

# Entwicklung von Regelungsstrategien für elastisch angetriebene zweibeinige Laufmaschinen

zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften

der Fakultät für Informatik

des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

**genehmigte**

**Dissertation**

von

**Thilo Kerscher**

aus Speyer

Tag der mündlichen Prüfung:	07. Juli 2010
Erster Gutachter:	Prof. Dr.-Ing. R. Dillmann
Zweiter Gutachter:	Prof. Dr. rer. nat. K. Berns



# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl von Prof. Dillmann an der Universität Karlsruhe (TH) sowie meiner Tätigkeit am FZI Forschungszentrum Informatik in der Abteilung Interaktive Diagnose- und Servicesysteme (IDS). Da diese Arbeit ohne die Unterstützung meines gesamten Umfelds nicht möglich gewesen wäre, möchte ich an dieser Stelle stellvertretend einige besondere Danksagungen aussprechen:

Meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. Rüdiger Dillmann danke ich sehr herzlich für die Möglichkeit zur Promotion, seiner Begeisterung für mein Thema und seiner tatkräftigen Unterstützung während der gesamten Zeit mit Diskussionen und Ratschlägen.

Prof. Dr. rer. nat. Karsten Berns gilt mein ganz besondere Dank. Einerseits für seine wegweisenden Arbeiten als Abteilungsleiter am FZI am Anfang meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter sowie die Übernahme des Korreferats meiner Arbeit, zu der er sich trotz seiner zahlreichen Verpflichtungen in Forschung und Lehre sofort bereit erklärt hat. Vielen Dank auch für die wohlwollenden und konstruktiven Anmerkungen zu meiner Arbeit.

Prof. Dr.-Ing. Heinz Wörn danke ich sehr für sein kurzfristiges Einspringen als Prüfer. Herrn Dr.-Ing. Peter Steinhaus, durch dessen helfende Organisation meine Promotionsprüfung erst stattfinden konnte, sowie allen Teilnehmern meiner Promotionsprüfung möchte ich danken.

Prof. Dr.-Ing. J. Marius Zöllner sei herzlich Danke gesagt. Seine stete Hilfs- und Diskussionsbereitschaft sowie das mir entgegengebrachte Vertrauen haben wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Allen aktiven und ehemaligen Kollegen am Lehrstuhl vor allem aber am FZI IDS sei ganz herzlich für die anregenden Gespräche sowie allen sonstigen Bereicherungen der Arbeit und des Arbeitsklimas herzlich gedankt. Besonders möchte ich mich bei Jan Albiez, Bernd Gaßmann und Kristian Regenstein für Ihre aktive Hilfe und Unterstützung bedanken.

Von allen von mir betreuten Studentinnen und Studenten, die durch ihre Studien- und Diplomarbeiten sowie ihrer Tätigkeit als wissenschaftliche Hilfskräfte konstruktive Beiträge zu dieser Arbeit geleistet haben, möchte ich hier insbesondere Sonja Lepold und vor allem Michael Göller für Ihre Beiträge danken.

Herrn Rolf Stober und den Mitarbeiterinnen der Sekretariate gebührt Dank für Ihre Unterstützung bei den verschiedenartigen Aufgaben.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern und meinen Geschwistern für den persönlichen Rückhalt und die kritische Durchsicht meiner Arbeit.

Ganz besonders möchte ich meiner Frau Mirjam danken, ohne ihre Unterstützung und ihre Nachsicht hätte ich diese Arbeit nicht anfertigen können.

Schließlich danke ich sehr herzlich meinen lieben Kindern Frederik, Florian und Feline, die leider zu oft in der letzten Zeit auf meine Aufmerksamkeit und oft auch auf meine Gegenwart verzichten mussten.





# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Zweibeiniges Laufen . . . . .	2
1.2	Zielsetzung der Arbeit . . . . .	2
1.3	Aufbau der Arbeit . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Zweibeiniges Laufen</b>	<b>5</b>
2.1	Bipedie – Fortbewegung auf zwei Beinen . . . . .	5
2.2	Der Bewegungsapparat des Menschen . . . . .	8
2.2.1	Muskel – Der biologische Antrieb . . . . .	8
2.2.2	Aufbau des menschlichen Beins . . . . .	11
2.3	Beschreibungen des natürlichen zweibeinigen Laufens . . . . .	12
2.4	Die technische Umsetzung des zweibeinigen Laufens . . . . .	17
2.4.1	Gehende Zweibeinsysteme . . . . .	18
2.4.2	Rennende Zweibeinsysteme . . . . .	20
2.4.3	Gehende und rennende Systeme . . . . .	20
2.4.4	Dynamic Walker . . . . .	23
2.4.5	Verwendung unterschiedlicher Aktoren . . . . .	24
2.5	Definitionen der Stabilität . . . . .	25
2.5.1	Zero Moment Point (ZMP) . . . . .	26
2.5.1.1	Definition des ZMP . . . . .	26
2.5.1.2	Unterschied zwischen ZMP und Center of Pressure (CoP) . . . . .	30
2.5.1.3	Anmerkungen zur praktischen Anwendung des ZMPs . . . . .	30
2.5.2	Poincaré-Abbildung . . . . .	31
2.5.2.1	Grundlagen der Poincaré-Abbildung für allgemeine Systeme . . . . .	31
2.5.2.2	Vorgehensweise anhand eines van-de-Pol-Oszillators . . . . .	32
2.5.3	Vergleich und Bewertung . . . . .	36
2.6	Regelungstechnische Umsetzungen zweibeinigen Laufens . . . . .	39
2.6.1	Dynamic Filters . . . . .	39
2.6.2	Invertiertes Pendel . . . . .	40
2.6.3	ZMP basierende Steuerung . . . . .	40
2.6.4	Bedingungsgebundene Dynamik . . . . .	41
2.6.5	Virtual Model Control . . . . .	41

2.6.6	Passive Läufer . . . . .	42
<b>3</b>	<b>Der Weg zum elastischen Laufen</b>	<b>43</b>
3.1	Die Verwendung eines elastischen Antriebs . . . . .	45
3.2	Regelung des elastischen Antriebs . . . . .	47
3.2.1	Willkürbewegung und ihre Regelung . . . . .	47
3.2.2	Funktionsprinzip zur elastischen Beinlängenregelung für Rennen und Gehen . . . . .	48
3.3	Entwurf eines Konzepts für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner . . . . .	49
3.4	Regelung des elastischen Laufens . . . . .	50
<b>4</b>	<b>Der elastischer Antrieb</b>	<b>55</b>
4.1	Modellierung des McKibben-Muskels . . . . .	58
4.1.1	Herleitung des Federkraftanteils der Muskelformel . . . . .	58
4.1.2	Herleitung des Membrananteils der Muskelformel . . . . .	60
4.1.3	Herleitung des Dämpferanteils der Muskelformel . . . . .	60
4.1.4	Herleitung der Differentialgleichung der Druckänderung im Muskel . . . . .	61
4.1.4.1	Muskelvolumen in Abhängigkeit von $\kappa$ . . . . .	62
4.1.4.2	Luftmenge im Muskel . . . . .	64
4.1.5	Zusammenfassung der Modellbildung . . . . .	66
4.2	Dynamische Eigenschaften des McKibben-Muskels . . . . .	67
4.2.1	Quick-Release Test-Umgebung . . . . .	68
4.2.2	Vergleich: Fluidischer Muskel – Skelettmuskel . . . . .	70
4.3	Der fluidische Muskel als elastischer Antrieb für Robotergelenke . . . . .	71
4.3.1	Aufbau und Auslegung von antagonistischen Muskelgelenken . . . . .	72
4.3.2	Dynamische Eigenschaften eines Muskelgelenks . . . . .	73
4.3.3	Positions-Kraft-Regelung eines Muskelgelenks . . . . .	75
4.3.3.1	Kaskadierte Regelung mit Hilfe des Muskelmodells . . . . .	75
4.3.3.2	Zuführen von Energie . . . . .	77
4.3.4	Die Federkonstante eines Gelenkes mit zwei Muskeln . . . . .	79
4.3.5	Elastische Regelung der Beinlänge . . . . .	80
4.3.6	Dynamische Beschreibung des EDVs . . . . .	81
4.3.7	Eigendynamik des EDVs . . . . .	83
4.3.8	Regelung des EDVs . . . . .	86
<b>5</b>	<b>Konzept für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner</b>	<b>89</b>
5.1	Kinematischer Aufbau des Zweibeiners . . . . .	89
5.2	Auslegung der Konstruktion . . . . .	90
5.3	Konstruktion des Gesamtsystems . . . . .	93
5.3.1	Aufbau der Hüfte . . . . .	94
5.3.2	Aufbau des Knie- und Sprunggelenks . . . . .	95

---

<b>6</b>	<b>Die Regelung von elastisch angetriebenen zweibeinigen Laufmaschinen</b>	<b>99</b>
6.1	Virtual Model Control (VMC)	99
6.1.1	Definition spezieller Frames	101
6.1.2	Bezugssysteme für VCs	102
6.1.3	Funktionsweise einer VC an einem Beispiel	102
6.2	Umsetzung der VMC Methode für elastisches Laufen	105
6.2.1	Hüft-Kontrolle	105
6.2.2	Schwerkraftkompensation	107
6.2.3	Stehen / Double Support	107
6.2.4	Klassisches Gehen	109
6.2.5	Gehen mit elastischen Antrieben	109
6.2.5.1	Das Standbein	110
6.2.5.2	Das Standbein in der Standphase	110
6.2.5.3	Das Standbein in der Stemmphase	111
6.2.5.4	Das Schwungbein	111
6.2.5.5	Rotation der Hüfte in zwei Ebenen	112
6.2.5.6	Verschiebung der Hüfte in der Transversalebene	112
6.2.5.7	Haltung des Oberkörpers	113
6.2.6	Rennen	113
6.3	Stehen und Ausführung von Kniebeugen	114
6.4	Einfache Bewegungen	116
6.5	Seitliche Schwerpunktverschiebung	117
6.6	VCs für das dynamische Gehen	118
6.7	Der Algorithmus für das dynamische Gehen	121
<b>7</b>	<b>Simulation und Analyse des elastischen Laufens</b>	<b>125</b>
7.1	Das verwendete Robotermodell	125
7.2	Einleiten eines Schrittes	127
7.3	Fehler beim Gehen	128
7.4	Simulation des Gangzyklus	129
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>135</b>
8.1	Zusammenfassung der Arbeit	135
8.2	Ausblick der Arbeit	137
<b>A</b>	<b>Modellierung und Simulation von Starrkörpersystemen</b>	<b>139</b>
A.1	Mechanik von Starrkörpersystemen	139
A.1.1	Zwangsbedingungen	140
A.1.2	Kinematik	141
A.1.3	Dynamik	141
A.2	Methoden zur Erzeugung der Jakobi Matrix	142

---

A.2.1	Analytische Konstruktion . . . . .	142
A.2.2	Geometrische Konstruktion . . . . .	143
A.2.3	Beispiel für die Geometrische Konstruktion . . . . .	144
A.2.4	Inversion der Jakobi Matrix . . . . .	145
A.2.5	Jakobi Matrix für Kräfte und Momente . . . . .	146
A.3	VMC und ODE . . . . .	147
A.4	Einführung einer mechanischen Hüftstabilisierung . . . . .	148
<b>B</b>	<b>Ergänzungen zur Regelung</b>	<b>151</b>
B.0.1	Kraftregelung . . . . .	151
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>153</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>157</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>159</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

Die beeindruckende Eleganz und gleichzeitige Effizienz, mit der sich Tiere und Menschen auf ihren Beinen in der Natur bewegen, ist unerreicht von jeder von Menschenhand erschaffenen Laufmaschine. Dabei sind die Geschwindigkeiten biologischer Fortbewegung recht bescheiden und orientieren sich häufig an spezifischen Anforderungen wie Jäger und Gejagten oder Räuber und Opfer, aber auch an der Bewältigung sehr großer Entfernungen. Geschwindigkeiten technischer Systeme sind um Größenordnungen höher. Gerade auch vom Menschen erfundene Lokomotionssysteme wie das Rad oder die Kette sind auf ebenem Boden am effizientesten, sobald der Untergrund aber uneben wird, versagen sie häufig. Weiterhin erfordern sie auch Energien, die biologischen Systemen gar nicht zur Verfügung stehen. Dennoch ist die Ausnutzung biologischer Ressourcen bei biologischen Systemen ungleich effizienter als in der Technik. Das gilt auch für das Laufen.

In von Menschen genutzten Umgebungen mit engen Räumen, Absätzen, Engstellen oder Treppen ist eine dem Menschen ähnliche Fortbewegung angebracht. Auch außerhalb der von Menschen bebauten Umgebungen gibt es wiederum Untergründe, die zu uneben, zu weich oder durch zu viele Hindernisse blockiert sind, um auf ihnen fahren zu können. Speziell in zu schützenden natürlichen Umgebungen richten Füße bei der Fortbewegung deutlich geringeren Schaden am Untergrund und an der Vegetation an als Räder. Außerdem ist es auch nicht immer sinnvoll möglich oder rentabel ein Gebiet mit Straßen zu erschließen. In diesen Fällen ist eine beinbasierte Fortbewegung dringend erforderlich.

Technisches Laufen ist bezüglich Qualität, Effizienz und Intelligenz vom biologischen Laufen weit entfernt. Die biologische Konstruktion von Antrieben etwa über Gelenke und Muskeln ist effektiver, meistens auch leichter, anpassungsfähiger und energiefreundlicher als technische Antriebe. Biologische Regelungskonzepte reagieren schnell und intelligent auf Änderungen der Umgebung. Dies kann technisch zum heutigen Zeitpunkt kaum nachgebildet werden. Zweibeinige Laufmaschinen orientieren sich verständlicherweise am menschlichen Vorbild, dessen Laufeigenschaften schon seit Jahrzehnten Gegenstand medizinischer Forschung sind.

Die entscheidenden Fragestellungen für die Nutzung von zweibeinigen Robotern über eine alleinige Erforschung des Laufens hinaus hin zu Anwendungen der *manipulationsunterstützten Lokomotion* sowie der *aufgabenorientierten Lokomotion* sind zum einen die Stabilität und Robustheit des Standes sowie der Bewegung und zum anderen die Frage der Energieeffizienz des Laufapparates.

## 1.1 Zweibeiniges Laufen

Zur Steuerung von zweibeinigen Laufrobotern werden weltweit in erster Linie Regelungsstrategien wie z.B. die Zero-Moment-Point (ZMP) [Vukobratovic and Stepanenko (1972)] oder die Center-of-Pressure (CoP) Methode [Sardain and Bessonnet (2004a)] eingesetzt. Diese Regelungsverfahren benötigen sehr genaue Modelle des Roboters und der Umwelt. Daraus resultieren hohe Anforderungen an die Recheneinheit sowie für die integrierten Sensorsysteme, die teilweise nicht befriedigt werden können [Löffler et al. (2002)]. Als Antriebe solcher Systeme werden hauptsächlich steife Antriebe verwendet [Löffler et al. (2002); Yamaguchi et al. (1996)]. Elastizitäten findet man, wenn überhaupt, nur als passive, stoßabsorbierende Elemente. Die Elastizität, die zur anpassungsfähigen Lokomotion notwendig ist, wird durch eine aktive Regelung der Motoren künstlich erzeugt [Nagasaki et al. (2003)].

Erkenntnisse aus der Biomechanik zum menschlichen Rennen und Gehen zeigen allerdings, dass der Mensch bei der Fortbewegung starken Gebrauch der Feder-Dämpfer-Eigenschaften der Muskeln macht [Blickhan (1989); McMahon (1984)]. Die Muskulatur und das mechanische System werden dabei so konfiguriert, dass sich ein selbststabilisierender Zyklus einstellt. Von Seiten der Biomechanik stehen Modelle für das Rennen und das Gehen zur Verfügung, die die Vorgänge im Bein durch ein Feder-Masse-System und einem Satz von Regeln zur Einstellung der Federkonstanten abhängig von Geschwindigkeit, Auftreffwinkel und Schwerpunkthöhe beschreiben [Seyfarth et al. (2003); Geyer (2005)].

## 1.2 Zielsetzung der Arbeit

Für die technische Realisierung energieeffizienten zweibeinigen Laufens ist es erforderlich eine biologisch motivierte Steuerung zu entwerfen. Unter Zuhilfenahme der Erkenntnissen aus der Biomechanik zum menschlichen Rennen und Gehen soll *elastisches Laufen* auf technischen Systeme realisiert werden.

Für die Realisierung des elastische Laufens sind folgende Voraussetzungen zu erfüllen:

- Verwendung von elastischen muskelähnlichen Antrieben
- Regelung der Beinlänge

- Umsetzung eines Beines mit elastischen Eigenschaften
- Regelung des elastischen Laufens

Ziel dieser Arbeit ist die technische Umsetzung des "elastischen Laufens" durch die Realisierung biomechanisch motivierter Regelungsstrategien. Als dafür nötigen elastischen Antrieb wird ein künstlicher Muskel nach dem McKibben-Prinzip verwendet. Dieser Muskel zeigt trotz einiger Nachteile sehr ähnliches statisches und dynamisches Verhalten wie der biologische Muskel und hat sich daher für dieses Vorhaben als idealer Antrieb herausgestellt. Mit Hilfe des "Virtual Model Control" wird eine Regelung für elastisches Gehen entworfen, welche direkt und indirekt die Eigenschaften der Muskeln für eine flüssige, energieeffiziente Bewegung verwendet.

## 1.3 Aufbau der Arbeit

Das folgende Kapitel 2 beschäftigt sich mit den Grundlagen des zweibeinigen Laufens. Zuerst wird der Bewegungsapparat des Menschen beleuchtet und die Beschreibung des menschlichen Laufens erläutert. Im Folgenden werden die unterschiedlichen technischen Realisierungen des zweibeinigen Laufens, die Beschreibung der Stabilität zweibeiniger Systeme sowie die regelungstechnischen Umsetzungen zweibeinigen Laufens erläutert.

Das Kapitel 3 stellt die Vorgehensweise sowie die konzeptionellen Einzelschritte hin zum elastisch laufenden Zweibeiner vor. Diese Einzelschritte werden in den folgenden Kapiteln genauer ausgeführt. Kapitel 4 beschreibt die Modellierung und Regelung des ausgewählten elastischen Antriebs. Besonders wird hier auf die Eigenheiten der antagonistischen Verwendung von künstlichen Muskelantrieben und auf die Auswirkungen der zu entwerfende Regelung eingegangen. In Kapitel 5 wird ein Konzept für den Entwurf eines elastisch angetriebenen Zweibeiners vorgestellt, der die Vorteile bestehender Systeme mit den Möglichkeiten eines elastisch angetriebenen Systems vereint. Das 6. Kapitel beschreibt das Konzept für die Regelung elastisch angetriebener Zweibeiner, wobei hier versucht wird die positiven Eigenschaften der Muskelantriebe analog zu der Verwendung in der Natur optimal auszunutzen und damit einen sehr energieeffizienten Bewegungsablauf zu erhalten. In Kapitel 7 werden die Ergebnisse anhand einer Simulation dargestellt. Abschließend folgt in Kapitel 8 die Zusammenfassung und der Ausblick.





# Kapitel 2

## Zweibeiniges Laufen

In diesem Kapitel wird auf das zweibeinige Laufen und den menschlichen Bewegungsapparat eingegangen. Darauf aufbauend werden Beschreibungen des natürlichen zweibeinigen Laufens vorgestellt. Anschließend erfolgt ein Überblick über die bisher entwickelten Umsetzungen des menschlichen Gangs auf humanoiden Robotern. Dies umfasst die klassische Aufteilung des Gangs in Zyklen und Phasen, Steuerungs- und Regelungsstrategien, Betrachtungen der Stabilität des Gehens und einen Überblick über die bekanntesten Laufmaschinen sowie einige innovative Realisierungen des Laufens. Es folgt eine Zusammenstellung verschiedener gängiger Kontrollmechanismen, die für die Stabilität und die Bewegung humanoider Roboter verwendet werden.

### 2.1 Bipedie – Fortbewegung auf zwei Beinen

Die Fortbewegung auf zwei Beinen wird als *Bipedie* (lateinisch: bis – doppelt, pes/pedis – Fuß) bezeichnet, dabei werden sowohl Landwirbeltiere als auch Maschinen, die sich gewöhnlich auf zwei Beinen bewegen, als Bipedie – *Zweibeiner* bezeichnet. Das zweibeinige Laufen bietet den Bipedien verschiedene Vorteile wie z.B. die verbesserte Wahrnehmung, die Möglichkeit der Nutzung der „Vorderbeine“ für die Erlangung neuer Fähigkeiten (z.B. Handarbeiten, Fliegen oder Kampf), das Waten durch tieferes Wasser sowie die größere Reichweite zur Nahrungsaufnahme.

Das zweibeinige Laufen wird in gewohnheitsmäßiger (habituelle) und gelegentliche (fakultative) Bipedie unterteilt. Lebewesen mit gewohnheitsmäßiger Bipedie sind vollständig an die bipede Fortbewegung angepasst. In Abbildung 2.1 sind einige Beispiele für unterschiedliche Bipedie dargestellt. Die gelegentliche Bipedie betrifft Tiere, die sich aufrichten und möglicherweise für kurze Strecken laufen können, jedoch morphologisch nicht vollständig an diese Fortbewegungsform angepasst sind wie beispielsweise Schimpansen.

Der Mensch verfügt im Gegensatz zu anderen gewohnheitsmäßigen Bipeden (Dinosaurier, Vögel, Braunbär) als einziges Lebewesen über einen völlig aufrechten Gang. Zwar sind aufrechte Körperhaltung und aufrechtes Laufen auch den Menschenaffen möglich, jedoch nur für begrenzte Zeit und unter sehr viel höherem Energieaufwand, da sie gezwungen sind, sich ständig in der Kniebeuge zu bewegen.



**Abbildung 2.1:** Zweibeiniges Laufen in der Natur: (links) Der Mensch; (Mitte links) Vogel Strauß; (Mitte rechts) Känguru; (rechts) Pinguin

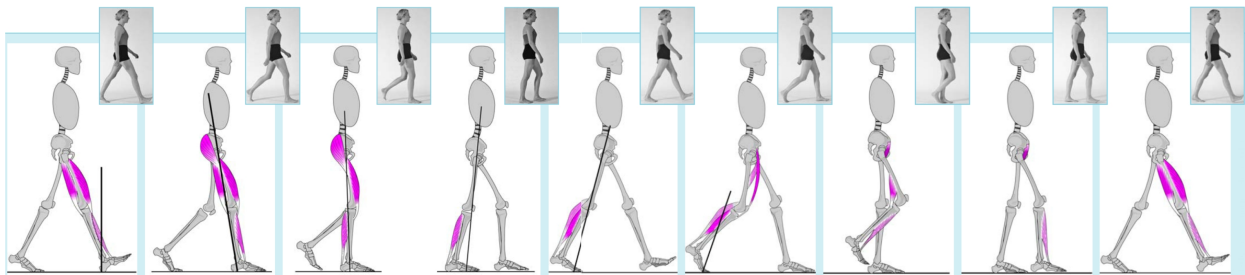
Die Arten der Bipedie untergliedern sich in vier, sich durch ihre Bewegungsform unterscheidende, Bewegungszustände: Stehen, Gehen, Rennen und Hüpfen. Dabei bezeichnet das *Stehen* das auf einer Stelle auf beiden im Allgemeinen gestreckten Beinen bewegungslose Verharren. Für das stabile *Stehen* ist ein ständiges Nachregulieren des Gleichgewichtes notwendig. Die Bewegungsform *Gehen* zeichnet sich durch eine Fortbewegung aus, bei der in Bewegungsrichtung ein Fuß vor den anderen gesetzt wird, wobei mindestens ein Fuß zu jeder Zeit den Boden berührt. Beim *Rennen* findet ebenfalls eine Fortbewegung statt, es gibt allerdings keine gemeinsame Fußkontaktphase der beiden Beine. Zwischen den Wechseln des Fußes mit Bodenkontakt befindet sich eine Flugphase, in der kein Fuß den Boden berührt. Das *Hüpfen* setzt sich durch eine Folge von Sprüngen zusammen, bei denen beide Füße zugleich bewegt werden.

Allen Bewegungsformen gemeinsam ist die Aufrechterhaltung der Stabilität und die aufgabenbezogene Energieeffizienz der Bewegung. Abhängig von der Bewegungsform gestaltet sich die Erfüllung dieser Eigenschaften unterschiedlich. So muss während des Stehens die Stabilität gegen die Gravitation aufrechterhalten werden, während bei einer Bewegung zusätzlich die Stabilität der Bewegung an sich bewerkstelligt werden muss. Die Erfüllung der Energieeffizienz konzentriert sich bei Bewegungen in der Regel auf die Minimierung des Energieaufwands, wobei hier die kinetische Energie und die potentielle Energie die wesentlichen Teile ausmachen. Es kann aber auch energieeffizient sein, ohne Rücksicht auf Verlust Energie in die Lokomotion zu stecken um eine erfolgreiche Jagd durchzuführen.

Die Art der Lokomotion hängt von der Geschwindigkeit der Fortbewegung ab: Menschen wechseln in der Regel bei einer Geschwindigkeit von ca. 8 km/Stunde vom Gehen zum Lau-

fen. Als Ursache für diesen Wechsel der Gangart kommen Ökonomiekriterien in Frage. Die Abhängigkeit des Energieumsatzes von der Geschwindigkeit der Lokomotion ist verschieden für die unterschiedlichen Gangarten: Unterhalb der kritischen Geschwindigkeit, an der der Wechsel erfolgt, ist er für das Laufen eher größer als für das Gehen, oberhalb der kritischen Geschwindigkeit aber kleiner. In Abhängigkeit von einer kontinuierlichen Variation in der Geschwindigkeit der Fortbewegung lassen sich also qualitative Änderungen im Bewegungsmuster beobachten.

Bei der Lokomotion führt jedes Bein eine periodische Bewegung aus. Die Periode vom Aufsetzen der Ferse bis zum nächsten Aufsetzen wird durch Dauer und Schrittlänge charakterisiert. Sie wird unterteilt in die Stemmphase (der Fuß ist auf dem Boden) und die Schwingphase, die bei Erwachsenen ca. 60% Stemma und 40% Schwingen der Zyklusdauer umfassen. Die Streckung des Knies in der Schwingphase erfolgt durch passive Kräfte, ebenso die Beugung in der Stemmphase. Die Bewegungen der Beine gehen in der Regel mit koordinierten Bewegungen der Arme sowie mit periodischen Kippungen des Beckens einher. Innerhalb eines Gangzyklus können acht Gangphasen, die Unterphasen der Stand- und Schwungphase sind, unterschieden werden (siehe Abbildung 2.2).



**Abbildung 2.2:** Ein Gangzyklus bestehend aus acht Gangphasen, die Unterphasen der Stand- und Schwungphase sind: Initialer Kontakt, Stoßdämpfungsphase, Mittlere Standphase, Terminale Standphase, Vorschwungphase, Initiale Schwungphase, Mittlere Schwungphase, Terminale Schwungphase (aus [Götz-Neumann (2006)])

Die Geschwindigkeit des Gehens wird erhöht, indem Schrittlänge und Schrittfrequenz vergrößert werden. Gleichzeitig verschiebt sich das Verhältnis der relativen Dauer von Stemm- und Schwingphase von 60 : 40 % auf 40 : 60 %, welches auch für das Rennen charakteristisch ist, und die relative Dauer der Doppelstützphase (beide Füße auf Boden) wird kleiner. Die Variabilität der Zyklusdauern nimmt ab wie es generell für Bewegungszeiten charakteristisch ist. Das grundlegende Bewegungsmuster bei der Lokomotion wird erzeugt, ohne dass dafür sensorische Rückmeldungen aus der Körperperipherie erforderlich wären. Für seine Modulation sind aber sensorische Informationen von ausschlaggebender Bedeutung, etwa beim Gehen auf einem unebenen Boden. Obwohl das Gehen ebenso wie das Stehen zunächst als eine elementare und vollständig automatisierte motorische Leistung erscheint, kann es doch durch gleichzeitige geistige Arbeit gestört werden.

## 2.2 Der Bewegungsapparat des Menschen

Beim Menschen kann man infolge der vollständigen Aufrichtung einige Strukturbesonderheiten im Vergleich zu Tieren beobachten. So hat sich z.B. die Wirbelsäule aus einem Brückenbogen zu einer federnden Säule, die durch mehrfache Biegung die Stöße des zweibeinigen Gehens auffängt und die Rumpfmasse über die Stützfläche der Füße bringt, verändert. Das Becken hat nunmehr die ganze Last der Eingeweide des Unterrumpfes zu tragen. Die Beckenschaufeln treten daher breit auseinander und werden durch das gleichfalls verbreiterte Kreuzbein in ihrer tragenden Funktion unterstützt. Breiter und flacher wird mit der Aufrichtung auch der Brustkorb. Diese Verbreiterung und Abflachung des oberen Rumpfes bedingen auch die Verlagerung der Schulterblätter aus ihrer seitlichen Lage nach hinten, wodurch der Arm jene große seitliche Beweglichkeit gewinnt, die für den Menschen so charakteristisch ist. Stärker durch die aufrechte Haltung geprägt werden die hinteren Extremitäten. Sie allein tragen jetzt den Körper und haben ihn fortzubewegen. Sie werden beim Menschen besonders lang und kräftig. Im Vergleich zu den Menschenaffen werden die Beine indessen nicht nur wesentlich länger als die Arme, auch im Verhältnis zur Rumpflänge entwickelt der Mensch die längsten Beine.

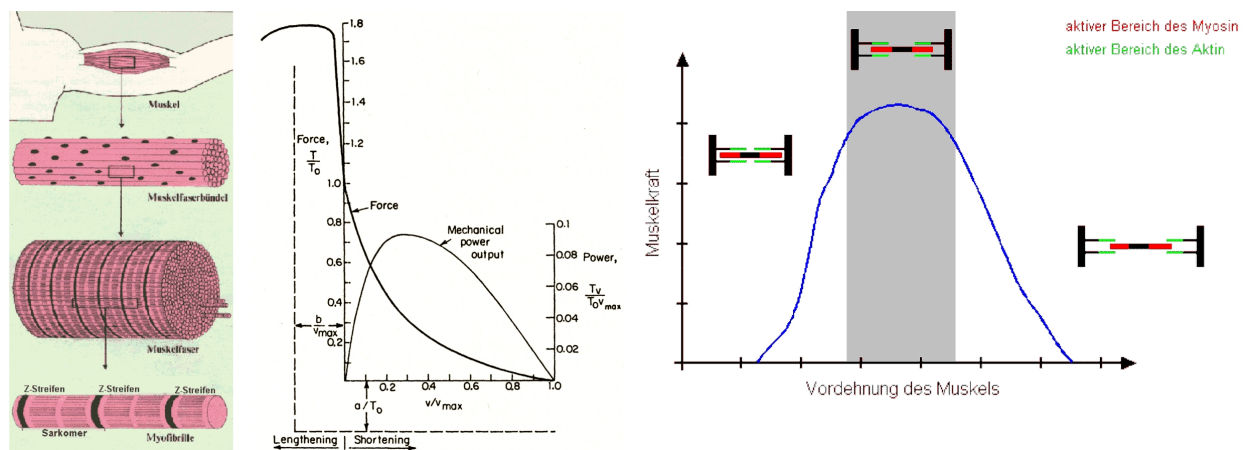
Der Mensch besitzt ein Kniegelenk, das völlig durchgedrückt werden kann. Durch diese Eigenschaft verläuft die Schwerelinie des Körpers annähernd durch die Drehachse des Kniegelenks und es ist somit keine oder nur geringfügige Muskelkraft zur Stabilisierung des Kniegelenks notwendig. Das menschliche Knie ist das größte Gelenk im menschlichen Körper und spielt eine sehr wichtige Rolle im Bewegungsablauf unseres Körpers. Es ermöglicht neben Beuge- und Streckbewegungen des Beins auch Drehbewegungen im Unterschenkel.

Der menschliche Fuß, als an den zweibeinigen Gang angepasste Stütze, weist kaum mehr den Charakter eines Greiffußes auf. Die Großzehe tritt in die Reihe der übrigen Zehen und verstärkt sich. Die Zehenglieder, insbesondere die der fünften Zehe, verkürzen sich auffallend. Im Zuge der Aufrichtung kommt es zur Ausbildung des Fußgewölbes. Die Wölbung, die sowohl längs als auch quer verläuft, gewährleistet die notwendige Elastizität beim zweibeinigen Gehen, Laufen und Springen.

### 2.2.1 Muskel – Der biologische Antrieb

Das Skelett des menschlichen Körpers ist nach [Schiebler et al. (1999)] als Knochengerüst der starre Teil des Bewegungsapparates. Der aktive Teil des menschlichen Bewegungsapparates setzt sich zusammen aus der Skelettmuskulatur und ihren Hilfsorganen. Zu ihnen gehören Sehnen, Muskelfaszien, Sehnenscheiden, Gleitbeutel, Sesambeine und Sehnenknorpel. Alle unsere Bewegungen gründen auf Muskeln bzw. auf das Zusammenspiel von Nervensystem und Muskulatur. Die Aufgabe der Skelettmuskulatur ist es, zusammen mit den Gelenken, Sehnen, Bändern etc. alle willkürlich gesteuerten Bewegungen auszuführen. Hierbei wirkt

die Muskulatur als Motor für den passiven Bewegungsapparat. Außerdem ist sie an Reflexen und automatischen Reaktionen beteiligt. Die Muskulatur ist in der Lage, augenblicklich schnellste Bewegungen zu vollbringen. Die Muskelkontraktion bewirkt eine Bewegung des Knochengerüsts über seine Gelenke. Grundlage der Muskeln sind die Muskelzellen mit ihrer Fähigkeit, sich auf Nervenreize hin in ihrer Längsrichtung zusammenzuziehen. In die Muskelzellen eingelagert sind kleine, sich zusammenziehende (kontraktile) Eiweißfäden (sogenannte Myofibrillen). Durch Reiz verkürzen sie sich, bei einem Nachlassen des Reizes kehren sie in ihre ursprüngliche Form zurück. In jedem Muskelgewebe befindet sich Bindegewebe, welches die Muskelzellen miteinander verbindet. Dieses Bindegewebe überträgt die Verkürzung der Muskulatur auf die Umgebung. Die Muskelkraft ist abhängig vom physiologischen Querschnitt. Dieser ergibt sich aus der Summe der Querschnitte aller Fasern. Daraus kann die absolute Muskelkraft errechnet werden (siehe Abbildung 2.3 (links)).



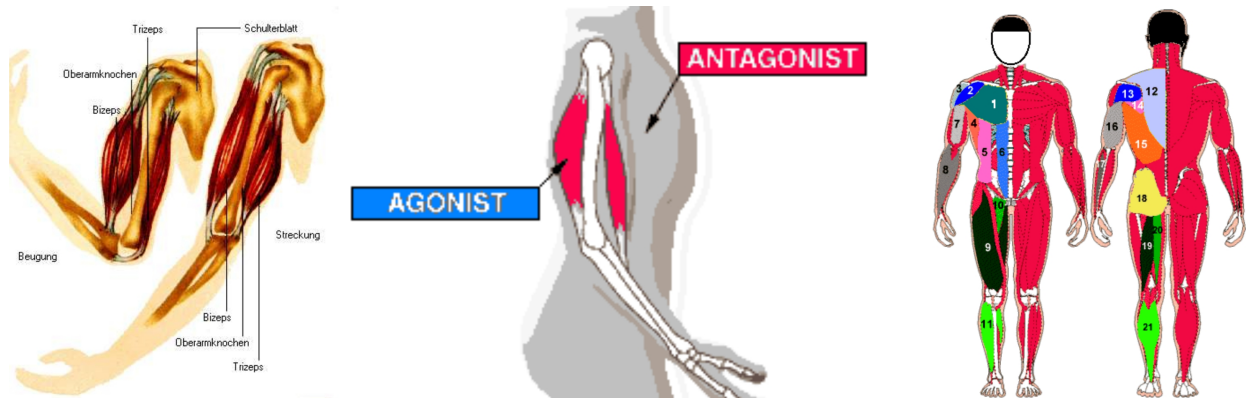
**Abbildung 2.3:** Der menschliche Muskel: (links) Aufbau eines Muskels; (Mitte) Kraft-Geschwindigkeits-Kurve eines menschlichen Muskels (aus [McMahon (1984)]); (rechts) Kraft-Vordehnungs-Zusammenhang – optimaler Arbeitsbereich

Eine entscheidende Charakteristik des Muskels ist der Zusammenhang zwischen Kontraktionskraft und Kontraktionsgeschwindigkeit (siehe Abbildung 2.3 (Mitte)). Je weniger der Muskel belastet ist, umso schneller kann er sich zusammenziehen. Die Beziehung zwischen Kontraktionskraft und Kontraktionsgeschwindigkeit ist nach [Hill (1938)] hyperbelförmig. Der Muskel verfügt also einerseits über die Fähigkeit hohe Kräfte aufzunehmen, kann dann allerdings nur noch mit sehr geringer Geschwindigkeit kontrahierend. Er kann andererseits unter niedriger Belastung sehr schnelle Kontraktionsgeschwindigkeiten erreichen. Gerade diese Eigenschaften machen den Muskel zum optimalen Antrieb für die Lokomotion. Während der Stemmphase ist eine hohe Kraft notwendig, während der Schwingphase aber eine hohe Geschwindigkeit.

Muskeln werden von einem oder mehreren Nerven versorgt, die motorische und sensible Fasern enthalten. Weiterhin besitzen Muskeln unterschiedliche Rezeptoren, wie z.B. Dehnungs- und Spannungsrezeptoren, die über den jeweiligen Muskelzustand informieren. Auch im Ruhezustand laufen ständig Nervenimpulse in den Muskel. Sie bewirken eine „Grundspan-



nung” den sogenannten Tonus des Muskels. Verstärkte Nervenimpulse verursachen entsprechend des Gelenkzustands eine Verkürzung ohne Lastzunahme (isotonische Kontraktion), eine Spannungszunahme ohne Kontraktion (isometrische Kontraktion) oder eine gleichzeitige Verkürzung mit Spannungszunahme (auxotonische Kontraktion).



**Abbildung 2.4:** Antagonistisches System aus zwei Muskeln als Beuger-Strecker, hier am Beispiel des menschlichen Arms

Der Muskel kann ein Gelenk durch seine Kontraktion, je nach Angriffspunkt, entweder beugen oder strecken. Da sich Muskel aktiv nur zusammenziehen können, ist für die Gegenbewegung ein weiterer Muskel notwendig. Verkürzt sich so z.B. der Beugemuskel, wird der erschlaffte Streckmuskel gedehnt (und umgekehrt). Jede Bewegung stellt daher das Resultat der Zusammenarbeit mehrerer Muskeln dar. Die Erzeugung der Bewegungen erfordert ein synergistisches und antagonistisches Zusammenwirken von Muskeln, wobei synergistische Muskeln beim Ausführen einer Bewegung die gleiche Wirkrichtung und antagonistische Muskeln die gegensinnige Wirkrichtung besitzen. Dabei werden die Muskeln, die die eigentliche Bewegung ausführen, als Hauptbewegungsmuskeln als Agonisten und die für die entgegengesetzte Bewegung verantwortlichen Muskeln als Antagonisten bezeichnet. Die Antagonisten sind aber nicht nur Gegenspieler, sondern bremsen und dosieren die Arbeit des Hauptbewegungsmuskels. Die jeweils tätigen Antagonisten leisten durch ihr abgestimmtes Bremsen und Dehnen die Feinabstimmung der Kraftbildung der Synergisten.

Das am einfachsten aufgebaute muskelgetriebene Gelenk stellt ein einachsiges Gelenk dar, bei dem ein Beuger-, der Extensormuskel, und ein Strecker, der Flexormuskel, beteiligt sind (siehe Abbildung 2.4).

Eine Bewegung auf eine neue Gelenkstellung entsteht nach [Speckmann et al. (2008)] durch eine abgestimmte Aktion zwischen synergetischen und antagonistischen Muskelgruppen. Zuerst nimmt die Aktivität der Antagonisten ab und ermöglicht die Bewegung, das Ansteigen der Agonist-Aktivität leitet die Bewegung zur neuen Position ein (siehe Abbildung 2.4). Ein starker Aktivierungsimpuls startet die Bewegung des Gelenks, wobei die Agonistenaktivierung nach dem Impuls zurück geht, dadurch reduziert sich die Gelenkbeschleunigung. Die Aktivierung der Antagonisten wiederum unterstützt nun das Abbremsen und bewirkt den Rückgang der Geschwindigkeit. Damit wird ein Überschwingen des Gelenks verhindert.

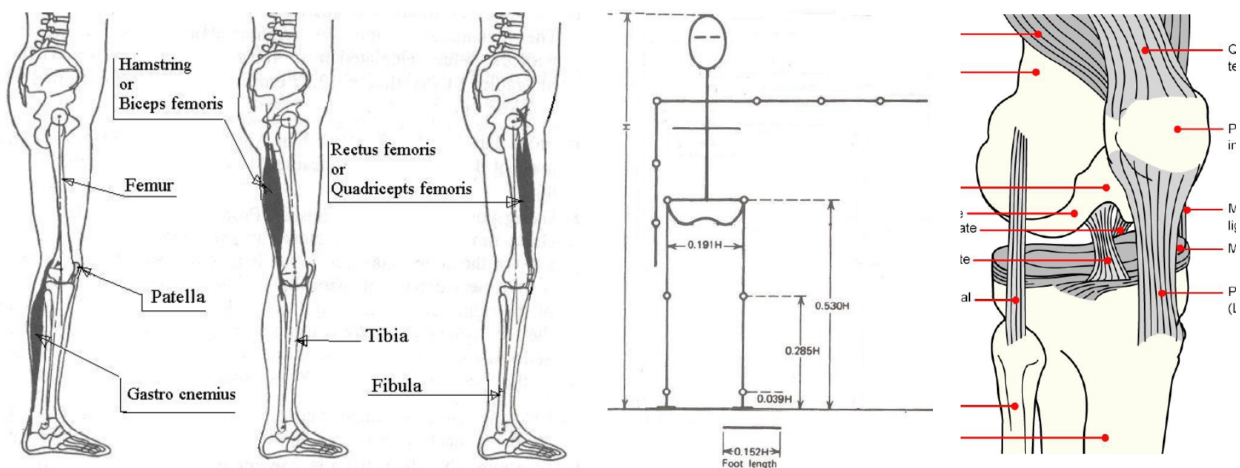
Kurz vor Erreichen der Zielstellung wirkt erneut eine erhöhte Aktivität in den Agonisten. Durch diese komplexe Zusammenspiel, welches auch als triphasisches Aktivierungsmuster bezeichnet wird, entsteht ein glattes zielführendes Bewegungsprofil.

### 2.2.2 Aufbau des menschlichen Beins

Das menschliche Bein ist die untere Extremität des menschlichen Körpers. Ausgehend von der Hüfte erstreckt es sich über den Oberschenkel (Femur), das Knie (Articulatio genus) inklusive der Kniescheibe (Patella), den Unterschenkel (Crus) bestehend aus Schienbein (Tibula) und Wadenbein (Fibula) über das Sprunggelenk (Articulatio talocruralis) bis hin zum Fuß (Pes). Der Fuß besteht aus Zehen (Digiti pedis), Mittelfuß (Metatarsus) und Fußwurzel (Tarsus). Das menschliche Bein besteht im Wesentlichen aus Knochen, Muskeln, Sehnen und Bändern. Die Proportionen des menschlichen Beins für einen durchschnittlichen Menschen sind in Abbildung 2.5 dargestellt.

Für das zweibeinige Laufen sind sehr starke Muskeln insbesondere im Oberschenkel erforderlich. Im menschlichen Bein sind eine Vielzahl an unterschiedlichen Muskeln zu finden, dabei stellen die folgenden Muskeln die wichtigsten für den Vortrieb eines Zweibeiners dar:

- Musculus quadriceps femoris („vierköpfiger Oberschenkelmuskel“): Zuständig für die Streckung des Kniegelenks
- Musculus biceps femoris (rückwärtige Oberschenkelmuskulatur): Zuständig für die Beugung des Kniegelenks
- Musculus gastrocnemius (Zweiköpfiger Wadenmuskel): Hauptfunktion ist das Abwinkeln des Fußes nach unten



**Abbildung 2.5:** Das menschliche Bein: (links) Skelett und Muskelaufbau; (Mitte) Proportionen der Segmentlängen; (rechts) Detailaufnahme des Knieaufbaus

Bedingt durch den aufrechten Gang ist das Kniegelenk ein Schlüsselgelenk für das Laufen. Es trägt in der Stemmphase das gesamte Gewicht. Obwohl es oft als einfaches Gelenk gesehen wird hat es einen sehr komplexen Aufbau. Das Kniegelenk ist ein zusammengesetztes Gelenk. Es besteht aus zwei Einzelgelenken, dem Kniescheibengelenk (*Articulatio femoropatellaris*), welches sich zwischen Oberschenkelknochen und Kniescheibe befindet, und dem Kniekehlgelenk (*Articulatio tibiofemoralis*), das zwischen Oberschenkelknochen und Schienbeinkopf (*Caput tibiae*) liegt.

Beim Kniegelenk handelt es sich um ein sogenanntes Dreh-Scharniergelenk (*Trochoginglymus*). Aufgrund der fehlenden Paarschlüssigkeit der Gelenkkörper existiert kein lokales Bewegungszentrum (wie z. B. im Hüftgelenk); vielmehr kommt es bei Beugung und Streckung zu einer Kombination aus Roll- und Gleitbewegung der Gelenkkörper, das Rollgleitlager genannt wird. Bei maximaler Streckung kommt es darüber hinaus – bei intaktem Bandapparat – zu einer Nebenbewegung, der so genannten Schlussrotation, bei der das Schienbein um einige Grade nach außen dreht. Es besitzt insgesamt fünf Freiheitsgrade. Unterschieden werden drei Verschiebungs- und zwei Drehbewegungsfreiheitsgrade. Unter den Verschiebungsfreiheitsgraden werden die Verschiebung nach vorne-hinten (*anterior-posterior*) und zur-Mitte-seitlich (*medio-lateral*) sowie Druck (Kompression) und Zug (Traktion) verstanden. Das Kniegelenk gestattet beim Menschen wegen der es umgebenden Gelenkkapsel und der innerhalb und außerhalb derselben liegenden Bänder nur die Beugung (*Flexion*) und Streckung (*Extension*) bis zu etwa 150°.

Die Kniescheibe vergrößert den Abstand des Kraftvektors des Quadrizeps vom Rotationszentrum des Kniegelenkes und verlängert dadurch den Hebelarm der Streckmuskulatur des Oberschenkels. Es ergibt sich eine Hebelverlängerung, aus der eine Krafterparnis von bis zu 44% resultiert [Bull and Amis (2005); Tillmann and Peterson (2005)]. Die Patella zentralisiert die entstehenden Kräfte der vier Köpfe des *Musculus quadriceps femoris* und überträgt sie reibungsarm distal auf das *Ligamentum patellae* und *Tuberositas tibiae*. Die Kräfte, die auf die Ansatzsehne des *Musculus quadriceps* und das *Ligamentum patellae* wirken, sind unterschiedlich [Aglietti and Menchetti (1995)]. Die Patella übernimmt eine Schutzfunktion für das Femur und vergrößert die Kontaktfläche mit diesem. Sie sorgt so für eine bessere Verteilung der Kraft auf das Femur [Reilly and Martens (1972)]. Während der Streckbewegung (*Extension*) legt die Kniescheibe eine Strecke von etwa acht bis zehn Zentimetern über den Oberschenkelknochen zurück.

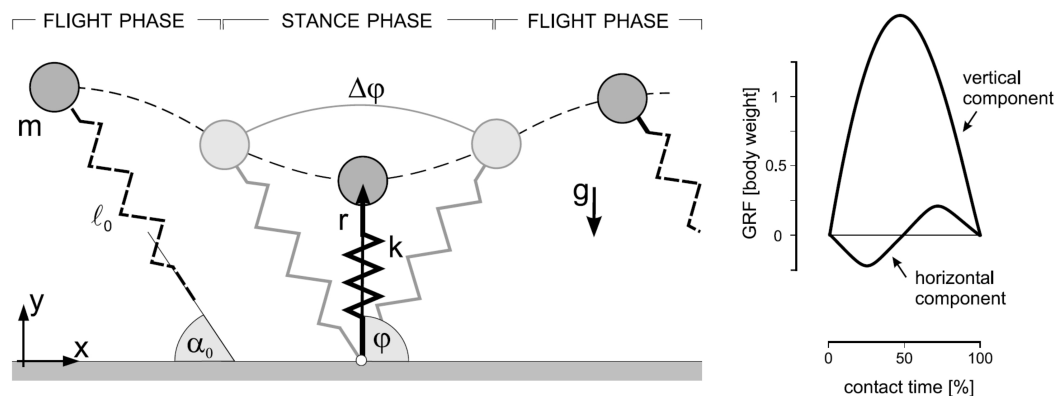
## 2.3 Beschreibungen des natürlichen zweibeinigen Laufens

In der Literatur gibt es unterschiedliche Herangehensweisen für die Beschreibung des menschlichen Laufens wie z. B. [Hatze (1980)], [Günther (2002)] oder [Blickhan (1989)].



Es existieren einerseits Arbeiten, die sich mit der kompletten Beschreibung der biologischen Abläufe beschäftigen und ein Skelett-Modell, ein Skelett-Muskel-Modell und ein detailliertes neuronales Muskel-Skelett-Modell entwickelt haben [Hatze (1980)]. Die aufgestellten Modelle sind allerdings so komplex, dass trotz immer leistungsfähigerer Computer eine technische Verwendung der Modelle nach wie vor nicht praktikabel ist.

In [Günther (2002)] wurde untersucht, wie ein verallgemeinertes mechanisches Modell des Menschen unter Einsatz realistischer Muskelmodelle gesteuert werden kann. In diesem Zusammenhang wurde versucht, die Modellierung der Körperdynamik durch ein starres Mehrkörpersystem zu vereinfachen. Weiterhin wurden Modelle für Muskeln und Sehnen entworfen. Für das resultierende Gesamtmodell wurde eine Steuerung mittels der „equilibrium point hypothesis“ (EPH) [Feldman et al. (1990)] erstellt. Durch die Verwendung eines redundanten Modells konnten unter Verzicht auf mathematische Optimierungskriterien stabile Gangzyklen erzeugt werden. In [Henze (2002)] wird wiederum ausgehend von einem starren Mehrkörpersystem ein Regler zur Simulation von zweibeinigem Gehen entwickelt, diesmal allerdings ohne die Verwendung von Modellen für Muskeln und Sehnen. Dabei soll der Regler die passive Eigendynamik des mechanischen Modells mittels des „Virtual Model Control“ zulassen und ausnutzen. Auf diese Weise wurde gezeigt, dass die Initiierung und Stabilisierung zweibeinigen Gehens mit Hilfe einfacher Konzepte möglich ist.

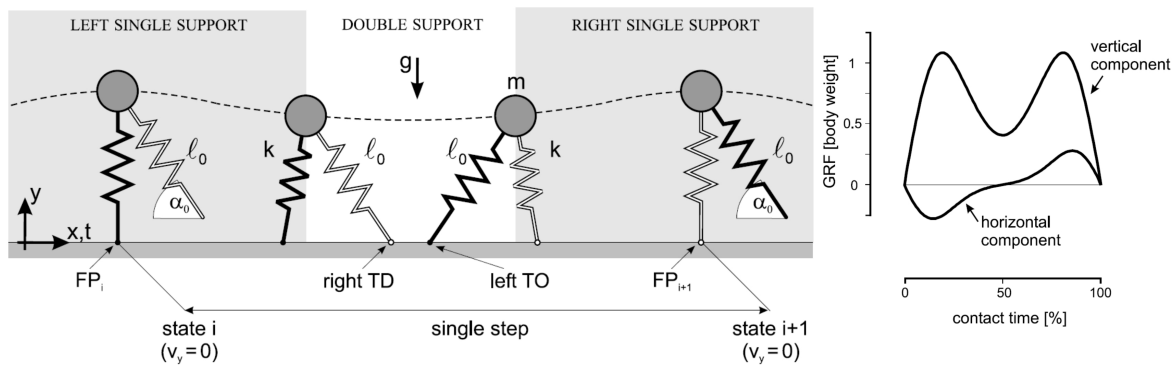


**Abbildung 2.6:** Das Feder-Masse-Modell beim Rennen (aus [Geyer (2005)]): (links) Verlauf eines Laufzyklusses; (rechts) Die Bodenreaktionskraft in  $x$ - und  $y$ -Richtung während der Standphase

Im Gegensatz zu den bisher erwähnten Modellen existiert ein sehr einfaches Modell zur Beschreibung des Laufens, welches ausschließlich ein Feder-Masse-System beinhaltet [Blickhan (1989)]. Für das Feder-Masse-System wird die gesamte Masse der Maschine durch eine Punktmasse am Schwerpunkt ausgedrückt und das Bein durch eine Feder ersetzt. Somit ist von dem Bein nur noch die Kontraktion bzw. die Länge und die Federkonstante von Interesse, unabhängig von der mechanischen Bauweise. Mit diesem einfachen analytischen Modell wurden verschiedene Bewegungen wie Springen, Rennen und Gehen untersucht. Mit Hilfe dieses sehr einfachen Modells ist es möglich, die Bewegung des Zentralkörpers vorherzusagen und Schlüsse über notwendige Funktionen sowie den Aufbau der Beine zu ziehen

[Seyfarth et al. (2001, 2002)]. Im Rahmen dieser Forschungen wurden detaillierte Untersuchungen zur Steifigkeit und Elastizität der Beine durchgeführt. Diese haben gezeigt, dass die Kraft-Längenfunktion eines Beins dem einer linearen Elastizität entspricht. Die Gelenkantriebe (Muskeln und Sehnen) zeigen dabei stark nichtlineares Verhalten. Durch diese Untersuchungen wurde das Feder-Masse-Modell verifiziert.

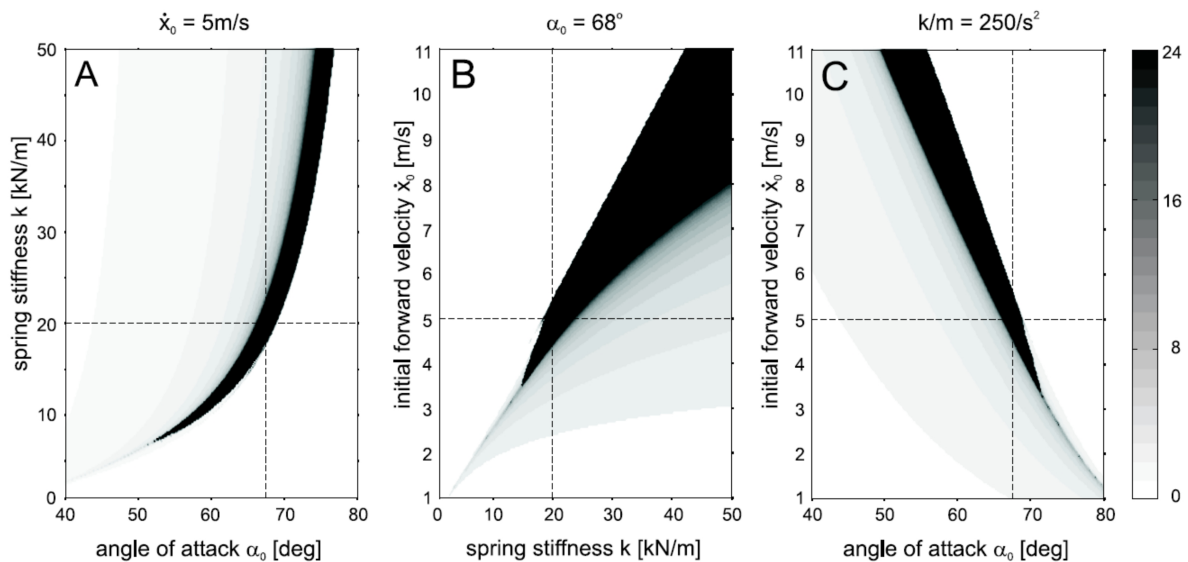
In [Seyfarth et al. (2002)] wird beschrieben, dass es für ein Feder-Masse-Modell mit einer dafür spezifischen Steifigkeit selbststabilisierende Zyklen gibt, die von der Anfangsgeschwindigkeit und einem festen Auftreffwinkel beeinflusst werden. Die Stabilität solcher Zyklen kann erhöht werden, indem der Auftreffwinkel nicht fest gewählt wird, sondern abhängig von der Flugzeit eingestellt wird [Seyfarth et al. (2003)]. So ist es möglich, auch größere Störungen (Bodenunebenheiten) auszugleichen, ohne von außen regelungstechnisch eingreifen zu müssen. Weiterhin wurde gezeigt, dass die Sprunghöhe und -weite sehr stark von dem jeweils „eingestellten“ Auftreffwinkel abhängen und auch hierfür Konfigurationen existieren, die basierend auf einer Variation des Auftreffwinkels unterschiedliche Sprunghöhen bzw. -weiten ineinander überführen können. Ferner wurde in [Seyfarth et al. (2004)] gezeigt, dass die Kraft, die der Fuß auf den Boden erzeugt, unabhängig von der Vorwärtsbewegung ist. So wird beim Laufen (Rennen und Gehen) auf der Stelle die gleiche senkrechte Bodenkraft erzeugt wie beim Vorwärtslaufen. Des weiteren konnte in [Geyer (2005)] nachgewiesen werden, dass auch das Gehen mit dem Feder-Masse-System beschrieben werden kann. Durch die Anwendung des Feder-Masse-Systems auf das Gehen konnte gezeigt werden, dass sich Gehen nicht wie ein inverses Pendel Modell verhält.



**Abbildung 2.7:** Das Feder-Masse Modell beim Gehen (aus [Geyer (2005)]): (links) Verlauf eines Laufzyklusses; (rechts) Verlauf der Bodenreaktionskraft in x- und y-Richtung für die Bodenkontaktphase eines Beins

Das Feder-Masse-System wird durch die Masse  $m$ , die Länge der unkontrahierten Feder  $l_0$ , den Aufsetzwinkel des Beins  $\alpha_0$ , die Federkonstante  $k$  sowie die Systemenergie  $E$  definiert. Das System wird als verlustfrei angesehen. Zur Beschreibung des Systems bzw. der Systemdynamik werden die Zustandsgrößen  $x$  (horizontale Strecke, die die Masse zurückgelegt hat),  $y$  (Höhe der Masse),  $r$  (Länge der Feder),  $\varphi$  (überstrichener Winkel in der Standphase) sowie  $y_i$  (Apexhöhe, der höchsten Punkt, den die Masse in Schritt  $i$  erreicht) festgelegt.

Der Ausgangspunkt beim Rennen ist der höchste Punkt, den die Masse im Laufe eines Schrittes beschreibt (siehe Abbildung 2.6). Dort wird das Bein in die gewünschte Startposition gebracht, dabei ist die Länge der Feder  $l_0$  und der Winkel zum Boden  $\alpha_0$ , dieser Winkel wird in der Flugphase konstant gehalten. Entsprechend der Systemenergie  $E$  erhält das Feder-Masse-System eine Vorwärtsbewegung  $\dot{x}_0$ . Nach dem Aufsetzen wird die Feder durch die Umsetzung seiner kinetischen Energie in Federenergie gestaucht und so Energie gespeichert. Dabei überstreift es einen Winkel  $\varphi$ . Nach Überschreiten der Mittelstellung der Kontakphase wird die in der Feder gespeicherte Energie wieder in kinetische Energie umgewandelt. Nach voller Streckung ( $l_0$ ) besteht kein Bodenkontakt mehr. Die Bodenreaktionskraft (Ground reaction force – GRF) entspricht der Kraft, die das System auf den Boden ausübt. Die GRF in vertikaler Richtung beschreibt hierbei eine charakteristische Parabel. Die größte Kraft wirkt während der stärksten Kompression der Feder. In horizontaler Richtung gibt es zunächst eine bremsende Komponente, deren Energie in der Feder gespeichert wird. Diese wird dann in der zweiten Hälfte wieder abgegeben.



**Abbildung 2.8:** Parameterbereiche für Anfangsgeschwindigkeit, Aufsetzwinkel und Federkonstante beim Rennen (aus [Geyer (2005)]): (links) Mit steigendem Aufsetzwinkel steigt benötigte Federkonstante stark an; (Mitte) Linearer Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Federkonstante; (rechts) Aufsetzwinkelverhalten antiproportional zur Geschwindigkeit

Für die Beschreibung des Gehens mittels des Feder-Masse-Systems ergeben sich einige Veränderungen im Verhalten des Systems. Beim Rennen senkt sich die Masse im Laufe der Standphase, wobei sie sich im Fall des Gehens fast genau wie beim invertierten Pendel anhebt. Abhängig von der gewählten Federkonstante tritt jedoch eine Kontraktion ein. Charakteristisch bei dem Verlauf der Bodenreaktionskräfte sind hier die zwei (oder mehr) Höcker der Kraft in Y-Richtung. Ein weiterer Unterschied ist, dass beim Modell des Gehens ein weiteres Bein hinzugenommen werden muss, da hier Phasen auftreten, bei denen für beide Beine Bodenkontakt existiert. Das Modell für Gehen ist in Abbildung 2.7 illustriert.

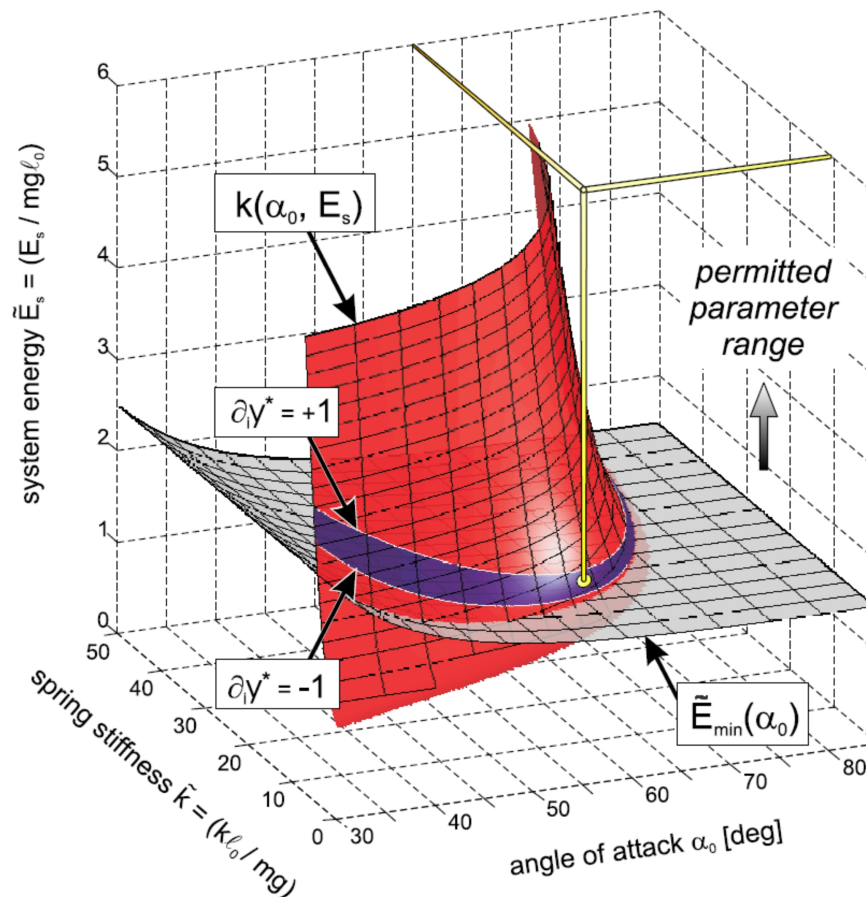
Die Selbststabilisation wird anhand der 'Apex Return Map', d.h. der Abhängigkeit der Höhe des höchsten Punktes der Masse von Schritt  $i$  zu Schritt  $i + 1$ , nachgewiesen. Der höchste Punkt  $y_i$  ist deshalb von besonderem Interesse, da hier die Geschwindigkeit in Y-Richtung gleich null ist, und somit die Gesamtbewegungsenergie des Systems nur von der Bewegung in X-Richtung abhängt. Da das Modell als verlustfrei angenommen wird, sollte der Apex  $y_i$  aller Schritte die gleiche Höhe haben. In diesem Fall ist die Schrittfolge stabil. Dies wird bei korrekter Einstellung der Parameter möglich. Leichte Störungen des System werden durch die Selbststabilisierung ausgeglichen. Zur Ermittlung der stabilen Punkte werden die Fixpunkte von  $y_{i+1}(y_i)$  bestimmt, d.h. die Punkte, an denen  $y_{i+1}(l_0) = y_i(l_0)$  gilt. Aus dem Modell ergibt sich nach [Geyer (2005)] folgende Funktion für die Apexhöhe:

$$\begin{aligned} y_{i+1}(y_i) &= \frac{1}{mg} [\cos(\Delta\varphi - 2\alpha_0) \sqrt{mg(y_i - l_0 \sin(\alpha_0))} \\ &+ \sin(\Delta\varphi - 2\alpha_0) \sqrt{E - mgy_i}]^2 \\ &+ l_0 \sin(\alpha_0 - \Delta\varphi). \end{aligned}$$

Dabei ist  $y_{i+1}$  von der vorangegangenen Apexhöhe  $y_i$ , der Systemenergie  $E$ , der Konfiguration des landenden Beines  $l_0$ ,  $\alpha_0$  und der Reaktion des Feder-Masse-Systems  $k$ ,  $m$ ,  $g$  abhängig.

