

Entwicklung der Morphologie und Steuerung eines zweibeinigen Laufmodells

Diplomarbeit
zur Erlangung des akademischen Grades eines Diplom-Biologen
der Naturwissenschaftlich-Technischen Fakultät III
Universität des Saarlandes

Ausbildungsschwerpunkt
Technische Biologie und Bionik

Steffen Wischmann
September 2003

Danksagung

Der experimentelle Teil der vorliegenden Arbeit wurde am Fraunhofer Institut für *Autonome Intelligente Systeme* (Fhg-AIS) in Sankt Augustin durchgeführt. Ich möchte mich bei allen Beteiligten bedanken, die mir dies ermöglicht haben.

An diesem Institut arbeitete ich in dem Team *Intelligent Dynamical Systems* (INDY). Mir ist innerhalb dieses Teams ein freies und kreatives Arbeiten ermöglicht worden. Dafür bin ich den Mitgliedern dieses Teams sehr dankbar, ebenso wie für die technische Ausstattung, das große Know-How, das mir zur Verfügung stand und das angenehme Arbeitsklima innerhalb des Teams. An dieser Stelle möchte ich mich bei einigen Mitarbeitern dieses Teams und anderen, die mich während der Anfertigung dieser Diplomarbeit unterstützt haben, besonders bedanken:

Prof. Dr. Frank Pasemann möchte ich danken für das Interesse, das er meiner Arbeit entgegengebracht hat und für die zahlreichen Inspirationen, insbesondere in Bezug auf die Kontrollerentwicklung für zweibeinige Laufmaschinen.

Für die tatkräftige Hilfe bei der Softwareimplementierung, bei Fragen bezüglich der Evolutionsalgorithmen und für das gewissenhafte Korrekturlesen bin ich Keyan Zahedi sehr verbunden.

Mein besonderes Dank gilt weiterhin Martin Hülse, der mir bis zum letzten Tag mit Rat und Tat zur Seite, mir immer für anregende Gespräche zur Verfügung stand und ebenfalls ein gewissenhafter Korrekturleser für mich war.

Björn Mahn möchte ich für die Diskussionen bezüglich der Implementierung und Softwareentwicklung danken.

Prof. Dr. Bernhard Möhl und Prof. Dr. Dietrich Bilo möchte ich für die interessante Zeit während meines Studiums danken und dafür, dass sie sich als Gutachter dieser Diplomarbeit bereit erklärt haben.

Für die moralische und finanzielle Unterstützung während meines gesamten Studiums und besonders während der Anfertigung dieser Diplomarbeit bin ich meinen Eltern Hartmut und Christine Wischmann mehr als dankbar.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit widmet sich der Frage, inwiefern es möglich ist, die Konzepte des passiv dynamischen Laufens auf ein senso-motorisch kontrolliertes zweibeiniges Laufmodell zu übertragen. Anstatt dieses Problem mathematisch zu klären, wurde versucht, eine Lösung mit Hilfe von Evolutionsalgorithmen zu finden. So wurden anfangs verschiedene Laufmodelle in einer physikalischen Simulationsumgebung entwickelt, mit der Aufgabe ohne jegliche Aktuatorik passiv ein schwaches Gefälle herunterzulaufen. Die dafür notwendigen Morphologieparameter sind per Evolution ermittelt worden. Im nächsten Schritt wurde ein erfolgreiches passives Modell herangezogen und mit einer entsprechenden Sensorik und Motorik versehen. Die Aufgabe an dieses Modell bestand darin, sich auf einer ebenen Oberfläche fortzubewegen und ihren Gang autonom zu initialisieren. Dabei sollte unter Ausnutzung der Eigendynamik des Systems, welche durch die Morphologie bestimmt wird, beim Laufen so wenig Energie wie möglich beim Laufen benötigt werden.

Die Kontrolle dieser aktiven Laufmaschine erfolgte über einen Neurokontroller, der durch Strukturevolution entwickelt wurde. An diesem System mit seiner minimalen Sensorik und Aktuatorik konnte gezeigt werden, worin die Vorteile einer kombinierten Optimierung von Morphologie und Kontrollmechanismen liegen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Statisches und Dynamisches Laufen	6
1.2	Morphologie- und Kontrollerentwicklung	7
1.3	Motivation und Organisation der eigenen Arbeit	8
2	Material und Methoden	9
2.1	Die Evolution und der verwendete Algorithmus	11
2.1.1	Inkrementelle Evolution	13
2.1.2	Funktionsweise der neuronalen Netze	14
2.2	Die Simulation und das Setup der Modelle	16
2.2.1	Der Simulator ODE	16
2.2.2	Die Simulationsumgebung	18
2.2.3	Die passive Laufmaschine	18
2.2.3.1	Evolution der Morphologie	21
2.2.3.2	Die Fitnessfunktion	24
2.2.4	Die aktive Laufmaschine	25
2.2.4.1	Evolution der Kontroller	28
2.2.4.2	Die Fitnessfunktion	30
3	Ergebnisse	31
3.1	Das Ausgangsmodell	33
3.2	Passiv dynamisches Laufen	34
3.2.1	Morphologie der Laufmaschine	34
3.3	Aktiv dynamisches Laufen	40
3.3.1	Die Laufmaschine	40
3.3.2	Die Evolution des Kontrollers	41
3.3.3	Ergebnisse mit der aktiven Laufmaschine	44
3.4	Bewegungsanalyse	45
3.4.1	Hüftbewegung	45

3.4.2	Vergleich	48
4	Diskussion	51
4.1	Passiv dynamisches Laufen	53
4.1.1	Das Pendelprinzip	54
4.1.2	Laufen mit Kniegelenk	59
4.2	Aktives Laufen	60
4.2.1	Analyse der Aktuatorik	61
4.2.2	Vergleich zum passiven Laufen	64
4.3	Kritische Zustände der Modelle	67
4.4	Mögliche Verbesserungen	69
5	Schlussfolgerungen	71

Kapitel 1

Einleitung

Seit mehr als dreißig Jahren werden humanoide Roboter erforscht und konstruiert. Zum einem könnten humanoide Roboter die gleichen Ökonischen wie der Mensch besetzen, und ihm damit lästige oder schwere Arbeiten abnehmen. Andere Einsatzgebiete humanoider Roboter liegen z.B. in der Prothetik. An der Fortbewegung des Menschen sehen wir, wie energieeffizient und vielseitig zweibeiniges Laufen eingesetzt werden kann.

Es wird versucht humanoiden Robotern immer menschenähnlichere Bewegungen beizubringen [15]. Dabei werden jedoch meistens die Bewegungsabläufe des Menschen lediglich kopiert. Der Energieverbrauch spielt dabei häufig nur eine untergeordnete Rolle.

Bei einem Vergleich mit dem Menschen muss sich jeder zweibeinige Roboter geschlagen geben. Es war bis heute nicht möglich, die Präzision der Bewegungen und das enorm entwickelte senso-motorische System des Menschen nachzubilden. Die Entwicklung in diese Richtung kommt nur in kleinen Schritten voran. Insbesondere bei der Frage der Energieeffizienz ist es noch nicht gelungen, sich bei annähernd ähnlichen Fähigkeiten dem Menschen zu nähern. Die Ursachen liegen nicht nur darin, dass der Mensch über ein extrem hoch entwickeltes senso-motorisches System verfügt, sondern vor allem daran, dass der Mensch eine an seine Fortbewegungsart ausgesprochen gut angepasste Morphologie besitzt.

Um sich auch in Bezug auf die Energieeffizienz dem menschlichen Laufen zu nähern, mussten vorerst die Mechanismen, die dahinter stecken, verstanden werden [9, 30, 31, 33]. Es gibt verschiedene Arten der Energieeinsparungen beim menschlichen Laufen. Zum einem wird dies durch ein optimales Zusammenspiel der beteiligten Muskeln [2] realisiert. Zum anderem steckt aber auch insbesondere eine an das zweibeinige Laufen angepasste Morpho-

logie [52] dahinter.

In Bezug auf das menschliche Laufen gibt es Untersuchungen, die belegen, dass der größte Teil der Schwungphase passiv verläuft. Die Beinmuskeln sind hauptsächlich während der Phase aktiv, in der beide Beine als Standbein fungieren, z.B. in der Phase in der das Schwung- bzw. Standbein gewechselt wird. Danach werden die Muskeln größtenteils deaktiviert und erlauben es dem Bein so, in der Art eines Pendels zu schwingen [31], wobei kaum Energie verbraucht wird.

Aus diesen Überlegungen heraus gibt es seit ungefähr zehn Jahren einen immer größer werdenden Bereich in der humanoiden Robotik, der sich mit dem *passiv dynamischen Laufen* beschäftigt. Passiv dynamisches Laufen ist dadurch charakterisiert, dass für diese Art der Fortbewegung keine Aktuatorik notwendig ist. Das Laufen entwickelt sich aus der Eigendynamik des Systems heraus, die durch die Morphologie der Laufmaschine bestimmt wird. Um eine Vorwärtsbewegung auf einem Untergrund aufrecht zu erhalten, ist nur eine minimale Energiezufuhr von außen notwendig. Das Laufverhalten (Bewegung der Beine) wird dann allein von der Morphologie eines solchen Systems bestimmt. Die minimale Energiezufuhr wurde bei schon erfolgreich durchgeführten Experimenten durch die Gravitationskraft realisiert, indem die Laufmaschinen eine leicht abfallende Rampe herunterlaufen [7, 27, 28, 29]. Dass nicht nur der Mensch als Vorbild für diese Art der Fortbewegung dienen kann, zeigen die Arbeiten von [20, 21].

In der humanoiden Robotik werden zur Zeit zwei Prinzipien der Fortbewegung unterschieden: statisches und dynamisches Laufen. Im nächsten Abschnitt sollen diese kurz vorgestellt werden.

1.1 Statisches und Dynamisches Laufen

Zu Beginn der Entwicklung von zweibeinigen Robotern konnten diese meist nur statisch laufen [19]. Beim *statischen Laufen* befindet sich der Roboter jederzeit in einem stabilen Zustand. D.h. er kann in jedem Bewegungsablauf gestoppt werden, ohne dabei seine stabile Lage zu verlieren. Wichtig dabei ist die Kontrolle der Lage des Schwerpunktes. Im Stand auf zwei Beinen muss sich die senkrechte Projektion des Schwerpunktes auf den Boden innerhalb eines gedachten Umkreises der Füße befinden. Beim Laufen muss sich der Schwerpunkt immer innerhalb der Fußfläche des Standbeines befinden. Dafür sind Füße mit einer großen Auflagefläche nötig. Außerdem ermöglicht diese Art des Laufens nur eine sehr langsame Bewegung mit sehr kleinen Schritten. Desweiteren ist das Laufen dabei nur auf flache bzw. ebene

Oberflächen beschränkt.

In der weiteren Entwicklung wurden zweibeinige Roboter über das Prinzip des dynamischen Laufens kontrolliert [15, 23, 48, 49]. Beim *dynamischen Laufen* kann sich der Schwerpunkt auch außerhalb der Fußaufsatzflächen befinden. Jedoch muss der ZMP (Zero Momentum Point) innerhalb dieser Flächen liegen. Der ZMP ist definiert als der Punkt, an dem sich alle angreifenden Drehmomente zu Null summieren. Das dynamische Laufen gewährleistet höhere Laufgeschwindigkeiten und eine größere Energieeffizienz.

Das *passiv dynamische Laufen* ist nur im Sinne der ZMP-Theorie möglich, da der Schwerpunkt im Zusammenspiel mit der Gravitation die treibende Kraft darstellt, die eine Vorwärtsbewegung überhaupt erst ermöglicht.

Bleibt noch die Frage offen, auf welche Art und Weise der Kontroller für eine aktiv kontrollierte Laufmaschine entwickelt werden kann. Dazu erfolgt im nächsten Abschnitt eine kurze Zusammenfassung bekannter Methoden.

1.2 Morphologie- und Kontrollerentwicklung

Die heutzutage am häufigsten verwendete Methode der Kontrolle zweibeinigen Laufens ist die Kontrolle über neuronale Netze, die durch unterschiedliche Evolutionsalgorithmen optimiert werden. Für eine kleine Übersicht über die verschiedenen Techniken zur Kontrollerentwicklung für humanoide Roboter sei auf [18] verwiesen.

Doch es gibt auch noch andere Ansätze, die über klassische Steuer- und Regelungstechniken eine Kontrolle anwenden. Oft sind diese Verfahren im Vergleich zur Kontrolle durch neuronale Netze sehr rechenintensiv. Aufgrund der komplexen Dynamik zweibeiniger Roboter erfordert es einen hohen Rechenaufwand, um die Bewegungsgleichungen für eine solche Aufgabe zu lösen. Um mit diesem Problem zu recht zu kommen, werden die Roboterbahnen (Trajektorien) und die dafür notwendigen Winkelstellungen über die Bewegungsgleichungen oft "offline" vorberechnet und nur noch mit kleinen Modifikation während des Laufens auf den Roboter angewandt [15, 53]. Eine mehr reaktive Form der Kontrolle ist die Echtzeit-Generierung der Gelenkbewegungen mit Feedback-Information über den Zustand des Systems [10, 49]. Hierbei entsteht allerdings der Nachteil, dass ein hoher Rechenaufwand bewältigt werden muss, da die komplexen Bewegungsgleichung in Echtzeit gelöst werden müssen. Eine besonders guter Algorithmus zur Echtzeit-Generierung für einen humanoiden Roboter mit vielen Freiheitsgraden ist in [47] zu finden.

Werden neuronale Netze zur Kontrolle verwendet, finden wir verschiede-

ne Ansätze zur Optimierung der Kontrollstrukturen. So wurden z.B. CMAC's (Cerebellar Model Articulation Controller) [22] angewandt und durch *Reinforcement Learning* trainiert [4] oder *Central Pattern Generators* (CPG) über Parameterevolution optimiert [41]. Viele der bisher angewandten Kontrolloptimierungsverfahren werden aber meist an bereits fixierten Morphologien angewandt.

Erst seit kurzem finden Ansätze den Weg in die Robotik, die auf eine gleichzeitige Optimierung von Morphologie und Kontrolle bauen [6, 8, 24, 25, 40]. Dabei wird unter Morphologie nicht nur der Körper des Roboters verstanden, sondern auch die Beschaffenheit seiner Sensorik.

1.3 Motivation und Organisation der eigenen Arbeit

Es ist also festzustellen, dass im Bereich der humanoiden Robotik vor allem die Frage der Energieeffizienz beim zweibeinigen Laufen noch nicht befriedigend geklärt werden konnte. Nach der Betrachtung der verschiedenen Fortbewegungsarten, stellten wir fest, dass das *passiv dynamische Laufen* den energieeffizientesten Mechanismus darstellt. Jedoch besteht der Nachteil darin, dass damit das Laufen in einer physikalisch realen Umwelt nur auf einem Gefälle möglich ist.

Ziel dieser Arbeit ist es, eine *aktiv betriebene Laufmaschine* zu entwickeln, die sich möglichst lang auf einer ebenen Fläche fortbewegen kann. Die Hypothese dieser Arbeit ist, dass eine solche Maschine auf den eingeführten Elementen des *passiv dynamischen Laufens* und einer *senso-motorisch Verhaltenskontrolle* basiert.

Dazu teilt sich diese Arbeit die folgenden Schwerpunkte auf:

- Konstruktion einer passiv dynamischen Laufmaschine in einer physikalischen Simulationsumgebung
- Optimierung der Morphologie der passiv dynamischen Laufmaschine mit Hilfe von Evolutionsalgorithmen
- Integration eines geeigneten senso-motorischen Systems in diese optimierte Morphologie
- Evolvierung eines Neurokontrollers für diese aktive Laufmaschine

An den Ergebnissen dieser Arbeit wird gezeigt, dass für die Gestaltung von energieeffizientem Laufen eine kombinierte Optimierung von Morphologie und Kontrolle von Vorteil ist.

Kapitel 2

Material und Methoden

Im folgenden Kapitel wird näher auf die Details der Entwicklung der unterschiedlichen Konzepte für die hier untersuchten Laufmaschinen und das Arbeiten mit den Evolutionswerkzeugen eingegangen.

Es erfolgt eine Beschreibung des angewandten Evolutionsalgorithmus, der Konfiguration der Modelle, der zu optimierenden Parameter und der Vor- und Nachverarbeitung der In- und Outputs des neuronalen Controllers. Desweiteren werden die wichtigsten Einzelheiten und Zwischenschritte während der Entwicklung der motorgetriebenen Laufmaschine aufgeführt.

2.1 Die Evolution und der verwendete Algorithmus

Die Kontrolle der aktiv betriebenen zweibeinigen Laufmaschinen wurde über ein rekurrentes neuronales Netz (RNN) realisiert. Beim zweibeinigen Laufen handelt es sich um ein sehr komplexes dynamisches System. Die äußere Struktur des RNN besteht hier zwar "lediglich" aus 4 In- und 3 Outputneuronen. Bis heute sind jedoch erst 1- und 2-Neuronen-Netzwerke in ihrer Dynamik vollständig mathematisch beschrieben worden [36, 37, 38].

Das hier für die Kontrolle zur Anwendung kommende RNN kann demzufolge nicht mathematisch beschrieben und damit nicht "von Hand" implementiert werden. Daher stellt die hier angewandte Strukturevolution eines solchen Netzes eine mögliche Methode zur Entwicklung von Kontrollern dar.

Sehr verbreitet bei der Lösung solcher Kontrollprobleme mit neuronalen Netzen sind Algorithmen, die auf einer reinen Parameteroptimierung beruhen [6, 41]. Dabei wird die Struktur des neuronalen Netzes von Beginn an fixiert. D.h. es gibt eine bestimmte Anzahl an In-, Out- und Hidden-Neuronen mit einer festen Konnektivität. Anschließend findet eine Evolution der Parameter dieser fixierten Struktur statt.

Die hier angewandte Strukturevolution, als Bestandteil der für diese Arbeit verwendeten *Integrated Structure Evolution Environment* (ISEE) [17], funktioniert nach einem etwas abgewandelten Prinzip. So sind lediglich die Eingangs- (Sensoren) und Ausgangsneuronen (Aktuatoren) festgelegt. Sämtliche Synapsen und innere Neuronen können während des Evolutionsprozesses nicht nur verändert (Synapsengewichte und Biaswerte der Neuronen), sondern auch hinzugefügt bzw. entfernt werden. Auch wenn die Input- und Outputneuronen festgelegt sind, kann ihre Funktion dennoch verloren gehen, indem keine Verknüpfungen zu diesen Neuronen hergestellt werden. Im Falle der Outputneuronen ist dazu noch zu beachten, dass der Output dieser Neuronen immer Null bleiben muss, wenn sie keine Funktionalität mehr besitzen sollen. Dieser Zustand kann dadurch erlangt werden, dass der Bias einen Wert annimmt, wodurch bei der entsprechenden Transferfunktion der Output dieser Neuronen Null ist (z.B.: Keine synaptischen Verknüpfungen und ein Biaswert von Null). Es handelt sich hierbei also um eine ganzheitliche Strukturevolution, die auf einer Implementierung des *ENS*³ Algorithmus [39] (inspiriert vom GNARL Algorithmus [3]) basiert.

Der Ablauf des Algorithmus besteht nach [39] aus folgenden Komponenten:

$$p(t+1) = SEV p(t), \quad (2.1)$$

wobei $p(t)$ eine Population aus n Individuen zum Zeitpunkt t beschreibt. Der Evaluationsoperator E ist über eine Fitnessfunktion definiert, welche die Qualität der Individuen aus $p(t)$ bestimmt. Nach dieser Evaluation findet anhand dieser Qualität eine Selektion statt. Diese wird durch den Selektionsoperator S bestimmt. S entscheidet, welche Individuen aus $p(t)$ als Eltern in die Population $p(t+1)$ der nächsten Generation eingehen. Von allen Eltern wird eine bestimmte Anzahl von Kopien erzeugt, die gemäß dem Variationsoperator V einer Mutation unterzogen werden. V setzt sich nach $V = V_s \cdot V_p$ zusammen. V_s bestimmt die Strukturmutation, d.h. das Hinzufügen bzw. von Entfernen von Synapsen und inneren Neuronen. V_p bestimmt die Parametermutation, d.h. die Variation der Eigenschaften der Elemente der Individuen, wie die Synapsengewichte und Biaswerte der Neuronen. Es findet immer erst die Strukturmutation statt. An der entstandenen Struktur wird dann eine Parametermutation durchgeführt.

Die so entstandenen mutierten Kopien der Eltern sind dann als Kinder bzw. Nachkommen Bestandteil der Population $p(t+1)$. Sowohl Kinder als auch Eltern werden dann erneut einer Evaluation, Selektion und Variation unterzogen.

Alle vorgestellten Operatoren, die am Evolutionsprozess beteiligt sind, sind stochastische Operatoren.

Zu Beginn einer Evolution wird eine "leere" Population von neuronalen Netzen ohne Hidden-Neuronen und synaptische Verbindungen initialisiert. Diese Population wird dann zufällig in seiner Struktur und seinen Parametern mutiert, und stellt damit die erste Population an Individuen dar, die den oben beschriebenen Prozess durchläuft.

Innerhalb des hier verwendeten Evolutionsprogramms können während des Evolutionsprozesses relevante Parameter manuell verändert werden. Die Parameter setzen sich aus den Wahrscheinlichkeitsverteilungen der stochastischen Operatoren (Mutationsrate, Variationsbreiten der Synapsengewichte und Biaswerten, Elitenbildung, Wahrscheinlichkeit des Hinzufügens und Entfernens von Synapsen und Neuronen, Konnektivität neuer Neuronen, Durchschnittsgröße einer Population) und aus festgelegten Werten und Grenzen (Kosten von Neuronen und Synapsen, maximale Anzahl an Hidden-Neuronen, maximale absolute Gewichts- und Biaswerte, minimale Anzahl an überlebenden Individuen) zusammen.

