen lässt, konnte ebenfalls bestätigt werden. Bei der technischen Umsetzung blieben Stabilitätsverhalten und Abstimmbarkeit wie in den Modellvorhersagen erhalten.

Diese Ergebnisse wurden durch einen stark reduzierten Ansatz gewonnen, der in seiner Klarheit Einsichten ermöglicht, die sonst durch andere Effekte und Probleme verdeckt bleiben. Zu Beginn der Diskussion wird die Abstraktionsebene dieses Ansatzes mit realem Hüpfen verglichen. Danach werden die Ergebnisse diskutiert und erläutert und anschließend in den biologischen und technischen Kontext eingeordnet. Zum Schluss dieses Kapitels wird ein Ausblick gegeben, wie auf diese grundlegenden Ergebnisse aufgebaut werden könnte, um weitere reale Probleme beim Hüpfen zu adressieren.

4.1. Vereinfachungen im Modell

Es handelt sich um ein System, das nur das Wechselspiel zweier Kräfte betrachtet: der Gravitation und der Muskelkraft. Die Gravitation wirkt konstant in eine Richtung ($-y$), die Muskelkraft lokal in die entgegengesetzte Richtung ($+y$). Mit lokal ist gemeint, dass sie nicht im ganzen Raum wirkt, sondern nur in einem lokalisierten Teil ($y \leq y_0$).

Analog dazu befindet sich der Mensch beim Hüpfen entweder im freien Fall (Kraft in $-y$ Richtung), oder hat Bodenkontakt und kann Kraft mit den Beinen ausüben (in $+y$ Richtung). Es fällt jedoch ein wesentlicher Unterschied auf: beim menschlichen Hüpfen

4. Diskussion

gibt es einen Aufprall. Hüpfert der Mensch, so berührt als erstes sein Fuß den Boden und stellt den Bodenkontakt her. Der Fuß hat eine Masse und hat zum Landezeitpunkt eine Geschwindigkeit, die annähernd so groß ist wie die des Körpers¹. Der Fuß trifft auf den Boden und wird abgebremst, dabei muss er relativ zum Körper beschleunigt werden. Dies sieht man als Kraftstoß in der Bodenreaktionskraft. Erst danach wird die Kraft im Bein aufgebaut, die dann den Körper abbremst, umlenkt und wieder in die Flugphase beschleunigt.

Eine Leistung des Ansatzes in dieser Arbeit ist, dass der Aufprall sowohl in der Simulation, als auch im Roboter nicht berücksichtigt werden muss. Dadurch wird zwar das Hüpfen auf eine sehr abstrakte Ebene reduziert und muss eher als Umlenken bezeichnet werden, aber es ermöglicht den Zugang zu einer Kernfrage: Wie kann das Grundmuster des Hüpfens erzeugt werden?

Es gibt noch einen weiteren grundlegenden Unterschied zu allen anderen hüpfenden Systemen: der Aktuator wird nicht mitbewegt. Jeder andere Roboter, der hüpfert, muss den Motor, der ihn antreibt, mitbewegen. Dadurch wird die Leistungsdichte (Leistung/Masse) des Motors zu einem kritischen Faktor. Im vorliegenden Roboter ist der Motor fest eingespannt und wird nicht mitbewegt. Dadurch kann die Dynamik des Motors untersucht werden, ohne dass die Leistungsdichte zum limitierenden Faktor für die Bewegung wird.

Diese Abstraktion des Hüpfens mag nicht sehr intuitiv sein und erscheint auf den ersten Blick weit entfernt von den Problemen, die z. B. in humanoiden Laufrobotern auftreten oder die der Mensch zu bewältigen hat. Trotzdem fehlte bisher ein Werkzeug, das den Zugang zu den grundlegenden Mechanismen ermöglicht. Solange diese grundlegende Ebene nicht verstanden wird, kann man von keinem Laufroboter erwarten, dass er menschenähnlich hüpfert oder gar rennt. Mit den Methoden, die in dieser Arbeit vorgestellt wurden, können Prinzipien gefunden werden, auf die aufgebaut werden kann. Ist erst einmal verstanden, wie man die zyklische Hüpfbewegung ermöglichen kann, so können in weiteren Schritten der Aufprall durch einen Masse behafteten Fuß, eine Erweiterung der Komplexität durch Geometrie und elastische Elemente etc. untersucht und verstanden werden.

¹Es kann ein leichter Unterschied entstehen, wenn der Fuß durch Anwinkeln des Beines angezogen wird.

4.2. Ergebnisse der Modellierung

Die Schwierigkeit beim Hüpfen liegt in der stabilen Einhaltung einer Hüpfhöhe. Energieverluste durch Reibung und Störungen müssen kompensiert werden. Es wurde untersucht, welche Rolle die Muskeln bei dieser Aufgabe spielen.

Geyer *et al.* (2003) konnten zeigen, dass ein Muskel (auf Basis des Hill-Modells) mit serieller Sehne in einem segmentierten Bein (siehe Abbildung 1.1c auf Seite 3) ausreicht, um periodisch stabiles Hüpfen zu erzeugen. Sie zeigten damit, dass für die Funktion des Muskels in der Hüpfbewegung die Physiologie nicht bis zur Sarkomer- oder Molekül-Ebene berücksichtigt werden muss. Sie konnten außerdem zeigen, dass die Kraft-Längen-Funktion F_l für die Stabilisierung des Hüpfens nicht benötigt wird. Diese Ergebnisse konnten hier bestätigt werden.

Ausgehend von dieser Beobachtung wurde in dieser Arbeit die Komplexität des Modells auf ein Minimum reduziert. Sehne und Beingeometrie wurden nicht berücksichtigt. Das Modell M1 hat keine Kraft-Längen-Abhängigkeit und eine lineare Kraft-Geschwindigkeits-Funktion. In den Modellen M2-M6 wird die Komplexität schrittweise erhöht. Das entspricht einer systematischen Änderung der Materialeigenschaften des Muskels.

Die Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt.

4.2.1. Periodisches Hüpfen mit funktionaler Dämpfung

Die Kraft-Geschwindigkeits-Funktion Fv des Muskels (siehe Anhang C) wirkt wie eine Dämpfung. Im ersten Teil des Bodenkontakts ist die Geschwindigkeit der natürlichen Krafrichtung des Muskels entgegen gerichtet. Der Muskel wird gestaucht, obwohl er versucht, sich zu verlängern². Es kommt zur sogenannten exzentrischen Kraftüberhöhung ($Fv > 1$) (Lindstedt *et al.*, 2001) (siehe Abbildung 1.4). Damit unterstützt die Fv das Abbremsen. Im zweiten Teil des Bodenkontakts ist die $Fv < 1$ und behindert damit die Beschleunigung. Hätte der Muskel nur die Fv , würde die Amplitude, ähnlich wie bei einer gedämpften Schwingung, abnehmen. Die Fv stellt also eine funktionale Dämpfung dar.

Dem dämpfenden Effekt der Fv wirkt der Verlauf der Aktivierung entgegen. Die optimale Aktivierung A_{opt} ist zu Beginn des Bodenkontakts in allen Modellen gering ($A(\text{TD}) = 0,001 \dots 0,25$). Nach ca. 10 % des Bodenkontakts (15 ms) steigt sie rasch bis zur Sättigung an (siehe Abbildung 3.1 und Anhang B). Dadurch wird zu Beginn des Bodenkontakts die Kraft des Muskels reduziert, so dass das Abbremsen des Körpers nicht so schnell geschieht. Der Körper sinkt weiter ein. Nach dem Abbremsen wird dann

²Der reale Muskel wird entgegen seiner Kontraktionsrichtung gestreckt

4. Diskussion

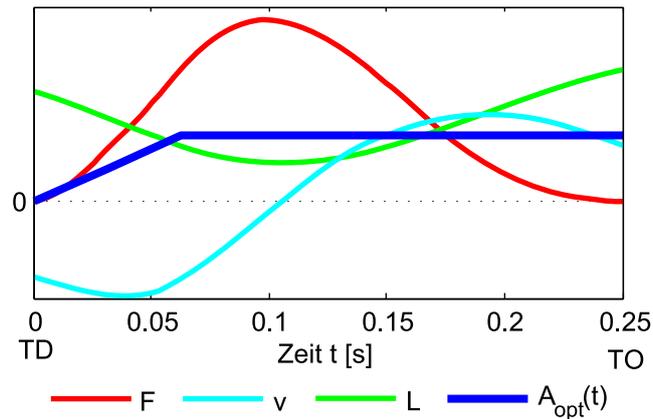


Abbildung 4.1.: Qualitativer Verlauf von Kraft, Geschwindigkeit und Beinlänge während des Bodenkontakts im periodischen Hüpf-Zyklus. Um aus diesen Sensorsignalen eine Aktivierung ähnlich $A_{\text{opt}}(t)$ (blaue Kurve) zu erzeugen, müssen die Signale geeignet verstärkt werden ($G_F > 0$, $G_v > 0$, $G_L < 0$). Für v und L muss zusätzlich ein Offset berücksichtigt werden ($v_{\text{off}} > 0$, $L_{\text{off}} < 0$). Abbildung nicht Maßstabsgetreu.

der Muskel voll aktiviert um seine letzten Reserven für die Hüpfhöhe zu mobilisieren. Das tiefere Einsinken ist notwendig, damit der Beschleunigungsweg lang genug ist. So wird periodisches Hüpfen bei funktionaler Dämpfung möglich.

Der Unterschied zwischen funktionaler Dämpfung, wie sie durch die Fv entsteht, und realer Dämpfung ist, dass der Energieverlust von der Aktivierung des Muskels abhängig ist. Bei maximaler Muskelaktivierung kann die Kraft durch die Fv auf das Anderthalbfache der F_{max} ansteigen lassen, oder auf ein Minimum reduziert werden. Ist hingegen der Muskel nicht aktiviert, ist die funktionale Dämpfung verschwindend klein. Ein menschliches Bein, in dem die Muskeln nicht aktiviert sind, kann sehr leicht schwingen, fast ohne Verluste. Jede reale Dämpfung, z. B. in einem Roboter-Gelenk, tritt immer auf und kann nicht zu- oder abgeschaltet werden.

4.2.2. Welcher Reflex kommt für die Aktivierung in Frage?

Periodisches Hüpfen ist aufgrund der Fv nur mit einem Aktivierungsverlauf ähnlich $A_{\text{opt}}(t)$ möglich. Gesucht sind also Reflex-Signale, die zu Beginn des Bodenkontakts geringe Werte haben und dann schnell bis zur Sättigung ansteigen. Abbildung 4.1 zeigt den zeitlichen Verlauf von Kraft, Geschwindigkeit und Beinlänge während des Bodenkontakts eines typischen periodischen Hüpfzyklus und die optimale Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$.

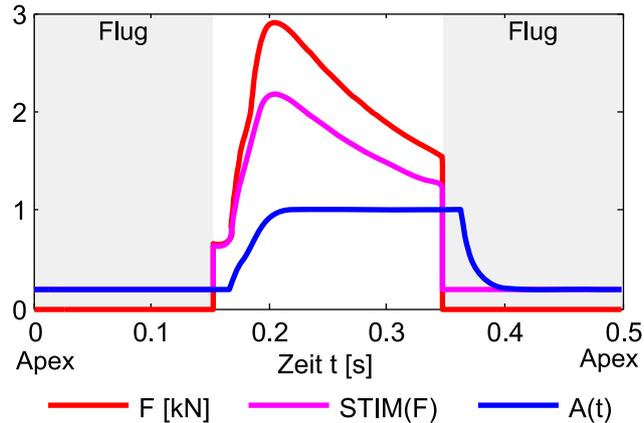


Abbildung 4.2.: Zeitlicher Verlauf von Kraft, Stimulation und Aktivierung im Modell M1 mit FFB. Dargestellt ist ein Hüpfzyklus mit Flug- und Kontaktphase zwischen zwei aufeinander folgenden Apices.

Um aus diesen propriozeptiven Signalen eine Aktivierung, ähnlich der optimalen Aktivierung, zu erzeugen, muss

- für F eine passende positive Verstärkung gewählt werden $G_F > 0$,
- für v ein positiver Offset $v_{\text{off}} > 0$ berücksichtigt und eine passende positive Verstärkung $G_v > 0$ gewählt werden,
- für L ein negativer Offset $L_{\text{off}} < 0$ berücksichtigt und eine passende negative Verstärkung $G_L < 0$ gewählt werden.

Bei der Optimierung ergeben sich dem entsprechende Werte (siehe Abbildung 3.3 und Tabelle B.1).

Dass durch Feedback eine Aktivierung ähnlich der optimalen Aktivierung $A_{\text{opt}}(t)$ zustande kommt, ist nur möglich, weil ein Stimationslimit von $0,001 \leq STIM(t) \leq 1$ berücksichtigt wird (siehe Abschnitt 2.1). Diese Begrenzung ist formgebend für die Aktivierung, wie ein Vergleich zwischen dem Signal F , der Stimulation und der resultierenden Aktivierung zeigt (siehe Abbildung 4.2). $STIM0$ und G_F sind die Faktoren, die im Fall des FFB, den Anstieg der Aktivierung beeinflussen. Die Signalverzögerung von 15 ms bewirkt die Verzögerung des Anstiegs.

4.2.3. Stabilität

Die Stabilisierung wird einerseits durch die Fv und andererseits durch die unterschiedlichen Aktivierungen des Muskels bewirkt. Im folgenden werden die zugrundeliegenden Mechanismen erläutert.

Als Störung werden Unregelmäßigkeiten in der Bodenhöhe untersucht. Das entspricht unebenem Terrain beim Rennen. Beim periodischen Hüpfen wird jedesmal die selbe Höhe erreicht und damit ist die Landegeschwindigkeit und Energie immer die Selbe. Kommt der Boden plötzlich später als erwartet (Fall 1), werden Landegeschwindigkeit und Energie größer als im periodischen Fall. Kommt der Boden früher als erwartet (Fall 2), sind Landegeschwindigkeit und Energie geringer. In der Returnmap ist Fall 1 rechts vom Fixpunkt, Fall 2 links (siehe Abbildung 2.5).

Stabilisierende Wirkung der Fv

Für Fall 1 ist die Landegeschwindigkeit größer und somit auch der Faktor Fv in der Hill-Gleichung (Abbildung 1.4 auf Seite 8). Das Abbremsen wird also durch die exzentrische Krafterhöhung zusätzlich unterstützt und die überschüssige Energie wird dissipiert (Lindstedt *et al.*, 2001). Im Fall 2 wird der Faktor Fv kleiner und die Masse wird nicht so schnell abgebremst. Sie kann tiefer einsinken und hat dann wieder einen größeren Beschleunigungsweg. Die negative Steigung der Kraft-Geschwindigkeits-Funktion wirkt auf diese Weise stabilisierend.

Dass die Fv mit negativer Steigung im statischen Fall unter Last stabilisierend wirkt, kann analytisch gezeigt werden (Blickhan *et al.*, 2003). Hier wurde gezeigt, dass diese Wirkung auch im dynamischen Fall zyklische Hüpfbewegungen stabilisiert.