Der Parameterbereich, der ein stabiles Laufen ermöglicht, ist relativ schmal. Die freien Parameter, der Aufsetzwinkel  $\alpha_0$  und die Systemenergie  $E$  müssen passend zueinander und passend zu den modellfesten Parametern, der Federkonstante  $k$ , der Masse  $m$  und der Beinlänge  $l_0$  gewählt werden. Die Verhältnisse für ein Erreichen der Selbststabilität beim Rennen sind in den Abbildungen 2.8 und 2.9 illustriert.

Nur in einem engen Bereich des Aufsetzwinkels des Beines zwischen  $55^\circ$  und  $75^\circ$  (bei  $\dot{x}_0 = 5m/s$ ) ist stabiles Laufen möglich. Hier steigt die benötigte Federkonstante stark an. Der günstige Bereich ist dabei sehr schmal (Abbildung 2.8 (links)). Ab einer Minimumgeschwindigkeit und einer Mindestfederkonstante besteht ein relativ linearer Zusammenhang zwischen diesen beiden Parametern, wobei der günstige Bereich bei höheren Geschwindigkeiten deutlich breiter wird (Abbildung 2.8 (Mitte)). In den Grenzen der Mindestgeschwindigkeit und des Mindestwinkels besteht ein relativ linearer aber antiproportionaler Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Aufsetzwinkel (Abbildung 2.8 (rechts)). Auch hier ist der stabile Bereich bei höheren Geschwindigkeiten breiter als bei geringeren. Entsprechend lässt sich feststellen, dass der kritische Schritt die Auswahl eines Aufsetzwinkels ist, der sowohl zur variablen aktuellen Geschwindigkeit passt, als auch zur statischen Federkonstante. Dieser Winkel muss ständig angepasst werden.



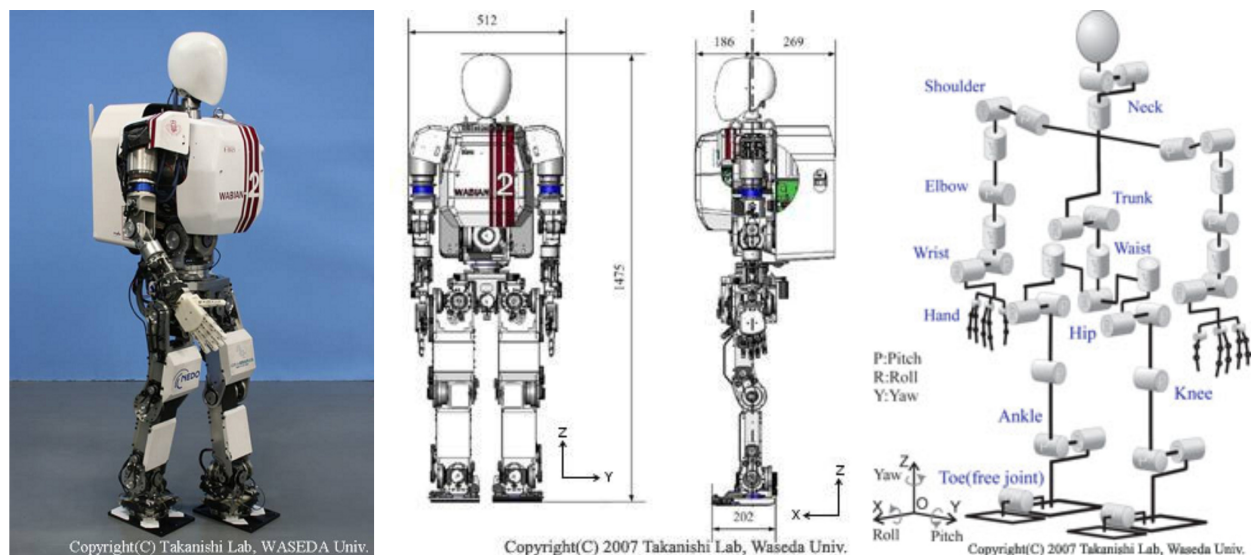
**Abbildung 2.9:** Systemenergie beim Rennen (aus [Geyer (2005)]): Die benötigte Mindestenergie des Systems ist unabhängig von der Federkonstante, steigt aber mit sinkendem Angriffswinkel. Mit zunehmender Systemenergie wird der benötigte Aufsetzwinkel flacher und die Federkonstante geringer.

## 2.4 Die technische Umsetzung des zweibeinigen Laufens

Seit vielen Jahren wird weltweit an mehrbeinigen Laufmaschinen gearbeitet. Dabei liegt der Forschungsfokus immer häufiger auf dem mechanischen Entwurf sowie dem Aufbau und der Entwicklung von Steuerungsgrundlagen für zweibeinige humanoide Laufmaschinen. In der Literatur werden unterschiedliche Klassen von Zweibeinsystemen unterschieden. Es gibt humanoide Zweibeinsysteme, die als Gehmaschinen entworfen werden, welche dann nicht oder nur mit hohem Energieaufwand zum Rennen gebracht werden können. Eine weitere Klasse von Zweibeinsystemen sind Systeme, die nur unter dem Aspekt des Rennens aufgebaut und untersucht werden, welche wiederum nicht oder nur eingeschränkt die Fähigkeit haben, sich gehend fortzubewegen. Zusätzlich dazu gibt es noch die Klasse der Zweibeinigensysteme, die ohne oder nur mit minimalem Antrieb ausgestattet sind, die sogenannten „dynamic walker“.

### 2.4.1 Gehende Zweibeinsysteme

Diese Klasse der Zweibeinsysteme ist hauptsächlich in Japan anzutreffen [Ogura et al. (2004); Sakagami et al. (2002); Nagasaka et al. (2004); Nishiwaki et al. (2000); Tanie and Yokoi (2003)]. Beim kinematischen Aufbau der Beine der meisten gehenden Zweibeinern wird auf eine genaue Nachbildung der Segmentverhältnisse und Bewegungsfreiheitsgrade der menschlichen Beine geachtet [Yamaguchi et al. (1996); Hirai et al. (1998); Kaneko et al. (2002)]. Es ergeben sich für die Beine sechs bis sieben Bewegungsfreiheitsgrade, wobei in der Regel zwei bis drei Freiheitsgrade im Fuß, einer im Knie und wieder zwei bis drei in der Hüfte realisiert werden. Als Antriebe dieser Systeme werden fast ausschließlich Elektromotoren verwendet. Die Regelung der meisten aktuellen humanoiden Zweibeinsystemen basiert auf der Zero-Moment Point (ZMP) [Vukobratovic and Borovac (2004)] bzw. der Center of Pressure (CoP) Methode [Sardain and Bessonnet (2004a)]. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die wichtigsten Forschungsprojekten, die sich mit dem Bereich des zweibeinigen Gehens beschäftigen, gegeben.



**Abbildung 2.10:** WABIAN 2R (WAseda BIpedal humANoid): (links) Foto des echten Systems; (Mitte) Geometrische Abmaße von WABIAN; (rechts) Bewegungsfreiheitsgrade von WABIAN

Der erste humanoide Roboter, der mit Hilfe der ZMP-Methode geregelt wurde, ist Wabian (WAseda BIpedal humANoid) [Yamaguchi et al. (1996); Lim et al. (2001a)] (siehe Abbildung 2.10). Er wurde von der Waseda University seit 1966 beginnend mit einer Studie zu zweibeinigen, statisch stabil laufenden Robotern immer weiter entwickelt. Die aktuellste Plattform hat sieben Bewegungsfreiheitsgrade pro Bein [Ogura et al. (2004)]. Auf dem Wabian System wurden unter anderem antagonistische Antriebe zur Simulation von menschenähnlicheren Bewegungen erprobt [Yamaguchi and Takanishi (1997)]. Weiterhin ist Wabian in der Lage menschliche Emotionen durch sein Laufen auszudrücken. Mit dem System wird eine Maximalgeschwindigkeit von ca. 2 km/h erreicht. Die gesamte Gangplanung

basiert auf einem visuellen System und geschieht vollständig online. Die Regelung ist reduziert auf die Kniegelenk-Trajektorie. Dies ermöglicht das Gehen mit gestrecktem Bein, da die entsprechende Singularität umgangen wird. Stabiles Gehen wird mittels einer Steifigkeitsregelung erzeugt. In der Version WABIAN 2R verfügt der Roboter zusätzlich zu den sieben Bewegungsfreiheitsgraden über einen weiteren Freiheitsgrad im Fuß [Ogura et al. (2006)].

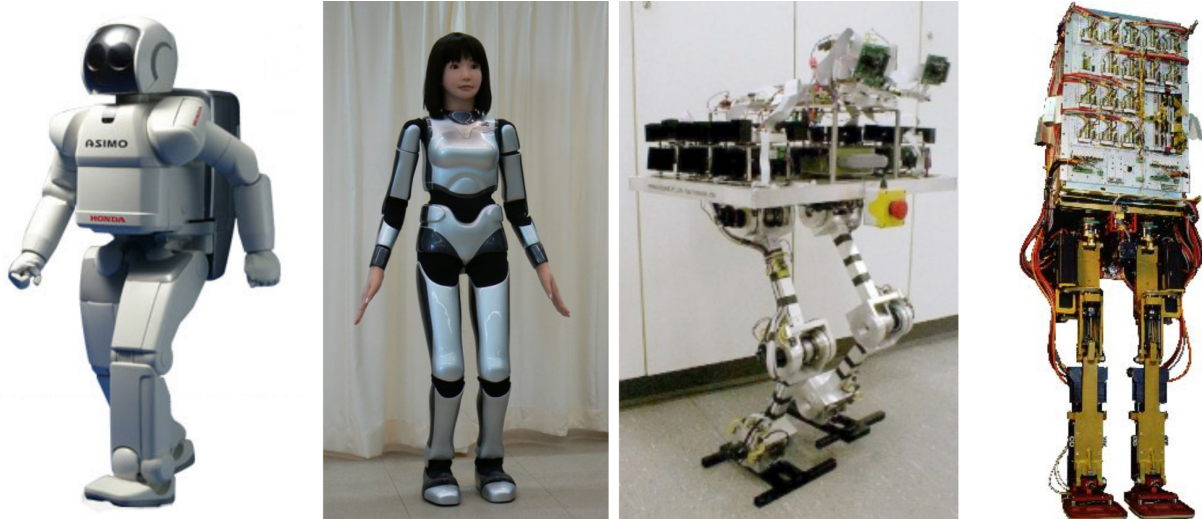
Honda begann 1986 mit der Entwicklung humanoider Roboter. 1996 wurden diese Entwicklungen mit der Vorstellung des P2 veröffentlicht. Er ist in der Lage autonom in jede beliebige Richtung zu gehen, auf der Stelle zu drehen, sowie Treppen zu steigen. Die Beine haben je sechs Bewegungsfreiheitsgrade und werden mittels Elektromotoren angesteuert. Beim Aufbau von P2 wurden elastische Elemente eingebracht, um mechanische Stöße auf das Gesamtsystem zu vermindern. Die Grundlage für die Regelung von P2 ist wiederum die ZMP-Methode. Die Bewegungsabläufe werden mit Hilfe von Modellen genau berechnet [Hirai et al. (1998)]. Der neuste Hondaroboter ASIMO besitzt insgesamt 28 Freiheitsgrade und hat die Größe eines Kindes (1,2 m). Er ist in der Lage sich beim Kurvenlaufen in das Kurveninnere zu legen und erreicht eine Gehgeschwindigkeit von ca. 1,6 km/h. Seine Bewegungsplanung basiert auf gespeicherten Bewegungsprimitiven, aus denen die gewünschte Bewegung interpoliert wird. Zusätzlich ist er in der Lage zu schätzen, welches Systemverhalten auftreten wird, und kann somit die Bewegung im Voraus entsprechend anpassen. Die Forschungsausrichtung liegt bei ASIMO stark auf der Interaktion und der Bewegung in menschlichen Umgebungen [Sakagami et al. (2002)] (siehe Abbildung 2.11).

Im Rahmen des französischen Verbundprojekts BIP wurde seit 1994 ein humanoides Zweibeinensystem BIP2000 entwickelt [Espiau (1997)]. Dieses hat 15 aktive Freiheitsgrade, wobei auf jedes Bein sieben entfallen [Espiau and Sardain (2000)]. BIP2000 wird über die ZMP-Methode geregelt. Weiterhin werden in diesem Projekt genaue Untersuchungen des menschlichen und des künstlichen Laufmusters durchgeführt und verglichen [Sardain and Bessonnet (2004b)] (siehe Abbildung 2.11).

BARt-UH ist ein an der Universität in Hannover entwickelter zweibeiniger Laufroboter [Albert et al. (2000)]. Durch ein Kamerasystem ist es ihm möglich Stufen zu detektieren. Jedes Bein von BARt-UH hat sechs Bewegungsfreiheitsgrade, wobei die Füße so konstruiert sind, dass der Roboter nicht seitlich umfallen kann. Die Regelung der Beine beruht auf den Prinzipien des inversen Pendels [Albert et al. (2002)] (siehe Abbildung 2.11).

Ein weiterer deutscher Zweibeiner wurde als Kooperation der Technischen Universitäten Berlin und Darmstadt aufgebaut [Wollherr et al. (2003)]. Dieser Zweibeiner ist speziell für den RoboCup entwickelt. Er hat pro Bein sechs Bewegungsfreiheitsgrade, ist 70 cm groß und kann sich mit einer Geschwindigkeit von 1,8 km/h fortbewegen. Die Regelung basiert auf der ZMP-Methode [Hardt et al. (2003)].





**Abbildung 2.11:** Unterschiedliche gehende, zweibeinige Roboter: (links) ASIMO; (Mitte rechts) HRP-4c; (Mitte links) Barth-UH; (links) BIP2000

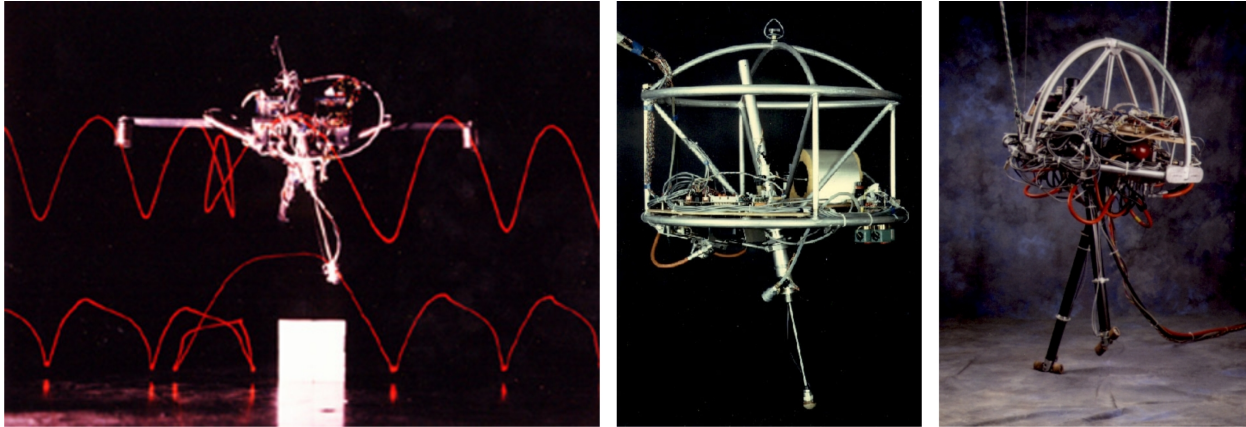
### 2.4.2 Rennende Zweibeinsysteme

Der Grundstein für die Klasse der rennenden Zweibeiner wurde in den USA im LegLab des Massachusetts Institute of Technology MIT gelegt [Raibert et al. (1986); Playter and Raibert (1992)]. So wurde ab 1981 am MIT dynamisch stabiles Fortbewegen auf Beinen untersucht [Raibert (1986)] (siehe Abbildung 2.12). Hier wurden vor allem zwei- und vierbeinige Systeme untersucht, die sich ausschließlich hüpfend fortbewegen können. Diese Robotersysteme waren mechanisch viel einfacher als die vorgestellten Gehsysteme, zum Beispiel besitzen die Beine nur drei Bewegungsfreiheitsgrade. Je ein elastischer Antrieb wird für die Beinlängenverstellung verwendet, wodurch ein Hüpfen ermöglicht wird. Die Regelung dieser Systeme beruht auf dem Prinzip des inversen Pendels. Der elastische Antrieb gewährleistet das Anpassen der Schrittlänge an unstrukturierten Untergrund während des Rennens [Hodgins and Raibert (1991)]. In diesen Forschungen wurde gezeigt, dass Rennen mit einem elastischen Beintrieb in Kombination mit einer einfachen Regelung möglich ist. Es wurden allerdings an diesen Systemen keine Untersuchungen zum Gehen durchgeführt.

### 2.4.3 Gehende und rennende Systeme

Zweibeinsysteme, die sowohl zum Gehen als auch zum Rennen geeignet sind, wurden erst in den letzten Jahren verstärkt untersucht [Nagasaka et al. (2004); Nagasaki et al. (2003); Chevallereau et al. (2003); Pfeiffer et al. (2000)]. Dabei werden bei allen Systemen Elektromotoren eingesetzt. Die Regelung der Roboter erfolgt ausschließlich über Methoden der modellbasierten Regelung, welche auch für gehende Systeme eingesetzt werden. Es handelt sich bei fast allen rennenden Zweibeinsystemen um Weiterentwicklungen von gehenden Robotern.



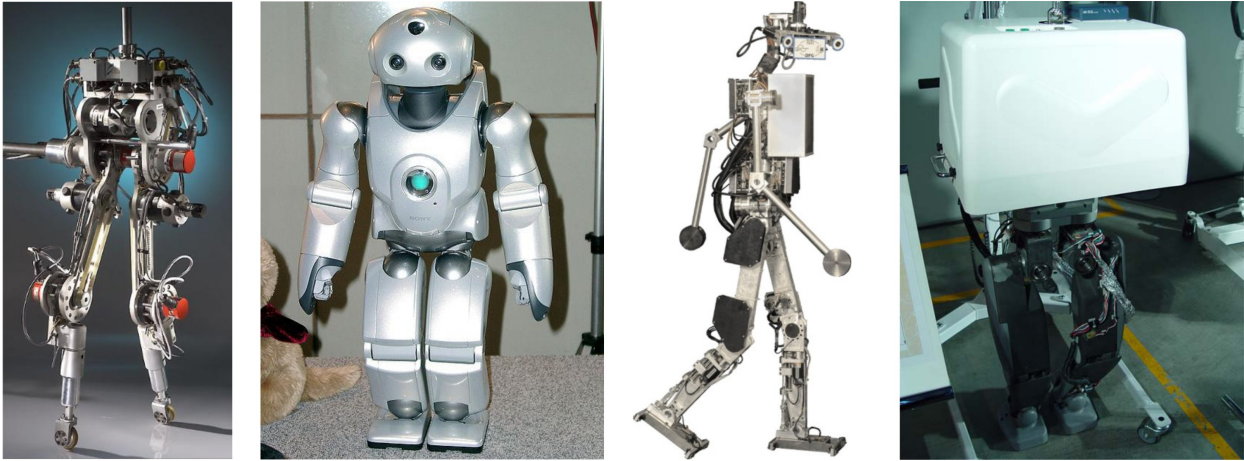


**Abbildung 2.12:** Unterschiedliche hüpfende, zweibeinige Roboter: (links) Planar One-Leg Hopper (1980-1982); (Mitte) 3D One-Leg Hopper (1983-1984); (rechts) 3D Biped (1989-1995)

Der springende und rennende Roboter QRIO (SDR4x) wurde von Sony als Weiterentwicklung des gehenden Roboter SDR-3x [Kuroki (2001)] aufgebaut (siehe Abbildung 2.13). Er ist z.B. in der Lage nach einem Sturz selbstständig wieder aufzustehen. Seine Gangregelung basiert auf 'dynamic filters', d.h. auf einer Datenbank von gespeicherten Bewegungsprimitive, aus denen die gewünschte Bewegung interpoliert wird. Die Laufsteuerung wiederum basiert auf der ZMP-Methode [Nagasaka et al. (2004)]. Die höhere Steuerung von QRIO wird über eine Verhaltensarchitektur realisiert [Hoshino et al. (2004)].

Weitere Roboter, bei denen ausgehend von einem gehenden System Rennen erreicht werden soll, sind die in dem vom japanischen Wissenschaftsministerium geförderten „Humanoide Robot Project“ (HRP) aufgebaute Zweibeiner. Bei dem HRP geht es verstärkt um den anwendungsbezogenen Einsatz von humanoiden Robotern [Tanie and Yokoi (2003)] (siehe Abbildung 2.11). HRP2P besitzt insgesamt 30 Bewegungsfreiheitsgrade, wobei je sechs auf jedes Bein entfallen. Das Gehen wird über die ZMP-Methode geregelt [Kaneko et al. (2002)]. Es wurden allerdings auch Untersuchungen an HRP-2L zum Rennen durchgeführt, wobei hier der Regelungsalgorithmus basierend auf dem Effekt des inversen Pendels entworfen wurde. Die für Rennen sehr wichtige elastische Eigenschaft wird aktiv mit Elektromotoren erzeugt, da das vorhandene starr gehende Robotersystem genutzt werden soll [Nagasaki et al. (2003)]. Mit den HRP-Robotern wurden Geschwindigkeiten von bis zu 11 km/h erreicht.

Rabbit ist ein Zweibeinsystem, das sowohl Laufen als auch Rennen kann [Chevallereau et al. (2003)]. Es hat insgesamt sieben Bewegungsfreiheitsgrade, wobei fünf davon aktiv sind. Auf jedes Bein entfallen zwei Bewegungsfreiheitsgrade, ein Bewegungsfreiheitsgrad bewegt den Oberkörper. Bei Rabbit wurde auf Füße verzichtet, um zu zeigen, dass auch ohne Füße stabile Laufzyklen erreicht werden können. Um beim Rennen laterale Stabilität zu ermöglichen, wurden an den Stellen der Füße orthogonal zur Vorwärtsrichtung Rollen angebracht. Nach [Chevallereau et al. (2003)] ist Rabbit der einfachste mechanische Aufbau, der anthropomorphes Laufen nachbilden kann. Rabbit erreicht beim Laufen eine Geschwindigkeit von 5



**Abbildung 2.13:** Unterschiedliche gehend und rennende, zweibeinige Roboter: (links) Rabbit; (Mitte links) QRIO; (Mitte rechts) Johnnie; (rechts) HRP-2L

km/h und beim Rennen 12 km/h. Allerdings ist im Moment mit Rabbit ausschließlich eine ebene ungestörte Bewegung möglich.

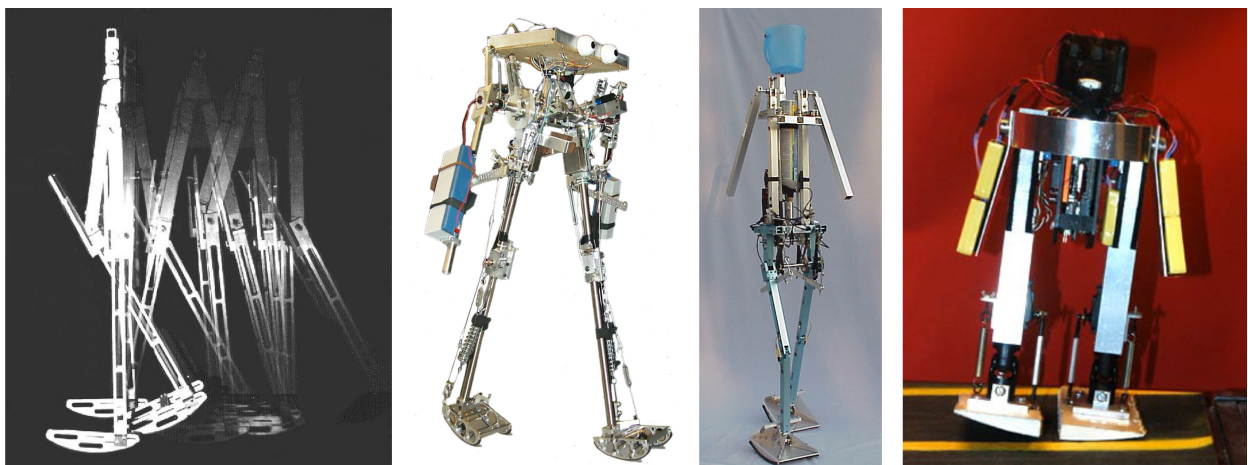
Die nach menschlichem Vorbild konstruierte schnell laufende zweibeinige Laufmaschine Johnnie [Pfeiffer et al. (2000); Gienger et al. (2000)] der TU München wird mit Hilfe eines Dynamik-Modells, vorberechneter Trajektorien und Methoden der klassischer Regelungstechnik gesteuert [Löffler et al. (2002)]. Als grundlegender Regelungsansatz wurde der Ansatz der Abstraktion auf ein invertiertes Pendel gewählt. Es wird auf komplexe Modelle, wie die ZMP-Methode oder eine explizite Dynamikberechnung verzichtet. Das Laufen wird durch die Kraftmessung in allen Gelenken gesteuert. Zur Bewegungsoptimierung wird die Dynamik mit Hilfe des inversen Pendelmodells modelliert. Unter Verwendung des ebenfalls an der TU-München entwickelten ViGWaM Systems [Lorch et al. (2001)] ist es Johnnie möglich, über ein Stereo-Kamerasystem in einer strukturierten Umgebung Hindernisse zu erkennen und zu umgehen. Johnnie ist der am weitesten entwickelte humanoide Roboter in Deutschland. Insgesamt besitzt er 17 Freiheitsgrade, wovon sich 6 in jedem Bein befinden. Das Hüftgelenk ist speziell entwickelt, um menschliche Bewegungen nachzuahmen. Er wurde nicht nur konstruiert um zu gehen, sondern auch um zu joggen. Allerdings wurde in [Löffler et al. (2003)] beschrieben, dass die ausgewählte bzw. verfügbare Sensorik und das damit verbundene Regelungskonzept nicht geeignet ist, um Rennen zu erzeugen. Johnnie erreicht im Moment eine Geschwindigkeit von 2,4 km/h bei Schrittlängen von 55 cm. Aktuelle Arbeiten zielen darauf ab, durch Reduktion des Gewichts, Verwendung neuer Sensorik und Überarbeitung der Regelung, Rennen zu ermöglichen [Lohmeier et al. (2004, 2008)].

Der Roboter RunBot [Manoonpong et al. (2007)] ist mit der erreichten Laufgeschwindigkeit von 3,5 Beinlängen pro Sekunde. Damit ist er einer der schnellsten zweibeinigen Roboter. Er wird dabei durch eine intelligente Kombination aus Mechanik und neuronaler Kontrolle (Motor-Neuronen) ähnlich zu den Regelungsmechanismen aus der Biologie angesteuert.

Ein sehr vielversprechender, bis jetzt allerdings nur in einer dynamischen Simulation realisierter, Ansatz wird in [Luksch et al. (2007)] vorgestellt. Hierbei werden gezielt Kontrollmechanismen der Natur, bekannt aus Forschungsarbeiten der Biomechanik und der Neurowissenschaft, in eine Laufsteuerung basierend auf einem hierarchischen Netzwerk aus lokalen Feed-Forward und Feedback-Einheiten aufgebaut. Dabei wird auf ein komplettes dynamisches Modell zur Regelung verzichtet und ausschließlich auf sensorgesteuerte Mustergeneratoren, Einbindung nachgiebiger oder passiver Elemente [Blank et al. (2009)] sowie auf die Verwendung unterschiedlicher Reflexstrukturen gesetzt [Luksch and Berns (2008)].

#### 2.4.4 Dynamic Walker

Neben aktiv mit Hilfe von Antrieben gehenden Robotern gibt es auch Roboter, die sich unter Ausnutzung der Schwerkraft, z.B. auf einer schiefen Ebene, passiv bewegen. So werden z.B. an der Cornell University basierend auf den Forschungen aus [McGeer (1990)] Laufroboter ohne aktive Antriebe aufgebaut (siehe Abbildung 2.14). Die „passive dynamic walker“ zeigen auf, dass zweibeiniges Laufen mit sehr einfachen mechanischen Aufbauten möglich ist. Dabei verhält sich das Bein mit Bodenkontakt wie ein inverses Pendel, das durch die Gravitation angetrieben wird. An der Technischen Universität von Delft wurde ein autonomer Zweibeiner aufgebaut, der den Effekt der „passive dynamic walker“ ausnutzt [Wisse and van Frankenhuyzen (2003)]. Die Autonomie wird durch einen aktiven Antrieb erzeugt, der die schiefe Ebene ersetzt. Bei den meisten mechanischen Aufbauten zeigt sich, dass ein hohes Maß an Parametereinstellungen notwendig ist, um die Roboter an unterschiedliche Umgebungen anzupassen.

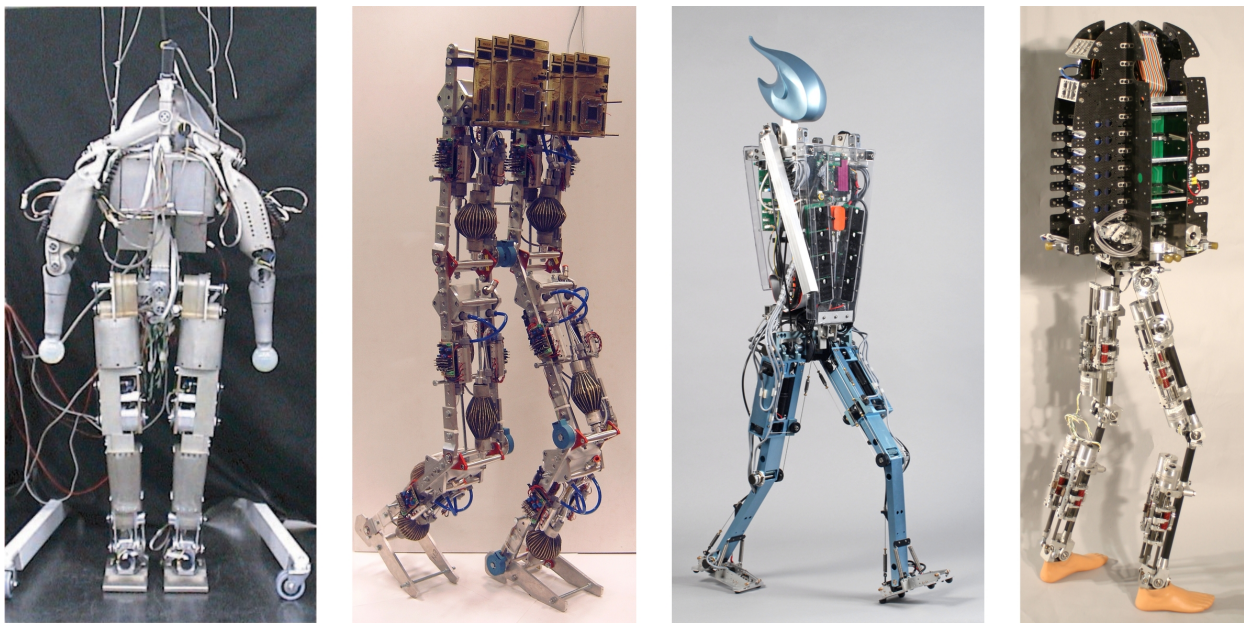


**Abbildung 2.14:** Dynamic Walker Zweibeinsysteme: (links) Ted McGeers passive walker; (Mitte links) Cornell University passive dynamic walker; (Mitte rechts) LISA TU-Delft; (rechts) Toddler



### 2.4.5 Verwendung unterschiedlicher Aktoren

Wie in allen Gebieten der Robotik ist der Elektromotor der meistverwendete Antrieb für humanoide zweibeinige Laufsysteme [Sakagami et al. (2002); Pfeiffer et al. (2000)]. In einigen Ansätzen werden die starren Elektromotoren mit Federn oder anderen Mechanismen gekoppelt, wie zum Beispiel dem Serial-Elastic-Actuator des MITs [Robinson et al. (1999); Pratt (2000)]. In [Yamaguchi and Takanishi (1997)] werden für ein Gelenk je zwei Elektromotoren, die mit einem nichtlinearen Federmechanismus gekoppelt sind, eingesetzt und so ein antagonistischer Antrieb realisiert. An der Universität von Catania in Italien werden pneumatische Zylinder als Aktoren eingesetzt [Guccione et al. (2003)]. Einige exemplarische Beispiele sind in Abbildung 2.15 dargestellt.



**Abbildung 2.15:** Zweibeinige Roboter mit innovativem Antriebskonzepten: (rechts) UT-/Theta der University of Tokyo (Mitte links) Lucy (Mitte rechts) Flame (rechts) M2

Fluidische Muskeln als antagonistischer Antrieb für die Robotik werden seit langem untersucht [Daerden and Lefeber (2002)]. Allerdings werden in fast allen Ansätzen fluidische Muskeln ausschließlich als „weiche“ Aktoren eingesetzt, wobei die Feder-Dämpfer-Eigenschaften nicht direkt zur Bewegung ausgenutzt werden, wie zum Beispiel bei dem mit pneumatischen Muskeln angetriebenen „Shadow Biped“ [Shadow (2009)] oder beim an der Universität von Salford entwickelten Humanoiden [Caldwell et al. (2001)]. Das an der Case Western Reserve University entwickelte Bein mit vier Bewegungsfreiheitsgraden, bei dem das Hüft- und Kniegelenk mit pneumatischen Muskeln antagonistisch angetrieben wird [Colbrunn et al. (2001)], benutzt eine antagonistische Regelung, bei der sowohl die Gelenkwinkelstellung als auch unabhängig davon die Gelenksteifigkeit einstellbar sind. An der Universität von Brüssel wurde das Zweibeinsystem Lucy aufgebaut, das mit mit je zwei „Pleated Pneumatic Artificial Muscle“ pro Gelenk antagonistisch angetrieben wird [Ver-

relst et al. (2003)]. Mit Lucy wird versucht unter Ausnutzung der einstellbaren Dämpfung dynamisch stabiles Laufen zu ermöglichen. Dabei kann durch Veränderung der Dämpfung auch die natürliche Dynamik der Beine variiert werden. Diese Eigenschaften werden bei der Generierung und Regelung der Fußpunkttrajektorien verwendet.

Ein weiterer Vertreter der Zweibeiner, der UT-Theta (Abbildung 2.15), besitzt eine Kuppung im Kniegelenk, die es ermöglicht zwischen aktivem und passivem Gelenkmodus zu wechseln. So sollen die Vorteile der passiven Läufer genutzt werden.

## 2.5 Definitionen der Stabilität

Die größte Schwierigkeit bei allen zweibeinigen Systemen ist die Aufrechterhaltung der Stabilität während des aufrechten Gangs. Für den Begriff der Stabilität gibt es verschiedene Definitionen, die oft auch von dem betrachteten System abhängen. Zum Beispiel betrachtete Aristoteles den Ablauf der Bewegung eines Systems, nachdem es eine Störung erfuhr, und schloss daraus auf die Stabilität des ungestörten Systems. Dies wird heute als kinematische Methode verstanden und betrifft besonders die Stabilität der Bewegung von technischen Systemen. Archimedes hingegen schloss aus der geometrischen Situation nach einer Störung eines Systems, wann im ungestörten System Stabilität vorliegt. Dies wird heute geometrisch-statische Methode genannt. Eine dritte Methode beschäftigt sich mit Energien und nennt sich darum energetische oder Energiemethode, wie zum Beispiel der Satz von Lagrange-Dirichlet. Dieser besagt, dass das Gesamtpotential statisch konservativer Systeme für eine stabile Gleichgewichtslage ein Minimum besitzt. Im Zusammenhang mit einem zweibeinigen Laufroboter wird meistens die kinematische Methode betrachtet.

Wie schon in [Pratt and Tedrake (2006)] beschrieben, muss die gewünschte Stabilität der zweibeinigen Laufmaschine erst definiert werden, da eine Laufmaschine mehrere stabile Gleichgewichtslagen besitzt. Zum Beispiel könnte sie sich auf Knien und Händen fortbewegen oder auch im Sitzen. Dies ist jedoch nicht erwünscht. Im Folgenden geht es also darum, dass die zweibeinige Laufmaschine nur mit den Füßen, also, falls vorhanden, nur mit den Fußsohlen, den Boden berührt. Bei [Pratt and Tedrake (2006)] wird die Definition noch weiter eingeschränkt, indem zunächst negativ formuliert wird, dass Stabilität dann herrscht, wenn die Menge von Zuständen, bei denen mehr als nur die Füße den Boden berühren, gleich Null ist. Weiter wird dann eingeschränkt, dass schon Zustände, die zweifelsfrei zum Fall führen müssen, ebenfalls unerwünscht sind. Somit definiert [Pratt and Tedrake (2006)] Stabilität wie folgt: Stabilität ist dann gegeben, wenn Zustände, bei denen nicht nur die Füße den Boden berühren, und Ereignisse, die innerhalb einer bestimmten Zeitspanne zu solchen Zuständen führen, nicht vorherrschen.

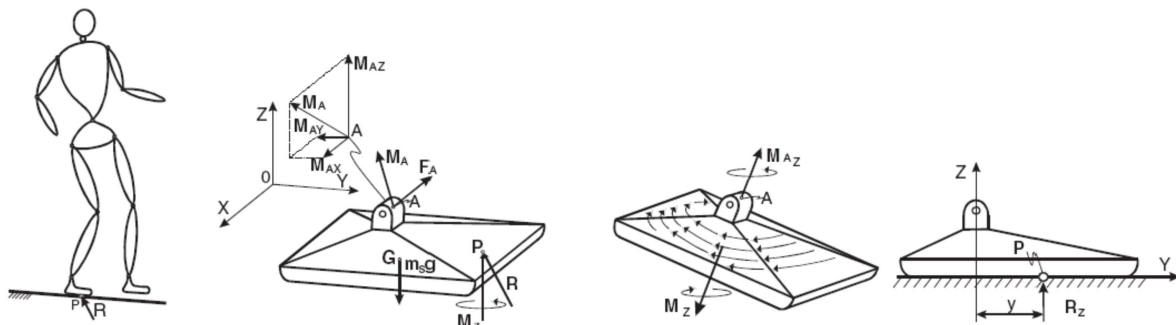
### 2.5.1 Zero Moment Point (ZMP)

Die Beschreibung der Stabilität mit dem Prinzip des Zero Moment Point (ZMP) kennt viele verschiedene Definitionen [Montes et al. (2005)]. Im folgenden Kapitel wird die Definition nach [Vukobratovic and Borovac (2004)] angewendet und beschrieben. Vukobratović hat zusammen mit Juričić mit der Entwicklung dieser halbinversen Methode einen Gangzyklus zu beschreiben, einen Wendepunkt in der Geschichte der Gangplanung und -kontrolle gesetzt. Der Gangzyklus kann in die Einzel- und die Doppelstützphase unterteilt werden, je nachdem ob ein oder beide Füße Bodenkontakt halten. Beim Auftreten ist der Gangzyklus am wenigsten kontrollierbar, da das System von Unebenheiten des Untergrunds stark beeinflusst wird. Eine indirekte Kontrolle ist jedoch möglich, indem die entsprechende Dynamik des Mechanismus oberhalb des Fußes beibehalten wird. Das Verhalten des Mechanismus kann an dem Punkt abgelesen werden, an dem der Einfluss aller auftretenden Kräfte und Momente durch eine einzelne Kraft dargestellt werden kann: dem „Zero-Moment Point“ oder kurz ZMP.

#### 2.5.1.1 Definition des ZMP

In [Denk (2004)] wird der Zero-Moment-Point wie folgt definiert: „Der ZMP des Roboters [...] ist der Punkt auf der Kontaktebene, in dem das durch die resultierenden Kontaktkräfte und Kontaktmomente hervorgerufene resultierende Moment um die x- und y-Achse verschwindet [...]. Um ein Kippen des Roboters um die Berandung der Supporting Area, die durch die konvexe Hülle aller Unterstützungspunkte der Roboterfüße am Boden gebildet wird, ausschließen zu können, muss sich der ZMP des Roboters stets innerhalb der Supporting Area, also exklusive der Berandung, befinden[...].“

Wenn wir zunächst davon ausgehen, dass einer der Füße mit der kompletten Fläche auf dem Untergrund steht, reicht es den Fuß des Standbeins getrennt vom restlichen System zu betrachten. Wir trennen diesen also am Fußgelenk (Punkt A) gedanklich ab (siehe Abbildung 2.16).



**Abbildung 2.16:** Darstellung des Prinzip des ZMP und die am Fuß angreifenden Kräfte und Momente ([Vukobratovic and Borovac (2004)])

Der einzige Kontakt zwischen dem Fuß und der Umgebung besteht aus der Reib- und der Vertikalkraft zwischen Sohle und Boden. Dabei ist der Punkt G der Massenmittelpunkt, auch Schwerpunkt genannt. Punkt P stellt beispielhaft einen beliebigen Punkt der Sohlenfläche dar, an dem Fuß und Untergrund in Reaktion zueinander treten. Die Reaktionen mit dem Boden wirken sich über den Fuß auch auf den Punkt G aus, der das gesamte System im Gleichgewicht hält. Grundsätzlich werden die Reaktionen zwischen Fuß und Untergrund in dem beliebigen Punkt P durch die Kraftkomponenten  $R_x$ ,  $R_y$  und  $R_z$ , sowie durch die Momentkomponenten  $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$  dargestellt. Um die am Fuß angreifenden Kräfte und Momente zu erhalten, wird in [Caballero and Armada (2005)] das Prinzip nach d'Alembert angewendet. Dabei wird der Fuß vom restlichen Körper getrennt. Alle Kräfte und Momente, die vom restlichen Körper an der Schnittstelle auf den Fuß wirken, werden addiert und als eine Kraft  $\vec{F}_A$  und ein Moment  $\vec{M}_A$  an der Schnittstelle eingetragen. Um ein statisches Gleichgewicht zu erhalten, muss die Summe aller am Fuß angreifenden Kräfte und Momente gleich Null sein. Das bedeutet konkret: wenn der Fuß auf dem Boden ruht und Reibung auftritt kompensiert sich die horizontal verlaufenden Kräfte, wie die horizontalen Komponenten  $R_x$  und  $R_y$  der Reibkraft  $\vec{R}$  und die horizontalen Komponenten der Kraft  $\vec{F}_A$  gegenseitig. Das vertikale Moment  $M_z$  wird durch die Reibkraft verursacht und gleicht sich mit den vertikalen Komponenten des Moments  $\vec{M}_A$ , sowie den Momenten, die durch die Kraft  $\vec{F}_A$  verursacht werden, aus.

Da keine Momente  $M_x$  und  $M_y$  im Punkt P angreifen, weshalb in Abbildung 2.16 (b) auch nur ein Moment  $M_z$  in Punkt P angreift, kann die horizontale Komponente des Belastungsmoments am Fuß nur durch die vertikale Normalkraft  $R_z$  ausgeglichen werden, deren Wert von den Größen der anderen vertikalen Kräften am Fuß und deren Abstand  $y$  zur Drehachse (siehe 2.16 (d)) abhängig ist.

Dabei ist es absolut notwendig zu beachten, dass die Kraft  $R_z$  nur innerhalb der Sohlenfläche angreifen kann. Angenommen, dass nun der Abstand  $y$ , der zur Kompensation der horizontalen Komponenten von  $\vec{M}_A$  notwendig wäre, nicht innerhalb der Sohlenfläche läge, so müsste das Moment  $\vec{M}_A$  bezüglich seiner horizontalen Komponenten also anderweitig kompensiert werden, was jedoch nur durch die Momente  $M_x$  und  $M_y$  möglich wäre. Dies wiederum würde bedeuten, dass besagte Momente  $M_x$  und  $M_y$  an der Fußkante angreifen und der Fuß also über diese Kante abrollt bzw. kippt. Wenn dies jedoch nicht beabsichtigt ist, wie zum Beispiel beim Abfüßen, kann dies bis zum Umkanten führen. Um das System im Gleichgewicht zu halten, muss also unbedingt Gleichung 2.1 gelten.

$$M_x = 0 \text{ und } M_y = 0 \quad (2.1)$$

Nachdem nun beide Komponenten, die für das dynamische Gleichgewicht wichtig sind, gleich Null sind, erklärt sich auch der Name „Zero Moment Point“. Solange der Fuß auf dem Boden steht, können jederzeit alle Reaktionen zwischen Fuß und Untergrund auf eine Kraft  $\vec{R}$  und

auf  $M_z$ , der vertikalen Komponente von  $\vec{M}$ , zurückgeführt werden. Der Punkt P, an dem die Reaktionskraft angreift, ist der Zero-Moment-Point. Nun stellt sich die Frage, wo der ZMP liegt, wenn die Dynamik betrachtet wird. Es steht fest, dass einer der FüÙe vollständig auf dem Untergrund stehen muss, damit ein dynamisches Gleichgewicht vorherrscht. Die Gleichung für das statische Gleichgewicht ist folgende:

$$\vec{R} + \vec{F}_A + \vec{m}_s \cdot \vec{g} = \vec{0} \quad (2.2)$$

Und mit den Radien  $\vec{OP}$ ,  $\vec{OG}$  und  $\vec{OA}$ , zwischen dem Ursprung des Koordinatensystems zum Punkt P, an dem die Reaktionskraft angreift, zum Punkt G, dem Fußschwerpunkt, und zum Punkt A, dem Punkt am Fußgelenk, ergibt sich die Gleichung

$$\vec{OP} \times \vec{R} + \vec{OG} \times (\vec{m}_s \cdot \vec{g}) + \vec{M}_A + M_z + \vec{OA} \times \vec{F}_A = 0 \quad (2.3)$$

mit  $\vec{m}_s$  als Fußmasse.

Wird der Ursprung des Koordinatensystems auf den Punkt P verschoben und die Z-Komponente betrachtet, dann erhält man aus Gleichung 2.3 folgende Gleichung 2.4:

$$M_z = - \left( M_A^z + \left( \vec{OA} \times \vec{F}_A \right)^z \right) = M_{fr} \quad (2.4)$$

Dieses Moment wird bei auch „ground friction moment“ genannt, welches nicht generell gleich null sein muss. Wird Gleichung 2.3 statt auf die z-Achse auf die horizontale Ebene projiziert, erhält man folgende Gleichung 2.5 :

$$\left( \vec{OP} \times \vec{R} \right)^H + \vec{OG} \times (\vec{m}_s \cdot \vec{g}) + \vec{M}_A^H + \left( \vec{OA} \times \vec{F}_A \right)^H = 0 \quad (2.5)$$

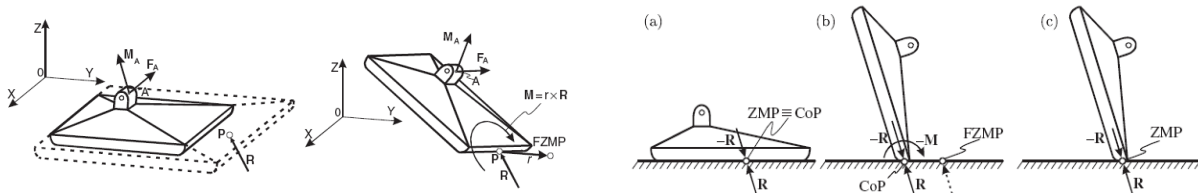
Mit Gleichung 2.5 kann man die Position des ZMP bestimmen. Sie besagt, dass an dieser Stelle das Gesamtsystem dynamisch stabil ist. Sie sagt jedoch nichts darüber aus, ob das System für die gegebene Bewegung dynamisch stabil ist. Dafür muss überprüft werden, ob der Punkt P (der ZMP) innerhalb der Fläche der Fußsohle liegt. Ist dies der Fall, so ist das System dynamisch stabil. Ein Punkt P, der außerhalb der Fläche der Fußsohle liegt, existiert nicht in der Realität und wird darum bei [Vukobratovic and Borovac (2004)] fiktiver ZMP (fictitious ZMP) = FZMP genannt.

Zur näheren Betrachtung des FZMP muss man sich bewusst sein, dass der ZMP von der Dynamik des Systems, also von  $\vec{F}_A$  und  $\vec{M}_A$ , abhängig ist. Also wird betrachtet, was passiert, wenn sich der ZMP dem Rand der Fußfläche nähert: Erreicht der ZMP genau die Kante und treten keine weiteren Momente auf, so liegt der ZMP genau auf der Kante und somit noch innerhalb der Fußfläche. Gibt es jedoch noch weitere Momente, beginnt das Fußsystem um die Kante der Fußsohle zu rotieren und das System bricht zusammen. Und obwohl die



Reaktionskraft am Rand der Fußsohle angreift, ist dieser Angriffspunkt nicht der ZMP, da die Gleichung 2.1 ( $M_x = 0$  und  $M_y = 0$ ) nicht gleichzeitig erfüllt ist.

Um nun in der Realität die Position des ZMP herauszufinden, könnte man an der Fußsohle Messensoren anbringen. Diese würden jedoch versagen, sobald sie keinen Kontakt mehr zum Untergrund besäßen. Also muss die Position des ZMP aus den Eingangsgrößen  $\vec{F}_A$  und  $\vec{M}_A$  berechnet werden. Für Gleichung 2.4 sind also alle Komponenten außer der Strecke vom Ursprung zum Punkt P ( $= \vec{OP}$ ) bekannt.



**Abbildung 2.17:** Bestimmung des ZMPs und ZMP vs. CoP: (links) Zwei Schritte zur Bestimmung des ZMP; (rechts) Mögliche Beziehungen zwischen ZMP und CoP ([Vukobratovic and Borovac (2004)])

In Abbildung 2.17 (links) sind die beiden Schritte zur Bestimmung des ZMP zu sehen. Zuerst muss die Strecke  $\vec{OP}$  berechnet werden, um anschließend zu überprüfen, ob die Strecke  $\vec{OP}$  über die Sohlenfläche hinausragt oder sich noch innerhalb dieser Fläche befindet. Liegt der Punkt P außerhalb der Fußfläche, so greift die Reaktionskraft an der Fußkante an. Die Strecke zwischen berechnetem ZMP zum Punkt an der Fußkante, an dem die Reaktionskraft angreift, ist proportional zur Intensität des Störmoments, das an der Fußsohle angreift.

Das Prinzip des ZMP ist weit verbreitet, es unterscheidet sich jedoch häufig in den Details. Im Folgenden sollen zwei Definitionen nach [Vukobratovic and Borovac (2004)] aufgestellt:

#### ZMP Definition 1:

Der ZMP wird als der Punkt definiert, in dem das reine Moment der Trägheitskräfte und der Gravitationskräfte keine Komponenten in der Horizontalen haben.

#### ZMP Definition 2:

Wenn  $T_x$  und  $T_y$  die Momente um die x- und y-Achsen sind, die aus der Reaktionskraft und dem Reaktionsmoment resultieren, dann ist der Zero-Moment-Point der Punkt P, an dem  $T_x$  und  $T_y$  null sind. Liegt der ZMP innerhalb der Auflagefläche, so ist das belastete Bein stabil. Liegt der ZMP innerhalb der Sohlenfläche, so entsteht keine Rotation um eine Fußkante. Der Unterschied zwischen Sohlen- und Auflagefläche besteht darin, dass die Sohle bei flachen Füßen der Teil ist, der normalerweise Bodenkontakt besitzt. Dagegen gehört zur Auflagefläche auch eine etwas breitere Fußkante, wenn zum Beispiel ein Gehen auf den Zehenspitzen möglich ist.

Man kann sagen, dass sich der ZMP oft auf die Auflagefläche bezieht ohne diese auf die Sohlenfläche zu beschränken. Man muss allerdings auch dazu erwähnen, dass ein ZMP in

Realität nicht außerhalb der Auflagefläche und nur bedingt außerhalb der Sohlenfläche existiert.

### 2.5.1.2 Unterschied zwischen ZMP und Center of Pressure (CoP)

Es existiert ein Unterschied zwischen dem ZMP und dem Center of Pressure (CoP), diese sind nicht immer identisch. Die Belastungen zwischen Fuß und Untergrund können immer durch eine einzelne Kraft ersetzt werden, die im Center of Pressure angreift. Falls diese Kraft alle aktiven Kräfte, die während der Bewegung am System angreifen, ausbalanciert, so ist der Angriffspunkt der ZMP. Im Fall eines dynamisch ausbalancierten Gangs decken sich also CoP und ZMP. Ist der Gang nicht dynamisch ausbalanciert, existiert kein ZMP und das System kippt über eine Fußkante. In Abbildung 2.17 (rechts) kann man erkennen, dass sich bei einem stabilen Gang ZMP und CoP decken. Im Fall einer Störung, die den Angriffspunkt der Reaktionskraft an die Fußkante legt, wird das Störmoment eine Rotation des zweibeinigen Systems um die Fußkante verursachen und würde stürzen. In diesem Fall können wir nur von einem fiktiven ZMP sprechen. Die Intensität des Störmoments hängt von der Entfernung zwischen dem FZMP und der Fußkante ab (Abbildung 2.17). Es ist jedoch auch möglich, den zweibeinigen Gang zum Beispiel auf Zehenspitzen zu realisieren (Abbildung 2.17). Solange der ZMP dann innerhalb einer kleinen Auflagefläche an den Fußspitzen liegt, ist ein stabiler Gang auf Fußspitzen möglich. Obwohl sich dabei also der CoP mit dem ZMP deckt, ist der Zehenspitzengang kein regulärer Gang und muss geübt werden. Es ist auch nicht unbedingt korrekt, den ZMP mit dem CoP gleich zu setzen, da auch ein frei schwingender Arm einen ZMP besitzen kann. Bezogen auf den Fuß kann man jedoch festhalten, dass der ZMP immer auch das CoP ist, das CoP sich jedoch nur in einigen Fällen mit dem ZMP deckt.

### 2.5.1.3 Anmerkungen zur praktischen Anwendung des ZMPs

Um die Stabilität des Zweibeiners zu erreichen wird man also darauf achten, dass der ZMP möglichst in der Mitte der Fußsohle bleibt und nicht zu nah an die Fußkante kommt. Dennoch kann es natürlich passieren, dass zum Beispiel durch eine Unebenheit der ZMP nicht mehr innerhalb der Fußsohle liegt, also zum FZMP wird und somit das System das Gleichgewicht verliert. Nun könnte man versuchen dies mit Hilfe einer Regelung zu beheben. Eine einfachere Lösung ist jedoch, die Instabilität zum Beispiel mit einer Bewegung der Arme auszugleichen.

Laut [Denk (2004)] und [Löffler (2006)] sollte der ZMP im Idealfall während der Doppelstützphase (Double Support 1) von der bisherigen Standbeinfläche (i-1) innerhalb der Einhüllenden zur neuen Standbeinfläche (i) wandern. Dort bewegt er sich während der Einzelstützphase (Single Support) dann innerhalb der Fußfläche von hinten nach vorne um anschließend während der nächsten Doppelstützphase (Double Support 2) innerhalb der

Einhüllenden von der bisherigen Standbeinfläche (i) wieder zur nächsten Standbeinfläche (i+1) zu wandern.

Die Verfasser von [Xie et al. (2009)] haben beim Laufroboter LOCH der Nanyang Technology University Singapore die Methode des ZMP erweitert, indem sie nicht nur den Fuß selbst betrachten, sondern auch die Beine und die Hüfte. Außerdem wird ein erwünschter ZMP festgelegt und die Bewegung so angepasst, dass der erwünschte ZMP erreicht wird. Dabei wird ein Sensor direkt unter dem Fußgelenk angebracht. Dort wird der ZMP erwünscht, um einen möglichst großen Sicherheitsbereich zu erhalten, der den Roboter am Kippen hindert. Der Ort des Sensors wird darum auch virtuelles ZMP-Gelenk genannt. Um das Bein stabil zu halten, muss die resultierende Kraft des Fußes, die am Bein angreift, vom Sensor zum Massenmittelpunkt auf Hüfthöhe zeigen. Damit ist das Prinzip des in-foot-ZMP erfüllt. Beim on-ground-ZMP, der dem herkömmlichen ZMP entspricht, muss dagegen die resultierende Kraft des Beins, die auf den Fuß wirkt, vom Massenmittelpunkt auf den Sensor zeigen, damit der Fuß stabil ist. Diese erweiterte Methode hat im Vergleich zur herkömmlichen den Vorteil, dass sie auch die Stabilität des Beines betrachtet, statt nur die der Füße.

Der Foot Rotation Indicator (FRI), der zum Beispiel in [Pratt and Tedrake (2006)] und [Goswami (1999)] beschrieben wird, trifft eine Aussage über die Stabilität bzw. Instabilität des Systems. Dabei wird das Prinzip des ZMPs um die Punkte des fiktiven ZMPs (FZMP) erweitert. Während beim Prinzip des ZMPs bei Instabilität des Systems diese nur registriert wird, zeigt das Prinzip des FRIs auch das Maß der Instabilität an. Der FRI sagt jedoch nicht nur aus, wie stabil oder instabil das System ist, sondern auch, um welche Kante der Fuß rotiert, falls er instabil wird. Die möglichen Punkte des FRIs sind also die Summe der möglichen ZMPs und der möglichen FZMPs.

## 2.5.2 Poincaré-Abbildung

Eine weitere Möglichkeit zur Beschreibung der Stabilität bietet die Poincaré-Abbildung. Die weite Verbreitung der Methode von Poincaré zur Überprüfung der Existenz und der Stabilität von periodischen Orbits hängt mit den vielfältigen Einsatzmöglichkeiten zusammen. Die Systemmodelle dürfen zum Beispiel zeitinvariant sein oder aus gewöhnlichen Differentialgleichungen bestehen, die periodisch mit der Zeit wechseln. Die Poincaré-Abbildung ist eine Anwendung auf Basis der Eigenwertanalyse [Mombaur (2002)], der Floquet-Theorie [Mombaur (2002)] und der Methode nach Ljapunov [Simon (2004)].

### 2.5.2.1 Grundlagen der Poincaré-Abbildung für allgemeine Systeme

Um eine Poincaré-Abbildung zu erhalten, muss zunächst die Bewegung des Systems mathematisch beschrieben werden. Meist reicht eine Gleichung dafür nicht aus. Darum muss die

Bewegung anhand einer zeit- oder ereignisbasierenden Regel zerteilt werden, um anschließend die Stabilitätseigenschaften der Fix- oder Gleichgewichtspunkte bewerten zu können. Dieses in Abschnitte zerteilte System wird Poincaré-Umkehrabbildung genannt. Die Fixpunkte der Poincaré-Abbildung entsprechen den periodischen Orbits des zugrund liegenden Systems. Wenn also die Abschnitte des zugrundeliegenden Systems kontinuierlich von den Anfangsbedingungen abhängen, sind die Gleichgewichtspunkte der Poincaré-Abbildung nur dann (asymptotisch) stabil, wenn das entsprechenden Orbit (asymptotisch) stabil ist. Falls die Abschnitte in ihren Anfangsbedingungen Lipschitz-stetig sind, führt oben genannte Bedingung zu exponentieller Stabilität.

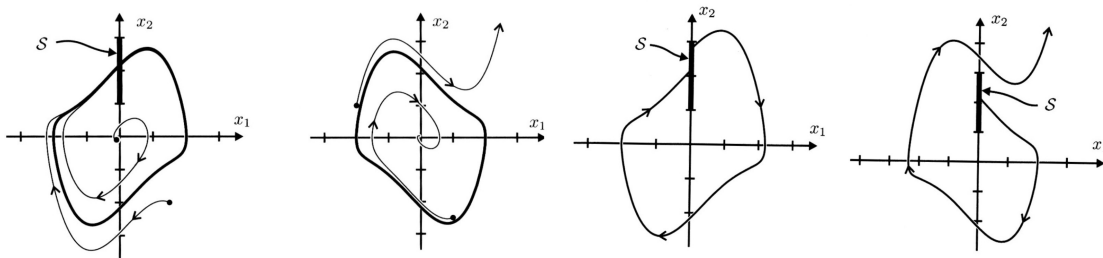
### 2.5.2.2 Vorgehensweise anhand eines van-de-Pol-Oszillators

[Westervelt et al. (2007)] beschreibt die Poincaré-Methode zunächst anhand eines van-der-Pol-Oszillators. Dabei handelt es sich um ein schwingungsfähiges System mit nichtlinearer Dämpfung und Selbsterregung. Für kleine Amplituden ist die Dämpfung negativ, sodass sich die Amplitude vergrößert. Ab einem bestimmten Schwellwert der Amplitude wird die Dämpfung positiv, das System stabilisiert sich und geht in einen Grenzyklus über. Dieses System wird durch die Gleichungen 2.6 und 2.7 beschrieben.

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (2.6)$$

$$\dot{x}_2 = -x_1 + \epsilon(1 - x_1^2)x_2 \quad (2.7)$$

Wie in Abbildung 2.18 zu sehen, ist dieses System für  $\epsilon = +1$  asymptotisch stabil. Das System kehrt also auch bei Auslenkungen zum gewünschten Grenzyklus zurück. Für  $\epsilon = -1$  asymptotisch instabil, sodass sich das System auch bei geringen Abweichungen immer weiter vom gewünschten Grenzyklus entfernt. Dies wird nun im Folgenden anhand der Methode nach Poincaré gezeigt.



**Abbildung 2.18:** Grenzyklen eines van-der-Pol-Oszillators: (links) für  $\epsilon = 1$ ; (Mitte links) für  $\epsilon = -1$ ; (Mitte rechts) wurde ein Fixpunkt gewählt, indem die Poincaré-Abbildung definiert ist; (rechts) ein Fixpunkt, indem die Poincaré-Abbildung nicht definiert ist ([Westervelt et al. (2007)])

Der Grenzyklus schneidet die  $x_2$ -Achse in Abbildung 2.18 zwischen den Werten 1 und 3. Darum wird die Hyperfläche  $\mathcal{S} := \{(x_1, x_2) \in \mathbb{R}^2 | x_1 = 0; 1 < x_2 < 3\}$  definiert und Poincaré-Schnitt genannt. Für die Poincaré-Umkehrabbildung  $\mathcal{P} : \mathcal{S} \rightarrow \mathcal{S}$  wird ein Punkt  $x \in \mathcal{S}$  als Anfangsbedingung betrachtet. Schneidet das Ergebnis  $\phi(t, x)$   $\mathcal{S}$  innerhalb einer Zeit  $t = T_I(x)$  von der anderen Seite, so ist die Poincaré-Abbildung definiert als  $P(x) := \phi(T_I(x), x)$ . Wird  $\mathcal{S}$  hingegen nicht geschnitten, so ist die Poincaré-Abbildung in diesem Punkt nicht definiert. Dies wird in Abbildung 2.18 nochmals optisch verdeutlicht.

Ist die Abbildung eines Punkts  $x^* \in \mathcal{S}$  nach einer Zeit  $T_I(x^*)$  identisch mit dem Punkt  $x^*$ , gilt also  $P(x^*) = x^*$ , so wird  $x^*$  Fixpunkt genannt mit  $T_I(x^*)$  als Periode. Die Menge der Punkte, die die Lösung während einer Periode durchläuft, wird periodischer Orbit oder Grenzyklus genannt.

Die Poincaré-Abbildung kann wie folgt beschrieben werden:

$$P : \begin{bmatrix} 0 \\ x_2 \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} 0 \\ P_2(x_2) \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Ist nun der Betrag aller Eigenwerte der Poincaré-Abbildung kleiner als eins, so ist das System bei kleinen Abweichungen im Fixpunkt stabil. Ist der Betrag auch nur eines Eigenwertes größer als eins, so ist das System im Fixpunkt instabil.

In [Garcia et al. (1998)] wird das Überprüfen von Stabilität anhand der Poincaré-Abbildung am Beispiel eines Passivgängers demonstriert, weshalb im Folgenden zunächst das Modell erklärt wird.

Das Modell und eine typische Schrittfolge ist in Abbildung 2.19 zu sehen. Das Modell besteht aus zwei starren Beinen, die durch ein reibungsfreies Drehgelenk im Hüftbereich miteinander verbunden sind. Nur die Füße und die Hüfte besitzen eine Masse, wobei die Masse  $M$  der Hüfte wesentlich größer ist als die Masse  $m$  der Füße, damit die Bewegung des schwingenden Fußes die Hüftbewegung nicht beeinflusst. Das Modell bewegt sich auf einer Rampe mit der Steigung  $\gamma$ . Wenn der Fuß am Schrittlende auf dem Untergrund auftrifft, erfolgt ein plastischer Aufprall, also gleit- und stoßfrei, und die Geschwindigkeit des Fußes springt abrupt auf Null. Dieser Fuß bleibt stehen, bis der nun schwingende Fuß am jetzigen Standfuß vorbei schwingt, das Schrittlende erreicht hat und nun die Position des Standfußes einnimmt. Während des Gehens besitzt immer nur ein Fuß Bodenkontakt und beim Wechsel berühren nur für einen kurzen Moment beide Füße gleichzeitig den Boden. Wie schon erwähnt, sieht man in Abbildung 2.19 eine typische Schrittsequenz: Das neue Standbein (dünnere Linie) kommt im Bild links oben gerade auf dem Untergrund auf. Das schwingende Bein (dickere Linie) löst sich augenblicklich vom Boden ab, schwingt am Standbein vorbei und kommt am Schrittlende auf dem Untergrund auf. Dabei ist  $l$  die Beinlänge,  $M$  die Hüftmasse,  $m$  die Fußmasse,  $\phi$  der Winkel zwischen dem Stand- und dem Schwungbein,  $\Theta$  der Winkel zwischen

der Untergrundnormalen und dem Standbein,  $\gamma$  ist der Neigungswinkel des Untergrunds und  $g$  die Gravitationskonstante.