Die Änderung der genannten Parameter erfolgt anhand der Beobachtung der Populations- und Evolutionsdynamik und dem Ziel, das erreicht

werden soll. Soll z.B. ein Netz aus einer geringen Anzahl an Neuronen und Synapsen bestehen, so werden im Laufe des Evolutionsprozesses die Kosten für diese heraufgesetzt. D.h. große Netze erhalten bei gleicher Fitness einen geringeren Evaluationswert als kleinere Netze. Zusätzlich kann die Wahrscheinlichkeiten für das Hinzufügen von Synapsen und Neuronen sehr gering halten und dafür die Wahrscheinlichkeit für das Entfernen erhöht werden, womit ein Anwachsen der Netze so gut wie verhindert wird, ein Schrumpfen jedoch begünstigt. Ist ein breites Variationspektrum an Individuen erwünscht, so wird die Überlebenswahrscheinlichkeit heraufgesetzt, indem der Selektionsdruck vermindert wird. Gleiches kann durch Erhöhung der durchschnittlichen Populationsgröße erreicht werden, wobei die Eltern damit mehr Nachkommen erzeugen.

Insbesondere werden Änderungen der Parameter durch Beobachten der Fitnesswertentwicklung vorgenommen. Ist eine steigende Tendenz des Fitnesswertes in Korrelation zu einem gewünschtem Verhalten zu beobachten, werden keine oder nur minimale Änderungen vorgenommen. Stellt sich eine solche Entwicklung nicht ein, kann z.B. die Gewichtung der einzelnen Teile der Fitnessfunktion variiert werden. Eine andere Möglichkeit besteht darin, die Variationsbreite für die Mutation der Netzparameter so einzustellen, dass eine breite Fitnesslandschaft entsteht, d.h. es existieren viele Individuen mit unterschiedlichen Eigenschaften. Stellt sich im Laufe der Evolution ein gutes Verhalten mit einem gutem Fitnesswert nahe einem möglichen globalen Maximum ein, werden diese Variationsbreiten so eingestellt, dass die Wahrscheinlichkeit für sehr geringe Variationen maximal wird, um den Fitnessraum um ein solches Maximum nicht zu verlassen. Dabei muss jedoch immer bedacht werden, dass sich das beobachtete Verhalten womöglich innerhalb eines lokalen Maximums in der Fitnesslandschaft befindet.

2.1.1 Inkrementelle Evolution

Oft sind die an die Evolution gestellten Aufgaben sehr komplex, was zur Folge haben kann, dass nur sehr wenige oder im schlechtesten Fall gar keine Individuen während des gesamten Evolutionsprozesses zufriedenstellende Ergebnisse liefern. Dieses als *Bootstrap* bekannte Problem [32] tritt meist dann auf, wenn die Anforderungen zu Beginn einer Evolution so hoch angesetzt werden, dass aus dem Grundzustand der Individuen das gewünschte Verhalten möglicherweise gar nicht erzeugt werden kann. Durch eine inkrementelle Evolution kann dieses Problem umgangen werden. Inkrementell meint hierbei, dass zu Beginn der Evolution die Aufgabe an die Individuen auf einem niedrigen Niveau gehalten und nach und nach in ihrem Anspruch

gesteigert wird. Im hier vorliegenden Fall, der Entwicklung der Morphologie und der Kontrolle einer zweibeinigen Laufmaschine, wurde zum Beispiel zu Beginn nur der zurückgelegte Weg der einzelnen Individuen mit einem entsprechenden Fitnesswert belohnt. Nachdem nach einigen Generationen ersichtlich war, dass die besten Individuen sich in einem erwünschten Laufmuster vorwärts bewegten, wurde kontinuierlich ein Energieterm erhöht, welcher bei einem geringeren Energieverbrauch bei gleichem Weg einen höheren Fitnesswert und damit einen Selektionsvorteil ermöglichte.

Besonders bei der Kontrolle des zweibeinigen Laufens kam das Bootstrap-Problem immer wieder zum Tragen. So entstanden bei einigen Evolutionsläufen Individuen, die zwar die Anforderungen der Fitnessfunktion erfüllten, zum Beispiel sich soweit wie möglich vorwärts zu bewegen und dabei so wenig Energie wie möglich zu verbrauchen, jedoch entsprach das beobachtete Verhalten nicht den Erwartungen. So kam es vor, dass Individuen, die zum Beispiel als Vereinfachung eine Rampe herunterlaufen sollten, nicht liefen sondern sich nur durch ein Zittern der Motoren in den Fußgelenken vorwärts bewegten und mit dem Motor in der Hüfte lediglich die Balance hielten. An Beispielen, wie diesem wird deutlich, welche wichtige Rolle eine dem gestellten Problem passende Fitnessfunktion spielt. So wurde z.B. dieses Problem dadurch gelöst, dass die Anzahl der Schritte, als gewichteter Faktor, der Fitnessfunktion hinzugefügt wurde. Durch eine solche variable Fitnessfunktion kann während der Evolution über das Ändern der Gewichtsstärke der einzelnen Faktoren eine Population an das gewünschte Verhalten "herangeführt" werden.

2.1.2 Funktionsweise der neuronalen Netze

Anhand des Beispiels aus Abbildung 2.1 soll hier nun die Funktionsweise der Netze erläutert werden, über welche die Steuerung der aktiven Laufmaschine erfolgt. Wir werden diese Netzstruktur später bei den Ergebnissen wiederfinden. Für grundlegende Beschreibungen neuronaler Netze und deren Anwendung sei auf [26, 42, 54] verwiesen.

Zu sehen sind die 4 Inputneuronen $N_1 - N_4$ (Hüftgelenkwinkel, Fußgelenkwinkel links, Fußgelenkwinkel rechts, Kontaktsensor) und die 3 Outputneuronen $N_5 - N_7$ (Drehmoment des Hüftmotors, Sollwinkel Fußmotor links, Sollwinkel Fußmotor rechts). Die Verbindungen zwischen den Neuronen stellen die gewichteten Synapsen dar, die Pfeile zeigen die Projektionsrichtung.

Hierbei handelt es sich um diskrete additive Neuronen mit einer sigmoiden Transferfunktion. Sowohl die Input- als auch die Outputwerte werden auf einem Bereich von -1.0 bis 1.0 projiziert. Die Outputs der Neuronen

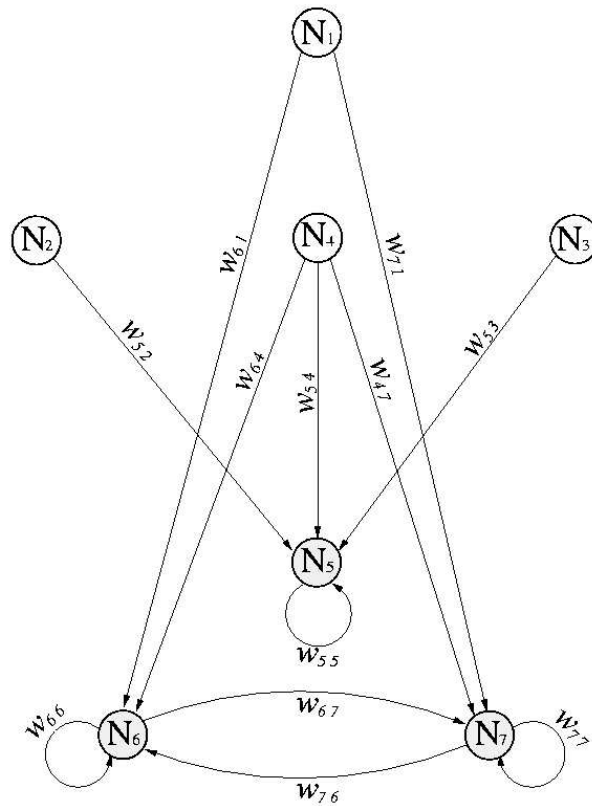


Abbildung 2.1: Beispielnetz für die Kontrolle der aktiven Laufmaschine. N₁ - N₄ : Inputneuronen; N₅ - N₇ : Outputneuronen

berechnet sich wie folgt:

$$\begin{aligned}
 a_j(t+1) &= \theta_j + \sum_{i=1}^n w_{ji} f(a_i(t)) \\
 o_j(t) &= f(a_j(t))
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

wobei a_j die Aktivität, θ_j der Bias und o_j der Output eines Neurons N_j ist. Das Gewicht der einzelnen Synapsen stellt w_{ji} dar, wobei j das Ziel- und i das Ausgangsneuron ist. Als Transferfunktion $f(x)$ wurde in dieser Diplomarbeit der Tangens Hyperbolicus ($\tanh(x)$) verwendet. Der Wertebereich dieser Funktion liegt auf dem Intervall $[-1.0, 1.0]$. Aus diesem

Grund wurden sämtliche In- und Outputwerte des Netzes auf diesen Bereich projiziert.

Betrachten wir nun beispielsweise das Outputneuron N_6 (Servomotor linker Fuß) aus Abbildung 2.1. Die Inputwerte dieses Neurons setzen sich aus den Outputs der Eingangsneuronen N_1 und N_4 (feed-forward), durch eine Ringstruktur aus dem Output von Neuron N_7 und durch eine Selbstkopplung aus dem Output von sich selbst aus dem vorgegangenen Zeitschritt (rekurrent) zusammen.

Rekurrente Verbindungen treten dadurch auf, dass dieses Neuron auch Outputs anderer Neuronen (oder von sich selbst) vom vorangegangenen Zeitschritt erhalten. Würden in diesem Beispiel die Synapsen mit den Gewichten w_{76} , w_{67} , w_{55} , w_{66} und w_{77} entfallen, würde es sich um ein klassisches Feedforward-Netz handeln. Als Beispiel für ein Feedward-Netz sei das Perzeptron erwähnt [54].

2.2 Die Simulation und das Setup der Modelle

In diesem Abschnitt soll beschrieben werden, wie die verschiedenen Laufmodelle und die Umgebung aufgebaut sind, welche Parameter für die Evolution relevant waren und in welchem Bereich die Parameter optimiert werden konnten. Es soll also deutlich gemacht werden, wie die Versuche vor Beginn einer Evolution aussahen, d.h. in welchem Bereich der Morphologieparameter, der Massenverteilungen, der Startbedingungen und der Kontrollaspekte eine evolutionäre Variation möglich war.

2.2.1 Der Simulator ODE

Am Anfang stellte sich die Frage, welcher Simulator verwendet werden sollte. Getestet wurden unter anderem ADAMS von MSC-Software [1] und SimMechanics in Verbindung mit SimuLink und Matlab der Firma MathWorks [50]. Für diese Arbeit als am besten geeignet zeigte sich jedoch die Linux-Distribution des OpenSource Simulators ODE (Open Dynamics Engine v. 0.035) [34], entwickelt von Russell Smith [43]. Zwar gibt es in dieser Umgebung nur einen First-Order-Integrator [5, 14, 46], wodurch das physikalische Verhalten zwar nicht exakt aber für diese Anwendung vollkommen ausreichend, abgebildet wird.

Ein großer Vorteil von ODE ist, im Vergleich zu den zuvor genannten Simulatoren, seine hohe Geschwindigkeit und Stabilität, was gerade bei der Evolution des Verhaltens und der Morphologie einen äußerst wichtigen Faktor darstellt, da jedes einzelne Individuum im Simulator evaluiert werden

muss. Welche wichtige Rolle die Geschwindigkeit spielt, sei an einem Beispiel erläutert: Nehmen wir einen Evolutionsprozess über 1000 Generationen mit jeweils einer durchschnittlichen Populationsgröße von 100 Individuen an, so müssen 10^5 Individuen nacheinander im Simulator evaluiert werden. Im Laufe dieser Arbeit werden wir noch sehen, dass Evolutionsläufe über 3000 Generationen liefen. Selbst bei einem Simulator, der in Echtzeit arbeiten würde, und bei dem wir für jedes Individuum eine durchschnittliche Lebenszeit von 10 Sekunden annehmen würden, würde die Berechnung von 3000 Generation mit einer durchschnittlichen Populationsgröße von 100 Individuen ungefähr 35 Tage dauern, in denen die Simulation konstant stabil bleiben müsste. Mit ODE konnte diese Zeit unter besten Bedingungen auf 3-4 Tage für einen solchen Evolutionslauf verkürzt werden. Die hohe Geschwindigkeit und Robustheit kommt zum einen durch die Verwendung des schon erwähnten First-Order-Integrators zustande, zum anderen sind alle Objekte in ODE einfache Geometrien (Quader, Kugeln, Zylinder), was die Kollisions- und Dynamikberechnung enorm beschleunigt, im Vergleich zu komplexeren Geometrien. Nicht zuletzt sprach auch das hier am Institut vorhandene Know-How in Bezug auf diesen Simulator für das Arbeiten mit ODE.

Im Zusammenhang mit ODE sei an dieser Stelle auf die in dieser Arbeit verwendeten Einheiten hingewiesen. Diese wurden in ihren Dimensionen so gewählt, dass sie den Empfehlungen der Entwickler dieser Simulationsumgebung entsprachen. Es wurde sowohl in den Mailing-Listen [35], als auch in der Dokumentation [43] mehrfach darauf hingewiesen, dass auf allzu große Differenzen in den Dimensionen der Massen- und Längeneinheiten verzichtet und diese in einem bestimmten Bereich gehalten werden sollten. Es wurde darauf hingewiesen, dass mit Unterschieden von weniger als vier Zehnerpotenzen eine stabile Simulation in den allermeisten Fällen gewährleistet werden kann. Quantifiziert wurde dies in dieser Arbeit jedoch nicht. Aufgrund der Skalierbarkeit stellt dies jedoch keine allzu große Einschränkung bei der Arbeit mit ODE dar. Deshalb erfolgen in dieser Arbeit sämtliche Größenangaben in Einheitsgrößen (z.B. *ul* statt *m* und *um* statt *kg* für Längen bzw. Massen). Es ist zu beachten, dass die Skalierbarkeit dadurch gewährleistet wird, dass in der Simulationsumgebung größenrelevante Faktoren wie etwa Luftreibung u.ä. nicht vorhanden sind, bzw. durch manuelles Hinzufügen von Kräften an die einzelnen Körperteile realisiert werden müssten. Somit kommen vor allem flächenabhängige Komponenten wie etwa Zähigkeits- oder Trägheitskräfte in Folge von Druckdifferenzen oder Strömungsablösungen nicht zum Zuge, welche in Anbetracht der Geschwindigkeit und Dimension einer zweibeinigen Laufmaschine vernachlässigt werden können.

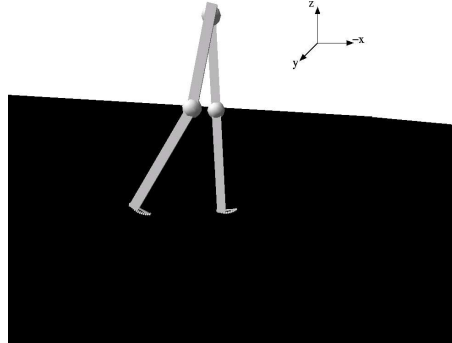


Abbildung 2.2: Passive Laufmaschine in der Simulationsumgebung; Globales Bezugssystem (oben rechts).

2.2.2 Die Simulationsumgebung

Die Umwelt, in der sich die Modelle fortbewegen sollten, wurde auf folgende Art und Weise realisiert. Im Falle der passiven Laufmaschinen bestand sie aus einer Rampe, deren Neigungsgrad variabel eingestellt werden konnte, im Fall der aktiven später lediglich aus einer geraden Ebene. Relevante Parameter sind die Gravitation (9.81 ul/ut^2), die Gleitreibung (maximale Gleitreibungskraft $F_{Rmax} = 100.0 \text{ uF}$) (Haftreibung konnte in ODE nicht realisiert werden), und die Schrittweite Δt der Simulation (0.01 ut). Die Fortbewegungsrichtung war bei allen Modellen negative X-Richtung.

In Abbildung 2.2 ist eine passive Laufmaschine (hier mit Kniegelenk), eine Rampe und das globale Koordinatensystem in der Simulationsumgebung dargestellt.

2.2.3 Die passive Laufmaschine

Das Modell ist, abgesehen von den Füßen, aus Quadern zusammengesetzt. Zu Beginn der Experimente bestand der Aufbau aus einem Quader als Hüfte, welche über jeweils ein Drehgelenk in der sagittalen Ebene mit den Oberschenkeln verbunden war. Diese wurden wiederum über Gelenke gleicher Art mit den Unterschenkeln verbunden, welche mit einem starren Gelenk an die Füße gekoppelt waren (Abbildung 2.3 A und B).

Die Füße des ersten Modells bestanden noch aus vier Quadern (Abbildung 2.4 A), die alle über ein Drehgelenk verbunden wurden. Diese dienten

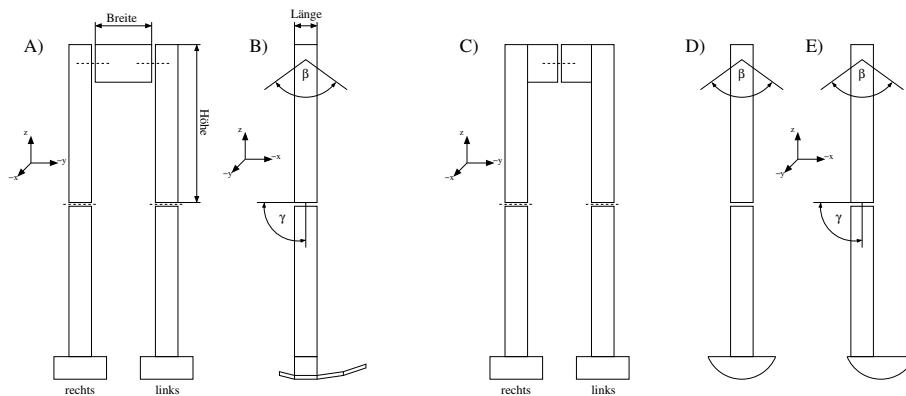


Abbildung 2.3: Zwei Versionen der passiven Laufmaschine; A) und B) Frühe Version mit zwei Gelenken in der Hüfte; C) - E) Verbesserte Version mit einem Gelenk in der Hüfte und anderer Fußform; D) Laufmaschine mit Kniegelenk; E) ohne Kniegelenk. (gestrichelte Linie = Rotationsachsen der Gelenke).

mit den entsprechenden Parametern als Torsionsfeder. Später wurde diese Konstruktion durch ein zusammengesetztes Objekt aus mehreren Zylindern und einem Quader als Brücke (Abbildung 2.4 B) ersetzt. Dies war die einzig mögliche Variante, eine teilkreisförmige Geometrie mit ODE zu erzeugen. Eine solche Form eignete sich weitaus besser als ein einfacher Zylinder, eine Kugel oder die erwähnte Kombination aus Quadern. Gegen diese Quader sprachen im Verlauf der Experimente vor allem die harten Kantenverläufe zwischen den Quadern, über welche der Fuß nicht optimal abrollen konnte. Zylinder oder Kugeln hatten den Nachteil, dass größere Radien nicht so zu implementieren waren, ohne dass sie das Modell in seiner Dynamik zu sehr beeinträchtigten. Bei einer Kugel kam noch hinzu, dass der Fuß immer nur maximal einen Auflagepunkt besaß. Demzufolge stellte sich ein zusammengesetztes Objekt aus 13 kleinen Zylindern, die einen Teilkreis bildeten, dessen Radius als Parameter mit in die Evolution einging, als beste Lösung heraus. Auf der Oberseite wurde noch ein Quader implementiert, der die jeweils äußeren Zylinder verband und als Körper diente, mit dem der Fuß dann mit dem Unterschenkel verbunden wurde.

Das erste Modell einer passiven Laufmaschine besaß demzufolge vier Freiheitsgrade (Abbildung 2.3 A und B). Später wurden diese dann auf drei reduziert, in dem die beiden Hüftgelenke zu einem mittigen zusammengefasst wurden (Abbildung 2.3 C-E). Als Vorbild diente hier der *Passive Walker* aus

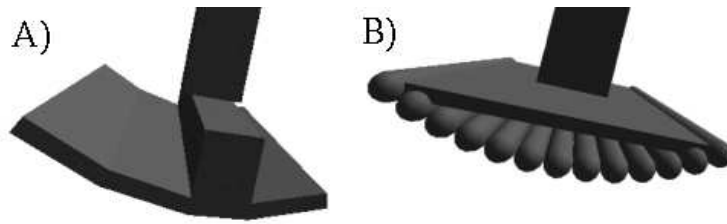


Abbildung 2.4: Fuß der passiven Laufmaschine. - A) eine frühe Version B) letzte Version.

[7, 28]. Die maximalen Auslenkwinkel der einzelnen Gelenke sind Tabelle 2.1 zu entnehmen.

Tabelle 2.1: Maximale Auslenkwinkel der passiven Laufmaschine.

Gelenk	positiver Stop	negativer Stop
Hüfte (β)	120°	-120°
Knie (γ)	0°	-90°

Zur Reduktion der Komplexität des Modells und der Reduzierung der Parameter für die Morphologie-Evolution wurden sämtliche Gelenke reibungsfrei gehalten.

Es wurde sich dadurch etwas von einem realitätsnahen Modell entfernt. Da jedoch schon zu Beginn dieser Diplomarbeit feststand, dass es sich hierbei um eine rein simulationsbezogene Untersuchung handeln würde und das Ziel ein minimales Sensorsystem mit minimaler Aktuatorik war, wurde versucht, das Modell so einfach wie möglich zu halten. Lediglich bei den Füßen stellte sich, wie schon erwähnt, eine zu einfache Konstruktion als nachteilig heraus, deswegen auch der Wechsel zu der komplexeren Form.

Die Laufmaschine mit Knien unterscheidet sich im Aufbau zu der Konstruktion ohne Knie lediglich in der Positionierung des Fußes in Relation zum Unterschenkel (Abbildung 2.5). Die Verschiebung des Fußes nach vorn in Relation zum Unterschenkel war notwendig, damit der Kontakt-Kraft-Vektor vor dem Knie des Standbeins lag, um das Knie während der Standphase blockiert zu halten und ein Einknicken zu verhindern. Für die geradbeinige Maschine wurden die Gelenke zwischen Ober- und Unterschenkel blockiert.