Im Roboter konnte die funktionale Dämpfung der Fv imitiert werden, indem der Motorstrom, abhängig von der Rotationsgeschwindigkeit der Scheibe, moduliert wurde. Damit handelt es sich ebenfalls um funktionale Dämpfung. Die zusätzliche Reibung im Motor wirkt auch stabilisierend (Abbildung 3.9). Sie wirkt aber immer gleich, auch wenn der Motor kein aktives Drehmoment aufbringt. Es ist bekannt, dass Dämpfung stabilisierend wirkt (z. B. Kalveram *et al.* (2008); Blickhan *et al.* (2003)). Der Vorteil der funktionalen Dämpfung gegenüber realer Reibung ist, dass sie nicht immer wirkt, sondern nur wenn der Muskel aktiv ist. Der stabilisierende Effekt kann dann genutzt werden, wenn er gebraucht wird.

Stabilisierende Wirkung der $A_{\text{opt}}(t)$

Der zeitliche Verlauf von $A_{\text{opt}}(t)$ wird auf den letzten TO getriggert. Dadurch steigt im Fall 1 die Aktivierung, relativ zum TD, früher an. Damit wird das Bremsen früher eingeleitet und die zusätzliche kinetische Energie wird abgebaut. Kommt der Bodenkontakt früher als erwartet, so tritt genau das Gegenteil ein. In Kombination mit der

stabilisierenden Wirkung der Fv funktioniert dieser Mechanismus so gut, dass bei Aktivierung mit $A_{\text{opt}}(t)$ die Stabilität immer negativ ist ($S = -0,87 \dots - 0,02$). Das bedeutet, dass die Störung überkompensiert wird und sich die Hüpfhöhe alternierend y_{fix} annähert.

Stabilisierende Wirkung von FFB und LFB

Bei einer Störung ist die Aktivierung $A(t) = \text{STIM0}$ in den ersten 15 ms genau wie im ungestörten Fall³. In dieser Anfangsphase des Bodenkontakts kommt die stabilisierende Wirkung der Fv zum Tragen. Während dieser Anfangsphase ist die Kraft aufgrund der Störung größer. Dadurch steigt danach die Aktivierung schneller an (positive Kraft-rückkopplung). Die überschüssige Energie wird dissipiert. Es werden Stabilitäten von $S = 0,25 \dots 0,48$ erreicht. Es mag überraschend sein, dass isch das System trotz positiver Kraft-rückkopplung nicht selbst zerstört, sondern stabilisiert. Die Maximalkraft ist jedoch beschränkt, denn der Muskel kann nicht mehr als maximal aktiviert werden. Außerdem führt der Verlust des Bodenkontakts in der Flugphase zu einer Reduktion der Beinkraft. Die Stimulation kann also wieder abklingen.

Im Fall des LFB verkürzt sich das Bein schneller, wenn die Landegeschwindigkeit größer ist. Durch die negative Verstärkung G_L steigt so die Aktivierung schneller an. Wie bei FFB hat das stabilisierende Wirkung ($S = 0,23 \dots 0,51$).

Destabilisierende Wirkung von VFB

Der VFB hat eine destabilisierende Wirkung. Wie oben beschrieben, kann er die geforderte Form der Aktivierung hervorrufen, wenn ein entsprechender positiver Offset die negativen Geschwindigkeitswerte in den positiven Bereich verlagert. Im Fall 1 wird aber die Geschwindigkeit im Negativen größer, dadurch wird die Stimulation, bei gleich bleibendem Offset, geringer (siehe Abbildung 4.3). Die Störungsenergie kann nicht dissipiert werden. Das ist die gegenteilige Wirkung von FFB und LFB und wirkt destabilisierend.

In vielen Modellen ist trotzdem eine Stabilisierung mit VFB möglich. Das kommt durch die stabilisierende Wirkung der Fv und die Beschränkung der Stimulation: Bei einer kleinen Störung ändert sich das Signal nur etwas und durch die Beschränkung der Stimulation bleibt die Aktivierung sehr ähnlich. Damit überwiegt die stabilisierende Wirkung der Fv die destabilisierende Wirkung des VFB. Die Störung kann aber nicht so schnell abgebaut werden, wie bei den anderen Feedbacks ($S = 0,56 \dots 0,76$).

³Das entspricht der Verzögerung der Signale, analog zur Verzögerung durch die Nervenleitgeschwindigkeit.

4. Diskussion

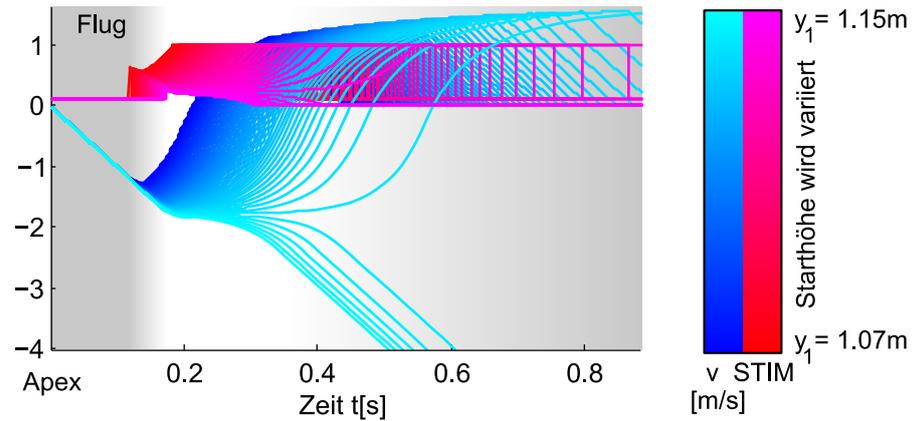


Abbildung 4.3.: Destabilisierende Wirkung des VFB bei Störungen am Beispiel von Modell M4. Je höher die Starthöhe ist, desto später tritt der TD ein (angedeutet durch den grauen Farbverlauf). Dadurch wird die (negative) Landegeschwindigkeit größer. Die Geschwindigkeit v (blaue Kurven [ms^{-1}]) geht in die Stimulation (rote Kurven) ein: $STIM = STIM_0 + G_v(v + v_{\text{off}})$ und verringert dadurch die Muskelaktivierung. Dies ist dargestellt für unterschiedliche Starthöhen. Bei zu großer Störung ($\Delta y = 10 \text{ cm}$ und damit $y_1 = 1,15 \text{ m}$) wird die negative Geschwindigkeit zu groß und kann keine ausreichende Stimulation erzeugen. Das Modell kann nicht mehr Hüpfen.

4.2.4. Hüpfhöhen im Vergleich

Im Voraus war nicht zu erwarten, dass die Feedbacks Hüpfhöhen erreichen, die annähernd so hoch sind, wie die bei optimaler Aktivierung (Unterschied in den meisten Modellen $< 4\%$) (siehe Abbildung 3.2). Auch dass sich die Hüpfhöhe zwischen Kombinations-Feedback und mono-synaptischem Feedback nur wenig unterscheidet ($\sim 3\%$), ist unerwartet. Für die technische Umsetzung bedeutet das, dass mit nur einem Signal periodisch stabiles Hüpfen bei guter Performance möglich ist.

Es ergeben sich für die Modelle M1-M6 leichte Unterschiede in der Hüpfhöhe. In Abbildung 3.2 fällt auf, dass die Modelle mit linearer Fl (Modell M2 und M5) tendenziell niedrigere Hüpfhöhen erreichen als die Modelle mit anderer Fl , aber gleicher Fv . Der Grund dafür ist, dass im Fall der linearen Fl die Kraft zu Beginn des Bodenkontakts $F(y = L_0) = 0$ ist und dann erst linear mit der Beinverkürzung ansteigt (wie bei einer Feder). Dadurch steht dem Modell vor allem zu Beginn und gegen Ende des Bodenkontakts weniger Kraft zur Verfügung als den anderen Modellen. Dabei wird offensichtlich auch die Aktivierung durch Feedback nicht mehr so leistungsfähig wie bei optimaler Aktivierung.

Diese Beobachtungen decken sich mit Ergebnissen von Geyer *et al.* (2003) (segmentiertes Bein mit Hill-Muskel-Sehnen-Komplex; siehe Abbildung 1.1c auf Seite 3). Die Überlegenheit von FFB im komplexeren Hill-Modell, die hier beobachtet wurde, fand sich auch bei diesem erweiterten Modell. Der FFB erreicht dort maximal 85 % der Höhe bei optimaler Aktivierung – hier immerhin 94 %. Der Grund für den größeren Unterschied könnten Sehne und Geometrie sein, die ähnlich der linearen Fl , die Beinkraft zu Beginn und gegen Ende des Bodenkontakts reduzieren (wie hier z. B. im Modell M5).

Das biologische System hat also mehrere redundante Möglichkeiten für die Aktivierung. Das mag aber nicht nur Vorteile bringen. Im Fall von Modell M1 könnte die annähernd gleiche Leistungsfähigkeit aller Feedbacks das Lernen behindern, denn bei gleichwertigen Möglichkeiten gibt es kein Auswahlkriterium. In den nichtlinearen Modellen unterscheiden sich die Hüpfhöhen stärker, je nach Feedback. Wird im biologischen Lernprozess versucht, eine optimale Höhe zu erreichen, könnte sich der FFB durch diese Unterschiede von den anderen Feedbacks abheben.

4.2.5. Abstimmbarkeit des FFB

Der FFB bietet Vorteile gegenüber den anderen Feedbacks. Erstens wird er nur durch zwei Parameter beschrieben (die anderen Feedbacks durch mindestens drei) und zweitens werden mit ihm, vor allem in den komplexeren Modellen, höhere Hüpfhöhen erreicht als mit den anderen mono-synaptischen Feedbacks. Darum wurde der FFB hier ausführlicher untersucht.

Die optimalen Werte der Parameter $STIM0$ und G_F hatten Variationskoeffizienten von $\Delta STIM0/STIM0 = 0,09$ bzw. $\Delta G_F/G_F = 0,16$. Der Variationskoeffizient der Hüpfhöhe hingegen betrug nur $\Delta y_{fix}/y_{fix} = 0,002$ (Abbildung 3.3). Dies erklärt sich durch Abbildung 3.6. In der Umgebung der optimalen Lösung (markiert durch ein \times) kann die gleiche Hüpfhöhe bei gleich bleibender Frequenz⁴ durch mehrere Kombinationen von $STIM0$ und G_F erreicht werden. Es gibt also auch hier eine gewisse Redundanz. Bei dieser Variation ändern sich Stabilität und Elastizität geringfügig.

Durch geeignete Wahl der Feedbackparameter kann eine hohe Stabilität ($S = 0$) erreicht werden. Dabei kann sogar die Hüpfhöhe beibehalten werden, aber Frequenz und Elastizität ändern sich (siehe Abbildung 3.6, Markierung \circ). So kann das Beinverhalten auf die momentanen Anforderungen abgestimmt werden.

Man stelle sich diese Möglichkeiten für einen Roboter vor. Durch Anpassung zweier Parameter kann das Verhalten der Beine auf die Erfordernissen der momentanen Situation abgestimmt werden.

⁴Das entspricht den Kriterien für die Optimierung.

4. Diskussion

Es zeigt sich, dass die Kraft-Geschwindigkeits-Funktion des Muskels einen wesentlichen Beitrag zur Stabilität des Hüpfens leistet. Die Materialeigenschaften des Muskels unterstützen die Lokomotion. Die einfachen Reflexe stellen eine entspannte und biologisch motivierte Kontrolle dar. Entspannte Kontrolle meint, dass die Trajektorie nicht im Voraus berechnet wird (wie es in vielen Robotern gemacht wird), sondern dass sie sich als Konsequenz aus der Interaktion mit der Umwelt ergibt. Das Zusammenspiel von Materialeigenschaften und Reflexen des Muskels ergibt einen Grundbaustein für energiestabile, zyklische Bewegungen.

4.2.6. Reibungseigenschaften des Motors

Energieverluste kommen im Motor von Marco Junior II überwiegend durch geschwindigkeitsunabhängige Gleitreibung zustande (siehe Tabelle 2.2). Dieses Art von Reibung führt in einem simulierten Federschwinger zu einer sprunghaften Veränderung der effektiven Ruhelänge (Abbildung 4.4). Bei dieser Interpretation der Gleitreibung handelt es sich um ein interessantes Nebenergebnis dieser Arbeit. Es soll hier dargestellt werden, da in aktuellen Untersuchungen zum menschlichen Gehen ähnliche Sprünge in der Ruhelänge gefunden wurden (unveröffentlichte Daten S. Peter, S. Lipfert und A. Seyfarth).

Die Reibung im Motor erzeugt ein bewegungshemmendes Drehmoment

$$M_{bf} = -b_f \operatorname{sign}(\dot{\varphi}) , \quad (4.1)$$

das immer der Bewegungsrichtung entgegengesetzt ist und nicht vom Betrag der Geschwindigkeit abhängt. Die Wirkung auf die effektive Ruhelänge eines Federschwingers lässt sich analytisch herleiten⁵: Die Bewegungsgleichung für einen Drehfederschwinger mit Drehmoment $M = -k\varphi$ (k Federkonstante) lautet

$$J\ddot{\varphi} = -k\varphi - b_f \operatorname{sign}(\dot{\varphi}) . \quad (4.2)$$

Der Term $b_f \operatorname{sign}(\dot{\varphi})$ ist stückweise konstant⁶. Mit der Randbedingung $\dot{\varphi}(0) = 0$ und $T = 2\pi\sqrt{J/k}$ ergibt die analytische Lösung dieser DGL

$$\varphi(t) = \varphi(0) \cos(\sqrt{k/J}t) + \begin{cases} \frac{b_f}{k} & nT \leq t \leq nT + T/2 \\ -\frac{b_f}{k} & nT + T/2 < t < nT \end{cases} . \quad (4.3)$$

⁵Analog zum logarithmischen Dekrement (Bronstein & Semendjaew, 2005)

⁶jeweils für $\dot{\varphi} > 0$ und $\dot{\varphi} < 0$

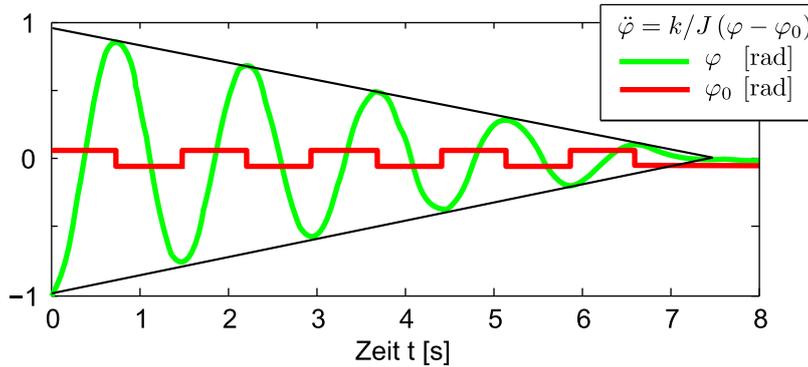


Abbildung 4.4.: Bewegungsverlauf des Roboters nach dem Kraftgesetz einer Drehfeder ($M = -k\varphi$ mit $k = 0,08 \text{ Nm rad}^{-1}$). Das lineare Dekrement der Amplitude entsteht durch die Gleitreibung $b_f \text{ sign}(\dot{\varphi})$ und bewirkt eine effektive Ruhelänge $\varphi_{0 \text{ eff}} = \varphi_0 \pm b_f/k$ (siehe Gleichung 4.3).