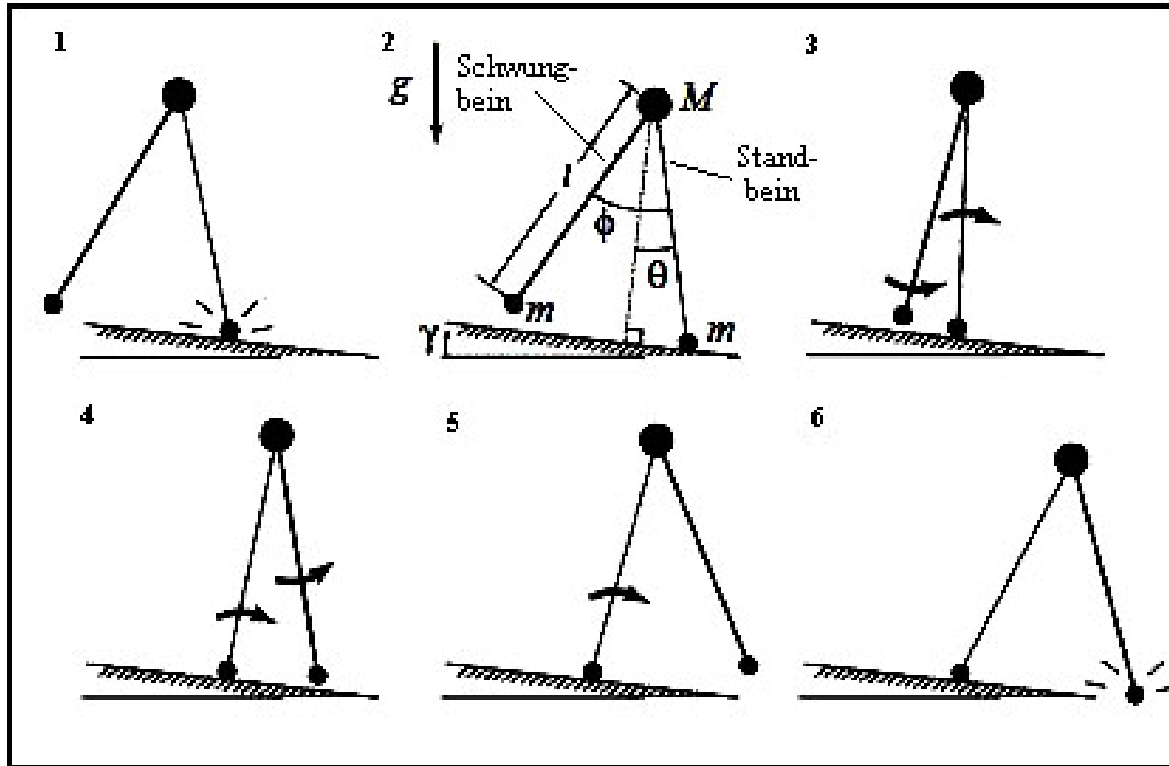


Abbildung 2.19: Das passive Schrittmittel im Bewegungsablauf ([Garcia et al. (1998)])

Um das Modell zu erstellen und zu erfassen wird ein Schritt als eine Poincaré-Abbildung interpretiert. Ganggrenzyklen (Auftreffen des Fußes auf dem Boden) sind die Fixpunkte in dieser Funktion.

Ein Schritt kann als eine Funktion  $\vec{f}(\vec{q})$ , die sogenannte Schrittfunktion, gesehen werden, die als Eingangsgröße die Werte der verschiedenen Winkel und Frequenzen (der Zustandsvariablenvektor  $\vec{q}$ ) an einem bestimmten Punkt in der Bewegung (hier kurz nach dem Auftreffen des Fußes auf dem Untergrund) erhält und die Werte von  $\vec{q}$  nach dem nächsten Auftreffen zurückgibt. Es handelt sich dabei um eine Poincaré-Abbildung. Die Funktion  $\vec{f}(\vec{q})$  wird durch die Konstruktion elementarer Differentialgleichungen und Sprungbedingungen für das Modell ermittelt. Die Gleichungen müssen dann, wenn möglich analytisch, meist jedoch numerisch, gelöst werden. Die Lösung der Gleichungen für eine Zeitspanne, die einem Schritt entspricht, und für eine gegebene Zusammenstellung von Anfangsbedingungen ergibt eine Ermittlung von  $\vec{f}(\vec{q})$ . Ein einfacher, einperiodischer Gangzyklus entspricht, falls er existiert, einer Zusammenstellung von Anfangswerten der Winkel und Frequenzen, die zu den gleichen Winkeln und Frequenzen nach einem Schritt zurückführen. Dieser Vektor  $\vec{q}^*$  ist ein Fixpunkt der Funktion  $\vec{f}(\vec{q})$ , das heißt  $\vec{f}(\vec{q}^*) = \vec{q}^*$ . Dies entspricht dem Ursprung der Funktion  $\vec{g}(\vec{q}) \equiv \vec{f}(\vec{q}) - \vec{q}$ . Ein doppel-periodischer Gangzyklus erreicht die selben Werte der Variablen nach zwei Schritten:  $\vec{f}(\vec{f}(\vec{q}^*)) = \vec{q}^*$  und so weiter. Periodische Gangzyklen

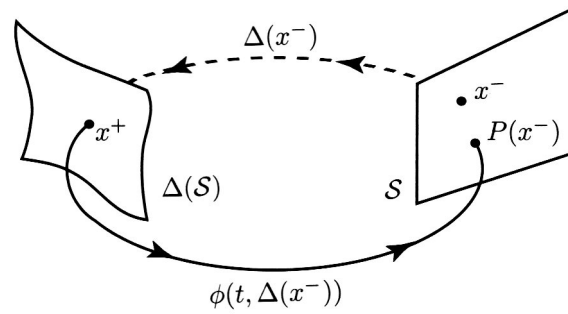
werden durch die Suche, bei der die analytische Abschätzung als Vermutung für die Anfangsbedingungen verwendet wird, mit der multidimensionalen Newton-Raphson-Methode numerisch gefunden. Hierbei wird  $\vec{q}^*$  so gewählt, dass  $\vec{g}(\vec{q}^*) = \vec{0}$  gilt. Die Funktion  $\vec{g}$  wurde zuvor numerisch konstruiert. Sind die periodischen Gangzyklen einmal gefunden, kann die linearisierte Stabilität dieser Zyklen durch das Finden der Eigenwerte der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}$  der Abbildung  $\vec{f}$  bestimmt werden.  $\mathbf{J}$  ist hier die Matrix  $\frac{\partial \vec{f}}{\partial \vec{q}}$  mit den Komponenten  $\frac{\partial f_i}{\partial q_j}$ .  $\mathbf{J}$  wird durch mehrmaliges numerisches Auswerten von  $\vec{f}$  in einer kleinen Umgebung um  $\vec{q}^*$  konstruiert. Unter Annahme von Linearität zwischen dem n-ten und n+1-ten Schritt stellt die Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}$  die Beziehung zwischen diesen beiden Schritten her. Kleine Störungen des Zustandsvektors des Grenzyklus  $\vec{q}^*$  zu Beginn des Schritts werden vom k-ten zum (k+1)-ten Schritt näherungsweise gegen  $\vec{q}^{k+1} \approx \mathbf{J}\vec{q}^k$  wachsen oder fallen. Wenn alle Eigenwerte der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}$  innerhalb des Einheitskreises liegen, werden alle ausreichend kleinen Störungen im Fixpunkt mehr oder weniger schnell auf Null abfallen. Das System wird in seinen Grenzyklus zurückfallen und der Zyklus ist asymptotisch stabil. Falls die Jacobi-Matrix Eigenwerte außerhalb des Einheitskreises besitzt, so wird jede Störung entlang des entsprechenden Eigenvektors anwachsen und das System wird sich immer weiter von seinem Grenzyklus entfernen. Damit gilt der Zyklus als instabil. Hat eine Jacobi-Matrix einen Eigenwert der Größe 1, so ist der Zyklus neutral stabil für kleinste Auslenkungen entlang des entsprechenden Eigenvektors. Solche Störungen werden zunächst einmal weder wachsen noch schrumpfen. Der gegebene Mechanismus kann verschiedene Lösungen mit unterschiedlichen Stabilitäten haben, die vom anfänglichen Zustandsvektor und der Steigung der Rampe, auf der sich das System bewegt, abhängen. Um einen Passivgänger erfolgreich zu entwickeln muss man also die Fixpunkte von  $\vec{f}$  finden und die Eigenwerte der Jacobi-Matrix  $\mathbf{J}$  müssen innerhalb des Einheitskreises liegen.

In [Westervelt et al. (2007)] geht es in erster Linie um die Laufmaschinen RABBIT und ERNIE, die mehrsegmentige Beine besitzen. Man kann damit nicht mehr die Annahme treffen, dass die Beine selbst näherungsweise kein Gewicht haben, um ein korrektes Ergebnis zu erhalten. Darum muss für das Stand- oder das Schwungbein eine gewöhnliche Differentialgleichung gefunden werden (obere Gleichung von 2.9). Die untere Gleichung von 2.9 beschreibt den Fußwechsel.

$$\sum : \begin{cases} \dot{x}(t) = f(x(t)) & x^-(t) \notin \mathcal{S} \\ x^+(t) = \Delta(x^-(t)) & x^-(t) \in \mathcal{S} \end{cases} \quad (2.9)$$

Die Gleichung 2.9 ist graphisch in Abbildung 2.20 dargestellt. Die Umkehrabbildung beschreibt die Entwicklung kurz nach dem Auffußen bis kurz vor dem Abfüßen.

Dennoch sind auch hier das Orbital und der Fixpunkt exponentiell stabil, wenn alle Eigenwerte der Umkehrabbildung kleiner eins sind.



**Abbildung 2.20:** Graphische Darstellung einer Poincaré-Umkehrabbildung ([Westervelt et al. (2007)])

Punktförmige Füße bedeutet hierbei, dass die Beine der Laufmaschine nur punktförmigen Bodenkontakt haben, statt wie beim Prinzip des ZMP menschenähnliche Füße mit großer Auflagefläche. Beim Rennen werden in [Westervelt et al. (2007)] zwei Umkehrabbildungen  $P_{Stand}$  und  $P_{Flug}$  erstellt, die miteinander verknüpft werden:  $P := P_{Stand} \circ P_{Flug}$ . Obwohl beide Abbildungen nur partiell sind, da das Aufkommen nach einer Flugphase genauso wenig immer optimal ist wie der Absprung, ist die Struktur der Poincaré-Abbildung und damit das weitere Vorgehen gleich wie beim Gehen.

Beim Gehen mit Füßen wird bei [Westervelt et al. (2007)] die Methode nach Poincaré auf das Gesamtsystem, sowie auf die einzelnen Phasen angewandt.

### 2.5.3 Vergleich und Bewertung

Der Vergleich und die Bewertung erfolgen zunächst in Form der Tabelle 2.1, in der sich die Prinzipien des ZMPs, zu der auch alle zusätzlichen Definitionen gezählt werden, und der Poincaré-Abbildung gegenüberstehen. Die Bewertung erfolgt durch zwei Minuszeichen (sehr negativ), ein Minuszeichen (negativ), eine Null (neutral), ein Pluszeichen (vorteilhaft) und zwei Pluszeichen (sehr vorteilhaft). Anschließend wird die Bewertung in der Tabelle für jedes Kriterium ausführlich einzeln erklärt, wobei auch die Prinzipien miteinander verglichen werden.

Wie bei den meisten mathematischen Modellen müssen auch beim Prinzip des ZMPs und nach Poincaré **Annahmen** getroffen werden. Es muss zum Beispiel eine Schrittfunktion gefunden werden, die jedoch nur eine Näherung an die Realität darstellt. Das bedeutet aber auch, dass das Modell nur eine Näherung an das reale Objekt ist. Exaktere Näherungen bedeuten immer eine erhöhte Rechenleistung und einen höheren Aufwand, während weniger exakte Näherungen dafür eine höhere Fehlerquote nach sich ziehen. Da dies jedoch bei jedem Modell der Fall ist, wird das Kriterium der Annahmen nur mit negativ bewertet.

Sieht man einmal davon ab, dass eine **instantane Doppelstützphase** auch nur eine Annahme ist, so bemängelt [Denk (2004)], dass dabei der ZMP nur dann von einer Fußfläche



Kriterien	ZMP	Poincaré
Annahmen	-	-
instantane Doppelstützphase	-	0
Dynamikkenntnisse	-	-
Fußgröße	-	+
Fußlage	0	+
Stabilitätsgarantie	+	+
Abfangmöglichkeit	+ +	-
Geschwindigkeit	- -	+ +
Robustheit	+ +	-

**Tabelle 2.1:** Vergleich und Bewertung der Stabilitätsprinzipien des ZMPs und nach Poincaré

zur nächsten wechseln kann, wenn sich diese überlappen und der Schritt entsprechend klein ist. Dies spielt bei Poincaré keine Rolle, weshalb dieses Kriterium sich neutral auf das Prinzip nach Poincaré, jedoch negativ auf das des ZMPs auswirkt.

Ein Nachteil des ZMP-Konzepts ist, dass eine genaue **Dynamikkenntnis** vorliegen muss um die Dynamik des Roboters genau mittels der ZMP-Gleichungen bestimmen zu können. Dies gilt ebenfalls für das Prinzip nach Poincaré. Während beim Prinzip des ZMPs eine mangelhafte Schrittbeschreibung zu falschen Bewegungen führen kann und damit auch zu falschen Ausgleichsreaktionen, muss beim Prinzip nach Poincaré nur der Fixpunkt genau bekannt sein. Da beim Prinzip nach Poincaré jedoch nur geringfügig kleine Fehler ausgeglichen werden können und dort auch nicht korrekte Schrittbeschreibungen einfließen, sollte die Dynamik möglichst bekannt sein. Aus oben genannten Gründen erhalten beide Prinzipien in dieser Zeile ein Minus.

Für die Verwendung des ZMP-Prinzips ist eine große **Fußgröße** notwendig. Dies wirkt sich dann zum Nachteil aus, wenn die großen Füße das Gehen be- oder sogar verhindern, sei es aus Platz- oder auch aus Gewichtsgründen. Bei der Methode von Poincaré kann dieser Fall wegen der möglichen punktförmigen Füßen ausgeschlossen werden, weshalb diese in Bezug auf dieses Kriterium ein Plus und das Prinzip des ZMPs ein Minus erhält.

Bei der Berechnung des ZMPs wird davon ausgegangen, dass die **Fußlage** komplett auf dem Untergrund aufliegt und sich damit auch direkt auf dem Untergrund befindet. Da Laufmaschinen jedoch vorwiegend auf unebenem Gelände eingesetzt werden sollen, wird auch der Fuß in den wenigstens Fällen komplett auf dem Untergrund aufliegen. In [Liu et al. (2008)] wird eine mögliche Lösung durch die besondere Konstruktion des Fußes aufgezeigt: Dort besteht der Fuß aus mehreren Schichten und eine der Schichten ist aus elastischem Material, sodass zumindest kleinere Unebenheiten ausgeglichen werden können. Da sich für diesen Kritikpunkt also eine Lösung finden lässt, wird er als neutral bewertet. Die Methode nach Poincaré betrifft dieses Problem auf Grund der möglichen punktförmigen Füße nicht und wird darum als positiv bewertet.

Die **Stabilitätsgarantie** ist beim Prinzip nach Poincaré eindeutig als positiv zu bewerten. Wurde die Bewegung einmal durch Poincaré als stabil analysiert, garantiert sie die Stabilität solange nur kleine Störungen auftreten. Beim Prinzip des ZMPs ist dies nicht unbedingt eindeutig, da es hierfür verschiedene Meinungen gibt. Die Autoren von [Pratt and Tedrake (2006)] sind der Meinung, dass das Kriterium des ZMPs allein keine Stabilität garantiert und das System zum Beispiel zusammenbrechen kann, wenn alle Winkelmomente Null sind. Dies liegt jedoch an der strengen Definition von Stabilität. Bei [Pratt and Tedrake (2006)] ist ein System schon instabil, wenn es innerhalb einer bestimmten Zeitspanne zu Fall kommen wird. Dies ist zum Beispiel dann der Fall, wenn der Oberkörper nach vorne fällt. Während dieser Bewegung treten unter Umständen noch keine Gelenkmomente auf, das heißt, der ZMP befindet sich noch innerhalb der Sohlenfläche, und dennoch ist es eine Bewegung, die zwangsläufig zu einem Zustand führt, bei dem nicht nur die Füße den Boden berühren. Bei [Pratt and Tedrake (2006)] wird das Kriterium des ZMPs darum soweit erweitert, dass auch die Dynamiken des Systems beachtet werden müssen. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Methode der „Relative Trajectory Control“ nach [Chung (2008)] zusätzlich anzuwenden, bei der die horizontale Geschwindigkeit der Füße im Mittel annähernd der horizontalen Geschwindigkeit der Hüfte und, falls vorhanden, des Oberkörpers in Betrag und Richtung entsprechen muss. Dabei garantiert die ZMP-Regelung, dass der Roboter nicht umkippt. In [Xie et al. (2009)] wird das gelöst, indem mit Hilfe der in-foot-ZMP-Definition die Beine miteinbezogen werden. Man kann also davon ausgehen, dass bei einer Laufmaschine, bei der die Bewegungsfreiheit der Beine und des Oberkörpers entsprechend eingeschränkt sind, das ZMP-Prinzip Stabilität garantiert, weshalb auch dieses Kriterium als positiv bewertet wird.

Je nach Abstand zwischen ZMP und nächst gelegener Fußkante kann das **Maß der Stabilität** bestimmt werden: Je größer der Abstand umso stabiler ist das System. Je größer der Abstand ist, umso größere Störungen können ausgeglichen werden, ohne dass das System instabil wird. Erweitert man das Prinzip des ZMPs zum Prinzip des Foot Rotation Indicator (FRI), kann zusätzlich auch berechnet werden, wie groß das Maß der möglichen Instabilität ist und in welche Richtung der Fuß rotieren wird. Bei der Methode nach Poincaré ist weder das Maß der Stabilität noch das der Instabilität berechenbar, sondern nur die Geschwindigkeit, wie schnell sich die Bewegung nach einer Störung wieder der erwünschten Bewegung annähert. Darum erhält das Prinzip nach Poincaré zwei Minus und das des ZMPs zwei Plus.

Ein Nachteil des Prinzips des ZMPs ist definitiv die Geschwindigkeit: Sobald die Laufmaschine auf Grund von Störungen von ihrem üblichen Gangmuster abweichen muss, um ihre Stabilität zu erhalten, müssen die Trajektorien modifiziert werden. Dies kann aber sehr zeitintensiv sein, weshalb viele Laufmaschinen keine hohen **Laufgeschwindigkeiten** erreichen. Die höchste Renngeschwindigkeit erreicht das neueste Modell des ASIMO mit 6km/h. Da beim Prinzip nach Poincaré während der Bewegung nichts mehr berechnet wird, kann die Laufmaschine wesentlich höhere Geschwindigkeiten als ZMP-geregelte Systeme erreichen. Im Jahr 2004 erreichte RABBIT bereits eine Gehgeschwindigkeit von 3,6km/h. Laut [Westervelt et al. (2007)] sollen jedoch bis zu 5km/h Gehgeschwindigkeit und bis zu 12km/h

Renngeschwindigkeit geplant sein. Darum wird das Prinzip des ZMPs als sehr negativ, das nach Poincaré als sehr vorteilhaft bewertet.

Während beim Prinzip nach Poincaré laut Definition nur geringfügig kleine Störungen kompensiert werden können, kann eine Laufmaschine, die nach dem Prinzip des ZMPs arbeitet, relativ große Störungen abfangen, in dem sie den nächsten Schritt entsprechend berechnet und ausführt. Darum wird das Kriterium **Robustheit gegen Störungen** für Poincaré als negativ und für den ZMP als sehr vorteilhaft bewertet.

Es ist nun nicht sinnvoll, die Punkte der beiden Prinzipien abzuzählen und auf dieser Basis eine Rangfolge zu definieren. Vielmehr sollte man die Bestimmung der Laufmaschine abschätzen und danach urteilen. Ist das Ziel eine schnelle Laufmaschine unter Laborbedingungen, sollte man sich für das Prinzip nach Poincaré entscheiden. Für eine langsame Laufmaschine, die sich dafür aber sicher in realer Umgebung fortbewegen kann, ist das Prinzip des ZMPs geeigneter. Diese Erkenntnis spiegelt sich in gewissen Teilen auch in der Menschheit wider: Ein schneller Läufer ist nicht unbedingt ein guter Bergwanderer und umgekehrt. Und auch ein guter Bergwanderer würde unter Umständen sein Gleichgewicht verlieren, wenn er auf unebenen Wegen rennen müsste.

## 2.6 Regelungstechnische Umsetzungen zweibeinigen Laufens

Die regelungstechnischen Umsetzungen zweibeinigen Laufens können grob in drei Klassen eingeteilt werden. Die erste basiert auf Verfahren, die exaktes Modellwissen verwenden. Mit diesem werden exakte Trajektorien berechnet und die Dynamik vorhergesagt. Die zweite repräsentiert Methoden die das invertierte Pendel zur Regelung nutzen, wie es von [Miuara and Shimoyama (1984)] eingeführt wurde, bzw. dessen Erweiterungen. Hierbei geht es immer darum, einen Körper senkrecht, oder die Schwerpunktprojektion bei den Füßen zu halten. Die letzte basiert auf verschiedenen an die Biologie angelehnten Mechanismen wie verschiedenste neuronale Netze, virtuelle Impedanz bzw. 'Virtual Model Control'.

### 2.6.1 Dynamic Filters

Eine gespeicherte Bewegung aus einem Motion Capturing System oder eine von Hand definierte Bewegung wird derart transformiert, dass sie von dem Roboter ausgeführt werden kann. Hierfür ist exaktes Wissen über die Mechanik und Dynamik des Roboters notwendig. Somit wird eine Datenbank von Bewegungsprimitiven erzeugt, aus denen nach verschiedenen Verfahren, z.B. durch Interpolation dann die gewünschte Bewegung erzeugt wird. Um effizienter arbeiten zu können ist es möglich nur die Trajektorien für einige Schlüsselgelenke

zu speichern. Die Restlichen werden zur Laufzeit automatisch erzeugt und angepasst [Yamane and Nakamura (2000)]. Diese Verfahren ermöglichen einen sehr menschlich wirkenden Gang, da hier Bewegungen des Menschen direkt auf den Roboter kopiert werden. Nicht vorgesehene Bewegungen, d.h. solche, die nicht in der Datenbank gespeichert sind, oder solche, die von den gespeicherten zu sehr abweichen, können jedoch nicht ausgeführt werden. Diese Methode wird hauptsächlich von Industrieprojekten aus dem asiatischen Raum verwendet, da hier Ästhetik vor Flexibilität geht.

### 2.6.2 Invertiertes Pendel

Der Roboter wird durch ein invertiertes Pendel abstrahiert [Kajita and Tani (1995)]. Der Schwerpunkt bildet den Kopf bzw. die Punktmasse und der Standfuß den Bodenkontakt des Pendels. Anhand dieses Pendels wird die auftretende Dynamik geschätzt und durch Gelenkkräfte so ausgeglichen, dass der Roboter balanciert wird. Erweiternde Ansätze arbeiten mit einem Mehrsegment-Pendel um der Flexibilität des Roboters gerecht zu werden oder beziehen den 'Zero Moment Point' (ZMP) für die Positionierung des Pendels auf dem Boden ein [Napoleon (2002); Sugihara (2002)]. Zusätzlich zu dem Balancieren wird auch meist die wellenförmige Schwerpunkttrajektorie betrachtet, die entsteht, wenn dieses Modell zur Erzeugung eines Gangs verwendet wird. [Blickhan (1989); Geyer (2005); Seyfarth et al. (2002)] verwenden eine Unterform dieses Modells, eine Masse auf einem nachgiebigen Bein, um einen selbststabilisierenden Gang zu erzeugen.

### 2.6.3 ZMP basierende Steuerung

Im Prinzip ist diese Herangehensweise mit der des 'Invertierten Pendels' verwandt. Auch hier wird versucht, die Bodenprojektion eines Punktes, in diesem Fall des 'Zero Moment Point', der eine Art Weiterentwicklung des Schwerpunktes ist, in der Standfläche des Roboters zu halten.

Basierend auf dem ZMP kann man nun grundsätzlich zwei Steuerungsarchitekturen aufbauen. Zum einen kann man anhand einer bestehenden ZMP-Trajektorie eine zugehörige Hüft-Trajektorie und anschließend die nötigen Parameter der Beingelenke bestimmen. [Yamaguchi et al. (1998)] nutzt z. B. eine inverse Steuerung der Gelenke basierend auf einer vorgegebenen Trajektorie des ZMP.

Eine weitere Möglichkeit ist als 'Posture Control' bekannt. Hierbei werden mit dem Oberkörper ausgleichende Kipp- oder Translationsbewegungen ausgeführt, um den ZMP auf eine gewünschte Position zu bewegen. Erst wenn diese nicht ausreichen wird ein Schritt eingeleitet. Somit kann der ZMP auf einer gewünschten Trajektorie bewegt werden.

Basierend auf der ZMP-Methode wurden unterschiedliche Erweiterungen wie z.B. die Methode „Posture Control und Ground Reaction Force“ [Hirai et al. (1998)] oder die „Im-

pedanzkontrolle" [Lim et al. (2001b)] entwickelt. In [Li et al. (1992)] wird ein lernender Algorithmus vorgestellt, bei dem die Schätzung des ZMPs durch Lernverfahren verbessert wird.

#### 2.6.4 Bedingungsgebundene Dynamik

Die bedingungsgebundene Dynamik stellt eine Steuerung unter bestimmten Bedingungen, die entweder erfüllt oder verletzt sein dürfen, dar. Derartige Bedingungssysteme treten sowohl als Naturphänomen, als auch als von Menschenhand erzeugtes Phänomen auf [Hemami and Wyman (1979)]. Beschreiben kann man diese Bedingungen unterschiedlich. Funktionell gesehen sind diese Bedingungen von zwei unterschiedlichen Typen: weiche Bedingungen und harte Bedingungen. Hierbei geben weiche Bedingungen einen Bereich z.B. einen Gelenkwinkel von 90 Grad vor, tatsächlich kann der Winkel jedoch in beide Richtungen schwanken. Die Entwicklung einer bedingungsgebundenen Steuerungsarchitektur teilt sich in den Aufbau eines Raumes von Bewegungszuständen, die alle möglichen bzw. gewünschten Bewegungen als Zustandsraum zusammengefasst. Die Aufgabe ist das Eliminieren unerwünschter Bewegungszustände sowie das Finden und Optimieren geeigneter Bewegungen mit Hilfe der entwickelten Bedingungen. Um ein Modell von Bedingungssystemen aufzubauen, werden meist die Lagrang'schen Dynamikgleichungen benutzt, da hier die Bedingungen direkt in die Berechnung einfließen können, und sich somit zusätzliche Bedingungen leicht integrieren oder vorhandene leicht abändern lassen.

#### 2.6.5 Virtual Model Control

Virtual Model Control ist eine Sprache zur Beschreibung von interaktivem Kräfteverhalten. Diese Steuerungstechnik verwendet die Simulation von virtuellen mechanischen Komponenten, um reelle Motorendrehmomente (oder Kräfte) zu erzeugen. Diese virtuellen Komponenten können sehr unterschiedlichen Ursprungs sein: Federn, Massen oder sogar lernende Komponenten.

Die Vorteile eines derartigen virtuellen Kontrollers zeigen sich deutlich in einem Beispiel: Würde man dem Roboter beibringen wollen, wie man an die Türe klopft, wäre das kein zu einfaches Unterfangen. Mit dem virtuellen Controller hingegen müsste man lediglich eine virtuelle Masse zusammen mit einer virtuellen Feder an der Hand des Roboters anbringen. Damit ist die Kraft, die ein realer Roboter dafür aufbringen müsste, bestimmbar.

Eine derartige virtuelle Steuerung findet bei sehr vielen Robotern Anwendung. Vor allem in der Simulation, die jeder Entwicklung vorangeht, ist sie ein beliebtes Werkzeug, um einen Roboter schnell dynamisch zu simulieren. Dieses Verfahren lässt sich einfach zu komplexeren Steuerungen ausbauen [Pratt (1995)]. An ein virtuelles Steuerungsmodell kann nach

Pratt eine Reinforcement-Learning Methode angegliedert werden. Für diese Art der Anwendung wird von dem Reinforcement-Algorithmus eine Zwischenfunktion gelernt, von welcher die Entscheidung oder die Steuerungsaktion abhängt. Das bedeutet, dass der Reinforcement Algorithmus in der Double-Support Phase die Parameter für das schwingende Bein bestimmt. In der Single-Support Phase werden „Höhenkontrolle“ und „Haltungskontrolle“ in Verbindung mit Virtual Model Control verwendet.

### 2.6.6 Passive Läufer

Entgegengesetzt zu den aktiven Kontroll- und Regelungsstrategien ist es auch möglich einen stabilen Gang durch geschickte mechanische Konstruktion des Roboters zu erzeugen, ohne diesen weiter kontrollieren zu müssen. Diese passiven Läufer bewegen sich höchst energieeffizient, da die zugefügte Energie nur die auftretenden Reibungsverluste ausgleichen muss. Hierfür reicht im Allgemeinen eine leicht schräge Ebene aus, die der Roboter hinunter läuft. Der resultierende Gang macht im Gegensatz zu den motorgetriebenen Läufern meist einen sehr ruhigen und ästhetischen Eindruck. Laut [Wollherr (2005)] benötigen die passiven Läufer nur ähnlich viel Energie, gemessen an der Masse und der Geschwindigkeit, wie ein Mensch. Konventionelle Laufmaschinen hingegen benötigen etwa die zehnfache Energie. Das erste Mal wurde diese Idee 1989 von McGeer [McGeer (1998)] erwähnt; 2001 wurde der erste dreidimensional frei gehende Läufer gebaut [Runia et al. (2001)]. Neuerdings werden Ansätze verfolgt, grundsätzlich passive Läufer mit einer geringen Anzahl von Aktuatoren auszustatten, um auf diese Art dem System Energie zuführen zu können. Somit sind diese Laufmaschinen in der Lage ihre Geschwindigkeit anzupassen und auch schiefe Ebenen hinauf zu laufen. Bei diesen viel versprechenden Ansätzen wird nur ergänzend zum ballistischen Laufen geregelt und nicht versucht, das Laufen selbst durch Regelung zu erzeugen.

# Kapitel 3

## Der Weg zum elastischen Laufen

Die entscheidenden Fragestellungen für die Nutzung zweibeiniger Roboter, über eine alleinige Erforschung des Laufens hinaus, hin zu Anwendungen der *Manipulationsunterstützenden Lokomotion* sowie der *Aufgabenorientierten Lokomotion* sind zum einen die Stabilität und Robustheit des Standes und der Bewegung und zum anderen die Frage der Energieeffizienz des Laufapparates. Dabei ist Zielsetzung, dass zweibeinige Roboter, in der Regel humanoide Roboter, Dienstleistungen in Alltagsumgebungen ausüben können. Hierfür ist die Fortbewegung ein wichtiger Bestandteil. Darüber hinaus ist aber auch gerade die Flexibilität des Laufapparates an sich sehr interessant. So ist ein Zweibeinsystem gerade in alltäglichen Umgebungen (wie z.B. Werkstatt, Gastronomie, Haushalt) radgetriebenen Systemen theoretisch durch seine Manövrierbarkeit (vorwärts, seitwärts, Drehung, Treppensteigmöglichkeit) überlegen. Außerdem kann durch den beweglichen Unterkörper auch die Einsatzreichweite bzw. die Manipulationsfähigkeit des Oberkörpers erhöht werden. Des Weiteren ist die menschliche Umgebung für die Fortbewegung auf Beinen optimiert und kann nur begrenzt für eine spezielle Robotertauglichkeit angepasst werden. Bei der Fortbewegung, gerade über längere Strecken, ist der Energieverbrauch aber auch die Frage der angemessenen bzw. tolerierbaren Ausführungszeiten ein entscheidender Faktor über die Einsatzfähigkeit. Dies kann konkret bedeuten, dass z.B. beim Überbringen einer wichtigen Information die Transportgeschwindigkeit entscheidend ist, beim Transport eines zerbrechlichen Gegenstandes dagegen eher eine ausgeglichene weiche Bewegung notwendig ist.

Für die universelle Einsatzfähigkeit eines Zweibeiners müssen diese unterschiedlichen Anforderungen erfüllt werden. Sie ergeben sich aus den möglichen Anwendungen, wobei hier nur auf die sich auf die Lokomotion beschränkenden Anforderungen eingegangen wird:

- Fortbewegungsorientiertes Gehen, Rennen und Springen,
- Manipulationsunterstützendes Stehen und Gehen.

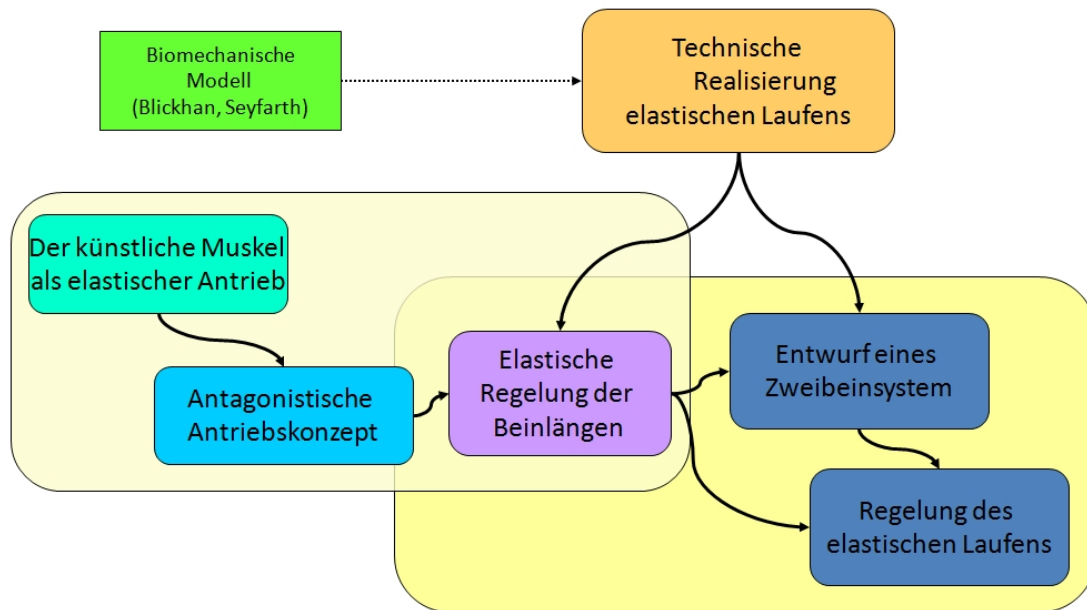
Beim fortbewegungsorientierten Gehen, Rennen und Springen ist gerade die Frage der Energieeffizienz besonders wichtig. Durch die hohe Anzahl sich wiederholender Bewegungen aus

Schwingen und Stemmen der Beine kommt es zu einer ständigen Wechselbelastung aus schneller Bewegung während des Schwingens sowie hoher Belastung während des Stemmens. Weiterhin kommt es gerade beim Rennen und Springen zu großen sprunghaften Änderungen der Belastung auf den Bewegungsapparat sowie in der Stemmphase zu sehr starken Belastungen des Systems an sich. Diese Beweggründe stellen sehr hohe Ansprüche an den mechanischen Aufbau und die Antriebe eines zweibeinigen Systems. Weiter ist zu bedenken, dass wiederum bei Rennen und Springen die Zeiten der Einflussnahme durch Regelungssysteme durch die schnellen Bewegungen sehr gering sind. Gerade auch die kontinuierliche Anpassung der Bewegung an die nur teilweise bekannte Umwelt ist teilweise nicht oder nur in kleinen Grenzen möglich.

Für das manipulationsunterstützende Stehen und Gehen spielt die Stabilität eine entscheidende Rolle. Dabei muss z.B. für unterschiedliche Körperlagen ein stabiler Stand gefunden werden, der auch über einen Zeitraum verharrt werden muss. Gerade bei der Manipulation mit Kontakt zu festen Strukturen wie z.B. beim Öffnen von Schranktüren oder dem Schieben von großen Gegenständen ist eine einstellbare Nachgiebigkeit im Gesamtsystem und damit auch im Bewegungsapparat entscheidend. Ein weiteres Beispiel ist der Transport eines großen Gegenstandes in Kooperation mit einem zweiten Roboter. Hierbei hilft die Nachgiebigkeit, die Verspannungen im Gesamtsystem (bestehend aus dem Objekt und den Transporteuren) ausgleicht und entsprechende Reaktionen erlaubt.

Wie in Kapitel 2 dargestellt gibt es sehr viele unterschiedliche Ansatzpunkte für die technische Realisierung zweibeinigen Laufens. Trotz allem ist die Erfüllung dieser erweiterten Anforderungen mit den aktuellen Systemen bzw. deren Steuerung nicht möglich. Gerade die Steuerung von zweibeinigen Laufrobotern über die ZMP-Methode in Verbindung mit steifen Antrieben kann die Anforderungen nur zu einem sehr kleinen Teil erfüllen. Diese Regelungsverfahren benötigen sehr genaue Modelle des Roboters und der Umwelt. Daraus resultieren hohe Anforderungen an die Recheneinheit sowie für die integrierten Sensorsysteme, die teilweise nicht befriedigt werden können [Löffler et al. (2003)]. Als Antriebe solcher Systeme werden hauptsächlich steife Antriebe verwendet [Löffler et al. (2003); Ogura et al. (2006)]. Elastizitäten findet man in den meisten Systemen, wenn überhaupt nur als passives, stoßabsorbierendes Element. Die Elastizität, die zur anpassungsfähigen Lokomotion notwendig ist, wird bei den meisten Systemen durch eine aktive Regelung der Motoren künstlich erzeugt [Nagasaki et al. (2003)]. Anders als bei den bestehenden Spezialsystemen, wie zum Beispiel reine Renn-Roboter oder Passive-Dynamic-Walker, muss eine biologisch motivierte Steuerung zum universellen Einsatz für Zweibeinsysteme entworfen werden. Unter Zuhilfenahme von Erkenntnissen aus der Biomechanik zum menschlichen Rennen und Gehen soll eine neue Herangehensweise, *das elastische Laufen*, entwickelt werden. Von Seiten der Biomechanik stehen die in Kapitel 2.3 vorgestellten Modelle für das Rennen und Gehen, die zeigen, dass der Mensch bei der Fortbewegung starken Gebrauch der Feder-Dämpfer-Eigenschaften der Muskeln macht, sowie die Untersuchungen der Eigenschaften des Muskels als Einzelantrieb bis hin zur Gesamtcharakteristik des menschlichen Beins zur Verfügung.





**Abbildung 3.1:** Teilschritte für die Realisierung des elastischen Laufens

Für die Realisierung des elastischen Laufens sind aus den vorherigen Überlegungen folgende Voraussetzungen zu erfüllen:

- Die Verwendung eines elastischen muskelähnlichen Antriebs an Schlüsselpositionen des Laufens
- Regelung der Beinlänge
- Umsetzung eines Beines mit elastischen Eigenschaften
- Regelung des Elastischen Laufens

Im folgenden werden die einzelnen Punkte gesondert betrachtet und der gewählte Lösungsweg skizziert (siehe auch Abbildung 3.1). Die technische Realisierung wird ab Kapitel 4 genauer dargelegt.

### 3.1 Die Verwendung eines elastischen Antriebs

Um die Fortbewegungsenergie effizient aufbringen zu können, muss vergleichbar zum Antrieb in der Natur ein Antrieb verwendet werden, in dem kurzzeitig Energie gespeichert werden kann. Weiter ist gerade beim Laufen eine Nachgiebigkeit im Gesamtsystem zu realisieren. Die Nachgiebigkeit ist gerade da notwendig, wo kein genaues Modell des Untergrunds vorliegt. Entscheidend sind dabei sowohl die Beschaffenheit als auch Schwankungen in der

Bodenhöhe. Dies ist beim Laufen in einer normalen Umgebung eigentlich immer der Normalfall. Die Nachgiebigkeit des Gesamtsystem und damit die Steifigkeit der Antriebe muss einstellbar sein, da anwendungsbezogen unterschiedliche Anforderungen an das System gestellt werden. Beim Stehen muss ein sehr steifes Verhalten eingestellt werden; gerade beim Rennen auf festem Untergrund muss eine hohe Nachgiebigkeit eingestellt werden.

Ergänzend dazu muss der Antrieb unterschiedliche Betriebsarten ermöglichen. So müssen einerseits während der Stemmphase sehr hohe Kräfte aufgebaut werden und andererseits in der Schwungphase sehr schnelle Bewegungen ausgeführt werden. Zusätzlich kann eine weitere Möglichkeit der Energieeffizienz erreicht werden, wenn der Antrieb auch erlaubt, dass „eigendynamische“ Effekte, wie zum Beispiel das zentrifugalkraftbegünstigte Durchschwingen des Knies beim Schwung nach vorne, nicht behindert wird, und somit Energie eingespart werden kann.

In Kapitel 2.4.5 wurden unterschiedliche Möglichkeiten zur Realisierung eines elastischen Antriebs vorgestellt. Durch die Verwendung von fluidischen Muskeln nach dem McKibben-Prinzip erhält man in den Gelenken eine inhärente Nachgiebigkeit, die durch die Variation der Muskelzustandsgrößen prinzipiell einstellbar ist. Ein durch fluidische Muskeln angetriebenes Gelenk ist grundsätzlich in drei unterschiedlichen Betriebsmodi einsetzbar. Das Gelenk kann aktiv geregelt werden, es kann aber auch passive oder „frei“ geschaltet werden. Dabei wird im passiven Modus die äußere Luftzufuhr bzw. Luftabfuhr unterbunden, der Muskel hat nun die Eigenschaften einer nichtlinearen Feder. Bei dem „frei“-Modus werden die Muskeln so beschaltet, dass sie keine Kraft auf das Gelenk entwickeln können. Dies wird z.B. erreicht, indem die Muskeln komplett entleert sind.

Durch den Aufbau von antagonistischen Gelenken ist ein ähnlicher Gelenkaufbau wie in der Natur zu erreichen. Daher ist einerseits gerade die Regelung des Gelenks unter Ausnutzung der antagonistischen Eigenschaften wie auch die Einstellung der Gelenksteifigkeit möglich.

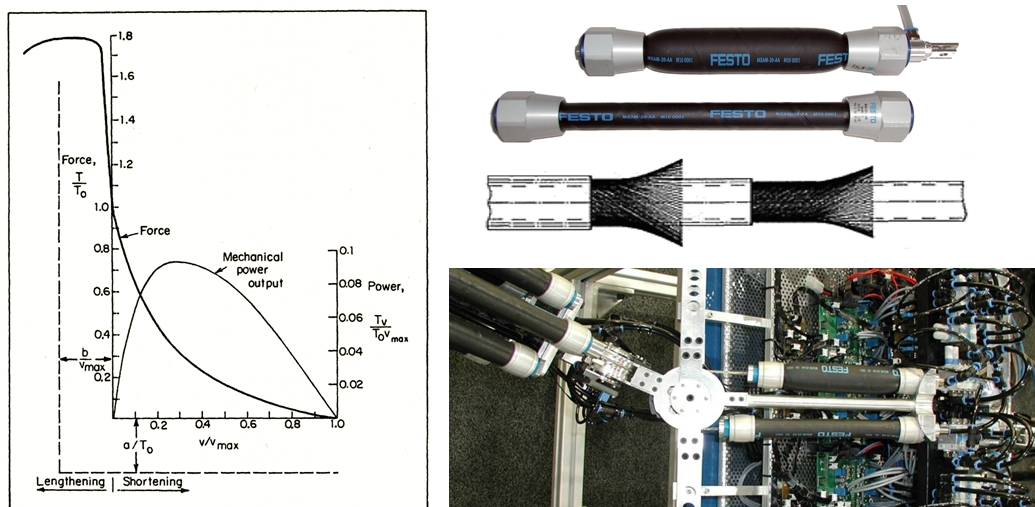


Abbildung 3.2: Konzepts für einen elastisch Antrieb

Durch die Natur der Fluidik ergeben sich einige im Moment nicht lösbare Einschränkungen. Zum einen ist eine echte Autonomie mit einem durch fluidische Muskeln angetriebenen Robotersystem nicht möglich, da für einen längeren Betrieb eine zu große Menge an aufbereiteter Fluidik zur Verfügung gestellt werden muss, zum anderen haben die Muskeln im praktischen Einsatz das Problem, dass durch Totzeiten und Verzögerungsglieder die Befüllung solcher fluidischer Muskeln als zeitlich kritisch angesehen werden muss. Der Muskel ist daher nur für die Realisierung des Knie- und Fußgelenksantriebs die optimale Wahl. Für den Hüftantrieb, bei dem sehr schnelle und gleichzeitig hochgenaue Bewegungen notwendig sind, ist es sinnvoll, für die Realisierung der Hüfte einen bewährten Elektroantrieb zu verwenden. Dabei bleibt der künstliche pneumatische Muskel das Kernstück des elastischen Antriebs.

Zur Verwendung des fluidischen Muskels ist ein genaues dynamisches Modell erforderlich. Hierbei sind gerade die dynamischen Eigenschaften sowie die Einstellbarkeit der Steifigkeit des Muskels von Interesse (siehe Abbildung 3.2).

## 3.2 Regelung des elastischen Antriebs

Für den Entwurf von Regelungen des elastischen Antriebs müssen Strategien gefunden werden, die die Eigenschaften der Antrieb gewinnbringend ausnutzen und nicht wie in den gängigen Systemen versucht wird gerade z. B. die Elastizitäten wegzuregulieren. Hierfür werden zwei grundsätzliche Möglichkeiten der Regelung der elastischen Antriebe untersucht. Einmal handelt es sich um die Regelung, die für die Ausführung von Willkürbewegungen notwendig ist, zum Zweiten um die Verwendung der Muskels als elastische Energiespeicher ähnlich der Feder aus dem biomechanischen Modell der selbststabilisierenden Systeme nach [Blickhan (1989); Geyer (2005)].

### 3.2.1 Willkürbewegung und ihre Regelung

Die Regelung von durch fluidische Muskeln angetriebenen Gelenken stellt hohe Anforderungen an die Gelenkregelung. Zur Regelung der Gelenkstellung müssen zwei miteinander in Wechselwirkung stehende Antriebe geregelt werden. Diese Wechselwirkung ermöglicht, dass neben der Gelenkstellung auch die Gelenksteifigkeit geregelt werden kann. Dafür ist aber eine deutlich aufwändigere Regelung notwendig.

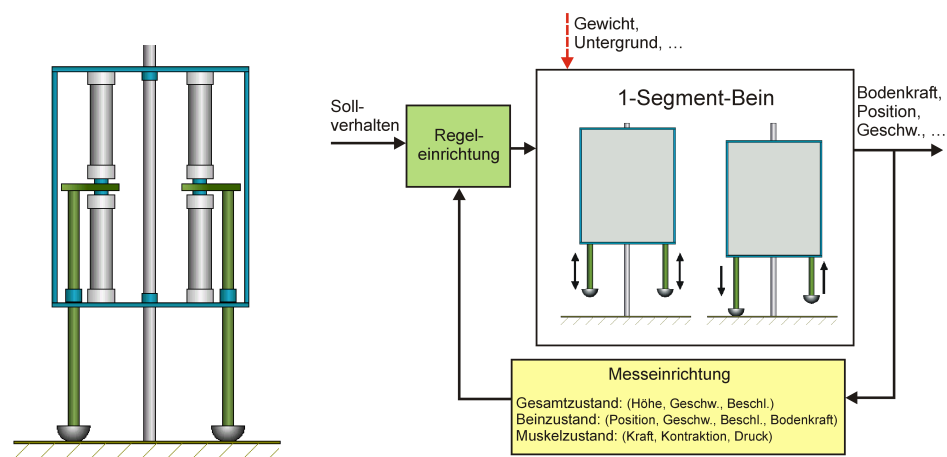
Diese Regelung muss unter Berücksichtigung des antagonistischen Gelenkaufbaus das Einhalten der Sollgrößen sowie die Ausregelung von Störungen ermöglichen. Gleichzeitig muss die sich einstellende inhärent im System vorhandene Gelenkimpedanz berücksichtigt werden.

Eine ausschließlich auf dem Gelenkwinkel basierenden Regelung ist hier nicht mehr ausreichend. Daher wird das fluidisch angetriebene Gelenk durch eine Kaskadierung geregelt.

Dabei wird im Inneren jeweils der Druck in den beiden Muskeln und in der äußeren Kaskade der Winkel geregelt werden. Als weitere Eingangsgröße kann die Steifigkeit des Gelenks vorgegeben werden. Weiterhin wird durch das Wissen über den Zusammenhang zwischen Druck, Kontraktion und Kraft eine Kraftregelung realisiert.

### 3.2.2 Funktionsprinzip zur elastischen Beinlängenregelung für Rennen und Gehen

Um Rennen und Gehen unter Verwendung der biomechanischen Modelle zu ermöglichen, muss als Erstes ein geeigneter Regelungsalgorithmus gefunden werden, der die inhärenten Eigenschaften der künstlichen Muskeln zum Einstellen der Beinlänge ausnutzt. Dabei sollen möglichst einfach und effizient die zur Umsetzung der biologischen Modelle notwendigen stabilen Schwingvorgänge untersucht werden. Nach [Seyfarth et al. (2004)] kann dafür ein mechanisches Modell mit einem Bewegungsfreiheitsgrad benutzt werden, da für die Bewegungen Rennen und Gehen auf der Stelle die gleichen senkrechten Bodenkraftmuster erzeugt werden wie bei den vergleichbaren Vorwärtsbewegungen.



**Abbildung 3.3:** Elastischen Beinlängenregelung für Rennen und Gehen: (links) Skizze des Ein-Segment-Beins; (rechts) Reglerstruktur zum eindimensionalen elastischen Springen und Schwingen

Um Schwingen mit Flugphase, das Grundmodell des Rennens, und Schwingen mit Bodenkontakt, das Grundmodell des Gehens, zu erreichen, ist es erforderlich, einen auf Beinebene arbeitenden Regelungsalgorithmus zu finden, der dieses harmonische Schwingen erzeugt.

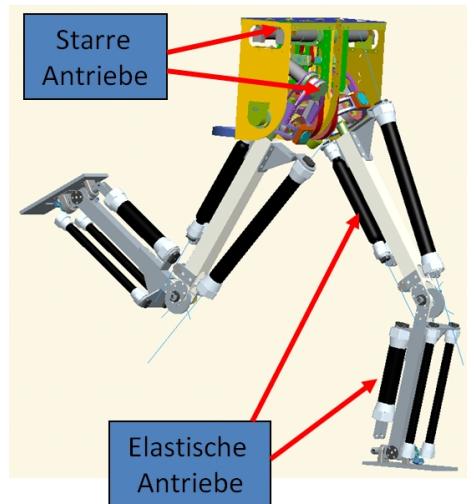
Um den fluidischen Muskel in einer auf seine grundlegende Funktionalität reduzierten Umgebung parametrisieren zu können und um das robuste Zusammenspiel zwischen Regelungsalgorithmus und in die Mechanik ausgelagerte Regelungselemente zu zeigen, sind die Simulation und der Aufbau eines Ein-Segment-Beins notwendig (siehe Abbildung 3.3).

### 3.3 Entwurf eines Konzepts für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner

Die Konstruktion zweibeiniger Systeme stellt aufgrund der großen Instabilität die größte Herausforderung unter den beingetriebenen Robotern dar. Zweibeiner besitzen aber eine weitaus höhere Beweglichkeit als mehrbeinige Varianten. Dies gilt vor allem in engen Räumen. Sie besitzen meist eine kleinere Standfläche und können sich auch auf engem Raum auf der Stelle drehen. Auch das Nachahmen des menschlichen Ganges ist ein komplexes Unterfangen, da hier nur noch ein, oder beim Rennen zeitweise gar kein Standbein mehr zur Verfügung steht und somit ein statisch oder dynamisch stabiler Gang unmöglich wird. Hinzu kommt, dass die herkömmlich verwendeten Elektromotoren den menschlichen Muskeln so unähnlich sind, dass alleine deshalb ein menschenähnlicher Gang mit herkömmlichen Methoden nur schwer zu erreichen ist.

Ein pragmatischer Ansatz für die Realisierung des Fortbewegungsapparats besteht aus einer Kombination aus elastischen und starren Antrieben, wobei muskelähnliche Antriebe in den Schlüsselpositionen des elastischen Laufens vorhanden sein müssen. Als Antriebe der Beine sollen für den Hüftantrieb Elektromotoren und für den Knieantrieb künstliche pneumatische Muskeln verwendet werden. Durch die Elektromotoren ist eine steife schnelle Bewegung der Hüfte möglich. Die Muskeln hingegen ermöglichen durch den Einsatz als antagonistisches Paar, die Realisierung eines einstellbaren Feder-Dämpfer-Systems. Durch Verwendung dieser Muskeln in Verbindung mit der Umsetzung der Modelle der Biomechanik und dem Einsatz einer geeigneten Steuerungsarchitektur soll gezeigt werden, dass anthropomorphes Laufen mit gleichzeitiger Reaktion auf Störungen und Unebenheiten möglich ist. Der Einsatz dieser Modelle und damit die Auslagerung von Teilen der Regelung in die Mechanik ist notwendig. In [Löffler et al. (2002)] wird berichtet, dass mit den heutigen technischen Mitteln die Realisierung schnellerer Laufbewegungen durch die Verwendung eines umfassenden dynamischen Modells anhand expliziter Trajektorienberechnung und komplexer Umwelterfassungssysteme, auf grund von mangelnder Rechenleistung sowie noch zu schlechter Sensorik nicht möglich ist. Dadurch kann eine flexible anthropomorphe Fortbewegung, die gleichzeitig einen energieeffizienten und ästhetischen Gang beschreibt, auf unstrukturiertem, veränderlichem Untergrund realisiert werden.

Aufgrund von Überlegungen bezüglich Segmentlängen und auftretenden Kräften und Momenten wird der konkrete mechanische Aufbau entworfen. Das wichtigste Ziel beim Bau des Beins ist eine möglichst optimale Integration der Muskelantriebe und deren Auslegung. Außerdem sind die Wahl und Integration der Motoren des Hüftantrieb sowie die Anbindung der Hüfte an den Körper entscheidend. Beim mechanische Aufbau werden aus der Biologie bekannte Schutzmechanismen gegen kinematisches „Umklappen“ umgesetzt (siehe auch Abbildung 3.4).



**Abbildung 3.4:** Konzepts für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner

Der Körper des zweibeinigen Laufsystems wird so leicht und so einfach wie möglich aufgebaut. Dabei ist zu berücksichtigen, dass er Teile der benötigten Elektronik- und Pneumatikbauelemente aufnehmen muss und gleichzeitig eine einfache, übersichtliche Verkabelung des Roboters ermöglicht. Es muss ein einfacher Mechanismus zum Rotationsausgleich in der Hochachse entwickelt werden.

### 3.4 Regelung des elastischen Laufens

Der Gang einer Laufmaschine soll idealerweise eine gleichförmige Bewegung mit möglichst wenigen Beschleunigungs- und Bremsvorgängen des Körpers darstellen. Dies gilt sowohl für die Gangrichtung als auch für seitliche Ausgleichsbewegungen um die Balance beim Beinwechsel zu halten. Die zugeführte Energie sollte entweder zur Beschleunigung des Gesamtsystems in Gangrichtung oder zum Ausgleich von Verlusten dienen. Passive Läufer setzen diese Ideale erfolgreich um, allerdings sind sie nicht in der Lage, ihren Gang selbstständig zu beschleunigen.

Eine weitere Möglichkeit den Gang energieeffizienter zu gestalten, ist die Speicherung und spätere gezielte Abgabe von Energie. So ist es zum Beispiel möglich, potentielle und kinetische Energie des Körpers in einem Bein mittels Federn zu speichern, solange die Körperlast auf diesem Bein ruht, und diese mittels einer Vorwärtskraft wieder abzugeben, sobald dieses Bein in die Stemmphase übergeht (siehe Abbildung 3.5). Hierdurch wird eine unnötig starke Auf- und Abbewegung des Schwerpunktes vermieden. Diese Fähigkeit besitzen Lebewesen auf natürliche Art und Weise durch die Elastizität ihrer Muskeln. Genau dieser Effekt wird versucht mittels künstlicher Muskeln nach dem McKibben Prinzip nachzubilden. Hierfür ist es notwendig, den Muskel rechtzeitig, wenn sich die Bodenprojektion des Schwerpunktes

dem Fuß nähert, in den richtigen Spannungszustand zu versetzen. Eine zu hohe Spannung würde den gewünschten Effekt verhindern, eine zu niedrige würde zum Durchsacken des Roboters führen.

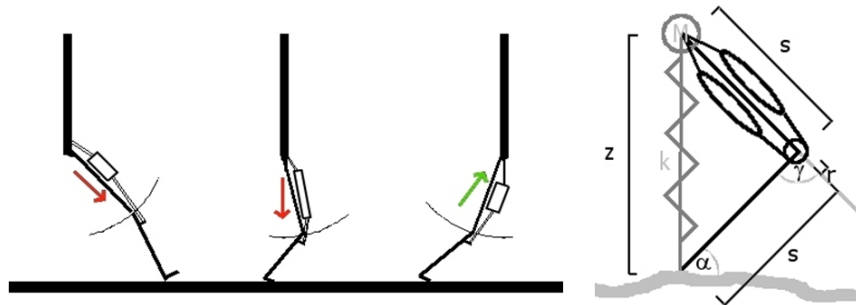


Abbildung 3.5: Das elastische Laufen

Das Laufen mit dynamischer Federkonstante eröffnet weiterreichende Möglichkeiten durch die Verwendung von elastischen Antrieben, die nicht an eine feste Federkonstante gebunden sind. Durch eine Änderung der Federkonstante kann dem Modell potentielle Energie zugeführt oder entzogen werden. Dies ist speziell bei realen Systemen notwendig, da diese nicht, wie das analytische Modell, verlustfrei arbeiten können. Auch können sie nicht einfach einen Simulationslauf mit einer Geschwindigkeit  $x_0$  beginnen. Vielmehr soll dem System die Energie zugeführt werden, ohne jedoch das Modell zu sehr zu verändern. Dies ist auch von Interesse, um dem System die Energie wieder zu entziehen, wenn es abbremsen oder stehen bleiben soll.

Beim Entziehen und Zuführen von Energie ist der Zeitpunkt der Anpassung der Federkonstante von entscheidender Bedeutung, insbesondere, weil die Änderung der Federkonstante durch Druckanpassungen in den Muskeln der Gelenke geschieht. Dies kann nicht instantan erfolgen, sondern nimmt den Zeitraum in Anspruch, den die Luft benötigt, um in die Muskeln hinein oder heraus zu strömen. Diese Totzeit ist abhängig von festen Parametern des Muskels wie Ventilfläche und Volumen, sowie vom aktuellen Druck im Muskel und der Bewegung, die der Muskel gerade ausführt.

Mit dem Konzept des "Virtual Model Control" (VMC) nach [Pratt (1995)] ist es möglich eine Regelung zu erzeugen, die ohne die explizite Berechnung der inversen Kinematik auskommt. Die Kontrolle des Roboters wird nach einem einfachen, intuitiven Prinzip durchgeführt. Sie erfolgt ausschließlich durch das Anlegen externer Kräfte. Die Erzeugung dieser Kräfte durch virtuelle Federn ermöglicht die Generierung sehr natürlich wirkender Bewegungen. Dabei werden diese äußeren Kräfte zwischen einen Punkt auf dem Roboter und dem gewünschten Zielpunkt gelegt. Durch geschickten Einsatz der Jakobi Matrix für eine kinematische Kette (z.B. ein Roboterbein) werden aus der virtuellen äußeren Kraft diejenigen Gelenkmomente berechnet, welche die äußere Kraft kompensieren würden. Tauscht man das Vorzeichen der errechneten Kraft, kann man das Robotersegment an einer Feder, ähnlich einer virtuellen Impedanzregelung, durch den Raum führen.

Der Aufbau des erforderlichen Netzes aus solchen virtuellen Kräften für die Erzeugung des elastischen Gehens wird in drei Schritten durchgeführt. Als erstes wird eine zunächst einfache Regelung generiert, die dem Modell das Stehen ermöglicht. Aufbauend darauf werden die virtuellen Kräfte für die Bewegung der Hüfte und der Kniee hinzugeführt. Basierend auf diesen virtuellen Kraftkomponenten kann dann die vollständige Gangkontrolle für dynamisches Gehen entworfen werden.

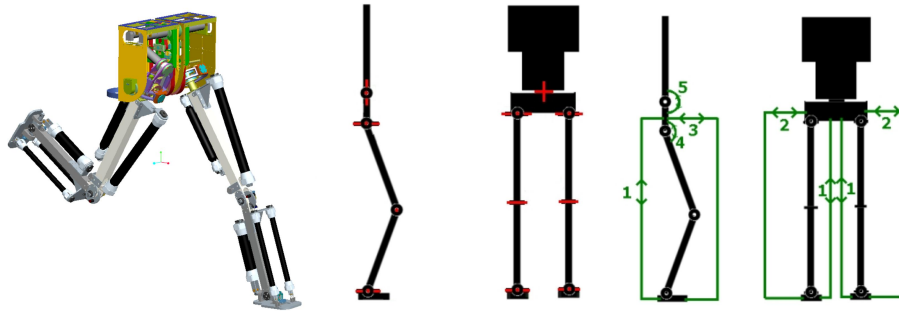
Für den Schwerkraftausgleich wird pro Bein eine "Virtual Component" (VC) benötigt, die eine virtuelle Federkraft nach oben erzeugt. Für ein stabiles Stehen, das Fixieren der beiden rotatorischen Freiheitsgraden der Hüfte, die Absicherung gegen seitliche Verschiebungen sowie die Haltung des Oberkörpers zu ermöglichen sind weitere VCs notwendig. Diese VCs sind in Abbildung 3.6 dargestellt.

Für ein sicheres Gehen werden unterschiedliche VCs notwendig. Sie müssen während des Betriebs ständig neu parametrisiert, aktiviert oder deaktiviert werden. Um hierbei die Federeigenschaft der künstlichen Muskeln möglichst gut nutzen zu können, werden die Knie- und Fußgelenke, soweit möglich, passiv gelassen. Das heißt es wird eine Spannung für das Gelenk, bzw. ein Druck für die Muskeln eingestellt, damit das Gelenk seine Position beibehält. Danach werden die Ventile geschlossen und stehen auch für die Regelung nicht mehr zur Verfügung.

Der Algorithmus für das dynamische Gehen ist anfänglich in Form eines Automaten, mit einem Zustand für die jeweiligen Gangphasen, realisiert. Sein Verhalten basiert auf Ereignissen, die daraufhin stattfindenden Aktionen werden als motorisches Verhalten erzeugt. Ein typischer Gangzyklus sieht wie im Folgenden beschrieben aus. Der Algorithmus schwingt ein Bein nach vorne. Hierbei bedient er sich einer dynamischen Schrittweite, die entsprechend zur höchsten Geschwindigkeit der Hüfte in der vorangegangenen Stemmphase gewählt wird. Ist das Schwungziel des Fußes erreicht, wird, falls nötig, die Krümmung im Knie korrigiert und das Bein versteift. Ist dies geschehen, wird das Bein abgesenkt und gleichzeitig werden die Muskeln des Oberschenkels passiv geschaltet, d.h. die Ventile geschlossen und aus der Regelung der VCs entfernt. Nach dem Aufsetzen des Fußes wird in die Double-Support-Phase übergegangen. Hier wird, sollte die Geschwindigkeit der Hüfte zu gering sein, Kraft in Oberschenkeln und Waden generiert, um den Roboter nach vorne zu stemmen. Ist die Hüfte am Standbein angekommen, werden die Beinschwinger-VCs aktiv und die Hacke wird kurz angezogen, um den Fuß vom Boden zu lösen. Der Fuß schwingt dann zunächst zu einer gehobenen Position, die von der aktuellen Hüfthöhe abhängig ist. Sobald er den Standfuß überschreitet, senkt er sich wieder leicht zu seinem endgültigen Schwungziel ab.

Zur Evaluierung der Regelungsstrategien für elastisches Laufen wird ein vereinfachtes Modell entsprechend des Konzepts aus Kapitel 5 für das Zweibeinsystem verwendet. Die Anzahl der Freiheitsgrade pro Bein wurde auf fünf festgelegt. Zusätzlich zu den Freiheitsgraden in den Beinen werden zwei weitere Freiheitsgrade für den Übergang zwischen Hüfte und





**Abbildung 3.6:** Regelung des elastischen Laufens mittels "Virtual Model Control" (VMC)

Oberkörper festgelegt. Die zugehörigen Gelenkpositionen und Achsen sind in Abbildung 3.6 zu sehen.