Sowohl die passive als auch die aktiv betriebene Laufmaschine ist spie-

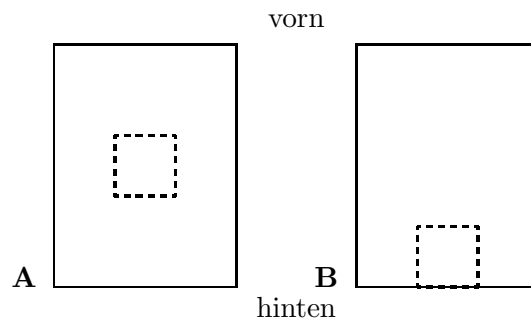


Abbildung 2.5: Fußbrücke (Draufsicht, durchgezogene Linie) und Position der Unterschenkel (gestrichelt) der passiven Laufmaschine, Draufsicht - A) ohne Kniegelenk, B) mit Kniegelenk

gelsymmetrisch zur sagittalen Ebene konstruiert worden.

Da die optimale Morphologie mit Hilfe von Evolutionsalgorithmen ermittelt werden sollte, erfolgt in Tabelle 2.2 nur ein kurzer Überblick über die anfänglichen Dimensionen und Massen (Der Radius der dünnen Zylinder, die den Halbkreis bildeten, wurde auf 0.01 ul festgelegt.). Mit diesen Parametern wurde jeder Evolutionslauf gestartet.

Tabelle 2.2: Die Ausgangsparameter der passiven Laufmaschine

	Länge [ul]	Breite [ul]	Höhe [ul]	Masse [um]
Hüfte	0.1	0.8	0.1	5.0
Oberschenkel	0.1	0.1	0.6	5.0
Unterschenkel	0.1	0.1	0.7	5.0
Fuß	—	0.2	0.2^1	5.0

2.2.3.1 Evolution der Morphologie

Zur Evolution der Morphologieparameter kam der gleiche Evolutionsalgorithmus (Abschnitt 2.1) zur Anwendung, wie für die spätere Evolution der

¹Gemeint ist hier der Radius des Teilkreises, der die Form des Fußes beschreibt.

neuronalen Netze, die die aktiv betriebene zweibeinige Laufmaschine kontrollieren sollten. Um eine reine Parameterevolution durchzuführen, wurde eine feste Netzstruktur definiert, die während der Evolution nicht veränderbar war, im Gegensatz zur später angewandten Strukturevolution.

Als Parameter, die es zu optimieren galt, wurden in diesen festen Netzstrukturen die Gewichte der Synapsen verwendet. Es gab demzufolge immer so viele Synapsen, wie es evolvierbare variable Größen gab. Im Fall der Morphologieevolution demzufolge 15 Parameter, die der folgenden Übersicht zu entnehmen sind. Die Gewichte der Synapsen konnten in einem Bereich von -1 bis 1 variieren. Umgesetzt auf die realen Bereiche, in denen eine Variation stattfinden konnte, bedeutet dies für die einzelnen Parameter folgendes:

- **Hüfte:**

Breite: 0.3 - 1.3 *ul*
 Länge: 0.02 - 0.18 *ul*
 Höhe : 0.02 - 0.18 *ul*
 Masse: 0.1 - 10.0 *um*

- **Oberschenkel:**

Höhe : 0.1 - 1.1 *ul*
 Masse: 0.1 - 10.0 *um*
 (Länge und Breite entsprechen der Höhe der Hüfte)

- **Unterschenkel:**

Masse: 0.1 - 10.0 *um*
 (Länge und Breite entsprechen der Höhe der Hüfte)
 (Höhe entspricht der Höhe des Oberschenkels multipliziert mit dem Faktor aus $0.54/0.46^2$)

- **Fuß:**

Aussenradius: 0.05 - 0.35 *ul*
 Breite³ : 0.01 - 0.65 *ul*
 Masse : 0.1 - 2.9 *um*

²Nach [29] generiert ein kürzerer Oberschenkel eine wesentlich tiefere Knieflexion während der Schwungphase.

³Zusätzlich begrenzt werden diese Werte durch die Breite der Hüfte, so dass ein Fuß nie breiter werden konnte, als die Hälfte der Hüftbreite.

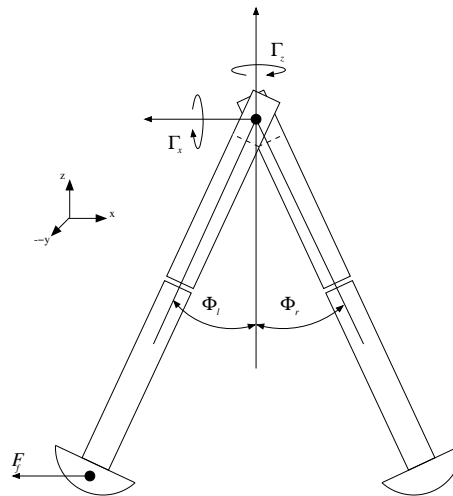


Abbildung 2.6: Startparameter der passiven Laufmaschine

Auch in Hinblick auf die Parameter wurden viele Kombinationen getestet. Da vor allem die Schräge der Rampe und die Beinlänge stark korrelieren [7, 27, 28], ging immer nur einer dieser beiden Parameter in die Evolution ein. Versuche, in denen beide gleichzeitig evolviert wurden, waren weniger erfolgreich, auch zeigten sich bessere Ergebnisse, wenn das Gefälle der Rampe festgesetzt und dafür die Beinlänge variabel gehalten wurde. Das Gefälle der Rampe wurde im Verlauf der Experimente auf 4.0° festgesetzt. Es zeigte sich beim Einbeziehen des Gefälles in den Evolutionsprozess, dass sich am Ende immer ein Wert um 4.0° bei den besten Individuen einstellte, die jedoch noch keine zufriedenstellenden Resultate lieferten.

Desweiteren wurden auch die Startparameter (Abbildung 2.6) evolviert. Es galt als Start möglichst ein Abbild einer Phase des normalen Ganges zu erzeugen. Dazu waren folgende Parameter erforderlich:

- **Auslenkwinkel Φ_l und Φ_r :**

Startwinkel des linken und rechten Beins, wobei immer nur ein Bein in Bodenkontakt steht, hingegen das antagonistische das erste Schwungbein darstellt.

$$\Phi_l = 15^\circ \pm 15^\circ$$

$$\Phi_r = -15^\circ \pm 15^\circ$$

- **Rotationen Γ_z und Γ_x :**

Hierbei wird das gesamte Modell vor dem Start der Simulation sowohl um die Z- als auch um die Y-Achse (globales Bezugssystem) rotiert. Die Rotation um die Z-Achse war notwendig, damit die Laufmaschine in Folge der nächsten Schritte nicht schräg sondern möglichst auf einer geraden Mittellinie die Rampe hinunter ging. Im ersten Fall würde irgendwann der Kontakt-Vektor nicht mehr nach vorn zeigen und die Laufmaschine würde aufgrund dessen einfach zur Seite kippen. Die Rotation um die Y-Achse wurde benötigt, damit das jeweilige Schwungbein am Standbein vorbei pendeln konnte. Die Rotationsachsen lagen immer im Gelenkpunkt des Hüftgelenks.

$$\Gamma_z = 10^\circ \pm 10^\circ$$

$$\Gamma_x = 0^\circ \pm 10^\circ$$

- **Startimpuls p_f :**

Hierbei handelt sich um den Impuls, der dem ersten Schwungbein in Bewegungsrichtung gegeben wurde. Die daraus resultierende Kraft wirkt lediglich im ersten Zeitschritt (also für 0.01 *ut*) der Simulation und ihr Vektor steht orthogonal zur Ausrichtung des Unterschenkels in X- und Y-Richtung. Die Komponente in Z-Richtung ist immer Null. Der Angriffspunkt ist der Massenschwerpunkt des Fußes.

$$m_b = m_o + m_u + m_f$$

$$F_m = -400.0 \cdot m_b / 11.5$$

$$F_f = F_m \pm F_m \cdot K$$

$$p_f = F_f \cdot 0.01$$

m_b : Gesamtmasse eines Beines (Fuß, Ober- und Unterschenkel)

F_m : Ausgangskraft, abhängig von der Masse eines Beines

F_f : wirkende Kraft

Die Konstanten -400.0 und 11.5 beruhen auf Erfahrungswerten, die im Experiment als gute Startwerte bewertet wurden.

2.2.3.2 Die Fitnessfunktion

Die Fitnessfunktion stellt einen der wichtigsten Faktoren dar, der über Erfolg oder Nichterfolg der Evolution entscheidet. Demzufolge fanden auch hier mehrere Experimente statt. Am Ende wurde für die hier vorliegenden Versuche folgende Funktion verwendet:

$$F_W = (S_i + 1) \cdot W_x, \quad (2.3)$$

wobei S_i für die Anzahl der erfolgten Schritte des Individuums und W_x für den in X-Richtung zurückgelegten Weg des Hüftmittelpunktes steht.

Ein anderer wichtiger Faktor sind die Abbruchbedingungen. Zu Beginn wurde jede Evaluation eines Individuums im Simulator abgebrochen, wenn ein Teil der Hüfte den Boden berührte. Da dies jedoch am Anfang jeder Evolution permanent passierte, stellte sich eine Tendenz in der Entwicklung der Individuen heraus, die zwar der Fitnessfunktion entsprach, jedoch nicht dem gewünschten Verhalten. So überlebten in den meisten Fällen die Individuen, die es schafften, direkt zu Beginn der Simulation die Hüfte soweit wie möglich nach vorn zu werfen, denn dies war nunmal das Kriterium der Fitnessfunktion: der zurückgelegte Weg des Hüftmittelpunktes in X-Richtung. Aus diesem lokalen Maximum war es oft sehr schwierig bis unmöglich wieder herauszukommen. Demzufolge mussten härtere Abbruchbedingungen gestellt werden. So erfolgte ein Abbruch, wenn der Hüftmittelpunkt eine Mindesthöhe unterschritt. Diese wurde auf den virtuellen Mittelpunkt des Oberschenkels festgelegt, wenn die Maschine aufrecht stehen würde. Desweiteren erfolgte ein Abbruch, wenn der Hüftmittelpunkt um eine bestimmte Distanz vor dem Massenschwerpunkt des vordersten Fußes in X-Richtung lag. Diese Distanz wurde auf die Hälfte der Höhe des Oberschenkels festgelegt. Diese Begrenzungen sollten jedoch immer noch nicht genügen, da ein Teil des Fitnesswertes auch durch die Anzahl der gemachten Schritte (ein Schritt bedeutete immer, wenn ein Fußmittelpunkt den anderen in X-Richtung passiert) festgelegt wurde, entwickelten sich immer wieder auch Individuen, die es schafften, für eine bestimmte Zeit das Gleichgewicht zu halten und dabei immer ein Bein vor- und zurückpendeln zu lassen. Trat ein solches Pendeln auf, wurde auch dann die Evaluation des betreffenden Individuums abgebrochen. Wichtig sind all diese Eingrenzungen, da der Fitnesswert eines Individuums immer bis zum Ende einer Evaluation ermittelt wird, und somit können ohne solche Eingrenzungen auch Individuen zu einem hohem Fitnesswert gelangen, die nicht das gewünschte Verhalten zeigen, wie die zwei genannten Beispiele deutlich machen.

2.2.4 Die aktive Laufmaschine

Da die Erkenntnisse aus dem Arbeiten mit den zuvor geschilderten passiven Laufmaschinen auf eine aktive Laufmaschine angewandt werden sollten, wurde das letztendlich am besten geeignete⁴ passive Modell mit seinen Parametern herangezogen und mit Motoren ausgestattet. Es wurde dies hier

⁴Aufgrund welcher Kriterien, welches Modell verwendet wurde wird in Abschnitt 3.3.1 erläutert.

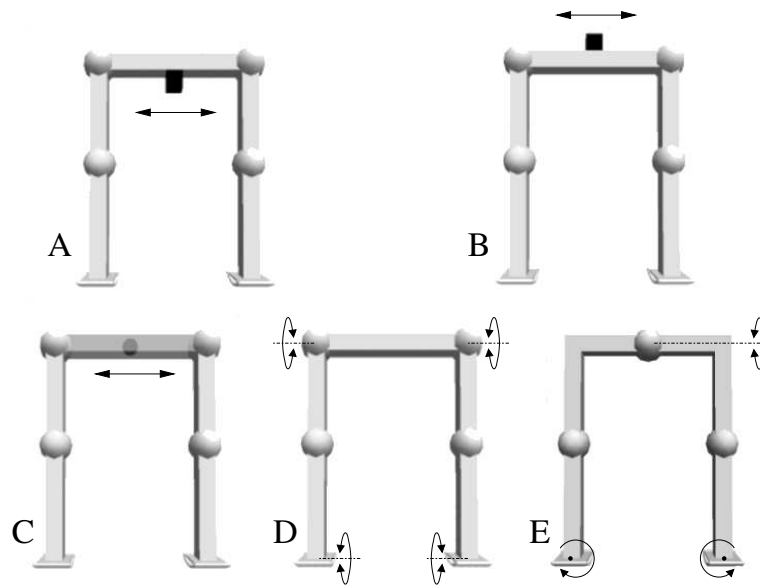


Abbildung 2.7: Unterschiedliche Aktuatorik der Laufmaschine - A) - C) Gewicht über ein Translationsgelenk an der Hüfte an unterschiedlichen Positionen, D) Motoren in den Hüft- und Fußgelenken (drehmomentgesteuert, Rotation in sagittaler Ebene), E) Drehmomentmotor im Hüftgelenke, Servomotoren in den Fußgelenken; Kniegelenk in allen Modellen blockiert.

jedoch vorerst nur mit dem Modell ohne Kniegelenke durchgeführt, da dies weniger Parameter besaß und somit vorerst einfacher zu steuern schien. Auf die Entwicklung eines aktuatorisch getriebenen Modells mit Knien musste aus Zeitgründen verzichtet werden.

Die gewählte passive Laufmaschine wurde mit verschiedenen Aktuatoren getestet (Abbildung 2.7). Zum einem entstand die Idee, einen solchen Zweibeiner nur mit Hilfe von Gewichtsverlagerungen auf gerader Ebene nach vorn zu treiben. Es wurden verschiedene Varianten getestet, zum einem mit einem Gewicht in Form eines Quaders, einmal unter der Hüfte, ein anderes Mal auf der Hüfte aufgelagert, welches mit Hilfe eines aktiv betriebenen Translationsgelenks von links nach rechts getrieben wurde. Möglich war dies nur, indem wieder zu der Form mit zwei Hüftgelenken zurückkehrt wurde. In einem anderen Versuch wurde das Gewicht diesmal in Form einer Kugel innerhalb der Hüfte auf die gleiche Art und Weise angebracht. Diese Versuche mussten dann aber aufgegeben werden, da es zu viele Nachteile gab.

Zum einen kristallisierte sich schon in den vorangegangenen Versuchen mit den passiven Laufmaschinen heraus, dass das Modell mit nur einem Hüftgelenk weitaus besser funktionierte, zum anderen hätte das Gewicht über die seitlichen Enden der Hüfte hinaus bewegt werden müssen, um eine ausreichende Neigung des Modells zu erreichen, damit das Schwungbein passieren kann. Dies erschien jedoch nicht unbedingt natürlich. Zwar war der Rahmen dieser Diplomarbeit auf reine Simulationsexperimente beschränkt, dennoch wurde eine mögliche Realisierung in Hardware immer im Auge behalten, und somit wurde auch unter diesem Gesichtspunkt eine solche Aktuatorik verworfen. Ein weiterer Punkt war, dass immer noch Motoren benötigt wurden, um den Drehmomentverlust, der durch das Auftreffen des Fußes entsteht, auszugleichen (was im Falle der passiven Laufmaschine ja über die Gravitation erfolgt). Damit wären bei dieser Konstruktion noch mindestens zwei Motoren in den Hüftgelenken von Nöten gewesen.

In Folge dessen wurde der Möglichkeit nachgegangen, nur noch Rotationsmotoren in die Gelenke einzubauen, was unweigerlich dazu führte, dass auch die Fußgelenke aktiv bewegt werden mussten, um das Standbein anzuheben, damit das antagonistische Bein vorbeischwingen konnte. Im Gegensatz zu früheren Simulationsexperimenten anderer Forschungsgruppen [51] ist, um dies zu erreichen, auf eine minimale Verkürzung bzw. Verlängerung der entsprechenden Beine verzichtet worden, um einen möglichst realen, physikalischen Charakter zu erhalten. Auch hier wurden mehrere Methoden erprobt. Zuerst kamen drehmomentgesteuerte Motoren zum Einsatz, die die Füße in der sagittalen Ebene kippen konnten (Abbildung 2.7-D). Später wurden diese dann durch Servomotoren ersetzt, die die Füße seitlich zur Körperachse drehen konnten (Abbildung 2.7-E). Es wurden deswegen Servomotoren verwendet, da zu einem die Steuerung über ein Drehmoment ungenügend funktionierte und es in erster Linie darauf ankam, den Energieverbrauch für die Vorwärtsbewegung des Modells zu minimieren, wozu die Motoren in den Fußgelenken nicht beisteuerten, im Gegensatz zum Motor in der Hüfte. Bei diesem erfolgte die Steuerung von Beginn an über ein Drehmoment, welches als Unterstützung der ansonsten freien Pendelbewegung des Beines diente. Die Eckdaten der letztendlich verwendeten Motoren sind folgender Übersicht zu entnehmen:

- **Servomotor im Fußgelenk:**

maximale zulässiges Drehmoment : 100.0 uT
 zulässiger Winkelbereich : $0 \text{ bis } 15^\circ \text{ (links) } -15 \text{ bis } 0^\circ \text{ (rechts)}$
 Maximalgeschwindigkeit (v_{max}) : $2.0 \text{ }^\circ/\Delta t$
 Geschwindigkeit : $\frac{v_{max}\Delta\phi}{\alpha_{max}}$
 ($\Delta\phi$: Differenz zwischen momentanem Winkel und zu erreichendem Winkel; α_{max} : Maximalwinkel)

- **Drehmomentmotor im Hüftgelenk:**

zulässiger Drehmomentbereich : $-15.0 \text{ bis } 15.0 \text{ uT}$
 zulässiger Winkelbereich : $-120 \text{ bis } 120^\circ$
 Maximalgeschwindigkeit : $2.0 \text{ }^\circ/\Delta t$

Das nächste Problem, welches es zu lösen galt, war die Frage der Sensorik. Auch unter diesem Aspekt wurden mehrere Möglichkeiten getestet. Von Beginn an stand fest, dass eine Rückkopplung der Motorinformation notwendig war, da es sich um eine senso-getriebene Steuerung handeln sollte, so dass die Laufmaschine dadurch eine Art "Körpergefühl" besitzt, welches Auskunft über ihren internen Zustand gibt. Infolge dessen wurden die aktuellen Winkel von allen motorgetriebenen Gelenken in das Netz eingespeist. Dies sollte jedoch für die Kontrolle eines solch instabilen Systems, wie einer zweibeinigen Laufmaschine, nicht ausreichen. So kamen vorerst verschiedene Lagesensoren hinzu, die der Funktion eines Gyroskops entsprachen und Informationen über die Lage der Maschine im Raum liefern sollten. Auch dies führte nicht zu den gewünschten Resultaten. So wurden noch diverse Kontaktsensoren an verschiedenen Punkten des Fußes eingebaut. Letztendlich wurde die erfolgreichste Kombination implementiert, die überraschender Weise lediglich aus den Winkelinformationen der motorgetriebenen Gelenke bestand und einem ganz simplen Kontaktsensor, der nur Informationen darüber lieferte, welcher Fuß aktuell in Bodenkontakt steht. Dass diese wenigen Sensorinformationen genügten, kam dem Ziel dieser Arbeit entgegen, ein minimales Sensorsystem mit minimaler Aktuatorik zu entwickeln.

2.2.4.1 Evolution der Kontroller

Für die aktive Laufmaschine wurden jeweils die Parameter der bis zu diesem Zeitpunkt geeignetsten passiven Laufmaschine ohne Kniegelenke herangezogen. Es gab hier zeitweise Änderungen, da ab einem bestimmten Zeitpunkt, die Evolution der Morphologie und der Kontroller parallel liefen, und es hin und wieder Verbesserungen bei den aktiven Laufmaschinen gab.

Als Sensorinputs dienen, wie schon erwähnt, die Winkel der kontrollierten Gelenke und ein einfacher Fußkontaktsensor. Das Drehmoment des Hüftmotors und die zu erreichende Winkelposition der Servomotoren in den Fußgelenken stellen die Outputs dar. Sowohl die Inputs als auch die Outputs wurden normiert auf einen Bereich zwischen -1 und 1, aufgrund der hier gewählten Transferfunktion (tanh).

Die Normierung der Inputwerte:

- **Fußkontaktsensor:**

- 1.0 : linker Fuß steht in Bodenkontakt
- 1.0 : rechter Fuß steht in Bodenkontakt
- 0.0 : beide Füße stehen in Bodenkontakt

Wenn kein Fuß in Bodenkontakt steht, bekommt das Netz das Inputsignal des vorangegangenen Simulationsschrittes. Dieser Sonderfall wird nicht berücksichtigt, da Rennen als Fortbewegung nicht erreicht werden und somit die Laufmaschine immer mit mindestens einem Fuß in Bodenkontakt stehen sollte.

- **Hüftgelenkwinkel:**

- 1.0 bis 1.0 : -45.0° bis 45.0°

Negative Werte bedeuten rechtes Bein vorn.

Positive Werte bedeuten linkes Bein vorn.

Werte größer als 45.0° oder kleiner als -45.0° werden immer auf 1.0 bzw. -1.0 projiziert (Sättigungsbereich).

- **Fußwinkel rechts:**

- 1.0 bis 1.0 : 0.0° bis -15.0°

- **Fußwinkel links⁵ :**

- 1.0 bis 1.0 : 0.0° bis 15.0°

Die Normierung der Outputwerte:

- **Drehmoment des Hüftmotors:**

- 1.0 bis 1.0 : -15.0 bis 15.0 uT

- **Winkel für Servomotor des rechten Fußes:**

- 1.0 bis 1.0 : 0.0° bis -15.0°

⁵Warum der Winkelbereich hier positiv und beim rechten Fuß negativ ist wird in Abbildung 2.7 E und 3.1 deutlich. Beide Füße drehen sich zur Körpermitte hin.