Der additive, stückweise konstante Term entspricht einer effektiven Verlagerung der Ruhelänge $\varphi_{0 \text{ eff}} = \varphi_0 \pm b_f/k$ (dargestellt als rote Linie in Abbildung 4.4). Dadurch reduziert sich die Amplitude linear mit der Zeit (Abbildung 4.4)⁷. Sie verringert sich in jedem Zyklus um $\Delta\varphi = 2b_f/k$. Die verlorene Energie beträgt

$$\Delta E = 2(\varphi_0 b_f + b_f^2/k) . \quad (4.4)$$

Die Interpretation der Reibung als eine effektive Änderung der Ruhelänge wurde hier am Beispiel des Federschwingers abgeleitet, da dessen Bewegungsgleichung analytisch gelöst werden kann. Die Differentialgleichung des Hüpfmodells kann nicht analytisch gelöst werden. Die Reibung kann aber in diesem Fall in analoger Weise als Änderung der Ruhelänge interpretiert werden.

4.3. Vergleich mit der Biologie

Der gewählte abstrakte Ansatz beruht auf biologischen Konzepten. Dennoch ist der Unterschied zum Mensch gewaltig. Der Mensch hat sehr komplexe Beine. Diese Beine mit dem hier gewählten Ansatz zu vergleichen, scheint vermessen. Trotzdem muss der Mensch beim Hüpfen die gleiche physikalische Aufgabe erfüllen, die auch das Modell und der Roboter in dieser Arbeit erfüllen müssen. In diesem Abschnitt werden Unterschiede und Parallelen im Verhalten von Mensch und Modell aufgezeigt.

⁷Das entspricht einem linearen Dekrement, analog zum logarithmischen Dekrement bei rein visköser Reibung (Bronstein & Semendjaew, 2005).

4.3.1. Verhalten bei Störungen

Störungen durch Variation der Bodenhöhe von bis zu 10 cm baut der Mensch beim Hüpfen, in der Regel innerhalb eines Zyklus, komplett ab (S. Grimmer, unveröffentlichte Daten). Das entspricht einer Stabilität $S \approx 0$. Dies wurde von keiner optimalen Lösung erreicht. Trotzdem ist es möglich, mit den Modellen ähnliche Stabilitäten zu erreichen. Einerseits ist dies durch Abstimmung der Feedback-Parameter möglich (siehe Abbildung 3.6) und andererseits durch eine Kombination aus Feedback und Feedforward (siehe Abbildung 4.5). Die Stabilität kann, je nach Anteil optimaler Aktivierung und FFB an der Muskelaktivierung, stufenlos eingestellt werden.

Die Returnmap bei optimaler Aktivierung ist nicht so glatt und einfach wie bei Feedback (Abbildung 4.5). Die Ursache dafür ist die diskret optimierte $A_{\text{opt}}(t)$.

Interessant ist, dass $A_{\text{opt}}(t)$ und Feedback sowohl alleine als auch in Kombination Hüpfen stabilisieren können. Der Menschen kann also die Muskelaktivierung durch mehrere redundante Möglichkeiten generieren. Ein zukünftiges Ziel dieser Methode könnte es sein Vorhersagen zu formulieren, die eine experimentelle Unterscheidung und damit den Nachweis einzelner Reflexe ermöglichen.

Auch zusätzliche äußere Dämpfung ist eine Art Störung. Eine solche Störung kann der Mensch ohne große Probleme, z. B. beim Hüpfen und Rennen in einem Schneeanzug, ausgleichen. Im Roboter konnte gezeigt werden, dass die Anpassung beim Hüpfen durch Abstimmung der Feedback-Parameter erfolgen kann. Dabei ist es nicht nötig den zusätzlichen Energieverlust zu quantifizieren sondern es reicht ein Lernverfahren, das die Hüpfhöhe mit den Feedback-Parametern korreliert.

Es ist zu erwarten, dass so auch unmittelbare Anpassungen an dämpfende oder elastische Untergründe, wie sie beim Mensch innerhalb eines Bodenkontaktes beobachtet werden (Farley *et al.*, 1998; Moritz *et al.*, 2004), möglich sind. Das ist eine wichtige Voraussetzung für die Flexibilität des Systems. Damit könnte die zyklische Stabilität von Laufbewegungen mit elastischen Beinen (Seyfarth *et al.*, 2002; Geyer *et al.*, 2006) weiter erhöht werden, da auf veränderte Bodeneigenschaften spezifisch reagiert werden könnte. Das wären auch gewünschte Eigenschaften für Prothesen oder Orthesen.

4.3.2. Biologische Relevanz von Feedback und Feedforward

Es gibt experimentelle Hinweise, dass sowohl Feedback und Feedforward in der Lokomotion eine Rolle spielen. Windhorst (1996b) erklärt die Muskelaktivierung durch Systeme zentraler Mustergeneratoren (CPGs) im Nervensystem. Sensorsignale werden genutzt um die Aktivität der CPGs zu modulieren. Umgekehrt finden sich auch Hinweise auf eine Modulation der Stärke von Reflexen während des Gehens innerhalb eines Zyklus (Hodapp *et al.*, 2007).

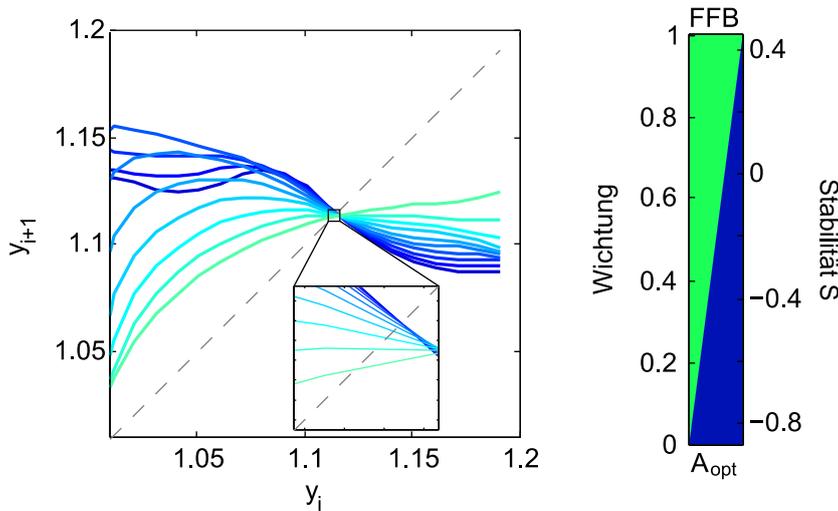


Abbildung 4.5.: Stabilität bei Kombination von FFB und $A_{opt}(t)$ im Modell M1. Der Anteil beider an der Aktivierung wurde durch die Wichtung w bestimmt: $A(t) = wA_{FFB}(t) + (1-w)A_{opt}(t)$. Mit zunehmendem Anteil von A_{opt} fällt die Steigung S der Returnmap ab. Dadurch ändert sich das Verhalten bei Störungen. Außerdem steigt die stabile Hüpfhöhe leicht von $y_{fix} = 1.115$ m auf $y_{fix} = 1.119$ m (siehe Detail).

Außerdem gibt es experimentelle Hinweise, dass FFB mit positivem Rückkopplungsfaktor $G_F > 0$ auch im menschlichen Gang einen Beitrag zur Muskelaktivität liefert. Dies kann beobachtet werden, wenn durch einen speziellen Schuh ein kurzes Drehmoment auf das Fußgelenk ausgeübt wird. Unterstützt dieses Drehmoment die Streckung des Fußgelenks gegen Ende der Standphase, wird die Kraft auf die Achilles-Sehne und damit auf den Soleus Muskel reduziert. Im Soleus Muskels wird etwa 60 ms nach dem Einbringen des Drehmoments eine verringerte Stimulation gegenüber dem ungestörten Fall beobachtet (Grey *et al.*, 2007). Das kann als reduzierte Muskelaktivierung nach reduzierter Muskelkraft gedeutet werden und entspricht dann positivem FFB. Die Verzögerung lässt sich durch die Nervenleitgeschwindigkeit erklären. Das entspricht den Eigenschaften, die in dieser Arbeit für den FFB angenommen wurden. Des weiteren gibt es Untersuchungen, die zeigen, dass positiver FFB bei zyklischen Muskelbelastungen, wie z. B. in der Lokomotion, stabilisierend wirkt (Prochazka *et al.*, 1997).

Positiver FFB ist aber nur im Zusammenspiel mit den intrinsischen Muskeleigenschaften anwendbar. Nur durch die Beschränkung der Stimulation und nur mit der Fv als Materialeigenschaft des Muskels kann eine Selbstzerstörung der Mechanik verhindert werden. Dann aber bietet der FFB eine skalierbare und stabilisierende Kontrolle für periodische Bewegungen.

4.3.3. Vorbereitung des Bodenkontakts

Ein wesentlicher Unterschied zwischen Feedback und gelerntem Muster ist die Vorbereitung auf den Bodenkontakt.

Mit Feedback ist die Vorbereitung auf den Bodenkontakt rein durch die konstante Voraktivierung $STIM0$ bestimmt. Störungen werden erst während des Bodenkontakts festgestellt und korrigiert. Das Feedback kann aber frühestens 15 ms (beim Menschen eher länger, bis zu 80 ms) nach TD die Aktivierung beeinflussen (Nigg, 1986; Bobbert *et al.*, 1992). Solange dauert die Verarbeitung der Störungsinformation. Gerritsen *et al.* (1995) zeigten in einer Simulation, dass die Anfangsphase des Bodenkontakts durch geeignete Wahl der Voraktivierung und ohne Feedback nachgebildet werden kann. In dieser Arbeit konnte bestätigt werden, dass die Zeitverzögerung des Feedbacks für die Bewegung nicht kritisch ist, da die Bewegung primär durch die Materialeigenschaften der Muskeln erzeugt wird.

Im Fall des Mustergenerators (hier $A_{opt}(t)$) ändert sich die Aktivierung als Funktion der Zeit und damit auch während der Flugphase. Auf diese Weise können sich die Beineigenschaften während der Flugphase so ändern, dass eventuell auftretende Störungen ausgeglichen werden können. Diese Vorab-Änderung der Beineigenschaften wird Schwungbeinkontrolle genannt (Seyfarth *et al.*, 2003). Durch kontinuierliche Änderung der Federsteifigkeit während der Flugphase wurden die Beineigenschaften abhängig vom Landezeitpunkt (Blum *et al.*, 2007). Auf diese Weise können Störungen durch Schwungbein-Kontrolle im Feder-Masse-Modell ausgeglichen werden. Im Modell der vorliegenden Arbeit könnte das durch ein Anstieg der Voraktivierung im Muskel während der Flugphase erreicht werden. Dieser Anstieg würde zu einer höheren Beinsteifigkeit im Bodenkontakt führen.

Bei der Kombination von Schwungbein-Kontrolle (z. B. durch $A_{opt}(t)$) und Feedback wäre die Schwungbein-Kontrolle in der Anfangsphase des Bodenkontakts maßgeblich für das Beinverhalten verantwortlich. Sie könnte einen sicheren Bodenkontakt herstellen und Verletzungen vorbeugen. Energieverluste könnten dann im weiteren Verlauf des Bodenkontakts durch das Feedback ausgeglichen werden.

Bei geeigneter Vorbereitung auf den Bodenkontakt, sei es durch konstante oder modulierte Voraktivierung, übernehmen die Muskeleigenschaften die Erzeugung der Bewegung. Das Feedback gleicht dann im Laufe des Bodenkontakts die Störung aus. Wie in Kapitel 1 erläutert, handelt es sich um eine entspannte Kontrolle, bei der die Bewegung hauptsächlich durch die mechanischen Eigenschaften des Beins vorbestimmt ist.

4.3.4. Elastizität und Rennen

Ein wesentlicher Unterschied zwischen Mensch und Modell besteht darin, dass der Mensch im Normalfall nicht versucht maximale Hüpfhöhe zu erreichen. Es ist denkbar, dass dieses Optimierungsziel dafür verantwortlich ist, dass die Kraftkurven asymmetrisch sind und damit die Elastizität maximal den Wert $\epsilon = 0,81$ (M5 mit FFB) erreicht. Die maximale Hüpfhöhe erfordert auch maximale Aktivierung während eines Großteils (bis zu 80 %) des Bodenkontakts. Dadurch ähnelt der asymmetrische Kraftverlauf eher dem des Weitsprungs (Seyfarth *et al.*, 2000) als dem symmetrischen, der beim menschlichen Hüpfen beobachtet wird (Ferris & Farley, 1997).

Die Beinlastizität beim menschlichen Hüpfen liegt mit $\epsilon = 0,92 \pm 0,03$ (unveröffentlichte Daten von Geyer, Seyfarth und Blickhan, zitiert in Geyer *et al.* (2003)) nahe der idealen Feder ($\epsilon = 1$). Diese Elastizität wird hier nicht erreicht – auch nicht durch Abstimmung der Parameter (siehe Abbildung 3.6). Die Elastizität könnte vom Bein erzeugt werden, da oberhalb einer gewissen Geschwindigkeit ($3,5 \text{ ms}^{-1}$ im Feder-Masse-Modell (Seyfarth *et al.*, 2002; Geyer *et al.*, 2006)) Rennen durch federartige Beine selbststabil wird (siehe auch Kapitel 1).

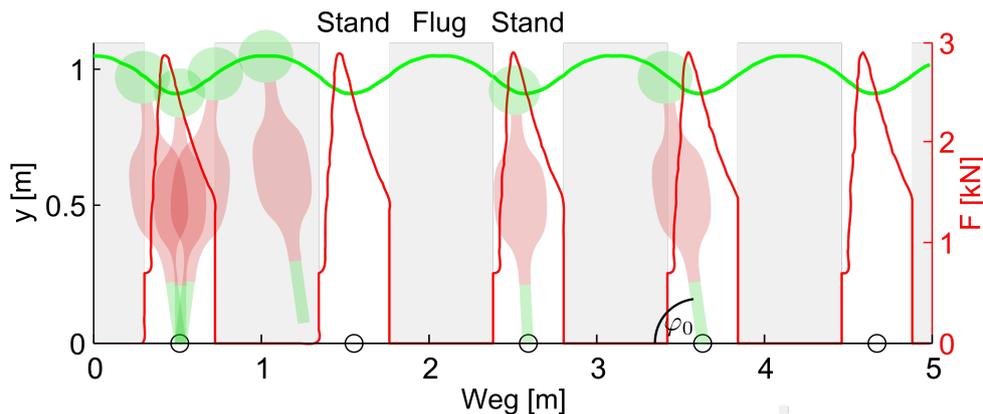


Abbildung 4.6.: Das Modell M1 mit FFB kann rennen. Hier wurden folgende Startparameter gewählt: $y_0 = 1,05 \text{ m}$, $v_{0x} = 2,5 \text{ m/s}$ und $v_{0y} = 0 \text{ m/s}$. Der Landewinkel des Beines ist $\varphi_0 = 77,7^\circ$. Mit diesen Parametern konnten 56 Schritte in Folge gemacht werden.