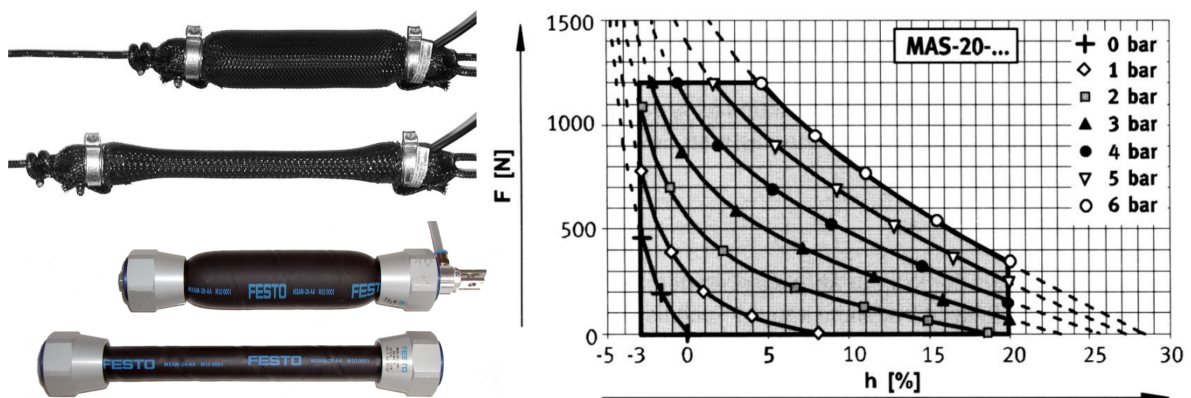
Die Bewegungsfreiheitsgrade dieses vereinfachten Modells reichen aus, um eine gerade Bewegung zu erzeugen. Es ist allerdings notwendig, eine Verdrehung der Hüfte um die Vertikale zu verhindern, da ohne diese Einschränkung die Bewegungsfreiheitsgrade des hier verwendeten Beines nicht ausreichen würden.



# Kapitel 4

## Der elastischer Antrieb

Die Verwendung künstlicher Muskeln nach dem McKibben-Prinzip in der Robotik ermöglicht es ähnliche Bewegungssysteme wie die der Natur aufzubauen und dadurch die Analogie zum biologischen Antrieb für die Entwicklung neuer Regelungsstrategien für Lokomotion und Manipulation zu entwickeln (siehe Abbildung 4.1). Neben den vielen Vorteilen solcher Muskeln wie z.B. die passive Dämpfung, die inhärente Elastizität, das gute Kraft-Gewicht-Verhältnis sowie die Möglichkeit, solche Muskeln trotz schädlicher Umwelteinflüsse zu verwenden, existieren auch Nachteile der Muskeln wie z.B. das nichtlineare Verhalten. Daher ist es für die Verwendung dieser Muskeln notwendig eine genaue Modellierung des Muskels durchzuführen. Durch die Erweiterung und Verbesserung bestehender Modelle [Daerden and Lefeber (2002); Tondu, B. and Lopez, P. (2000); Chou and Hannaford (1996); Hildebrandt et al. (2002)] für fluidische Muskeln wird im Folgenden ein verbessertes Modell vorgestellt. Hierbei liegt der Fokus in der Modellierung der dynamischen Eigenschaften dieser Muskeln.



**Abbildung 4.1:** Fluidischer Muskel nach dem McKibben-Prinzip: (links oben) Shadow Muskel [Shadow (2009)]; (links unten) FESTO Muskel MAS; (rechts) Statisch stationärer Zusammenhang zwischen Druck, Kontraktion und Kraft des Muskels nach [Festo (2009)] (der graue Bereich bezeichnet den vom Hersteller empfohlenen Einsatzbereich für Industrieanwendungen, der Muskel arbeitet aber genauso auch in dem gestrichelten Bereich)

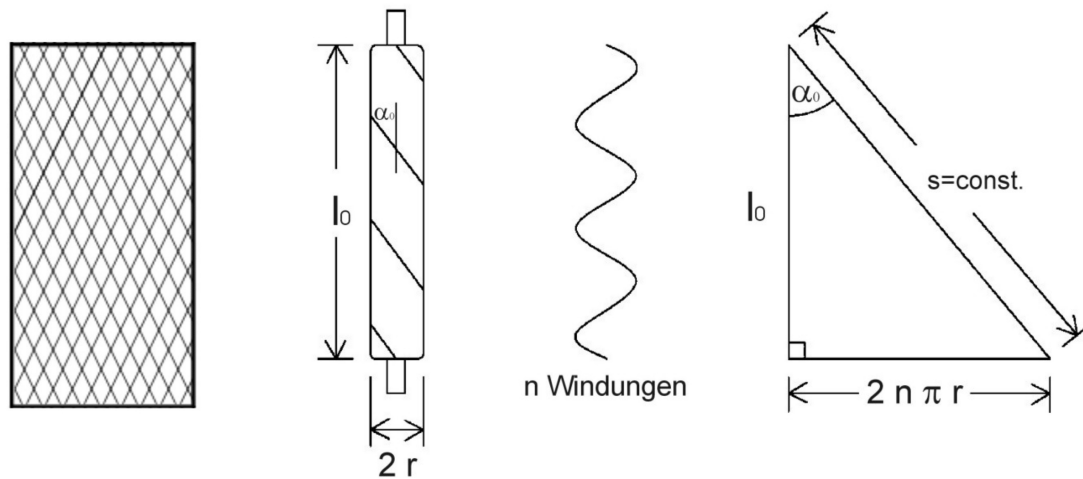
Der fluidische Muskel ist ein Membran-Kontraktionssystem und ist vergleichbar mit einem gewebeverstärkten Schlauch, der aus zwei Hauptkomponenten aufgebaut ist, dem eigentlichen Schlauchmaterial, einem relativ weichen fluidisch dichten Elastomer, und den Gewebefasern, die als Festigkeitsträger dienen und Druck- und Betriebskräfte aufnehmen. Der Verbundwerkstoff aus weichem Wandmaterial und darin eingebetteter Festigkeitsträger in Rautenstruktur wird als Membran bezeichnet. Auf diesem Grundprinzip sind nahezu alle hochfesten beweglichen Druckleitungen oder Druckschläuchen aufgebaut.

Wie in jedem zylinderförmigen Körper entstehen auch im fluidischen Muskel, wenn er mit Innendruck beaufschlagt wird, sowohl Längskräfte an den beiden kreisförmigen Stirnseiten als auch Radialkräfte durch die Wirkkomponenten des Innendrucks nach außen. Aufgrund der Längskräfte ist der Körper bestrebt, sich in die Länge zu dehnen, während aus den Radialkräften in der Wand Umfangskräfte entstehen, die bei einem elastischen Körper zu einer Querdehnung führen würden (vgl. Luftballon). In der Außenfläche des Zylinders überlagern sich Längs- und Umfangskräfte zu einem Kräfteparallelogramm mit genau festliegenden Winkeln. Wenn die Gewebeverstärkung nach „neutralen Winkel“ gewickelt ist, werden alle auftretenden Kräfte längs der Zugfasern eingeleitet; damit bleiben bei Änderungen des Innendrucks die Maße des Schlauchs erhalten (ein bei Druckschläuchen naturgemäß erwünschter Effekt).

Beim Fluidic Muscle dagegen wird der Rautenwinkel der Gewebeverstärkung bei der Herstellung gezielt flacher eingestellt. Die Wirkrichtung der resultierenden Kraft aus Längs- und Umfangsspannung liegt schräg zur Orientierung der Fasern. So weitet sich bei Druckbeaufschlagung die Gitterstruktur auf. Es entsteht dann so lange eine druckabhängige Zugkraft in Axialrichtung, bis das Geflecht sich wieder genau in Richtung der resultierenden Kräfte (neutrale Lage) ausgerichtet hat. Der vorgegebene Winkel, unter dem die Fasern in das Elastomer eingebettet sind, beeinflusst den Kräfteverlauf und die prozentuale Kontraktion der Länge. Sie beträgt bei dem betrachteten Muskel maximal 28% beim Erreichen der neutralen Lage oder anders ausgedrückt: bei einer maximalen Aufweitung des Muskels durch Innendruck verkürzt sich die ursprüngliche Länge um maximal 28% (siehe Abbildung 4.1).

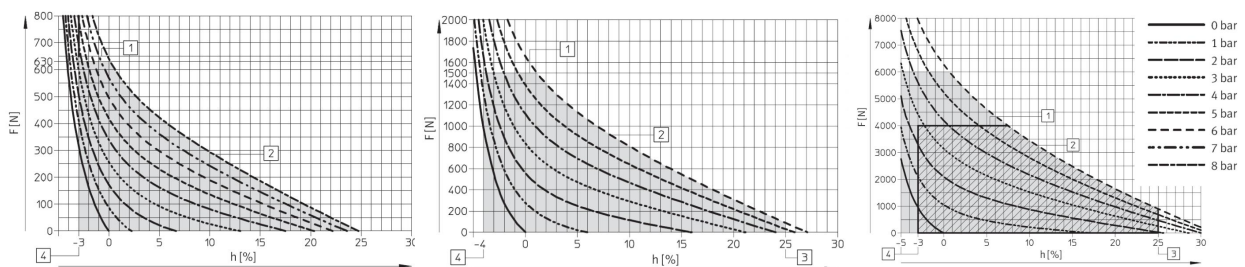
Die Fähigkeit der Kontraktion infolge einer Innendruck-Beaufschlagung führt in Analogie zum biologischen Muskel zu dem Begriff „pneumatischer Muskel“ (fluidischer Muskel), der als Aktuator zur Krafterzeugung dient.

Der fluidische Muskel MAS [Festo (2009)] besteht aus einer fünfschichtigen zylinderförmigen Membran. Diese Membran wird an den Enden mit Anschlussstellen terminiert, wobei die Anschlussstücke eine Öffnung für die Zuführung der Luft haben müssen. Die fünf Schichten ergeben sich aus im Wesentlichen zwei Schichten starrer Fasern, welche durch die verbleibenden drei Schichten aus Elastomeren untereinander und nach außen separiert werden. Die starren Fasern ergeben eine netzähnliche Struktur, wobei durch die separierenden Schichten keine Fasern ineinander verflochten werden müssen. Beim „Aufblasen“ eines Muskels mit Druckluft kommt es zu einer radialen Ausdehnung. Durch die starren Fasern sowie die



**Abbildung 4.2:** Fluidischer Muskel nach dem McKibben-Prinzip - Verdeutlichung der strukturellen Muskelparameter

netzähnliche Konfiguration geht eine axiale Kontraktion mit dieser radialen Ausdehnung einher. In axialer Richtung kann der Muskel Zugkräfte erzeugen. Diese Zugkraft hängt von der Länge und dem Druck des Muskels ab, wobei der nicht oder wenig kontrahierte Muskel eine deutlich höhere Kraft erzeugen kann als ein kontrahierter Muskel (Abbildung 4.1).



**Abbildung 4.3:** Fluidischer Muskel MAS der Firma FESTO in den unterschiedlich verfügbaren Durchmessern von 10, 20 und 40 mm

Im Allgemeinen hängen die Eigenschaften des McKibben-Muskels von den folgenden strukturellen Muskelparametern ab (siehe Abbildung 4.2):

- dem Winkel  $\alpha_0$  der Fasern zur Längsachse im nichtkontrahierten unbelasteten Zustands,
- der Länge  $l_0$  des nichtkontrahierten unbelasteten Muskels sowie
- des Radiuses  $r_0$  des nichtkontrahierten unbelasteten Muskels.

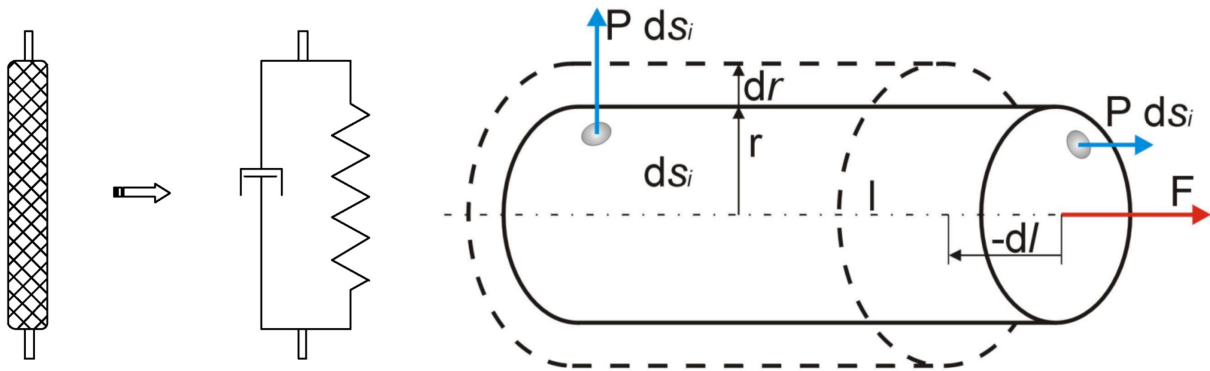
Entsprechend einer Variation dieser Muskelparameter der geben sich z. B. für den fluidischer Muskel MAS der Firma FESTO die in Abbildung 4.3 dargestellten zusammenhänge zwischen Druck, Kontraktion und Kraft.

## 4.1 Modellierung des McKibben-Muskels

Die Modellierung der Muskelkraft für den in diesem Vorhaben verwendeten fluidischen Muskel MAS der Firma FESTO erfolgt aufgrund seiner Feder-Dämpfer-Eigenschaft durch einem Term zur Berechnung des Federkraftanteils und einem für die Berechnung des Dämpferanteils [Colbrunn et al. (2001)]. Zusätzlich ist aber auf Grund des hohen Einflusses der Fasern bei Überstreckung noch ein weiterer Kraftanteil - der Membrankraftanteil - zu berücksichtigen:

$$F_{Muskel}(\kappa, \dot{\kappa}, p) = F_{Feder}(\kappa, p) + F_{Daempfer}(\dot{\kappa}, p) + F_{Membran}(\kappa, p) \quad (4.1)$$

Dabei hängt die Muskelkraft sowohl von den Muskelparametern ab, als auch von dem Relativdruck  $p$ , der Kontraktion  $\kappa$  und der Kontraktionsgeschwindigkeit  $\dot{\kappa}$  des Muskels.



**Abbildung 4.4:** Modellierung des fluidischen Muskels nach dem McKibben-Prinzip: (links) Mechanisches Ersatzschaltbild; (rechts) Herleitung des Federkraftanteils

### 4.1.1 Herleitung des Federkraftanteils der Muskelformel

Um den Federkraftanteil der Muskelkraft herzuleiten wird wie in [Tondu, B. and Lopez, P. (2000)] das Prinzip der virtuellen Arbeit verwendet. Diesem Prinzip folgend muss ein Gleichgewicht zwischen der virtuellen Arbeit, dem im Muskel wirkenden Drucks  $dW_{in}$  und der extern an den Muskel anliegenden Kräfte  $dW_{out}$  (siehe Abbildung 4.4) vorhanden sein.

Die virtuelle Arbeit im Muskel  $dW_{in}$  kann mit Hilfe des absoluten Muskeldrucks  $P$ , des Umgebungsdrucks  $P_N$ , des relativen Muskeldrucks  $p = P - P_N$ , der Oberfläche, auf die der Muskeldruck wirkt  $S_i$ , dem Normalenvektor auf dieser Oberfläche  $ds_i$  sowie der Wirkrichtung des Drucks  $dl_i$  dargestellt werden:

$$dW_{in} = \int_{S_i} (P - P_N) \cdot ds_i \cdot dl_i \quad (4.2)$$

$$= (P - P_N) \cdot \int_{S_i} ds_i \cdot dl_i. \quad (4.3)$$

Durch die Annahme, dass sich die Mantelfläche des Muskels ähnlich der eines Zylinders verhält, kann die virtuelle Arbeit im Muskel  $dW_{in}$  in eine axiale und eine radiale Komponente zerlegt werden, wobei die axiale Komponente die umgekehrte Wirkrichtung wie die radiale Komponente aufweist (siehe Abbildung 4.4). Diese Vereinfachung ist nur zulässig bei einer ausreichenden Länge des Muskels, da sonst die Einschnürung an den Muskelanbindungen diese Vereinfachung nicht erlaubt. Mit der Vereinfachung ergibt sich:

$$dW_{in} = \underbrace{(2 \cdot \pi \cdot r \cdot l \cdot p) \cdot (dr)}_{radial} - \underbrace{(\pi \cdot r^2 \cdot p) \cdot (-dl)}_{axial}. \quad (4.4)$$

Die axiale auf den Muskel wirkende Kraft  $F$  sowie die sich daraus ergebende Muskellängenänderung  $dl$  erzeugen die von außen auf den Muskel wirkende virtuelle Arbeit  $dW_{out}$ :

$$dW_{out} = -F \cdot dl. \quad (4.5)$$

Durch Gleichsetzen der beiden virtuellen Arbeitskomponenten sowie dem Einsetzen der Gleichungen 4.4 und 4.5 erhält man folgende Formel:

$$dW_{in} = dW_{aus} \quad (4.6)$$

$$F \cdot (-dl) = \underbrace{(2 \cdot \pi \cdot r \cdot l \cdot p) \cdot (dr)}_{radiale\ Komponente} - \underbrace{(\pi \cdot r^2 \cdot p) \cdot (-dl)}_{axiale\ Komponente}. \quad (4.7)$$

Teilt man diese Gleichung durch  $(-dl)$ , so ergibt sich wieder eine Formel für die Kraft:

$$F = -(2 \cdot \pi \cdot r \cdot l \cdot p) \cdot \frac{dr}{dl} - (\pi \cdot r^2 \cdot p). \quad (4.8)$$

Der in Abbildung 4.2 dargestellte Zusammenhang zwischen dem Muskelradius  $r$ , der Muskellänge  $l$  sowie dem initialen Faserwinkel  $\alpha_0$  und der Tatsache, dass die Fasern nichtelastisch sind, ergibt sich  $\frac{l}{l_0} = \frac{\cos \alpha}{\cos \alpha_0}$  sowie  $\frac{r}{r_0} = \frac{\sin \alpha}{\sin \alpha_0}$ . Diese beiden Zusammenhänge können wiederum für die Herleitung der Abhängigkeit zwischen  $r$  und  $l$  verwendet werden:

$$\begin{aligned} r &= r_0 \cdot \frac{\sqrt{1 - \cos^2 \alpha}}{\sin \alpha_0} \\ &= r_0 \cdot \frac{\sqrt{1 - \left(\cos \alpha_0 \cdot \frac{l}{l_0}\right)^2}}{\sin \alpha_0}. \end{aligned} \quad (4.9)$$

Durch Ableitung nach  $l$  erhält man:

$$\frac{dr}{dl} = -\frac{r_0 \cdot l \cdot \cos^2 \alpha_0}{l_0^2 \cdot \sin \alpha_0} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\cos \alpha_0 \cdot \frac{l}{l_0}\right)^2}}. \quad (4.10)$$

Durch die Verwendung der Gleichungen 4.9 und 4.10 in Verbindung mit Gleichung 4.8 ergibt sich folgender Zusammenhang für die Muskelkraft:

$$F = \pi \cdot r_0^2 \cdot p \cdot \left( \frac{3}{\tan^2 \alpha_0} \cdot \frac{l^2}{l_0^2} - \frac{1}{\sin^2 \alpha_0} \right). \quad (4.11)$$

Der Zusammenhang zwischen Kraft  $F$ , Druck  $p$  und Kontraktion  $\kappa = \frac{l_0 - l}{l_0}$  ergibt sich damit zu:

$$F_{Feder}(p, \kappa) = (\pi \cdot r_0^2) \cdot p \cdot (a \cdot (1 - \kappa)^2 - b) \quad (4.12)$$

mit  $a = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0}$  und  $b = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0}$ .

### 4.1.2 Herleitung des Membrananteils der Muskelformel

Die Membran des Muskels hat zwei Auswirkungen auf die Entwicklung der Kraft des Muskels. Grundsätzlich muss gegen die Zähigkeit der Membran des Muskels gearbeitet werden, dadurch verringert sich die erzeugbare Kraft des Muskels. Diese Kraftverringering ist nur leicht von dem Muskeldruck abhängig. Mit zunehmendem Druck steigt die Membrangegegnkraft linear mit dem Muskeldruck. Zusätzlich entwickelt die Membran im Fall der Streckung und bei erhöhtem Druck auch für kleine Kontraktionen des Muskels eine Zugkraft. Diese Zugkraft steigt mit Zunahme der Streckung exponentiell an, wobei mit steigendem Druck eine zusätzliche Verstärkung der Zugkraft erreicht wird. Dieser starke Anstieg wird durch den bei Streckung sehr flachen Faserwinkel erzeugt. Durch den linearen Zusammenhang zwischen der Anzahl der beteiligten Fasern mit dem Muskelradius  $r_0$  kann die Gleichung für den Membrananteil der Muskelformel folgendermaßen formuliert werden:

$$F_{Membran}(p, \kappa) = r_0 \cdot a_m \cdot \left( \exp \left( - \left( \kappa - \frac{p}{b_m} \right) \cdot c_m \right) - (d_m \cdot p + 1) \right) \quad (4.13)$$

mit empirisch ermittelten Koeffizienten  $a_m$ ,  $b_m$ ,  $c_m$  und  $d_m$ .

### 4.1.3 Herleitung des Dämpferanteils der Muskelformel

Für die genauere Modellierung des Dämpferanteils gibt es unterschiedliche Ansätze wie zum Beispiel die Modellierung als einfache Coulombsche Reibung [Hildebrandt et al. (2002)], als viskose Reibung [Kerscher et al. (2005); Tondu, B. and Lopez, P. (2000)] sowie als Reibung basierend auf dem Muskelmodell nach Hill [Hill (1938); Tondu and Zagal (2006)].

In den meisten bereits veröffentlichten Modellen des McKibben-Muskels (z.B. [Kerscher et al. (2005)], [Colbrunn et al. (2001)]) wird der Dämpferanteil der Muskelformel als vis-



kose Reibung vergleichbar zum klassischen mechanischen Dämpfer, mit druckabhängigem Dämpferkoeffizient beschrieben:

$$F_{mech.-Dampfer}(\dot{\kappa}, p) = -C_D \cdot (p + P_N) \cdot \dot{\kappa} \quad (4.14)$$

mit dem Normaldruck  $P_N$  und dem empirisch über Versuche bestimmten Dämpfungskoeffizienten  $C_D$ .

Dieses Modell für die Dämpfung ist für langsame Bewegungen, wie z.B. die des sechsbeinigen Roboters AirBug [Kerscher et al. (2002, 2005)] ausreichend genau. Gezielte Tests zur Bestimmung der dynamischen Eigenschaften des Muskels haben aber gezeigt, dass für schnelle Bewegungen dieses Modell nicht genau genug die Realität nachbildet. Gerade für die schnellen Bewegungen, die beim Rennen und Springen auftreten, ist ein genaues Modell für die Dämpfung entscheidend.

Daher wird, dem Muskel-Modell für die biologischen Muskeln nach [Hill (1938)] folgend, der dämpfende Anteil modelliert. Die Reibung des biologischen Muskels ist demnach abhängig von der Kontraktionsgeschwindigkeit  $\dot{x}$ :

$$F_{Hill}(\dot{x}) = -g_a \cdot \frac{a \cdot \dot{x}}{b + \dot{x}} \quad (4.15)$$

$g_a$  steht hierbei für den Grad der Aktivierung des natürlichen Muskels,  $a$  und  $b$  sind die spezifischen Hill-Koeffizienten [Hill (1938)], die über experimentelle Methoden ermittelt werden. Dieser gibt an, wie viele Muskelfasern bei der Bewegung gleichzeitig aktiv sind. So können Bewegungen sowohl mit wenig als auch mit viel Kraft ausgeführt werden. Beim pneumatischen Muskel entspricht das dem Muskeldruck. Die Formel für den Dämpferanteil der Muskelformel ergibt sich zu:

$$F_{Dampfer}(\dot{\kappa}, p) = (p + P_N) \cdot \frac{H_a \cdot \dot{\kappa}}{H_b + \dot{\kappa}} \quad (4.16)$$

mit den wie auch beim biologischen Muskel experimentell ermittelten Hill-Koeffizienten  $H_a$  und  $H_b$ .

#### 4.1.4 Herleitung der Differentialgleichung der Druckänderung im Muskel

Für die Bestimmung des dynamischen Verhaltens des fluidischen Muskels ist das Wissen über den aktuellen Druck im Muskel zwingend erforderlich. Der Muskeldruck hängt von zwei Faktoren ab, einmal vom Verhältnis zwischen dem Volumen komprimierter Luft bei Normaldruck zu dem Volumen des Muskels und zum anderen vom Volumenstrom in den Muskel, wobei dieser Volumenstrom sowohl positiv als auch negativ sein kann.

Daher ist es notwendig, das Volumen des Muskels in Abhängigkeit von der aktuellen Kontraktion des Muskels und die Menge an Luft im Muskel zu kennen.

#### 4.1.4.1 Muskelvolumen in Abhängigkeit von $\kappa$

Berücksichtigt man anfangs nicht, dass sich der Muskel an seinen Enden aufgrund der Anbindungen nicht ausdehnt, kann das Muskelvolumen über die Volumenformel eines Zylinders berechnet werden.

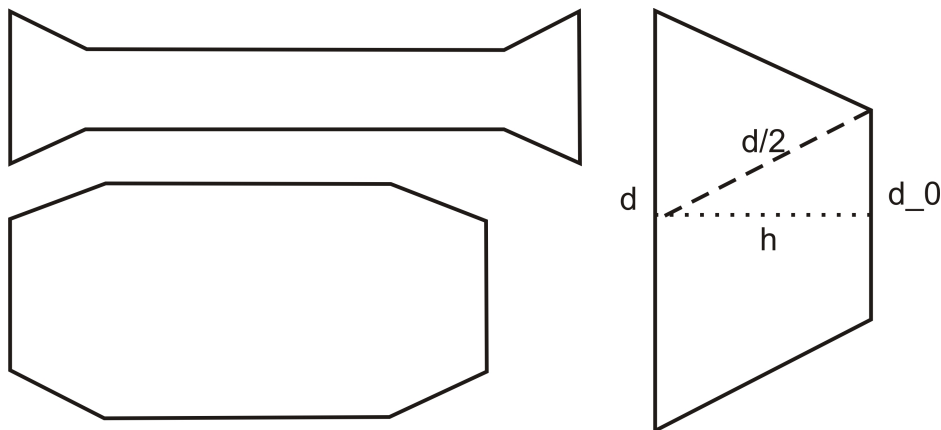
$$V_{zyl} = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot d^2 \cdot l \quad (4.17)$$

Unter Zuhilfenahme der Zusammenhänge, die sich aus Abbildung 4.2 ergeben, kann der Muskeldurchmesser  $d$  in Abhängigkeit der Muskellänge  $l$  ausgedrückt werden:

$$d(l) = \left( d_0 \cdot \sqrt{\frac{1 - \left(\frac{l}{l_0} \cdot \cos \alpha_0\right)^2}{1 - \cos^2 \alpha_0}} \right). \quad (4.18)$$

Damit ergibt sich das Volumen des Zylinders in Abhängigkeit von der Kontraktion  $\kappa(l) = \frac{l_0 - l}{l_0}$  mit  $f_c = \cos^2 \alpha_0$  zu

$$V_{zyl}(\kappa) = \frac{\pi \cdot d_0^2 \cdot l_0}{4} \cdot \left( \frac{1 - (1 - \kappa)^2 \cdot f_c}{1 - f_c} \right) \cdot (1 - \kappa). \quad (4.19)$$



**Abbildung 4.5:** Approximative Ermittlung des Muskelvolumens: Kegelstumpf, als Annäherung der Verformung des Muskels an den Anbindungen

Da bei kurzen Muskeln ( $l < 25 \cdot r_0$ ) die Einschnürung an den Anbindungen eine nicht zu vernachlässigende Rolle spielt, soll diese Verformung an den Enden des Muskels auch modelliert werden. Um die Berechnung allerdings nicht zu aufwändig zu gestalten, wird diese Einschnürung als Kegelstumpf angenähert (Abbildung 4.5). Dabei wird vernachlässigt,

dass sich in Realität auch der Zusammenhang zwischen Durchmesser und Länge aufgrund des Einschnürens an den Anbindungen leicht verändert. Die Formel für das Volumen des Kegelstumpfs ist

$$V_{ks} = \frac{\pi \cdot h}{3} \cdot \left( \frac{d^2}{4} + d \cdot d_0 + \frac{d_0^2}{4} \right) \quad (4.20)$$

wobei die Höhe  $h = \left( \sqrt{\left| \frac{d^2}{4} - \frac{d_0^2}{4} \right|} \right)$  nach Pythagoras berechnet werden kann.

Setzt man nun alle Beziehungen für den Kegelstumpf ineinander ein, so erhält man im Fall des Muskels das Volumen des Kegelstumpfs:

$$V_{ks}(\kappa) = \frac{\pi \cdot d_0^3}{24} \cdot \left( \sqrt{|T(\kappa) - 1|} \right) \cdot \left( T(\kappa) + \left( 4 \cdot \sqrt{T(\kappa)} \right) + 1 \right) \quad (4.21)$$

$$T(\kappa) = \frac{1 - (1 - \kappa)^2 \cdot f_c}{1 - f_c} \quad (4.22)$$

Für die Berechnung des Volumens des Zylinders muss die Länge in Gleichung 4.19 angepasst werden, da das Gesamtvolumen durch Zusammensetzung von zwei Kegelstümpfen und dem Zylinder berechnet wird. Es ergibt sich als neue Länge des Zylinders:

$$\begin{aligned} l_{zyl}(\kappa) &= l - 2 \cdot h \\ &= l_0 \cdot (1 - \kappa) - d_0 \cdot \sqrt{\left| \frac{1 - (1 - \kappa)^2 \cdot f_c}{1 - f_c} - 1 \right|} \end{aligned} \quad (4.23)$$

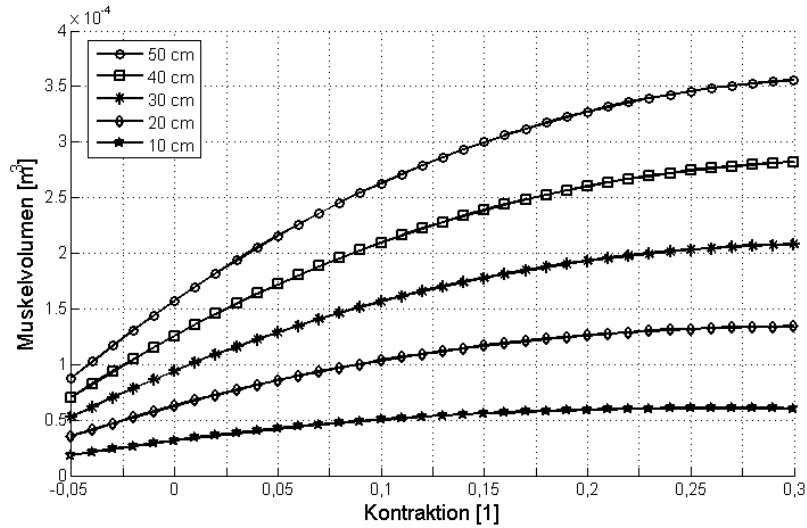
Hier wird vernachlässigt, dass die Länge außerdem noch mit dem Bogen des Kugelschnittes und dem Faserwinkel zusammenhängt. Das Zylindervolumen beträgt:

$$V_{zyl}(\kappa) = \frac{\pi \cdot d_0^2}{4} \cdot \left( \frac{1 - (1 - \kappa)^2 \cdot f_c}{1 - f_c} \right)^2 \cdot \left( l_0 \cdot (1 - \kappa) - d_0 \cdot \sqrt{\left| \frac{1 - (1 - \kappa)^2 \cdot f_c}{1 - f_c} - 1 \right|} \right) \quad (4.24)$$

und damit erhält man das Volumen des Muskels in Abhängigkeit von der Kontraktion zu:

$$V_{Mus}(\kappa) = V_{zyl}(\kappa) + 2 \cdot V_{ks}(\kappa). \quad (4.25)$$

Der Verlauf des Muskelvolumens  $V_{Mus}$  in Abhängigkeit von der Muskelkontraktion  $\kappa$  ist in Abbildung 4.6 für unterschiedliche Muskelängen dargestellt.



**Abbildung 4.6:** Muskelvolumen in Abhängigkeit der initialen Muskellänge und der Kontraktion des Muskels

#### 4.1.4.2 Luftmenge im Muskel

Die Beschreibung des Zusammenhangs zwischen dem Muskeldruck und der sich im Muskel befindlichen Luftmenge kann über die Zustandsgleichung für ideale Gase erfolgen:

$$P \cdot V = N \cdot k_b \cdot T, \quad (4.26)$$

mit dem absoluten Druck  $P$ , dem Volumen  $V$ , der Molekülzahl  $N$ , der Boltzmannkonstanten  $k_b$  und der absoluten Temperatur  $T$  (nach [Bergmann and Schaefer (1998)]).

Im Folgenden wird angenommen, dass die Temperatur konstant bleibt. Damit ergibt sich das Gesetz von Boyle-Mariotte

$$P \cdot V = const. \quad (4.27)$$

Ausgehend von Gleichung 4.27 kann der Druck im Muskel berechnet werden, wenn das Luftvolumen  $V_{Luft}$ , das sich im Muskel befindet, bei Normaldruck  $P_N$  bekannt ist:

$$\begin{aligned} P_{Mus} \cdot V_{Mus} &= P_N \cdot V_{Luft} \\ P_{Mus} &= P_N \cdot \frac{V_{Luft}}{V_{Mus}}. \end{aligned} \quad (4.28)$$

Durch Differentiation nach der Zeit erhält man den Zusammenhang für die Druckänderung

$$\dot{P}_{Mus} = P_N \cdot \left( \frac{\dot{V}_{Luft}}{V_{Mus}} - V_{Luft} \cdot \frac{\dot{V}_{Mus}}{V_{Mus}^2} \right). \quad (4.29)$$

$\dot{V}_{Luft}$  kann über die Bernoulli-Gleichung für ideale Fluide (aus [Vogel (1995)])

$$P + \frac{1}{2}\rho v^2 = P_0 = const \quad (4.30)$$

berechnet werden. Dabei ist  $v$  die Strömungsgeschwindigkeit,  $\rho$  die Dichte,  $P$  der statische Druck und  $P_0$  der Ruhedruck.

Um die Strömungsgeschwindigkeit durch den Volumenstrom ersetzen zu können, wird angenommen, dass das Gas an einer Stelle seines Wegs zum Muskel einen kleinsten Querschnitt  $A_{min}$  durchströmen muss. Hier gilt:

$$\frac{\Delta V}{\Delta t} = A_{min} \cdot \frac{\Delta s}{\Delta t}. \quad (4.31)$$

Lässt man  $\Delta t$  gegen Null streben, erhält man

$$\dot{V}_{Luft} = A_{min} \cdot \dot{s} \quad (4.32)$$

Da  $\dot{s} = v$  ist, kann mit Gleichung 4.30 nach  $v$  aufgelöst die Formel für den Volumenstrom in den Muskel aufgestellt werden

$$\dot{V}_{Luft} = A_{min} \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot (P_0 - P)}{\rho}}. \quad (4.33)$$

In [Watton (1989)] wird diese Formel um einen Korrekturfaktor  $C_q$  erweitert. Dadurch kann die Formel auch für nichtideale Gase verwendet werden. Mit  $C_a = C_q \cdot \sqrt{\frac{2}{\rho}}$  ergibt sich folgende Formel:

$$\dot{V}_{Luft} = C_a \cdot A_{min} \cdot \sqrt{(P_0 - P)}. \quad (4.34)$$

Hier müssen jetzt prinzipiell zwei Fälle unterschieden werden:

**Befüllung:** Die Änderung der Volumenmenge ist positiv ( $\dot{V}_{Luft} > 0$ ):  $P_0$  ist der Versorgungsdruck und  $P$  der Druck im Muskel.

**Leerung:** Die Änderung der Volumenmenge ist negativ ( $\dot{V}_{Luft} < 0$ ):  $P_0$  ist der Druck im Muskel und  $P$  der Normaldruck  $P_N$ .

Da der Volumenstrom aber nach Gleichung 4.34 nicht negativ werden kann, wird für das Modell ein weiterer Faktor  $f_V$  eingeführt, der für Befüllen zu eins und für Entleeren zu minus eins gesetzt wird. Der Volumenstrom ergibt sich damit zu:

$$\dot{V}_{Luft} = f_V \cdot C_a \cdot A_{min} \cdot \sqrt{(P_0 - P)}. \quad (4.35)$$

Dabei wird  $A_{min}$  durch das verwendete Ventil eingestellt und ab jetzt mit  $A_V$  bezeichnet.

$\dot{V}_{Mus}$  kann durch Differentiation von Gleichung 4.25 nach der Zeit berechnet werden und ist eine Funktion in Abhängigkeit von der Kontraktion  $\kappa$  und der Kontraktionsänderung  $\dot{\kappa}$ . Das aktuelle Luftvolumen im Muskel kann wiederum über Gleichung 4.28 in Abhängigkeit vom aktuellen Druck und dem Volumen des Muskels berechnet werden:

$$V_{Luft} = V_{Mus}(\kappa) \cdot \frac{P_{Mus}}{P_N}. \quad (4.36)$$

Es ergibt sich damit für die Druckänderung im Muskel folgender Zusammenhang:

$$\dot{P}_{Mus} = P_N \cdot \frac{f_V \cdot C_a \cdot A_V \cdot \sqrt{(P_0 - P)}}{V_{Mus}(\kappa)} - P_{Mus} \cdot \frac{\dot{V}_{Mus}(\kappa, \dot{\kappa})}{V_{Mus}(\kappa)}. \quad (4.37)$$

Der relative Muskeldruck  $p_{Mus}$  ergibt sich durch Subtraktion des absoluten Muskeldrucks  $P_{Mus}$  von dem Normdruck  $P_N$ :

$$p_{Mus} = P_{Mus} - P_N. \quad (4.38)$$

### 4.1.5 Zusammenfassung der Modellbildung

Zur Beschreibung des fluidischen Muskels sind die folgenden Gleichungen zusammenfassend zu nennen: die Formeln zur Beschreibung der Muskelkraft:

$$F_{Muskel}(\kappa, \dot{\kappa}, p) = F_{Feder}(\kappa, p) + F_{Dämpfer}(\dot{\kappa}, p) + F_{Membran}(\kappa, p) \quad (4.39)$$

mit den einzelnen Komponenten des Feder-, Dämpfer- und Membrananteils:

$$F_{Feder}(p, \kappa) = (\pi \cdot r_0^2) \cdot p \cdot (a \cdot (1 - \kappa)^2 - b), \quad (4.40)$$

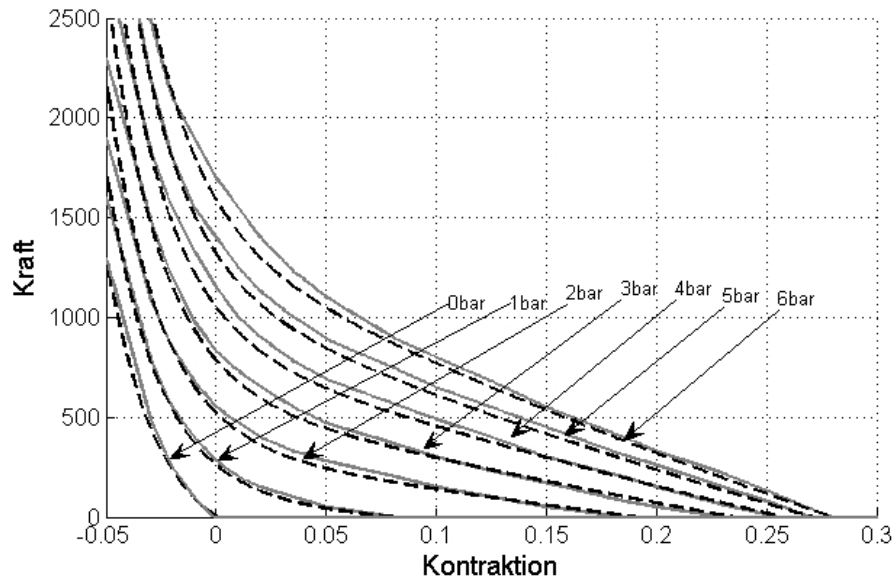
$$F_{Dämpfer}(\dot{\kappa}, p) = (p + P_N) \cdot \frac{H_a \cdot \dot{\kappa}}{H_b + \dot{\kappa}}, \quad (4.41)$$

$$F_{Membran}(p, \kappa) = r_0 \cdot a_m \cdot \left( \exp \left( - \left( \kappa - \frac{p}{b_m} \right) \cdot c_m \right) - (d_m \cdot p + 1) \right). \quad (4.42)$$

Weiterhin die Differentialgleichung zur Berechnung des Muskeldrucks:

$$\dot{P}_{Mus} = P_N \cdot \frac{f_V \cdot C_a \cdot A_V \cdot \sqrt{(P_0 - P)}}{V_{Mus}(\kappa)} - P_{Mus} \cdot \frac{\dot{V}_{Mus}(\kappa, \dot{\kappa})}{V_{Mus}(\kappa)}. \quad (4.43)$$

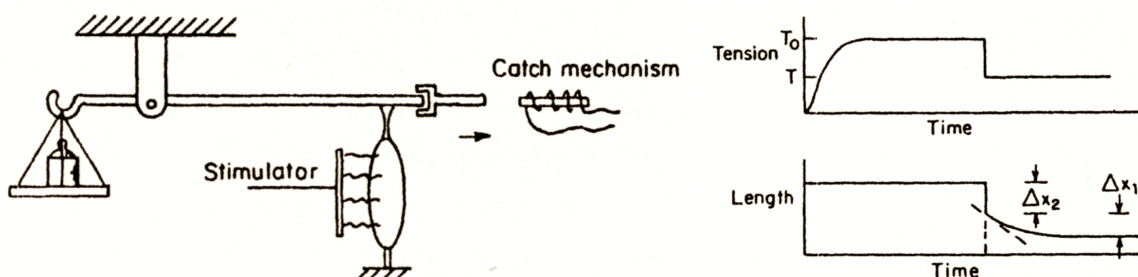
In Abbildung 4.7 erkennt man, dass im statischen Fall mit dem Model eine sehr gute Annäherung an die realen Daten des FESTO-Muskels erreicht wird.



**Abbildung 4.7:** Vergleich der statischen Muskelkurve des Modells (schwarz gestrichelt) mit realen Daten des MAS20 von FESTO (grau durchgezogenen Linien)

## 4.2 Dynamische Eigenschaften des McKibben-Muskels

Zur Evaluierung des Muskelmodells einerseits und zum Vergleich des Muskelverhaltens mit dem des biologischen Muskels andererseits, wurde in Anlehnung an den Quick-Release-Versuchsaufbau für biologische Muskeln [McMahon (1984)] für den fluidischen Muskel ein Quick-Release-Versuchsaufbau entworfen. Im Folgenden wird dieser Testaufbau genauer beschrieben und gezeigt, dass mit Hilfe des entwickelten Muskelmodells neben dem statischen auch das dynamische Verhalten des Muskels sehr gut nachgebildet werden kann [Kerscher et al. (2006)]. Im Folgenden wird anhand der Untersuchungen am Quick-Release-Teststand gezeigt, dass der fluidische Muskel ein sehr ähnliches dynamisches Verhalten wie der biologische Muskel zeigt [Kerscher et al. (2006)].



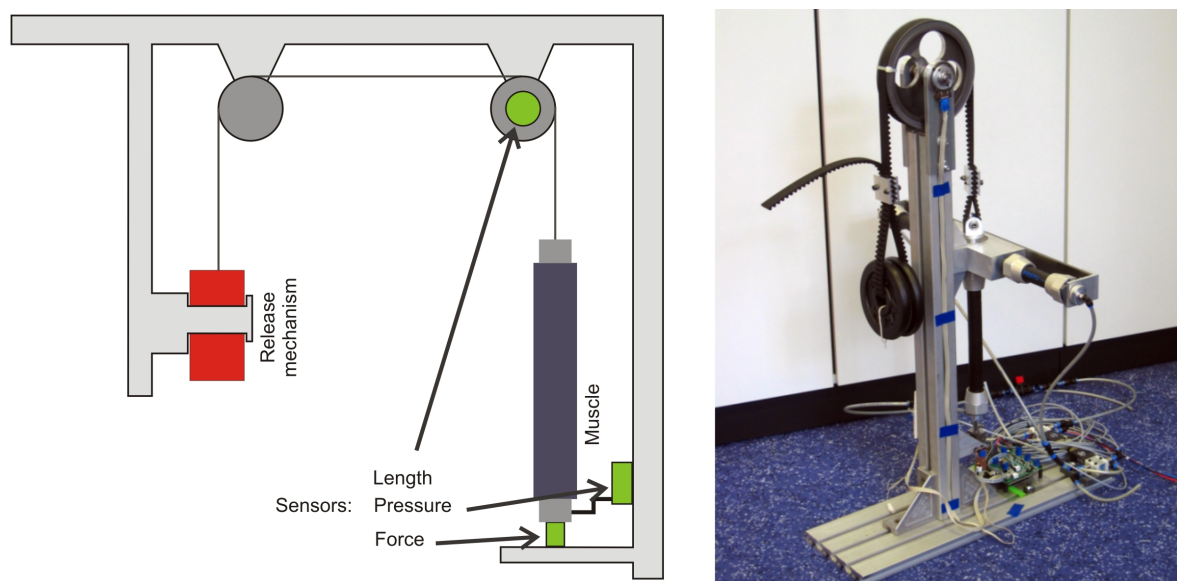
**Abbildung 4.8:** Schematischer Aufbau des Quick-Release-Testaufbaus für biologische Muskeln [McMahon (1984)].

### 4.2.1 Quick-Release Test-Umgebung

Mit Hilfe der Quick-Release Test-Umgebung ist es möglich sowohl die statischen als auch die dynamischen Eigenschaften von Muskeln zu bestimmen. Gerade der für den späteren Einsatz als Antrieb für die Lokomotion wichtige Zusammenhang zwischen Kraft und Kontraktionsgeschwindigkeit kann hier genau untersucht werden.

Bei der Quick-Release Test-Umgebung (siehe Abbildung 4.8) wird ein Muskel unter einer spezifischen Erregung in unterschiedlichen Anfangslängen gebraucht. Hierbei ist ein Ende des Muskels fest eingespannt, das andere Ende ist grundsätzlich frei gelagert, aber durch einen Festhaltemechanismus an variablen Positionen fixierbar. Danach wird sprunghaft eine gewählte Belastung an den Muskel angelegt. Dies geschieht durch das Lösen des Festhaltemechanismus des Muskels. In der Regel muss dann der Muskel gegen ein Gewicht arbeiten. Der Muskel kann sich entsprechend der wirkenden Kräfte zusammenziehen oder er wird gedehnt.

Im Fall des fluidischen Muskels wird die Erregung durch das Anlegen eines spezifischen Drucks erreicht. Zum Anlegen dieses Drucks wird eine für die vorherrschende Kontraktion angepasste Menge an Luft in den Muskel eingebracht. Diese Menge Luft bleibt die Durchführung des Versuchs konstante. Durch den nichtlinearen Zusammenhang (siehe Gleichung 4.25) zwischen Kontraktion und Muskelvolumen ändert sich der Muskeldruck im Verlauf der Einzelexperimente. Der schematische Aufbau sowie die Realisierung ist in Abbildung 4.9 dargestellt. Durch die Verwendung von unterschiedlichen Sensoren, können alle für den Muskel wichtigen Größen (Druck, Kontraktion, Kraft) aufgezeichnet werden.



**Abbildung 4.9:** Quick-Release Test-Umgebung für fluidische Muskeln: (links) Schematischer Aufbau; (rechts) Realisierte Quick-Release Test-Umgebung für fluidische Muskeln.

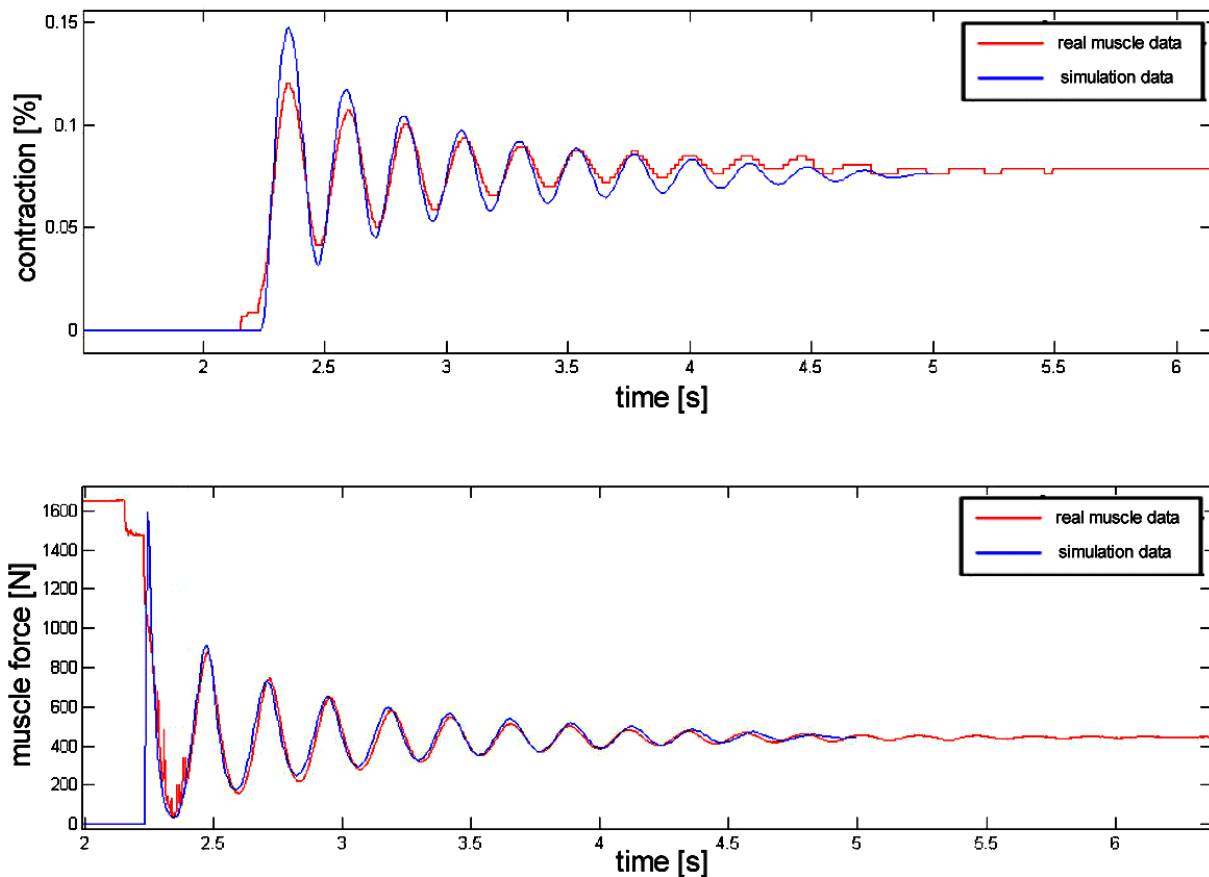


Für den Vergleich zwischen Modell und realem Verhalten wird für die Quick-Release Test-Umgebung ebenfalls eine Modellbildung durchgeführt. Als Modell für den Testaufbau kann unter Vernachlässigung von Reibung die folgende Gleichung verwendet werden:

$$M \cdot \ddot{x} = F_{Muscle}(\kappa(x), \dot{\kappa}(x), p(\kappa(x))) - F_{Mass} \quad (4.44)$$

mit  $\kappa(x) = \frac{\kappa_0 \cdot l_0 + x}{l_0}$ , der anfänglichen Muskelkontraktion  $\kappa_0$ , der unkontrahierten unbelasteten Muskellänge  $l_0$ , der zu ziehenden Mass  $M$  und damit der Kraft  $F_{Mass} = M \cdot g$ .

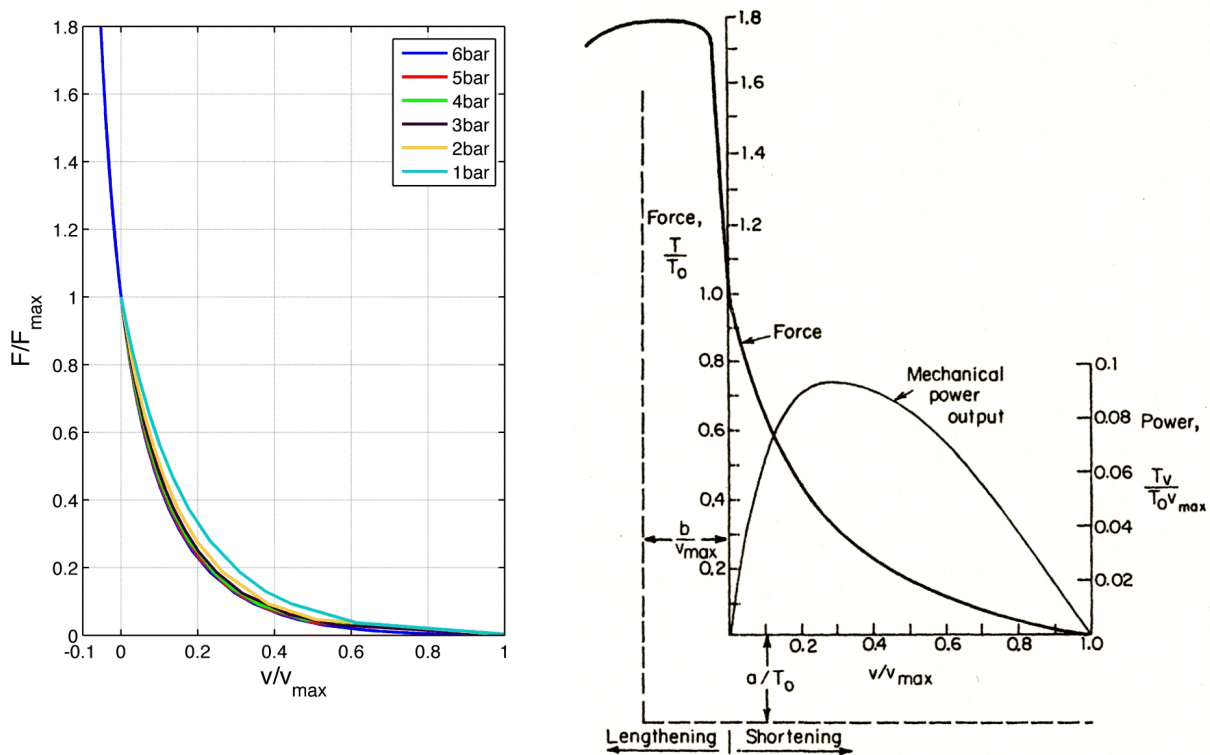
Anhand unterschiedlicher Testläufe (unterschiedliche Belastungsgewichte (10-50 kg), unterschiedliche Anfangskontraktionen und Anfangsdrücke) konnte das Muskelmodell mit real am Quick-Release-Aufbau aufgezeichneten Werten erfolgreich verglichen werden. Abbildung 4.10 zeigt exemplarisch den Vergleich eines Testdurchlaufs. Der Verlauf beider Kurven ist nahezu deckungsgleich. Gerade die Oszillierung und das Abklingen der Amplitude wird sehr genau vom Modell nachgebildet.



**Abbildung 4.10:** Vergleich von Simulation und realen Daten eines Experiments (Belastungsgewicht 16kg, Anfangskontraktion 0%, Anfangsdruck 6 bar).

### 4.2.2 Vergleich: Fluidischer Muskel – Skelettmuskel

Durch die Verwendung vieler unterschiedlicher Messungen an der Quick-Release Test-Umgebung, sowie die Ergänzung durch Ergebnisse der Simulation, kann der Zusammenhang zwischen der Kontraktionsgeschwindigkeit und der Muskelkraft dargestellt werden. Analog zu der Darstellung des Kraft-Geschwindigkeits-Verlaufs des biologischen Muskels wird auch für den fluidischen Muskel eine mit der maximalen Geschwindigkeit und der maximalen Kraft normierte Darstellung gewählt. Dadurch ist ein sehr guter Vergleich der dynamischen Eigenschaften des fluidischen und des biologischen Muskels möglich. Dies ist gerade für die Erforschung biologisch motivierter Regelungsstrategien sehr wichtig. In Abbildung 4.11 sind der Verlauf für den fluidischen sowie für den biologischen Muskel (aus [McMahon (1984)]) dargestellt.

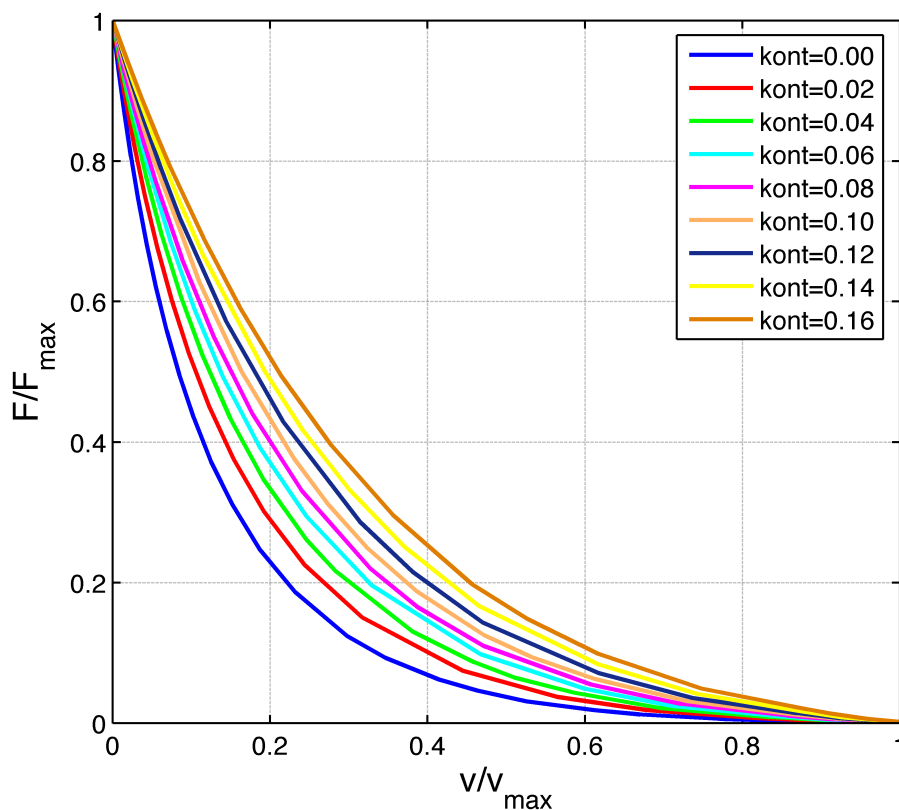


**Abbildung 4.11:** Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des fluidischen Muskels: (links) Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des fluidischen Muskels für unterschiedliche Anfangsdrücke ( $p_{mus} = 1 \text{ bar}$  bis  $p_{mus} = 6 \text{ bar}$ ) bei einer Anfangskontraktion  $\kappa = 0.0$ . (rechts) Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des biologischen Muskels aus [McMahon (1984)]

Dabei zeigt sich für den fluidischen Muskel ein ähnlich charakteristischer Verlauf für den Zusammenhang zwischen der Möglichkeit der Kraftaufnahme und der Geschwindigkeitsentwicklung wie beim biologischen Muskel. So können entweder große Kräfte unter langsamen Bewegungen aufgebracht werden oder schnelle Bewegungen bei niedriger Belastung durchgeführt werden. Diese Eigenschaften sind gerade im Hinblick auf die zwei Beinzustände des Schwingens und Stemmens während des Laufens wichtig. Wie in Abbildung 4.12 zu sehen ist, kann wie beim biologischen Muskel auch beim fluidischen Muskel neben der Kontraktion

auch eine Dehnung auftreten. In Fall der Dehnung ist die initiale Muskelkraft kleiner als die Belastung. Durch die Dehnung steigt die Muskelkraft und die Bewegung wird abgebremst.

Auffallend ist, dass die dynamischen Eigenschaften in Form des Kraft-Geschwindigkeits-Zusammenhangs kaum von dem initialen Muskeldruck abhängen (siehe Abbildung 4.11 (links)). So ändert sich der normierte Verlauf für eine Variation der Anfangsdrücke von  $p_{mus} = 1 \text{ bar}$  bis  $p_{mus} = 6 \text{ bar}$  bei einer Anfangskontraktion  $\kappa = 0.0$  kaum. Hingegen kann durch eine Variation der initialen Kontraktion von  $\kappa = 0.0$  bis  $\kappa = 0.16$  bei einem Anfangsdruck von  $p_{mus} = 6 \text{ bar}$  der Verlauf des Kraft-Geschwindigkeits-Zusammenhangs stark beeinflusst werden (siehe Abbildung 4.12). Dies ist gerade für die Realisierung einer im Betrieb einstellbaren und regelbaren Elastizität eine sehr wichtige Eigenschaft.



**Abbildung 4.12:** Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des fluidischen Muskels für unterschiedliche Anfangskontraktion von  $\kappa = 0.0$  bis  $\kappa = 0.16$  bei einem Anfangsdruck von  $p_{mus} = 6 \text{ bar}$ .

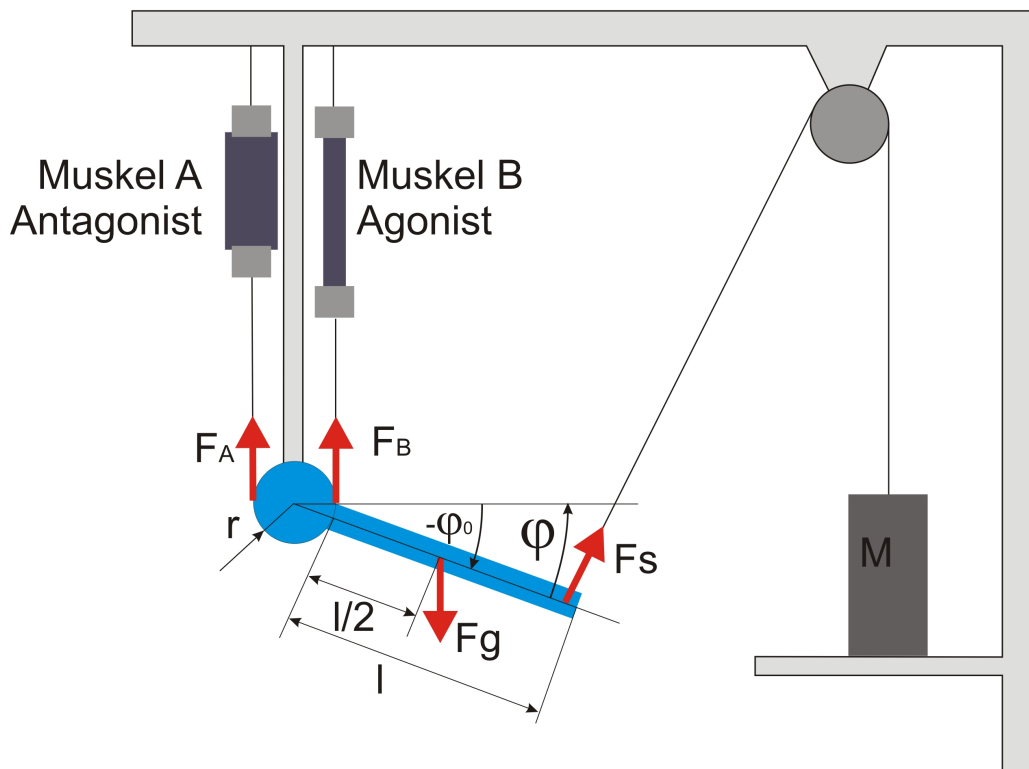
## 4.3 Der fluidische Muskel als elastischer Antrieb für Robotergelenke

Die allgemeine Eignung eines antagonistisch arbeitenden Muskelpaares als Antrieb wurde anhand unterschiedlicher Robotersysteme demonstriert ([Kerscher et al. (2002)], [Kerscher et al. (2004)], [Shadow (2009)], [Schroeder et al. (2003)]). Im Folgenden soll einerseits

die Positions-Kraft-Regelung eines antagonistisch angetriebenen Gelenks vorgestellt werden, zum anderen soll mit Hilfe eines eindimensionalen Versuchstands (EDV) der Einsatz als elastischer Antrieb demonstriert werden.

### 4.3.1 Aufbau und Auslegung von antagonistischen Muskelgelenken

Zum Aufbau von muskelgetriebenen Gelenken ist aufgrund der Muskeleigenschaft, nur Zugkräfte entwickeln zu können, der Aufbau von Gelenken mit bidirektionaler Bewegungsrichtung analog zur Natur nur mit mindestens zwei Antrieben möglich. In Abbildung 4.13 ist ein Muskelgelenk aufgebaut aus zwei fluidischen Muskeln schematisch dargestellt.



**Abbildung 4.13:** Schematischer Aufbau eines Gelenks bzw. des Prüfstands mit den Bezeichnungen der für die Modellierung wichtigen Größen

Für den Aufbau solcher Gelenke ergeben sich einige variierbare Größen, die die Eigenschaften des Gelenks beeinflussen. So kann der Angriffsradius der Muskeln an das Gelenk (nur für Rotationsgelenke relevant) variiert werden; hier ist auch ein gelenkwinkelabhängiger Wirkradius denkbar. Entscheidender aus Sicht der Muskeln ist, dass unterschiedlich lange Muskeln mit unterschiedlichen Durchmessern verbaut werden können. Hierbei ist die initiale Kontraktion die wichtigste Größe. Die initiale Kontraktion bezeichnet die Kontraktion, die sich bei beiden Muskeln bei einem unbelasteten Gelenk unter Maximaldruck einstellt.