- **Winkel für Servomotor des linken Fußes:**
-1.0 bis 1.0 : 0.0° bis 15.0°

2.2.4.2 Die Fitnessfunktion

Ebenso wie bei der passiven Laufmaschine, stellte hier die Fitnessfunktion einen entscheidenden Faktor dar. Am Ende ähnelten sich die Funktionen für das passive und aktive Laufen, bis auf den Unterschied, dass bei dem motorgesteuerten Modell ein Energieterm hinzukam, um den Energieverbrauch zu minimieren.

$$\begin{aligned}\Delta E &= \sum_{t=1}^{t=t_i} \sqrt{(\Delta T_H(t))^2 + (\Delta W_{Fr}(t))^2 + (\Delta W_{Fl}(t))^2}, \\ F_W &= k_1 \cdot (S_i + 1) \cdot W_x - k_2 \cdot \Delta E,\end{aligned}\tag{2.4}$$

wobei ΔE den Energieterm darstellt, welcher sich aus den Differenzen des Drehmoments des Hüftmotors $\Delta T_H(t) = T_H(t) - T_H(t - 1)$ und den beiden Winkeldifferenzen der Fußmotoren $\Delta W_F(t) = W_F(t) - W_F(t - 1)$ zusammensetzt. S_i steht für die Anzahl der Schritte des Individuums und W_x für den zurückgelegten Weg in X-Richtung. Die Konstanten k_1 und k_2 sind Gewichte, die während eines laufenden Evolutionsprozesses geändert werden können. Damit konnte die in Abschnitt 2.1.1 beschriebene inkrementelle Evolution realisiert werden.

Kapitel 3

Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die einzelnen Endergebnisse der Evolutionen der verschiedenen Arten von Laufmaschinen dargestellt. Es erfolgt eine Aufzählung der Morphologie- und Startparameter im Falle des passiven Laufens und deren Qualität. Im Falle der motorgetriebenen Laufmaschine wird der evolvierte Neurokontroller mit seinen Parametern und das Verhalten des Modells vorgestellt.

3.1 Das Ausgangsmodell

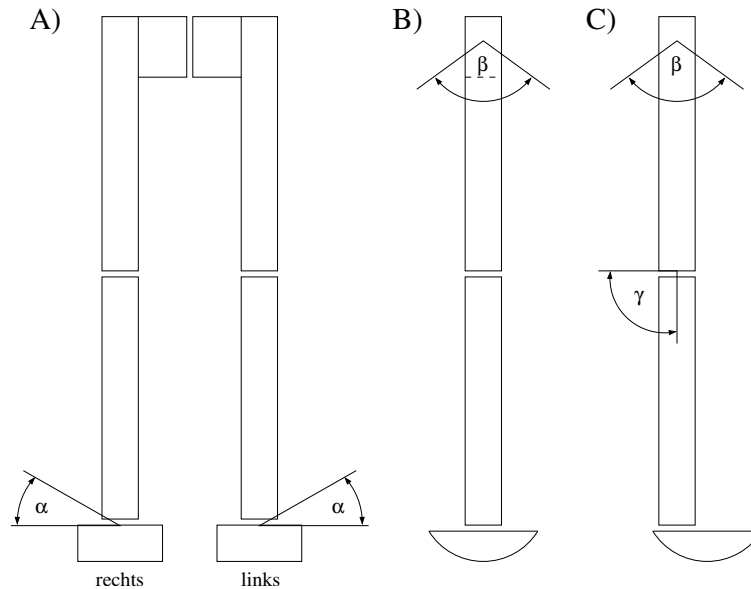


Abbildung 3.1: Ausgangskonfiguration der Laufmaschinen - A) Frontansicht; B) Seitenansicht ohne Knie (Gelenk blockiert); C) Seitenansicht mit Knie; α : Fußgelenkwinkel; β : Hüftgelenkwinkel; γ : Kniegelenkwinkel

In Abbildung 3.1 sind schematisch die Ausgangsmodelle für die Evolution der Laufmaschinen dargestellt. Für das rein passive Laufen besaß das Modell entweder einen Freiheitsgrad (Hüftgelenk beweglich, Knie- und Fußgelenke blockiert) oder drei Freiheitsgrade (Hüftgelenk und Kniegelenke beweglich, Fußgelenke blockiert). Das motorgetriebene Modell verfügte ebenfalls über drei Freiheitsgrade, allerdings wurden hier die Kniegelenke blockiert und die Fußgelenke sowie das Hüftgelenk beweglich gehalten (die maximalen Auslenkwinkel der unterschiedlichen Modelle sind Tabelle 2.1 auf Seite 20 zu entnehmen). Die aktiv betriebene Laufmaschine ist aus der passiven Laufmaschine ohne Kniegelenk entstanden und entspricht demzufolge dieser im Grundaufbau (Abbildung 3.1 A und B). Ihre Morphologieparameter wurden allerdings nur von einem bestimmten Typ der evolvierten passiven Laufmaschinen übernommen, wie wir später sehen werden. Im Falle des passiven Laufens mit Kniegelenk besteht der einzige Unterschied beim Ausgangsmodell in der Positionierung des Fußes (Abschnitt 2.2.3), der weiter nach vorn

gerückt wurde, und den zwei zusätzlichen Freiheitsgraden.

Es folgt eine Auflistung der Ergebnisse, die mittels der Evolution erzielt wurden. Die Auswertung und Analyse der Modelle bleibt Kapitel 4 vorbehalten.

3.2 Passiv dynamisches Laufen

3.2.1 Morphologie der Laufmaschine

Tabelle 3.1: Dimensionen und Massen der besten Individuen ohne Kniegelenk (ok) aus den in Abbildung 3.2 (Seite 36) gezeigten Evolutionsläufen

Körperteil	Modell	Höhe [ul]	Breite [ul]	Länge [ul]	Masse [um]
Hüfte	A_{ok}	0.049	1.179	0.080	5.131
	B_{ok}	0.072	0.413	0.108	5.432
	C_{ok}	0.102	0.459	0.147	6.595
Oberschenkel	A_{ok}	0.941	0.049	0.049	1.094
	B_{ok}	1.081	0.072	0.072	4.846
	C_{ok}	1.049	0.102	0.049	6.285
Unterschenkel	A_{ok}	1.105	0.049	0.049	0.102
	B_{ok}	1.269	0.072	0.072	1.487
	C_{ok}	1.231	0.102	0.102	5.164
Fuß	A_{ok}	0.251 ¹	0.490	—	0.311
	B_{ok}	0.297	0.001	—	1.857
	C_{ok}	0.184	0.001	—	1.649

Im Folgenden werden je drei ausgewählte Modelle, die aus drei separaten Evolutionsläufen als erfolgreichste Individuen (bester Fitnesswert = Kombination aus zurückgelegtem Weg und der Anzahl der Schritte) selektiert wurden, näher betrachtet. Bei allen Evolutionen waren die Anfangsbedingungen (Gefälle der Rampe: 4.0°) und Variationsbreiten der Parameter identisch (siehe hierzu Abschnitt 2.2.3.1). Nach jeweils 3000 Generationen wurde der Evolutionsprozess beendet, da, wie aus Abbildung 3.2 deutlich wird, am Ende kaum bis gar keine Steigerung des Fitnesswertes stattfand.

¹Gemeint ist hier der Radius des Teilkreises, der die Form des Fußes beschreibt.

Tabelle 3.2: Dimensionen und Massen der besten Individuen mit Kniegelenk (*ok*) aus den in Abbildung 3.2 (Seite 36) gezeigten Evolutionsläufen.

Körperteil	Modell	Höhe [ul]	Breite [ul]	Länge [ul]	Masse [um]
Hüfte	A_{mk}	0.096	0.444	0.100	6.470
	B_{mk}	0.098	0.489	0.074	6.728
	C_{mk}	0.136	1.130	0.056	8.060
Oberschenkel	A_{mk}	1.004	0.096	0.096	3.987
	B_{mk}	0.825	0.098	0.098	2.449
	C_{mk}	0.966	0.136	0.136	0.264
Unterschenkel	A_{mk}	1.179	0.096	0.096	8.193
	B_{mk}	0.968	0.098	0.098	2.985
	C_{mk}	1.134	0.136	0.136	1.546
Fuß	A_{mk}	0.208 ²	0.035	—	2.517
	B_{mk}	0.324	0.185	—	0.275
	C_{mk}	0.160	0.191	—	0.434

Um zu Beginn jeder Evolution ein möglichst breites Spektrum an verschiedenen Individuen zu schaffen, wurde die Wahrscheinlichkeit für die Änderung eines Parameters ($p(a)^3 \sim 0.8$) und die Variationsbreite ($\Delta V(a)^4 \sim 0.3$) hoch angesetzt, ebenso wie die durchschnittliche Gesamtanzahl der Nachkommen der selektierten Individuen (~ 50). Ab der 20. bis 25. Generation wurden diese Parameter dann kontinuierlich verkleinert. D.h. die Wahrscheinlichkeit der Mutation eines Morphologieparameters wurde immer geringer, ebenso wurde der Variationsbereich bei einer Mutation kleiner ($p(a) \sim 0.15$; $\Delta V(a) \sim 0.05$). Somit fand zunehmend eine Elitenbildung statt. Das bedeutet, dass nur noch sehr wenige Individuen mit entsprechend hohen Fitnesswerten konnten den Selektionsprozess passieren und als Eltern in die nächste Generation eingehen. Dafür bekamen diese Individuen aber auch um so mehr Nachkommen, da die durchschnittliche Populationsgröße beibehalten wurde.

Der Grund für diese Vorgehensweise ist in Abbildung 3.2 zu sehen. Exemplarisch dargestellt sind die Entwicklungen des Fitnesswertes der zwei

²Gemeint ist hier der Radius des Teilkreises, der die Form des Fußes beschreibt.

³relative Wahrscheinlichkeit (Gauss verteilt)

⁴relative Variation einer Parametergröße (Gauss verteilt)

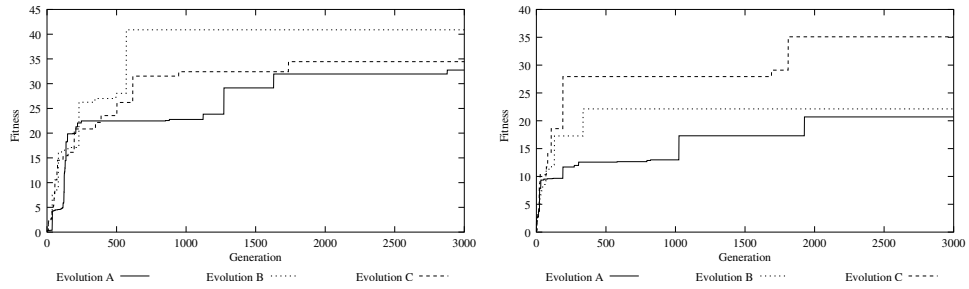


Abbildung 3.2: Fitnesswertentwicklung verschiedener Evolutionsläufe; links: Laufmaschine ohne Kniegelenk; rechts: Laufmaschine mit Kniegelenk.

unterschiedlichen passiven Modelle von jeweils drei verschiedenen Evolutionsläufen. Zu sehen ist, dass in jedem Lauf der maximale Fitnesswert pro Generation zu Beginn jeder Evolution bis ungefähr zur 200. bis 400. Generation rasch zunimmt, im weiteren Verlauf treten Verbesserungen immer seltener auf.

Alle Individuen wurden anhand identischer Fitnessfunktion evaluiert:

$$F_W = (S_i + 1) \cdot W_x, \quad (3.1)$$

wobei S_i für die Anzahl der Schritte und W_x für den in X-Richtung zurückgelegten Weg steht. Zu Beginn einer Evolution gab es kaum Individuen, die in der Lage waren, einen vollständigen Schritt auszuführen. So wurde mit dem Term $S_i + 1$ ein Fitnesswert von Null verhindert, wenn die Individuen zumindest einen bestimmten Weg in die richtige Richtung zurück legten.

Aus Formel 3.1 wird auch ersichtlich, aus welchem Grund die Fitnesskurven sprunghaft ansteigen. Die Anzahl der Schritte geht als diskreter Faktor in die Berechnung des Fitnesswertes ein, d.h. immer wenn ein Individuum in der Lage ist, einen Schritt mehr auszuführen, "springt" dementsprechend der Fitnesswert.

Die Morphologieparameter der jeweils besten Individuen aus den in Abbildung 3.2 gezeigten Evolutionsläufen sind vergleichend in den Tabellen 3.1 und 3.2 aufgeführt.

Die evolvierten Startbedingungen (Abbildung 2.6, Seite 23) der Laufmaschine ohne Kniegelenk für die drei dargestellten Evolutionsläufe setzten sich wie folgt zusammen:

- **Auslenkwinkel Φ_l und Φ_r :**

$$\begin{array}{ccc} A_{ok} & B_{ok} & C_{ok} \\ \Phi_l = 8.544^\circ & \Phi_l = 29.579^\circ & \Phi_l = 26.011^\circ \\ \Phi_r = -10.356^\circ & \Phi_r = -6.970^\circ & \Phi_r = -6.784^\circ \end{array}$$

- **Rotationen Γ_z und Γ_x :**

$$\begin{array}{ccc} A_{ok} & B_{ok} & C_{ok} \\ \Gamma_z = 17.670^\circ & \Gamma_z = 5.738^\circ & \Gamma_z = 0.822^\circ \\ \Gamma_x = -8.1550^\circ & \Gamma_x = -3.715^\circ & \Gamma_x = -3.626^\circ \end{array}$$

- **Startimpuls p_f :**

$$p_f = -0.763 \text{ uF}\cdot\text{ut} \quad p_f = -4.003 \text{ uF}\cdot\text{ut} \quad p_f = -3.750 \text{ uF}\cdot\text{ut}$$

Für die Laufmaschine mit Kniegelenken sahen die evolvierten Startbedingungen wie folgt aus:

- **Auslenkwinkel Φ_l und Φ_r :**

$$\begin{array}{ccc} A_{mk} & B_{mk} & C_{mk} \\ \Phi_l = 28.824^\circ & \Phi_l = 25.979^\circ & \Phi_l = 8.828^\circ \\ \Phi_r = -5.171^\circ & \Phi_r = -13.412^\circ & \Phi_r = -10.220^\circ \end{array}$$

- **Rotationen Γ_z und Γ_x :**

$$\begin{array}{ccc} A_{mk} & B_{mk} & C_{mk} \\ \Gamma_z = 3.037^\circ & \Gamma_z = 6.385^\circ & \Gamma_z = 15.497^\circ \\ \Gamma_x = -6.373^\circ & \Gamma_x = -8.737^\circ & \Gamma_x = -4.067^\circ \end{array}$$

- **Startimpuls p_f :**

$$p_f = -9.429 \text{ uF}\cdot\text{ut} \quad p_f = -2.549 \text{ uF}\cdot\text{ut} \quad p_f = -0.160 \text{ uF}\cdot\text{ut}$$

Der letztendlich zurückgelegte Wert, die Anzahl der Schritte und der Fitnesswert der jeweils besten Individuen der hier diskutierten Evolutionsläufe sind in Tabelle 3.3 und 3.4 wiedergegeben.

Bei dieser Auflistung ist zu bemerken, dass sich aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit der Weg in der Auflistung unterscheidet von dem Wert der

Tabelle 3.3: Weg (W_x), Anzahl der Schritte (S_i) und Fitnesswert (F_W) der drei besten Modelle ohne Kniegelenk.

Modell	W_x ul	S_i	F_W
A_{ok}	3.382	9	32.750
B_{ok}	7.151	6	40.882
C_{ok}	5.138	5	34.456

Tabelle 3.4: Weg, Anzahl der Schritte und Fitnesswert der drei besten Modelle mit Kniegelenk.

Modell	W_x ul	S_i	F_W
A_{mk}	2.727	6	20.700
B_{mk}	3.611	5	22.136
C_{mk}	3.583	9	35.083

als Faktor für die zurückgelegte Strecke in die Fitnessfunktion eingeht. In den Tabellen 3.3 und 3.4 ist der Weg definiert als die Strecke in X-Richtung zwischen Startpunkt des Hüftgelenkpunktes bis zum dem Zeitpunkt, an dem der letzte Fuß-Boden-Kontakt vor dem Umfallen erfolgt. Für die Ermittlung des Fitnesswertes ist der zurückgelegte Weg bis zum Ende der Evaluation entscheidend. Dabei können sich Unterschiede ergeben, die zum Beispiel davon abhängig sind, ob die Laufmaschine am Ende der Simulation nach vorn oder nach hinten kippt. Das Ende einer Evaluation im Evolutionsprozess wird durch die Abbruchbedingungen bestimmt (siehe Abschnitt 2.2.3.2).

In Abbildung 3.3 sind die Schwung- und Standphasen der hier untersuchten Modellen für jeweils 700 Simulationszeitschritte abgebildet. Die Standphase ist definiert als die Zeit, in der der entsprechende Fuß in Bodenkontakt steht, entgegengesetzt für die Schwungphase. Allen Modellen gemein ist, dass das rechte Bein immer das erste Standbein ist, was sich aus den Limitierungen der Anfangsparameter ergibt (siehe Abschnitt 2.2.3.1).

Vergleichen wir zunächst die Laufmaschinen ohne Kniegelenk. Auffällig ist bei B_{ok} und C_{ok} die erste Standphase des linken Beins, welche im Vergleich zu den folgenden erheblich länger andauert. Bei A_{ok} ist die Dauer der

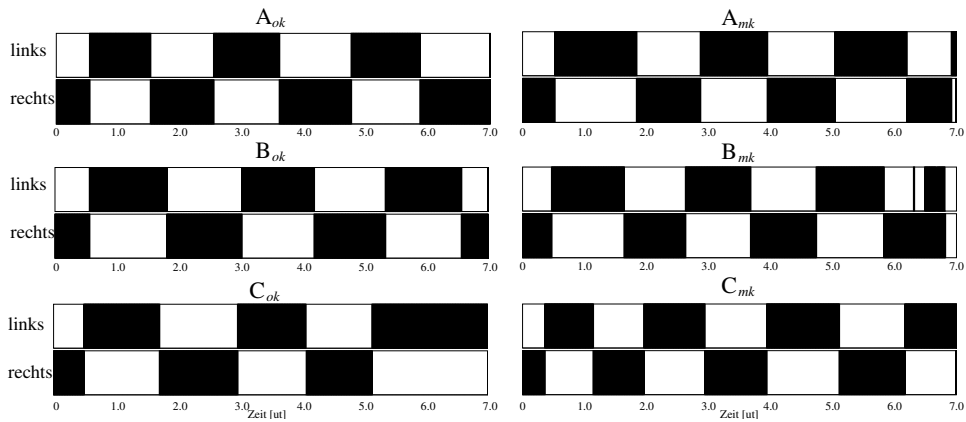


Abbildung 3.3: Schwung- und Standphasen der passiven Laufmaschinen. Schwarz bedeutet, das jeweilige Bein befindet sich in der Standphase und weiß steht für die Schwungphase.

Schwung- und Standphasen verhältnismäßig konstant. Der Grund hierfür liegt in den unterschiedlichen Startimpulsen p_f . Für A_{ok} ist dieser im Vergleich zu B_{ok} und C_{ok} relativ gering (siehe Seite 37). Ein ähnliches Verhalten kann auch bei den Laufmaschinen mit Kniegelenk beobachtet werden, wobei der Einfluss des höheren Startimpulses bei A_{mk} und B_{mk} offensichtlich wird.

Von diesen Unterschieden zu Beginn des Laufmusters abgesehen, stabilisiert sich die Dauer der Schwung- und Standphasen im Laufe der Zeit bei jedem Modell auf einen bestimmten Wert. Dass dieser Wert für die unterschiedlichen Modelle verschieden ist, sich aber innerhalb eines Gangmusters auf einen konstanten Wert einpegelt, ist ein Indiz dafür, dass diese Laufmuster von der Morphologie bestimmt werden. Denn außer den verschiedenen Morphologien sind die äußeren Einflüsse während des Laufens für alle Modelle gleich (Neigung der Rampe, Gravitation, Reibung).

Die Unregelmäßigkeiten am Ende der Laufmuster bei C_{ok} , A_{mk} und B_{mk} entstehen dadurch, dass diese Modelle bereits zu diesem Zeitpunkt zu kippen begannen.

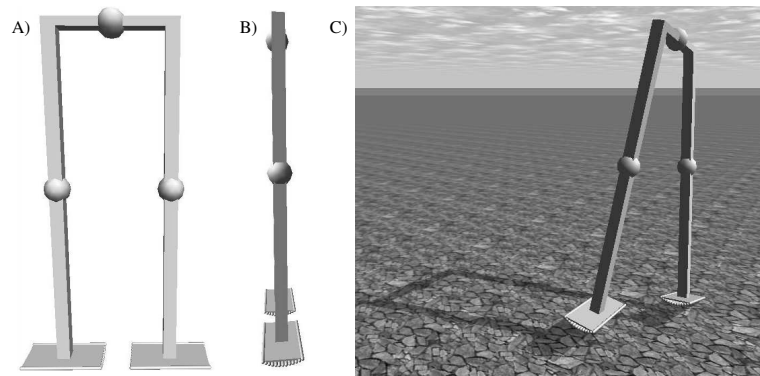


Abbildung 3.4: Die aktiv betriebene Laufmaschine. A: Vorderansicht; B: Seitenansicht; C: in der Simulationsumgebung ODE.

3.3 Aktiv dynamisches Laufen

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Betrachtung des aktiv kontrollierten Modells. Das neuronale Netz als Kontroller und die Eigenschaften der Laufmaschine sollen vorgestellt werden. In Abbildung 3.4 ist das Modell dargestellt, so wie es in der Simulationsumgebung ODE verwendet wurde.

3.3.1 Die Laufmaschine

In Abschnitt 3.2.1 wurden verschiedene passive Laufmaschinen mit ihren Morphologien vorgestellt. Ziel dieser Arbeit war es, die Elemente des passiv dynamischen Laufens auf eine zweibeinige Laufmaschine mit Aktuatorik anzuwenden. Im Unterschied zu den zuvor betrachteten Modellen sollte diese Maschine auf einer geraden Ebene entlanglaufen, und gerade die Energie kompensieren, die beim Herunterlaufen einer Rampe durch die Gravitation gewonnen wird. Um zu untersuchen, ob und wie dies möglich ist, wurde eine geeignete passive Laufmaschine mit Motoren ausgestattet. Zu diesem Zweck wurde Modell A_{ok} ohne Kniegelenk herangezogen und mit der entsprechenden Aktuatorik ausgestattet. Dazu gehörte ein Motor im Hüftgelenk, der über ein Drehmoment gesteuert wurde und so als Unterstützung zu der Eigendynamik des Modells den nötigen Vortrieb erzeugen sollte. Damit die Beine auch aneinander vorbei schwingen konnten, wurde zusätzlich in jedem Fußgelenk ein Modell eines Servomotors implementiert, der es ermöglicht, das jeweilige Standbein anzuheben. Der Motor wurde in seiner Rotationsachse dabei so angebracht, dass er keinen Beitrag zur Vorwärts-

bewegung leisten konnte (Abbildung 2.7, Seite 26). Infolgedessen kann er später in der energetischen Betrachtung vernachlässigt werden. Die genauen Daten der verwendeten Motoren sind Abschnitt 2.2.4 zu entnehmen.