Selbststabilität beim Rennen konnte im Modell M1 nicht gefunden werden. Angelehnt an das Feder-Masse-Modell wurde Rennen als vorwärts Hüpfen mit einem konstanten Beinlandewinkel φ_0 beschrieben (Abbildung 4.6). Als Muskelaktivierung wurde FFB gewählt. Die Feedback-Parameter wurden vom optimierten Hüpfen übernommen. Bei geeigneter Wahl von horizontaler Geschwindigkeit, Starthöhe und Beinlandewinkel

4. Diskussion

konnten mehr als 50 Schritte in Folge simuliert werden. Es konnte jedoch keine stabile Lösung gefunden werden.

Der Grund für die Instabilität liegt in der Asymmetrie des Kraftverlaufs und damit in der Inelastizität der Beine. Das wird am Schritt in der Bild-Mitte von Abbildung 4.6 deutlich. Das Maximum der Kraft liegt vor dem Zeitpunkt, zu dem das Bein aufrecht steht. Erhöht sich das Kraftmaximum durch eine Störung, so wird auch die horizontale Geschwindigkeit reduziert. Im zweiten Teil der Standphase kann dies nicht ausgeglichen werden, da der Muskel schon im ungestörten Fall maximal aktiviert ist.

Der Kraftverlauf ist bei Optimierung auf maximale Hüpfhöhe in allen Modellen M1-M6 asymmetrisch. Es ist zu erwarten, dass keines der Modelle mit diesem Kraftverlauf stabil rennen kann. Stabiles Rennen könnte aber durch Schwungbeinkontrolle von φ_0 oder *STIM0* stabilisiert werden (Seyfarth *et al.*, 2003; Blum *et al.*, 2007). Das wäre eine interessante Möglichkeit und sollte untersucht werden. Eine alternative Stabilisierung bietet die Erweiterung des Modells durch Sehne und Geometrie. Das führt zu höherer Elastizität und damit zu robustem Rennen (Geyer *et al.*, 2003).

Konsequenzen

Während im Feder-Masse-Modell das ganze Bein als passive elastische Struktur beschrieben wird (Seyfarth *et al.*, 2002), wurde in dieser Arbeit ein rein aktives Element beschrieben; also ein Element, das Energie zuführen kann. Im menschlichen Bein ist eine Kombination aus aktiven Muskelementen und passiven elastischen Sehnen realisiert. Die Kombination aus beiden Komponenten ermöglicht stabiles Rennen auch bei Reibungsverlusten (Geyer *et al.*, 2003). Bei hohen Geschwindigkeiten (über 4 ms^{-1}) wird die Bewegung hauptsächlich durch die Eigenschaften der Sehnen bestimmt. Der Muskel spannt dabei an, um seine Länge konstant zu halten (Cavagna, 2006). Bei annähernd konstanter Muskellänge ist auch die Kontraktionsgeschwindigkeit annähernd 0 und die funktionale Dämpfung des Muskels Fv hat keinen Effekt. Bei langsamen Geschwindigkeiten liefert die Elastizität der Sehnen keine ausreichende Stabilität. Hier fängt der Muskel an, die Längenänderung des Muskel-Sehnen-Komplexes mit zu beeinflussen (Cavagna, 2006). Dadurch kommt die stabilisierende Wirkung der Fv zum Tragen.

Das Beispiel menschlicher Bewegung zeigt ebenso wie verschiedene Simulationen (Geyer *et al.*, 2003), dass das Zusammenspiel von Muskel und elastischer Sehne zu stabilem Rennen führt. In dieser Arbeit konnte die stabilisierende Wirkung einer (linearen oder nicht-linearen) Kraft-Geschwindigkeits-Funktion als Materialeigenschaft eines Aktuators nachgewiesen werden. Dass dieses Konzept auch technisch realisierbar ist, zeigen die stabilen Hüpfmuster des Roboters. Im folgenden Abschnitt wird erläutert, wie sich dieser Ansatz von anderen Robotern unterscheidet und wie er technisch sinnvoll angewandt werden könnte.

4.4. Vergleich mit anderen technischen Ansätzen

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Kombination aus Muskeleigenschaften und Reflexen stabiles Hüpfen ermöglicht. Dabei handelt es sich um ein autonomes System, das technisch umsetzbar ist. Diese Art zu Hüpfen wird in der Technik jedoch selten genutzt. In diesem Abschnitt wird der Unterschied zu anderen technischen Lösungen aufgezeigt.

4.4.1. Kontrolle

Als anschauliches Beispiel soll die Schaukel dienen. Es gibt drei prinzipiell unterschiedliche Methoden auf einem Spielplatz zu schaukeln. Man kann das Kind auf einen Stuhl setzen und die Schaukelbewegungen durch heben und senken des Stuhles aktiv nachahmen. Diese Methode ist offensichtlich sehr anstrengend. Alternativ kann man das Kind auf die Schaukel setzen, diese anheben, und dann der Mechanik der Schaukel die Erzeugung der Bewegung überlassen. Nach einer Weile kommt die Schaukel zum stehen und man muss von Neuem straten. Oder aber man stellt sich helfend hinter die Schaukel und gibt ihr in jedem Zyklus einen kleinen Schubs. Dadurch kann die Schaukel für lange Zeit ohne viel Mühe im gleichen Rhythmus gehalten werden.

Positionskontrolle

Die erste Methode wird in der Technik Positionskontrolle genannt. Wie in Kapitel 1 erläutert, setzt die Positionskontrolle eine starre Konstruktion und schnelle Signalverarbeitung voraus. Beides ist im menschlichen Bein nicht gegeben und somit kann der Mensch diese Methode nicht anwenden. Dass Roboter wie z. B. LOLA (Buschmann *et al.*, 2007) und ASIMO (Honda) trotzdem Gehen und sogar Rennen können, zeugt von großen Fähigkeiten der Ingenieure. Ob sich aus diesem Ansatz flexible und sichere Prothesen entwickeln lassen, bleibt abzuwarten.

„Intelligente“ Mechanik

Die Trajektorie ergibt sich beim normalen Schaukeln aus der Eigendynamik des Systems und wird nicht vorher festgelegt. Auf diesem Ansatz beruht z. B. das Feder-Masse-Modell oder „passive dynamic walkers“ (passive dynamische Laufroboter) (McGeer, 1990). Letztere sind Roboter, die aus rein passiven, starren Strukturen bestehen. Sie laufen aus der Eigendynamik ihrer Mechanik heraus, ohne aktive Antriebe und Kontrolle. Auf diese Mechaniken ist Verlass, wenn sie genau die eine Aufgabe ausführen, für die sie gebaut wurden. Um eine periodische Bewegung zu erzeugen, müssen diese Systeme Reibungsverluste ausgleichen. Dazu laufen passive dynamic walkers bergab auf einer schiefen Ebene. So kann potentielle Energie im Gravitationsfeld die Reibungsverluste ausgleichen.

4. Diskussion

Eine alternative Methode Energieverluste zu kompensieren, ist die zyklische Anregung des Systems (z. B. Rad *et al.*, 1993). Das kann z. B. über biologisch motivierte neuronale Oszillatoren geschehen. Diese können sich an die mechanische Periodizität eines Hüpfroboters anpassen und ihn dann von außen zum Hüpfen anregen (Pelc *et al.*, 2008). Das entspricht im Modell der Schaukel einer zyklischen Bewegung der Haltestange. Die eigentliche Bewegung wird aber ebenfalls von den Eigenschaften der Mechanik bestimmt. Die Prothesen von Oskar Pistorius sind ein angewandtes Beispiel.

Entspannte Kontrolle

Die dritte Methode wird in dieser Arbeit für das Hüpfen realisiert. Die Schaukel ist die Mechanik des Muskels. Auf seine intrinsischen Materialeigenschaften kann man sich für das Hüpfen verlassen – sie sind für diese Aufgabe geeignet. Das Feedback steht aber den Muskeleigenschaften zur Seite und korrigiert in jedem Zyklus ein wenig die Energie. Das kann man als *entspannte Kontrolle* ansehen.

Im vorherigen Abschnitt ist klar geworden, dass Elastizitäten in den Beinen unabdingbar sind für schnelles und sicheres Rennen. Es ist zu erwarten, dass die entspannte Kontrolle auch bei Erweiterung durch elastische Elemente funktioniert. Dafür sprechen zum einen der Mensch an sich, und zum anderen die Ergebnisse der Simulationen von (Geyer *et al.*, 2003). Das würde bedeuten, dass die periodischen Hüpfbewegungen mit elastischen Elementen durch Reflexe stabilisiert werden können, wenn der Aktuator intrinsische Eigenschaften ähnlich denen der Muskeln aufweist.

4.4.2. Mechanik

Es wurde in dieser Arbeit schon in der Einleitung viel über die Unterschiede zwischen technischen und biologischen Konstruktionen geschrieben. Dabei wurde festgestellt, dass vorallem die Flexibilität der menschlichen Beine bisher durch keine technische Lösung erreicht wird. Und das obwohl das biologische Bein nichtlineare Aktuatoren mit funktionaler Dämpfung hat, mit schwer zu regelnden elastischen Strukturen zurechtkommen muss und die Sensorsignale erst nach einer Zeitverzögerung verarbeitet werden können.

Man könnte vermuten, dass diese Nachteile durch die enorme Leistungsfähigkeit unseres Gehirns wett gemacht werden. In der vorliegenden Arbeit konnte jedoch gezeigt werden, dass ein wichtiger Teilaspekt der Lokomotion ohne zentrales Gehirn funktioniert. Periodisches Hüpfen kann allein durch das Zusammenspiel von Muskeln und Reflexen stabilisiert werden. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die Muskeleigenschaften und die Reflexe in einem technischen System imitiert werden können. Im

folgenden Abschnitt werden weitere Schritte vorgeschlagen, die zur Umsetzung dieses Konzepts in einen technischen Laufroboter und in aktiven Prothesen führen könnten.

4.5. Ausblick

Bei den hier vorgestellten Methoden und den damit gewonnenen Ergebnissen, handelt es sich um Grundlagenforschung. Es ging vor allem um die Frage, wie es dem Menschen möglich ist, zu hüpfen. Dennoch wurden damit schon Wege für die Anwendung aufgezeigt. Die größte Herausforderung in der Anwendung dieser Ergebnisse ist die Prothetik. Ziel ist es, künstliche Beine zu konstruieren, die ähnlich zuverlässig und flexibel sind wie biologische Beine.

Aus den vorherigen Abschnitten wird klar, dass dazu der Umgang des Systems mit seriellen Elastizitäten untersucht werden muss. In einem ersten Schritt kann dies auf der gleichen Abstraktionsstufe wie in dieser Arbeit untersucht werden. Im Roboter könnte eine Drehfeder zwischen Motor und Drehscheibe montiert werden. Es ist zu erwarten, dass die gleichen Reflexmodelle in der Lage sind, die periodische Bewegung zu stabilisieren. Die Anpassung der Feedback-Parameter kann wieder durch einen GA in der Simulation erfolgen. Die größte Herausforderung wird darin liegen, die Feder- und Muskeleigenschaften aufeinander abzustimmen. Dabei könnte der Vergleich mit biologischen Muskel-Sehnen-Komplexen helfen.

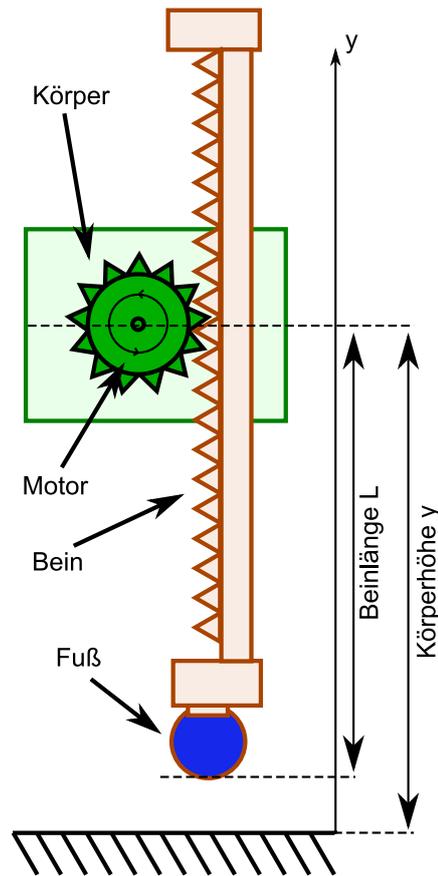


Abbildung 4.7.: Mit dem Roboter MARCO HOPPER kann Hüpfen in einer translatorischen Dimension untersucht werden. Der im Körper angebrachte Motor kann das Bein vertikal anziehen oder richtung Boden drücken. Der Fuß besteht aus stark dämpfendem adIPRENE.

4. Diskussion

Eine weitere wichtige Erweiterung des Modells ist Hüpfen mit Fuß und damit mit realem Bodenkontakt. Entsprechende Untersuchungen können am Roboter MARCO HOPPER (Seyfarth *et al.*, 2007) durchgeführt werden. Er hüpft eindimensional, hat aber einen realen Fuß und ein Bein (siehe Abbildung 4.7). Er verwendet den selben Motor wie der für diese Arbeit aufgebaute Marco Junior II. Mit Marco Hopper kann der Aufprall auf den Boden untersucht werden. Simulationen zeigen, dass für eine sichere und ungefährliche Landung der Fuß, im Unterschied zum Bein, eine hohe Dämpfung und eine große Federkonstante benötigt (Kalveram *et al.*, 2008). Da Marco Hopper einen passiven Fuß hat, müssen die Materialeigenschaften des Fußes quantifiziert werden. Der Fuß der zur Zeit eingebaut ist, besteht aus adiPRENE, einem Sohlenmaterial von Adidas, und weist hohe nichtlineare Dämpfung und Steifigkeit auf (Häufle D. & Schlegel R., unveröffentlichte Daten). Dieser Roboter kann, genau wie Marco Junior II, Muskel-Reflex-Systeme imitieren und auch damit hüpfen (Seyfarth *et al.*, 2007). Allerdings muss noch untersucht werden, wie weit sich das Muskelmodell hier abstrahieren lässt. Voraussichtlich lassen sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auch auf Marco Hopper übertragen.

Darauf aufbauend kann die Funktion dieser Elemente in einem Bein mit Segmenten untersucht werden. Ziel ist es, ein technisches Modul zu entwickeln, das aus geeignetem Aktuator und Elastizität besteht und mit eingebauten abstimmbaren Reflexen die Aufgaben eines Muskel-Sehnen-Komplexes erfüllt. Simulationen zeigen, dass auch damit stabiles Hüpfen erzeugt werden kann (Geyer *et al.*, 2003). Der technische Nachweis steht noch aus.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, welche Materialeigenschaften ein Aktuator in diesem System haben müsste und dass einfache Reflexe in einem solchen System zyklische Aufgaben stabilisieren und abstimmen können. Dabei geht es dann nicht mehr nur darum, einen Gegenspieler zur Gravitation zu finden. Zwei Systeme dieser Art könnten als Antagonisten, beispielweise in der Hüfte, ihre eigenen Gegenspieler darstellen. Damit könnte eine periodische abstimmbare Schwingung erzeugt werden, wie sie z. B. im Roboter JENA WALKER II⁸ (oder im Runbot (Geng *et al.*, 2006)) für die Hüftoszillation benötigt wird. Ein solches Modul könnte in einer aktiven Prothese einen flexiblen und sicheren Baustein darstellen, mit dem behinderten Menschen ein Stück Freiheit zurück gegeben werden könnte.