In Abbildung 4.14 ist das Zusammenwirken der beiden Muskeln für unterschiedliche initiale Kontraktionen dargestellt. Man kann erkennen, dass die initiale Kontraktion für das Zusammenspiel der antagonistischen Muskeln entscheidend ist. Durch eine niedrige initiale Kontraktion ist der Bewegungsbereich des Gelenks relativ klein, wobei der aktive Bereich der Kraft und damit die einstellbare Steifigkeit für das Gelenk sehr groß ist. Hingegen ist der Bewegungsbereich für eine hohe initiale Kontraktion groß, dafür die einstellbare Steifigkeit relativ gering. In Kombination mit Muskellänge und Wirkradius kann mittels der initialen Kontraktion dieser Werte absolut für ein Gelenk festgelegt werden.

Weiterhin kann man anhand der Abbildung 4.14 erkennen, dass durch die Verwendung zweier antagonistischer Muskeln die unterschiedlichen Gelenkstellungen mit unterschiedlichen Steifigkeiten angefahren werden können. Für diese Darstellung wurden zwei Muskelkurven übereinander dargestellt, wobei die Wirkrichtung der Muskeln gegenläufig ist. Überträgt man die einzelne Muskelkontraktion auf die Gelenkwinkelstellung, so ergibt sich für einen Muskel eine Vergrößerung der Kontraktion bei einer Zunahme des Gelenkwinkels. Beim anderen Muskel ergibt sich hingegen eine Reduktion der Kontraktion für steigende Gelenkwinkel. Daher kommt es zu dem in Abbildung 4.14 illustrierten Überlappungsbereich der beiden Muskelkennlinien. Das Gelenk befindet sich in der Mittelstellung, wenn beide Muskeln die gleiche Kontraktion haben (initiale Kontraktion).

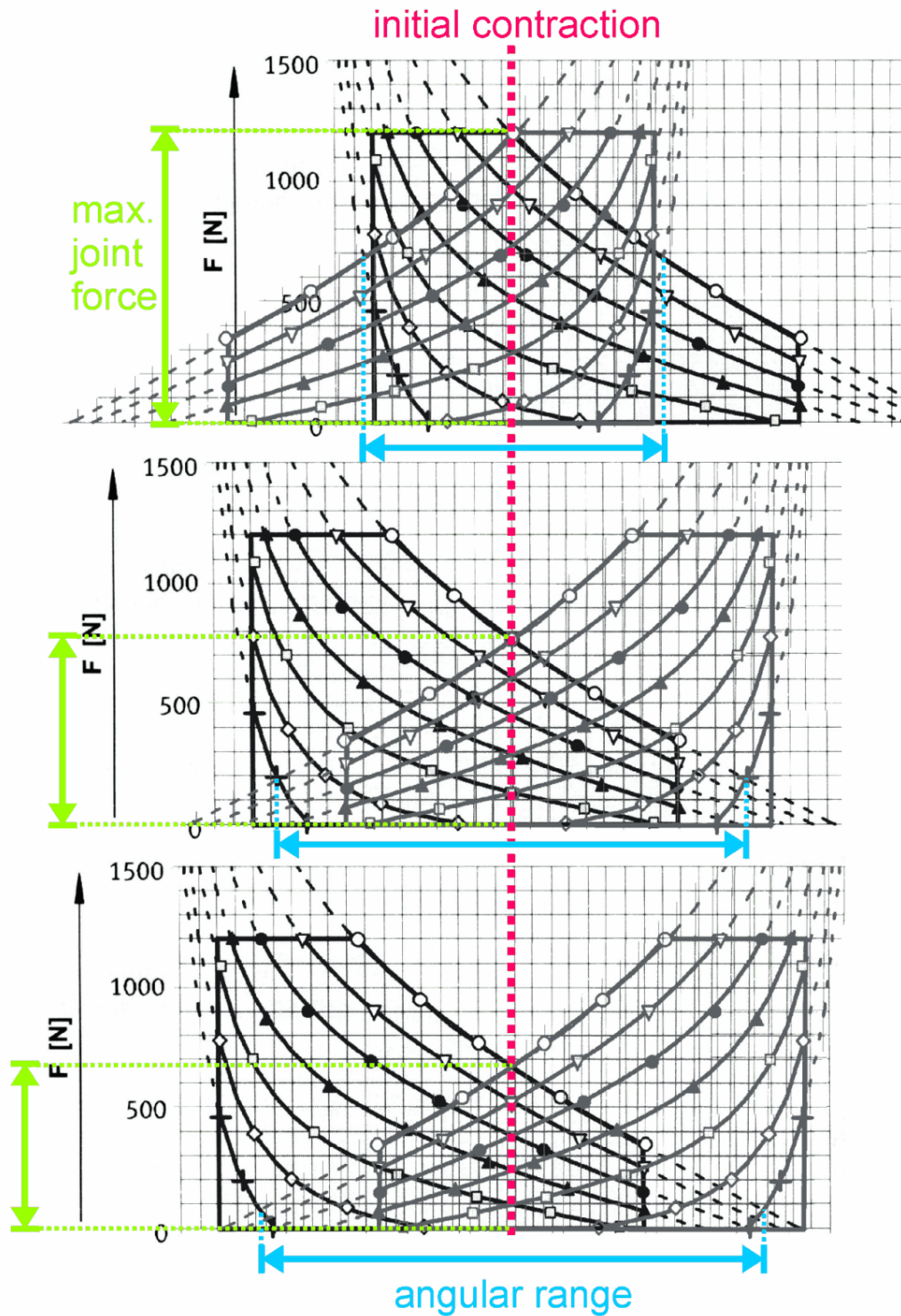
Für die Verwendung der Muskeln wäre also eine relativ niedrige initiale Kontraktion wünschenswert, da dann hohe Gelenkkräfte bzw. eine große Variabilität für die Einstellung der Steifigkeit vorliegen würden. Technisch steht aber oft nur ein sehr begrenzter Einbauplatz für die Muskeln zur Verfügung. So muss z.B. der Oberschenkelmuskel im Oberschenkel Platz finden und kann daher maximal die Länge des Oberschenkelsegments einnehmen. In Kombination mit dem Wirkradius der Muskelkraft und dem gewünschten Winkelbereich des Gelenks ergibt sich ein möglicher Kontraktionsweg. Entsprechend der maximal möglichen Muskellänge ergibt sich eine minimale initiale Kontraktion für ein Gelenk. Oft muss daher ein Kompromiss zwischen gewünschtem Bereich für die einstellbare Steifigkeit und der minimal möglichen initialen Kontraktion gefunden werden.

### 4.3.2 Dynamische Eigenschaften eines Muskelgelenks

Im Fall des in Abbildung 4.13 gezeigten Aufbaus kann die Drallgleichung wie folgt aufgestellt werden:

$$J \cdot \ddot{\varphi} = -r \cdot F_{MusA}(\kappa_A, \dot{\kappa}_A, p_A) + r \cdot F_{MusB}(\kappa_B, \dot{\kappa}_B, p_B) - \cos(\varphi - \varphi_0) \cdot \frac{l}{2} \cdot F_g + F_s \cdot l \quad (4.45)$$

mit dem Trägheitsmoment  $J$  des Gelenks bezüglich der Drehachse, den Muskelkräften  $F_{MusA,B}$ , den Muskeldrücken  $p_{A,B}$ , den Muskelkontraktionen  $\kappa_{A,B}$ , der Gewichtskraft des Stabs  $F_g$ , dem Winkel zwischen der Anfangsauslenkung des Gelenks und der Horizontalen  $\varphi_0$ , der Länge des Stabs  $l$  und einer Störkraft  $F_s$ , die mit senkrechter Wirkrichtung am Stab



**Abbildung 4.14:** Zusammenhang zwischen der initialen Kontraktion  $\kappa_i$ , dem Gelenkwinkelbereich sowie der resultierenden maximalen Gelenkkraft. (oben)  $\kappa_i = 0.05$  (Mitte)  $\kappa_i = 0.10$  (unten)  $\kappa_i = 0.13$

angreift. Weiterhin soll  $\varphi$  für diejenige Gelenkstellung null sein, an der die Kontraktionen der beiden Muskeln  $\kappa_{A,B}$  ohne Störkraft gleich sind.

$$\varphi = 0 \text{ für } \kappa_A = \kappa_B \text{ und } F_s = 0 \quad (4.46)$$

Die beiden Muskelkräfte  $F_{MusA,B}$  können über Gleichung 4.1 berechnet werden. In Gleichung 4.1 wird mit der Kontraktion  $\kappa$  gerechnet. Da aber in Gleichung 4.45 ein Zusammenhang für  $\varphi$  gesucht wird, müssen  $\kappa_{A,B}$  über die Beziehung

$$\kappa_A(\varphi) = \frac{r}{l_{A0}}(\varphi_{A0} - \varphi) \quad (4.47)$$

$$\kappa_B(\varphi) = \frac{r}{l_{B0}}(\varphi - \varphi_{B0}) \quad (4.48)$$

in Beziehung zu  $\varphi$  gesetzt werden. Dabei sind  $l_{A0,B0}$  die Längen der unkontrahierten Muskeln und  $\varphi_{A0,B0}$  die Winkel, bei denen die Muskeln bei gespannten Sehnen gerade  $l_{A0,B0}$  lang sind.

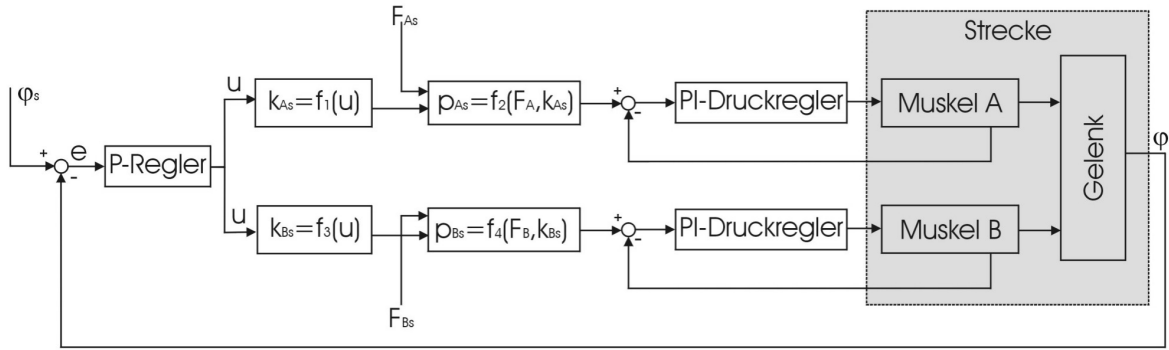
### 4.3.3 Positions-Kraft-Regelung eines Muskelgelenks

Die Regelung von durch fluidische Muskeln angetriebenen Gelenken stellt hohe Anforderungen an die Gelenkregelung. Zur Regelung der Gelenkstellung müssen zwei miteinander in Wechselwirkung stehende Antriebe geregelt werden. Diese Wechselwirkung ermöglicht, dass neben der Gelenkstellung auch die Gelenksteifigkeit geregelt werden kann. Dafür ist aber eine deutlich aufwändigere Regelung notwendig. Eine ausschließlich auf dem Gelenkwinkel basierende Regelung ist hier nicht mehr ausreichend. Daher muss das fluidisch angetriebene Gelenk durch eine Kaskadierung geregelt werden, dabei wird im Inneren je der Druck in den beiden Muskeln und in der äußeren Kaskade der Winkel geregelt. Als weitere Eingangsgröße kann die Steifigkeit des Gelenks vorgegeben werden. Weiterhin wird durch das Wissen über den Zusammenhang zwischen Druck, Kontraktion und Kraft eine Kraftregelung realisiert.

#### 4.3.3.1 Kaskadierte Regelung mit Hilfe des Muskelmodells

In der inneren Regelschleife der Kaskadenregelung wird je Muskel eine Druckregelung mittels eines PI-Reglers realisiert. Die Sollwerte der beiden PI-Druck-Regler werden durch die Zuhilfenahme des statischen Anteils des Muskelmodells für jeden Muskel ermittelt. Als Eingang für die Berechnung des Drucks wird je eine Muskelsollkraft sowie eine Sollkontraktion verwendet. Durch die Möglichkeit eine direkte Sollkraft für die einzelnen Muskeln vorzugeben





**Abbildung 4.15:** Schematische Darstellung der Reglerstruktur der kaskadierten Gelenkregelung

kann auch auf etwaige Störkräfte an dem Gelenk reagiert werden. Dabei werden ausgehend vom Sollgelenkwinkel  $\varphi_S$  über die Gleichungen 4.47 und 4.48 die Sollkontraktionen

$$\begin{aligned}\kappa_{A_S} &= \frac{r}{l_{A0}}(\varphi_{A0} - \varphi_S) \\ \kappa_{B_S} &= \frac{r}{l_{B0}}(\varphi_S - \varphi_{B0})\end{aligned}$$

berechnet. Über das statische Momentengleichgewicht  $0 = -r \cdot F_{A_S} + r \cdot F_{B_S} - M_S$ , mit einem anfänglichen Störmoment  $M_S = 0$ , können die Sollkräfte in den beiden Muskeln eingestellt werden. Mit der Kraftvorgabe  $F_M$ , die am Anfang für beide Muskeln gelten soll, kann der Solldruck berechnet werden. Ab jetzt wird, jeweils ausgehend von der aktuellen Winkelstellung und den in den Muskeln herrschenden Drücken, das Störmoment  $M_S$  berechnet und mit den Sollkräften für die Muskeln verrechnet. Dabei ergibt sich das Störmoment aus der stationären Momentengleichung zu:

$$M_S = r \cdot (F_B(\kappa_B, p_B) - F_A(\kappa_A, p_A)). \quad (4.49)$$

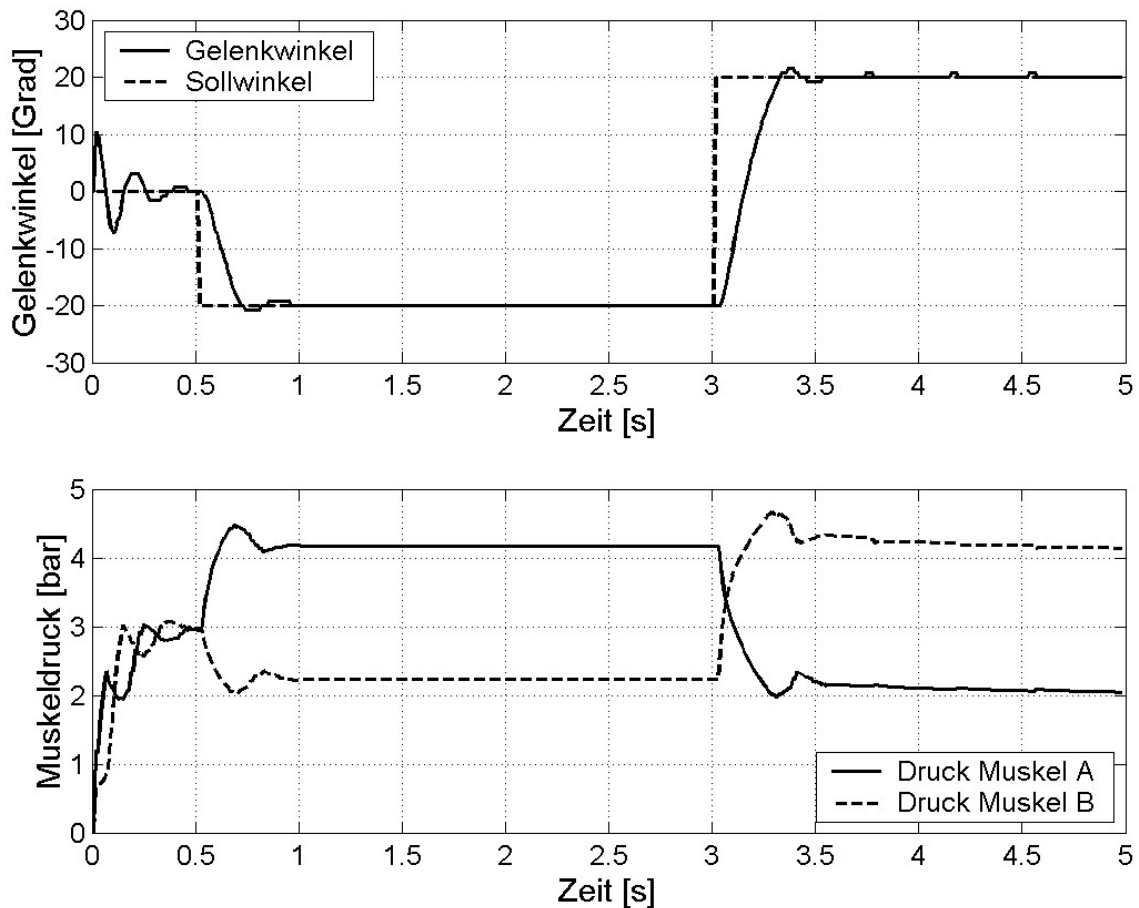
$$(4.50)$$

Mit dieser berechneten Störkraft werden neue Solldrücke für die beiden Muskeln ermittelt.

Die Solldrücke müssen durch einen PI-Regler eingestellt werden, da diese Solldrücke für einen bestimmten Sollwinkel genau vorgegeben werden müssen. Die Sollkontraktionen  $\kappa_{A_S}$  und  $\kappa_{B_S}$  werden nicht nur aus dem Sollwinkel, sondern zusätzlich noch mit der aktuellen Winkelabweichung  $e = \varphi_S - \varphi$ , gewichtet mit  $K_P$ , errechnet:

$$\begin{aligned}\kappa_{A_S} &= \frac{r}{l_{A0}}(\varphi_{A0} - (\varphi_S + e \cdot K_P)) \\ \kappa_{B_S} &= \frac{r}{l_{B0}}((\varphi_S + e \cdot K_P) - \varphi_{B0}).\end{aligned}$$





**Abbildung 4.16:** Verlauf von Winkel und Drücken beim Einsatz der kaskadierten Gelenkregelung

Der sich so ergebende Regler ist schematisch in Abbildung 4.15 dargestellt. Die zu diesem Regler gehörende Sprungantwort kann Abbildung 4.16 entnommen werden.

Dieser Regler wurde erfolgreich in den fluidisch angetriebenen Robotern AirBug [Kerscher (2002)] und PANTER [Albiez et al. (2003)] angewendet. Es hat sich im Betrieb gezeigt, dass gerade für große Lastwechsel, wie sie beim Laufen eintreten, sehr gute Ergebnisse erzielt werden können [Kerscher et al. (2002)]. Weiterhin wurde dieser Gelenkregler erfolgreich für eine komplexe Trajektorienregelung erfolgreich verwendet [Albiez et al. (2003)].

#### 4.3.3.2 Zuführen von Energie

Beim Zuführen von Energie kann mit der Wahl des Zeitpunktes beeinflusst werden, ob die Energie primär für eine Vorwärtsbewegung in X-Richtung, oder für eine Aufwärtsbewegung in Y-Richtung verwendet werden soll.

Wird die Federkonstante direkt, beim Überschreiten des Fußpunktes durch die Masse, erhöht, wird ein erheblicher Teil der Energie durch eine entlang der Y-Achse gerichtete

Kraft übertragen. Wird die Anpassung später durchgeführt, wird der Anteil in X-Richtung immer größer, bis er bei einem Beinwinkel von  $45^\circ$  den Break-even-Punkt erreicht (siehe Abbildung 4.17 (links)).

Im Folgenden wird vereinfachend davon ausgegangen, dass der Wechsel der Federkonstante, und somit der Gewinn an Energie bzw. die Zunahme an Kraft, zeitlos geschieht.

Die Kraft  $F_F$  ist proportional zu der Auslenkung  $\Delta l$  und ihrer Federkonstante  $k$ . Die potentielle Energie  $E_{pot}$  einer Feder ist definiert als das Integral über den Weg der Auslenkung und die Federkonstante:

$$F_F = k \cdot \Delta l$$

$$E_{pot} = \int_{l_0}^{l_1} k \cdot dl = \frac{1}{2} k \cdot \Delta l^2$$

Entsprechend ergibt sich für die Änderung der potentiellen Energie durch Änderung der Federkonstanten  $k$ :

$$\Delta E = \frac{(\Delta l)^2}{2} \cdot \Delta k$$

Die Richtung, in welche die Kraft der Feder wirkt, ist abhängig vom aktuellen Winkel des Beines:

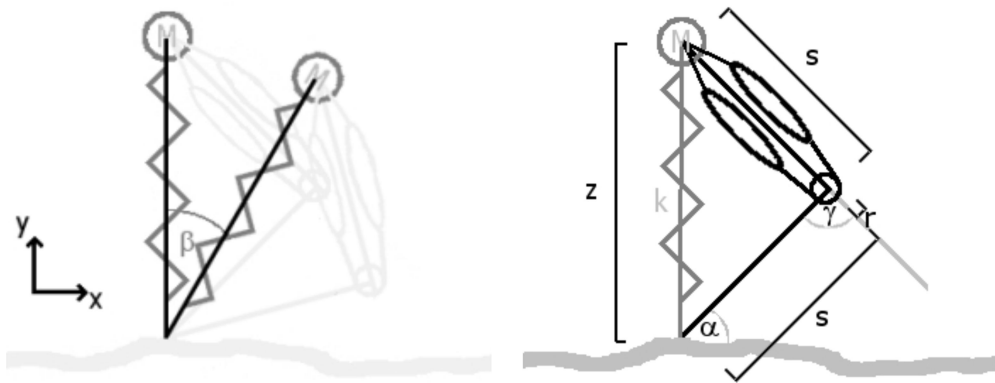
$$F_x = F_F \cdot \cos(\beta)$$

$$F_y = F_F \cdot \sin(\beta)$$

Somit ist auch die Aufteilung der Energie, die zusätzlich abgegeben werden soll, abhängig vom Winkel  $\beta$ . Die Abgabe der Energie erfolgt jedoch nicht augenblicklich, sie erfolgt über einen gewissen Zeitraum  $\Delta t$ , bzw. während das Bein die Winkel von  $\beta_0$  nach  $\beta_1$  überstreift. In dieser Zeit verschieben sich die Anteile der Energie, welche die jeweilige Bewegungskomponente erhält. Mit diesem Mechanismus lässt sich steuern, ob das System entlang der Laufrichtung beschleunigt, oder die Apexhöhe erhöht werden soll. Letzteres kann zur Einstellung eines selbststabilisierenden Laufzyklus hilfreich sein. Die Anteile der zusätzlichen Energie  $\Delta E$  für die Bewegung in X- und Y-Richtung sind entsprechend:

$$E_x = \int_{\beta_0}^{\beta_1} \Delta E \cdot \sin(\beta) d\beta$$

$$E_y = \int_{\beta_0}^{\beta_1} \Delta E \cdot \cos(\beta) d\beta$$



**Abbildung 4.17:** Energieanteil und Gelenke mit Muskeln aus Federn: (links) Energieanteile: Je nach Winkel fließt die zugeführte Energie unterschiedlich stark in die Bewegung in X- und Y-Richtung ein; (rechts) Gelenk mit Muskeln als Feder: Ein Bein mit künstlichen Muskeln soll als Feder abstrahiert werden. Dafür müssen die Parameter der Feder, die Federkonstante  $K_F$  und die Länge, hier  $z_F$  durch die Parameter des realen Gelenkes, nämlich die Drücke  $p$  und die Kontraktionen  $k$  der Muskeln und den Winkel des Knies  $\gamma$  sowie die Beinsegmentlänge  $s$  ausgedrückt werden.

Für die Aufteilung der in das System eingebrachten Energie auf die beiden Bewegungsrichtungen ergibt sich:

$$E_x = \int_{\beta_0}^{\beta_1} \frac{(\Delta l)^2}{2} \cdot \Delta k \cdot \sin(\beta) d\beta$$

$$E_y = \int_{\beta_0}^{\beta_1} \frac{(\Delta l)^2}{2} \cdot \Delta k \cdot \cos(\beta) d\beta$$

#### 4.3.4 Die Federkonstante eines Gelenkes mit zwei Muskeln

Soll ein Bein mit künstlichen Muskeln durch eine lineare Feder abstrahiert werden, muss als erster Schritt das reale Gelenk mit den zwei Muskeln durch die Parameter der Feder repräsentiert werden. Das heißt, die Federkonstante  $K_{Feder}$ , die Längendifferenz  $\Delta z$  und die Federkraft  $F_{Feder}$  wird durch die Kräftedifferenz von Agonist  $F_{Agonist}$  und Antagonist  $F_{Antagonist}$  sowie dem Gelenkwinkel ausgedrückt (siehe Abbildung 4.17 (rechts)).

$$F_{Feder} = K_{Feder} \cdot \Delta z = F_{Agonist} - F_{Antagonist}$$

Daraus folgt für die Federkonstante  $K_F$ :

$$\begin{aligned} K_F &= \frac{F_{Ag.} - F_{An.}}{\Delta z} \\ &= \frac{F_{Ag.} - F_{An.}}{2 \sin\left(\frac{\pi - \Delta\gamma}{2}\right) \cdot s} \end{aligned}$$

Wird nur der statische Fall betrachtet, entfallen die Dämpferanteile der Muskeln, da sie von der Kontraktionsgeschwindigkeit abhängen. Dann ergibt sich unter der Voraussetzung, dass die Anta- und Agonisten baugleiche Muskeln sind, eine Funktion für  $K_F$ , die abhängig vom Druck  $p$  in den Muskeln und deren Kontraktion  $k$  auf der einen Seite, sowie dem Gelenkwinkel  $\gamma$  und der Beinsegmentlänge  $s$  auf der anderen Seite, ist.

$$K_F = \frac{\pi R_0 [b(p_A - p_P) + a(p_P(1 - k_P)^2 - p_A(1 - k_A)^2)]}{2 \sin\left(\frac{\pi - \Delta\gamma}{2}\right) \cdot s} \quad (4.51)$$

$$(4.52)$$

Hinzu kommen noch die festen Muskelparameter  $a, b, R_0$ . Mit  $l = l_0 \pm \sin(\gamma_0 - \gamma) \cdot r$  gilt für die Kontraktion entsprechend:

$$k_P = \frac{\sin(\gamma_0 - \gamma) \cdot r}{l_0 + \sin(\gamma_0 - \gamma) \cdot r} \quad (4.53)$$

$$k_A = \frac{\sin(\gamma_0 - \gamma) \cdot r}{l_0 - \sin(\gamma_0 - \gamma) \cdot r} \quad (4.54)$$

$$(4.55)$$

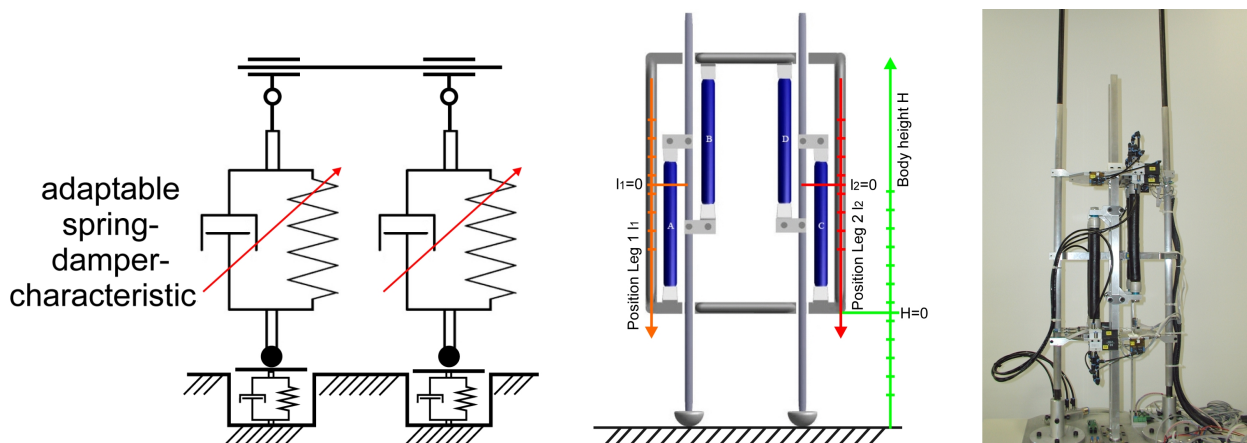
Hierbei steht  $\gamma_0$  für den Winkel der Nullstellung des Gelenkes und  $l_0$  für die Länge der Muskeln bei  $\gamma = \gamma_0$ .

### 4.3.5 Elastische Regelung der Beinlänge

Die Einsatzfähigkeit des fluidischen Muskels als elastischer Antrieb soll anhand des Eindimensionalen Versuchsstand (EDV) demonstriert werden. Der Aufbau des EDVs ist dabei an den in der Literatur als Pogo-Stick bezeichneten Beins, realisiert aus einem elastischen translatorischen Gelenks. Der EDV besteht aus zwei solcher elastischen translatorischen Gelenke (siehe Abbildung 4.18). Dabei wird das Laufen ausschließlich auf einen vertikalen Bewegungsfreiheitsgrad reduziert, da nach [Seyfarth and Lipfert (2005)] die Bodenreaktionskräfte des Menschen in vertikaler Richtung für Rennen und Gehen auf der Stelle mit normalem, vorwärtsgerichtetem Rennen und Gehen vergleichbar sind.

Der EDV-Versuchsstand besteht aus einem Körper, der angetrieben durch zwei antagonistische Schubgelenke entlang seines einzigen Bewegungsfreiheitsgrades in vertikaler Richtung in eine stabile Schwingung versetzt werden soll (Abbildung 5.1). Hierbei wird ein antagonistisches Muskelpaar als einstellbares Feder-Dämpfer-System verwendet. Durch die Variation der Muskelparameter kann das Sprungverhalten des Gesamtsystems beeinflusst werden [Kerscher et al. (2006)].

Der EDV wird durch zwei Beine angehoben. Dabei wird je ein Bein mit einem antagonistischen Muskelpaar angetrieben (siehe Abbildung 4.18). Die Beine sind in der Bewegungsachse gelagert und haben je einen Freiheitsgrad in vertikaler Richtung, wobei die Beine unabhängig voneinander bewegt werden können. Der EDV ist mit unterschiedlichen Sensoren bestückt, sodass alle wichtigen Größen (Druck in den Muskeln, Höhe des Körpers zum Boden, Lage der Beine zum Körper sowie die Bodenreaktionskraft jedes Beins) für die Regelung und Auswertung aufgenommen werden können. Durch den flexiblen Aufbau des EDVs können unterschiedlich lange Muskeln untersucht werden. Damit können auch unterschiedliche initiale Kontraktionen für die Muskeln eingestellt werden.



**Abbildung 4.18:** Eindimensionalen Versuchstand (EDV): (links) Idee des EDVs; (Mitte) Schematischer Aufbau des EDVs; (rechts) der reale EDV-Aufbau

Mit der Hilfe dieses doch sehr einfachen Aufbaus wird das Potential der fluidischen Muskeln als elastischer Antrieb gezeigt. Der erste Schritt ist das Erzeugen einer stabilen Hüpfbewegung des EDVs durch eine einfache Regelung der Muskeln, die für das Einstellen der Beinlänge zuständig sind. Dafür werden unterschiedliche Verfahren getestet, die einen Rückschluss auf die relevanten Größen für eine stabile Hüpfbewegung zulassen.

### 4.3.6 Dynamische Beschreibung des EDVs

Jedes vereinfachte Bein besteht aus zwei fluidischen Muskeln und einem beweglichen Beinsegment. Ein Ende jedes Muskels ist an das Beinsegment befestigt und das andere an dem Körpersegment. Der Abstand zwischen Bein- und Körpersegment wird als Beinlänge  $y_L$  angenommen. Durch die antagonistische Anordnung der beiden Muskeln kann entsprechend

dem Kräfteverhältnis der beiden Muskeln eine positive oder negative Relativbewegung zwischen Bein- und Körpersegment und somit eine Auf- oder Abbewegung des Beins erzeugt werden. In dieser Anordnung kann der untere Muskel als antreibender und der obere als antagonistischer Muskel bezeichnet werden. Die Kräfte  $F_T$  für den antreibenden Muskel und  $F_A$  für den antagonistischen Muskel werden über die Gleichung 4.39 berechnet. Durch den antagonistischen Aufbau und die geschickt gewählte Lage des Nullpunkts von  $y_L$  ergibt sich unter der Annahme, dass die eingesetzten Muskeln die gleiche Länge  $l_0$  haben und dass  $\kappa$  und  $\dot{\kappa}$  für den antreibenden Muskel invers zu dem antagonistischen Muskel sind. Daher werden  $\kappa$  und  $\dot{\kappa}$  als Kontraktion und Kontraktionsgeschwindigkeit des antreibenden Muskels gewählt. Damit ergibt sich die Bewegungsgleichung für die Beine und dem zu tragenden Gewicht  $m_T$  zu:

$$\ddot{y}_L \cdot m_T = F_T(\kappa, \dot{\kappa}, p_T) - F_A(-\kappa, -\dot{\kappa}, p_A) - g \cdot m_T. \quad (4.56)$$

Für das zu tragende Gewicht  $m_T$  müssen zwei Fälle unterschieden werden: Boden- und Flugphase. Während der Bodenphase steht das Bein auf dem Boden, daher besteht hier das tragende Gewicht aus dem Körpergewicht. In der Flugphase muss nur das eigenen Beingewicht getragen werden.

$$m_T = \begin{cases} m_{Bein} & : \text{Flugphase} \\ m_{sys} - m_{Bein} & : \text{Bodenphase} \end{cases} \quad (4.57)$$

$$m_{sys} = m_{Koeper} + 2 \cdot m_{Bein}. \quad (4.58)$$

Für die Beschreibung der Bewegung des Körpers müssen wie auch für die Bewegung der jeweiligen Beine die zwei Phasen Boden- und Flugphase unterschieden werden. Der Körper in der Bodenphase wird von einem oder beiden Beinen getragen. Daher ergibt sich für die Höhe des Körpers über dem Boden  $y_K = y_L$ . Damit erhält man für den Körper die gleiche Dynamik wie für die Beine:

$$\ddot{y}_K \cdot (m_{sys} - m_{Bein}) = F_T(\kappa, \dot{\kappa}, p_T) - F_A(-\kappa, -\dot{\kappa}, p_A) - g \cdot (m_{sys} - m_{Bein}). \quad (4.59)$$

In der Flugphase wirkt ausschließlich die Gravitation auf den Körper. Es ergibt sich damit für die Dynamik:

$$\ddot{y}_K \cdot m_{sys} = -g \cdot m_{sys}. \quad (4.60)$$

Für die Unterscheidung der Phasen der einzelnen Beine sowie des Körpers müssen einige Bedingungen aufgestellt werden. Ohne den Einfluss zusätzlicher äußerer Kräfte ist die kleinste

Kraft, die auf den Körper aufgebracht werden muss, die die Gravitationskraft aufhebende Gegenkraft. Daher muss während der Bodenphase folgendes gelten:

$$\begin{aligned} \ddot{y}_K \geq -g &\Rightarrow \ddot{y}_K \cdot (m_{sys} - m_{Bein}) \geq -g \cdot (m_{sys} - m_{Bein}) \\ F_T(\kappa, \dot{kappa}, p_T) - F_A(-\kappa, -\dot{kappa}, p_A) - g \cdot (m_{sys} - m_{Bein}) &\geq -g \cdot (m_{sys} - m_{Bein}) \\ &\Rightarrow F_T(\kappa, \dot{kappa}, p) - F_A(-\kappa, -\dot{kappa}, p) \geq 0 \end{aligned} \quad (4.61)$$

Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass für  $(F_T - F_A) < 0$  das jeweilige Bein den Körper nicht mehr trägt und sich damit die Belastung des jeweiligen Beins ändert. Zur Beschreibung dieses Sachverhalts wird eine logische Hilfsgröße  $i$  eingeführt:

$$i = \begin{cases} 1 & \text{wenn } F_T(\kappa, \dot{kappa}, p) - F_A(\kappa, \dot{kappa}, p) \geq 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.62)$$

Um den Übergang zwischen Flug und Bodenphase korrekt zu modellieren müssten dem Impulserhaltungssatz folgend eigentlich die Geschwindigkeiten von Körper und Bein für die Berechnung der Kontraktionsgeschwindigkeiten  $\dot{\kappa}$  addiert werden. Da aber  $m_{Bein} \cdot \dot{y}_L \ll m_{Körper} \cdot \dot{y}_K$  gilt, kann  $\dot{y}_L$  vernachlässigt werden.

Unter Verwendung von Gleichung 4.62 kann im Folgenden die die Dynamik beschreibende Bewegungsgleichungen aufgestellt werden (die Indexe  $r$  und  $l$  stehen für das rechte und linke Bein).

$$\begin{aligned} \ddot{y}_K &= \frac{\dot{i}_r}{m_{sys} - m_{Bein} \cdot (\dot{i}_r + \dot{i}_l)} \cdot (F_{Tr}(\kappa_r, \dot{\kappa}_r, p_{Tr}) - F_{Ar}(-\kappa_r, -\dot{\kappa}_r, p_{Ar})) + \\ &\quad \frac{\dot{i}_l}{m_{sys} - m_{Bein} \cdot (\dot{i}_r + \dot{i}_l)} \cdot (F_{Tl}(\kappa_l, \dot{\kappa}_l, p_{Tl}) - F_{Al}(-\kappa_l, -\dot{\kappa}_l, p_{Al})) - g \end{aligned} \quad (4.63)$$

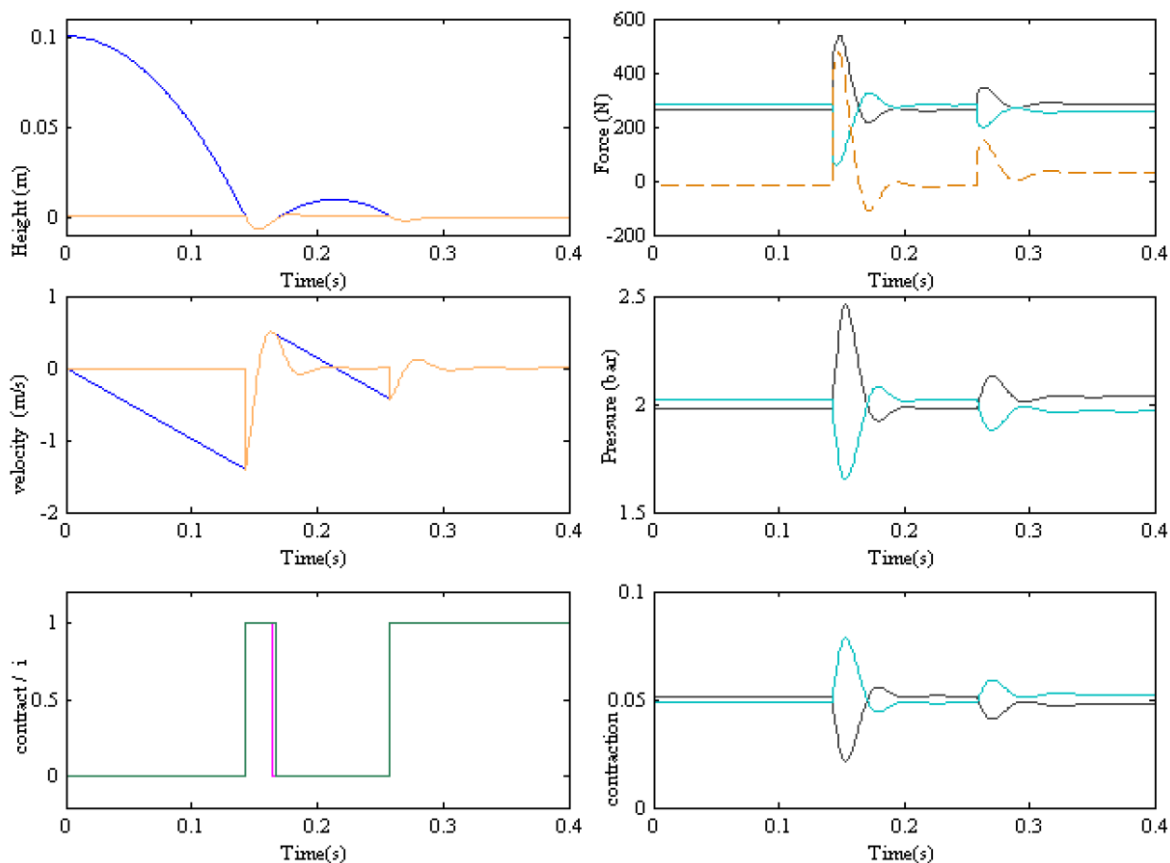
$$\ddot{y}_L = \begin{cases} \ddot{y}_K & \text{wenn } i = 1 \\ \frac{1}{m_{Bein}} \cdot (F_T(\kappa, \dot{kappa}, p_T) - F_A(-\kappa, -\dot{kappa}, p_A)) - g & \text{wenn } i = 0 \end{cases} \quad (4.64)$$

### 4.3.7 Eigendynamik des EDVs

Zur Bestimmung der dominanten Systemgrößen für den optimalen Betrieb des EDVs bzw. des elastischen Antriebs wird die Eigendynamik des EDVs genauer untersucht. Hierfür werden anhand unterschiedlicher Fallversuche die inhärenten Eigenschaften des EDVs untersucht. Für diese Fallversuche wird eine initiale Energie  $E_0$  dem System in Form von unterschiedlichen befüllten Muskeln sowie des Anhebens auf eine Starthöhe zugeführt. Die Eigendynamik kann aus den resultierenden Verläufen von Höhe, Geschwindigkeiten und Drücken während des Fallversuchs ermittelt werden. Dabei springt das System mit der Eigenfrequenz bis zum verlustbehafteten Stillstand.

Die Effizienz des EDVs für unterschiedliche Einstellungen der Muskelparameter und Muskelzustände wird anhand des Verhältnisses aus potentieller Energie am höchsten Punkt der nach dem Fallen resultierenden Bewegung  $E_{Pot}$  und der initialen Energie  $E_0$  festgestellt. Die initiale Energie für einen Fallversuch kann unter der Annahme  $y_K > y_L$  folgendermaßen berechnet werden:

$$E_0 = g \cdot m_{sys} \cdot y_K(t = 0). \quad (4.65)$$



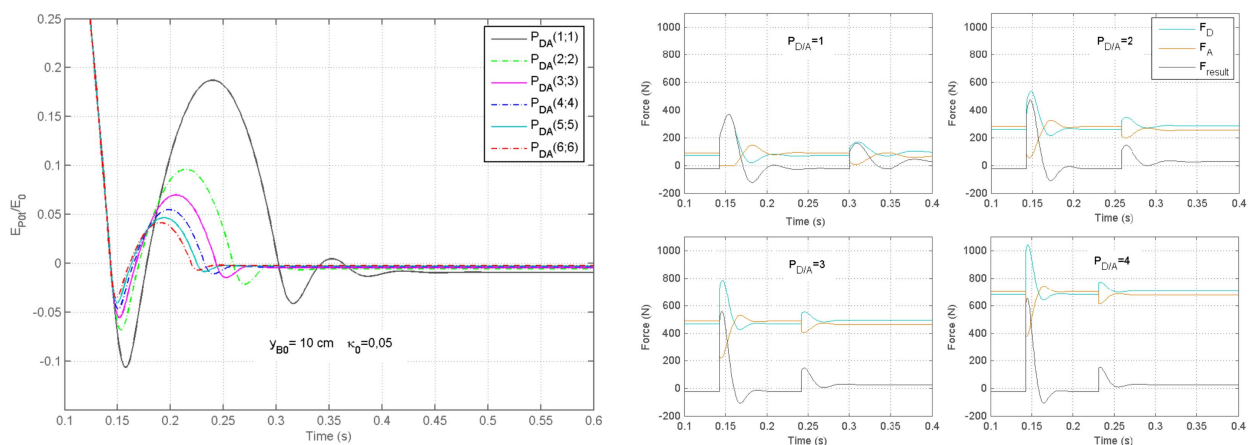
**Abbildung 4.19:** Verlauf der unterschiedlichen Systemvariablen während eines Fallversuchs, beide Beine haben die gleichen Parameter und Variablen

In Abbildung 4.19 ist der Verlauf der unterschiedlichen Systemvariablen eines Fallversuchs dargestellt. In diesem Fall haben beide Beine die gleichen Parameter und Variablen. Daher springt in dem dargestellten Fall der EDV auf beiden Beine synchron. Der antreibende und der antagonistische Muskel sind mit der gleichen Luftmenge befüllt. Man kann in Abbildung 4.19 erkennen, dass bei dem antreibende Muskel während der Einfederphase der Druck ansteigt (durch die Verlängerung verkleinert sich das Muskelvolumen, durch die konstante Luftmenge im Muskel steigt der Druck). Durch den Druckanstieg steigt auch die der Bewegung entgegenwirkende Kraft. Somit kann man hier von einer Umwandlung von kinetischer in im Muskel gespeicherter Federenergie sprechen. Der antagonistische Muskel wird im Gegensatz dazu kontrahiert, damit sinkt der Druck und die Kraft des Antagonisten. Die Dämpfung beider Muskel wirkt der Bewegung entgegen. Der antreibende Muskel



beschleunigt nach dem Stillstand des Systems den Körper wieder nach oben, bis seine Kraft zu Null wird und somit alle gespeicherte Federenergie wieder in kinetische Energie umgewandelt wurde. Zum Erreichen einer energieeffizienten Bewegung müssen die Dämpfungen der Muskeln minimiert werden.

Für die Fallversuche werden unterschiedliche Muskeldrücke  $p$ , unterschiedliche initiale Kontraktionen  $\kappa_i$  sowie unterschiedliche Anfangshöhen  $y_K(t=0)$  verwendet. In Abbildung 4.20 ist das Energieverhältnis für unterschiedliche Anfangsdrücke in den Muskeln dargestellt. Hierfür wurden die antagonistisch wirkenden Muskeln mit dem gleichen Anfangsdruck befüllt. Man erkennt, dass die Energieeffizienz mit Anstieg des Muskeldrucks sinkt. Dies liegt hauptsächlich an der druckabhängigen Dämpfung. Durch den erhöhten Druck sowie zusätzlich die starke Druckerhöhung während des Einfedern herrscht eine hohe Dämpfung.



**Abbildung 4.20:** Verlauf der unterschiedlichen Systemvariablen während eines Fallversuchs unter Verwendung unterschiedliche Muskeldrücke, initiale Kontraktionen und Anfangshöhen

Da die Kontraktion während des Einfederns relativ gering bleibt (siehe Abbildung 4.19 – Kontraktion) spielt eine Variation der initialen Kontraktion nur eine untergeordnete Rolle. Sie ist so zu wählen, dass für die Phase des Aufpralls ein starker Anstieg der Kraft herrscht. Dabei begünstigt eine kleine initiale Kontraktion durch den nichtlinearen Verlauf der Muskelkraft für kleine Kontraktionen den schnellen Anstieg der Kraft für kleine Kontraktionsänderungen. Eine Vergrößerung der initialen Kontraktion bewirkt hingegen, dass bedingt durch die langsamere Kraftentwicklung am antreibenden Muskel ein sanfteres Abbremsen der Körperbewegung erzeugt wird. Weiterhin ist zu beachten, dass damit eine weiter noch nicht berücksichtigte Größe einen entscheidenden Betrag leisten kann. So kann bei einem längeren Muskel eine niedrigere initiale Kontraktion gewählt und damit die Kraftentwicklung begünstigt werden.

Ein wichtiger Zusammenhang besteht aber in der Wechselwirkung der beiden antagonistisch wirkenden Muskeln. So reduziert ein stark befüllter Antagonist die Kraft, die der antreibende Muskel zum Bremsen und Beschleunigen des Körpers während der Kontaktphase aufbringen kann. Zusätzlich erhöht sich der dämpfende Kraftanteil bei einer starken Beteiligung des Antagonisten an der Bewegung. Der dämpfende Kraftanteil ist allerdings sehr wichtig für die

Voreinstellung des Gelenks während der Flugphase. Hier ist er für das Halten des Beins gegen die Schwerkraft notwendig. Um so geringer die Kraft des Antagonisten ist, um so stärker ist der alleinige Einfluss des antreibenden Muskels an der Dynamik des Gesamtsystems während der Kontaktphase, da so keine Kraft des antreibenden Muskels durch eine antagonistische Gegenkraft neutralisiert wird.

Es kann also festgehalten werden, dass einerseits der initiale Druck im Muskel, eine angepasste Abstimmung der beiden Muskel untereinander sowie die initiale Kontraktion entscheidende Faktoren für die Energieeffizienz des EDVs sind. Entscheidend für die Regelung des EDVs ist einerseits eine der Sprunghöhe angepassten Kombination aus Vorspannung und Luftbefüllung einzustellen und andererseits die durch die Dämpfung verlorengelende Energie zu minimieren bzw. dem System zurückzugeben.

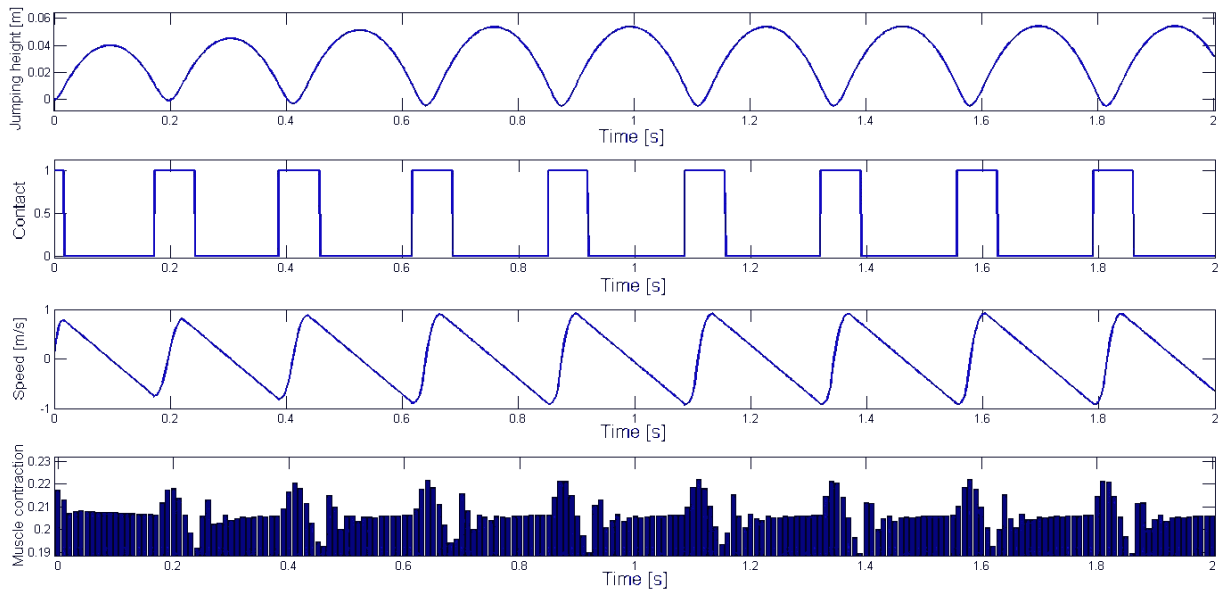
### 4.3.8 Regelung des EDVs

Für die Regelung der den EDV antreibenden Muskeln muss zwischen der Flug- und der Kontaktphase unterschieden werden. In der Flugphase hat die Bewegung der Muskel und somit der Beine keinen Einfluss auf die Gesamtdynamik des Körpers ( $m_{Bein} \ll m_{Körper}$ ). Diese Phase dient ausschließlich zu einer Voreinstellung der Muskeln und damit der Gelenke. In der Kontaktphase kann direkt auf die Dynamik des Gesamtsystems Einfluss genommen werden, allerdings steht hier nur eine sehr begrenzte Zeit zur Verfügung.

Zur Realisierung einer stabilen Sprungbewegung wird ein Zwei-Punkt-Regler verwendet. Für den 2-Punkt-Regler werden zwei Regelgrößen definiert: Befüllen und Entleeren mit vollem Ventildurchsatz. Als Stellgröße wird eine zu erreichende Systemhöhe  $y_{K_{SOLL}}$  für den Regler verwendet. Für diese Soll-Systemhöhe hat sich gezeigt, dass sie nur minimal kleiner als die maximale Bodenkontakthöhe sein sollte um zu bezwecken, dass, solange die Soll-Systemhöhe nicht erreicht ist, der Muskel maximal befüllt wird. Wird die Höhe erreicht, entleert der Regler den Muskel wieder. Hierbei muss die Soll-Systemhöhe so gewählt werden, dass einerseits genügend Schub für das Verlassen des Bodens zur Verfügung steht und andererseits nur so viel Luft im Muskel ist, dass dieser während der Flugphase entsprechend entleert werden kann. Dabei wird gezielt die Instabilität des Reglers ausgenutzt. Wird die Soll-Systemhöhe allerdings zu gering gewählt, kann der Regler stabil werden und die Bewegung kommt zum Erliegen. Grundsätzlich ist es aber möglich mit diesem Regler einen stabilen Sprungzyklus zu erzeugen.

Durch die Verwendung eines Drei-Punkt-Reglers ist es möglich, nicht nur zu befüllen oder zu entleeren, sondern mit dem dritten Schaltzustand die Ventile zu sperren und demzufolge die Muskeln in eine Voreinstellung vor dem Kontakt zu versetzen. Hierdurch wird eine deutlich geringerer Luftverbrauch für das Gesamtsystem erreicht. Der Muskel muss nach dem Abheben nicht weiter befüllt werden um die Entleerphase zu verkürzen. Das Ventil wird einfach gesperrt und erst zum richtigen Entleerzeitpunkt wieder gelöst. Die Sperrung der

Ventile wird aber nicht direkt über die Systemhöhe realisiert, sondern über einen minimalen Druck, der nicht unterschritten werden darf. Hierfür wird, wenn die zurückgekoppelte Systemhöhe genau der Stellhöhe entspricht, dieser minimale Druck unterschritten. Die Differenz des Reglers ergibt sich somit zu Null und die Ventile werden gesperrt. Allerdings verändert sich der durchschnittliche Mitteldruck in diesem Fall mit der Zeit durch den unsymmetrischen Zusammenhang zwischen Befüllungs- und Entleerungszeit. Um dieser mittleren Luftdruckänderung entgegenzuwirken, wird die Stellgröße des Drei-Punkt-Reglers über eine Druckrückkopplung leicht ausgeregelt. Diese Rückführung hat nur minimalen Einfluss auf die Stellgröße, ist aber groß genug, um eine stetige mittlere Druckänderung zu verhindern. Da die Druckkurve während einer Periode stark schwankt, darf der Regler darauf nicht reagieren. Dieses Verhalten wurde über einen PID-Regler zweiter Ordnung realisiert. Die Koeffizienten wurden empirisch ermittelt.



**Abbildung 4.21:** Periodisches Springverhalten des EDVs

Das resultierende geregelte Verhalten des EDVs ist in Abbildung 4.21 dargestellt. Man kann erkennen, dass kein stetiger Druckanstieg im Gesamtsystem erfolgt, da im geregelten Fall die Menge der abgelassenen und zugeführten Luft gleich ist. Die maximale Sprunghöhe wird erst nach mehreren Schwingungen erreicht. Das bedeutet, dass der in Schwingung versetzte Muskel eine größere Leistungsfähigkeit besitzt als der statische. Daraus folgt, dass der Muskel einen Teil der Energie der vorhergehenden Schwingung speichert.

Der Regler bietet unterschiedliche Einstellungsmöglichkeiten, um sowohl die Frequenz als auch die Sprunghöhe zu verändern. Zu beachten ist, dass sich die Frequenz unmittelbar von der Sprunghöhe ableitet. Das kommt daher, dass sich das System nach dem Abheben bis zum Aufkommen im freien Fall befindet und jegliche Stellgrößenänderungen in diesem Abschnitt keinen Einfluss auf das System haben. Diese Flugphase bestimmt maßgeblich die Dauer einer Periode und somit auch die Frequenz. Springt das System höher, so braucht es für

eine Periode länger und damit sinkt die Frequenz der Schwingung. Als Einstellmöglichkeiten ergeben sich die Stellgrößen des Drei-Punkt-Reglers, der Sperrdruck und der mittlere Druck über der Zeit.

Die Stellgrößenänderungen des Drei-Punkt-Reglers stellen den einfachsten Weg dar, Einfluss auf die Schwingungen des Systems zu nehmen. Hierbei wird direkt der Schub des Beines beeinflusst wobei eine Senkung der Stellgröße zu einer geringeren Sprunghöhe und somit auch zu einer höheren Frequenz des Systems führt. Wird die Stellgröße verringert und somit auch die Dauer des Befüllens, verringert sich auch der Maximaldruck im Muskel.

Die Veränderungen des Sperrdrucks hat nur indirekt Einfluss auf die Sprunghöhe. Wird dieser minimale Druck heraufgesetzt, so sinkt der Luftverbrauch, da der Druck im Muskel nicht zu tief absinkt und somit auch nicht ganz aufgefüllt werden muss. Bei vorsichtigem Ändern dieses Parameters lassen sich Lufteinsparungen realisieren, ohne die Sprunghöhe stark zu beeinflussen. Erhöht man den minimalen Druck weiter, so sinkt die Sprunghöhe, da die Amplitude der Druckänderung immer kleiner wird und somit nicht mehr die gleiche Menge Energie dem System zugeführt werden kann.

Durch die Variation des mittleren Drucks mit Hilfe des PID-Reglers wird die Druckschwingung nach oben oder unten verschoben. Da der Einfluss des Reglers auf die Stellgröße sehr gering ist, so haben Veränderungen des Mitteldrucks auch nur geringfügige Auswirkungen auf die Sprunghöhe. Bei Änderungen des Versorgungsdrucks oder bei starken Änderungen des Minimaldrucks muss der mittlere Druck dementsprechend angepasst werden.

# Kapitel 5

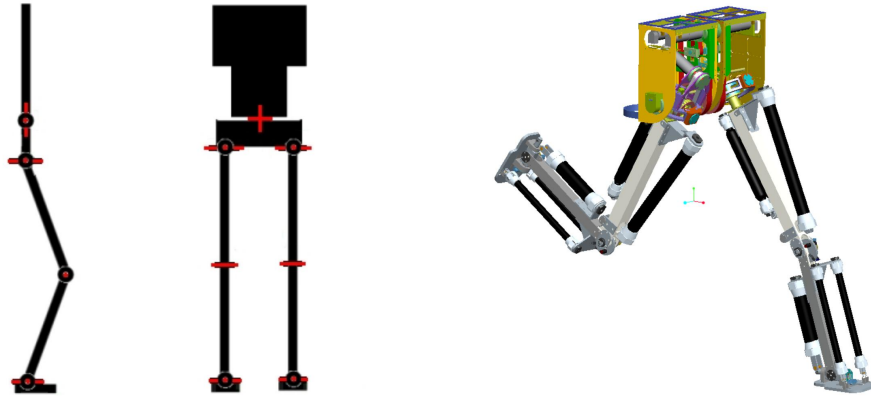
## Konzept für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner

Im Folgenden wird das Konzept für den Aufbau eines elastisch angetriebenen Zweibeiners dargestellt. Hierbei wird durch Überlegungen zum kinematischen Aufbaus sowie den auftretenden dynamischen Belastungen eine Auslegung der Konstruktion und dann der konkrete Lösungsvorschlag für den Aufbau besprochen.

### 5.1 Kinematischer Aufbau des Zweibeiners

Der Aufbau des elastisch angetriebenen Zweibeiners soll sich an der menschliche Anatomie orientieren. Das anthropomorphe zweibeinige Robotersystem soll mit Hilfe eines hybriden Antriebskonzepts elastisches Rennen, Gehen und Stehen ermöglichen. Das hybride Antriebskonzept besteht aus elastischen Antrieben bestehend aus fluidischen Muskeln sowie nichtelastischen Antrieben bestehend aus Elektromotoren und Getrieben. Für die Beine des Zweibeiners sind je fünf Freiheitsgrade pro Bein vorgesehen, zwei in der Hüfte, einer im Knie und zwei im Fußgelenk. Das Knie- und die Fußgelenke sollen mit fluidischen Muskeln, das Hüftgelenk herkömmlich mit Elektromotoren angetrieben werden. Durch die Elektromotoren ist eine steife schnelle Bewegung der Hüfte möglich. Die Muskeln hingegen ermöglichen durch den Einsatz als antagonistisches Paar, die Realisierung eines einstellbaren Feder-Dämpfer-Systems. Die zugehörigen Gelenkpositionen und Achsen sind in Abbildung 5.1 zu sehen.

Die gewählte Gelenkconfiguration ermöglicht die Effekte des elastischen Laufens in einer vorwärtsgerichteten Bewegung zu untersuchen. Kurvenlaufen oder komplexe Bewegungen sind mit dem Laufapparat nicht durchzuführen. Für die Untersuchung der grundsätzlichen Einsatzfähigkeit ist der gewählte Aufbau aber tauglich. Ein dritter Freiheitsgrad in der Hüfte ist dann notwendig, um den Fuß und das Kniegelenk auch dann noch gerade nach



**Abbildung 5.1:** Konzept des Zweibeiners: (links) Gelenkachsen: Die 12 Gelenkachsen des Robotermodells; (rechts) Konzept des Zweibeiners

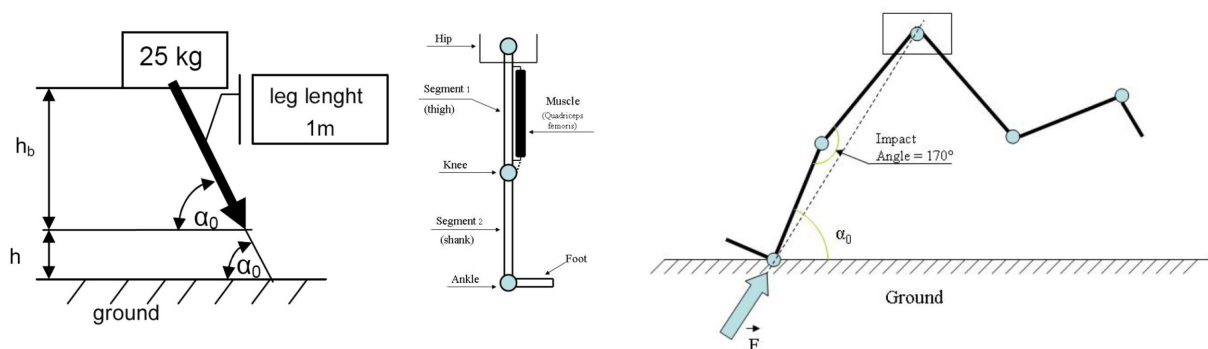
vorne ausrichten zu können, wenn die Hüfte um die senkrechte Achse rotiert ist, d.h. wenn sie nicht mehr senkrecht zur Gehrichtung ist, wie es bei dem Schritt eines Menschen normal ist. Für die Bewertung der elastischen Eigenschaften des Laufens spielt diese Hüftbewegung aber eine untergeordnete Rolle.

Das gesamte System wird für Geschwindigkeiten von bis zu 3 m/s bei einer Beinlänge von ca. 1 m und einem Gewicht des Unterkörpers von ca. 30 kg ausgelegt. Das gesamte Modell inclusive Oberkörper soll das Gewicht von 60 kg nicht überschreiten. Die Winkelbereiche der Hüfte betragen  $135^\circ$  nach vorn,  $45^\circ$  nach hinten und  $\pm 30^\circ$  seitlich. Für das Sprunggelenk sind die Winkelbereiche seitwärts nach außen  $10^\circ$ , nach innen  $30^\circ$  sowie vorwärts und rückwärts jeweils  $30^\circ$ . Das Knie soll im ausgestrecktem Zustand  $-5^\circ$  und im gebeugten Zustand  $95^\circ$  als Winkelbereich aufweisen. Beim Aufbau des Knies wird ein an das anthropomorphe Knie angelehnter winkelabhängiger Hebelarm für die Umwandlung der Muskelkraft in Gelenkmoment verwendet. Dabei ist der Verlauf des winkelabhängigen Hebelarms auf den Kraftverlauf des fluidischen Muskels optimiert.

## 5.2 Auslegung der Konstruktion

Für die Abschätzung der maximalen Kräfte und Drehmomente, die an Beinen und Hüfte angreifen, wird von Extrembelastungen eines Beines, wie z. B. dem Aufsetzen während des Rennens und der Pendelbewegung beim schnellen Gehen ausgegangen. Für die Abschätzung wird als Beinlänge angelehnt an das menschliche Bein eine Länge von einem Meter angenommen. Das Gewichtsverhältnis zwischen Oberschenkel und Schienbein wird als 2:1 angenommen. Für die Abschätzung der Pendelbewegung wird davon ausgegangen, dass bei der halben Beinlänge das Beingewicht in Form einer Punktmasse wirkt. Dies enthält somit implizit einen Sicherheitsfaktor.