Es sei noch einmal erwähnt, dass die Sensorik aus den Winkelinformationen der kontrollierten Gelenke und einem Fußkontaktsensor bestand. Zusammen stellten diese nach der Vorverarbeitung die Input-Informationen für den neuronalen Kontroller dar. Dieser Kontroller sollte als Output die drei Motorkommandos (Drehmoment des Hüftmotors, Sollwinkel der Fußmotoren) erzeugen.

Die Aufgabe für diese Laufmaschine bestand nun darin, auf ebenen Boden eine möglichst große Distanz in X-Richtung zurückzulegen, dabei so wenig Energie wie möglich zu verbrauchen und eine möglichst hohe Ausnutzung der Eigendynamik des Körpers zu erreichen.

3.3.2 Die Evolution des Kontrollers

Es erfolgt nun eine Übersicht über den Ablauf der Entwicklung des Kontrollers des letztendlich erfolgreichsten Individuums.

Die Startbedingungen wurden für alle Individuen gleich gewählt. Das Modell stand zu Beginn einer jeden Evaluation aufrecht, die Beine wurden nicht ausgelenkt ($\Phi_l = 0.0^\circ$, $\Phi_r = 0.0^\circ$). Es erfolgte auch keine Rotation des Gesamtkörpers ($\Gamma_z = 0.0^\circ$, $\Gamma_x = 0.0^\circ$). Ebenso entfiel der Anfangsimpuls ($p_f = 0.0$). Die Servomotoren in den Fußgelenken befanden sich in ihrer Maximalauslenkung ($\alpha_r = -15.0^\circ$, $\alpha_l = 15.0^\circ$). Es war für das Modell also unmöglich nur aufgrund seiner Eigendynamik ein Laufmuster zu entwickeln. Durch diese Anfangsbedingungen kam also eine weitere Aufgabe hinzu. Zusätzlich zu dem Aufrechterhalten des Ganges, musste dieser nun auch zu Beginn selbst entwickelt werden, im Gegensatz zu den passiven Laufmaschinen, bei denen das Laufmuster gerade erst aufgrund der Anfangsbedingungen initialisiert wurde.

Zu Beginn gab es auch keinerlei Beschränkungen der Struktur des neuronalen Netzes, abgesehen von den In- und Outputneuronen. Nach und nach mussten jedoch Einschränkungen gemacht werden, denn ohne Begrenzung entwickelten sich Kontroller, die erstens nicht zu einem befriedigendem Ergebnis kamen und zweitens aufgrund ihrer gewaltigen Strukturen nicht zu analysieren waren (z.B.: Netze mit bis zu 25 Hidden-Neuronen und 200 Synapsen). Es wurden Versuche durchgeführt in denen maximal 5 Hidden-Neuronen oder gar keine zugelassen wurden. Es stellte sich heraus, dass die Netze ohne Hidden-Neuronen am besten funktionierten. Nach mehreren Evolutionsläufen wurden verschiedene Netze analysiert. Aus dieser Analyse

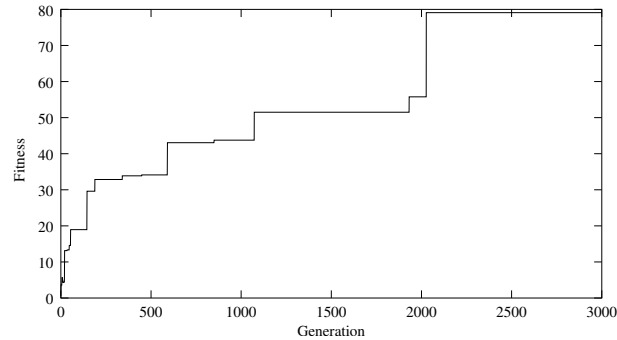


Abbildung 3.5: Fitnesswertentwicklung während der Evolution Neurokontrollers.

ging dann ein Netz hervor, dessen Struktur fixiert und eine Evolution der Netzparameter durchgeführt wurde.

Die Fitnessfunktion entspricht Formel 3.1 mit dem Zusatz des Energieterms ΔE (genauer hierzu siehe Abschnitt 2.2.4.2):

$$F_W = k_1 \cdot (S_i + 1) \cdot W_x - k_2 \cdot \Delta E, \quad (3.2)$$

wobei W_x für den in X-Richtung zurückgelegten Weg steht, k_1 und k_2 sind Konstanten, die während eines Evolutionslaufes geändert werden können und so die in Abschnitt 2.1.1 erläuterte inkrementelle Evolution ermöglichen.

Abbildung 3.5 ist der Verlauf der Fitnesswertentwicklung zu entnehmen. Ebenso wie bei den passiven Laufmaschinen waren in diesem Versuch wiederum viele und rasche Verbesserungen zu Beginn der Evolution zu beobachten, wohingegen wieder ungefähr ab der 200. bis 300. Generation Verbesserungen nur noch selten erfolgten. Ebenso trat wieder ein schrittweiser Anstieg auf, welcher durch den diskreten Faktor der Schrittzahl in der Fitnessfunktion zu Stande kam (Formel 3.2).

So wurde im vorliegenden Fall zu Beginn jeder Evolution der Weg deutlich mehr gewichtet als der Energieverbrauch ($k_1 \sim 1.0, k_2 \sim 0.01$). Nachdem dann ersichtlich war, dass die Laufmaschine in der Lage war, einige Schritte zu gehen, wurde die Gewichtung des Energieterms nach und nach erhöht. Auf diese Art und Weise gelang die Entwicklung eines energieeffizienten Laufens, wie später in der Auswertung ersichtlich wird. Bleibt aber noch die Frage ungeklärt, warum nach Formel 2.4 (Seite 30) auch die Motoren der Füße Einfluss auf den Energieterm haben, wenn sie doch für den

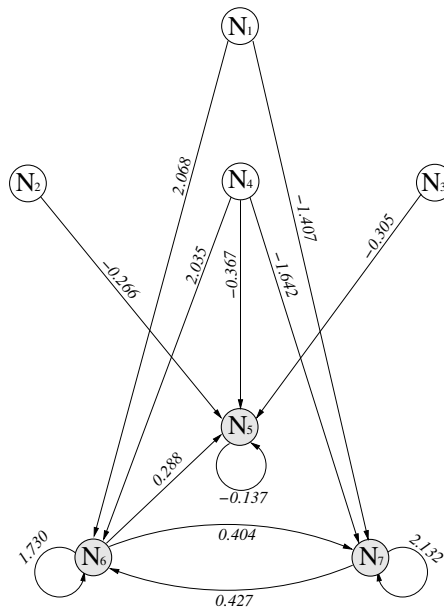


Abbildung 3.6: Der Neurokontroller der motorgesteuerten Laufmaschine. Inputneuronen weiß. Outputneuronen grau. N_1 - N_3 : Winkelinformation der Gelenke von Hüfte, linkem und rechtem Fuß; N_4 : Kontaktsensor; N_5 - N_6 : Motoroutputs für Hüft-, linkem und rechtem Fußmotor

Vortrieb der Maschine keine Relevanz besitzen. Auch hier war ein Ziel die Energieeffizienz dieser Motoren zu erhöhen, allerdings war das nicht der ausschlaggebende Punkt. Vielmehr gelang es dadurch ein Zittern der Motoren und damit der Füße zu verhindern. Ein solches Verhalten konnte mit einem Energieterm ohne Einfluss der Fußmotoren beobachtet werden.

Das beste Ergebnis realisierte das Netz aus Abbildung 3.6, dessen Entwicklung im folgenden Abschnitt nun näher betrachtet werden soll.

Besonders zu beachten sind die positiven Rückkopplungen der beiden Outputneuronen, die die Fußmotoren steuerten. Durch die so entstandene Hysterese [16] gab es zwei Winkeleinstellungen, die als Sollwinkel von diesen Neuronen kamen. Es handelte sich dabei um die Nullstellung (Fuß orthogonal zum Bein) und die Maximalauslenkung. In diesem Zusammenhang interessant ist auch, dass diese Neuronen keinerlei Sensorinformationen darüber erhalten, wie sich der Istwinkel der von ihnen kontrollierten Gelenke verhält, was im Grunde auch nicht notwendig ist. Aufgabe der Fußmotoren ist das

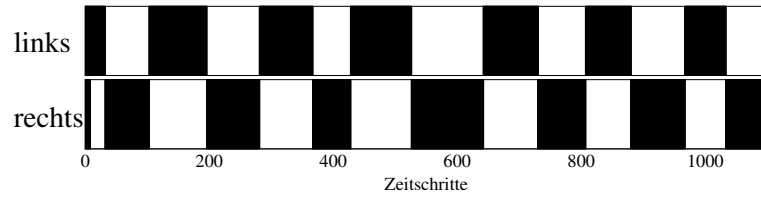


Abbildung 3.7: Schwung- und Standphasen der aktiven Laufmaschine. Schwarz bedeutet, das jeweilige Bein befindet sich in der Standphase und weiß steht für die Schwungphase.

Heben des Standbeins. Demzufolge genügt die Information darüber, welcher Fuß aktuell gerade zu dem Standbein gehört (Fußkontaktsensor) und die Information über den Hüftwinkel, also wo sich die Beine in ihrer Auslenkung gerade befinden. Dabei beobachten wir eine exzitatorische Synapse zu dem linken Neuron (N_6) und eine inhibitorische Synapse zu dem rechten Neuron (N_7). Diese Verknüpfung erscheint logisch in Anbracht dessen, dass sich der Input über den aktuellen Hüftwinkel negativ verhält, wenn sich das rechte Bein vor dem linken befindet. Befindet sich das linke vor dem rechtem Bein, sind diese Werte positiv.

3.3.3 Ergebnisse mit der aktiven Laufmaschine

Mit dem zuvor vorgestellten Neurokontroller und den angesprochenen Motoren war die in Abschnitt 3.2.1 auf Seite 34 als Modell A_{ok} ohne Kniegelenk vorgestellte Laufmaschine in der Lage, auf gerader Ebene einen Weg von 7.007 *ul* mit 12 Schritten zurückzulegen. Im Vergleich dazu erreichte die morphologisch identische Laufmaschine bei rein passivem Laufen auf einer Rampe herunter gerade mal einen Weg von 3.382 *ul* in 9 Schritten. Es liegt also eine enorme Steigerung der Laufleistung vor. Im Vergleich zu A_{ok} legte somit die aktive Laufmaschine 107% mehr Weg mit 33% mehr erfolgreich absolvierten Schritten zurück.

Das Schrittmuster ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Es ist viel unregelmäßiger als die Muster der passiven Laufmaschinen (Abbildung 3.3), da die aktive Laufmaschine aufgrund der neuronalen Kontrolle der Motoren nunmehr kein ausschließlich durch die Morphologie bestimmtes Laufverhalten zeigt, wie es bei den passiven Laufmaschinen beobachtet werden konnte. Die passiven Laufmaschinen werden in ihr Laufmuster insbesondere durch die Startbedingungen getrieben, die ein Standbild aus der Laufsequenz bilden. Der hier vorgestellte Neuro-Kontroller hat die schwierigeren Aufgabe,

aus einer Ausgangssituation, die keiner Sequenz eines Laufmusters darstellt, ein Laufverhalten zu entwickeln, und dieses zusätzlich aufrecht zu erhalten. In Anbetracht dessen ist, im Vergleich zu Kontrollmechanismen aus der klassischen Steuer- und Regelungstechnik, der hier vorgestellte Controller recht einfach. Es gibt lediglich 4 sensorische Inputs, die ohne Zwischenschaltungen (Hidden-Neuronen), auf 3 motorische Outputs projizieren. Die Dynamik dieses Systems ist allerdings sehr komplex.

3.4 Bewegungsanalyse

In Abbildung 3.8 sind jeweils die Bewegungsmuster des Hüftgelenks zu sehen, zum einen die Auslenkwinkel über die Zeit, wobei positive Werte bedeuten, dass sich das linke Bein in Bewegungsrichtung vor dem rechten Bein befindet und vice versa für negative Werte.

Die Darstellung erfolgt immer für einen Zeitraum von 10.0 ut . Wie aus den Kurven zu entnehmen ist, waren lediglich zwei der sieben hier vorgestellten Modelle in der Lage, innerhalb dieses Zeitrahmens einen aufrechten Gang zu absolvieren ohne vorher umzukippen. Es handelt sich hierbei um C_{mk} und das aktiv betriebene Modell A_{aktiv} .

Sämtliche jetzt diskutierten Kurven wurden mit dem Zeitreihenanalyse-tool *GAT* [44] bearbeitet. Demnach erfolgte eine Filterung mit einem Finite Input Response Filter (FIR). Eine Interpolation entfiel, da ausreichend Messwerte ($\Delta t = 0.01\text{ ut}$) zur Verfügung standen.

3.4.1 Hüftbewegung

Betrachten wir nun vorerst die Kurven für den Auslenkwinkel des Hüftgelenks $\beta(t)$ in Abbildung 3.8. Es handelt sich immer um Sinusschwingungen, was folgerichtig ist, da der These nach die Idee des passiven dynamischen Laufens auf dem Prinzip eines schwingenden und invertierten Pendels beruht [7, 29].

Weiterhin ist zu sehen, dass alle passiven Modelle mit verschiedenen Startwerten beginnen, als Folge der Evolution der Parameter. Bei den Modellen ohne Kniegelenk liegen die Startwinkel in einem Bereich zwischen 20° und 40° , also beschränkt auf nur ein Drittel des möglichen vorgegebenen Variationsbereichs von 0° bis 60° . Gleiches ist bei den Modellen mit Kniegelenk zu beobachten. In diesem Fall liegen die Werte zwischen 19° und 41° . Das aktive Modell startete immer mit einem fest vorgegebenen Wert von 0° , da das Modell aus dem Stand mit Hilfe des neuronalen Controllers einen Gang entwickeln sollte.

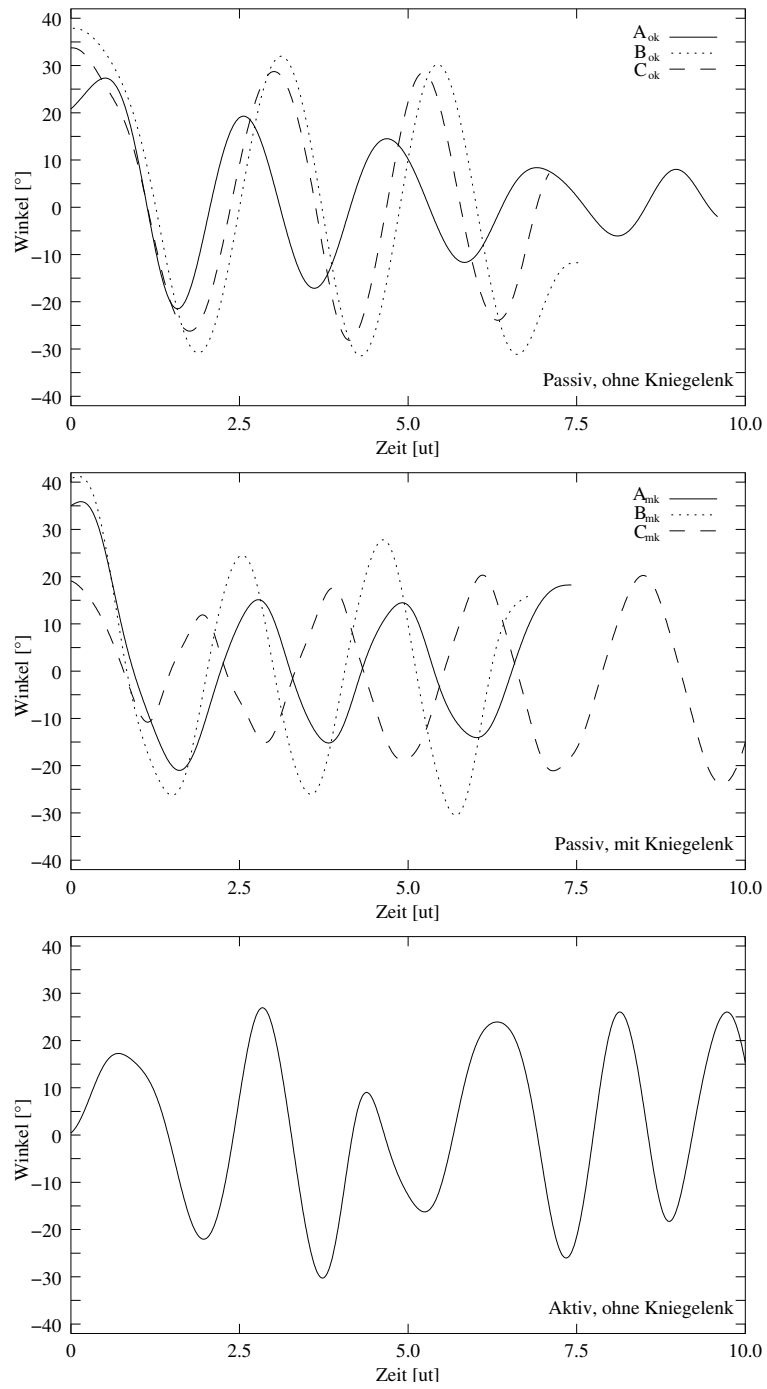


Abbildung 3.8: Betrachtung des Hüftgelenks der passiven Laufmaschinen und dem aktiven Modell.

Es lässt sich aber noch mehr aus diesen Kurven entnehmen. So ist die Schrittdauer eines Einzelschrittes definiert als der Zeitbereich zwischen zwei Nullstellen (beide Beine liegen unmittelbar nebeneinander). Die Unterschiede in den Schrittlängen sind aus den Amplituden dieser Kurven ersichtlich, die jeweils die maximalen Auslenkwinkel der Beine wiedergeben. Bei allen passiven Laufmaschinen, mit Ausnahme von C_{mk} , ist das erste Maximum immer größer als die folgenden. Die Ursache dafür sind die Startauslenkungen und der Anfangsimpuls, der dem Schwungbein zu Beginn jeder Simulation gegeben wurde. Danach regulieren sich die Kurvenverläufe in ein gleichmäßigeres Muster, welches von der Morphologie bestimmt wird und somit für jedes Modell verschieden ist.

Bei den Modellen ohne Kniegelenk nimmt die Amplitude von A_{ok} im Sinne einer gedämpften Sinusschwingung zunehmend ab, während bei den anderen Modellen (B_{ok} , C_{ok}) dieser Kategorie diese annähernd gleichförmig bleibt. Jedoch ist A_{ok} dennoch erfolgreicher, da es die meisten Schritte ausführt. Da im folgenden Kapitel eine Diskussion und ein Vergleich zwischen den verschiedenen Maschinen (mit und ohne Kniegelenk, aktiv betrieben) erfolgen soll, wird an dieser Stelle jeweils ein repräsentatives Modell der zwei unterschiedlichen passiven Laufmaschinen für die im nächsten Kapitel folgende Diskussion ausgewählt. In diesem Falle handelt es sich um das Modell A_{ok} , aufgrund der Schrittzahl und der Zeitdauer, in der es in der Lage war aufrecht zu laufen, wurde es als erfolgreichstes Modell eingestuft. Ein weiterer Grund ist das regelmäßigeres Gangmuster (siehe Abbildung 3.3) im Vergleich zu B_{ok} und C_{ok} .

Bei den Modellen mit Kniegelenk wurde aufgrund der selben Kriterien Modell C_{mk} gewählt, welches als einziges länger als 10.0 *ut* laufen konnte (exakt: 10.37 *ut*). Auch bei den passiven Laufmaschinen dieser Kategorie ist zu beobachten, dass die Sinusschwingungen von zwei Modellen (A_{mk} und B_{mk}) annähernd gleichförmig sind, wohingegen bei C_{mk} die Amplitude im Laufe der Zeit zunimmt.

Im Falle des aktiv betriebenen Modells (A_{aktiv}) ist ein unregelmäßiger Kurvenverlauf zu beobachten, welcher sich auch in dem Schrittmuster in Abbildung 3.7 widerspiegelt. Dennoch liegen die maximalen Auslenkwinkel im Mittel in einem vergleichbaren Bereich von Modell A_{ok} . Die Morphologie dieser beiden Modelle ist komplett identisch, da hier die Anwendung des passiv dynamischen Laufens auf ein aktuatorisch Unterstütztes durchgeführt wurde. Ein genauerer Vergleich zwischen diesen beiden Modellen wird im folgenden Kapitel vorgenommen.

Tabelle 3.5: Beinlänge L_B , Weg Δs , Zeit Δt , Geschwindigkeit \bar{v} , Schrittfrequenz (Einzelschritt) \bar{f} und Schrittlänge \bar{S}_l aller Laufmaschinen. *rel*: Länge in Beinlängen.