⁸<http://www.lauflabor.uni-jena.de>

Störtebekers Geschichte, ein Erklärungsversuch

Der Seeräuber Klaus Störtebeker („Stürz-den-Becher“) war sehr trinkfreudig. Daher wusste er, dass er sich auch noch im Zustand völliger geistiger Umnachtung auf die Selbstständigkeit seiner Beine verlassen konnte. Zuversichtlich erbat er vom Bürgermeister die Freilassung all seiner Kameraden, an denen er, nach seiner Enthauptung, vorbei schreiten würde. Der Bürgermeister willigte ein. An elf Männern schritt der Geköpfte vorbei, bevor ihm der Scharfrichter ein Bein stellte.

Der Bürgermeister hielt sein Wort nicht. Auch die elf Männer an denen Störtebeker vorbei gelaufen war wurden geköpft. Vielleicht war der Bürgermeister neidisch, da er – ein getarnter Roboter – auch gerne so verlässliche Beine gehabt hätte.

5. Thesen

Im Folgenden werden die Kernaussagen dieser Arbeit in Thesen zusammengefasst.

1. Es ist in der Simulation und im Roboter möglich, die Hüpfhöhe (d. h. die Bewegungsenergie) basierend auf einem Muskelmodell einzustellen und zu stabilisieren.
2. Es gibt eine Vielzahl an einfachen, biologisch motivierten Aktivierungsmethoden, die zu stabilem Hüpfen führen. Das sind Reflexe (Feedback) auf Basis der propriozeptiven Signale Muskelkraft F , Kontraktionsgeschwindigkeit v und Länge L sowie Mustergeneratoren auf Basis optimierter Zeitfunktionen $A(t)$.
3. Für die Stabilität ist eine Kraft-Geschwindigkeits-Funktion des Muskels essentiell. Ihre Form ist variabel wählbar, sie muss jedoch mit zunehmender Geschwindigkeit die Muskelkraft reduzieren.
4. Feedback gesteuerte Muskelaktivierung, im Sinne eines mono-synaptischen Reflexes, ermöglicht eine einfache dezentrale Stabilisierung der Hüpfbewegung.
5. Kraft-Feedback (FFB) erreicht bei nichtlinearer Kraft-Geschwindigkeits-Funktion eine größere Hüpfhöhe als die anderen mono-synaptischen Feedbacks.
6. Hüpfhöhe, Stabilität, Bein-Elastizität und Hüpfrequenz lassen sich durch Anpassung der Parameter des FFB in weiten Bereichen einstellen.
7. Zusätzliche Energieverluste, z. B. durch Reibung, können durch Anpassung der Feedback-Parameter (z. B. $STIM0$, Gain) ausgeglichen werden.
8. Durch die Kombination unterschiedlicher Signale für das Feedback kann die Hüpfhöhe gesteigert werden. Es kann so eine ähnliche Hüpfhöhe erzielt werden wie durch eine optimale Aktivierungsfunktion.
9. Im Vergleich zum leistungsfähigsten mono-synaptischen Feedback kann durch Kombination unterschiedlicher Feedbacksignale die Hüpfhöhe nur geringfügig gesteigert werden.

5. Thesen

10. Superstabiles Verhalten, wie es beim Menschen beobachtet wird, kann durch Kombination aus Mustergenerator und Feedback erreicht werden.
11. Ein technischer Aktuator mit simulierten Muskeleigenschaften kann stabile zyklische Hüpf-Bewegungen ermöglichen, deren Stabilität und Abstimmbarkeit mit den Vorhersagen der Simulation übereinstimmt.
12. Zusätzliche Effekte im realen System, wie Signalrauschen oder Reibung, verändern nicht die prinzipielle Funktion der Feedback-Kontrolle im Muskelmodell.
13. Die Hüpfbewegung ist ein Primitiv des Rennens. Obwohl die untersuchten Modelle stabil hüpfen, können sie nicht stabil rennen. Die auftretenden Kräfte sind zu asymmetrisch und wirken bei Störungen während des Rennens destabilisierend.

Literaturverzeichnis

- BLICKHAN, R. 1989. The spring-mass model for running and hopping. *J biomech*, **22**(11-12), 1217–1227.
- BLICKHAN, R., WAGNER, H., & SEYFARTH, A. 2003. Brain or muscles? *Recent research developments in biomechanics*, **1**, 215–245.
- BLICKHAN, R., SEYFARTH, A., GEYER, H., GRIMMER, S., WAGNER, H., & GÜNTHER, M. 2007. Intelligence by mechanics. *Philos transact a math phys eng sci*, **365**(1850), 199–220.
- BLUM, Y., RUMMEL, J., & SEYFARTH, A. 2007. Advanced swing leg control for stable locomotion. *Pages 301–307 of: BERNIS, KARSTEN, & LUKSCH, TOBIAS (eds), Autonome mobile systeme 2007.*
- BOBBERT, M., YEADON, M., & NIGG, B. M. 1992. Mechanical analysis of the landing phase in heel toe running. *Journal of biomechanics*, **25**(3), 223–234.
- BOCK, O. 2008. *Die c-leg produktlinie*. Broschüre von Otto Bock.
- BRONSTEIN, I. N., & SEMENDJAEV, K. A. 2005. *Taschenbuch der mathematik*. Mühlig.
- BUSCHMANN, T., LOHMEIER, S., KÜHNLENZ, K., BUSS, M., ULBRICH, H., & PFEIFFER, F. 2007. Lola - a performance enhanced humanoid robot. *it - information technology*, **49**(April), 218–223.
- CAVAGNA, G. A. 2006. The landing-take-off asymmetry in human running. *J exp biol*, **209**(Pt 20), 4051–4060.
- CAVAGNA, G. A., SAIBENE, F. P., & MARGARIA, R. 1964. Mechanical work in running. *J appl physiol*, **19**(Mar), 249–256.
- CRAGO, P. E., HOUK, J. C., & HASAN, Z. 1976. Regulatory actions of human stretch reflex. *J neurophysiol*, **39**(5), 925–935.

Literaturverzeichnis

- FARLEY, C. T., HOUDIJK, H. H. P., VAN STRIEN, C., & LOUIE, M. 1998. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J appl physiol*, **85**(3), 1044–1055.
- FERRIS, D. P., & FARLEY, C. T. 1997. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *J appl physiol*, **82**(1), 15–22.
- GENG, T., PORR, B., & WORGOTTER, F. 2006. Fast biped walking with a sensor-driven neuronal controller and real-time online learning. *The international journal of robotics research*, **25**(3), 243–259.
- GERRITSEN, K. G. M., VANDENBOGERT, A. J., & NIGG, B. M. 1995. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of biomechanics*, **28**(6), 661–668.
- GEYER, H., SEYFARTH, A., & BLICKHAN, R. 2003. Positive force feedback in bouncing gaits? *Proceedings of the royal society of london series b-biological sciences*, **270**(1529), 2173–2183.
- GEYER, H., SEYFARTH, A., & BLICKHAN, R. 2006. Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proc biol sci*, **273**(1603), 2861–2867.
- GREY, M. J., NIELSEN, J. B., MAZZARO, N., & SINKJAER, T. 2007. Positive force feedback in human walking. *Journal of physiology-london*, **581**(1), 99–105.
- HEDRICK, T. L. 2008. Software techniques for two- and three-dimensional kinematic measurements of biological and biomimetic systems. *Bioinspiration & biomimetics*, **3**(3), 34001 (6pp).
- HERZOG, W. 2007. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 3 edn. Wiley. Chap. 2.7 Muscle, pages 169–225.
- HILL, A. V. 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the royal society of london. series b, biological sciences*, **126**(843), 136–195.
- HODAPP, M., KLISCH, C., MALL, V., VRY, J., BERGER, W., & FAIST, M. 2007. Modulation of soleus h-reflexes during gait in children with cerebral palsy. *J neurophysiology*, **98**(6), 3263–3268.
- KALVERAM, K. T. 1992. A neural network model rapidly learning gains and gating of reflexes necessary to adapt to an arm's dynamics. *Biol cybern*, **68**(2), 183–191.

- KALVERAM, K. T. 1993. Power series and neural-net computing. *Neurocomputing*, **5**(207), 165–174.
- KALVERAM, K. T., HÄUFLE, D. F. B., & SEYFARTH, A. 2008. From hopping to walking - how the biped jena-walker can learn from the single-leg marco-hopper. *Pages 638–645 of: MARQUES, L., DE ALMEIDA, A., & TOKHI, M. O. (eds), Advances in mobile robotics.*
- LINDSTEDT, S. L., LASTAYO, P. C., & REICH, T. E. 2001. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News physiol sci*, **16**(Dec), 256–261.
- LUDWIG-MAYERHOFER, W. 1999. *Ilmes - internet-lexikon der methoden der empirischen sozialforschung.*
- MCGEER, T. 1990. Passive dynamic walking. *The international journal of robotics research*, **9**(2), 62–82.
- MCMAHON, T. A. 1984. *Muscles, reflexes, and locomotion.* Princeton University Press.
- MICHALEWICZ, Z. 1996. *Genetic algorithms + data structures = evolution programs.* 3 edn. Springer.
- MORITZ, C. T., GREENE, S. M., & FARLEY, C. T. 2004. Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces. *J appl physiol*, **96**(5), 1996–2004.
- NIGG, B. M. 1986. *Biomechanics of running shoes.* Human Kinetics Publishers, Champaign, I.L. Chap. Biomechanical Aspects of Running, pages 15–19.
- PELC, E. H., DALEY, M. A., & FERRIS, D. P. 2008. Resonant hopping of a robot controlled by an artificial neural oscillator. *Bioinspir biomim*, **3**(2), 26001.
- PELC, O. 2005. *Seeräuber auf nord- und ostsee: Wirklichkeit und mythos.* Boyens.
- PROCHAZKA, A., GILLARD, D., & BENNETT, D. J. 1997. Positive force feedback control of muscles. *J neurophysiol*, **77**(6), 3226–3236.
- RAD, H., GREGORIO, P., & BUEHLER, M. 1993 (July). Design, modeling and control of a hopping robot. *Pages 1778–1785 of: Proc. ieee/rsj conf. intelligent systems and robots, yokohama, japan.*
- RAIBERT, M. H., & TELLO, E. R. 1986. *Legged robots that balance.* Vol. 1. MIT Press.

Literaturverzeichnis

- RIENER, R. 1997. *Neurophysiologische und biomechanische modellierung zur entwicklung geregelter neuroprothesen*. Herbert Utz Verlag.
- RUMMEL, J., & SEYFARTH, A. 2008. Stable running with segmented legs. *The international journal of robotics research*, **27**(8), 919–934.
- SEYFARTH, A., BLICKHAN, R., & LEEUWEN, J. L. VAN. 2000. Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *J exp biol*, **203**(Pt 4), 741–750.
- SEYFARTH, A., GEYER, H., GÜNTHER, M., & BLICKHAN, R. 2002. A movement criterion for running. *J biomech*, **35**(5), 649–655.
- SEYFARTH, A., GEYER, H., & HERR, H. 2003. Swing-leg retraction: a simple control model for stable running. *J exp biol*, **206**(Pt 15), 2547–2555.
- SEYFARTH, A., KALVERAM, K. T., & GEYER, H. 2007. Simulating muscle-reflex dynamics in a simple hopping robot. *Pages 294–300 of: BERNIS, KARSTEN, & LUKSCH, TOBIAS (eds), Autonome mobile systeme 2007*.
- SIEBERT, T., RODE, C., HERZOG, W., TILL, O., & BLICKHAN, R. 2008. Nonlinearities make a difference: comparison of two common hill-type models with real muscle. *Biol cybern*, **98**(2), 133–143.
- STROGATZ, S. 2000. *Nonlinear dynamics and chaos*. Westview.
- TILL, O., SIEBERT, T., RODE, C., & BLICKHAN, R. 2008. Characterization of isovelocity extension of activated muscle: a hill-type model for eccentric contractions and a method for parameter determination. *J theor biol*, **255**(2), 176–187.
- VAN DEN BOGERT, A. J., & NIGG, B. M. 2007. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 3 edn. Wiley. Chap. 4.8 Simulation, pages 622–644.
- WAGNER, H., & BLICKHAN, R. 1999. Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. *Journal of theoretical biology*, **199**(2), 163–179.
- WINDHORST, U. 1996a. *Comprehensive human physiology*. Vol. 1. Springer. Chap. 49 Spinal Coed and Brainstem: Motor Output, Sensors ans Basic Circuits, pages 987–1006.
- WINDHORST, U. 1996b. *Comprehensive human physiology*. Vol. 1. Springer. Chap. 50 Spinal Coed and Brainstem: Pattern Generators and Reflexes, pages 1007–1032.
- WINTER, DAVID A. 2005. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3 edn. Wiley.

A. Anhang zu den Methoden

Hier werden zusätzliche Informationen zu den Methoden gegeben. In Abschnitt A.1 wird der Übergang zwischen translatorischer und rotatorischer Bewegungsgleichung und die daraus resultierende Transformation der Modellparameter erklärt. Abschnitt A.2 gibt einen Überblick über die Herstellerangaben von Motor und Tacho. In Abschnitt A.3 wird die Kalibrierung des Roboters beschrieben. In Abschnitt A.4 wird das Simulink Programmschema dargestellt.

A.1. Dimensionslose DGL

Hüpfen wurde in der Simulation als translatorische Bewegung und im Roboter als rotatorische Bewegung beschrieben. Um die Ergebnisse vergleichen und die optimalen Parameter auf den Roboter übertragen zu können, müssen die Größen transformiert werden. Das ist möglich, da beide Bewegungsgleichungen (rotatorische und translatorische) die selbe dimensionslose Lösung haben. In diesem Abschnitt wird die Transformation mathematisch beschrieben.