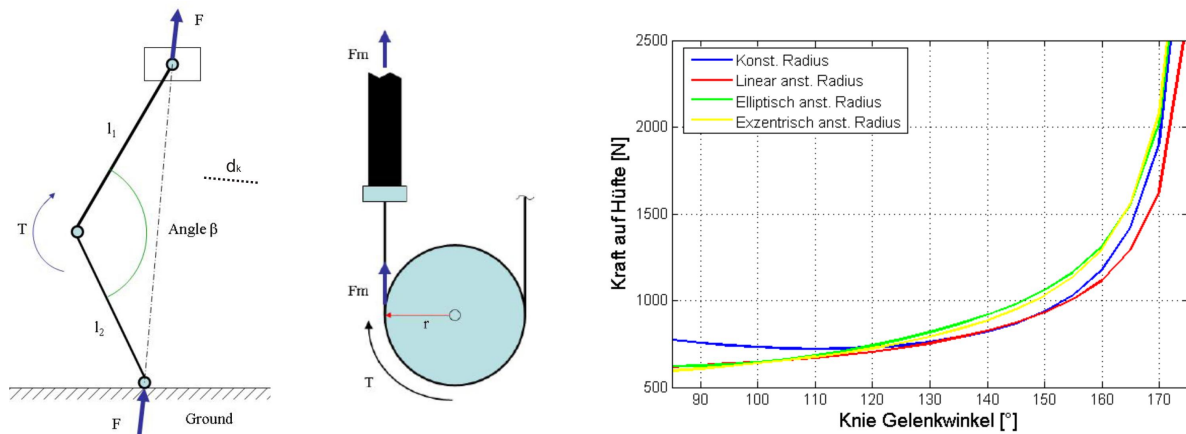
Für die Konstruktion wird von einer maximalen Geschwindigkeit von 2,7 m/s (10 km/h) beim Rennen ausgegangen. Für den Übergang von Gehen zu Rennen wird angenommen, dass er zwischen 1 m/s und 2 m/s erfolgen soll. Die Abschätzung der Pendelbewegung wird für sehr schnelles Gehen durchgeführt (2m/s), da während des Rennens dynamische Effekte des Springens ausgenutzt werden, um höhere Geschwindigkeiten zu erreichen. Konstruktionsbedingt wird ein Winkel zwischen den Beinen während der Fortwärtsbewegung von  $60^\circ$  möglich sein. Damit ergibt sich eine Schrittlänge mit Hilfe der Berechnung des Bogenmaßes bei einem Beinradius von 1 m von ca. 1 m. Damit muss ein Bein für die Geschwindigkeit von 2 m/s in einer halben Sekunde  $60^\circ$  überstreichen. Hieraus resultiert eine Gelenkgeschwindigkeit von ca.  $120^\circ/s$  bzw. 20 U/min. Das erforderliche Antriebsmoment für die Hüfte kann unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Phasen einer Bewegung (Beschleunigen, Geschwindigkeit halten und wieder Abbremsen) berechnet werden. Es ergibt sich für die größte Belastung, welche während der Beschleunigung auftritt, ca. 40 Nm. Eine für die Antriebe erforderliche Antriebsleistung von ca. 84 W ist damit notwendig.



**Abbildung 5.2:** Abschätzung der maximalen Belastung beim Aufkommen: (links) Skizze zur Abschätzung der maximalen Belastung beim Aufkommen; (Mitte) Dreisegmentiges Bein mit Oberschenkelmuskulatur; (rechts) Verlauf des Hebelarms der Bodenkontaktkraft bezogen auf das Knie

Für die Abschätzung der Kräfte beim Aufkommen des Beins während des Rennens wurde, wie in Abbildung 5.2 dargestellt, ausgehend von einer Vorwärtsbewegung für das auf den Boden treffende Bein ein Auftreffwinkel von  $\alpha_0 = 60^\circ$  angenommen. Dabei wird durch die Aktorik im Bein die kinetische Energie im Augenblick des Auftreffens durch Abbremsen durch Einfedern bis zum Stillstand umgewandelt. Für die Konstruktion sowie für die Auslegung der Antriebe ist die auf die Gelenke wirkende Kraft während des Bodenkontakts entscheidend. Für die Abschätzung der Belastung ist die Kenntnis der Sprunghöhe (20 cm) sowie der Geschwindigkeit (2,7 m/s) des Beins notwendig. Wenn für den Einfederweg ein Wert von 10 cm angenommen wird, so ergibt sich als Abbremskraft ein Wert von ca. 2kN für das Bein. Dieser Wert deckt sich ungefähr mit den Werten für auf Laufbändern aufgenommenen Bewegungen von Menschen (1,5kN-2kN).

Für das Abbremsen der Bewegung, das Halten des Körpergewichts in der Bodenphase des Laufens und während des Stehens stellt das Knie die entscheidende Komponente für die Stabilisierung des Oberkörpers dar. Der Anatomie des Menschen folgend stellt der Oberschenkelmuskel (Musculus quadriceps femoris) den am stärksten belastete Muskel und damit die Schlüsselkomponente für das Laufen dar. Daher ist für die Konzeption eines vergleichbaren technischen Gelenks der Verlauf des Drehmoments im Knie entscheidend. Wie in der Natur ist ein gelenkwinkelabhängiger Krafthebelarm vorzusehen. In der Natur hat sich dieser Hebelarm auf die Nichtlinearität des biologischen Muskels sowie die unterschiedliche Wirklänge zwischen Knieachse und der Verbindung zwischen Kontaktpunkt des Beins und der Hüfte (siehe Abbildung 5.2) hin optimiert und damit für das Gesamtverhalten des Beins ein lineares federähnliches Verhalten erreicht.



**Abbildung 5.3:** Anpassung des Kniegelenks an Eigenschaften des Knieantriebs: (links) Abhängigkeit der Muskelkraft des Knieantriebs von der Kniegelenkstellung (Mitte) Schematische Darstellung des Muskeleingriffs an einem Gelenk; (rechts) Verlauf der Kraft auf die Hüfte in Abhängigkeit des Kniegelenkwinkels für unterschiedliche Hebelarmverläufe

Zur Auslegung des richtigen Kniehebelarms in Abhängigkeit des Kniewinkels muss der Zusammenhang zwischen dem Drehmoment des Knies  $T_k$  und der Muskelkraft ermittelt werden. Hier gilt für das Kniedrehmoment:

$$T_k = F_{Muskel}(\kappa(\beta), \dot{\kappa}(\beta), p) \cdot r(\beta). \quad (5.1)$$

Die aus dem Drehmoment resultierende Kraft auf die Hüfte kann mit Hilfe der Beingeometrie folgendermaßen berechnet werden:

$$F = \frac{T_k}{d_k(\beta)} \quad (5.2)$$



mit  $d_k(\beta) = \frac{L_B}{2} \cdot \cos\left(\frac{\beta}{2}\right)$  und  $L_B$  der Beinlänge für ein gestrecktes Bein. Weiterhin ergibt sich aus der Geometrie des Beins unter der Annahme, dass die beiden Beinsegmente gleichlang, sind die aktuelle Beinlänge zu:

$$l(\beta) = L_B \cdot \sqrt{\frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cdot \cos(\beta)}. \quad (5.3)$$

In Abbildung 5.3 ist für unterschiedliche Zusammenhänge zwischen dem Hebelarm der Muskelkraft und dem Kniewinkel die resultierende Kraftkurve für einen konstanten Druck dargestellt. Man kann erkennen, dass es sowohl für einen elliptischen als auch exzentrischen Zusammenhang zwischen Gelenkwinkel und Hebelarm ein monoton steigender Zusammenhang zwischen ansteigendem Gelenkwinkel und Kraft gibt. Gerade für das Abbremsen und Beschleunigen des Körpers ist dieser Verlauf sehr wichtig. Für einen konstanten Hebelarm ergibt sich ein nichtmonotoner Verlauf. Auch für einen linear mit dem Gelenkwinkel ansteigenden Hebelarm ergibt sich ein monotoner Kraftanstieg. Dieser fällt aber am Anfang deutlich schwächer aus und wird am Ende relativ steil. Daher ist ein elliptischer oder exzentrischer Zusammenhang zwischen Gelenkwinkel und Hebelarm besser geeignet.

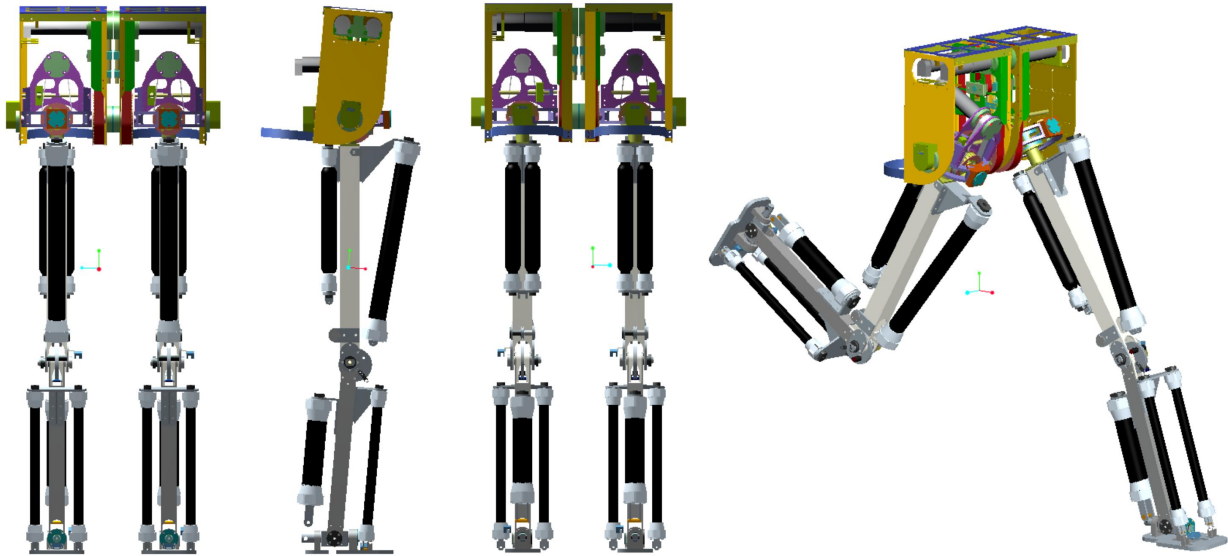
Mit diesen Erkenntnissen kann die Konstruktion des Gesamtsystems entworfen werden.

## 5.3 Konstruktion des Gesamtsystems

Für die Konstruktion eines geeigneten Aufbaus für die Validierung werden pro Bein fünf Bewegungsfreiheitsgrade realisiert. Für die Auslegung der Antriebe werden die in den vorigen Abschnitten beschriebenen Überlegungen verwendet. Das Konzept für das Laufsystem ist in Abbildung 5.4 illustriert. Es beinhaltet pro Bein zwei Bewegungsfreiheitsgrade in der Hüfte, einen Bewegungsfreiheitsgrad im Knie und zwei Bewegungsfreiheitsgrade im Sprunggelenk. Der Hüftantrieb wird mittels steifer Antriebe realisiert, wobei der Knie- und Sprunggelenksantriebe über elastische Antriebe realisiert werden.

Um ein geringes Gewicht des Gesamtsystems erreichen zu können, wird von Anfang an einerseits auf Prinzipien des Leichtbaus gesetzt und andererseits auf eine einfache Fertigbarkeit geachtet. Die einzelnen Bauteile werden mittels FEM-Analyse gewichtsoptimal an die anliegenden maximalen Belastungen angepasst. Damit soll einerseits das Gewicht des Roboters so gering wie möglich gehalten und andererseits die benötigte Antriebsenergie und damit einhergehend den Energieverbrauch so minimal wie möglich gehalten werden.

Für die Beobachtung der internen Größen des Laufsystems werden eine Vielzahl an unterschiedlichen Sensoren verwendet. So finden sich an allen Gelenken hochauflösende absolute Gelenkwinkelsensoren. Alle Muskeldrücke werden mittels Drucksensorik ausgelesen. Für die Kraftmessung in den Gelenken und Segmenten werden unterschiedliche Kombinationen aus



**Abbildung 5.4:** Unterschiedliche Ansichten des gesamten Bewegungsapparats: (links) Frontansicht; (Mitte links) Seitenansicht; (Mitte rechts) Rückansicht; (rechts) Bewegungsdarstellung

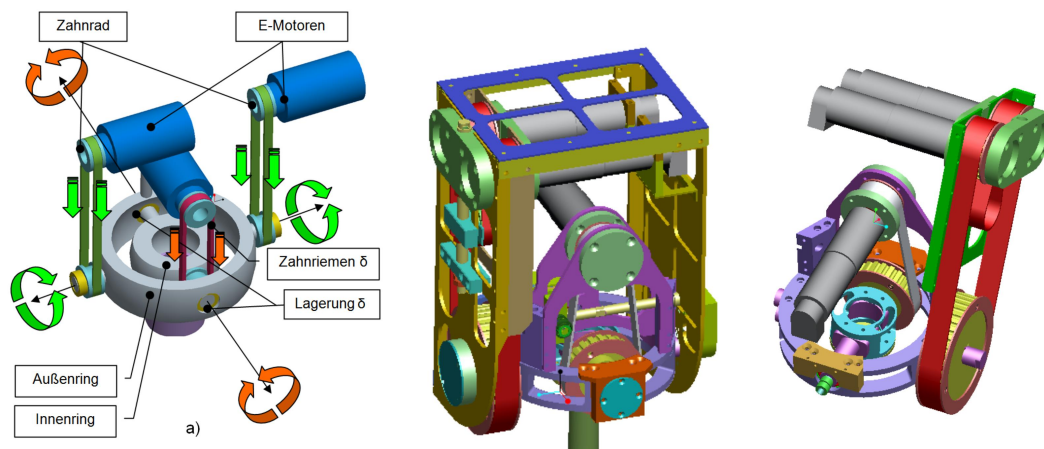
Dehnungsmessstreifen entworfen. Zusätzlich sind alle verwendeten Motoren mit antriebsseitigen hochauflösenden Impulsgebern für die Geschwindigkeitsermittlung angebracht.

### 5.3.1 Aufbau der Hüfte

Für die Realisierung der Antriebe der Hüfte werden Elektromotoren eingesetzt. Diese garantieren auch bei hohen Gelenkgeschwindigkeiten eine gute direkte Regelbarkeit. Weiterhin ist der Einbauraum und die Größe der Motoren nicht wie ein Muskelantrieb vom Winkelbereich abhängig, sondern ausschließlich von der am Gelenk benötigten Leistung. Es ist allerdings zusätzlich zu beachten, dass die Hüftantriebe in den unterschiedlichen Beinphasen (Schwing- und Stemmphase) einerseits sehr schnelle Bewegungen und andererseits hohe Drehmomente aufbringen müssen. Um die gewünschten Drehzahlen und Drehmomente und somit eine optimale Leistung erreichen zu können, wurden die Elektromotoren mit einem direkten Getriebe mit einer nachgelagerten Riemenuntersetzung konstruiert. Dies hat den Vorteil, dass das Gewicht der Antriebe niedrig gehalten werden kann und außerdem die Elektromotor-Getriebe-Kombination nicht zu selbsthemmend ist und damit in günstigen Fällen auch hier passive Bewegungen durchgeführt werden könnten.

Um die notwendige Leistung der Vor- und Rückwärtsbewegung von 84 W zu erreichen, sollen zwei Elektromotoren mit je 150 W eingesetzt werden, da der Gesamtwirkungsgrad aus Motor, Getriebe und Zahnriementrieb bei 45,8% liegt und damit einer 1,6 fachen Sicherheit entspricht. Der Einsatz von zwei Elektromotoren ist notwendig, da bei einem einzelnen Antrieb die Baumaße und das Gewicht zu groß werden würde. Für die notwendige Leistung

der Seitenbewegung von 27,2 W ist der Einsatz eines Elektromotors (150 W) ausreichend. Hier liegt für den Gesamtwirkungsgrad von wiederum 45,8% eine 2,5 fache Sicherheit vor.



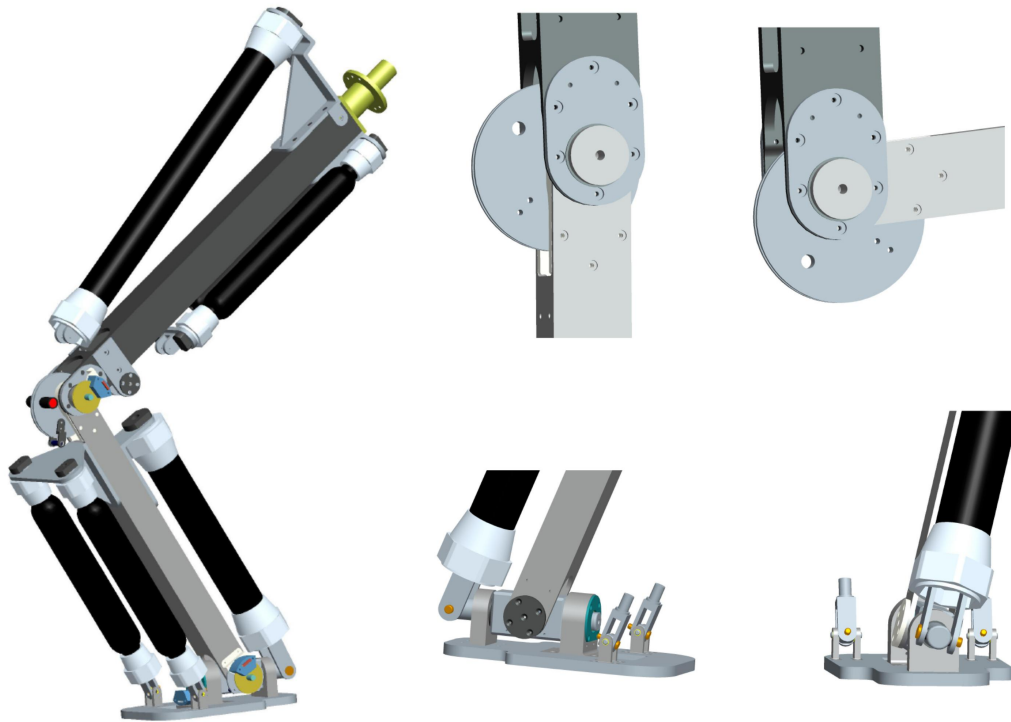
**Abbildung 5.5:** Aufbau eines Hüftgelenks: (links) Schematischer Aufbau; (Mitte) CAD-Darstellung eines Hüftgelenks; (rechts) Detaildarstellung der beiden Bewegungsachsen

Für die Realisierung der beiden Bewegungsfreiheitsgrade der Hüfte wurde ein Zwei-Ring-Prinzip verwendet, welches den Vorteil hat, dass sich die Gelenkachsen in einem Punkt schneiden, ohne dass der mechatronische Aufwand stark ansteigt. Das Zwei-Ring-Prinzip setzt sich aus einem Innen- und einem Außenring zusammen, wobei die Lagerungen der beiden Ringe orthogonal realisiert werden (siehe Abbildung 5.5). Der Innenring ist in den Außenring eingebracht und für die Seitenbewegung zuständig. Der Antrieb für den Innenring ist auf dem Außenring angebracht, so dass dieser sich bei einer Verstellung der Vorwärtsbewegung immer mitdrehen kann. Der Außenring wird in einem Gehäuse gelagert und ermöglicht eine Vor- und Rückwärtsbewegung des Beinflansches und somit auch des Beines. Die einzelnen Hüftgelenke haben eine Breite von 240 mm, eine Höhe von 350 mm und eine Länge von 177 mm bei einem Gewicht von ca. 9,4 kg/Hüftgelenk. Zwei Hüftgelenke nebeneinander ergeben 480 mm Breite.

### 5.3.2 Aufbau des Knie- und Sprunggelenks

Als Antriebe im Kniegelenk und in den beiden Bewegungsfreiheitsgraden des Sprunggelenks werden ausschließlich fluidische Muskeln der Firma Festo verwendet [Festo (2009)]. Der Oberschenkelmuskel (Strecker des Oberschenkels) mit seiner höchsten Belastung wird mittels des Muskels MAS40 (siehe Abbildung 4.3) realisiert. Damit kann die geforderte Aufstandskraft des Beins erreicht werden. Für den Antagonisten des Oberschenkelmuskels kann ein kleiner Muskel verwendet werden, da hier die Belastungen deutlich geringer sind. Da allerdings einerseits gegen den MAS40 gearbeitet werden muss und andererseits der Unterschenkel während der Schwingphase angehoben werden muss, werden hier zwei fluidische

Muskeln MAS20 verwendet. Gemäß den Überlegungen aus Kapitel 5.2 wird der Hebelarm für den Oberschenkelmuskel in Abhängigkeit des Kniegelenkwinkels realisiert (siehe Abbildung 5.6). Da ein elliptischer Hebelarm schwer technisch (zu vertretbaren Kosten) herzustellen ist, wird ein exzentrisch aufgebautes Gelenk verwendet (siehe Abbildung 5.6).



**Abbildung 5.6:** Aufbau des Knie- und Sprunggelenks: (links) CAD-Darstellung des Beins (Mitte + rechts oben) Darstellung der unterschiedlichen Kniehebelarme (Mitte + rechts unten) Darstellung des Sprunggelenks

Für die Realisierung der zwei Bewegungsgrade im Sprunggelenk wird ein gekoppelter Antrieb für beide Bewegungsfreiheitsgrade realisiert. Dafür werden wieder wie für das Knie eine Kombination aus einem MAS40 und zwei MAS20 verwendet. Wobei hier der Strecker des Fußes (realisiert über einen MAS40) an einer unabhängig zur seitlichen Fußverkipfung stehenden Stelle angreift. Die beiden für das Beugen des Fußes in Vorwärtsrichtung zuständigen MAS20 dienen zusätzlich als Antrieb für die seitliche Fußverkipfung. Betrachtet man das Kräftegleichgewicht zwischen diesen beiden Muskeln, so führt eine Gleichverteilung der Kraft zwischen den beiden Muskeln zu keiner seitlichen Verkipfung, wobei sich die Kraft für das Beugen des Gelenks aus der Summe der beiden Muskelkräfte ergibt. Herrschen unterschiedliche Drücke in den für das Vorwärtsbeugen zuständigen Muskeln, so resultiert eine seitliche Verkipfung entsprechend der Kraftdifferenz und der externen Kraft.

Durch die Verwendung zweier MAS40 als Strecker in Knie und Sprunggelenk erhält man eine sehr hohe Kraft im Bein für die Stemmphase. Durch die Verwendung eines kombinierten Antriebs für das Strecken des vorwärtsgerichteten Bewegungsfreiheitsgrads im Sprunggelenk

---

sowie als Beuger und Strecker für das seitliche Verkippen kann das erforderliche Gewicht für Antriebe niedrig gehalten werden.



# Kapitel 6

## Die Regelung von elastisch angetriebenen zweibeinigen Laufmaschinen

Nach der Beschreibung des elastischen Antriebs sowie des Aufbau des Roboters und dem daraus abzuleitenden Modell ist es nötig, eine entsprechende Regelung zu entwerfen.

Mit dem Konzept des "Virtual Model Control" (VMC) nach [Pratt (1995)] ist es möglich eine Regelung zu erzeugen, die ohne die explizite Berechnung der inversen Kinematik auskommt. Die Kontrolle des Roboters wird nach einem einfachen, intuitiven Prinzip durchgeführt. Sie erfolgt ausschließlich durch das Anlegen externer Kräfte. Die Erzeugung dieser Kräfte durch virtuelle Federn ermöglicht die Generierung sehr natürlich wirkender Bewegungen. Dabei werden diese äußeren Kräfte zwischen einem Punkt auf dem Roboter und dem gewünschten Zielpunkt gelegt. Durch geschickten Einsatz der Jakobi Matrix für eine kinematische Kette (z.B. ein Roboterbein) werden aus der virtuellen äußeren Kraft diejenigen Gelenkmomente berechnet, welche die äußere Kraft kompensieren würden. Tauscht man das Vorzeichen der errechneten Kraft, kann man das Robotersegment an einer Feder, ähnlich einer virtuellen Impedanzregelung, durch den Raum führen. Zur Regelung des Roboters wird die Idee des VMC für elastisches Laufen erweitert.

### 6.1 Virtual Model Control (VMC)

Bei der VMC Methode handelt es sich um einen statischen Ansatz. Es wird nur der aktuelle Zustand betrachtet und die Dynamik nicht berücksichtigt. Durch geschickten Einsatz der Jakobi Matrix einer Robotersegment-Kette werden zu einer vorgegebenen virtuellen äußeren Kraft zwischen den beiden Enden der Kette diejenigen Gelenkmomente berechnet, welche die äußere Kraft kompensieren würden. Diese äußere Kraft kann man durch ein virtuelles

Feder-Dämpfer-System erzeugen lassen, das man zwischen einem Punkt auf dem Roboter und dem gewünschten Zielpunkt spannt. Tauscht man nun noch das Vorzeichen der errechneten Kraft, kann man das Robotersegment an einer Feder wiederum ähnlich einer virtuellen Impedanzregelung, durch den Raum führen. Mit geschickt gewählten Feder- und Dämpferkonstanten können sehr gleichmäßige Bewegungen erzeugt werden.

Durch dieses System lassen sich dem Roboter recht einfache und anschauliche Befehle erteilen. Will man zum Beispiel, dass der Roboter das bisherige Stemmbein nach vorne bewegt, spannt man einfach eine Feder vom Knie an den gewünschten Zielpunkt vor dem Roboter und er wird das Bein nach vorne schwingen. Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass sehr einfach zu bestimmen ist, mit wie viel Kraft der Roboter eine Bewegung ausführt, ganz wie es ein Mensch intuitiv auch machen würde. So ist es zum Beispiel problemlos möglich, den Roboter mit einer bestimmten Kraft gegen einen Gegenstand oder einen Knopf drücken zu lassen, was mit einer normalen auf inverser Kinematik und Bahnplanung beruhenden Regelung nur schwer zu bewerkstelligen wäre.

Bei der Planung dieses Problems würde man wie folgt vorgehen: Zuerst würde man eine virtuelle Feder zwischen dem Manipulator des Roboters und einer Position direkt vor dem Knopf spannen. Die VC wird nun zuerst eine Kraft berechnen, die den Manipulator in Richtung dieser Position zieht. Die Dämpferkonstante sollte in diesem Fall hoch gewählt werden, um ein Schwingen zu vermeiden. Das heißt man sollte den Manipulator so langsam an den Zielpunkt heranfahren lassen, dass er diesen nicht überfährt und gegen das Zielobjekt stößt. Nachdem aus der Abweichung der Position, der Federkonstante, der Geschwindigkeit des Manipulators sowie der Dämpferkonstante die virtuelle Kraft berechnet wurde, wird diese durch Multiplikation mit der Jakobi Matrix in den Vektor der gewünschten Gelenkmomente umgerechnet. Diese Berechnungen werden zyklisch wiederholt und jeweils die errechneten Gelenkmomente eingestellt, bis der Manipulator die gewünschte Position erreicht hat. Dann folgt der zweite Abschnitt. Statt die virtuelle äußere Kraft mit einem Feder-Dämpfer System zu berechnen, würde man diese direkt so festlegen, dass der Roboter mit einer Kraft von genau 2 N in Richtung des Knopfes ausüben soll. Diese Kraft würde wieder auf die Gelenkmomente transformiert, die nur noch eingestellt werden müssen.

Eine so genannte 'Virtual Component' (VC) macht im Prinzip nichts anderes als das Berechnen der Gelenkmomente, die der virtuellen Kraft zwischen dem „Actionframe“ (AF) und dem „Reactionframe“ (RF) entsprechen. Dies geschieht in zwei Schritten:

1. Bestimmen der benötigten Kraft  $\vec{F}$ , die zwischen dem AF und dem RF wirken soll, mittels eines Feder-Dämpfer Systems:

$${}^{RF}_{AF}\vec{F}_{soll} = (P_{soll} - P_{ist}) \cdot K_F - \dot{P}_{AF} \cdot K_D \quad (6.1)$$

Die Kraft des Systems ist direkt proportional zu dem Abstand zwischen der Sollposition  $P_{soll}$  und der aktuellen Position  $P_{ist}$  sowie der Geschwindigkeit des AF  $\dot{P}_{AF}$ .



$K_F$  und  $K_D$  sind die virtuellen Feder- und Dämpferkonstanten. Sie bilden den Knackpunkt des Systems. Die VC wird nur dann ihre Aufgabe wie gewünscht erfüllen, wenn diese Konstanten geschickt eingestellt sind. Eine zu niedrige Dämpferkonstante wird zu einem Pendeln um den Zielpunkt führen. Eine zu hohe wird entweder ein Anfahren der Bewegung verhindern oder besonders auf zeitdiskreten Systemen zu Schwingungen führen, da dort auch die Geschwindigkeit diskret ist. Aufgrund des Prinzips 'Kraft gleich Gegenkraft' ist es notwendig zwei Frames oder Segmente anzugeben. Dabei ist der AF das Segment, dessen Bewegung gewünscht ist, und der RF ist der Ankerpunkt für die Gegenkraft.

2. Berechnen des Vektors, der für die gewünschte externe Kraft  $F_{soll}$  benötigten Gelenkmomente  $\vec{T}$  mittels der Jakobi Matrix  $J$ :

$$\vec{T} = {}_{AF}^{RF}J^T \cdot {}_{AF}^{RF}\vec{F}_{soll}$$

Eine Invertierung der Jakobi Matrix ist nicht notwendig, was sehr gelegen kommt, da die Jakobi Matrix selten quadratisch ist und somit nur die Pseudoinverse gebildet werden könnte. Außerdem muss die Jakobi Matrix in jeder Regleriteration aufs Neue berechnet werden, eine Invertierung würde einen erheblichen Mehraufwand bedeuten. Der Vektor  $\vec{T}$  kann sofort als Vektor der Stellgrößen für die einzelnen Gelenkregler verwendet werden.

Man kann die Wirkung der Multiplikation mit  $J^T$  in einer VC auch geometrisch betrachten. Bei dieser Multiplikation wird automatisch für jedes Gelenk berechnet, wie viel Drehmoment aufgebracht werden muss, um die gewünschte kartesische Kraft zu kompensieren. Als Basis dient eine Art Maß dafür, wie senkrecht ein Segment zur gewünschten Krafrichtung steht. Steht es exakt senkrecht, muss die gesamte Kraft durch das Drehmoment kompensiert werden. Nähern sich die Richtungen jedoch an, wird dieser Anteil immer geringer. Im Falle der Schwerkraftkompensation kann z.B. ein immer größerer Teil durch die Statik kompensiert werden. Sind Segment- und Krafrichtung identisch, kann über das Gelenk gar keine Kraft mehr in die gewünschte Richtung erzeugt werden. Hierfür würde ein Lineargelenk benötigt. Dies liegt daran, dass ein (Scharnier-) Gelenk nur tangentiale, nicht aber radiale Kräfte erzeugen kann.

### 6.1.1 Definition spezieller Frames

Von entscheidender Bedeutung ist die Wahl der beiden speziellen Frames einer VC. Die VC rechnet eine Kraft, die zwischen zwei Robotersegmenten wirken soll, auf die dafür benötigten Gelenkmomente um. Betroffen sind die zwischen diesen beiden Segmenten liegenden Gelenke. Als AF wählt man das Segment, das die durch die Kraft erzeugte Aktion ausführen

soll. Ansonsten ist die Kraft aufgrund des Prinzips von 'Kraft gleich Gegenkraft' auf beiden Segmenten identisch, wenn auch mit umgekehrtem Vorzeichen. Soll z.B. der Fuß auf eine bestimmte Höhe gehoben werden, würde man den Fuß als AF definieren und die Hüfte als RF. Somit würde die zum Anheben des Fußes benötigte Kraft durch Momente für die Gelenke der Hüfte, des Knies und des Knöchels ausgedrückt. Bei einer Laufmaschine ist zu beachten, dass der RF eine feste Verbindung zum Boden haben sollte, damit die Kräfte, die auf den RF wirken, durch entsprechende Bodenreaktionskräfte ausgeglichen werden können. Ist dies nicht der Fall, werden sich beide Frames, entsprechend ihrer Massen, in Bewegung setzen.

### 6.1.2 Bezugssysteme für VCs

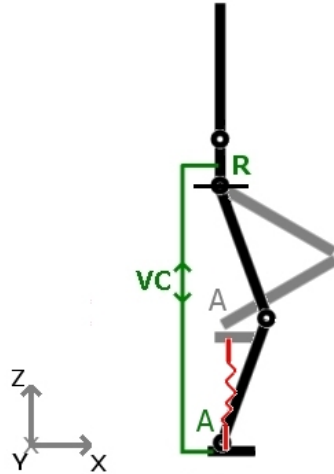
Es gibt verschiedene Möglichkeiten, das Bezugssystem für eine VC zu wählen. Diese sind allerdings direkt ineinander überführbar. Soll z.B. der Fuß wieder angehoben werden, hat man zwei grundlegende Möglichkeiten: Einerseits kann der Fuß auf eine feste Höhe bezüglich des Bodens gehoben werden, dann wird die VC versuchen den Fuß auf dieser Höhe zu halten, egal was der restliche Roboter macht. Andererseits kann definiert werden, dass der Fuß auf einer bestimmten Höhe bezüglich der Hüfte zu halten ist. In diesem Fall würde sich der Fuß mit der Hüfte absenken, wenn der Roboter im Standbein einknickt. Ist dies gewünscht, so sind alle Größen, incl. der Jakobi Matrix bezüglich des RFs anzugeben.

Bei der Hüfte ist es meist wünschenswert, ihre Position und Orientierung fest anzugeben. Bei den an ihr hängenden Gliedmaßen nutzt man eher die relativen Angaben bezüglich der Hüfte.

### 6.1.3 Funktionsweise einer VC an einem Beispiel

Im Folgenden wird die Funktionsweise einer VC an einem Beispiel verdeutlicht. Der Fuß eines Roboters mit vier Freiheitsgraden pro Bein, zwei in der Hüfte und jeweils einem in Knie und Fußgelenk, soll um 0,4 m angehoben werden (siehe Abbildung 6.1).

Es soll eine VC erzeugt werden, um dies zu bewerkstelligen. Dazu wird zunächst der Fuß als AF und die Hüfte als RF definiert. Dann wird die gewünschte und die aktuelle Position des Fußes bestimmt. Die Kraft, die auf den Fuß wirken soll, wird in diesem Beispiel durch ein Feder-Dämpfer-System erzeugt, wobei aber beliebige andere Möglichkeiten denkbar sind. Die Feder- und Dämpferkonstante wird der Einfachheit halber als 1 festgesetzt. In der Realität ist die Festlegung dieser Konstanten ein entscheidender Schritt für die Kontrolle des Roboters. Es ist zu beachten, dass die VC den Fuß zwar auf die gewünschte Höhe heben aber nicht sicherstellen wird, dass der Fuß in X- und Y-Richtung auf seiner Position bleibt. Die VC hat keinen Einfluss darauf, ob die Bewegung exakt senkrecht verläuft. Hierzu wären



**Abbildung 6.1:** Der Fuß soll senkrecht angehoben werden. Die dafür benötigte Kraft wird mittels eines Feder-Dämpfer-Systems ermittelt. Dann wird eine VC erzeugt, mit dem Fuß als AF und der Hüfte als RF. Der Roboter verfügt über 4 Freiheitsgrade in seinem Bein: zwei in der Hüfte, der erste mit der Gelenkachse in X-Richtung, der zweite mit Achse in Y-Richtung. Die Gelenkachsen von Knie- und Fußgelenk sind jeweils parallel zur Y-Achse.

weitere VC nötig. Zum aktuellen Zeitpunkt befindet sich der Roboter in Ruhe, daher ist die Kraft der Dämpferkomponente null.

$$\begin{aligned} {}^{RF}_{AF} \vec{F}_{z-soll} &= (Pos_{z-soll} - Pos_{z-ist}) \cdot K_F - \dot{V}_{AF} \cdot K_D \\ {}^H_F \vec{F}_{z-soll} &= 0.4 \cdot 1 - 0 \cdot 1 = 0.4[N] \end{aligned}$$

$$F_{soll}^{\vec{}} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0.4 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Mit der Jakobi Matrix:

$${}^H_F J = \begin{pmatrix} 0 & 0.7 & 0.35 & 0 \\ -0.7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -0.05 & 0.35 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Diese gibt für einen Gelenkmomentvektor den Vektor der daraus resultierenden kartesischen Kräfte heraus. Nun wird die Tatsache ausgenutzt, dass die Transponierung der Matrix ausreicht, um den umgekehrten Zusammenhang ausdrücken zu können. Eine Invertierung ist nicht notwendig.

$${}^H_F J^T = \begin{pmatrix} 0 & -0.7 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0.7 & 0 & -0.05 & 0 & 1 & 0 \\ 0.35 & 0 & -0.35 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned} \vec{T} &= {}^{RF}_{AF} J^T \cdot {}^{RF}_{AF} \vec{F}_{soll} \\ \vec{T} &= \begin{pmatrix} 0 & -0.7 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0.7 & 0 & -0.05 & 0 & 1 & 0 \\ 0.35 & 0 & -0.35 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0.4 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\ \vec{T} &= \begin{pmatrix} 0 \\ -0,02 \\ -0,14 \\ 0 \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Am berechneten Vektor der Gelenkmomente lässt sich gut erkennen, dass in nur zwei der vier Gelenke Kräfte erzeugt werden können, die in einer Aufwärtskraft am Fuß resultieren. Das Gelenk, welches das Bein seitlich heben könnte, steht bezüglich dieses Freiheitsgrades senkrecht zur Hüfte. Somit ist die senkrechte Komponente der möglichen Bewegung gleich null, da ein Scharniergelenk nur tangentiale Kräfte erzeugen kann. Auch das Fußgelenk kann den Fuß nicht anheben. Eine Invertierung der Jakobi Matrix ist nicht notwendig, was sehr gelegen kommt, da die Jakobi Matrix selten quadratisch ist und somit nur die Pseudoinverse gebildet werden könnte. Außerdem wird Rechenzeit gespart, da die Jakobi Matrix in jedem Schritt aufs Neue berechnet werden muss.

Der Vektor  $\vec{T}$  kann sofort als Vektor der Stellgrößen für die einzelnen Gelenkregler der vier Gelenke zwischen Hüfte und Fuß verwendet werden.

## 6.2 Umsetzung der VMC Methode für elastisches Laufen

Im Folgenden erfolgt die Beschreibung der Umsetzung der VMC Methode für das elastische Laufen. Hierbei werden unterschiedliche Bereiche einzeln beleuchtet.

### 6.2.1 Hüft-Kontrolle

Bei der Implementierung der Roboterkontrolle mittels VMC stellte sich heraus, dass ein so komplexes System mit 12 oder gar 14 Freiheitsgraden in den Gelenken und einer entsprechend hohen Anzahl benötigter VCs sich nur schwer beherrschen lässt.

Um dennoch die Kontrolle über das zentrale Segment, die Hüfte, zu behalten, ist eine explizite Kontrolle der Kräfte, die auf sie wirken, notwendig. Dies geschieht in zwei Schichten (Vergl. Abb. 6.2).

In der äußeren Schicht werden anhand einer Eingabe vom Benutzer oder der Gangplanung diejenigen Kräfte  $F_{soll}$  berechnet, die auf die Hüfte wirken müssen, um eine gewünschte Vorgabe zu erfüllen. Diese Vorgabe liegt in Form einer Position, Geschwindigkeit oder Beschleunigung vor.

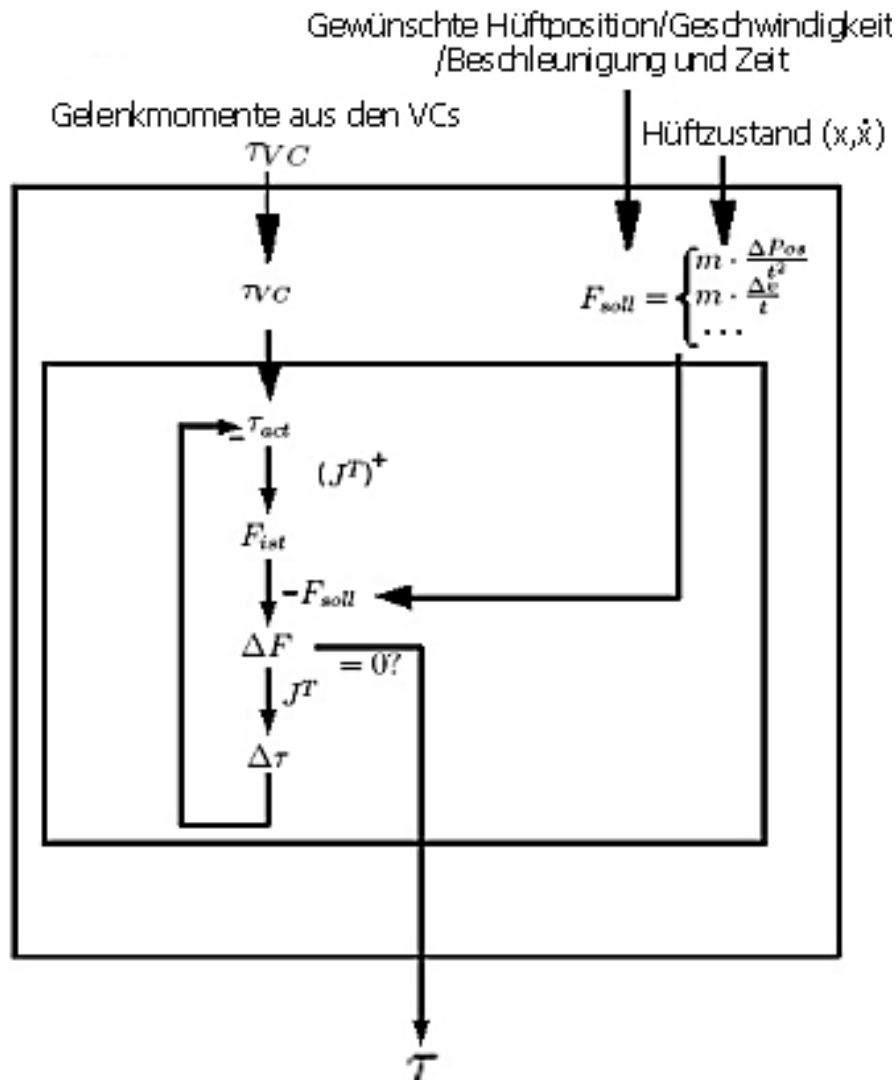
$$F_{soll} = \begin{cases} m \cdot \frac{\Delta Pos}{t^2} \\ m \cdot \frac{\Delta v}{t} \\ m \cdot \Delta a \\ \dots \end{cases}$$

Dies ist eine entscheidende Erweiterung zum bisherigen Konzept, da es bisher keine zentrale Einrichtung existierte, die makroskopisches Wissen über das gewünschte Systemverhalten besaß. Vielmehr war das Wissen über die ganzen VCs verteilt, die aber über keine Koordination verfügten.

In der inneren Schicht werden iterativ die Gelenkmomente  $\tau_{VC}$ , welche die VCs berechnet haben, modifiziert, bis die Kraft, die die Gelenkmomente voraussichtlich an der Hüfte erzeugen werden  $F_{ist}$  der Vorgabe aus der äußeren Schicht  $F_{soll}$  entspricht. Die Gelenkmomente, die von den VCs berechnet werden, dienen jetzt nur noch als Vorschlag oder als Startwert für diesen Algorithmus.

Als erstes werden die Jakobi Matrizen  $J$  für alle an der Hüfte befestigten kinematischen Ketten bestimmt. In diesem Fall sind das die Beine incl. der Hüftgelenke und der Oberkörper. Sollte das Modell noch um Arme erweitert werden, wären dies zwei zusätzliche Ketten. Da von den kartesischen Kräften auf die Gelenkmomente mittels  $J^T$  geschlossen werden kann, wird für den umgekehrten Weg die Pseudoinverse  $(J^T)^+$  benötigt. Daraufhin werden mit

Hilfe dieser Matrix die Kräfte  $F_{ist}$  berechnet, die durch die aktuell berechneten Gelenkmomente  $\tau_{act}$  auf die Hüfte wirken werden. Diese werden zusammen mit der Gravitationskraft und etwaigen weiteren externen Kräften aufsummiert. Diese resultierende Gesamtkraft wird mit derjenigen verglichen, die von der äußeren Schicht vorgegeben wird. Die Differenzkräfte  $\Delta F$  werden auf die kinematischen Ketten aufgeteilt. Bei diesen Schritten sollte bedacht werden, welche der Ketten Bodenkontakt und somit ausgleichende Bodenreaktionskräfte haben, und welche nicht. Daraufhin werden mittels der transponierten Jakobi Matrix  $J^T$  der Kette die jeweiligen Gelenkmomente  $\Delta\tau$  berechnet, die benötigt werden, um die Differenzkräfte zu kompensieren. Dies geschieht analog zu dem in den VC angewendeten Verfahren. Diese Differenzmomente werden von den Gelenkmomenten abgezogen. Mit den neuen Gelenkmomenten  $\tau_{act}$  beginnt nun ein weiterer Durchlauf der inneren Schicht, bis die Differenzkräfte unter eine geringe Schwelle gefallen sind.



**Abbildung 6.2:** Die Hüftkontrolle: Die durch die Gelenkmomente  $\tau_{act}$  voraussichtlich erzeugten Kräfte  $F_{ist}$  auf die Hüfte werden mit den gewollten Hüftkräften  $F_{soll}$  verglichen und die Differenzen aus den Gelenkmomenten  $\Delta\tau$  mittels der Pseudoinversen der transponierten Jakobi Matrizen  $(J^T)^+$  herausgerechnet.

Mit dieser Hüftkontrolle gibt es nun neben den VCs, die ursprünglich für die Erzeugung einer Bewegung vorgesehen waren, zusätzlich eine überwachende Instanz, die über das gewünschte Gesamtverhalten der Hüfte informiert ist. Basierend auf den Berechnungen der VCs, die für die Stabilisierung oder Fixierung einzelner Segmente sowie für die Bewegung selbst verantwortlich sind, berechnet die Hüftkontrolle Gelenkmomente, die das gewünschte Hüftverhalten erzeugen aber möglichst nah an der Basislösung der VCs liegen.

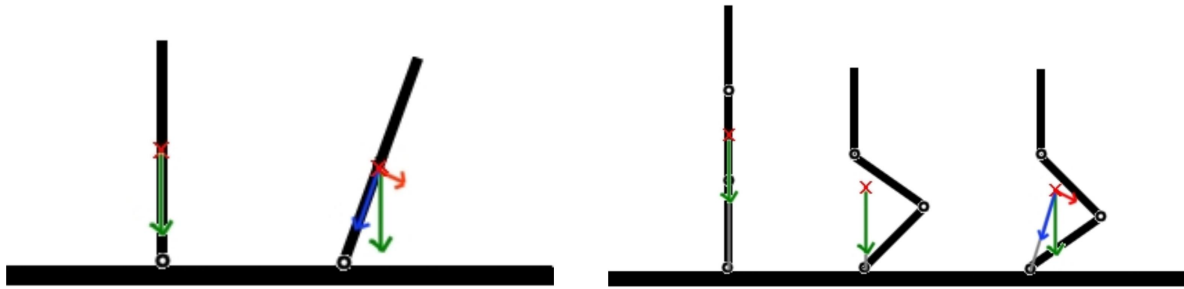
### 6.2.2 Schwerkraftkompensation

Für die reine Schwerkraftkompensation reicht eine VC in Form einer Feder pro Bein, die mit der Hüfte und dem Fuß gekoppelt ist, aus um die Hüfthöhe festzulegen. Ist die VC in Form einer Feder implementiert, wird die Hüfthöhe je nach Federkonstante ein Stück unterhalb des Aufhängepunktes zur Ruhe kommen. In diesem Fall muss der Aufhängepunkt der Feder entsprechend geregelt werden, um die gewünschte Hüfthöhe einzustellen.

Im Prinzip würde eine VC von Unter- zu Oberschenkel ausreichen, um den aufrecht stehenden Roboter zu tragen, denn sowohl Fuß- wie auch Hüftgelenk sind an der Schwerkraftkompensation nicht beteiligt, solange der Roboter exakt balanciert steht. Jedes Gelenk braucht sich nur dann zu beteiligen, wenn der Schwerpunkt der über ihm liegenden Segmente sich nicht über diesem Gelenk befindet. In diesem Fall ist es nur notwendig durch Anlegen von Gelenkmomenten ein Kippen zu verhindern. Die Schwerkraft wird vollständig durch die Statik getragen (siehe Abbildung 6.3). Hat sich der Schwerpunkt jedoch verschoben, muss er gegen die Schwerkraft gehalten bzw. zurück bewegt werden (siehe Abbildung 6.3). Der Anteil der Schwerkraft, der durch die Statik getragen wird (blau), wird geringer. Der Anteil, der durch Gelenkmomente kompensiert werden muss (rot), wächst mit dem Abstand der Schwerpunktprojektion zum Gelenk.

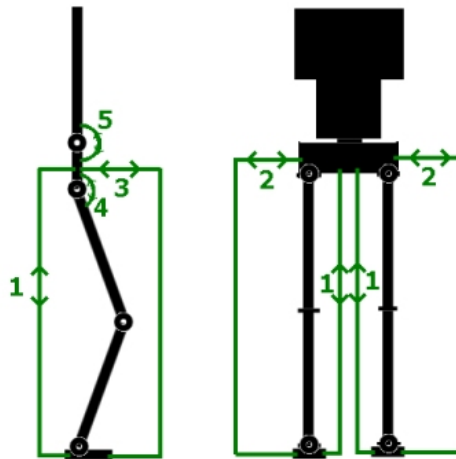
### 6.2.3 Stehen / Double Support

Wie im vorhergehenden Abschnitt beschrieben, reicht im Prinzip jeweils eine VC pro Bein zum Schwerkraftausgleich aus, um das Stehen eines exakt ausbalancierten Roboters zu gewährleisten. Zusätzlich zu dieser einen sind dann nur noch VCs von Nöten, welche die Balance halten oder erreichen. Hierfür benötigt man jeweils eine VC für die Regelung des Schwerpunktes in der Transversal- und in der Sagittalebene, um diesen in der konvexen Hülle der Füße zu halten. Außerdem empfiehlt es sich zwei VCs einzuführen, welche die Hüfte aufrecht halten. Möglicherweise werden weitere VC benötigt, die der Hüfte neben den translatorischen auch rotatorische Freiheitsgrade entziehen. Zum sicheren zweibeinigen Stehen werden also mindestens neun VC benötigt. Diese sind in Abbildung 6.4 illustriert. Die VC eins bis vier kommen jeweils einmal pro Bein vor, Nummer fünf insgesamt nur ein Mal



**Abbildung 6.3:** Konzept zur Ausregelung der Schwerkraft: (links) Solange sich der Schwerpunkt eines Körpers exakt über seinem Bodenkontaktpunkt befindet braucht keine Kraft aufgebracht zu werden, um seine Schwerkraft zu tragen (links). Ist er jedoch geneigt wird nur noch ein Teil der Schwerkraft durch die Statik getragen (blau), der Rest (rot) muss durch ein entsprechendes Moment kompensiert werden; (rechts) Die Überlegungen aus der vorangegangenen Illustration können auch auf mehrsegmentige Körper übertragen werden. Für jedes Gelenk ist es relevant, wo sich der gemeinsame Schwerpunkt der über ihm liegenden Massen relativ zu ihm selbst befindet. Ist dieser exakt über dem Gelenk, wird die gesamte Schwerkraft durch die Statik ausgeglichen (links und Mitte)

im gesamten Aufbau. VC eins erzeugt die Momente, die notwendig sind, um die Schwerkraft zu kompensieren. VC zwei und drei kontrollieren die beiden übrigen translatorischen Freiheitsgrade der Hüfte. Die VC vier und fünf sorgen für eine aufrechte Haltung von Hüfte bzw. Oberkörper.



**Abbildung 6.4:** Die neun VC, die mindestens benötigt werden, um ein sicheres zweibeiniges Stehen zu ermöglichen. Drei pro Bein für die translatorischen Freiheitsgrade der Hüfte, die restlichen VC für eine aufrechte Haltung von Hüfte und Oberkörper.

Zusätzlich kann der Oberkörper zum schnellen Ausgleichen des Schwerpunktes verwendet werden, oder um Bewegungen einzuleiten bzw. zu ermöglichen. Befindet sich der Schwerpunkt zum Beispiel auf Höhe der Fersen, bewirkt ein Verkleinern des Winkels zwischen Unterschenkel und Fußrücken nur ein Anziehen des Fußes. Ist aber ein Verschieben nach



vorne des Schwerpunktes oder ein Kippen gewünscht, so muss der Schwerpunkt vorher vor das Fußgelenk verlagert werden. Dies muss mit dem Oberkörper bewerkstelligt werden.

Z. B. das Ausführen von Kniebeugen lässt sich mit den gleichen Mitteln bewerkstelligen wie das Stehen. Hierfür muss lediglich der Aufhängepunkt der VCs, die der Schwerkraftkompensation dienen, angepasst werden. Es ist jedoch darauf zu achten, dass der Roboter nicht schneller absinken kann, als die Schwerkraft es zulässt. Durch die Beine kann keine nach unten gerichtete Kraft erzeugt werden. Wird dies versucht, verliert der Roboter den Bodenkontakt, wodurch die ausgleichenden Bodenreaktionskräfte fehlen. Der Roboter wird einfach die Füße bis an die Hüfte anziehen und frei fallen, bis die Hüfte unter die gewünschte Höhe gefallen ist. Das schnellstmögliche kontrollierte Absinken findet statt, wenn die Kniegelenke keine Momente aufbringen müssen.

#### 6.2.4 Klassisches Gehen

Statisches Gehen ist die einfachste und sicherste Methode des Ganges und somit eine der klassischen Fortbewegungsmethoden von Laufmaschinen. Hierbei wird der Körper solange in der Singlesupport-Phase vollständig auf dem Standbein balanciert, bis das Schwungbein vor dem Körper Bodenkontakt hergestellt hat. Befindet sich der Roboter nun in der Doublesupport-Phase wird der Schwerpunkt durch Strecken des hinteren und Anziehen des vorderen Beines über den Fuß des vorderen Beines verschoben. Ist diese Position erreicht, wird nun das hintere Bein zum Schwungbein und der Roboter tritt wieder in die Singlesupport-Phase ein. Diese Art der Fortbewegung ist immer statisch oder dynamisch stabil, d.h. der Roboter steht zu jedem Zeitpunkt der Bewegung sicher.

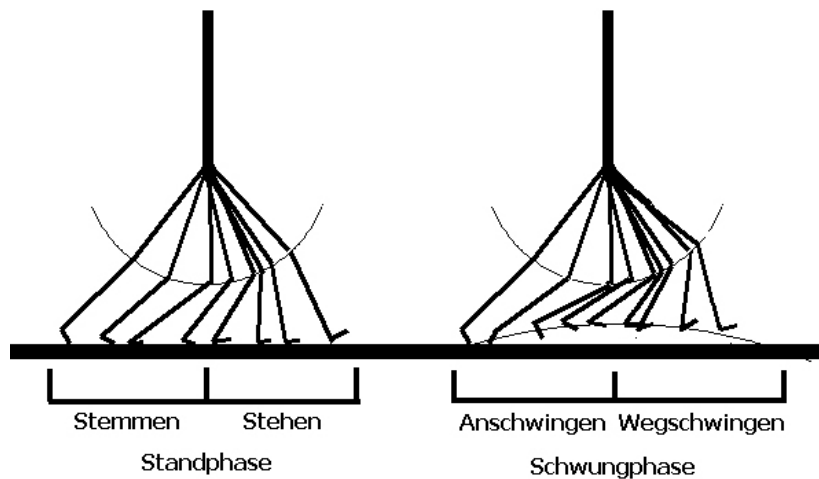
#### 6.2.5 Gehen mit elastischen Antrieben

Beim gehen mit elastischen Antrieben wird ein alternativer Satz von Gangphasen verwendet, da hier das Augenmerk auf einem dynamischen Gehverhalten statt auf der Stabilität liegt. Je schneller der Roboter geht, desto kürzer wird die Doublesupport-Phase, bis diese ganz verschwindet und in eine Flugphase beim Rennen übergeht. Somit geht die Bedeutung dieser Phase verloren. Sie tritt nur noch automatisch bei niedrigen Geschwindigkeiten auf. Den Beinen kommen zyklisch drei Aufgaben zu:

- Tragen des Gewichtes
- Zuführen von Energie
- In Bereitschaft schwingen

Zunächst ist die primäre Aufgabe des Standbeines, das Gewicht des Roboters zu tragen und das Energie in den Muskeln zu speichern. Nachdem der Fuß den Körperschwerpunkt

unterschritten hat, wechselt das Bein in den Stemmmodus, in welchem es durch schnelles Strecken für die Zuführung und die Rückgabe von Energie sorgt. Es ist somit für die Beschleunigung zuständig. Beim Schwungbein senkt sich zunächst das Knie auf dem Weg unter den Körper ab. Hier muss der Unterschenkel und der Fuß angezogen werden, um nicht auf dem Boden zu schleifen. Nachdem das Knie den tiefsten Punkt überschritten hat, muss nun der Unterschenkel schnell ausgeklappt werden und der Fuß eine zum Abrollen geeignete, d.h. zum Unterschenkel senkrechte Position einnehmen.



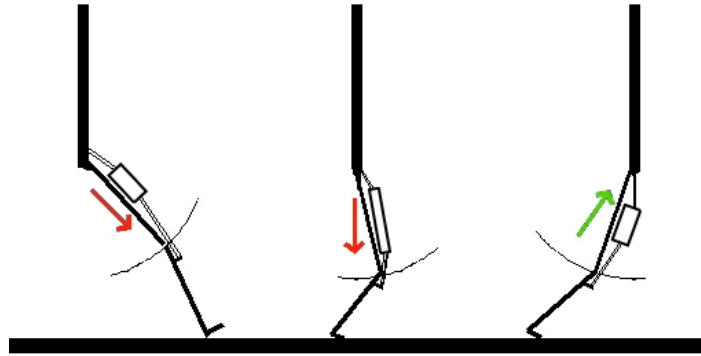
**Abbildung 6.5:** Die Phasen beim Gehen. Links die des Standbeines: Erst Stehen und Speichern von Energie in den Muskeln, dann Abgabe der gespeicherten und Einbringung neuer Energie. Rechts die des Schwungbeines: Das Bein wieder in Bereitschaft bringen. Da das Knie sich unter dem Körper zunächst absenkt, muss der Unterschenkel angezogen werden, um nicht am Boden zu schleifen.

### 6.2.5.1 Das Standbein

Das Standbein besitzt in zwei Phasen die Aufgaben, das Gewicht zu tragen und für Vorschub zu sorgen. Um diesen Aufgaben nachkommen zu können, ist ein kontinuierlicher sicherer Bodenkontakt nötig, da sonst die ausgleichenden Bodenreaktionskräfte fehlen, welche die Kräfte, die auf das Standbein wirken, kompensieren.

### 6.2.5.2 Das Standbein in der Standphase

In dieser Phase soll das Standbein das Gewicht des Roboters tragen, ohne dabei jedoch die Vorwärtsbewegung zu behindern. Weiterhin soll potentielle Energie des Oberkörpers in den Muskeln vom Oberschenkel gespeichert werden (siehe Abbildung 6.6 (links) und (Mitte)), um diese in der Stemmphase wieder abgeben zu können (siehe Abbildung 6.6 (rechts)). Um eine gleichmäßige Bewegung gewährleisten zu können, muss zum Einen die Spannung der



**Abbildung 6.6:** Durch die Masse des Körpers wird das Bein angewinkelt und bei korrekter Einstellung der Muskel gedehnt. Überschreitet der Körper den Fuß wird die gespeicherte Energie durch Strecken des Muskels wieder abgegeben.

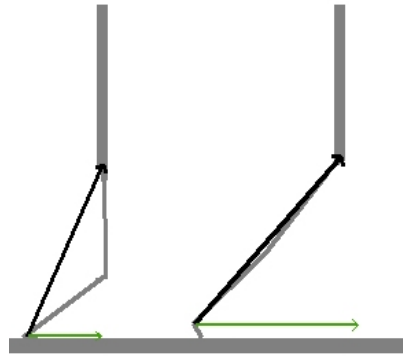
Muskeln korrekt eingestellt sein, da sich sonst der Oberkörper anhebt oder absackt, und zum Anderen eine Abrollbewegung des Fußes von der Hacke zum Ballen durchgeführt werden. Die Energie, die das weitere Beugen des Fußes in Richtung Unterschenkel bewirkt, kann bei korrekter Einstellung der Spannung des Wadenmuskels gespeichert werden und ebenfalls in der Stemmphase durch Strecken des Sprunggelenkes wieder abgegeben werden.

### 6.2.5.3 Das Standbein in der Stemmphase

Überschreitet der Schwerpunkt den Fuß des Standbeines, tritt dieses in die Stemmphase ein. In dieser wird dem System die gespeicherte Energie aus der Standphase wieder zurückgegeben und zusätzliche Energie zum Beschleunigen oder zum Ausgleichen von Verlusten durch Aktivieren der Muskeln zugeführt. Die Stärke der zuzuführenden Energie ist vom Zeitpunkt, bzw. vom Winkel und der Streckung des Beines, abhängig. Wird zu früh zu viel Energie zugeführt, resultiert dies in einem Anheben des Körpers. Eine große Menge Energie kann erst zugeführt werden, wenn die Kraftkomponente des Vektors in Gangrichtung größer ist, als die aufwärts gerichtete (siehe Abbildung 6.7). Erst dann wird die Energie zum größten Teil in eine Vorwärtskraft umgesetzt. Einen Anteil der Energie an eine Aufwärtsbewegung abzugeben kann aber auch erwünscht sein, um zum Beispiel ein Fallen des Roboters in der Flugphase beim Rennen zu verhindern. In diesem Fall soll der Roboter einer ballistische Flugbahn folgen.

### 6.2.5.4 Das Schwungbein

Auch die Aufgaben des Schwungbeins lassen sich in zwei Phasen einteilen. In der ersten Phase wird das Knie in Richtung des Schwerpunktes bewegt und senkt sich dabei leicht ab. Unterschenkel und Fuß müssen hierbei angezogen werden, um ein Hängenbleiben am



**Abbildung 6.7:** Der Anteil der gewünschten Kraftkomponente (Grün) in Laufrichtung an der gesamten Energie (Schwarz) ist abhängig von der Beinposition beim Abgeben der Energie. Der Rest wird in eine Aufwärtskraft umgesetzt.

Boden zu vermeiden. Dies ist besonders dann relevant, wenn der Boden unbekannt ist, oder ein Hindernis überstiegen werden soll. In der zweiten Phase wird das Knie vor den Schwerpunkt bewegt und wieder leicht angehoben. In dieser Phase muss das Bein in die korrekte Position gebracht werden, um den Bodenkontakt herzustellen und die auftretenden Kräfte zu kompensieren. Außerdem müssen die Muskeln in die korrekte Spannung versetzt werden, denn in der nächsten Phase sollen sie ihrer Aufgabe als dynamische Energiespeicher nachkommen.

#### 6.2.5.5 Rotation der Hüfte in zwei Ebenen

Die Hüfte führt beim Schritt eine Kreisbewegung aus. Die Hüftseite des Schwungbeins bewegt sich von hinten nach vorne und hebt sich dabei. Dadurch wird es dem Bein erleichtert den Fuß hoch genug über den Boden zu führen, um nicht an diesem hängen zu bleiben. Außerdem wird hierdurch die maximal mögliche Schrittweite um etwa die Hälfte der Hüftbreite erweitert und zusätzliche Antriebe können genutzt werden. Die Hüftseite des Standbeines führt genau die gegenteilige Bewegung aus. Diese ermöglicht neben der größeren Schrittweite eine günstigere Statik in der Standphase und Energieübertragung in der Stemmphase über die Hüfte. Außerdem erzeugt sie eine stärkere Beugung des Standbeines im Übergang zwischen Stand- und Stemmphase, also während sich der Fuß nahe am Schwerpunkt befindet, was in einem größeren Streckungspotential in der Stemmphase resultiert.

#### 6.2.5.6 Verschiebung der Hüfte in der Transversalebene

Vor allem bei langsamer Bewegung muss die Hüfte eine seitliche Verschiebung zum Verhindern des Kippens ausführen. Diese führt zu einer unerwünschten Schlangenlinien-Bewegung des Schwerpunktes, da dieser immer zur Seite des Standfußes verschoben wird. Bei schnellen Bewegungen ist dies nur in geringerem Maße notwendig, da das Zeitfenster, in dem der Robo-

ter kippen kann, entsprechend kleiner ist und die Trägheit ausreicht, um die Kippbewegung gering zu halten.

### 6.2.5.7 Haltung des Oberkörpers

Mit dem Oberkörper lässt sich zum Einen der Schwerpunkt verschieben, wenn gleichzeitig die Gelenke von der Hüfte abwärts nicht nachgiebig sind, oder es lässt sich zum Anderen bei gleich bleibendem Schwerpunkt die Hüfte verschieben. Dies geschieht wiederum durch das Prinzip 'Kraft gleich Gegenkraft', wenn die auf die Hüfte wirkende Kraft aufgrund nachgiebiger Gelenke nicht vollständig durch Bodenreaktionskräfte kompensiert werden kann.

Die Möglichkeit kleine Verschiebungen des Schwerpunktes durchzuführen ist deshalb wichtig, weil durch die Fußgelenke der Schwerpunkt nur dann nach vorne verschoben werden kann, wenn er sich schon vor den Fußgelenken befindet. Liegt er hinter den Fußgelenken ist dies unmöglich. Die Füße würden einfach vorne hochklappen. Deshalb muss in diesem Fall erst der Schwerpunkt, etwa durch eine Neigung des Oberkörpers, knapp vor die Fußgelenke gebracht werden, erst dann können die Fußgelenke ihn weiter nach vorne schieben. Dasselbe gilt auch andersherum. Ist der Schwerpunkt vor den Fußgelenken, bewirkt ein Strecken des Sprunggelenkes nur ein Aufwärtsbewegung statt ein gewünschtes Nachhintenkippen. Dies geht nur, wenn der Schwerpunkt sich bereits hinter den Fußgelenken befindet.

Eine weitere Möglichkeit die Neigung des Oberkörpers zu nutzen basiert darauf, dass der Kraftvektor, den ein Bein erzeugen kann, je nach Stand immer vom Fußgelenk oder vom Fußballen zum Hüftgelenk führt. Mit Hilfe des Oberkörpers kann die Position der Hüfte, und somit die Richtung dieses Vektors, verändert werden, ohne dabei den Schwerpunkt zu verändern.

Entsprechend ist der Oberkörper wichtig, um den Schwerpunkt auszubalancieren, um die Haltung zu verändern oder um Bewegungen einzuleiten.