Modell	L_B	Δs		Δt	\bar{v}	\bar{f}	\bar{S}_l	
	[ul]	[ul]	[rel]	[ut]	[uv]	[ut ⁻¹]	[ul]	[rel]
A_{ok}	2.282	1.506	0.660	6.530	0.231	0.919	0.527	0.231
B_{ok}	2.611	4.966	1.902	4.760	1.043	0.805	1.443	0.553
C_{ok}	2.424	3.412	1.498	4.610	0.740	0.868	1.158	0.478
A_{mk}	2.365	1.148	0.485	4.360	0.263	0.917	0.613	0.259
B_{mk}	2.088	2.402	1.150	4.190	0.573	0.955	0.984	0.457
C_{mk}	2.212	2.673	1.208	8.670	0.308	0.923	0.652	0.295
A_{aktiv}	2.282	5.465	2.395	8.640	0.633	1.158	0.883	0.387

3.4.2 Vergleich

In Tabelle 3.5 erfolgt ein Vergleich der "Leistung" der verschiedenen Modelle. Es werden unter anderem auch die Beinlängen der verschiedenen Modelle untereinander vergleichend dargestellt. Die Beinlänge ist hier definiert, als der vertikale Abstand vom Hüftgelenkmittelpunkt zum untersten Fußende. Der Messzeitraum für die angeführten Werte wurde wie folgt festgelegt: Der Zeitpunkt $t = 0$ ist der Zeitpunkt an dem zum ersten Mal beide Füße den Boden berühren. In Abbildung 3.8 ist dieser Zeitpunkt für alle passiven Laufmaschinen in der Nähe des ersten Minimums der Hüftwinkelverlaufskurve. Für die aktive Laufmaschine ist es das erste Maximum. Der Zeitpunkt $t=n$ ist der Zeitpunkt, an dem sich das Modell das letzte Mal innerhalb des Zeitrahmens von 10 *ut* in einer gleichen Laufsequenz wie zu Beginn der Messung befindet. D.h. für die passiven Laufmaschinen ist dies das letzte Minimum in der Hüftwinkelverlaufskurve und für die aktive Laufmaschine das letzte Maximum.

Der zurückgelegte Weg Δs , die benötigte Zeit Δt sind Messwerte aus der Simulation. Die Schrittlänge S_l wurde mit Hilfe des Hüftwinkels, der Beinlänge und dem Kosinussatz immer zu dem Zeitpunkt ermittelt, an dem beide Füße Bodenkontakt hatten. Diese Werte wurden dann gemittelt. Die mittlere Frequenz \bar{f} eines Einzelschrittes wurde durch die Anzahl der Schritte in der absolvierten Zeit bestimmt. Alle anderen Werte aus Tabelle 3.5 ergeben sich durch die üblichen Rechenwege.

Aufgrund der unterschiedlichen Morphologien, insbesondere der unter-

schiedlichen Beinlängen sind für einen besseren Vergleich der zurückgelegte Weg und die Schrittlänge zusätzlich in Einheiten der jeweiligen Beinlängen angegeben.

Aus dieser Darstellung lässt sich gut erkennen, worauf die großen Unterschiede in Bezug auf den zurückgelegten Weg beruhen. Betrachten wir zuerst die passiven Modelle ohne Kniegelenk. Wenn wir uns den Weg und die Geschwindigkeiten ansehen, lassen sich große Unterschiede erkennen. So ist B_{ok} mehr als viermal so schnell und legt eine mehr als dreimal so hohe Distanz zurück als Modell A_{ok} , und das in kürzerer Zeit. Die mittlere Schrittfrequenz ist bei B_{ok} im Vergleich zu A_{ok} zusätzlich um 12.4% geringer, die relative Schrittlänge jedoch mehr als doppelt so groß. Auch bei den Modellen mit Kniegelenk sind Unterschiede in den Verhältnissen der Schrittfrequenz und -länge zu erkennen, wobei auch hier die Differenzen in Bezug auf die Schrittlänge gravierender sind, als bei der Schrittfrequenz. Die Unterschiede bezüglich der Schrittlänge lassen sich sehr gut in den unterschiedlichen Amplituden in Abbildung 3.8 erkennen.

Das Modell mit den längsten Beinen, B_{ok} , besitzt die größte Schrittlänge. Das Modell mit den kürzesten Beinen, B_{mk} , besitzt die höchste Frequenz. Die Unterschiede in Schrittfrequenz und Amplitude müssen demzufolge von der Morphologie bestimmt sein. Wir werden das Prinzip, das dahinter steckt, im nächsten Kapitel ausführlich diskutieren.

Das aktive Laufmodell haben wir bis jetzt bei der Betrachtung außen vor gelassen. Es nimmt aufgrund seiner Aktuatorik eine Sonderstellung ein.

In diesem Zusammenhang ist aber ein Vergleich zwischen den morphologisch identischen Modellen A_{ok} und A_{aktiv} trotzdem interessant. Die mittlere Schrittfrequenz von A_{aktiv} ist im Vergleich zu A_{ok} um ca. 26 % höher, die mittlere Schrittlänge sogar um ca. 68 % größer. In diesem Fall sind die Unterschiede auf das Motorverhalten der aktiv kontrollierten Laufmaschine zurückzuführen, wie wir im nächsten Kapitel sehen werden.

Was in dieser Arbeit nicht weiter diskutiert wird, ist eine eingehende Analyse des passiv dynamischen Laufens anhand verschiedenster Morphologieparameter. Zu diesem Thema gibt es mehrere Arbeiten [7, 11, 12, 13, 27, 45, 51], in denen Untersuchung über die Grenzen und Dynamiken des passiv dynamischen Laufens und dem Parameterraum, in dem dies überhaupt möglich ist, durchgeführt wurden.

In dieser Arbeit wollen wir uns vorallem der Frage widmen, wie es möglich ist, Elemente des passiv dynamischen Laufens auf eine senso-motorische Laufmaschine anzuwenden. Deswegen werden im Folgenden die Grundvoraussetzungen diskutiert, der Schwerpunkt liegt aber in der Anwendung des passiv dynamischen Laufens auf ein aktuatorisches Laufmodell.

Kapitel 4

Diskussion

Im ersten Teil dieses Kapitels werden die passiv Laufmaschinen mit und ohne Kniegelenk untereinander verglichen und ausgewertet. Der zweite Teil ist dem Unterschied zwischen passivem und motorisch unterstütztem Laufen gewidmet. Anschließend wird diskutiert, wie die Anwendung der Elemente des passiv dynamischen Laufens auf ein aktuatorisch betriebenes Laufmodell gelungen ist. Am Ende werden die kritischen Zustände der Modelle dargestellt und mögliche Verbesserungen und Erweiterungen vorgestellt.

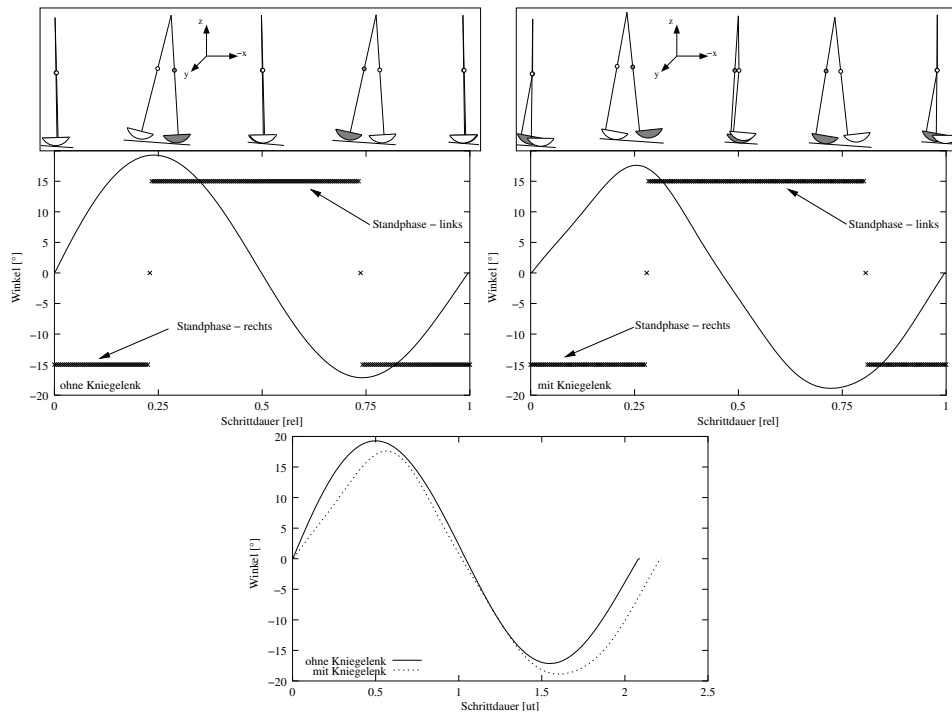


Abbildung 4.1: Verlauf des Hüftgelenkwinkels und schematische Darstellung für einen Doppelschrittzzyklus.

4.1 Passiv dynamisches Laufen

Im Folgenden wird das passiv dynamische Laufen mit und ohne Kniegelenk miteinander verglichen und näher untersucht. Es handelt sich hierbei um das Modell A ohne Kniegelenk (A_{ok}) und um das Modell C mit Kniegelenk (C_{mk}).

Betrachten wir vorerst Abbildung 4.1. Dargestellt sind die Kurvenverläufe des Hüftgelenkwinkels für einen Doppelschrittzzyklus, wobei zu beachten ist, dass positive Werte bedeuten, dass sich das linke vor dem rechten Bein befindet und umgekehrt für negative Werte. Die Schrittzyklen sind aus Abbildung 3.8 (Seite 46) entnommen. Für A_{ok} wurde der Doppelschritt zwischen der Zeit 2.06 und 4.14 ut gewählt, für C_{mk} zwischen 3.32 und 5.53 ut . Desweiteren ist der Fußkontakt aufgetragen, wobei im negativen Bereich der rechte Fuß in Bodenkontakt steht (Standbein - rechts), und im positiven Bereich der linke Fuß (Standbein - links). Zum besseren Vergleich sind

die Laufmaschinen zusätzlich schematisch alle 0.25 Zeitschritte dargestellt. Diese schematische Darstellung ist eine 2D Projektion der Winkel in der XZ-Ebene. Das untere Diagramm dieser Abbildung gibt noch einmal den nicht normierten Verlauf des Hüftgelenkwinkels wieder.

Die beiden passiven Laufmaschinen zeigen sowohl in Bezug auf die Frequenz, als auch bezüglich der maximalen Auslenkwinkel des Hüftgelenks ein ähnliches Verhalten. Aber es gibt noch mehr Ähnlichkeiten zwischen diesen beiden Modellen. Dazu sei hier noch einmal auf die Ergebnisse aus dem vorangegangenen Kapitel zurückgegriffen (Tabelle 48, Seite 48). Wir entdecken dabei auch Ähnlichkeiten in der mittleren Schrittfrequenz, Schrittlänge und Fortbewegungsgeschwindigkeit.

Auch in Bezug auf ihre evolvierten Startbedingungen gibt es nur geringe Unterschiede zwischen den beiden Modellen. Diese Parameter ergaben sich nach der Evolution (Abschnitt 3.2.1) der Modelle zu:

$$\begin{array}{lll} A_{ok} : & \Phi_l = 8.544^\circ & \Phi_r = -10.356^\circ & p_f = -0.763 \text{ uF}\cdot\text{ut} \\ C_{mk} : & \Phi_l = 8.828^\circ & \Phi_r = -10.220^\circ & p_f = -0.160 \text{ uF}\cdot\text{ut} \end{array}$$

Auch die Beinlängen liegen mit 2.228 ul bei A_{ok} und 2.212 ul für C_{mk} sehr nah beieinander. Größere Unterschiede jedoch gibt es bei den Massen und ihrer Verteilung (Tabelle 3.1 und 3.2, Seite 34 und 35).

Die Startbedingungen sind für die Initialisierung des Ganges entscheidend. Einmal initialisiert, wird der Gang durch die Eigendynamik des Systems bestimmt. Die Vermutung liegt also nahe, dass der Zusammenhang zwischen den ähnlichen Laufmustern auf die Beinlänge zurückzuführen ist. Widmen wir uns den Beinlängen also zuerst und verschieben die Diskussion über die Massen und ihre Verteilungen auf spätere Abschnitte.

Wir schon erwähnt, basiert die Funktion des passiv dynamischen Laufens auf dem Pendelprinzip [27]. Inwiefern dies auf die hier evolvierten Laufmaschinen zutrifft, soll im nächsten Abschnitt geklärt werden.

4.1.1 Das Pendelprinzip

Bei einer Reduzierung eines Bein auf ein einfaches Fadenpendel, wird die Beziehung zwischen dem im vorangegangenen Abschnitt erkannten ähnlichen Laufmuster zwischen Modell A_{ok} und C_{mk} und den kaum verschiedenen Beinlängen dieser beiden Modelle deutlich. Die Periodendauer eines solchen Pendels berechnet sich nach $T = 2\pi \cdot \sqrt{\frac{l}{g}}$. Die Frequenz hängt folglich nur von der Länge des Pendels ab.

Im Falle der hier zu betrachtenden Beine ist eine solche Vereinfachung

jedoch nicht so leicht möglich. Eine bessere Form der Vereinfachung besteht darin, das Bein als ein physikalisches Pendel zu betrachten und auf einen homogenen dünner Zylinderstab zu reduzieren.

Um dies näher zu untersuchen, wurden beide Modelle mit dem rechten Teil (Bein, Fuß und Hüfte) in der Welt fixiert, so dass das linke Bein frei schwingen konnte. Bei jedem Modell wurde dieses Bein nun zu Beginn soweit ausgelenkt, dass der Hüftwinkel den Maximalwinkeln aus den Kurven von Abbildung 4.1 entsprach. Die Schwingungskurven für dieses frei schwingende Bein sind im Vergleich zur Hüftwinkelkurve beim Laufen in Abbildung 4.2 aufgetragen. Erkennbar ist, dass sich frei schwingendes und laufendes Bein in Bezug auf ihre Maximalamplituden fast identisch verhalten (linkes auf die Periodendauer normiertes Diagramm). Bei den passiven Laufmaschinen wird also der Drehmomentverlust, der einen Amplitudenverlust zur Folge hätte, in Folge des Auftreffens des Schwungbeines auf den Untergrund tatsächlich durch die Gravitation ausgeglichen.

Der beobachtete Frequenzunterschied zwischen laufendem und frei schwingendem Bein lässt sich wie folgt erklären. Bei Betrachtung des Hüftgelenkwinkels ist zu beachten, dass während des Laufens beide Beine eine Pendelbewegung vollziehen. Befindet sich das Schwungbein hinter dem Standbein, kurz nach dem Wechsel von Stand- zu Schwungphase, dann befindet sich der Gelenkpunkt genau in der Mitte zwischen beiden Füßen. In der Phase bis zum Nulldurchgang bewegen sich Stand- und Schwungbein aufeinander zu. Der Hüftgelenkwinkel verkürzt sich demzufolge schneller, als bei einem frei schwingenden Pendel. In der Phase nach dem Nulldurchgang bewegen sich Schwung- und Standbein voneinander weg. Jedoch erfolgt in der selben Phase auch eine Vorwärtsbewegung des Gelenkpunktes, wodurch das Bein zusätzlich beschleunigt wird. In dem Experiment mit einem fixierten Bein treten diese Effekte nicht auf.

Dieses Pendelprinzip soll nun mathematisch beschrieben werden. Das Bein wird also vereinfacht als ein Stab mit verteilten Massenpunkten angenommen. Die Massepunkte bestehen aus den Massezentren der Hüfte, des Ober- und Unterschenkels und des Fußes. Problematisch ist hierbei vor allem der Massepunkt der Hüfte, da dieser nicht auf der gleichen Gerade liegt, wie die restlichen. Wir nehmen trotzdem an, dass alle Massepunkte eine Linie bilden, und der Anfangs- und Endpunkt unseres Stabes durch die Länge des Beines gebildet werden. Nach dem wir den Massenschwerpunkt berechnet haben kann, die Periodendauer T eines solchen physikalischen Pendels nach:

$$T = 2\pi \cdot \sqrt{\frac{J_a}{m \cdot g \cdot a}} \quad (4.1)$$

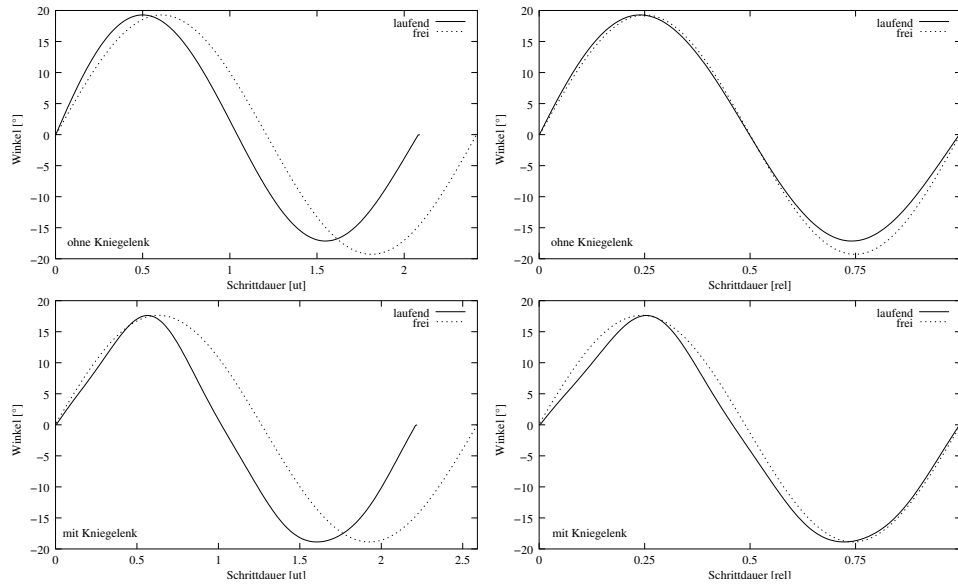


Abbildung 4.2: Vergleich des Hüftauslenkwinkels von laufender Maschine und freischwingendem Bein bei den passiven Laufmaschinen (links). rechts: normiert auf die Periodendauer.

berechnet werden, wobei m die Gesamtmasse, g die Gravitation, a der Abstand der Drehachse vom Schwerpunkt und J_a das Trägheitsmoment an der Drehachse ist. J_a lässt sich nach dem Steinerschen Satz wie folgt berechnen:

$$J_a = J_s + m \cdot a^2, \quad (4.2)$$

wobei J_s das Trägheitsmoment im Schwerpunkt des Körpers ist.

Es ist zu bemerken, dass in die Gesamtmasse eines Beines neben der Masse des Fußes, des Ober- und Unterschenkels nur die Hälfte der Masse der Hüfte einfließt. Da sich das Hüftgelenk im Hüftmittelpunkt befindet, verteilt sich deren Masse auf die rechte und linke Seite, wobei der jeweilige Massenschwerpunkt dort wieder mittig platziert wurde.

Es folgt jetzt der Vergleich zwischen der nach Formel 4.1 errechneten Periodendauer (T_t) und der im oben genannten Experiment mit dem freischwingendem Bein ermittelten Periodendauer (T_s) und der prozentualen Abweichung (P_{diff}) des freischwingenden Beines:

$$\begin{array}{lll} A_{ok} : & T_t = 2.473 \text{ ut} & T_s = 2.420 \text{ ut} & P_{diff} = 2.14 \% \\ C_{mk} : & T_t = 2.324 \text{ ut} & T_s = 2.580 \text{ ut} & P_{diff} = 11.02 \% \end{array}$$

Die Abweichungen sind relativ gering unter Berücksichtigung der Tatsache, dass es sich nicht um einen homogenen dünnen Zylinder handelt. Zu beachten ist, dass sich der Massenschwerpunkt des Hüftanteils nicht auf der selben Geraden mit den anderen Massenschwerpunkten befindet. Dies ist allerdings bei Betrachtung des Pendels nicht relevant, da sich der Hüftmassenschwerpunkt auf der Drehachse befindet. Bei Modell C_{mk} kommt allerdings noch hinzu, dass sich auch der Massenschwerpunkt des Fußes nicht auf der Geraden der Massepunkte befindet, da der Fuß bei den Laufmaschinen mit Kniegelenk nach vorn versetzt wurde. Unter Berücksichtigung dieser Umstände kann zusammenfassend dennoch gesagt werden, dass sich die Beine während des passiven Laufens nach dem Prinzip eines physikalischen Pendels bewegen.

Die sinusförmigen Schwingungen aus Abbildung 4.1 sollen nun zu der Funktion der Form $y(t) = A \cdot \sin(\omega t)$ approximiert werden. Wir erhalten folgende Schwingungsgleichungen mit der dazugehörigen theoretischen Frequenz $f_t = \frac{\omega}{\pi}$ für einen Einzelschritt:

$$\begin{aligned} A_{ok} &: y(t) = 18.183 \cdot \sin(2.9919 * t) & f_t = 0.953 \text{ ut}^{-1} \\ C_{mk} &: y(t) = 17.645 \cdot \sin(2.8173 * t) & f_t = 0.900 \text{ ut}^{-1} \end{aligned}$$

Bei einem Vergleich der theoretischen Frequenzwerte mit den gemittelten Schrittfrequenzen über mehrere Schritte hinweg, die sich für A_{ok} zu 0.919 ut^{-1} und für C_{mk} zu 0.923 ut^{-1} ergeben (Tabelle 3.5, Seite 48), ist eine gute Näherung erkennbar. Es wird allerdings deutlich, dass beim realen Laufen C_{mk} eine höhere Frequenz und eine kürzere Beinlänge besitzt als A_{ok} und damit die Erklärung des Schwingungsverhalten in Zusammenhang mit der Beinlänge durch das Pendelprinzip erklärt werden kann. Bei den approximierten Frequenzwerten besitzt A_{ok} eine etwas höhere Frequenz, was zeigt, dass sich mit durch Betrachtung eines physikalischen Pendels dem Schwingungsverhalten zwar genähert werden kann, diese Näherung jedoch nicht exakt ist.

Bei der Betrachtung über mehrere Schritte hinweg ist zusätzlich zu beachten, dass es sich bei A_{ok} um eine gedämpfte und bei C_{mk} um eine verstärkte Sinusschwingung handelt. Aus diesem Grund heraus lässt es sich auch erklären, dass die Maxima bei dem hier betrachteten Doppelschritt bei A_{ok} ab- und bei C_{mk} zunehmen.