Die Differentialgleichung für das Hüpfen lautet:

$$\ddot{y} = g + \frac{F}{m} .$$

Der Übergang zur dimensionslosen Form gelingt mit dem Ansatz:

$$\begin{aligned} \tau &= \gamma_1 t_m & [\gamma_1] &= \text{s}^{-1} \\ x &= \gamma_2 y & [\gamma_2] &= \text{m}^{-1} \end{aligned}$$

$$\frac{d^2}{dt_m^2} y = \frac{d\tau}{dt_m} \gamma_1 \frac{d}{d\tau} \left(\frac{d}{dt_m} y \right) = \gamma_1^2 \frac{d^2}{d\tau^2} y = \gamma_1^2 \frac{d^2}{d\tau^2} \frac{1}{\gamma_2} x \quad .$$

A. Anhang zu den Methoden

Um die nun dimensionslose DGL auf das rotatorische Robotersystem zu übertragen, wählt man analog:

$$\begin{aligned}\tau &= \gamma_3 t_r \\ x &= \gamma_4 \varphi .\end{aligned}$$

Der Übergang von der Modell- in die Roboter-DGL ergibt sich dann aus:

$$\begin{aligned}y &= \frac{\gamma_4}{\gamma_2} \varphi \\ t_m &= \frac{\gamma_3}{\gamma_1} t_r \\ \frac{dy}{dt_m} &= \frac{\gamma_1 \gamma_4}{\gamma_2 \gamma_3} \frac{d\varphi}{dt_r} \\ \frac{d^2 y}{dt_m^2} &= \frac{\gamma_1^2 \gamma_4}{\gamma_2 \gamma_3^2} \frac{d^2 \varphi}{dt_r^2} .\end{aligned}$$

Das in die DGL eingesetzt erhält man:

$$\begin{aligned}\frac{d^2}{d\varphi^2} &= \frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4} g_m + \frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4} \frac{F}{m} = g_r + \frac{M}{J} \\ g_r &= \frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4} g_m \\ M &= \frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4} \frac{F}{m} J .\end{aligned}$$

Zu bestimmen sind nun die Parameter γ_3 und γ_4 . Ziel ist es, im Roboter einen Hüpfwinkel von mindestens 1 rad zu erreichen um nicht zu nah an den komplizierten Reibungseffekten des Stillstands arbeiten zu müssen. Im Modell betrug die Hüpfhöhe ca. 0,1 m. Mit $\gamma_4 = 1/10$ rad ergibt das einen Winkel von ca. 1 rad. Der maximale Strom des Verstärkers $I_{\max} = 6$ A erzeugt im Motor ein maximales Motordrehmoment von $M_{\max} = 0,15$ Nm. In den gerechneten Simulationen ergab sich eine maximale auftretende Kraft von $F_{\max} = 6$ kN bei isometrischer Muskelkraft $F_{\text{isom}} = 2,5$ kN. Damit muss das "isometrische" Drehmoment für den Roboter $M_{\text{isom}} \leq M_{\max} \times 2,5 \text{ kN} / 6 \text{ kN} = 0,0625$ Nm sein. Gewählt wird $M_{\max} = 0,0525$ Nm, um einerseits etwas mehr Spielraum zu haben und andererseits mit $\gamma_3 = 1/5$ s einen geraden Wert für die Zeitskalierung zu bekommen. Diese ergibt sich dann aus

A.2. Herstellerangaben Motor und Tacho

$$\begin{aligned}\gamma_3 &= \sqrt{\frac{\gamma_4 \gamma_1^2}{\gamma_2} \frac{M m}{F J}} \\ \gamma_3 &= \frac{1}{5 \text{ s}},\end{aligned}$$

wenn man das Trägheitsmoment des Roboters $J = 0,0042 \text{ kg m}^2$ und die Masse im Modell $m = 80 \text{ kg}$ einsetzt. Daraus ergibt sich die Transformation aller Modellparameter, wie sie in Tabelle (A.1) dargestellt sind.

A.2. Herstellerangaben Motor und Tacho

Motor MAXON RE30

Ø30 mm, Graphit Bürsten, 60 Watt, Nennspannung 24 V, Leerlaufdrehzahl 8810 min^{-1} , Anhaltmoment 1020 mNm , Max. Dauerdrehmoment 85 mNm , Kennliniensteigung Aug 69 $\text{min}^{-1} / \text{mNm}^{-1}$, Leerlaufstrom 164 mA, Anlaufstrom 39,3 A, Anschlusswiderstand 0,611 Ohm, Grenzdrehzahl 12000 min^{-1} , Nennstrom (max. Dauerbelastungsstrom) Mrz 44 A, Max. Wirkungsgrad 87,4 %, Drehmomentkonstante 25,9 $\text{mNm} / \text{A}^{-1}$, Drehzahlkonstante 369 $\text{min}^{-1} / \text{V}^{-1}$, Mechanische Anlaufzeitkonstante 3,03 ns, Rotorträgheitsmoment 33,5 gcm^2 , Anschlussinduktivität 0,119 mH, Therm. Widerstand Gehäuse-Luft 6,0 KW^{-1} , Therm. Widerstand Wicklung-Gehäuse 1,7 KW^{-1} , Thermische Zeitkonstante der Wicklung 16,3 s, Motorlänge 68 mm, Gewicht 260 g. Siehe auch www.maxonmotor.com.

Tacho Mattke T505

Ausgangsspannung bei 1000 Upm: 4,3 V, Ausgangsspannungstoleranz (Exemplarstreuung): $\pm 1 \%$, Maximaldrehzahl: 5000 Upm, Mindestlastwiderstand: 25 kOhm, Anschlußwiderstand: 260 Ohm, Induktivität: 7 mH, Welligkeit (Spitze Spitze): 7 %, Linearitätsfehler: $\pm 0,2 \%$, Reversierfehler: $\pm 0,2 \%$, Temperaturfehler: 0,02 % / °C, Kollektorsegmentzahl: 5, Polpaarzahl: 1, Trägheitsmoment: 1,65 gcm^2 , Reibungsdrehmoment: 0,01 Ncm, Umgebungstemperatur: -30 bis +85 °C, Gewicht: 45 g. Siehe auch <http://www.mattke.de>.

A.3. Kalibrierung Marco Junior II

Am Beispiel des Motors wird die Kalibrierung erläutert. Es muss sichergestellt werden, dass angefordertes und tatsächliches Drehmoment M übereinstimmen: Am Analog-

A. Anhang zu den Methoden

Parameter	Einheiten Modell	Transformation	Einheiten Roboter
t	1	$\frac{\gamma_1}{\gamma_3}$	5 s
y_1	m	$\frac{\gamma_2}{\gamma_4}$	10 rad
y_0	m	$\frac{\gamma_2}{\gamma_4}$	10 rad
m	kg	festgelegt	kg m ²
g	m/s ²	$\frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4}$	10 rad/25 s ²
F_{\max}	N	$\frac{\gamma_2 \gamma_3^2}{\gamma_1^2 \gamma_4} \frac{F_m}{m_m} J$	Nm
G_F	1/N	$\frac{\gamma_1^2 \gamma_4}{\gamma_2 \gamma_3^2} \frac{m_m}{J}$	1/Nm
G_v	s/m	$\frac{\gamma_1 \gamma_4}{\gamma_2 \gamma_3}$	5 s/10 rad
G_L	1/m	$\frac{\gamma_4}{\gamma_2}$	1/10 rad
v_{offset}	m/s	$\frac{\gamma_2 \gamma_3}{\gamma_1 \gamma_4}$	10 rad/5 s
l_{offset}	m	$\frac{\gamma_2}{\gamma_4}$	10 rad
Signalverzögerung	s	$\frac{\gamma_1}{\gamma_3}$	5 s
τ	s	$\frac{\gamma_1}{\gamma_3}$	5 s
k	1/m	$\frac{\gamma_4}{\gamma_2}$	1/10 rad
N	m/s	$\frac{\gamma_2 \gamma_3}{\gamma_1 \gamma_4}$	10 rad/5 s
Hill: lopt	m	$\frac{\gamma_2}{\gamma_4}$	10 rad
Hill: vmax	m/s	$\frac{\gamma_2 \gamma_3}{\gamma_1 \gamma_4}$	10 rad/5 s

Tabelle A.1.: Transformation der einzelnen Modellparameter zwischen translatorischer und rotatorischer Bewegung.

A.3. Kalibrierung Marco Junior II

Ausgang der Meilhaus Karte kann von Simulink eine Spannung U_{Simulink} zwischen -10 und +10 V ausgegeben werden. Über einen Vorverstärker (Verstärkungsfaktor $C_{\text{UMeilhaus U AmpInput}} = -1,96 \text{ V/V}$) wird der Eingang des MATTKE Verstärkers angesprochen. Dieser liefert einen Strom proportional zur Eingangsspannung U_{AmpInput} (Proportionalitätskonstante: $C_{\text{U AmpInput I}} = 0,55 \text{ A/V}$). Der Motor produziert ein Drehmoment M proportional zum Strom I (Proportionalitätskonstante: $C_{\text{I M}} = 0.025 \text{ Nm/A}$).

Wählt man also U_{Simulink} , so erhält man ein Drehmoment

$$M = C_{\text{MotorCalib}} U_{\text{Simulink}} \quad (\text{A.1})$$

mit $C_{\text{Motor Calib}} = C_{\text{I M}} C_{\text{U AmpInput I}} C_{\text{U Meilhaus U AmpInput}}$. Da das Modell ein Drehmoment M berechnet, muss man in Simulink die dafür benötigte Spannung U_{Simulink} wie folgt berechnen:

$$U_{\text{Simulink}} = \frac{1}{C_{\text{MotoCalib}}} M . \quad (\text{A.2})$$

Die Konstanten C wurden durch lineare Regression aus Messdaten mit Multimetern berechnet. Das Drehmoment des Motors wurde mit einem Dehnmessstreifen und einem Hebel von 10 cm. bestimmt.

Der Tacho liefert eine Spannung, die proportional zur Drehgeschwindigkeit der Scheibe ist. Nach der Vorverstärkung wird die auf den Tacho zurückgehende Spannung U_{Tacho} von der Offset-Spannung $U_{\text{TachoOffset}}$ des Verstärkers überlagert: $U = U_{\text{Tacho}} + U_{\text{TachoOffset}}$. Wird die Scheibe um den Winkel φ gedreht und integriert man während der Drehung die Ausgangsspannung des Vorverstärkers abzüglich der Offsetspannung, so erhält man die Proportionalitätskonstante

$$C_{\omega \text{ U Tacho}} = \frac{1}{\varphi} \int_0^t (U_{\text{Tacho}} - U_{\text{TachoOffset}}) dt . \quad (\text{A.3})$$

$U_{\text{TachoOffset}}$ wurde bei stillstehender Scheibe nach

$$U_{\text{TachoOffset}} = \frac{1}{t} \int_0^t U dt \quad (\text{A.4})$$

bestimmt. In Abbildung A.1 sind mehrere Messungen zum Tacho Offset dargestellt. Die Messungen wurden im Laufe eines Tages aufgenommen. Die unterschiedliche Steigung der linearen Fits zeigt, dass der Offset durchaus schwankt. Innerhalb einer Messung (60 s) ist aber der lineare Fit eine gute Näherung und damit die Annahme $U_{\text{TachoOffset}} = \text{const.}$ Somit muss mindestens vor jeder Messreihe $U_{\text{TachoOffset}}$ neu bestimmt werden.

A. Anhang zu den Methoden

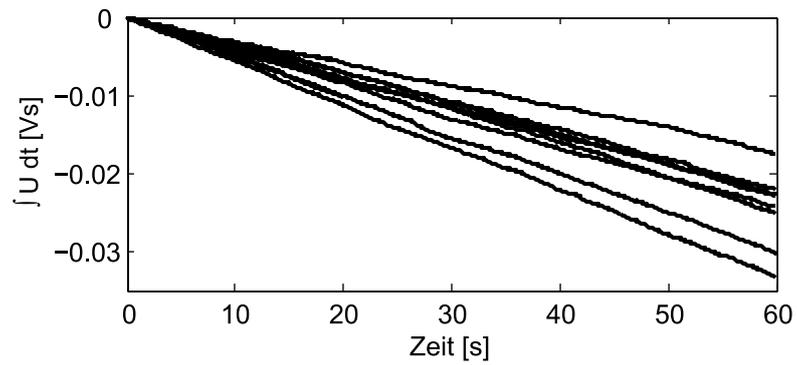


Abbildung A.1.: Tacho Offset zu mehreren Zeitpunkten über einen Tag verteilt. Innerhalb von 60 Sekunden steigt das Integral annähernd konstant mit der Zeit. Damit ist auch die Offsetspannung des Tachos annähernd konstant. Die Offsetspannung muss jedoch vor jeder Messreihe neu bestimmt werden, um den Fehler möglichst gering zu halten.

A.4. Simulink Modell

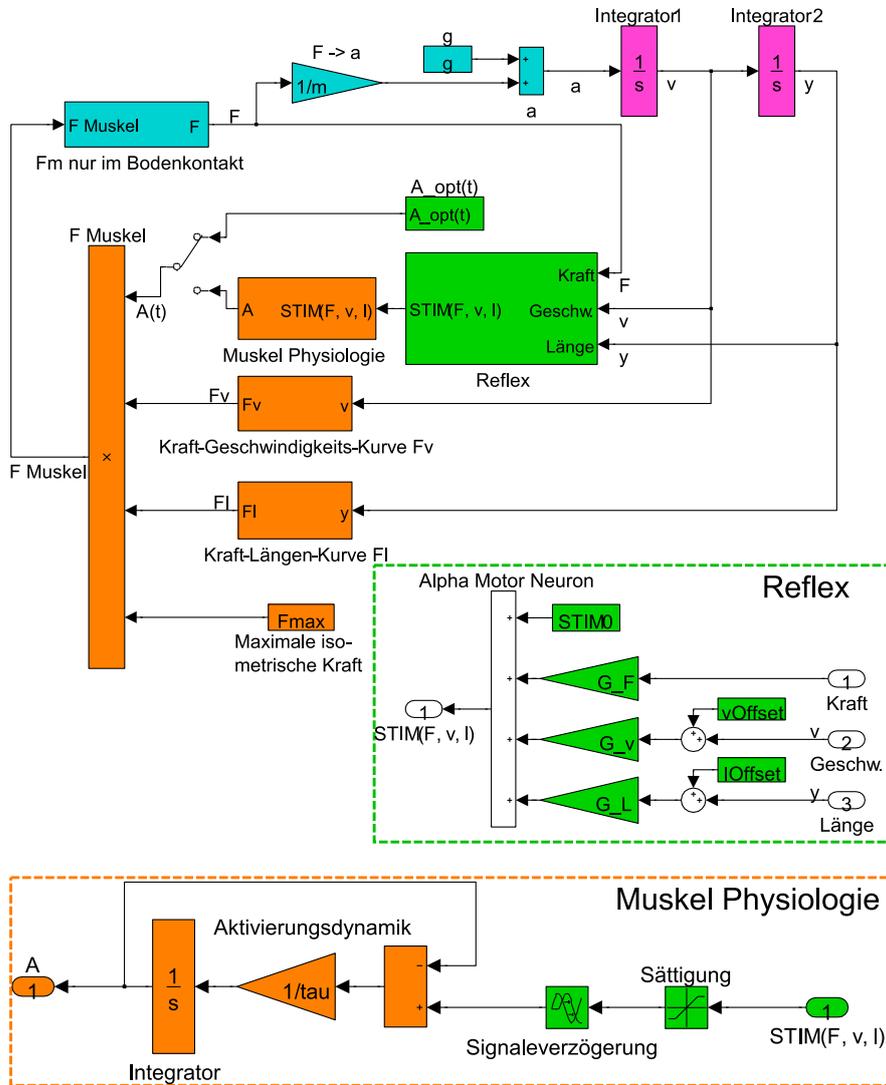


Abbildung A.2.: Skizze des Modells, das zur Lösung der Differentialgleichung (2.1) verwendet wird. Orange: Nachbildung des Krafterzeugenden Elements im Hill-Muskel-Modell (Gleichung (1.2)). Grün: Mögliche Stimulationssignale. Blau: Rechte Seite der Differentialgleichung (2.1). Magenta: numerische Lösung der DGL.