## 6.2.6 Rennen

Im Gegensatz zum Gehen kommt beim Rennen erschwerend hinzu, dass einerseits die Doublesupport-Phase zu Gunsten einer Flug-Phase entfällt, und andererseits durch die höhere Geschwindigkeit erheblich erhöhte Anforderungen an die Effizienz der Regelung gestellt werden. Die deutlich höheren Kräfte können zu Instabilitäten führen, und der Regler hat weniger Zeit Fehler zu korrigieren. Außerdem sind die potentiellen Schäden, die bei einem nicht korrigierten Fehler entstehen können, erheblich höher.

Der kritische Moment ist die Landung nach der Flug-Phase. Hier treten plötzlich erhebliche Kräfte auf, die mit einem Bein absorbiert oder ausgeglichen werden müssen, ohne dass Instabilitäten auftreten, oder der Roboter das Gleichgewicht verliert. Dies ist nicht einfach, da

das Bein seitlich am Körper angebracht ist und somit automatisch Rotationskräfte auf die Hüfte wirken. Es treten hier primär zwei Kraftkomponenten auf: die plötzlich auf dem Bein lastende Schwerkraft, die optimaler Weise in der Elastizität der Oberschenkel- und Wadenmuskulatur zu speichern ist, wenn sich der Schwerpunkt senkt, und die Massenträgheit des sich nach vorne bewegenden Roboters selbst. Diese soll möglichst nicht beeinflusst, sondern unverändert beibehalten, werden.

### 6.3 Stehen und Ausführung von Kniebeugen

Mit dem Konzept des 'Virtual Model Control' ist es möglich eine dynamische Roboterkontrolle zu erschaffen, die ohne inverse Kinematik auskommt. Die Kontrolle des Roboters wird nach einem einfachen, intuitiven Prinzip durchgeführt. Sie erfolgt ausschließlich durch das Anlegen externer Kräfte und ist somit den Vorstellungen eines Menschen sehr ähnlich. Die Erzeugung dieser Kräfte durch virtuelle Federn ermöglicht sehr natürlich wirkende Bewegungen.

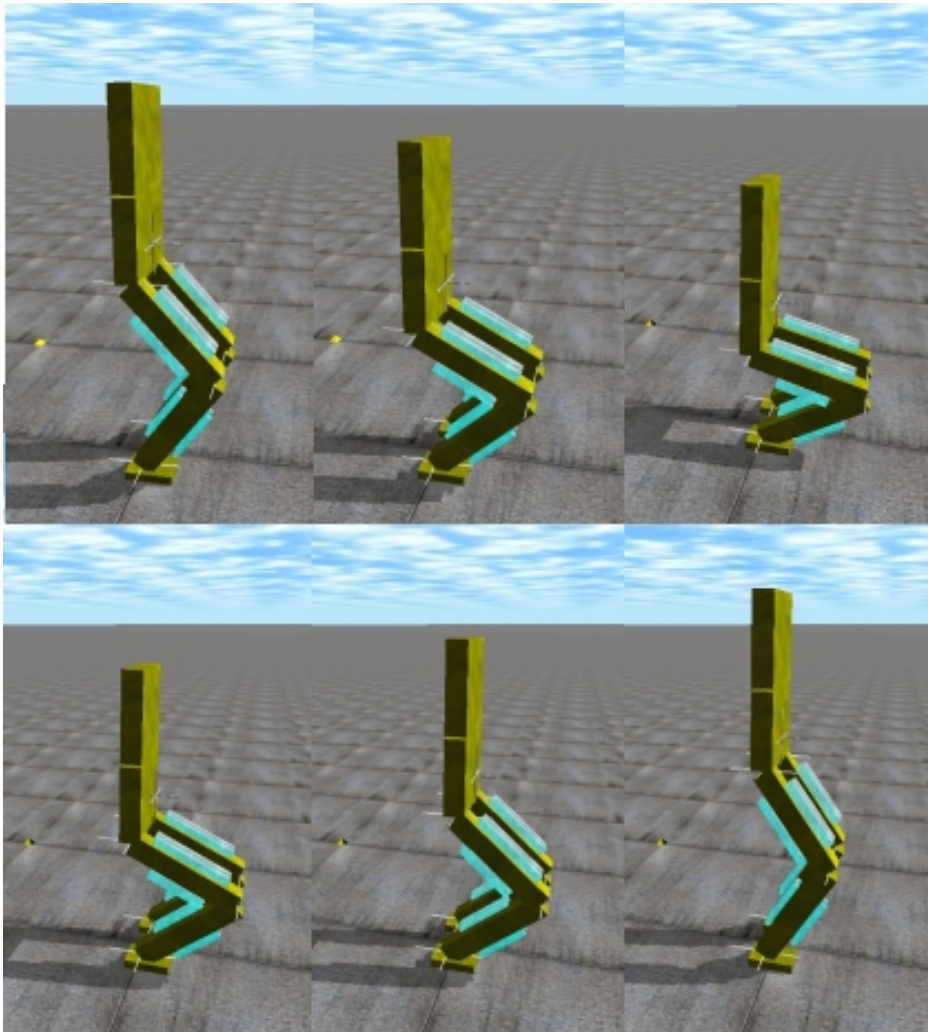
Es soll zunächst eine einfache Regelung generiert werden, die dem Modell das Stehen ermöglicht. Aufbauend darauf soll es die Möglichkeit erhalten, die Hüfte zu bewegen und Kniebeugen auszuführen. Diese Bewegungen werden benötigt, um im letzten Schritt eine erste vollständige Gangkontrolle zu entwerfen, die das Robotermodell dynamisch gehen lässt.

Nachdem man ein Gefühl dafür entwickelt hat, mit welchen VCs man die gewünschten Kräfte am günstigsten erzeugt, gestaltet sich der Schwerkraftausgleich unkompliziert. Wie erwartet, wird pro Bein eine VC benötigt, die eine virtuelle Federkraft nach oben erzeugt. Der Roboter wird entsprechend der Wahl der Federkonstante, ein Stück unterhalb des Aufhängepunktes der Feder zur Ruhe kommen. Es ist jedoch zu beachten, dass am AF der Hüfte nicht dessen Mittelpunkt als Zielpunkt der Vektoren gewählt wird, sondern ein Punkt auf der Hüfte, der sich direkt über dem Beinzentrum befindet. Die Vektoren von den einzelnen Gelenken zu diesem Punkt müssen parallel zueinander und zur Sagittalebene sein, da sonst eine VC auch durch das Kippen der Hüfte eine Kraft entgegen der Schwerkraft erzeugen kann. Günstigerweise wählt man hierfür den Ankerpunkt des Hüftgelenkes.

Um ein stabiles Stehen bei drei Freiheitsgraden pro Bein in Form von drei parallelen Scharniergelenken zu erzeugen, sind weitere VCs nötig, die den Roboter aufrecht halten, also die ein Kippen nach vorne verhindern. Bei der Wahl der Federkonstanten ist hier besonders viel Fingerspitzengefühl gefragt, weil sich die Antriebe und Gelenkfreiheitsgrade, die diese VCs verwenden, erheblich mit denen der Schwerkraftkompensation überschneiden. Die Schwerkraftkompensation neigt aufgrund ihrer sehr hohen Federkonstanten dazu, andere VC zu überlagern. Zusätzlich besteht Bedarf an zwei VCs, welche die Hüfte aufrecht halten.

Fügt man weitere Freiheitsgrade in den Hüftgelenken und den Fußgelenken hinzu, neigt der Roboter schon bei kleinen Unsymmetrien zu instabilem Verhalten. Hier reichen unter Umständen schon Rundungsfehler aus. Es werden weitere VCs benötigt, welche die Hüfte in den beiden übrigen rotatorischen Freiheitsgraden fixieren. Außerdem muss die Hüfte gegen seitliche Verschiebungen gesichert werden.

Das Ausführen von Kniebeugen lässt sich, wie es in Abbildung 6.8 zu sehen ist, bewerkstelligen, indem man entweder die Federkonstanten der VCs anpasst, die für die Schwerkraftkompensation notwendig sind, oder indem man den Aufhängepunkt der Federn verschiebt. Letzteres ist sinnvoller, da ein Ändern der Federkonstante das fragile Gleichgewicht zwischen Schwerkraftkompensation und dem Verhindern des Kippens stört.



**Abbildung 6.8:** Kniebeugen: Das Robotermodell beim Ausführen von Kniebeugen.

Auch Sprünge lassen sich auf ähnliche Art und Weise umsetzen. Hierzu wird der Aufhängepunkt der Schwerkraftkompensation, genau wie bei Kniebeugen, soweit abgesenkt, wie der Roboter folgen kann. Daraufhin wird der Punkt auf einmal soweit nach oben verschoben, dass die virtuelle Federkraft ausreicht, um für die gesamte Phase der Streckung der Beine die maximal möglichen Gelenkmomente zu erzeugen.

## 6.4 Einfache Bewegungen

Beim Versuch den Roboter Bewegungen ausführen zu lassen, stellte sich als erstes eine nicht unerhebliche Empfindlichkeit gegen ruckartige Beschleunigungen heraus. Solche Beschleunigungen treten zum Beispiel beim Erzeugen neuer, beim Modifizieren der Aufhängepunkte bestehender VCs, aber auch bei allzu großem Übersteuern, auf. Im Besonderen fiel dies auf, wenn mit großen Kräften ausgestattete VCs, wie die Schwerkraftkompensation, auf Segmente mit nur geringer Masse, wie z.B. die Füße wirkten. Ist nicht nur ein bloßes Halten der Position, sondern eine Bewegung erwünscht, so lässt sich dem entgegenwirken, in dem man die VC modifiziert. Die hohen Federkräfte werden reduziert, wenn sich der reale Aufhängepunkt  $X_{Set}$  der Feder, im Laufe einer festgelegten Zeit  $d$ , von der aktuellen Position  $X_{Start}$  des AF zum gewünschten finalen Aufhängepunkt  $X_{Ziel}$  bewegt. Dadurch entfällt eine allzu hohe Federkraft zu Beginn der Bewegung. Statt dessen wird ein sanfteres Abbremsen mit geringerem Übersteuern am Ende der Bewegung erzielt.

$$X_{Set}(t) = X_{Start} + (X_{Ziel} - X_{Start}) \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{t}{d}\right)$$

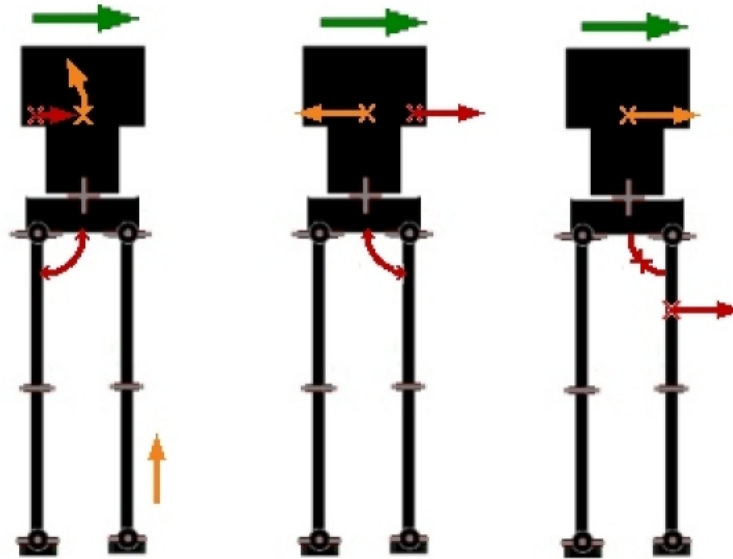
Zusätzlich lässt sich diese Bewegung am Anfang abrunden, falls eine besonders sanfte Beschleunigung gewünscht ist:

$$X_{Set}(t) = X_{Start} + (X_{Ziel} - X_{Start}) \cdot \left(\frac{1}{2} - \frac{\cos(\pi \cdot \frac{t}{d})}{2}\right)$$

Wendet man diese Funktion auf eine VC an, wirkt nicht von Beginn an eine sehr große Kraft, die mit der Zeit abnimmt, sondern es gleicht eher einem Führen des AF an einer Feder. Außerdem wird die Wahl höherer Federkonstanten ermöglicht, die den AF später fester an seinem Platz halten, was sonst aufgrund einer zu starken Kraft zu Beginn der Bewegung nicht möglich gewesen wären.

Trotzdem lässt sich eine Bewegung aufgrund der hohen Anzahl der benötigten VCs nur sehr schwer kontrollieren, speziell wenn VCs mit erheblich unterschiedlich starken Federkonstanten beteiligt sind. So führt schon eine kleine Schiefstellung der Hüfte zu erheblichen Unterschieden in den Kräften, welche die Schwerkraftkompensation durch die Beine auf die Hüfte wirken lässt. Das wiederum führt häufig zu einer weiteren Streckung des Beines, das schon durch seine leicht zu starke Streckung die Schiefstellung der Hüfte begründet hat. Wirkt man dem nun durch eine entsprechend starke, stabilisierende VC entgegen, wird die Hüfte sehr steif und lässt sich nur noch durch VCs mit hohen Federkräften bewegen. Diese konkurrieren dann jedoch um die Kontrolle der Hüfte, was zu einem unerwünschten Einschwingen führt.





**Abbildung 6.9:** Seitliche Verschiebung der Hüfte: In grün ist die gewünschte Bewegung gezeichnet, in rot die von der VC geforderte Kraft und in orange die daraus resultierende tatsächliche Bewegung. Links: Die VC greift am falschen Bein an, die Hüfte erfährt eine Kraft nach links, der Standfuß wird gehoben. Mitte: Die VC greift an der Hüfte oder dem Oberkörper an: Die Hüfte erfährt eine Kraft nach links. Rechts: Die VC greift am richtigen Bein und an einem Punkt unterhalb des Hüftgelenkes an, der virtuell an der Hüfte befestigt ist. Die Hüfte erfährt eine Kraft nach rechts.

## 6.5 Seitliche Schwerpunktverschiebung

Im Gegensatz zu anderen Bewegungen erfolgt die Steuerung der seitlichen Hüftverschiebung mittels VMC nicht intuitiv. Wird der Angriffspunkt der VC auf dem AF gewählt, wie man es intuitiv machen würde, und gibt der VC den Auftrag eine Kraft zu erzeugen, die diesen Punkt nach rechts bewegt, so wird sie eine Kraft erzeugen, die ihn tatsächlich nach links bewegt (siehe Abbildung 6.9 (Mitte)). Das Besondere hierbei ist die kinematische Situation. Würde der Roboter nur auf dem rechten Bein stehen, würde eine Vergrößerung des Winkels zwischen Hüfte und Oberschenkel den Oberkörper nach rechts kippen und somit den Angriffspunkt in die gewünschte Richtung verschieben. Durch den Stand auf zwei Beinen muss aber eine Bewegung erzeugt werden, welche die Standfigur in ein Parallelogramm umwandelt. Hierfür muss der Winkel verringert werden (siehe Abbildung 6.9 (rechts)). Des Weiteren führt der Einsatz einer VC bei dem Bein, von dem die Hüfte weg geschoben werden soll, dazu, dass der designierte Standfuß entlastet oder sogar angehoben wird (siehe Abbildung 6.9 (links)).

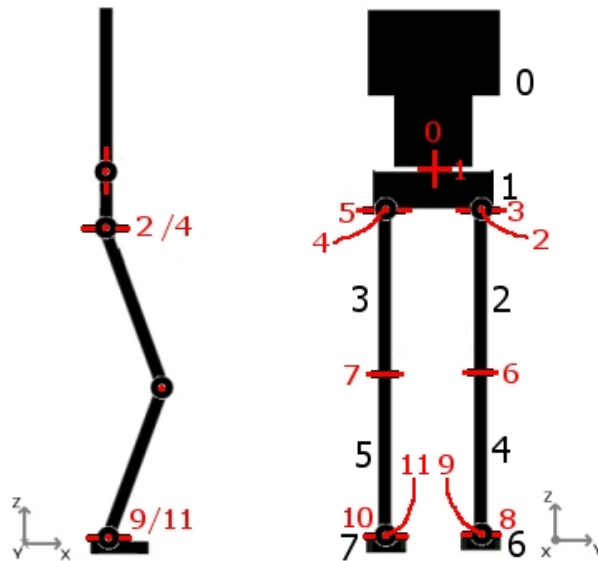
Soll eine korrekte seitwärtige Verschiebung erreicht werden, darf nur eine VC erzeugt werden, deren AF zwar die Hüfte ist, der Angriffspunkt am AF jedoch unterhalb des Hüftgelenkes liegt. Als 'Referenz Frame' ist entweder der Fuß oder der Unterschenkel zu wählen.

Bei dem Versuch diese Bewegung zu simulieren stellte sich heraus, dass die Bewegung sich zwar erzeugen, am gewünschten Zielpunkt aber nicht mehr abbremsen ließ. Statt dessen geriet der Fuß in eine hochfrequente Schwingung um seine Längsachse. Diese entsteht dadurch, dass er bei dem Versuch bremsende Bodenreaktionskräfte zu erzeugen, mit der Fußkante in den Boden einsinkt. Im nächsten Simulationszyklus wird die Fußkante von der ODE wieder heraus gedrückt, danach sinkt sie wieder ein und die beschriebene Schwingung entsteht. Die Ursache liegt darin, dass die ODE keine Kraft berechnet, die ein Einsinken verhindert, was der gewünschten Bodenreaktionskraft gleichkommen würde, sondern eine Kraft, welche die Fußkante nach dem Einsinken wieder aus dem Boden heraus drückt.

## 6.6 VCs für das dynamische Gehen

Für ein sicheres Gehen sind 24 'Virtual Components' notwendig, die ständig neu parametrisiert, aktiviert oder deaktiviert werden müssen. Das Gehen mit diesen Werkzeugen gleicht dem Führen einer Marionette. Um den Gang zu erzeugen, müssen die richtigen Fäden zur richtigen Zeit mit der richtigen Kraft gezogen werden. Um die Federeigenschaft der künstlichen Muskeln möglichst gut nutzen zu können, werden die Knie- und Fußgelenke, soweit möglich, passiv gelassen. Das heißt es wird eine Spannung für das Gelenk, bzw. ein Druck für die Muskeln eingestellt, so dass das Gelenk seine Position beibehält. Danach werden die Ventile geschlossen, und stehen auch für die Regelung nicht mehr zur Verfügung.

Im Folgenden werden die 24 unterschiedlichen VC vorgestellt. Zur einheitlichen Erklärung der einzelnen VCs wird eine tabellarische Darstellung gewählt. Die Spaltenbezeichnungen resultieren aus den für die Definition von VCs notwendigen Größen. Eine VC ist definiert über ihre 'Action Frame' (AF), ihren 'Reaction Frame' (RF) und den Zielwert (ZW), den der AF mittels dieser VC erreichen soll, bzw. den Aufhängepunkt der virtuellen Feder. Des Weiteren ist die Koordinate (KO) auf die sich die VC beziehen soll relevant. Es sind sowohl die drei translatorischen  $(x, y, z)$  wie auch die drei rotatorischen  $(\alpha, \beta, \gamma)$  Freiheitsgrade auswählbar. Die virtuelle Feder wird durch ihre Federkonstante (FK) und ihre Dämpferkonstante (DK) bestimmt. Zuletzt ist noch das Bezugssystem (BZ) von Interesse, bezüglich dessen alle Angaben gemacht werden. Hier gibt es das Welt-Koordinatensystem (w) als auch das lokale Koordinatensystem des 'ReactionFrame' (r). Für eine Einheitliche Benamung wurden die Segmente von oben nach unten durchnummeriert, beginnend mit Nummer 0, dem Oberkörper und endend mit Nummer 7, für den rechten Fuß. Die Nummerierung ist in Abbildung 6.10 dargestellt.



**Abbildung 6.10:** Segment- und Gelenknummern: Die Segmentnummern sind in schwarz, die Nummern der Gelenkachsen in rot notiert.

Die erste VC trägt den Roboter mit dem linken Bein, die zweite hält das linke Hüftgelenk über dem Nullpunkt bzgl. der Laufrichtung. Analog dazu sind die dritte und vierte VC für das rechte Bein (siehe Tabelle 6.1).

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
0	1	4	1.0	z	4000	1500	W
1	1	6	0.0	x	2000	750	w
2	1	5	1.0	z	4000	1500	W
3	1	7	0.0	x	2000	750	w

**Tabelle 6.1:** Erklärung der VCs: 0-3

Drei VCs sind mindestens notwendig, um einen Fuß an eine Position zu schwingen. Eine steht jeweils für jeden der drei translatorischen Freiheitsgrade. Bei den folgenden VCs ist das Schienbein als AF angegeben. Dies ist geschickter, da somit das Fußgelenk von dieser VC nicht beeinflusst wird. Somit kann der Fuß ohne andere Einflüsse parallel zum Boden gehalten werden (VC 14,15). Zu beachten ist hierbei, dass sinnvollerweise nicht der Mittelpunkt des Schienbeines als Angriffspunkt gewählt wird, sondern das Fußgelenk. Die Wahl der Hüfte als Referenzsystem sorgt dafür, dass die Zielpunkte der VCs sich mit der Hüfte verschieben (siehe Tabelle 6.2).

Die folgenden vier VCs werden nur für die Initialisierungsphase des Schrittes benötigt. Sie sorgen für einen konstanten Vorschub um eine Initialgeschwindigkeit zu erreichen (siehe Tabelle 6.3).

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
4	5	1	Hüfthöhe*0.3	z	800	80	r
5	5	1	-Hüftbreite*0.5	y	500	100	r
6	5	1	Schrittweite	x	1500	150	r
7	4	1	Hüfthöhe*0.3	z	800	80	r
8	4	1	+Hüftbreite*0.5	y	500	100	r
9	4	1	Schrittweite	x	1500	150	r

**Tabelle 6.2:** Erklärung der VCs: 4-9

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
10	1	4	Hüftposition+1.0	x	75	0	r
11	1	6	Hüftposition+1.0	x	25	0	r
12	1	5	Hüftposition+1.0	x	75	0	r
13	1	7	Hüftposition+1.0	x	25	0	r

**Tabelle 6.3:** Erklärung der VCs: 10-13

Die nächsten 4 VC halten die Füße jeweils in ihren zwei Freiheitsgraden parallel zum Boden (siehe Tabelle 6.4).

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
14	6	4	0	$\alpha$	25	1	w
15	7	5	0	$\alpha$	25	1	w
16	6	4	0	$\beta$	25	1	w
17	7	5	0	$\beta$	25	1	w

**Tabelle 6.4:** Erklärung der VCs: 14-17

Beim Gehen muss zu Beginn der Schwungphase besonders darauf geachtet werden, dass die Füße nicht am Boden schleifen, da sich in dieser Phase die Knie erst einmal absenken. Die beiden folgenden VCs ziehen die Hacken kurz aber kräftig an, damit der Fuß von Boden abhebt und sich parallel zu diesem stellen kann. Als entscheidender Punkt gilt hier nicht der Mittelpunkt des AF, sondern das Fußgelenk (siehe Tabelle 6.5).

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
18	4	2	0.25	z	2500	200	w
19	5	3	0.25	z	2500	200	w

**Tabelle 6.5:** Erklärung der VCs: 18-19

Des Weiteren werden noch zwei VCs benötigt, die kurz vor dem Aufsetzen das Bein in die richtige Krümmung versetzen. Ist es zu gestreckt, kommen die Federeigenschaften nicht zur Geltung. Ist es zu stark gekrümmt, sackt der Roboter durch (siehe Tabelle 6.6).

Die letzten beiden VCs halten den Oberkörper aufrecht, und verhindern eine Drehung um die Z-Achse (siehe Tabelle 6.7).

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
20	4	2	0.5	$\beta$	100	200	r
21	5	3	0.5	$\beta$	100	200	r

**Tabelle 6.6:** Erklärung der VCs: 20-21

VC Nr.	AF	RF	ZW	KO	FK	DK	BZ
22	0	1	0	$\beta$	75	5	r
23	0	1	0	$\gamma$	75	5	r

**Tabelle 6.7:** Erklärung der VCs: 22-23

## 6.7 Der Algorithmus für das dynamische Gehen

Der Algorithmus ist in Form eines Automaten mit einem Zustand für die jeweiligen Phasen, implementiert. Er kommt ohne inverse Kinematik aus. Sein Verhalten basiert auf Ereignissen und die daraufhin stattfindenden Aktionen werden als motorisches Verhalten erzeugt und nicht als explizite Steuerung. Auch eine explizite Schwerpunktregelung oder 'Zero Moment Point' Regelung wird nicht verwendet.

Ein typischer Gangzyklus sieht wie folgt aus. Der Algorithmus schwingt ein Bein nach vorne. Hierbei bedient er sich einer dynamischen Schrittweite, die entsprechend zur höchsten Geschwindigkeit der Hüfte in der vorangegangenen Stemmphase gewählt wird. Ist das Schwungziel des Fußes erreicht, wird, falls nötig, die Krümmung im Knie korrigiert und das Bein versteift. Ist dies geschehen, wird das Bein abgesenkt und gleichzeitig werden die Muskeln des Oberschenkels passiv geschaltet, d.h. die Ventile geschlossen und aus der Regelung der VCs entfernt. Nach dem Aufsetzen des Fußes wird in die Double-Support-Phase übergegangen. Hier wird, sollte die Geschwindigkeit der Hüfte zu gering sein, Kraft in Oberschenkeln und Waden generiert, um den Roboter nach vorne zu stemmen. Ist die Hüfte am Standbein angekommen, werden die Beinschwinger aktiv und die Hacke wird kurz angezogen, um den Fuß vom Boden zu lösen. Der Fuß schwingt dann zunächst zu einer gehobenen Position, die von der aktuellen Hüfthöhe abhängig ist. Sobald er den Standfuß überschreitet, senkt er sich wieder leicht zu seinem endgültigen Schwungziel ab.

Im Folgenden wird der Algorithmus im Detail beschrieben (siehe Abbildung 6.11). Es ist zu beachten, dass die VCs 14 bis 17 immer dann aktiv sind, wenn der betroffene Fuß keinen Bodenkontakt hat. Die VCs 22 und 23 sind immer aktiv. Deshalb werden diese VCs im Folgenden nicht weiter explizit erwähnt.

**Zustand 0:** Zunächst steht der Roboter. Hierfür werden nur die VCs 0 bis 3 benötigt.

**Zustand 1:** Als erstes muss der Schritt eingeleitet werden. Hierzu wird der Roboter mittels der VCs 10 bis 13 in Vorlage gebracht und der Oberkörper mittels VC 22 nach vorne gebeugt.

**Zustand 2:** Ist der Schwerpunkt vor den Füßen angekommen, wird das erste Schwungbein, hier das rechte, in Bewegung gesetzt. Die VC 0 bis 3 und 10 bis 13 werden abgeschaltet, das Standbein auf passiv gesetzt, die VC 4, 5 und 6 zum Schwingen des Beines aktiviert und deren Zielwerte berechnet. Das Heben des Fußes wird hierbei besonders priorisiert, da der Fuß zwar schon unter dem Schwerpunkt steht, aber noch auf dem Boden ist. Hat das Schwungbein sein Ziel erreicht wird mit Hilfe von VC 21 die Krümmung des Knies korrigiert und die Muskeln des Oberschenkels gespannt. Ist dies abgeschlossen, wird der Fuß zum Boden abgesenkt. Kurz vor dem Bodenkontakt wird das Kniegelenk auf 'passiv' und das Fußgelenk auf 'frei' geschaltet, d.h. die Ventile der Oberschenkelmuskeln sind immer geschlossen und die des Unterschenkels stehen auf Entlüften, so dass widerstandsfrei über den Fuß gerollt werden kann. Dieser Zustand ist insofern ein besonderer, da er beide Schwungphasen in sich vereinigt.

**Zustand 3:** Dies ist der erste Zustand, der zum eigentlichen Zyklus gehört. Die beiden vorangehenden dienten dem Einleiten der Schrittsequenz.

Dieser Zustand repräsentiert die erste 'Double-Support-Phase', d.h. beide Füße haben die gesamte Zeit über Bodenkontakt. In diesem Zustand sind keine VCs an den Beinen aktiv. Es wird lediglich die in der Federkomponente des Stemmbeins gespeicherte Energie freigesetzt und mit der Speicherung von Energie im neuen Standbein begonnen. Zusätzlich kann, bei zu niedriger Geschwindigkeit bzw. Systemenergie, zusätzlich Kraft in den Muskeln des Stemmbeins generiert werden. Hierzu werden trotz des Passiv-Modus kurzzeitig die Ventile entsprechend betätigt. Bei dem hier implementierten Gang erwies sich bei einer Schrittweite von 42cm eine Maximal-Geschwindigkeit von mindestens 1.5m/s in dieser Phase als notwendig.

**Zustand 4:** Die Answingphase beginnt mit dem Zeitpunkt, an dem der Schwerpunkt den vorderen Fuß erreicht, oder das hintere Bein keinen weiteren Schub mehr geben kann. Sie repräsentiert die erste Hälfte der Schwungbewegung. Initial werden die VCs 7, 8, 9 aktiviert um die Schwungbewegung einzuleiten und VC 18, um für einen kurzen Zeitraum die Hacke ruckartig anzuziehen. Dies ist notwendig, damit sich der Fuß weit genug vom Boden hebt und er sich wieder parallel zu letzterem ausrichten kann. Gleichzeitig wird anhand der Höchstgeschwindigkeit der Hüfte in der vorangegangenen Phase die neue Schrittweite berechnet und in VC 9 gesetzt. Außerdem muss die neue Schritthöhe in VC 7 eingetragen werden. Sobald sich das Knie dem Standfuß nähert, wird sie wieder deaktiviert. Nähert sich der Schwungfuß dem Standfuß, so wird die nächste Phase, die Abschwungphase, eingeleitet.

**Zustand 5:** Zu Beginn der Abschwungphase sind die VCs 7, 8, 9 aktiv, um das Bein zu schwingen. Initial werden die Muskeln des Standfußgelenkes auf 'passiv' geschaltet, um in ihnen Energie speichern zu können, und es wird eine niedrigere Sollhöhe für den Fuß in VC

<b>Zustand 0</b>	<b>Stehen: DS</b>	<b>Zustand 1</b>	<b>Vorlehnen: DS</b>
Linkes Bein	Rechtes Bein	Linkes Bein	Rechtes Bein
KA,FA	KA,FA	KA,FA	KA,FA
0,1	2,3	0,1,10,11	2,3,12,13
		22	
Stehen	Stehen	Oberkörper vorlehnen: VC 22	
B	B	B	B
<b>Zustand 2.</b>	<b>Single Support</b>	<b>Zustand 3</b>	<b>Double Support</b>
Linkes Bein	Rechtes Bein	Linkes Bein	Rechtes Bein
KP,FF	KA,FA	KP,FP	KP,FF
Aktive VC	4,5,6,21		
	4,6		
		Impuls, 'Take Off'	
B	L	B	B
<b>Zustand 4</b>	<b>Single Support</b>	<b>Zustand 5</b>	<b>Single Support</b>
Linkes Bein	Rechtes Bein	Linkes Bein	Rechtes Bein
KA,FA	KP,FF	KA,FA	KP,FP
7,8,9,18		7,8,9,20	
7,9		7	
		'Touch Down'	
L	B	L	B
<b>Zustand 6</b>	<b>Double Support</b>	<b>Zustand 7</b>	<b>Single Support</b>
Linkes Bein	Rechtes Bein	Linkes Bein	Rechtes Bein
KP,FF	KP,FP	KP,FF	KA,FA
			4,5,6,19
			4,6
	Impuls, 'Take Off'		
B	L	B	L
<b>Zustand 8</b>	<b>Single Support</b>	<b>Legende</b>	<b>Support</b>
Linkes Bein	Rechtes Bein	Linkes Bein	Rechtes Bein
KP,FP	KA,FA	Muskeln (Knie,Fuß)	(Aktiv,Passiv,Frei)
	4,5,6,21	Aktive VC	
	4	Neue Werte für VC	
	'Touch Down'	Besonderheiten	
B	L	Bodenkontakt/Luft	

**Abbildung 6.11:** Der Gang-Algorithmus als Automat. Zustand 0, 1 und 2 sind zum Stehen, bzw. leiten den ersten Schritt ein, Zustand 3 bis 8 gehören zum eigentlichen Gangzyklus.

7 gesetzt. Erreicht der Fuß seine Schwungvorgabe oder nähert er sich dem Boden, wird das Bein versteift, mittels VC 7 weiter abgesenkt und die Krümmung des Knies mittels VC 20 korrigiert. Letzteres ist notwendig um zu verhindern, dass das Bein zu stark gestreckt ist, falls die Zielvorgabe nicht erreichbar war. Außerdem darf das Bein nicht zu stark gekrümmt sein, sollte der Fuß zu früh Bodenkontakt bekommen. Gleichzeitig mit dem Bodenkontakt werden alle VCs deaktiviert, das Knie auf 'passiv' und der Fuß auf 'frei' geschaltet.

**Zustand 6:** Dies ist die zweite 'Double-Support-Phase'. Sie verhält sich genau wie die erste, die in Zustand 3 beschrieben wird.

**Zustand 7:** Dies ist die erste Hälfte der Schwungphase des linken Beines. Sie verhält sich genauso wie die des rechten Beines (Z4), allerdings mit den VCs 4, 5, 6 und 19.

**Zustand 8:** Auch die zweite Schwungphase des linken Beines gleicht der des rechten (Z5) mit den VCs 4, 5, 6 und 21.

Der Folgezustand von Zustand 8 ist Zustand 3, die nächste 'Double-Support-Phase'.



# Kapitel 7

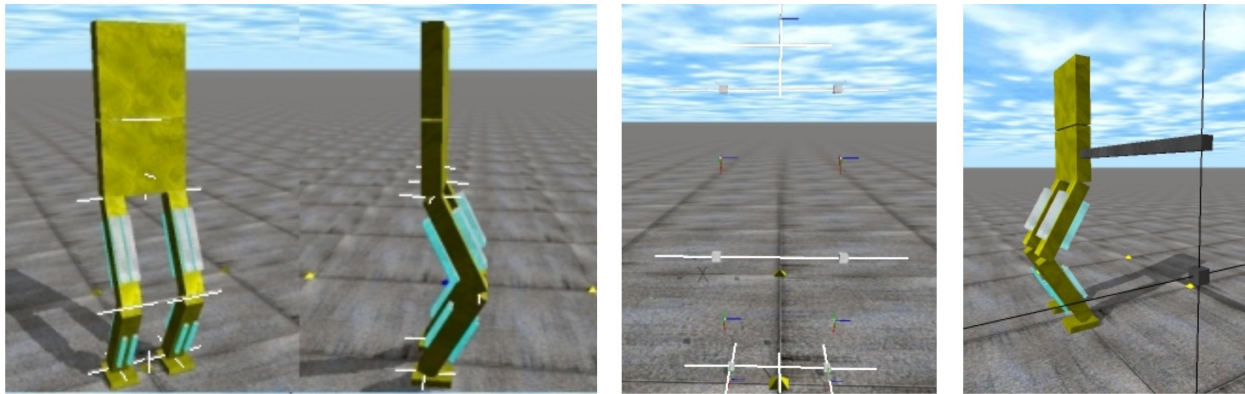
## Simulation und Analyse des elastischen Laufens

Zur Entwicklung und Überprüfung des elastischen Laufens wurde eine Simulation aufgebaut. Im Folgenden wird diese Simulation beschrieben sowie die Ergebnisse der Laufregelung aufgezeigt.

### 7.1 Das verwendete Robotermodell

Das für die Simulation verwendete Modell des Roboters orientiert sich stark an dem in Kapitel 5 entwickelten CAD-Modells und ist in Abbildung 7.1 (links) dargestellt. Hier sind jeweils die symbolischen Gelenkachsen an den Gelenken im Rücken, in der Hüfte, den Knien und den Fußgelenken eingezeichnet. Des Weiteren ist der Schwerpunkt in der Abbildung durch ein Kreuz gekennzeichnet, das im unteren Teil der Hüfte zu finden ist. Zusätzlich sind jeweils zwei symbolische Muskeln für Agonist und Antagonist an Ober- und Unterschenkel dargestellt, wobei die Farbe der Muskeln den aktuellen Druck signalisiert. In Abbildung 7.1 (links) sind sie blau, was bedeutet, dass in ihnen nur wenig Druck herrscht, rot wäre ein Indikator für hohe Drücke in den Muskeln. In Abbildung 7.1 (Mitte) ist eine Nahaufnahme des Bein- und Hüftbereiches mit durchsichtigen Segmenten dargestellt. Hierdurch sind die Gelenkachsen und der Schwerpunkt besser zu erkennen und die lokalen Koordinatensysteme der Segmente kommen zum Vorschein. Der senkrechte Strich unten in der Mitte symbolisiert die Schwerpunktprojektion auf dem Boden.

Um im Wesentlichen die rotatorischen Bewegungen und Geschwindigkeiten der Hüfte vernachlässigen zu können wurde für die Simulation eine mechanische Stabilisierung vorgenommen. Es wird eine Stange mit vernachlässigbarer Masse seitlich fest an der Hüfte befestigt. Diese läuft an ihrem Ende entlang einer Art senkrechten Schiene, die wiederum mit einem Läufer verbunden ist. Dieser Läufer wird anhand einer Schiene entlang der Gehrichtung



**Abbildung 7.1:** Das Robotermodell für die Simulation: (links) Roboter in Frontal- und Seitenansicht; (Mitte) Nahaufnahme des Bein- und Hüftbereiches mit durchsichtigen Segmenten (rechts) Mechanische Stabilisierung der Hüfte

des Robotermodells geführt. Diese in Abbildung 7.1 (rechts) zu sehende Vorrichtung gleicht nicht nur sämtliche rotatorischen Freiheitsgrade der Hüfte aus, sondern verhindert auch das seitlich Verschieben.

Zur Ermittlung der besten Muskelkonfigurationen wurden Simulation und Analyse des elastischen Laufens mit unterschiedlichen Konfigurationen durchgeführt. Die auf der Abbildung 7.1 dargestellte Konfiguration besitzt jeweils zwei Muskeln des Typs MAS-40 an Vor- und Rückseite der Oberschenkel und jeweils zwei vom Typ MAS-20 an Vor- und Rückseite der Unterschenkel. Sie stellt gewissermaßen eine obere Schranke für die benötigten Muskelkräfte dar. Bei ihr wurde, der Streck sprung ausgenommen, niemals eine Belastung von über 50% ihrer Maximalkraft gefordert. Die Höhe des Streck sprungs mit etwa zwei Metern zeigt, dass dieser Antrieb überdimensioniert ist. Als günstig hat sich herausgestellt, eine größere Anzahl kleinerer Muskeln zu verwenden, da die Ventile den Flaschenhals des pneumatischen Systems darstellen und kleine Muskeln somit reaktionsschneller sind. Realisiert wurde der Gang mit vier Muskeln vom Typ MAS-20 an beiden Seiten des Oberschenkels und vier vom Typ MAS-10 an der Rückseite, bzw. zwei vom Typ MAS-10 an der Vorderseite des Unterschenkels. Zur groben Einordnung kann gesagt werden, dass drei Muskeln von einem Typ eine ähnliche maximale Kraft aufbringen können wie einer vom nächst größeren Typ.

Diese Konfiguration stellt bei dem verwendeten Gangalgorithmus die untere Schranke dar. Die Muskeln müssen immer wieder ihre maximal mögliche Kraft aufbringen. Würden die Oberschenkelmuskeln kurz vor dem Aufsetzen des Fußes nicht passiv geschaltet, sondern die Kraft geregelt, könnte die Anzahl der Muskeln am Oberschenkel reduziert werden, da die Antagonisten nicht benötigt würden, um die hohe Spannung zu erzeugen. Vielmehr würden nur noch die Protagonisten große Kräfte aufbringen müssen. Mit der Reduktion der Anzahl der Antagonisten würde auch die Anzahl der benötigten Protagonisten sinken. Die Kraft der Antagonisten, die zum Aufrechterhalten der Spannung dient, müsste nicht mehr kompensiert werden.

## 7.2 Einleiten eines Schrittes

Ein Schritt wird durch Vorlehnen des Oberkörpers eingeleitet. Dadurch verschiebt sich der Schwerpunkt nach vorne und der Roboter beginnt zu kippen. Daraufhin wird das Schwungbein in Bewegung gesetzt. Kurz vor dem Bodenkontakt werden die Oberschenkel angespannt, und dann die Ventile geschlossen, um die Federeigenschaft zur Geltung kommen zu lassen. Der Druck zu diesem Zeitpunkt in den Muskeln ist, je nach gewünschter Spannung, relativ hoch. Dies ist in Abbildung 7.2 an der deutlichen Rotfärbung der Muskeln zu erkennen. Sobald der Fuß des Schwungbeins den Boden berührt, stößt sich das Stemmbein am Boden ab, übermittelt einen zusätzlichen Impuls an die Hüfte und wird dann seinerseits zum Schwungbein. Der Impuls wird primär in der Wadenmuskulatur generiert, wie anhand der leichten Rotfärbung zu sehen ist. Erst wenn diese alleine nicht ausreicht, wird Kraft in der kräftigeren Oberschenkelmuskulatur erzeugt. Während dieser Phase sinkt der Roboter, je nach Spannung des Standbeines, leichter oder stärker ein. Der Protagonist wird gestreckt und verringert sein Volumen, was in einem deutlich steigenden Druck resultiert. Dies ist in Abbildung 7.2 ganz rechts an der kräftigen Rotfärbung des Muskels zu erkennen.

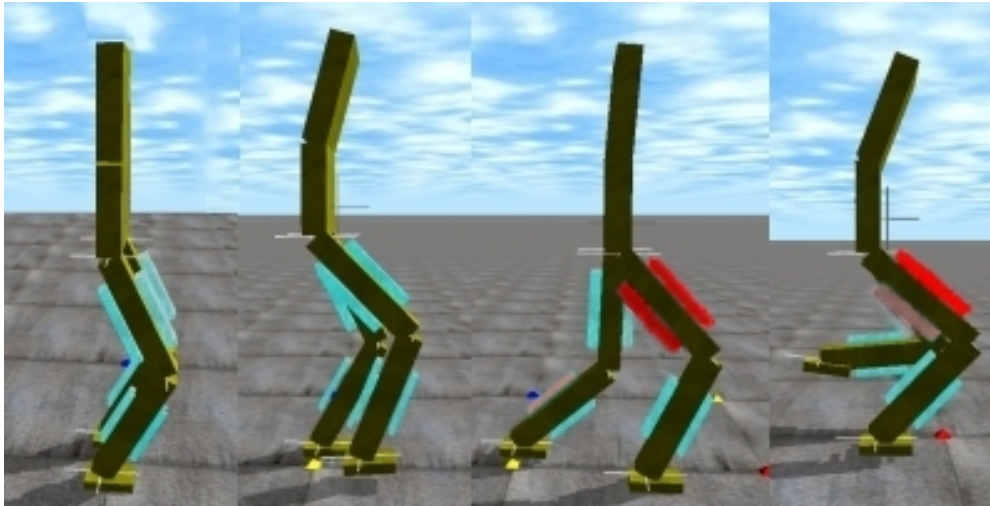


Abbildung 7.2: Einleiten eines Schrittes

Die Geschwindigkeit des Schwerpunkts und des Oberkörpers ist hierbei relativ gleichmäßig ansteigend. Die Hüfte jedoch unterliegt sehr starken Schwankungen in ihrer Beschleunigung. So kommt es dazu, dass Schwerpunkt und Oberkörper zeitweise der Hüfte vorauslaufen. Der Oberkörper wird nur durch schwache Kräfte in dem gewünschten Winkel gehalten, damit er in der Lage ist, genau diese Ausgleichsbewegungen auszuführen.

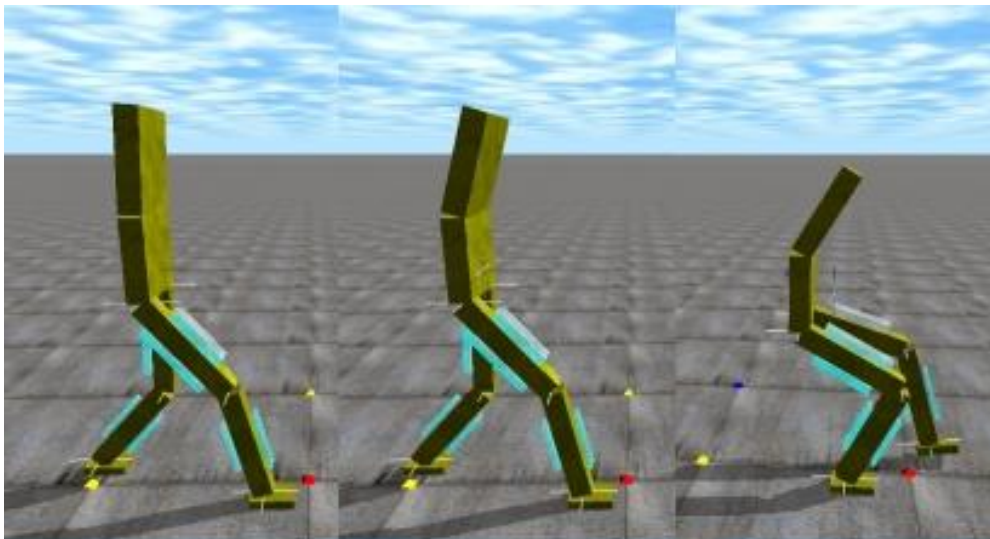
## 7.3 Fehler beim Gehen

Es gibt hauptsächlich drei Gruppen von Fehlern, die einen stabilen Gang verhindern können. Diese unterschiedlichen Fehlergruppen werden im Folgenden beschrieben.

Die Fehler der ersten Gruppe sorgen dafür, dass der Roboter entweder in einer Schrittposition stehen bleibt oder, dass er nach hinten taumelt (siehe Abbildung 7.3 oben). Die Fehler dieser Gruppe sind:

- Zu wenig Geschwindigkeit bzw. kinetische Energie
- Zu große Schrittweite
- Zu viel Spannung im Oberschenkel
- Zu niedrige Höhe des schwingenden Fußes, d.h. zu früher Bodenkontakt und somit Schleifen des Fußes auf dem Boden

In diesen Fällen schafft es der Roboter nicht, den Schwerpunkt über den Standfuß hinweg zu bewegen. Befindet er sich noch in der 'Double-Support-Phase', wird er stehen bleiben, befindet er sich bereits in der 'Single-Support-Phase', wird er rückwärts taumeln. Ein Sturz ist nur noch zu vermeiden, in dem das Schwungbein wieder zurück bewegt wird. Diesen Fehlern kann durch eine dynamische Schrittweite und ein passendes Zuführen von Energie durch das Stemmbein vorgebeugt werden.



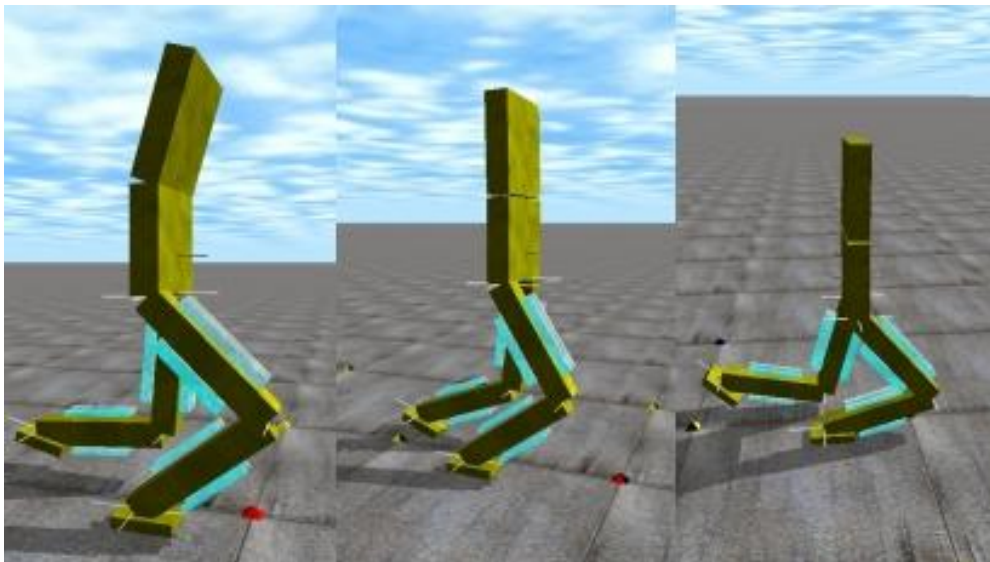
**Abbildung 7.3:** Gehfehler der ersten Gruppe

Fehler der zweiten Gruppe führen zu einem Nach-vorne-Stolpern des Roboters (siehe Abbildung 7.4 unten). Zu diesen Fehlern gehört:

- Zu viel Geschwindigkeit bzw. eine zu hohe kinetische Energie

- Zu kurze Schritte
- Zu wenig Spannung im Oberschenkel
- Zu niedrige Geschwindigkeit des Schwungbeins
- Zu niedrige Höhe des schwingenden Fußes d.h. zu früher Bodenkontakt und somit zu kurzer Schritt

In diesen Fällen wird das Schwungbein nicht rechtzeitig seine Landeposition einnehmen oder die Zeit reicht nicht aus, die Oberschenkelmuskulatur ausreichend zu spannen. Durch das weitere Absinken des Körpers gewinnt der Roboter sogar noch weitere kinetische Energie. Ein Stürzen des Roboters ist fast nicht mehr zu vermeiden. Auch hier kann vorgebeugt werden, in dem eine an die Geschwindigkeit angepasste Schrittweite verwendet wird.



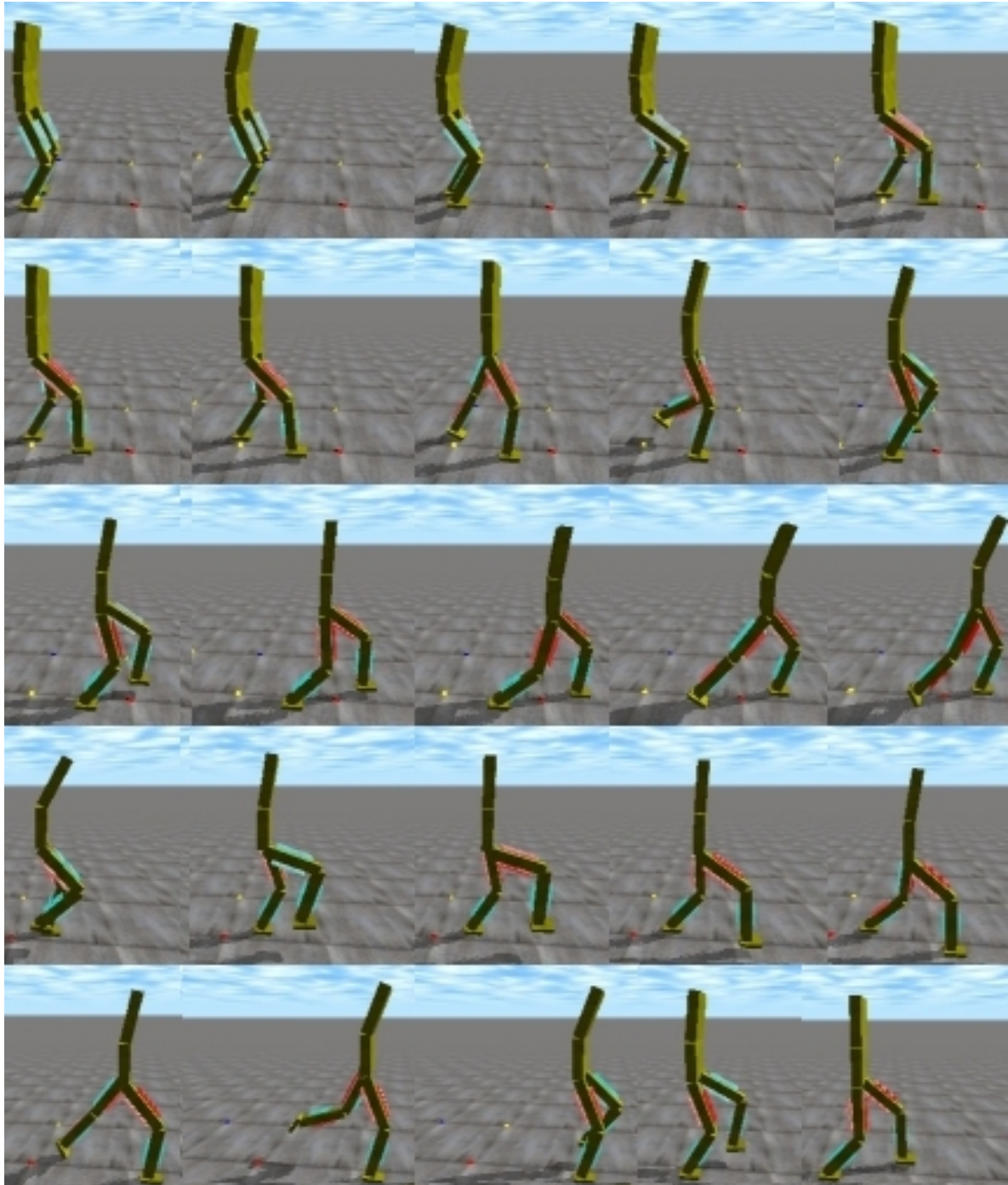
**Abbildung 7.4:** Gehfehler der zweiten Gruppe

Die dritte Möglichkeit für einen Fehler ist die zu späte Impulsgenerierung im Stemmbein. In diesem Fall wird ein großer Teil der Kraft in einer vertikalen Komponente freigesetzt und der Standfuß verliert seinen Anpressdruck oder der Roboter führt gar eine Hüpfbewegung aus. Wird eine dynamische, geschwindigkeitsabhängige Schrittweite verwendet, lässt sich dieser Fehler durch einen folgenden sehr kleinen Schritt so beheben, dass die niedrige Geschwindigkeit des Roboters ohne zusätzlichen Impuls ausreicht, den Schwerpunkt im nächsten Schritt über den Standfuß zu führen.

## 7.4 Simulation des Gangzyklus

In Abbildung 7.5 ist der implementierte Gangzyklus in der Simulation zu sehen. Das Robotermodell beginnt stehend und geht von dort aus zwei Schritte. Dabei erreicht es eine





**Abbildung 7.5:** Dynamisches Gehen: Der Roboter steht, leitet den ersten Schritt ein und geht dann zwei Gangzyklen. Die Bilder wurden in Abständen von jeweils einer Sekunde aufgenommen.

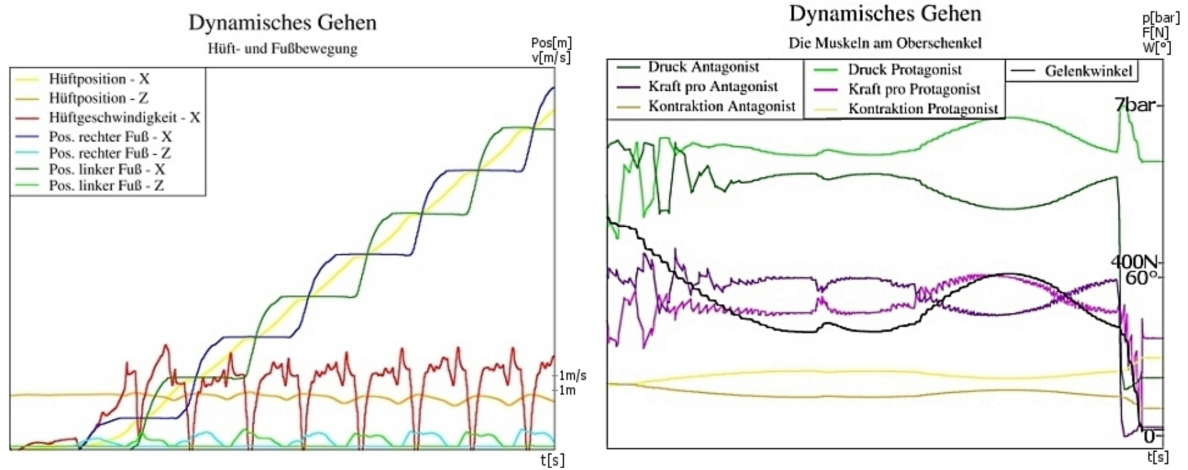
Geschwindigkeit des Schwerpunktes von 1,3 m/s bis knapp 2 m/s. Bei einer Durchschnittsgeschwindigkeit von 1,3 m/s bzw. einer Höchstgeschwindigkeit in der Double-Support-Phase von 1,6 m/s wird eine Schrittweite von 45 cm verwendet. Bei höheren oder niedrigeren Geschwindigkeiten wird die Schrittweite entsprechend angepasst. Zu diesen Parametern wird unmittelbar vor dem Aufsetzen des Fußes eine Spannung von 85% der maximalen Kraft im Oberschenkel eingestellt.

In Abbildung 7.6 (links) ist die Bewegung der Füße und der Hüfte zu sehen. Die Abszisse ist die Zeit-Achse. Zum stabilen Gehen unter den eingestellten Parametern ist eine Geschwindigkeit von etwas über 1 m/s in der Stemmphase notwendig. Zeitweise sinkt die Geschwindigkeit der Hüfte auf 0 m/s. Das passiert genau dann, wenn viel Energie in dem neuen Standbein gespeichert worden ist, und das Schwungbein sehr schnell nach vorne gezogen wird. Es ist zu erkennen, dass sich erst nach ein paar Schritten ein stabiler Gangzyklus einstellt.

Die aus dem Gang resultierenden Daten für die Hüfte und die Füße sind in Abbildung 7.6 dargestellt. An der Kurve der Hüftgeschwindigkeit (Abbildung 7.6: rote Linie) lässt sich das Laufverhalten besonders gut illustrieren. Der Zeitpunkt, zu dem die Geschwindigkeit auf null oder sogar darunter sinkt, ist der, zu dem das Schwungbein seine höchste Geschwindigkeit erreicht und gerade unter der Hüfte hindurch gezogen wird. Idealerweise folgt daraufhin eine Zeit konstanter Geschwindigkeit. Der nächste Tiefpunkt der Geschwindigkeit erfolgt durch das Aufsetzen des Schwungbeines. Hier wird kinetische Energie im vorderen Bein gespeichert. Daraufhin folgt ein rapider Anstieg der Geschwindigkeit, deren Ursache in der Kraftgenerierung des Stemmbeines zu suchen ist. Danach folgt wieder das Heranziehen des neuen Schwungbeines. Die Hüfte führt in der Vertikalen genau die von Seyfarth und Geyer beschriebene, an das invertierte Pendel erinnernde, Auf- und Abbewegung durch. Aus der Grafik ist auch abzulesen, dass es einige Schritte dauert, bis sich ein stabiler Zyklus eingestellt hat.

Wie in Abbildung 7.6 (rechts) dargestellt, herrscht in beide Muskeln, bedingt durch die Spannung, ein dauerhaft hohes Druckniveau. Das Diagramm beginnt links mit der Anfahrt auf die Schwungposition, dem Beugen des Knies und dem Herstellen der Spannung. Die Beule zeigt die Phase der Energiespeicherung an und der Peak des Protagonisten-Drucks am rechten Ende ist die Erzeugung des Schubimpulses beim Stemmen. Der Winkel des Knies ist bei voller Streckung gleich Null. Es wurden 4 Protagonisten und 3 Antagonisten verwendet.

Im Folgenden wird ein Schritt aus Sicht der Oberschenkelmuskulatur des Standbeines beschrieben, wie er in der Abbildung 7.6 dargestellt ist. Das Diagramm beginnt links mit dem Ende der Schwungphase des Beines, die aufgrund ihrer hohen Beschleunigungen das hektische Verhalten auslöst und noch Optimierungspotential bietet. Das Bein nimmt seine gewünschte Position ein, wird gekrümmt und auf die gewünschte Spannung eingestellt. Aufgrund dieser Spannung haben beide Muskelgruppen ein dauerhaft hohes Druckniveau,

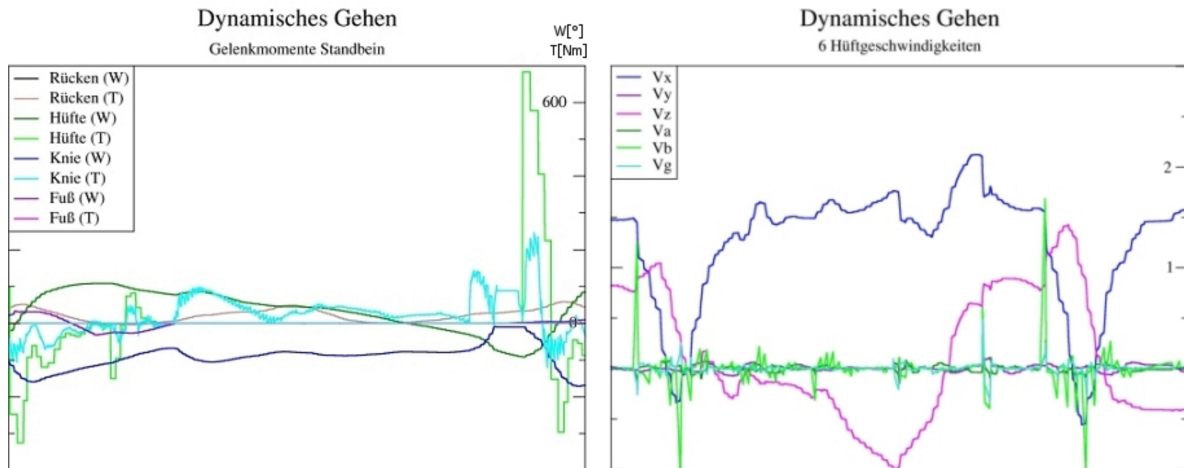


**Abbildung 7.6:** Diagramme des elastischen Laufzyklusses (1): (links) Hüft- und Fußbewegung; (rechts) Die Muskeln am Oberschenkel des Standbeines

wie die grünen Linien anzeigen. Es folgt eine Wartephase bis der Fuß auf dem Boden aufsetzt. Durch die dabei wirkende Kraft wird das Bein gegen die anliegende Spannung weiter gebeugt und der Druck im Protagonist steigt durch die Verringerung seines Volumens an. Hierdurch wird Energie in diesem federähnlichen Mechanismus gespeichert. Ist der Schwerpunkt am Standbein vorüber gezogen, stemmt das Standbein die Hüfte vorwärts, das Bein streckt sich und der Druck im Protagonist lässt nach. Zuletzt wird ein kurzer Impuls-Schub erzeugt, wofür der Antagonist entlüftet und der Protagonist aufgepumpt wird. Die aufgebrauchte Kraft der Protagonisten bricht trotzdem ein. Der Grund liegt darin, dass das Bein nun fast vollkommen gestreckt ist, und die Muskeln am Rand ihres Arbeitsbereiches angeht sind. Bei diesem Schritt wurden vier Protagonisten und drei Antagonisten verwendet. Da die Gesamtkraft beider Muskelgruppen vor dem Aufsetzen des Fußes sich aufheben muss, liegt die Kraft pro Protagonist, trotz höheren Drucks, unter der Kraft pro Antagonist. Zum Vergleich sind in Abbildung 7.7 die Momente der einzelnen Gelenke aufgetragen. Hier fällt besonders auf, dass das höchste benötigte Moment am Hüftgelenk auftritt. Es ist notwendig, um das Schwungbein mit sehr großer Kraft nach vorne zu beschleunigen. Hier ist Optimierungspotential vorhanden. Die größten Momente des Kniegelenks treten kurz nach dem Aufsetzen des entsprechenden Fußes, in der Stemmphase und beim schnellen Anziehen des Unterschenkels am Ende der Double-Support-Phase auf.

Die aus dem Gang resultierenden Gelenkwinkel ( $W$ ) und Gelenkmomente ( $T$ ) für die Bein- und Kniegelenke sind in Abbildung 7.7 (links) dargestellt. Das Diagramm beginnt links mit der Positionierung des Schwungfußes, dem Spannungsaufbau und dem Aufsetzen. Darauf folgt die Standphase mit dem Speichern und wieder Freisetzen von Energie. Es endet rechts mit dem erneuten Ansatz des Schwingens. Auffällig ist hierbei das sehr hohe benötigte Moment am Hüftgelenk, um die Schwungbewegung schnell genug einzuleiten. Der Winkel des Knies ist hier negativ gespiegelt aufgetragen.





**Abbildung 7.7:** Diagramme des elastischen Laufzyklusses (2):(links) Gelenkwinkel (W) und Gelenkmomente (T) (rechts) Die sechs Geschwindigkeiten der Hüfte

In Abbildung 7.7 (rechts) sind die sechs Geschwindigkeiten der Hüfte dargestellt. Obwohl durch die mechanische Stabilisierung der Hüfte nur Geschwindigkeiten in X- und Z- Richtung möglich sein dürften, ermöglicht die Simulation der Hüfte speziell bei der rotatorischen Bewegung um die Y-Achse erheblichen Spielraum.