Einen weiteren interessanten Unterschied, den wir Abbildung 4.1 entnehmen können, ist der Zeitpunkt, zu dem der Wechsel von Schwung- zu Standbein stattfindet. Bei A_{ok} erfolgt dieser Wechsel etwa bei Erreichen der Maximalamplitude des Hüftwinkels, während dies bei C_{mk} erst kurze Zeit danach geschieht. Die Ursache dieses Unterschiedes lässt sich leicht

erklären. Erreicht das Schwungbein von A_{ok} sein Maximum, befindet sich der Körper bereits in einer leichten Fallbewegung, da er um so mehr nach unten gezogen wird desto weiter das Schwungbein ausgelenkt ist. Dadurch findet der Wechsel unmittelbar beim Erreichen des Maximums statt. Bei dem Modell mit Kniegelenk muss jedoch zusätzlich noch beachtet werden, dass der Unterschenkel am Ende der Schwungphase des Beines in seiner eigenen Schwungphase durch den mechanischen Stopp, der ein Überstrecken verhindert, abrupt gebremst wird. Durch diesen Stopp erfährt das Bein noch einmal einen zusätzlichen Impuls, dessen Energie aus der kinetischen Energie des schwingenden Unterschenkels stammt. Die somit am Kniegelenk auftretende Kraft wirkt zum einem nach vorn und lenkt das Bein noch ein wenig weiter aus. Zum anderem wirkt diese Kraft auch nach oben und damit der Fallbewegung des Körpers entgegen. Dadurch verzögert sich das Auftreffen des Fußes auf den Boden und damit auch der Wechsel von Schwung- und Standphase¹. Durch den zusätzlichen Impuls am Ende jeder Schwungphase bei C_{mk} lässt sich auch erklären, warum über einen längeren Zeitraum die Amplituden des Hüftwinkels zunehmen, wie es in Abbildung 3.8 (Seite 46) erkennbar ist.

Es konnte also festgestellt werden, dass beim passiven Laufen mit und ohne Kniegelenk die Beinlänge einen entscheidenden Faktor darstellt. Beide hier diskutierten Modelle besitzen eine ähnliche Beinlänge (2.282 ul bei A_{ok} und 2.212 ul bei C_{mk}) und zeigen ein ähnliches Laufmuster, obwohl die Massenverteilung im Vergleich zu den Beinlängen unterschiedlich ist. Die andere Massenverteilung ist notwendig, da beim Laufen mit Kniegelenk das Bein ein Doppelpendel bildet, welches eine andere Massenverteilung voraussetzt, um ein Laufmuster auszubilden. Wir werden uns dies im nächsten Abschnitt ein wenig genauer ansehen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der entscheidende Punkt für ein bestimmtes Laufmuster bei den hier vorgestellten passiven Laufmaschinen die Beinlänge ist. Dabei spielt es kaum eine Rolle, ob mit oder ohne Kniegelenk.

¹Dies ist leicht selbst ausprobieren, in dem ersteinmal geradbeinig ohne Benutzung der Knie eine Strecke entlangläufen wird und dann mit Einsatz der Knie. Wenn dabei versucht wird, die Verzögerung der Unterschenkelbewegung, die beim Menschen auftritt, zu vermeiden, und den Unterschenkel mit voller Geschwindigkeit bis zur maximalen Auslenkung schwingen lässt, kann ein ähnliches Verhalten beobachtet werden.

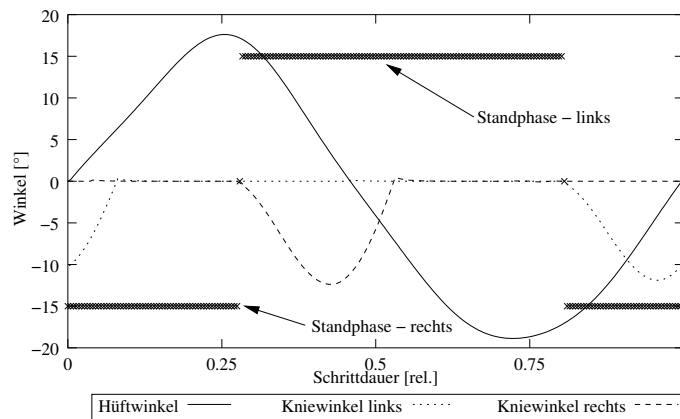


Abbildung 4.3: Winkel der Hüft- und Kniegelenke bei der passiven Laufmaschine mit Kniegelenk.

4.1.2 Laufen mit Kniegelenk

Betrachten wir uns die Massenverteilung im Bein von Modell A_{ok} und C_{mk} in den Tabellen 3.1 und 3.2 (Seite 34 und 35). Der gravierendste Unterschied liegt im Verhältnis von Ober- zu Unterschenkelmasse. Bei A_{ok} finden wir ein Verhältnis von ungefähr 1 : 0.1, bei C_{mk} jedoch von 1 : 5.9.

In Abbildung 4.3 sind der Verlauf des Hüft- und der beiden Kniegelenkwinkel dargestellt. Zu sehen ist wiederum der Doppelschrittzyklus aus Abbildung 4.1.

Aufgrund der höheren Masse und dem Längenverhältniss von Unter- zu Oberschenkel besitzt der Unterschenkel bei C_{mk} ein höheres Trägheitsmoment. Aus diesem Grund heraus wird der Unterschenkel beim Vorwärtsschwingen des Schwungbeines überhaupt erst ausgelenkt. Beim Menschen ist die Massenverteilung genau umgedreht. Der Oberschenkel ist deutlich schwerer als der Unterschenkel. Die Flexion wird durch Muskelkraft ermöglicht, die Extension läuft beim normalen Laufen weitestgehend passiv ab. Die passive Laufmaschine verfügt aber über keine Aktuatorik im Kniegelenk. Es handelt sich bei der Knieflexion hier um einen anderen Mechanismus als beim Menschen.

Betrachten wir den Verlauf der Winkel der Kniegelenke etwas genauer. Sie erreichen nie positive Werte, da bei einem Wert von 0° ein mechanischer Stopp implementiert wurde, der ähnlich wie beim Menschen eine Überstreckung verhindert.

Die Flexion beginnt direkt nach dem Wechsel von Stand- zu Schwungbein und endet nach ungefähr der Hälfte der Schwungphase. Eine Streckung ist zwingend notwendig, bevor das Schwungbein den Boden berührt und in das Standbein wechselt. Wäre zu diesem Zeitpunkt des Kniegelenk nicht gestreckt, würde das Bein einknicken und die Maschine umfallen.

Weiterhin ist zu sehen, dass die Maxima der Kniewinkel nicht wie erwartet beim Nulldurchgang bzw. kurz nach dem Nulldurchgang des Schwungbeines auftreten. Erwartet worden wäre dies, da in jenem Fall der Abstand des jeweiligen Schwungfußes zum Boden maximal wäre.

Betrachten wir hierzu den entsprechenden Weg des Hüftmittelpunktes aus Abbildung 4.8 (Seite 67) genauer, stellen wir fest, dass dies nicht zwingend erforderlich zu sein scheint, da die lateralen Schwankungen der Hüfte im Vergleich zu der passiven Laufmaschine ohne Kniegelenk in denselben Dimensionen liegen. So wird das Passieren des Schwungbeines bei dem Modell mit Kniegelenk ebenfalls hauptsächlich durch diese lateralen Schwankungen garantiert. Wir werden im folgenden Abschnitt sehen, worin die Ursachen der lateralen Schwankungen liegen und warum diese Schwankungen für das passive Laufen der hier vorgestellten Laufmaschinen notwendig ist.

Es stellt sich die Frage, worin die Vorteile von Kniegelenken beim passiven Laufen liegen. Wir werden in der noch folgenden Diskussion über die kritischen Zustände der hier vorgestellten Laufmaschinen noch feststellen, dass vor allem eine Minimierung der lateralen Schwankungen der Hüfte erfolgen muss.

In diesem Zusammenhang werden die Vorteile der Kniegelenke offensichtlich. Denn nur mit Kniegelenken ist es bei minimalen Seitwärtsschwankungen möglich, ein Vorbeischwingen des Schwungbeines zu gewährleisten. Der Grund liegt darin, dass es überhaupt erst durch die Schwankungen möglich ist, dass sich der Massenschwerpunkt der Laufmaschine über das Standbein verlagern kann. Dadurch neigt sich der Körper zur Seite (Vergleiche Abbildung 4.9) und das Schwungbein kann das Standbein passieren. Entfallen diese Schwankungen, muss das Schwungbein verkürzt werden, damit es passieren kann. Und in diesem Moment kann um die Konstruktion eines Kniegelenks nicht mehr herumgekommen werden.

4.2 Aktives Laufen

Im folgenden Abschnitt werden wir uns der aktiven Laufmaschine A_{aktiv} widmen. Wir werden untersuchen, worin die Unterschiede zu dem morphologisch identischen passiven Modell A_{ok} liegen. Und wie im Kontext dieser

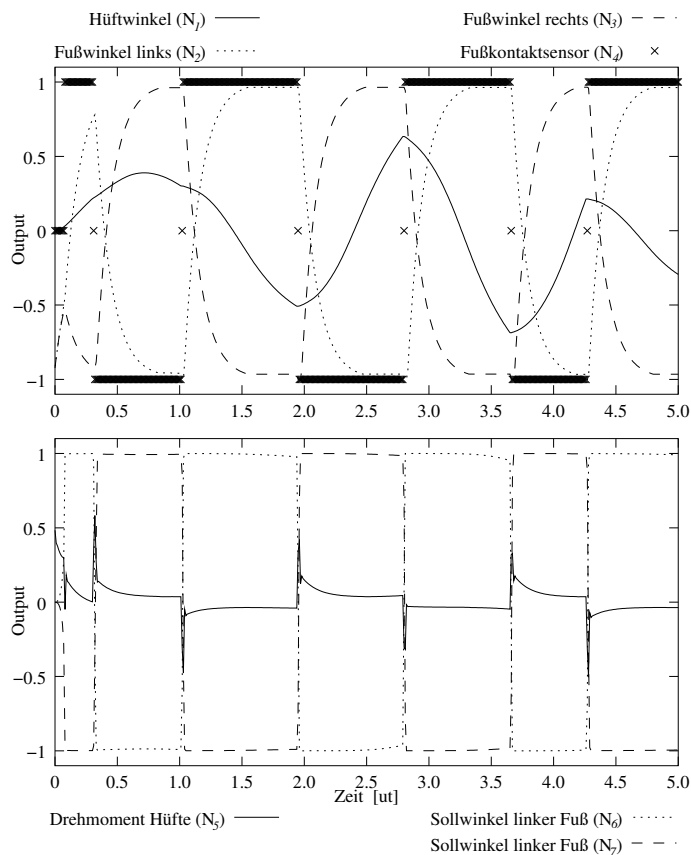


Abbildung 4.4: Output der In- und Outputneuronen des Neurokontrollers (Abbildung 3.5). oben: Inputneuronen; unten: Outputneuronen.

Arbeit Elemente des passiv dynamischen Laufens auf das aktuatorisch unterstützte Laufen übertragen werden konnten.

4.2.1 Analyse der Aktuatorik

Betrachten wir zunächst Abbildung 4.4 genauer. Dargestellt ist jeweils der Output der Eingangs- und Ausgangsneuronen für den Zeitbereich von 0.0 *ut* bis 5.0 *ut*. Wie diese Aktivitäten auf die Motorkommandos projiziert werden, ist in Abschnitt 2.2.4.1 dargestellt.

In dieser Abbildung wird die Auswirkung der im vorangegangenen Kapitel (Abschnitt 3.3.2) angesprochenen Hysterese der beiden Outputneuronen

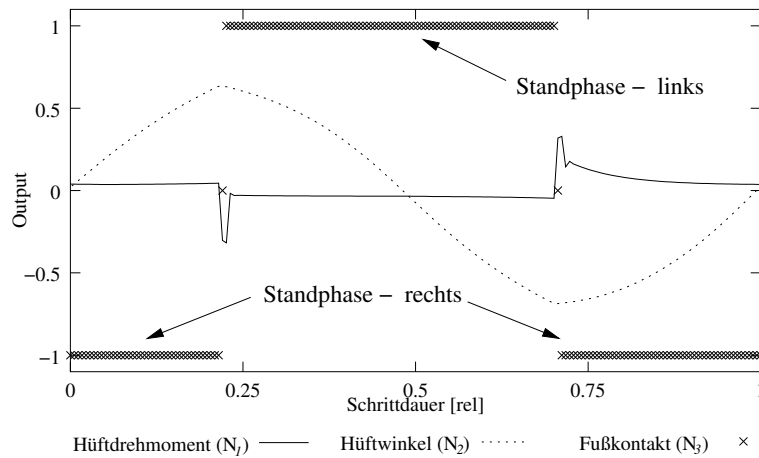


Abbildung 4.5: Drehmoment des Hüftmotors als Output des entsprechenden Neurons im Vergleich zum Output des Sensorneurons des Hüftgelenkwinkels.

ersichtlich, die die Fußmotoren kontrollieren. Es gibt für beide immer nur 2 Aktivitätszustände, Maximalwinkel oder Nullwinkel (1 oder -1). Anhand der Inputneuronen, die die Sensorinformation über den Istwinkel der Fußgelenke liefern, lässt sich die Reaktionskurve der Servomotoren auf diese zwei Kommandos ablesen (Eigenschaften der Servomotoren siehe Abschnitt 2.2.4).

Es ist zu erkennen, dass das Umschalten zwischen diesen beiden Zuständen immer dann erfolgt, wenn beide Füße in Bodenkontakt stehen. Der Fuß des folgenden Schwungbeines begibt sich in die Nullwinkelstellung und verkürzt somit insgesamt das Bein. Der Fuß des folgenden Standbeines begibt sich in die Maximalwinkelstellung und verlängert damit das Bein insgesamt. Dadurch entsteht ein idealer Zustand für die Schwungphase. Das verkürzte Schwungbein kann unproblematisch das verlängerte Standbein passieren.

Widmen wir uns jetzt dem Verhalten des Hüftgelenkwinkels und dem entsprechenden Motor. In Abbildung 4.5 ist der Output für das zu erzeugende Drehmoment des Hüftmotors für einen Doppelschrittzyklus dargestellt. Als Anhaltspunkte sind der Istwinkel des Hüftgelenks und die Fußkontakte aufgetragen. Es ist deutlich zu sehen, dass während der Schwungphase das Drehmoment nur minimal über oder unter Null liegt, je nachdem welches Bein sich in der Schwungphase befindet. Somit wird das Schwungbein in seiner Bewegung minimal durch den Motor unterstützt. Ist der Gelenkwinkel positiv, so bedeutet dies, dass sich das linke Bein vor dem rechten befindet.

Demnach befindet sich das linke Bein im Zeitbereich der relativen Schrittdauer von 0.0 bis 0.22 in der Schwungphase, es wird dabei durch ein sehr geringes Drehmoment in seiner Vorwärtsbewegung unterstützt. Danach haben beide Füße für einen Zeitschritt Bodenkontakt. Es findet der Wechsel zwischen Schwung- und Standphase statt. Genau in diesem Moment erfolgt der Drehmomentverlust beim Auftreffen des linken Fußes auf den Untergrund und genau in diesem Zeitschritt und im darauffolgenden erreicht das Drehmoment des Hüftmotors sein negatives Maximum, welches den Verlust kompensiert und nun dem rechten Bein einen Vorwärtsimpuls gibt. Nach zwei Zeitschritten fällt das Drehmoment wieder auf einen geringen negativen Wert ab und unterstützt jetzt das rechte Bein in seiner Vorwärtsbewegung. Das rechte Bein ist jetzt das Schwungbein bis zum Zeitpunkt 0.71, bei dem sich der beschriebene Ablauf wiederholt, diesmal um das linke Bein als Schwungbein zu unterstützen.

Untersuchen wir die Drehmomententwicklung über mehrere Schritte hinweg. Wenn wir uns die Outputs des zuständigen Neurons in Abbildung 4.4 ansehen, stellen wir fest, dass dieser Zyklus sich auch über einen längeren Zeitraum wiederholt.

Vernachlässigt man den minimalen Offset während der Schwungphasen, der sich in einem Bereich von ca. ± 0.04 befindet, und bedenkt zusätzlich, dass die Outputs für die Maximaldrehmomente, die sich im Mittel bei ca. ± 0.45 befinden, nur für 2-3 Zeitschritte auftreten und dann wieder auf einen Bereich nahe Null fallen, ist festzustellen, dass der Hüftmotor nur minimal die Bewegung unterstützt und zusätzlich den Drehmomentverlust beim Auftreffen des Schwungbeines auf den Boden ausgleicht.

Bleibt noch die Frage des Energieverbrauchs der Motoren in den Fußgelenken ungeklärt. Dessen Optimierung stand nicht im Vordergrund, wenn gleich diese auch mit in den Energieterm der Fitnessfunktion einfluss (siehe Formel 2.4). Es ist jedoch zu beachten, dass nur zwei Winkelstellungen notwendig sind und damit auch nur Energie für das Erreichen dieser Winkelstellungen benötigt wird. Vor dem Hintergrund, dass der Wechsel dieser Winkelstellungen immer nur bei einem Wechsel von Schwung- und Standphase eines Beines erfolgt, könnte auch eine andere Motor- bzw. Getriebebauweise eingesetzt werden. Im vorliegenden Fall wurden Servomotoren eingesetzt. Hat der Motor einmal den Sollwinkel eingestellt, wird permanent ein Drehmoment erzeugt, um diesen Winkel zu halten. Würden z.B. ein Schneckengetriebe oder geschaltete Motoren eingesetzt, welche passiv eine einmal erreichte Winkelstellung bis zu einer gewissen Belastung halten, so wäre auch im Falle der Fußmotoren lediglich ein Energieaufwand nötig, um diese Winkelstellung zu erreichen. Zum anderen wurde auch die Frage nicht

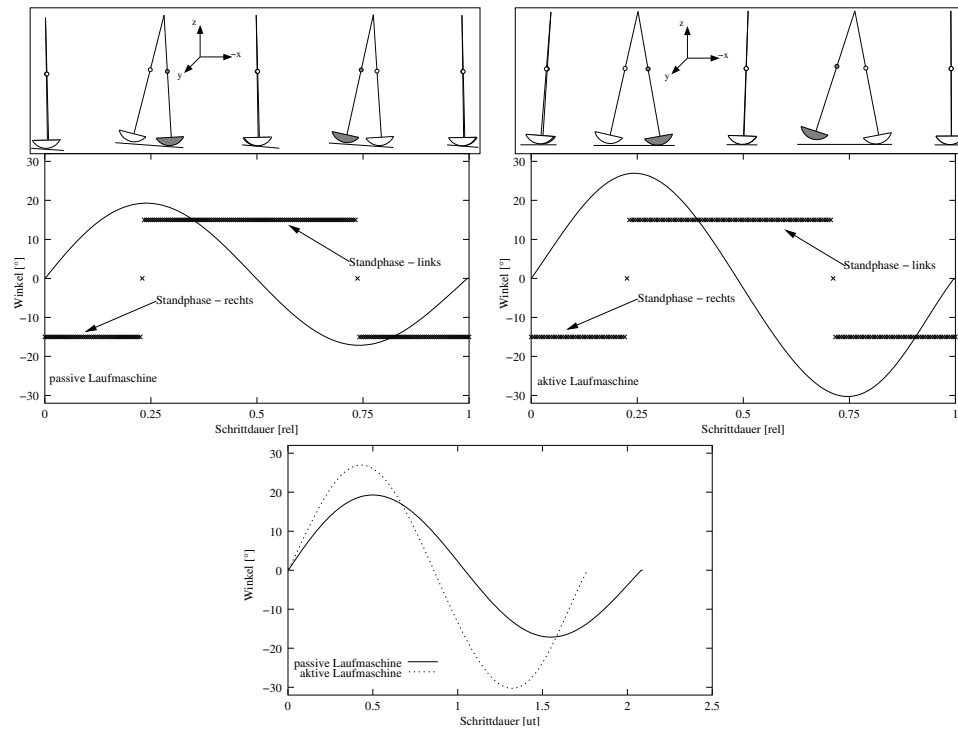


Abbildung 4.6: Verlauf des Hüftgelenkwinkels und schematische Darstellung für einen Doppelschrittzyklus. Passives Laufen vs. Aktives Laufen

diskutiert, inwieweit der maximal zulässige Winkel von 15° im Fußgelenk ideal ist und welche Optimierungen in diesem Punkt noch möglich wären. So könnte der Energieaufwand auch hier noch reduziert werden, indem dieser Maximalwinkel soweit wie möglich herabsetzt wird.

4.2.2 Vergleich zum passiven Laufen

Wir wollen uns jetzt den Unterschieden im Laufverhalten zwischen der passiven und der aktiven Laufmaschine widmen, die morphologisch identischen sind. In Abbildung 4.6 finden wir den selben Doppelschrittzyklus von A_{ok} aus Abbildung 4.1 wieder (links). Zum Vergleich sehen wir rechts einen Doppelschrittzyklus der aktiven Laufmaschine A_{aktiv} . Im unteren Diagramm sehen wir den nicht normierten Verlauf des Hüftgelenkwinkels.

Zwei wesentliche Unterschiede fallen bei den morphologisch identischen Modellen auf, zum einem die Maximalamplituden, die bei A_{ok} in einem Be-

reich von 20° und bei A_{aktiv} in einem Bereich von 30° liegen. Zum anderem unterscheiden sich auch die Frequenzen für einen Einzelschritt. Bei A_{aktiv} ist diese mit 1.130 ut^{-1} , gegenüber A_{ok} mit 0.957 ut^{-1} , deutlich höher. Diese Unterschiede entstehen durch den schon diskutierten Offset beim Drehmoment des Hüftmotors, der die Eigenschwingung des Bein unterstützt.

Diese Beobachtungen werden auch bei der Betrachtung über mehrere Einzelschritte hinweg erkennbar, wie es in Abbildung 3.8 (Seite 46) dargestellt ist. In dieser Abbildung erkennen wir einen weiteren signifikanten Unterschied zwischen diesen beiden Modellen und zwar den unregelmäßigeren Kurvenverlauf des Hüftgelenkwinkels bei A_{aktiv} . Bei rein passiven Laufen trat bei keinen Modellen ein solcher Verlauf auf. Die passiven Laufmaschinen können sich auch nur aufgrund ihrer Eigendynamik fortbewegen. Bleiben wir bei Abbildung 3.8 sehen wir, dass sich alle passiven Modelle nach dem ersten Schritt auf ein verhältnismäßig konstantes Laufmuster einpegeln. Zu Beginn dieses Kapitels hatten wir schon diskutiert, dass dies auf die Morphologieparameter zurückzuführen ist.