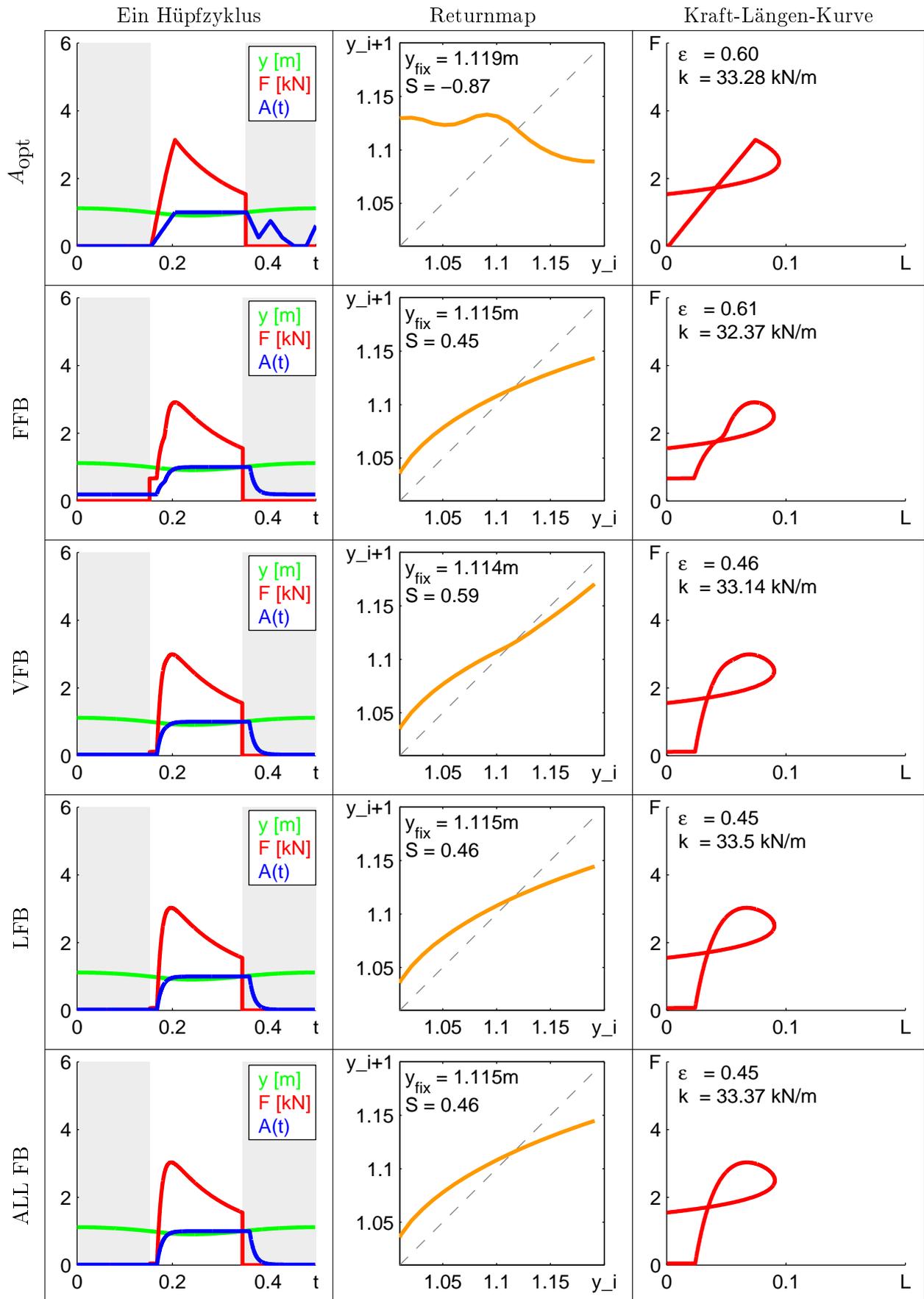
B. Weitere Ergebnisse

In diesem Teil werden zusätzliche Informationen zu den Ergebnissen der Optimierung in Kapitel 3.1 gegeben. In Tabelle B.1 sind die optimierten Werte der Feedback-Parameter zusammengefasst. Anschließend werden die Hüpfmuster dargestellt, die sich mit diesen optimierten Parametern ergeben.

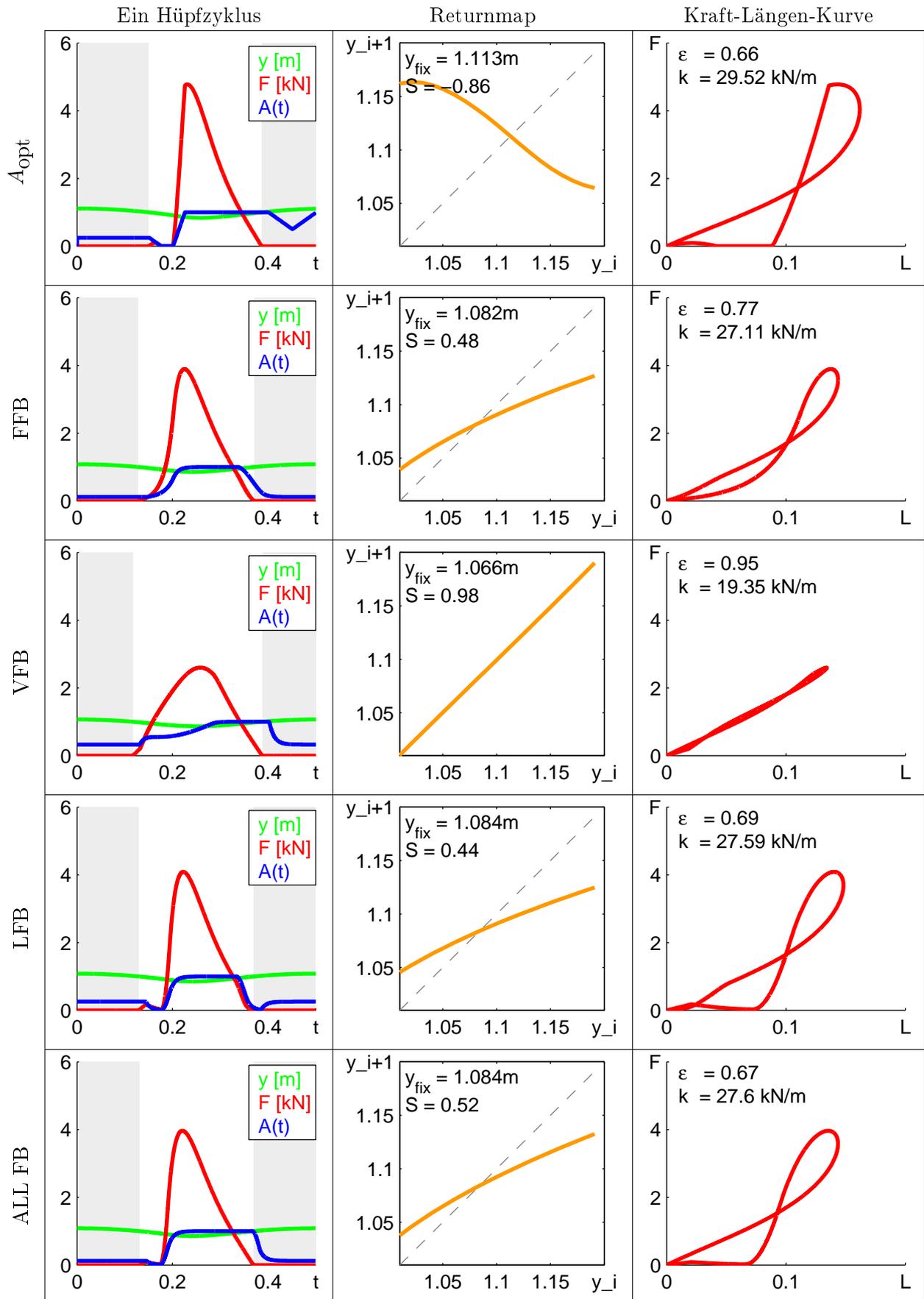
Modell	$STIMO$	$G_F \times F_{\max}$	G_v	G_L	v_{offset}	L_{offset}
M1 FFB	0,19±0,02	1,71±0,27				
M1 VFB	0,03±0,03		0,87±0,13		2,70±0,18	
M1 LFB	0,02±0,02			-21,4±12,8		-1,19±0,23
M1 ALLFB	0,01±0,01	1,23±0,93	0,60±0,29	-20,6±16,8	1,85±0,35	-1,15±0,26
M2 FFB	0,12±0,02	1,97±0,29				
M2 VFB	0,34±0,13		0,33±0,06		2,03±0,52	
M2 LFB	0,26±0,28			-35,2±12,9		-0,94±0,01
M2 ALLFB	0,12±0,11	1,37±0,90	0,52±0,27	-41,6±4,6	2,25±0,52	-0,94±0,00
M3 FFB	0,19±0,02	1,67±0,32				
M3 VFB	0,18±0,23		0,78±0,20		2,58±0,30	
M3 LFB	0,04±0,05			-17,8±12,1		-1,05±0,05
M3 ALLFB	0,02±0,05	1,52±0,72	0,69±0,24	-21,2±14,4	1,81±0,56	-1,16±0,32
M4 FFB	0,04±0,00	2,12±0,13				
M4 VFB	0,11±0,15		0,67±0,19		1,94±0,38	
M4 LFB	0,00±0,00			-49,1±1,7		-0,98±0,00
M4 ALLFB	0,03±0,02	1,38±0,93	0,49±0,29	-37,2±10,1	1,94±0,48	-0,96±0,01
M5 FFB	0,01±0,00	1,98±0,10				
M5 VFB	0,16±0,11		0,47±0,0		1,52±0,42	
M5 LFB	0,00±0,00			-36,2±1,1		-0,90±0,00
M5 ALLFB	0,09±0,06	1,80±0,76	0,72±0,29	-22,8±10,7	1,60±0,34	-0,91±0,01
M6 FFB	0,04±0,02	2,20±0,13				
M6 VFB	0,10±0,06		0,58±0,15		1,81±0,30	
M6 LFB	0,00±0,00			-49,2±1,8		-0,98±0,00
M6 ALLFB	0,02±0,02	0,95±0,96	0,53±0,35	-37,8±10,8	1,73±0,55	-0,97±0,03

Tabelle B.1.: Mittelwert und Standardabweichung aller Feedback-Parameter aus der Optimierung mit dem GA