# Kapitel 8

## Zusammenfassung und Ausblick

### 8.1 Zusammenfassung der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Konzept entwickelt wie elastisches zweibeiniges Laufen durch die Realisierung biomechanisch motivierter Regelungsstrategien realisiert werden kann. Hierbei werden die Erkenntnisse aus der Biomechanik zum Aufbau des natürlichen Lokomotionssystems im Bereich der Aktorik sowie der Regelung verwendet um eine technische Realisierung des elastischen Laufens zu ermöglichen. Entgegen den bestehenden Spezialesystemen wie z.B. reine Renn-Roboter oder Passive-Dynamic-Walker, muss eine biologisch motivierte Steuerung zum universellen Einsatz für Zweibeinsysteme entworfen werden. Unter Zuhilfenahme der Erkenntnisse aus der Biomechanik zum menschlichen Rennen und Gehen, die zeigen, dass der Mensch bei der Fortbewegung starken Gebrauch der Feder-Dämpfer-Eigenschaften der Muskeln macht und die Muskulatur und das mechanische System dabei so konfiguriert, dass sich ein selbststabilisierender Zyklus für periodische Bewegungen einstellt, soll eine neue Herangehensweise, das elastische Laufen, entwickelt werden. Von Seiten der Biomechanik stehen Modelle für das Rennen und Gehen sowie die Untersuchungen der Eigenschaften des Muskels als Einzelantrieb bis hin zur Gesamtcharakteristik des menschlichen Beins zur Verfügung.

Für die Realisierung des elastischen Laufens wurde in dieser Arbeit in mehreren Entwicklungsschritten, startend bei der Verwendung eines elastischen muskelähnlichen Antriebs an Schlüsselpositionen des Laufens über die Entwicklung von Regelungssystemen für elastisch angetriebene Systeme sowie der Umsetzung eines Beines mit elastischen Eigenschaften bis hin zur Regelung des Elastischen Laufens, die unterschiedlichen Aufgaben auf dem Weg zum elastischen Laufen bearbeitet und Lösungen aufgezeigt. Mittels unterschiedlicher Testaufbauten sowie einer dynamischen Simulation für das Gesamtsystem werden die unterschiedlichen Entwicklungsschritte mit experimentellen Untersuchungen untermauert.

Um die Fortbewegung effizient durchführen zu können wird vergleichbar zum Antrieb in der Natur ein Antrieb verwendet, in dem kurzzeitig Energie gespeichert werden kann und der

beim Laufen eine Nachgiebigkeit im Gesamtsystem verwirklicht. In dieser Arbeit werden zur Realisierung des elastischen Antriebs fluidische Muskeln nach dem McKibben-Prinzip eingesetzt. Dieser Antrieb besitzt eine inhärente Nachgiebigkeit, die aber durch die Muskelzustandsgrößen prinzipiell einstellbar ist. Die über den Muskel aufgebauten Gelenke verfügen über drei unterschiedliche Betriebsmodi. Das Gelenk kann aktiv geregelt werden, es kann aber auch passive oder „frei“ geschaltet werden. Desweiteren ist durch den Aufbau von antagonistischen Gelenken ein ähnlicher Gelenkaufbau wie in der Natur erreicht worden. Daher ist gerade die Regelung des Gelenks unter Ausnutzung der antagonistischen Eigenschaften sowie die Einstellung der Gelenksteifigkeit möglich. Der verwendete Muskel kann einerseits sehr hohe Kräfte aufbauen und andererseits sehr schnell Bewegungen ausführen. Das zur Verwendung des fluidischen Muskels erforderliche Modell, gerade auch die dynamischen Eigenschaften sowie die Einstellbarkeit der Steifigkeit des Muskels, konnte ermittelt und formelmäßig erfasst werden.

Zwei grundsätzliche Möglichkeiten der Regelung von fluidischen Muskeln werden in dieser Arbeit vorgestellt. Einmal ist das die Regelung, die für die Ausführung von Willkürbewegungen notwendig ist. Zum zweiten die Verwendung der Muskels als elastischer Energiespeicher ähnlich der Feder aus dem biomechanischen Modell der selbststabilisierenden Systeme. Die zur Regelung des gesamten Beins auf Gelenkebene erforderliche antagonistische Regelung für die beiden fluidischen Muskelantriebe wurde entworfen. Dabei kann im Bein ein federähnliches Gesamtverhalten erzeugt werden.

Die Realisierung des Fortbewegungsapparats besteht aus einer Kombination aus elastischen und starren Antrieben. Hierbei werden elastische Antriebe in den Schlüsselpositionen des Laufens verwendet. Als Antriebe der Beine werden für die Hüftantriebe Elektromotoren und für den Knie- und Fußantriebe fluidische Muskeln verwendet. Durch die Elektromotoren ist eine steife schnelle Bewegung der Hüfte möglich. Die Muskeln hingegen ermöglichen durch den Einsatz als antagonistisches Paar die Realisierung eines einstellbaren Feder-Dämpfer-Systems. Durch Verwendung dieser Muskeln in Verbindung mit der Umsetzung der Modelle der Biomechanik und dem Einsatz einer geeigneten Steuerungsarchitektur ist anthropomorphes Laufen mit gleichzeitiger Reaktion auf Störungen und Unebenheiten möglich. Durch die Auslagerung von Teilen der Regelung in die Mechanik kann eine flexible anthropomorphe Fortbewegung auf unstrukturiertem, veränderlichem Untergrund, die gleichzeitig einen energieeffizienten und ästhetischen Gang beschreibt, realisiert werden.

Mit Hilfe des "Virtual Model Control" wurde eine Regelung für elastisches Gehen entworfen, welche direkt und indirekt die Eigenschaften der fluidischen Muskeln für eine flüssige, energieeffiziente Bewegung verwendet. Dafür wurde ein Modellregler entworfen, der dem Robotermodell einen stabilen Stand und erste einfache Bewegungen ermöglicht. Hierbei wird durch makroskopische, externe Kräfte das gewünschte Gesamtverhalten des Modells beschrieben. Die externen Kräfte werden dann auf die einzelnen, dafür benötigten, Gelenkmomente umgerechnet. Der implementierte Gangzyklus zeigt, dass es möglich ist mit in-

tuitiven Methoden, ohne Verwendung komplizierter Mechanismen, wie einer "Zero Moment Point" Regelung oder einer inversen Kinematik, einen sicheren Gang zu erzeugen, der nicht an die Kriterien der statischen oder dynamischen Stabilität gebunden ist. Er durchläuft sowohl statisch, dynamisch stabile, als auch instabile Phasen. Der Algorithmus erinnert dabei an ein verhaltensbasiertes System. Zu bestimmten Ereignissen, die während des Ganges auftreten, werden verschiedene Aufgaben erzeugt. Diese werden daraufhin von unabhängig voneinander, oder sogar konkurrierend zueinander wirkenden "Virtual Components (VCs)" erfüllt. Der Effekt auf das Modell ist hierbei die Summe der Einzeleffekte der einzelnen VCs. Es konnte gezeigt werden, dass es im Zuge eines solchen Gangzyklus mit künstlichen fluidischen Muskeln von elastischer Bauart möglich ist, in speziellen Phasen des Ganges Energie zu speichern, und diese selbstständig wieder abzugeben.

## 8.2 Ausblick der Arbeit

Die in dieser Arbeit präsentierte Regelung für elastisches Laufen wurde bis jetzt nur anhand einer dynamischen Simulation gezeigt. Die Übertragung und Verwendung der Regelungsstrategien auf ein reales System ist der logische nächste Schritt, der in Zukunft zu realisieren ist. Weiterhin ist die Erweiterung der Regelungsstrategie auf das volle dreidimensionale Laufen notwendig. Durch den Aufbau des realen Systems wird die Anwendbarkeit dieser Arbeiten demonstriert.

Weiterhin muss in Zukunft die für elastisches Laufen entwickelte Regelung für die Realisierung des Rennens erweitert werden. Gerade die Untersuchung des Einflusses von Elastizitäten in den Antrieben für einen Besseren und einfacheren Übergang zwischen Rennen und Gehen kann in Zukunft mit diesem System untersucht werden.

Auch die genau Definition von Stabilitätskriterien basierend auf den Erkenntnissen der Biomechanik in Kombination mit den realen Eigenschaften des Gesamtsystems kann in Zukunft genauer untersucht und definiert werden.



# Anhang A

## Modellierung und Simulation von Starrkörpersystemen

### A.1 Mechanik von Starrkörpersystemen

Klassischer Weise wird die Position eines Körpers im Raum durch die drei Raumkoordinaten eines Punktes des Körpers beschrieben. Zur vollständigen Beschreibung werden noch mindestens drei weitere Eigenschaften benötigt, welche die Orientierung festlegen. Intuitiver Weise wird hierfür die Rotation des Körpers um die Raumkoordinaten-Achsen gewählt. Hierbei kommen zwei Klassen vor. Bei der ersten wird die Rotation bezüglich der raumfesten Achsen angegeben, wobei es hierbei verschiedene Reihenfolgen gibt (z.B. Euler: ZYX). Bei der zweiten Klasse wird nur bei der ersten Rotation um eine feste Achse rotiert, die weiteren Rotationsachsen ergeben sich erst durch die vorhergehenden Rotationen. Es wird also um die Achsen des lokalen Koordinatensystems des Objektes rotiert. Auch hier gibt es verschiedenen Reihenfolgen, in der um die Achsen rotiert wird (z.B. Euler: ZYZ'). Beide Klassen haben gemeinsam, dass die Reihenfolge, in welcher um die Achsen rotiert wird, von entscheidender Bedeutung ist. Des Weiteren lässt sich eine Orientierung nicht immer eindeutig durch diese Vorgehen beschreiben. Wird ein Körper zum Beispiel genau um  $180^\circ$  gedreht, kann nicht eindeutig gesagt werden, um welche der drei Achsen dies geschehen ist. Ein anderes Beispiel zeigt, dass die Rotation um die raumfesten Achsen X und Y um jeweils  $90^\circ$  die selbe Orientierung ergibt, wie eine Rotation um die raumfesten Achsen Y und Z, auch jeweils um  $90^\circ$ .

Eine weitere Möglichkeit die Orientierung oder Rotationen zu beschreiben, sind die orthonormalen Rotationsmatrizen. Sie sind hochgradig redundant. Sie enthalten neun statt der minimal benötigten drei Elemente. Für jede einzelne Rotation um eine Achse gibt es eine Rotationsmatrix. Diese müssen dann in der richtigen Reihenfolge multipliziert werden, um die resultierende Matrix zu erhalten. Die Multiplikation ist nicht kommutativ. Die Dar-

stellung durch Rotationsmatrizen ist, im Gegensatz zu den vorher genannten Methoden, eindeutig. Wird diese Matrix rechts um einen senkrechten dreielementigen Vektor für die Translation und unten mit einem waagrechten vierelementigen Vektor für die Perspektive und die Skalierung ergänzt, so erhält man eine 4x4 homogene Transformationsmatrix, welche die Lage und Orientierung eines Körpers im Raum beschreibt.

Besonders effizient zur Berechnung von verketteten Rotationen ist die Darstellung der Rotationen durch Quaternionen. Sie ähneln komplexen Zahlen, haben aber drei Imaginärteile.

$$Q = (q_0, \vec{q})$$

$$Q = q_0 + q_1 \hat{i} + q_2 \hat{j} + q_3 \hat{k}$$

Einer Rotation wird hierbei nicht durch Einzelrotationen um drei Koordinatenachsen durchgeführt. Statt dessen wird über einen Winkel  $\theta$  um eine freie Rotationsachse  $\vec{\omega}$  rotiert.

$$R_b^a = R(\theta, \vec{\omega})$$

$$Q_b^a = Q(\cos(\theta/2), \vec{\omega} \cdot \sin(\theta/2))$$

### A.1.1 Zwangsbedingungen

Zwangsbedingungen sind Bedingungen zwischen verschiedenen Körpern oder einem Körper und der Umgebung, die immer eingehalten werden sollten. Darunter fallen Zwänge, die die Körper selbst erzeugen. Sie dürfen sich nicht gegenseitig durchdringen und sie dürfen sich nicht mit dem Boden schneiden. Die zweite Gruppe von Zwängen wird durch Gelenke hinzugefügt, die zwei Körper verbinden. Diese Körper können sich nicht mehr frei im Raum positionieren, sie müssen immer eine gewisse Pose zueinander einnehmen. Je mehr Freiheitsgrade ein Gelenk besitzt, desto weniger Zwangsbedingungen erzeugt es. Im Falle von einem Scharniergelenk, das zwei Körper verbindet, muss dafür gesorgt werden, dass die Gelenkachsen beider Gelenkhälften parallel und die Ankerpunkte beider Gelenkhälften identisch sind. Bei einem Kugelgelenk muss hingegen nur der Ankerpunkt identisch sein. Zwangsbedingungen können direkt bei der Lösung des kinematischen Problems berücksichtigt werden, was aber aufgrund des enormen Aufwandes nicht durchgeführt wird. Stattdessen wird in Simulationen eine geringfügige Verletzung der Zwangsbedingungen zugelassen, und dieser im folgenden Simulationsschritt korrigiert.



### A.1.2 Kinematik

Unter der Kinematik versteht man, kurz gesagt, den Zusammenhang zwischen der Position und Orientierung z.B. eines Endeffektors im Raum und dem Systemzustand der kinematischen Kette, die zu ihm führt. Sie ist definiert durch die statischen Segmentlängen und Gelenkachsen und durch die variablen Gelenkwinkel. Massen, räumliche Ausdehnung und Bewegungszustände werden hierbei nicht berücksichtigt. Das direkte kinematische Problem ist einfach zu lösen. Es müssen die aktuellen Gelenkwinkel in die allgemeine Bewegungsgleichung eingesetzt werden, um die Position des Endeffektors zu erhalten. Zum Lösen des inversen kinematischen Problems gibt es vielerlei Ansätze, auf die hier nicht näher eingegangen wird. Dieses Problem ist häufig nicht eindeutig lösbar und kann Singularitäten aufweisen. Außerdem müssen Einschränkungen des Arbeitsbereichs berücksichtigt werden. Hierunter fallen solche, die durch die kinematische Kette selbst gegeben sind, wie z.B. ihre maximale Länge, als auch solche, die durch Gelenkanschlüsse oder externe Hindernisse gegeben sind.

### A.1.3 Dynamik

Das dynamische Problem beschäftigt sich mit dem Zusammenhang zwischen den Gelenkmomenten und der Kraft des Endeffektors und den daraus resultierenden Beschleunigungen und Geschwindigkeiten. Die Trägheit  $M$  der Armsegmente spielt hierbei eine entscheidende Rolle. Der Vektor der allgemeinen Stellkräfte  $\tau$  ist abhängig von den Gelenkbewegungen  $q, \dot{q}, \ddot{q}$  und der Reibung in den Gelenken. Weiterhin sind die Gravitation  $g$  sowie die Zentrifugal- und Corioliskräfte  $n$  von Bedeutung.

$$\tau = M(q) \cdot \ddot{q} + n(\dot{q}, q) + g(q) + R \cdot \dot{q}$$

Beim direkten Problem berechnet man aus einem gegebenen Stellkräftevektor  $\tau$  die resultierende Bewegung der Gelenke. Beim inversen Problem wird versucht herauszufinden, welche Gelenkmomente notwendig sind, um eine bestimmte Bewegung des Endeffektors zu erzeugen. Es gibt zwei gängige Methoden die dynamischen Probleme zu behandeln. Das erste ist ein rekursives Verfahren nach Newton-Euler. Es basiert auf dem Modell von freigeschnittenen Segmenten und nutzt den Impuls- und Drallsatz für die einzelnen Teilkörper. Die kinematische Kette wird in mehreren Vorwärts- und Rückwärts-Durchgängen iterativ durchgerechnet. Dieses Verfahren hat eine lineare Komplexität von  $O(n)$  bezüglich der Anzahl der Segmente, allerdings pflanzen sich aufgrund der Rekursivität Fehler fort. Das Verfahren nach LaGrange ist die analytische Methode der klassischen Mechanik. Im Gegensatz zum Verfahren nach Newton-Euler basiert es auf der kinetischen und potentiellen

Energie des Systems. In der Praxis ist es aufgrund seiner hohen Komplexität von  $O(n^4)$  nur schwierig einzusetzen.

## A.2 Methoden zur Erzeugung der Jakobi Matrix

Im Prinzip ist die Jakobi Matrix die Matrix der partiellen Ableitungen einer Gleichung mehrerer Unbekannter. In der klassischen Robotik spielt sie eine besondere Rolle, stellt sie doch die Beziehung zwischen den Bewegungen der Gelenke und der Bewegung des Manipulators her. Mittels Invertierung der Jakobi Matrix kann der umgekehrte Zusammenhang abgelesen werden, d.h. kann von der Bewegung des Manipulators auf die dafür notwendige Bewegung der Gelenke geschlossen werden, ein Kernstück der inversen Kinematik.

$$\begin{pmatrix} \dot{\vec{P}} \\ \dot{\vec{\omega}} \end{pmatrix} = J(\vec{q}) \cdot \dot{\vec{q}}$$

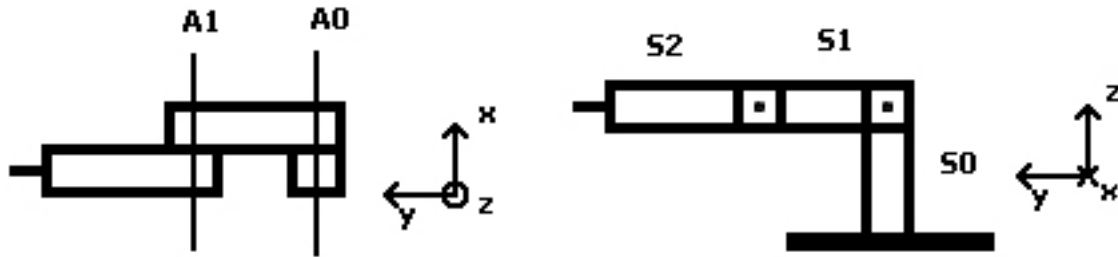
Die Jakobi Matrix  $J$  hat für jeden Freiheitsgrad der Gelenke eine Spalte und im dreidimensionalen Fall 6 Zeilen, die ersten drei entsprechen der Position  $P$ , die letzten drei der Orientierung des Manipulators  $\omega$ . Somit ist die Jakobi Matrix im allgemeinen nicht quadratisch. Sie ist abhängig von der aktuellen Konfiguration des Roboters  $q$ , sie muss daher regelmäßig neu berechnet werden. Da die Verwendung der Jakobi Matrix ein statischer Ansatz ist und sie somit nur für den Augenblick gültig ist, muss darauf geachtet werden, dass die Abstände der Aktualisierungen der Jakobi Matrix gering gehalten werden.

### A.2.1 Analytische Konstruktion

Die klassische Variante zur Erzeugung der Jakobi Matrix ist die partielle Ableitung der allgemeinen Bewegungsgleichungen  $\vec{P}(q)$ . Dies ist in der gängigen Literatur [Craig89] ausführlich beschrieben, weshalb es hier nur kurz angerissen wird.

$$J(\vec{q}) = \frac{d\vec{P}(q)}{d\vec{q}}$$

Für das einfache Beispiel (Abbildung A.1) eines Roboterarmes mit zwei parallelen Gelenkachsen ( $A0, A1$ ) und drei Armsegmenten ( $S0, S1, S2$ ) müssen die Gleichungen für die 3 Raumkoordinaten ( $x, y, z$ ) und die 3 Orientierungskordinaten ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) des Manipulators angegeben werden. Wir drücken die Position des Manipulators in X,Y und Z Koordinate durch eine Funktion der Gelenkwinkel  $\alpha_i$  aus. Genau so verfahren wir mit der Orientierung.



**Abbildung A.1:** Ein einfacher Roboterarm mit 3 Segmenten (S0,S1,S2) und 2 Gelenken mit parallelen Gelenkachsen (A0,A1) in seiner Nullstellung. Einmal aus der Vogelperspektive und einmal in Seitenansicht.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ l1 \cdot \cos(\alpha_0) + l2 \cdot \cos(\alpha_1 + \alpha_0) \\ l1 \cdot \sin(\alpha_0) + l2 \cdot \sin(\alpha_1 + \alpha_0) \\ \alpha_0 + \alpha_1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Es folgt das Ableiten des Vektors  $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$  nach den Winkeln  $\alpha_0$  und  $\alpha_1$ , was direkt die Jakobi Matrix ergibt:

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 \\ -l1 \sin(\alpha_0) - l2 \sin(\alpha_0 + \alpha_1) & -l2 \sin(\alpha_0 + \alpha_1) \\ l1 \cos(\alpha_0) + l2 \cos(\alpha_0 + \alpha_1) & l2 \cos(\alpha_0 + \alpha_1) \\ 1 & 1 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Das Aufstellen der Bewegungsgleichungen kann bei größeren Systemen leicht sehr aufwendig und unübersichtlich werden. Dies muss allerdings nur ein mal durchgeführt werden. Es empfiehlt sich, dies im Rahmen des Preprocessing zu erledigen. Danach müssen in jedem Schritt nur noch die jeweils aktuellen Winkel eingesetzt werden. Die dann zu berechnenden Formeln können jedoch bei einer hohen Anzahl von Freiheitsgraden eine nicht unerhebliche Größe und Komplexität erreichen.

## A.2.2 Geometrische Konstruktion

Eine weitere Methode ist die Berechnung der Jakobi Matrix aus den geometrischen Zustandsdaten des Roboters, wie sie in [Winkler06] beschrieben wird. Hierfür werden nur die

Positionen und Achsen der Gelenke sowie die Position des Manipulators benötigt. Das Verfahren kommt vollständig ohne die Bewegungsgleichungen aus. Die Matrix wird spaltenweise aufgebaut, jedes der  $n$  Gelenke erzeugt eine Spalte  $\vec{j}_i$  abhängig von seiner Gelenkachse  $\vec{z}_i$  und dem Vektor von ihm zum Manipulator  $\vec{p}_i$ :

$$\vec{j}_i = \begin{pmatrix} \vec{z}_i \times \vec{p}_i \\ \vec{z}_i \end{pmatrix}$$

$\vec{z}_i$  ist hierbei die Rotationsachse des Gelenkes  $i$  und der Vektor  $\vec{p}_i$  ist der Vektor vom Manipulator zum Ursprung des Gelenkes  $i$ .

$$J = (\vec{j}_1, \dots, \vec{j}_n)$$

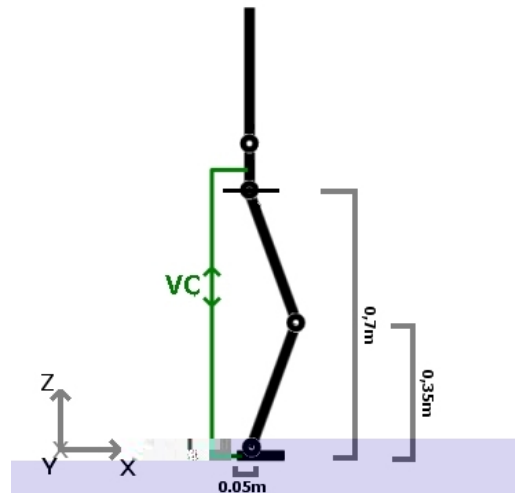
Die Resultierende Matrix  $J$  hat im dreidimensionalen Fall 6 Zeilen und  $n$  Spalten.

Bei dieser Methode kann kein Rechenaufwand in das Preprocessing ausgelagert werden, dafür ist es aber auch nicht notwendig komplizierte Formeln aufzustellen oder zu berechnen. Alle Rechenoperationen sind einfache Additionen oder Multiplikationen und der Aufwand steigt nur linear mit der Anzahl der Gelenke. Diese Methode ist vor allem für Simulationen günstig, da hier die Positionen aller Segmente und Gelenke bekannt sind. Ansonsten müssten diese erst aus den Gelenkwinkeln errechnet werden. Speziell um 'Virtual Components' zu erzeugen bietet sich diese Methode in Simulationen an, da hier sehr viele unterschiedliche Jakobi Matrizen zwischen beliebigen Segmenten erzeugt werden müssen (vergl. Kap. 6.1). Bei einer analytischen Konstruktion müssten all diese Zusammenhänge durch Bewegungsgleichungen ausgedrückt werden.

### A.2.3 Beispiel für die Geometrische Konstruktion

Im Folgenden wird dieses Verfahren anhand eines kurzen Beispiels näher betrachtet. Es soll eine VC von der Hüfte zum Fuß eines zweibeinigen Roboters erzeugt werden. Dazu wird die Jakobi Matrix der Bewegung der dazwischen liegenden Segmente und Gelenke benötigt (Vergl. Abbildung A.2). Um die 4 Freiheitsgrade im Bein abzudecken benötigt sie 4 Spalten.

Zunächst werden die Vektoren  $\vec{p}_i$  und  $\vec{z}_i$  entsprechend der Daten aus der Abbildung bestimmt. Daraus werden dann, wie im vorhergehenden Kapitel beschrieben, die obere und untere Hälfte der jeweiligen Spalte der Jakobi Matrix  $\frac{H}{F}J$  bestimmt.



**Abbildung A.2:** Der Roboter verfügt über 4 Freiheitsgrade in seinem Bein: Zwei in der Hüfte, der erste mit der Gelenkachse in X-Richtung, der zweite mit Achse in Y-Richtung. Die Gelenkachsen von Knie- und Fußgelenk sind jeweils parallel zur Y-Achse.

$$\begin{aligned}
 \vec{z}_0 &= \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} & \vec{z}_1 &= \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} & \vec{z}_2 &= \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} & \vec{z}_3 &= \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \\
 \vec{p}_0 &= \begin{pmatrix} 0.05 \\ 0 \\ 0.7 \end{pmatrix} & \vec{p}_1 &= \begin{pmatrix} 0.05 \\ 0 \\ 0.7 \end{pmatrix} & \vec{p}_2 &= \begin{pmatrix} 0.35 \\ 0 \\ 0.35 \end{pmatrix} & \vec{p}_3 &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\
 z \times \vec{p}_0 &= \begin{pmatrix} 0 \\ -0.7 \\ 0 \end{pmatrix} & z \times \vec{p}_1 &= \begin{pmatrix} 0.7 \\ 0 \\ -0.05 \end{pmatrix} & z \times \vec{p}_2 &= \begin{pmatrix} 0.35 \\ 0 \\ -0.35 \end{pmatrix} & z \times \vec{p}_3 &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

$${}^H_F J = \begin{pmatrix} 0 & 0.7 & 0.35 & 0 \\ -0.7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -0.05 & 0.35 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

### A.2.4 Inversion der Jakobi Matrix

Die Inversion der Jakobi Matrix (JM) gestaltet sich etwas komplizierter, da die JM im Allgemeinen nicht quadratisch ist. Deshalb wird in diesen Fällen nur die Pseudoinverse gebildet. Dieses Thema wird nur kurz der Vollständigkeit halber angerissen, da eine Invertierung der

Jakobi Matrix bei dem verwendeten Regler nicht nötig ist.

Eine populäre Methode die Pseudoinverse  $A^+$  zu berechnen ist:

$$A^+ = (A^T A)^{-1} A^T$$

Eine weitere nutzt die Singulärwertzerlegung:

$$\begin{aligned} A &= USV^* \\ A^+ &= US^+V^* \end{aligned}$$

In  $S$  stehen die Singulärwerte auf der Diagonalen, die übrigen Elemente sind 0, in  $S^+$  stehen die Kehrwerte der Singulärwerte auf der Diagonalen. Die Matrizen  $U$ ,  $S$  und  $V^*$  gewinnt man durch die Singulärwertzerlegung.

### A.2.5 Jakobi Matrix für Kräfte und Momente

Die Jakobi Matrix  $J$  stellt nicht nur die Verbindung zwischen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten und der kartesischen Geschwindigkeit des Manipulator her, sie kann auch zum berechnen der Kräfte verwendet werden, die in einem Roboterarm von einem Segment zum nächsten übertragen werden [Craig89]. Somit lässt sich mit der Jakobi Matrix berechnen, welche Kräfte bei gegebenen Gelenkmomenten auf den Manipulator wirken.

Die Momente  $\tau$ , die in den Gelenken erzeugt werden entsprechen genau den Kräften  $F$ , die am Manipulator anliegen. Entsprechend stimmt auch die geleistete Arbeit der Gelenkmomente mit der (virtuellen) Arbeit des Manipulators überein. Arbeit ist das Produkt von Kraft und Weg, wobei der Weg ( $X$  bzw.  $\theta$ ) infinitesimal klein ist, da wir nur den statischen Fall betrachten wollen:

$$\vec{F}^T \cdot \delta X = \vec{\tau}^T \cdot \delta \theta$$

Wobei  $F$  der kartesische Kraftvektor und  $\tau$  der Vektor der Gelenkmomente ist.

Wird die Definition der Jakobi Matrix berücksichtigt

$$\delta X = J \delta \theta$$

erhält man:

$$\begin{aligned}\vec{F}^T J \delta\theta &= \vec{\tau}^T \delta\theta \\ \vec{F}^T J &= \vec{\tau}^T \\ \vec{\tau} &= J^T \vec{F}\end{aligned}$$

Es ist also möglich die Gelenkmomente zu bestimmen, die benötigt werden, um eine bestimmte kartesische Kraft auf den Manipulator auszuüben ohne die Jakobi Matrix invertieren zu müssen. Dieser Sachverhalt wird später bei den 'Virtual Components' ausgenutzt.

### A.3 VMC und ODE

Die Regelung des Robotermodells mittel VMC ist recht rechenaufwändig, weil für jede VC in jedem Zyklus eine passende Jakobi Matrix berechnet werden muss. Trotzdem ist aufgrund der Neigung des Modells in Schwingung zu geraten, eine sehr geringe Zykluszeit des Reglers notwendig. Eine Zykluszeit von über 10ms scheint bei dem Modell mit 12 Gelenkachsen nicht praktikabel, bei dem Modell mit sechs Gelenkachsen reichten jedoch schon 25ms aus um zumindest einen Fall aus geringer Höhe zu kompensieren und zu einem stabilen Stand zu gelangen.

Eine künstliche Stabilisierung der Hüfte, durch den Entzug von Freiheitsgraden, in der Hüfte ist mit der ODE schwierig. Es ist kaum möglich zwischen den Schritten, in dem die Kräfte auf die Segmente berechnet werden und dem, in dem die Auswirkung der Kräfte berechnet werden zu greifen. Somit sind die Möglichkeiten darauf reduziert, die Hüfte jeden Zyklus auf die gewünschten Werte zurückzusetzen. Bei langsamen Bewegungen funktioniert dies, bei schnellen hingegen wird die zu korrigierende Diskrepanz so groß, dass durch eine einseitige Positionskorrektur der Hüfte die Gelenkbedingungen nicht mehr eingehalten werden. Das führt zu sofortiger Instabilität durch die korrigierenden internen Kräfte der ODE. Ein weiterer Grund für die Instabilitäten ist in der Art und Weise zu suchen, wie in der ODE die Gelenkbedingungen behandelt werden. Die erste entscheidende Gelenkbedingung ist , dass die Ankerpunkte eines Gelenkes bei beiden angrenzenden Körpern identisch sind. Das heißt die Körper dürfen sich nicht gegeneinander verschieben. Die Zweite besagt, dass die Gelenkachsen beider Teilgelenke parallel sein müssen, die Körper dürfen sich nicht gegeneinander verdrehen. Die ODE verwendet zur Einhaltung dieser beiden Bedingungen einen federähnlichen Mechanismus. Wird in einem Zyklus eine der Bedingungen verletzt, wird eine Kraft berechnet, die diesen Fehler im nächsten Schritt wieder ausgleichen soll. Je größer die Verletzung der Bedingung, desto größer die rücktreibende Kraft.

An der Hüfte befinden sich drei Gelenke, mit jeweils zwei Freiheitsgraden. Demnach kann man sagen, dass die Hüfte ODE-seitig durch 12 Federn an ihrem Platz bezüglich der anderen

Segmente gehalten wird. Dies alleine ermöglicht es der Hüfte sich in eine hochfrequente Schwingung zu versetzen, die auf den ersten Blick nicht weiter auffällt, da sie eine sehr niedrige Amplitude und eine Periodendauer im Bereich von 1-5ms besitzt. Allerdings hat sie das Potential sich unter ungünstigen Umständen aufzuschwingen. Dieser Effekt ist vor allem bei geschwindigkeitsbasierten Regelungen, wie zum Beispiel den Dämpfer, zu beobachten. Besonders ungünstig wirkt sich dieses Verhalten aus, wenn man bedenkt, dass gerade die Dämpfer in kontinuierlichen Systemen dazu dienen, solche Schwingungen zu verhindern, und hier nun solche Schwingungen verstärken.

Um diesen Effekt zu lindern, musste das für die Dämpfer elementare Geschwindigkeits-Signal der ODE ( $Y_i$ ) gefiltert werden. Hiermit ließ sich der Spielraum der Nutzung der Dämpferkomponenten so erweitern, dass ein Großteil der destabilisierenden Schwingungen unterdrückt werden konnte. Am zweckmäßigsten erwies sich eine Kombination aus einem Tiefpassfilter  $F_{TP}(Y_i)$  mit einer Nachstellzeit  $T_N$  vom dreifachen der Zykluszeit  $\Delta T$  und einem nachgeschalteten einfachen Mittelwertfilter  $F_{MW}(Y_i)$  mit einem Gedächtnis von drei Geschwindigkeitswerten:

$$\begin{aligned} F_{TP}(Y_i) &= \frac{\Delta T \cdot Y_i - (\Delta T - T_N) \cdot V_{i-1}^{TP}}{T_N} = V_i^{TP} \\ F_{MW}(Y_i) &= \frac{Y_{i-2}^{MW} + Y_{i-1}^{MW} + Y_i}{3} = V_i^{MW} \\ V_i^F &= F_{MW}(F_{TP}(Y_i)) \end{aligned}$$

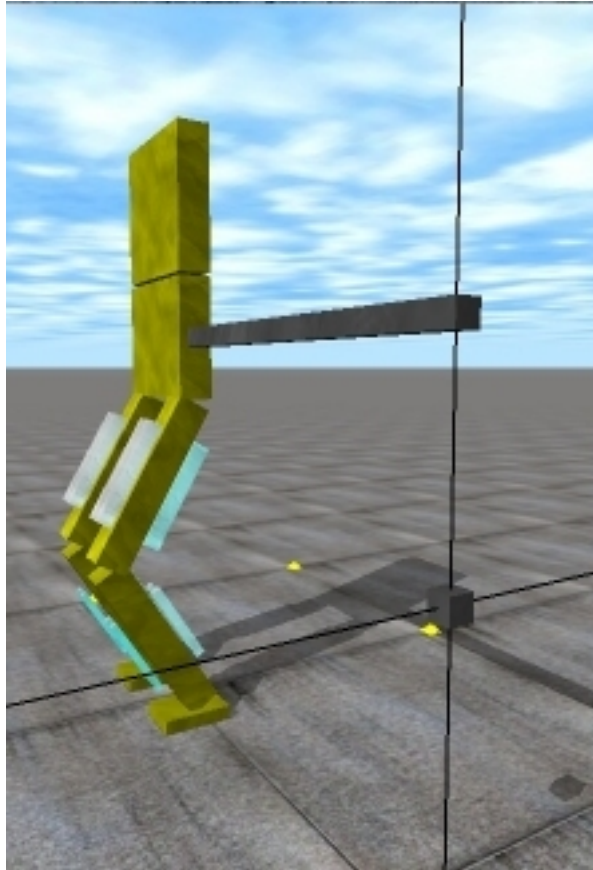
Diese Kombination erwies sich als günstigster Kompromiss zwischen der Glättung des Signals und der auftretenden Verzögerung.

Bei dem seitlichen Verschieben der Hüfte traten in den Füßen hochfrequente Schwingungen um die zur Sagitalebene parallele Gelenkachse auf. Durch ein geringes seitliches Kippen des Fußes sinkt die Fußkante geringfügig in den Boden ein. Daraufhin werden Gegenkräfte berechnet, die innerhalb eines Simulationszyklusses wieder herausstoßen. Durch die anliegenden Gelenkmomente des Roboters wird die Fußkante, sobald die Gegenkräfte nicht mehr wirken, wieder in den Boden einsinken. Durch diese Vibration ist es nur schwer möglich Kräfte durch Bodenreaktionskräfte zu kompensieren. Dieser Effekt ließ sich durch Optimieren der ODE-eigenen Parameter nur teilweise lindern.

## A.4 Einführung einer mechanischen Hüftstabilisierung

Durch die verschiedenen im vorangegangenen Abschnitt genannten Instabilitäten, die besonders bei rotatorischen Bewegungen und Geschwindigkeiten zu beobachten sind, ist es nötig eine zusätzliche mechanische Stabilisierung vorzunehmen. Es wird eine Stange mit





**Abbildung A.3:** Das mechanische Stabilisierung

Eine seitlich an der Hüfte befestigte Stange kann sich nur entlang einer senkrechten und einer waagrechten Schiene bewegen.

vernachlässigbarer Masse seitlich fest an der Hüfte befestigt. Diese läuft an ihrem Ende entlang einer Art senkrechten Schiene. Diese wiederum ist mit einem Läufer verbunden, der auf einer Schiene entlang der Gehrichtung des Robotermodells läuft. Durch diese Konstruktion, die in Abbildung A.3 zu sehen ist, sind der Hüfte sämtliche rotatorischen Freiheitsgrade entzogen. Des Weiteren ist sie nicht in der Lage sich seitlich zu verschieben, was ein seitliches umfallen unmöglich, und somit das zum Balancieren nötige seitliche Verschieben der Hüfte unnötig macht. Letztendlich ist es erst durch diese Maßnahme möglich geworden die gewünschten Bewegungen des Robotermodells stabil und sicher umzusetzen.



# Anhang B

## Ergänzungen zur Regelung

### B.0.1 Kraftregelung

Um der Elastizität der Beine besondere Aufmerksamkeit zukommen lassen zu können, wird für die Gelenke, die durch die Muskeln angetrieben werden, ein Regler benötigt, der neben der resultierenden Kraft des Gelenkes auch die Spannung des Gelenkes regelt. Soll eine konkrete resultierende Kraft anliegen, so gibt es verschiedene Kräfte der gegensätzlich arbeitenden Muskeln, welche die gewünschte resultierende Kraft erzeugen. Aus diesem Spielraum kann anhand der Spannungsvorgabe  $S_{soll}$  (in %) ein Kraftwert für Anta- und Protagonist ausgewählt werden, so dass beide zusammen die gewünschte resultierende Gesamtkraft erzeugen.

Dieser Regler arbeitet in fünf Schritten. Zuerst wird für die Anta- und Protagonisten die jeweils unter den aktuellen Umständen mögliche maximale und minimale Kraft ( $F_{max}, F_{min}$ ) berechnet. Je nach Vorzeichen der resultierenden Kraft  $F_{res}$  wird dann für Anta- oder Protagonist ein zulässiger Kraftbereich mit den Grenzen  $P_{\top}$  und  $P_{\perp}$  bzw.  $A_{\top}$  und  $A_{\perp}$  berechnet. Der zulässige Bereich wird eingeschränkt, da der jeweilig gegensätzlich arbeitende Muskel genügend Kraft aufbringen können muss, um die resultierende Kraft zu erzeugen. Es folgt die Rechnung für den Protagonisten, die Berechnung für den Fall  $F_{res} < 0$  erfolgt für den Antagonisten äquivalent.

$$F_{res} \Rightarrow 0 \tag{B.1}$$

$$P_{\top} = \min(F_{max}^A + F_{res}, F_{max}^P) \tag{B.2}$$

$$P_{\perp} = F_{res} \tag{B.3}$$

Ist  $P_{\top} < P_{\perp}$ , so werden beide Grenzen auf  $F_{max}^P$  gesetzt. Aus diesem Bereich wird dann anhand der gewünschten Spannung  $S_{soll}$  eine Sollkraft für Anta- und Protagonist ausgewählt, so dass die gewünschte resultierende Kraft des Gelenkes erfüllt wird.

$$F_{soll}^P = (P_{\top} - P_{\perp}) \cdot S_{soll} + P_{\perp} \quad (\text{B.4})$$

$$F_{soll}^A = F_{soll}^P - F_{res} \quad (\text{B.5})$$

Die Berechnung für den Fall  $F_{res} < 0$  erfolgt wieder äquivalent. Dann wird für jeden Muskel der Druck berechnet, der notwendig ist, um diese Sollkraft zu erzeugen. Dies geschieht durch entsprechendes Auflösen der Kraftgleichung. Dieser Druck wird dann mittels eines P-Gliedes geregelt.

$$p_{soll} = \frac{F_{soll}(p, \kappa)}{\pi \cdot r_0^2 \cdot (a \cdot (1 - \kappa)^2 - b)} \quad (\text{B.6})$$

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Zweibeiniges Laufen in der Natur . . . . .	6
2.2	Ein Gangzyklus bestehend aus acht Gangphasen . . . . .	7
2.3	Der menschliche Muskel . . . . .	9
2.4	Antagonistisches System aus zwei Muskeln als Beuger-Strecker . . . . .	10
2.5	Das menschliche Bein . . . . .	11
2.6	Das Feder-Masse-Modell beim Rennen . . . . .	13
2.7	Das Feder-Masse Modell beim Gehen . . . . .	14
2.8	Parameterbereiche für Anfangsgeschwindigkeit, Aufsetzwinkel und Federkonstante beim Rennen . . . . .	15
2.9	Systemenergie beim Rennen . . . . .	17
2.10	WABIAN 2R (WAseda BIpedal humANoid) . . . . .	18
2.11	Unterschiedliche gehende, zweibeinige Roboter . . . . .	20
2.12	Unterschiedliche hüpfende, zweibeinige Roboter . . . . .	21
2.13	Unterschiedliche gehend und rennende, zweibeinige Roboter . . . . .	22
2.14	Dynamic Walker Zweibeinsysteme . . . . .	23
2.15	Zweibeinige Roboter mit innovativem Antriebskonzepten . . . . .	24
2.16	Darstellung des Prinzip des ZMP . . . . .	26
2.17	Bestimmung des ZMPs und ZMP vs. CoP . . . . .	29
2.18	Grenzzyklen eines van-der-Pol-Oszillators . . . . .	32
2.19	Das passive Schrittmmodell im Bewegungsablauf . . . . .	34
2.20	Graphische Darstellung einer Poincaré-Umkehrabbildung . . . . .	36
3.1	Teilschritte für die Realisierung des elastischen Laufens . . . . .	45
3.2	Konzepts für einen elastisch Antrieb . . . . .	46
3.3	Elastischen Beinlängenregelung für Rennen und Gehen . . . . .	48
3.4	Konzepts für einen elastisch angetriebenen Zweibeiner . . . . .	50
3.5	Das elastische Laufen . . . . .	51
3.6	Regelung des elastischen Laufens mittels VMC . . . . .	53
4.1	Fluidischer Muskel nach dem McKibben-Prinzip . . . . .	55
4.2	Fluidischer Muskel nach dem McKibben-Prinzip - Verdeutlichung der strukturellen Muskelparameter . . . . .	57

4.3	Fluidischer Muskel MAS der Firma FESTO . . . . .	57
4.4	Modellierung des fluidischen Muskels nach dem McKibben-Prinzip . . . . .	58
4.5	Approximative Ermittlung des Muskelvolumens . . . . .	62
4.6	Muskelvolumen in Abhängigkeit der initialen Muskellänge und der Kontraktion des Muskels . . . . .	64
4.7	Vergleich der statischen Muskelkurve des Modells mit realen Daten . . . . .	67
4.8	Schematischer Aufbau des Quick-Release-Testaufbaus für biologische Muskeln	67
4.9	Quick-Release Test-Umgebung für fluidische Muskeln . . . . .	68
4.10	Vergleich von Simulation und realen Daten eines Experiments . . . . .	69
4.11	Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des fluidischen Muskels . . . . .	70
4.12	Kraft-Geschwindigkeits-Verlauf des fluidischen Muskels für unterschiedliche Anfangskontraktion . . . . .	71
4.13	Schematischer Aufbau eines muskelgetriebenen Gelenks . . . . .	72
4.14	Zusammenhang zwischen initialer Kontraktion, Gelenkwinkelbereich sowie Gelenkkraft . . . . .	74
4.15	Schematische Darstellung der Reglerstruktur der kaskadierten Gelenkregelung	76
4.16	Verlauf von Winkel und Drücken beim Einsatz der kaskadierten Gelenkregelung	77
4.17	Energieanteil und Gelenke mit Muskeln aus Federn . . . . .	79
4.18	Eindimensionalen Versuchstand (EDV) . . . . .	81
4.19	Verlauf der unterschiedlichen Systemvariablen (1) . . . . .	84
4.20	Verlauf der unterschiedlichen Systemvariablen (2) . . . . .	85
4.21	Periodisches Springverhalten des EDVs . . . . .	87
5.1	Konzept des Zweibeiners . . . . .	90
5.2	Abschätzung der maximalen Belastung beim Aufkommen . . . . .	91
5.3	Anpassung des Kniegelenks an Eigenschaften des Knieantriebs . . . . .	92
5.4	Unterschiedliche Ansichten des gesamten Bewegungsapparats . . . . .	94
5.5	Aufbau eines Hüftgelenks . . . . .	95
5.6	Aufbau des Knie- und Sprunggelenks . . . . .	96
6.1	VC Beispiel . . . . .	103
6.2	Hüftkontrolle . . . . .	106
6.3	Konzept zur Ausregelung der Schwerkraft . . . . .	108
6.4	VC für Stehen . . . . .	108
6.5	Gangphasen . . . . .	110
6.6	Energiespeicher Feder . . . . .	111
6.7	Energiespeicher Beinstellung . . . . .	112
6.8	Kniebeugen . . . . .	115
6.9	Seitliches Verschieben der Hüfte . . . . .	117
6.10	Segmentnummern . . . . .	119
6.11	Automat des Gang-Algorithmus . . . . .	123

---

7.1	Das Robotermodell für die Simulation . . . . .	126
7.2	Einleiten eines Schrittes . . . . .	127
7.3	Gehfehler der ersten Gruppe . . . . .	128
7.4	Fehler beim Gehen (Gruppe 2) . . . . .	129
7.5	Zwei Gangzyklen in der Simulation . . . . .	130
7.6	Diagramme des elastischen Laufzyklusses (1) . . . . .	132
7.7	Diagramme des elastischen Laufzyklusses (2) . . . . .	133
A.1	Roboter Arm . . . . .	143
A.2	BeispielJakobi . . . . .	145
A.3	Gehhilfe in der Simulation . . . . .	149





# Tabellenverzeichnis

2.1	Vergleich und Bewertung der Stabilitätsprinzipien des ZMPs und nach Poincaré	37
6.1	Erklärung der VCs: 0-3 . . . . .	119
6.2	Erklärung der VCs: 4-9 . . . . .	120
6.3	Erklärung der VCs: 10-13 . . . . .	120
6.4	Erklärung der VCs: 14-17 . . . . .	120
6.5	Erklärung der VCs: 18-19 . . . . .	120
6.6	Erklärung der VCs: 20-21 . . . . .	121
6.7	Erklärung der VCs: 22-23 . . . . .	121



# Literaturverzeichnis

- Aglietti, P. and Menchetti, P. (1995). *Scuderi, G.R. (Ed.), SpringerVerlag: The Patella*, chapter Biomechanics of the Patellofemoral Joint.
- Albert, A., Hofschulte, J., and Schermeier, O. (2000). Entwicklung des zweibeinigen autonomen laufroboters bart-uh. *ROBOTIK 2000*, pages 509 – 514. VDI Berichte 1552.
- Albert, A., Suppa, M., and Gerth, W. (2002). Detection of stair dimensions for the path planning of a bipedal robot. In *Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, volume 2, pages 1291–1296.
- Albiez, J., Kerscher, T., Grimminger, F., Hochholdinger, U., Dillmann, R., and Berns, K. (2003). Panter - prototype for a fast-running quadruped robot with pneumatic muscles. In *6th International Conference on Climbing and Walking Robots*, pages 617–624.
- Bergmann, L. and Schaefer, C. (1998). *Lehrbuch der Experimentalphysik: Mechanik, Relativität, Wärme*. Walter de Gruyter Berlin New York, 11 edition.
- Blank, S., Wahl, T., Luksch, T., and Berns, K. (2009). Biologically inspired compliant control of a monopod designed for highly dynamic applications. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages pp. 148–153, St. Louis (MO), USA.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11/12):1217–1227.
- Bull, A. and Amis, A. (2005). *Kohn, D. (Hrsg.), Thieme: Biomechanik*, chapter Knie.
- Caballero, R. and Armada, M. (2005). Zero moment point modeling using harmonic balance. In Armada, M. and de Santos, P., editors, *Climbing and Walking Robots*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Caldwell, D., Tsagarakis, N., Artrit, P., Canderle, J., Davis, S., and Medrano-Cerda, G. (2001). Biomimetic and smart technology principles of humanoid design. In *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, volume 2, pages 965 – 970.
- Chevallereau, C., Abba, G., Aoustin, Y., Plestan, F., Westervelt, E., Canudas-De-Wit, C., and Grizzle, J. (2003). Rabbit: A testbed for advanced control theory. *Control Systems Magazine*, 23(5):57 – 79.

- Chou, C. and Hannaford, B. (1996). Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12:90 – 102.
- Chung, G. (2008). Simple intuitive method for a planar biped robot to walk. In Marques, L., de Almeida, A., Tokhi, M., and Virk, G., editors, *Advances in Mobile Robotics*. World Scientific Publishing.
- Colbrunn, R., Nelson, G., and Quinn, R. (2001). Design and control of a robotic leg with braided pneumatic actuators. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 2, pages 992 – 998.
- Daerden, F. and Lefeber, D. (2002). Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation. *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering*, 47(1):10–21.
- Denk, J. (2004). *Optimierungsbasierte Berechnung von Schrittprimitiven und Schrittsequenzen für perzeptionsgeführte zweibeinige Roboter*. VDI Verlag Düsseldorf.
- Espiau, B. (1997). Bip: a joint project for the development of an anthropomorphic biped robot. In *8th International Conference on Advanced Robotics*.
- Espiau, B. and Sardain, P. (2000). The anthropomorphic biped robot bip2000. In *International Conference on Robotics and Automation*.
- Feldman, A., Adamovich, S., Ostry, D., and Flanagan, J. (1990). *MULTIPLE MUSCLE SYSTEMS*, chapter The origin of electromyograms - explanations based on the equilibrium point hypothesis, pages 195–213. Springer, New York.
- Festo (2009). Festo AG & Co. KG – online: <http://www.festo.com>.
- Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A., and Coleman, M. (1998). The simplest walking model: Stability, complexity, and scaling. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 120:281–288.
- Geyer, H. (2005). *Simple models of legged locomotion based on compliant limb behavior*. PhD thesis, Friedrich-Schiller Universität Jena.
- Gienger, M., Löffler, K., and Pfeiffer, F. (2000). A biped robot that jogs. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 3334 – 3339. ICRA.
- Günther, M. (2002). *Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Goswami, A. (1999). Foot rotation indicator (fri) point: A new gait planning tool to evaluate postural stability of biped robots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.

- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen : Ganganalyse in der Physiotherapie; 18 Tab.* Thieme, Stuttgart [u.a.], 2. unveränd. Aufl. edition.
- Guccione, S., Muscato, G., and Spampinato, G. (2003). Modelling and control strategies for bipedal locomotion - experiments with an anthropometric robot leg. In *6th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines*, pages 517–526. CLAWAR.
- Hardt, M., von Stryk, O., Wollherr, D., and Buss, M. (2003). Development and control of autonomous, biped locomotion using efficient modeling, simulation, and optimization techniques. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 1356 – 1361. ICRA.
- Hatze, H. (1980). Neuromusculoskeletal control systems modeling—a critical survey of recent developments. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 25(3):375 – 385.
- Hemami, H. and Wyman, B. F. (1979). Modeling and control of constrained dynamic systems with application to biped locomotion in the frontal plane. *IEEE Transactions on Automatic Control*, AC-24(4).
- Henze, A. (2002). *Dreidimensionale biomechanische Modellierung und die Entwicklung eines Reglers zur Simulation zweibeinigen Gehens.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen.
- Hildebrandt, A., Sawodny, O., Neumann, R., and Hartmann, A. (2002). A flatness based design for tracking control of pneumatic muscle actuators. In *Seventh international Conference on Control, Automation, Robotics And Vision*.
- Hill, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants muscle. *Proc. Roy. Soc. PartB*, 126:136–195.
- Hirai, K., Hirose, M., Haikawa, Y., and Takenaka, T. (1998). The development of honda humanoid robot. *International Conference on Robotics and Automation*. ICRA.
- Hodgins, J. and Raibert, M. (1991). Adjusting step length for rough terrain locomotion. *Transactions on Robotics and Automation*, 7(3):289–298.
- Hoshino, Y., Takagi, T., Profio, U. D., and Fujita, M. (2004). Behavior description and control using behavior module for personal robot. In *International Conference on Robotics and Automation*. ICRA.
- Kajita, S. and Tani, K. (1995). Experimental study of biped dynamic walking in the linear inverted pendulum model. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.

- Kaneko, K., Kanehiro, F., Kajita, S., Yokoyama, K., Akachi, K., Kawasaki, T., Ota, S., and Isozumi, T. (2002). Design of prototype humanoid robotics platform for hrp. In *International Conference on Intelligent Robots and System*, volume 3, pages 2431 – 2436. IROS.
- Kerscher, T. (2002). Entwicklung einer regelung für eine durch pneumatische muskeln angetriebene laufmaschine. Diplomarbeit, Universität Karlsruhe.
- Kerscher, T., Albiez, J., Zöllner, J., and Dillmann, R. (2004). Airinsect - a new innovative biological inspired six-legged walking machine driven by fluidic muscles. In *8th Conference on Intelligent Autonomous Systems*, The Netherlands.
- Kerscher, T., Albiez, J., Zöllner, J., and Dillmann, R. (2006). Biomechanical inspired control for elastic legs. In *9th Int. Conf. on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*.
- Kerscher, T., Albiez, J. C., and Berns, K. (2002). Joint control of the six-legged robot airbug driven by fluidic muscles. In *Third International Workshop on Robot Motion and Control*, Poland.
- Kerscher, T., Zoellner, J., Dillmann, R., Stella, A., and Caporaletti, G. (2005). Model and control of joints driven by fluidic muscles with the help of advanced automatic algorithm generation software. In *8th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, London, UK.
- Kuroki, Y. (2001). A small biped entertainment robot. In *Symposium on Micromechatronics and Human Science*.
- Löffler, K. (2006). *Dynamik und Regelung einer zweibeinigen Laufmaschine*. VDI Verlag Düsseldorf.
- Löffler, K., Gienger, M., and Pfeiffer, F. (2002). Model based control of a biped robot. In *7th International Workshop on Advanced Motion Control*, pages 443 – 448.
- Löffler, K., Gienger, M., and Pfeiffer, F. (2003). Sensors and control concept of walking. *The International Journal of Robotics Research*, 22:229 – 239.
- Li, Takanashi, and Kato (1992). Learning control of compensative trunk motion for biped walking robot based on zmp stability criterion. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Lim, H., Setiawan, S., and Takanishi, A. (2001a). Balance and impedance control for biped humanoid robot locomotion. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IROS.

- Lim, H., Setiawan, S. A., and Takanishi, A. (2001b). Balance and impedance control for biped humanoid robot locomotion. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Liu, Y., Zhao, M., Zhang, J., Li, L., Su, X., and Dong, H. (2008). Development and gait generation of the biped robot stepper-senior. In Marques, L., de Almeida, A., Tokhi, M., and Virk, G., editors, *Advances in Mobile Robotics*. World Scientific Publishing.
- Lohmeier, S., Buschmann, T., Ulbrich, H., and Pfeiffer, F. (2008). Design concept of humanoid robot lola. In *CISM-IFTToMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control*.
- Lohmeier, S., Loeffler, K., Gienger, M., Ulbrich, H., and Pfeiffer, F. (2004). Sensor system and trajectory control of a biped robot. In *8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, pages 393 – 398. AMC.
- Lorch, O., Denk, J., Seara, J., Buss, M., and Schmidt, D. (2001). Vigwam – an emulation environment for a vision guided virtual walking machine. In *International Conference on humanoid Robots*, Cambridge, Massachusetts, USA.
- Luksch, T. and Berns, K. (2008). Controlling dynamic motions of biped robots with reflexes and motor patterns. In *Fourth International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM)*, pages 115–116, Cleveland, USA.
- Luksch, T., Berns, K., Mombaur, K., and Schultz, G. (2007). Using optimization techniques for the design and control of fast bipeds. In *Proceedings of the 10th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, Singapore.
- Manoonpong, P., Geng, T., Porr, B., and Worgotter, F. (2007). The runbot architecture for adaptive, fast, dynamic walking. In *International Symposium on Circuits and Systems*.
- McGeer, T. (1990). Passive walking with knees. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 1640 – 1645.
- McGeer, T. (1998). Powered flight, child’s play, silly wheels and walking machines. In *IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Automation*.
- McMahon, T. (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*, volume 8. Univ. Press, Princeton, NJ.
- Miuara, H. and Shimoyama, I. (1984). Dynamic walk of a biped. *The international Journal of Robotics Research*, 17(4).
- Mombaur, K. (2002). *Stability Optimization of Open-Loop Controlled Walking Robots*. VDI Verlag GmbH Düsseldorf.

- Montes, H., Nabulsi, S., and Armada, M. (2005). Detecting zero-moment point in legged robot. In Armada, M. and de Santos, P., editors, *Climbing and Walking Robots*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Nagasaka, K., Kuroki, Y., Suzuki, S., Itoh, Y., and Yamaguchi, J. (2004). Integrated motion control for walking, jumping and running on a small bipedal entertainment robot. In *International Conference on Robotics and Automation*. ICRA.
- Nagasaki, T., Kajita, S., Yokoi, K., Kaneko, K., and Tanie, K. (2003). Running pattern generation and its evaluation using a realistic humanoid model. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 1336 – 1342.
- Napoleon (2002). Balance control analysis of humanoid robot based on zmp feedback control. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Nishiwaki, K., Sugihara, T., Kagami, S., Kanehiro, F., Inaba, M., and Inoue, H. (2000). Design and development of research platform for perception-action integration in humanoid robot: H6. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 3, pages 1559 – 1564.
- Ogura, Y., Aikawa, H., Hun-ok, L., and Takanishi, A. (2004). Development of a human-like walking robot having two 7-dof legs and a 2-dof waist. In *International Conference on Robotics and Automation*.
- Ogura, Y., Shimomura, K., Kondo, A., Morishima, A., Okubo, T., Momoki, S., ok Lim, H., and Takanishi, A. (2006). Human-like walking with knee stretched, heel-contact and toe-off motion by a humanoid robot. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Pfeiffer, F., Löffler, K., and Gienger, M. (2000). Design aspects of walking machines. In *3rd International Conference on Climbing and Walking Robots*, pages 17–38, Spain.
- Playter, R. and Raibert, M. (1992). Control of a biped somersault in 3d. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 1, pages 582 – 589.
- Pratt, G. (2000). Legged robots at mit: what’s new since raibert? *Robotics & Automation Magazine*, 7(3):15 – 19.
- Pratt, J. (1995). Virtual model control of a biped walking robot. Master’s thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA.
- Pratt, J. and Tedrake, R. (2006). *Fast Motions in Biomechanics and Robotics*, chapter Velocity-Based Stability Margins for Fast Bipedal Walking. Springer Verlag Berlin Heidelberg.



- Raibert, M. (1986). *Legged Robots that Balance*. MIT Press, Artificial Intelligence, Cambridge.
- Raibert, M., Chepponis, M., and Jr., H. B. (1986). Running on four legs as though they were one. *Journal of Robotics and Automation*, 2(2):70 – 82.
- Reilly, D. and Martens, M. (1972). Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavia*.
- Robinson, D., Pratt, J., Paluska, D., and Pratt, G. (1999). Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. In *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 561 – 568.
- Runia, A., Wisse, M., and Collins, S. (2001). A three-dimensional passive-dynamic walking robot with two legs and knees. *The International Journal of Robotics Research*.
- Sakagami, Y., Watanabe, R., Aoyama, C., Matsunaga, S., Higaki, N., and Fujimura, K. (2002). The intelligent asimo: system overview and integration. In *International Conference on Intelligent Robots and System*.
- Sardain, P. and Bessonnet, G. (2004a). Force acting on a biped robot. center of pressure – zero moment point. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 34.
- Sardain, P. and Bessonnet, G. (2004b). Zero moment point - measurements from a human walker wearing robot feet as shoes. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 34.
- Schiebler, T., Schmidt, W., and Zilles, K. (1999). *Anatomie*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Schroeder, J., Erol, D., Kawamura, K., and Dillmann, R. (2003). Dynamic pneumatic actuator model for a model-based torque controller. In *IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation (CIRA)*.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M., and Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35(5):649–655.
- Seyfarth, A., Geyer, H., and Herr, H. (2003). Swing-leg retraction: a simple control model for stable running. *The Journal of Experimental Biology*, 206:2547–2555.
- Seyfarth, A., Günther, M., and Blickhan, R. (2001). Stable operation of an elastic three-segment leg. *Biological Cybernetics*, 84:365–382.
- Seyfarth, A. and Lipfert, S. (2005). Walking and running on place. In *10th Congress of the ISB*, Cleveland Ohio USA.

- Seyfarth, A., Lipfert, S., and Michel, J. (2004). Leg function in walking and running on place. <http://www.lauflabor.de>, Poster-Muenster.pdf.
- Shadow (2009). Shadow Robot Company Ltd. – online: <http://www.shadowrobot.com/>.
- Simon, M. (2004). Zur stabilität dynamischer systeme mit stochastischer anregung. Master's thesis, Schriftenreihe des Instituts für Technische Mechanik, Universität Karlsruhe (TH).
- Speckmann, E.-J., Hescheler, J., and Köhling, R. (2008). *Physiologie*. URBAN & FISCHER, 5. auflage edition.
- Sugihara, T. (2002). Whole-body cooperative balancing of humanoid robot using cog jacobian. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Tanie, K. and Yokoi, K. (2003). Humanoid and its potential applications. In *International Conference on Industrial Technology*, pages 1 – 6.
- Tillmann, B. and Peterson, W. (2005). *Kohn, D. (Hrsg.), Thieme: Biomechanik*, chapter Funktionelle Anatomie.
- Tondu, B. and Zagal, S. (2006). Mckibben artificial muscle can be in accordance with the hill skeletal muscle model. In *IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob06)*.
- Tondu, B. and Lopez, P. (2000). Modeling and control of mckibben artificial muscle robot actuators. In *Control Systems Magazine*, volume 20, pages 15–38. IEEE.
- Verrelst, B., Ham, R. V., Vermeulen, J., Lefeber, D., and Daerden, F. (2003). Concept of combining adaptable passive behaviour with an active control structure using pleated pneumatic artificial muscles for the bipedal robot lucy. In *International Conference on Humanoid Robots*, pages abstract p. 12 + CDROM, Germany.
- Vogel, H. (1995). *Gerthsen Physik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Vukobratovic, M. and Borovac, B. (2004). Zero-moment point – thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*, 1(1):157–173.
- Vukobratovic, M. and Stepanenko, Y. (1972). On the stability of anthropomorphic systems. *Mathematical Biosciences*, 15:1–37.
- Watton, J. (1989). *Fluid Power Systems: Modeling, simulation, analog and microcomputer control*. Prentice Hall New York London Toronto Sydney Tokyo.
- Westervelt, E., Grizzle, J., Chevallereau, C., Choi, J., and Morris, B. (2007). *Feedback Control of Dynamic Bipedal Robot Locomotion*. CrC Press Taylor & Francis Group.

- Wisse, M. and van Frankenhuyzen, J. (2003). Design and construction of mike; a 2d autonomous biped based on passive dynamic walking. In *Conference on Adaptive Motion of Animals and Machines*. AMAM.
- Wollherr, D. (2005). *Design and Control Aspects of Humanoid Walking Robots*. PhD thesis, München.
- Wollherr, D., Buss, M., Hardt, M., and von Stryk, O. (2003). Research and development towards an autonomous biped walking robot. In *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, volume 2, pages 968 – 973.
- Xie, M., Zhong, Z., Zhang, L., Xian, L., Wang, L., Yang, H., Song, C., and Li, J. (2009). A deterministic way of planning and controlling biped walking of loch humanoid robot. *Industrial Robot: An International Journal*, 36(4):314 – 325.
- Yamaguchi, J., Inoue, S., Nishino, D., and Takanishi, A. (1998). Development of a bipedal humanoid robot having antagonistic driven joints and three dof trunk. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Yamaguchi, J., Kinoshita, N., Takanishi, A., and Kato, I. (1996). Development of a dynamic biped walking system for humanoid development of a biped walking robot adapting to the humans' living floor. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 232 – 239.
- Yamaguchi, J. and Takanishi, A. (1997). Design of biped walking robots having antagonistic driven joints using nonlinear spring mechanism. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 251 – 259.
- Yamane, K. and Nakamura, Y. (2000). Dynamic filters - concept and implementation of online motion generator for human figures. In *IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Automation*.



# Lebenslauf

Thilo Kerscher wurde 1976 in Speyer geboren. Er studierte von 1996 bis 2002 Elektrotechnik und Informationstechnik an der Universität Karlsruhe (TH). Die Schwerpunkte des Studiums lagen hierbei in den Bereichen Regelungstechnik, Automatisierungstechnik und Robotik. Seine Diplomarbeit führte er am Institut für Technik der Informationsverarbeitung an der Universität Karlsruhe (TH) durch. Thema der Arbeit war die Regelung der durch pneumatische Muskeln angetriebenen Laufmaschine AirBug. Von November 2002 bis Oktober 2006 arbeitete er als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Technische Informatik an der Universität Karlsruhe (TH). Hier arbeitete er im Rahmen des EU-Projektes ACODUASIS und bei der Entwicklung neuer Laufmaschinen mit. Seit November 2006 ist er als wissenschaftlicher Mitarbeiter am FZI tätig. Hier beschäftigt er sich mit der Entwicklung und der Konzeption neuer Roboter- und Sensorsysteme. Seit April 2008 leitet er die Abteilung Interaktive Diagnose- und Servicesysteme (IDS).