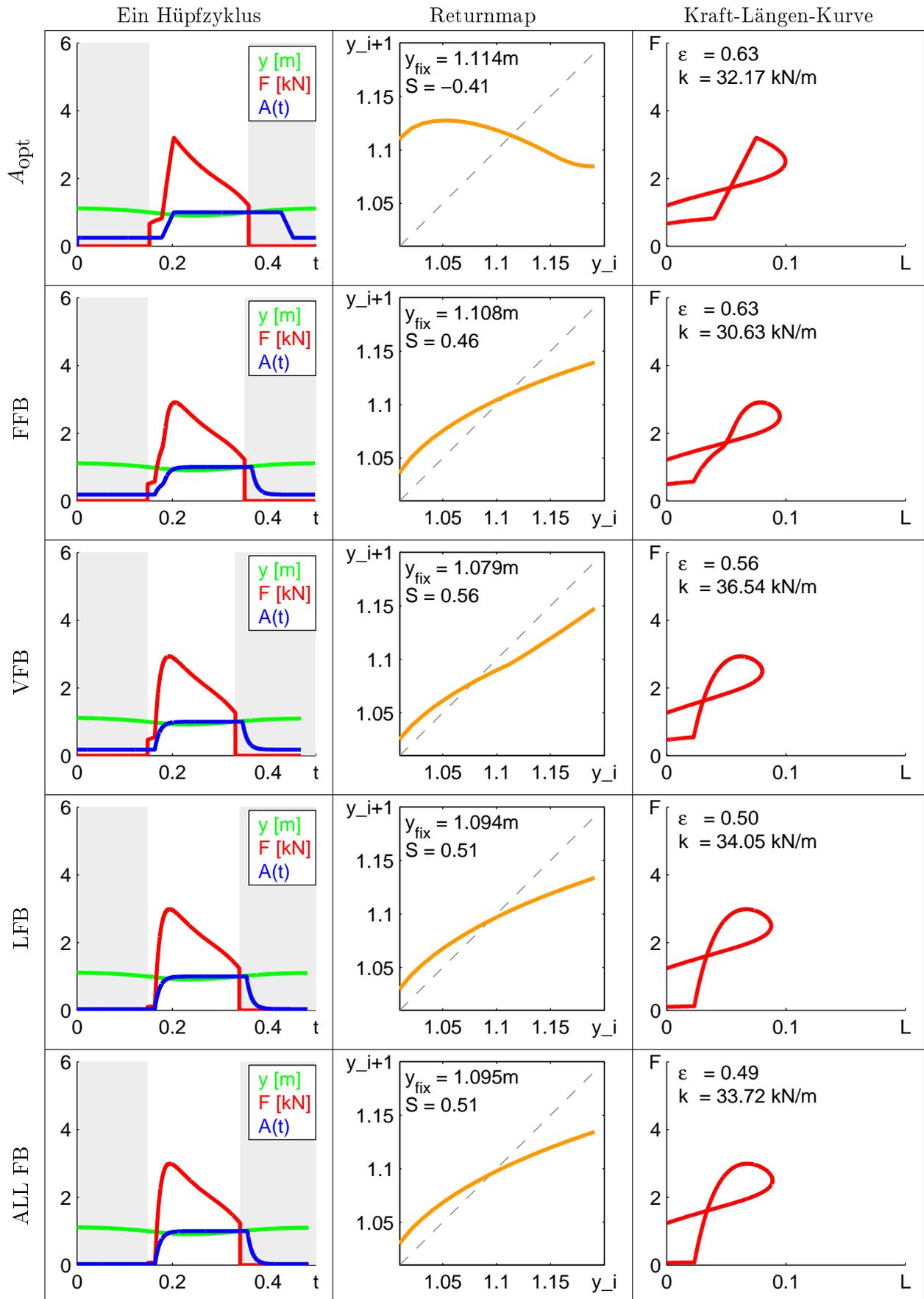
Modell M1



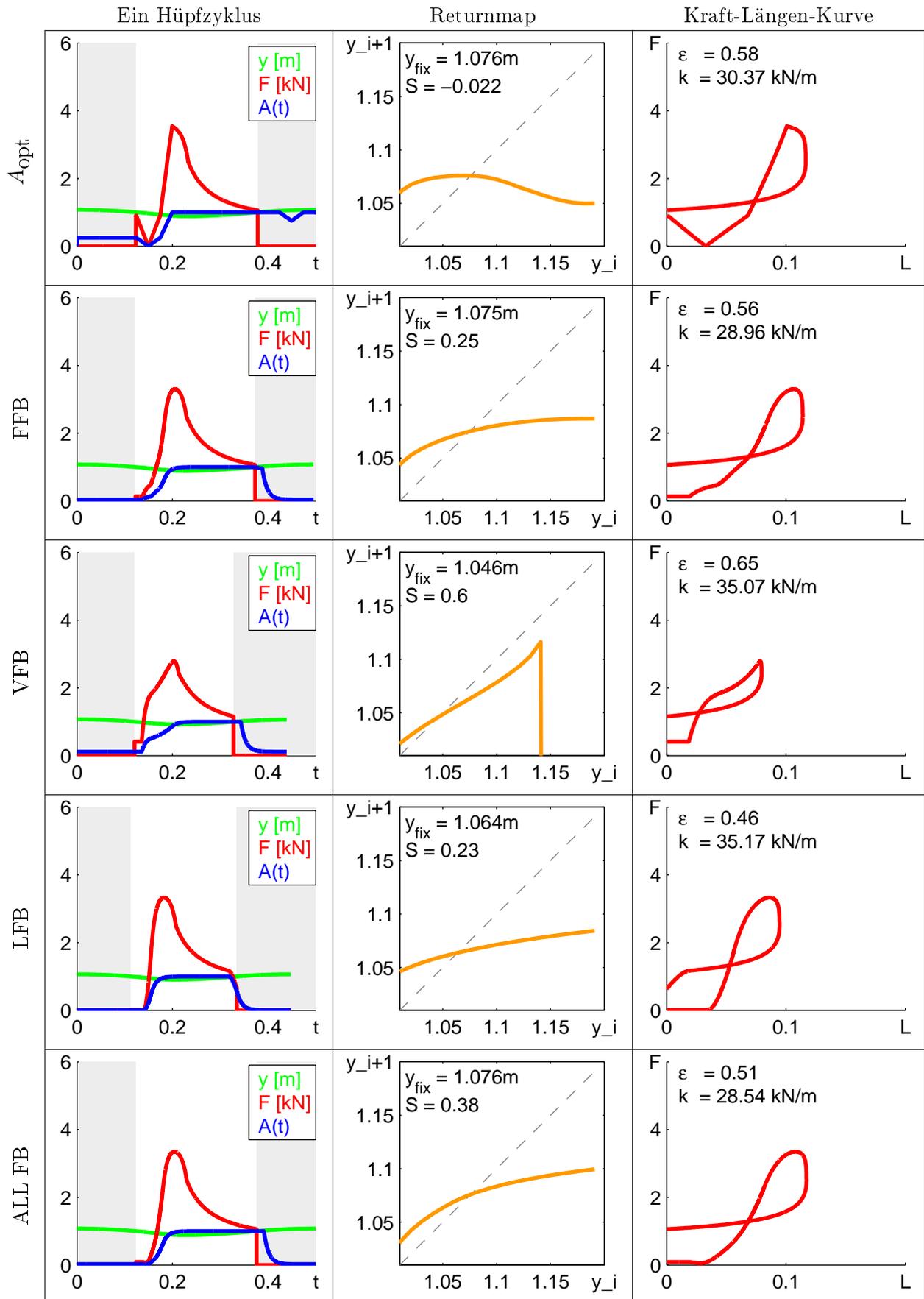
Modell M2



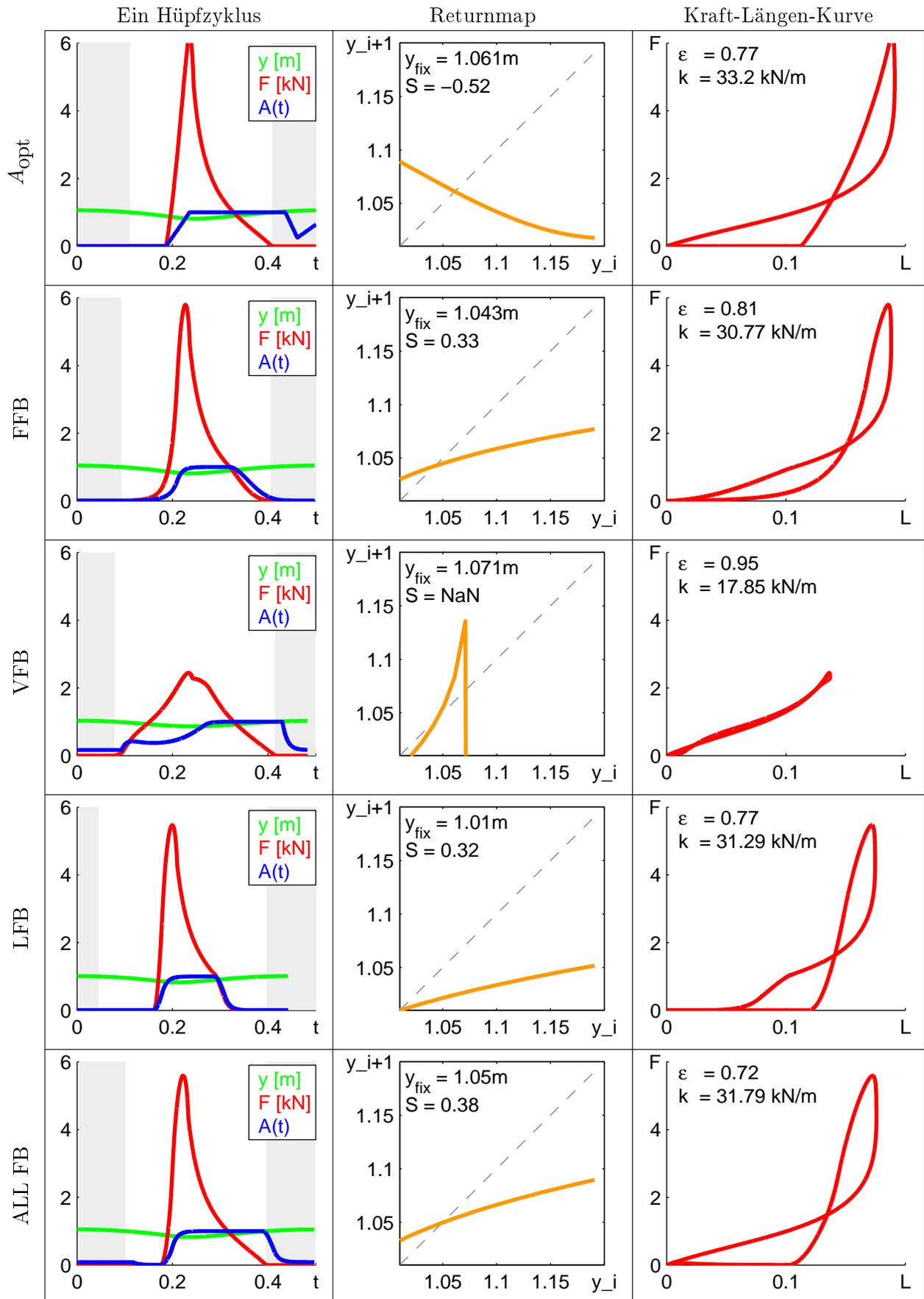
Modell M3



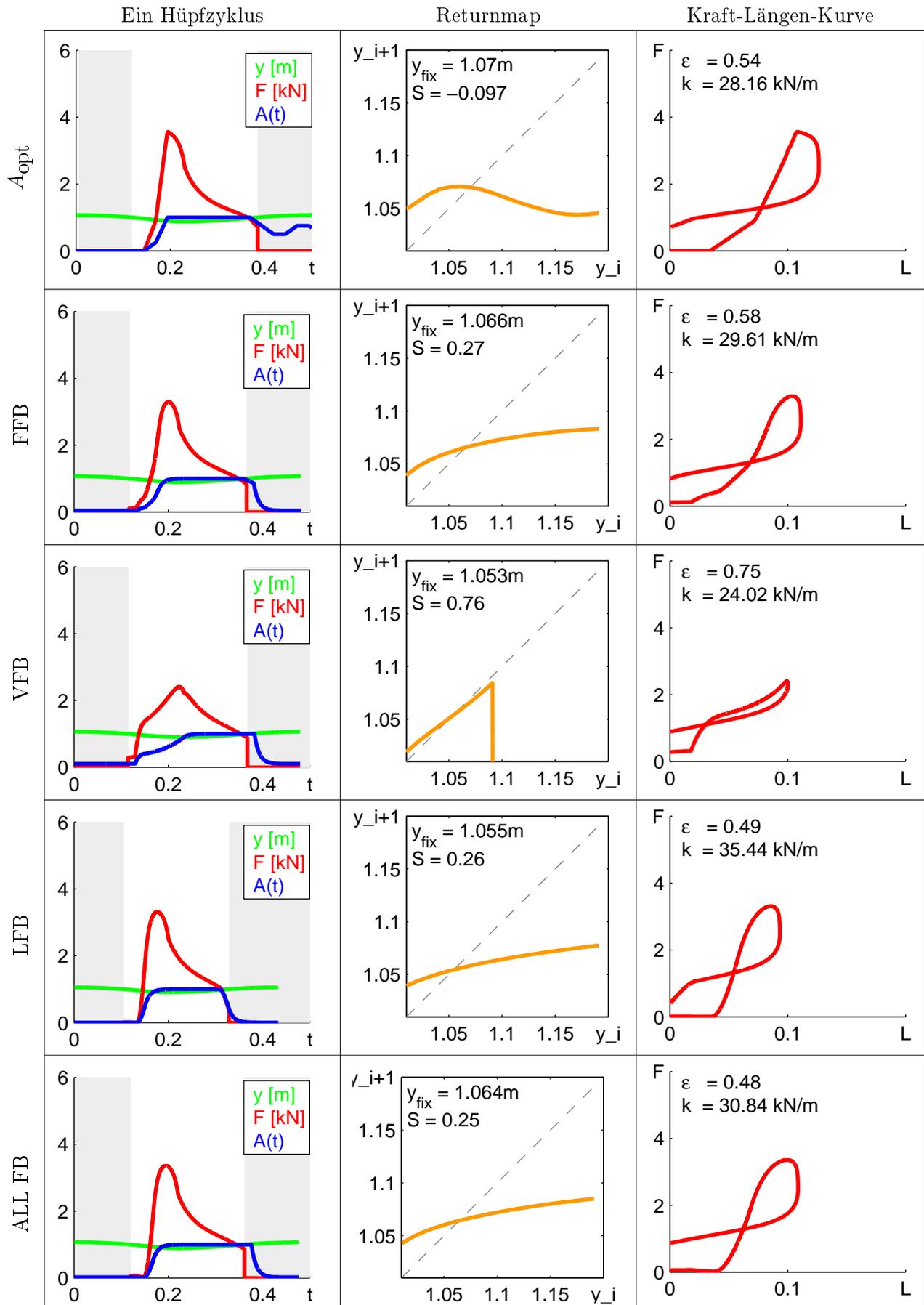
Modell M4



Modell M5



Modell M6



C. Ergänzende Materialien

In diesem Anhang befindet sich eine Tabelle mit häufig verwendeten Symbolen und deren Bedeutung. Außerdem kann hier die Skizze des Modells herausgeklappt werden.

Auf der CD befinden sich zusätzlich Animationen zu den Muskelmodellen und Videos vom hüpfenden Marco Junior II Roboter. Die CD sollte beim Einlegen automatisch eine Inhaltsseite (`index.html`) starten.

Außerdem sind alle Matlab-Script-Dateien, alle Simulinkmodelle, sowie alle Simulationen und Ergebnisse, die für diese Arbeit verwendet wurden, auf der CD gespeichert. Der Zugriff erfolgt ebenfalls am besten über die Datei `index.html`.

Symbol	Bedeutung
A	Muskelaktivierung
$A_{\text{opt}}(t)$	Optimale Zeitfunktion für die Muskelaktivierung
b_f	Gleitreibungskoeffizient
δ	Zeitverzögerung der Reflexsignale
ε	Beinelastizität
F	Kraft
Fl	Kraft-Längen-Funktion normiert auf F_{max}
Fv	Kraft-Geschwindigkeits-Funktion normiert auf F_{max}
F_{max}	Maximale Isometrische Kraft des Muskles
f	Hüpfrequenz
g	Gravitationskonstante
G_F	Verstärkungsfaktor des Kraftsignals im Reflex
G_v	Verstärkungsfaktor des Geschwindigkeitssignals im Reflex
G_L	Verstärkungsfaktor des Längensignals im Reflex
J	Massen-Trägheitsmoment
k	Federsteifigkeit
ΔL	Beinkompression $\Delta L = y_0 - y$ im Bodenkontakt
L	Muskellänge
L_{opt}	kraftoptimale Muskellänge
L_0	Ruhelänge des Muskels/ des Beines
L_{off}	Offset der Muskellänge für den Reflex
M	Drehmoment
m	Masse
ω	Winkelgeschwindigkeit im technischen Modell
φ	Winkelposition im technischen Modell
S	Steigung in der Returnmap: Ein Maß für die Stabilität
$STIM$	Stimulation des Muskels
$STIM0$	Grundstimulation des Muskels
t	Zeit
t_{TO}	Zeitpunkt des letzten Bodenkontakts ("take off")
t_{TD}	Zeitpunkt des Aufpralls ("touch down")
T	Dauer eines Hüpfzyklus
τ	Zeitkonstante der Aktivierungsdynamik
v	Geschwindigkeit der Masse
v_{off}	Offset der Geschwindigkeit für den Reflex
y	Vertikale Position der Masse
y_{fix}	Fixpunkt: Höhe der periodischen Hüpfhöhe
y_i	Höhe des i-ten Apex (oberer Umkehrpunkt der Bewegung)
\ddot{y}	zweifache zeitliche Ableitung (d^2/dt^2) y

Tabelle C.1.: Häufig verwendete Symbole und ihre Bedeutung. Symbole die in der Arbeit nur im engen Zusammenhang eines Abschnittes auftreten, sind hier nicht aufgelistet.

Danksagung

Ernst Haeckel hielt zur Feier seines 60. Geburtstags eine bemerkenswerte Rede. Er berichtete seiner Studentenschaft in Jena, wie sich sein Leben durch Begegnungen mit anderen Menschen entwickelt hat. Im Kleinen konnte ich das im Verlauf des letzten Jahres selber erleben. Während der Arbeit an meiner Diplomarbeit waren die Gespräche mit den Menschen um mich herum sehr fruchtbar. Das trifft sowohl auf die fachlichen Gespräche mit den Wissenschaftlern an der Universität, als auch auf die Gespräche mit meiner Familie, meiner Freundin und meinen Freunden zu. Im Sinne Haeckels will ich mich für die Bereicherung meines Denkens bedanken.

Besonderer Dank gilt an Prof. Weidisch und Dr. Seyfarth für die Betreuung meiner Arbeit, das spannende Thema und die Unterstützung in jeder Hinsicht. Vielen Dank an Prof. Kalveram, und Dr. Geyer, die mir mit ihrem Wissen und ihren Fragen unendlich viel geholfen haben.

Des Weiteren wurde ich in nicht unerheblichem Maße von folgenden Personen gefördert und gefordert: Alexander Naubert, Benno Nigg, Christian Rode, Daniel Renjewski, Daniela Jensen, Holger Schäfer, James Smith, Jenny Oelsner, Jürgen Rummel, Mathias Zechmeister, Max Stelzer, Monika Häuffle, Moritz Maus, Ralf Schlegel, Sten Grimmer und Sven Döring.

Vielen Dank an die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG), durch deren finanzielle Unterstützung mein Projekt ermöglicht wurde.

In dieser Arbeit werden Warenbezeichnungen, Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenzeichen usw. auch ohne besondere Kennzeichnung wiedergegeben. Diese sind dennoch nicht als frei zu betrachten und es gelten die entsprechenden Schutzbestimmungen.

Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Jena, den *17. März 2009*

Daniel Florian Benedict Häufle

Seitens des Verfassers bestehen keine Einwände, die vorliegende Diplomarbeit für die öffentliche Nutzung in der Thüringer Univeritäts- und Landesbibliothek zur Verfügung zu stellen.

Jena, den *17. März 2009*

Daniel Florian Benedict Häufle