Das unregelmäßige Muster bei der aktiven Laufmaschine ist sicher nicht ideal. Bei der Evolution des Kontrollers wurde dies auch nicht berücksichtigt. Es gab in der Fitnessfunktion (Formel 2.2.4.2, Seite 30) keinen Term, der die Qualität des Laufmusters evaluierte. Dies muss aber kein Nachteil sein, denn wie wir gesehen haben, ist das aktiv kontrollierte Modell dennoch weit erfolgreicher als alle passiven Modelle. Das System ist sensorgetrieben und ist damit in der Lage, Unregelmäßigkeiten seines Laufmusters auszugleichen.

Besonders deutlich wird dies in Abbildung 4.7. Deutlich erkennbar sind die unterschiedlichen maximalen Drehmomente des Hüftmotors im Vergleich zu den maximalen Auslenkwinkel des Hüftgelenks. Bei den passiven Laufmaschinen wurde das Laufmuster ausschließlich durch die Morphologie reguliert. Ist das Laufmuster einmal entwickelt, ist keine Änderung mehr möglich. Bei der aktiven Laufmaschine hingegen erfolgt diese Regulierung über den neuronalen Controller, welcher in der Lage ist auf Änderungen zu reagieren. In Abbildung 4.7 ist zu erkennen, dass bei kleineren Maximalauslenkungen des Hüftgelenks das erzeugte Drehmoment des Motors deutlich größer ist als bei größeren Maximalauslenkungen. Der Controller reguliert das Drehmoment demzufolge immer so, dass ein um so größeres Drehmoment erzeugt wird, desto kleiner der Hüftgelenkwinkel beim Auftreffen des Schwungbeines auf den Boden ist. Diese Regulierung findet aber immer nur beim Wechsel von Schwung- zu Standphase statt. Der positive/negative Offset, der während der Schwung- und Standphasen zu beobachten ist, erreicht über den gesamten Zeitraum immer das gleiche Niveau. Schauen uns wir den Kontrolle in Abbildung 3.6 (Seite 43) nocheinmal an, sehen wir, dass sich dieser

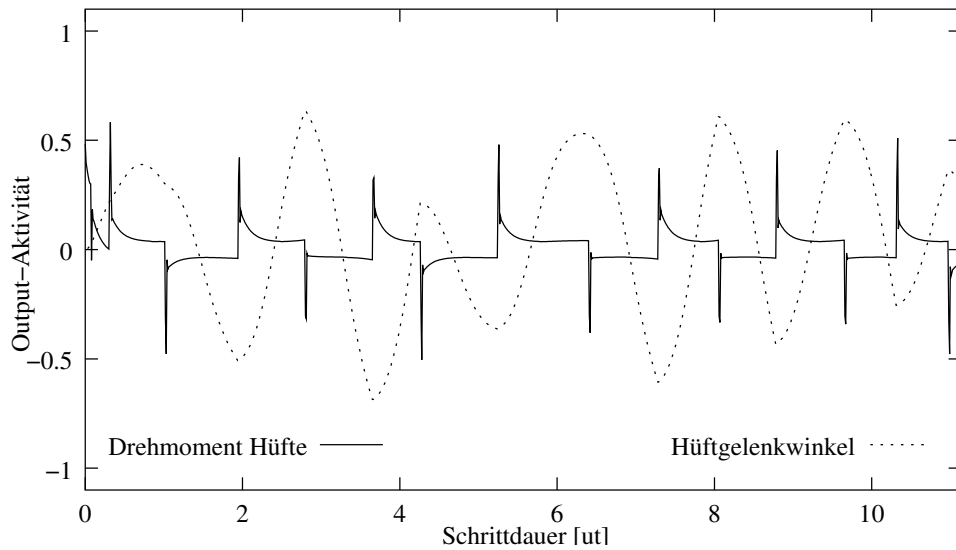


Abbildung 4.7: Output-Aktivität des Motorneurons des Hüftmotors und des Sensorneurons des Hüftgelenkwinkels des Controllers der aktiven Laufmaschine.

Offset aus den Differenzen der Synapsengewichte von den Inputneuronen (N_2 und N_3) ergibt, die die Sensorinformationen über die Fußgelenkwinkel liefern. Die Differenz entspricht genau dem Offset-Wert.

Der gedämpfte Übergang vom maximalen Drehmoment in den Offsetbereich kommt durch die negative Rückkopplung des Motorneurons (N_5) zustande, welches die Drehmomente des Hüftmotors kontrolliert.

Zusammenfassend können wir sagen, dass sich im Vergleich das aktive Modell schneller und mit einer größeren Schrittlänge fortbewegt, als das passive Modell. Die Ursache dafür ist der Offset im Drehmoment des Hüftmotors. Zusätzlich findet bei der aktiven Laufmaschine noch eine Regulierung des Laufmusters über den gesamten Zeitraum statt. Aus diesen Gründen heraus ist die aktive Laufmaschine auf ebenem Boden erfolgreicher als die passive Laufmaschine auf einem Gefälle, und dennoch wird bei der aktiven Laufmaschine die Eigendynamik, die sich aus der Morphologie heraus ergibt, während der Schwungphase genutzt, denn für ein kontinuierliches Laufen auf ebenem Boden wäre der minimale Offset des Drehmoments während der Schwungphase zu klein.

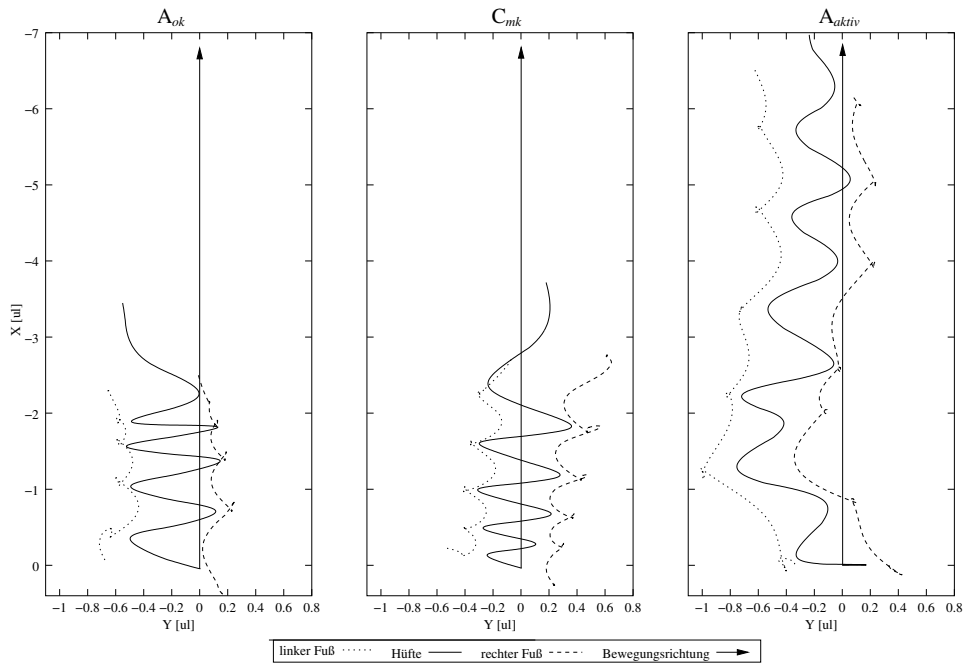


Abbildung 4.8: Bewegung des Hüftmittelpunktes und der beiden Fußmittelpunkte in der XY Ebene projiziert (Draufsicht).

4.3 Kritische Zustände der Modelle

Im Folgenden sollen nun die kritischen Zustände der Laufmaschinen diskutiert werden. In Abbildung 4.8 ist für alle drei Modelle der Weg des Hüftmittelpunktes und der Fußmittelpunkte in der XY-Ebene dargestellt. Als Vergleich wurde eine senkrechte Linie eingezeichnet, deren unterer Startpunkt auch gleichzeitig den Startpunkt des Hüftmittelpunktes kennzeichnet. Besonders für die passiven Modelle wäre es optimal, wenn die Hüfte bezüglich der Y-Koordinaten im Mittel um diese Linie oder eine zu dieser parallel stehenden Linie schwanken würde. Denn dann würde das Modell, abgesehen von den lateralen Schwankungen, die Rampe geradlinig herunterlaufen. Bei beiden passiven Laufmaschinen ist jedoch eine Abweichung zu erkennen. Das Modell ohne Kniegelenk zeigt eine Tendenz nach links (negative Y-Richtung) und das Modell mit Kniegelenk nach rechts (positive Y-Richtung). Unter anderem liegt darin eine der Hauptursachen dafür, dass keine passive Laufmaschine in der Lage war, einen längeren Zeitraum konti-

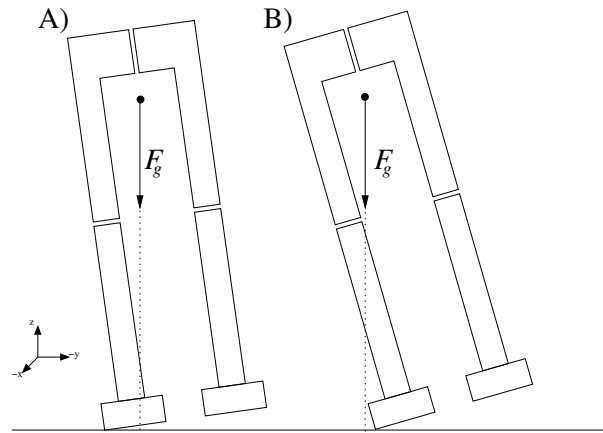


Abbildung 4.9: Kritische (B) und unkritische (A) laterale Schwankungen des Schwerpunktes.

nuierlich zu gehen. Denn läuft das Modell schräg (in Bezug auf die X-Achse) die Rampe herunter, wirken die Kraftkomponenten der Gravitation nicht mehr nur in der sagittalen Ebene. Desto schräger das Modell steht, desto größer wird die Kraft, die lateral wirkt und damit zwangsläufig zum Kippen führt. Ein weiterer Nachteil der so entsteht, liegt darin, dass desto schräger das Modell bezüglich der X-Achse steht, desto weniger Kontaktpunkte besitzt der Fuß aufgrund seiner Konstruktion mit dem Boden. Dadurch wird die Gleitreibungskraft vermindert, was unweigerlich zu einem Wegrutschen des Fußes führt. Bei der aktiven Laufmaschine auf ebener Oberfläche spielen diese Aspekte keine entscheidende Rolle, in diesem Zusammenhang ist die Laufrichtung kein kritischer Punkt.

In Abbildung 4.8 sind auch die lateralen Schwankungen der Hüfte gut zu erkennen. Der horizontale Abstand zwischen den Linien, die die Wege der Füße markieren, ist immer gleich, da keine Gelenke eine laterale Bewegung der Beine zulassen. Dieser Abstand ist durch die Breite der Hüfte charakterisiert. Betrachten wir vorerst die passiven Laufmaschinen etwas genauer. Auffällig ist, dass die lateralen Schwankungen der Hüfte fast über den gesamten Bereich zwischen den Füßen verlaufen. Bei dem Modell mit Kniegelenk sind diese zu Beginn geringer, nehmen im Verlauf aber zu und erreichen ein ähnliches Niveau wie bei dem Modell ohne Kniegelenk.

Diese Schwankungen lassen sich wie folgt erklären. Damit ein Bein das Andere passieren kann, muss der Gesamtkörper zur Seite kippen, da die

Füße starr an die Beine gekoppelt sind und sonst kein anderer Mechanismus vorhanden ist, der dies ermöglichen würde. Abbildung 4.9 zeigt die Schwierigkeit dabei. Der Schwerpunkt muss auf der Y-Achse immer zwischen den Füßen liegen (A). Verlagert dieser sich zu weit nach außen, kippt die Laufmaschine, ohne dass diese Bewegung aufgefangen werden kann. Bei beiden passiven Modellen ist der größte Teil der Gesamtmasse des Körpers in der Hüfte konzentriert (63.0% bei A_{ok} , 64.2% bei C_{mk}). Die restlichen Massen (Beine) liegen symmetrisch links und rechts der Hüfte. Also können wir annehmen, dass der Gesamtschwerpunkt des Körpers bezüglich der Z-Achse auf einer Linie mit dem Hüftmittelpunkt liegt. Wenn wir nun zu Abbildung 4.8 zurückkehren, bedeutet dies, desto mehr sich der Hüftmittelpunkt einer der beiden Fußlinien, nähert, desto instabiler wird das System. Überschreitet dieser Punkt die Fußlinien, ist ein Kippen der Laufmaschine unausweichlich. Für die passiven Laufmaschinen bedeutet dies, dass sich die Maximalschwankungen der Hüfte permanent an der Grenze zu einem instabilen Zustand befinden. Allerdings ermöglicht dies jedoch maximalen Freiraum für das jeweilige Schwungbein das entsprechende Standbein zu passieren, da die Maximalamplituden der lateralen Schwankungen immer beim Nulldurchgang der Beine (Hüftwinkel = 0°) auftreten. Bei einem Vergleich der aktiven Laufmaschine mit der Passiven, fällt auf, dass sich der Schwerpunkt in einem weniger kritischen Bereich befindet, was auf das aktive Anheben der Füße zurückzuführen ist, die den nötigen Freiraum für das Schwungbein ermöglichen. Der Erfolg durch diese Verbesserung wird in Abbildung 4.8 offensichtlich, wenn die zurückgelegte Wegstrecke der aktiven mit den passiven Laufmaschinen verglichen wird, insbesondere im Unterschied zum dem passiven Modell ohne Kniegelenk, welches eine identische Morphologie wie die aktive Laufmaschine besitzt.

4.4 Mögliche Verbesserungen

Um den Gang der passiven Laufmaschinen weiter zu optimieren, wäre bei den gerade angesprochenen seitlichen Schwankungen ein erster Ansatzpunkt. Es sollte ein Optimum an lateralen Schwankungen gefunden werden, so dass diese Schwankungen minimal bleiben aber dennoch genug Freiraum zum Boden gewährleistet werden, damit das Schwungbein am Standbein vorbeipendeln kann. Eine Möglichkeit wäre zum Beispiel das seitliche Anbringen von Gewichten, ähnlich zu den Armen bei Menschen, die gleichförmig zu den gegenüberliegenden Beinen schwingen [7]. Als weiteres würden auch in Bezug auf diesen Punkt elastische Elemente im Fuß die lateralen Schwingungen

dämpfen, je größer diese werden.

Der nächste Schritt wäre also, ein robusteres Laufmodell zu entwickeln und dabei zu evaluieren, welche Elemente für diese Robustheit notwendig sind.

Nicht nur bezüglich der Füße und eventueller Armelemente sollte eine Umgestaltung in Betracht gezogen werden. So sind in dieser Arbeit die Grundmorphologieparameter evolviert wurden. Dies könnte erweitert werden, indem auch andere Aspekte in die Evolution integrieren würden, wie z.B. die Lage der Massepunkte bezüglich ihrer Geometrien. Es sollte allerdings genau geprüft werden, welcher Parameterraum sinnvoll für eine Evolution ist. Denn, desto größer der Parameterraum ist, desto schwieriger wird es in der Regel sein globales Maximum in der Fitnesslandschaft zu finden.

Weitere Teile dieses Parameterraums könnten dann auch unterschiedliche Reibungskomponenten in den Gelenken oder auf der Oberfläche sein. Auch eine sinnvolle Oberkörperkonstruktion würde eine sinnvolle Erweiterung darstellen, um vor allem die Rotationen der Hüft um die Z-Achse zu minimieren.

Im Kontext dieser Arbeit wurde auf solche Optimierungsarbeiten verzichtet, da das passiv dynamische Laufen, zumindest über eine bestimmte Distanz, nachgewiesen wurde, und es im weiteren darum ging, die Ergebnisse auf das aktuatorisch unterstützte Laufen anzuwenden.

Kapitel 5

Schlussfolgerungen

Es folgt eine kurze Zusammenfassung der Ergebnisse und Erkenntnisse, die wir aus den Experimenten gewonnen haben. In diesem Zusammenhang werden Anwendungsmöglichkeiten für die Entwicklung von Laufmaschinen und Kontrollmechanismen aufgezeigt.

In der Diskussion haben wir gesehen, dass die Morphologie ein sehr entscheidender Faktor für das passiv dynamische Laufen ist. Vor allem die Beinlänge bestimmt Frequenz und Schrittlänge des Gangmusters, dabei ist die Frage, ob mit oder ohne Kniegelenk nicht ausschlaggebend gewesen. Aufgrund der Morphologieähnlichkeiten der beiden diskutierten passiven Laufmaschinen, die ein ähnliches Laufmuster zeigen, lässt sich sagen, dass die optimale Morphologie von den Randbedingungen bestimmt wird. Diese waren für alle Versuchen gleich (gleiches Gefälle und identische Gravitationskraft). Die geringen Unterschiede in den Laufmustern der beiden passiven Laufmodelle ließen sich anhand der minimalen Morphologieunterschiede erklären.

Es konnte auch gezeigt werden, dass das passiv dynamische Laufen auf dem Pendelprinzip beruht, beim dem das Schwungbein ein Pendel darstellt, welches im Hüftgelenk aufgehängt ist und das Standbein ein invertiertes Pendel mit dem Angelpunkt im Fuß-Bodenkontakt-Punkt bildet.

Daraus lässt sich schließen, dass schon bei der Planung der Konstruktion einer solchen Maschine, diese Pendeleigenschaften mit einfließen sollten. So können darüber die Laufeigenschaften, wie Schrittfrequenz und Länge definiert und an die Randbedingungen angepasst werden sollen.

Beim passiven Laufen konnte kein bedeutender Vorteil der Kniegelenke aufgezeigt werden, was daran lag, dass die Maschine in ihrer Konstruktion auch ohne Kniegelenke in der Lage war, passiv zu laufen. Wichtig wird ein Kniegelenk, wenn die lateralen Schwankungen der Hüfte minimiert werden. Dann kann das Schwungbein das Standbein nur passieren, wenn es kürzer als diese ist.

Insgesamt konnte gezeigt werden, wie bedeutend die Interaktion zwischen Morphologie und Umwelt ist. Die Morphologie bestimmt das Laufverhalten. Die Umwelt gleicht den dabei auftretenden Energieverlust aus. Beide Faktoren führen zu einem passiven Laufen im Gleichgewicht.

Für die aktive Laufmaschine konnte gezeigt werden, dass diese über einen längeren Zeitraum in der Lage war, aufrecht auf ebener Strecke zu laufen. Anhand der Analyse der Aktuatorik und des Laufmusters konnte gezeigt werden, dass sich diese Maschine mit Hilfe des senso-motorischen Systems und dem neuronalen Kontroller an die veränderten Randbedingungen angepasst hat. So wurde das Laufmuster auch hier weitgehend von der Morphologie und ihrer Eigendynamik bestimmt, wie es zuvor auch beim passiven Laufen beobachtet wurde. Die Änderung einer Randbedingung, das Gefälle einer Rampe, wurde durch die Aktuatorik kompensiert. Wir können für die hier betrachtete Maschine also sagen, dass die Morphologie wichtiger ist als die Kontrolle.

Die Hypothese dieser Arbeit konnte bestätigt werden. Die aktive Lauf-

maschine basiert auf den Elementen des passiv dynamischen Laufens und passt sich der Umwelt mit Hilfe des senso-motorischen Systems an.

Es konnte also ein energieeffizientes zweibeiniges Laufen nachgewiesen werden, das auf optimierten Morphologieeigenschaften und einem minimalen senso-motorischen System beruht. Diese Erkenntnisse sind für die Entwicklung eines humanoiden Roboters wertvoll. So ist es vorstellbar ein System zu entwickeln, das sich mit einer möglichst hohen Ausnutzung seiner Eigendynamik energieeffizient fortbewegen kann. Der Energieverbrauch würde sich bei einem solchen System nach den Randbedingungen, also der Umwelt, richten. Bei optimalen Bedingungen kann der Energieverbrauch enorm reduziert werden. Solch eine energieoptimierte Maschine ließe sich dann auch im Gewicht reduzieren, da die Energieversorgungseinheiten heutiger autonomer humanoider Roboter, die mehr als nur laufen können, einen sehr großen Anteil an der Gesamtmasse des Systems ausmachen.

Literaturverzeichnis

- [1] ADAMS MSC Software. <http://www.adams.com>, 26.09.2003.
- [2] Alexander, R.McN. Energy-Saving Mechanisms in Walking and Running. *J. of Experimental Biology*, 160:55–69, 1991.
- [3] Angeline, P.J., Saunders, G.B. and Pollack, J.B. An Evolutionary Algorithm that Evolves Recurrent Neural Networks. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 5:54–65, 1994.
- [4] Benbrahim, H. and Franklin, J.A. Biped Dynamic Walking Using Reinforcement Learning. *Robotics and Autonomous Systems*, 22:283–302, 1997.
- [5] Björck, A. and Dahlquist, G. *Numerische Methoden*. München Wien: R. Oldenbourg Verlag, 1972.
- [6] Bongard, J.C. and Paul, C. Making Evolution an Offer It Can't Refuse: Morphology and the Extradimensional Bypass. *Lecture Notes in Computer Science*, 2159:401–411, 2001.
- [7] Collins, S.H., Wisse, M. and Ruina, A. A Three-Dimensional Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees. *The Int. J. of Robotics Research*, 20(7):607–615, 2001.
- [8] Endo, K., Yamasaki, F., Maeno, T. and Kitano, H. A Method for Co-Evolving Morphology and Walking Pattern of Biped Humanoid Robot. *Proc. IEEE of Int. Conf. on Robotics and Automation*, CD-ROM, 2002.
- [9] Faure, F., Debunne, G., Cani-Gascuel, M.P. and Multon, F. Dynamic Analysis of Human Walking. *Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation*, pages 53–65, 1997.

- [10] Fujimoto, Y. and Kawamura, A. Simulation of an Autonomous Biped Walking Robot Including Environmental Force Interaction. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 5(2):33–41, 1998.
- [11] Garcia, M.S., Chatterjee, A. and Ruina, A. Efficiency, Scaling, and Speed in Two Dimensional Passive Dynamic Walking. *Dynamics and Stability of Systems*, 15(2):75–99, 1999.
- [12] Goswami, A., Espiau, B. and Keramane, A. Limit Cycles in a Passive Compass Gait Biped and Passivity Mimicking Control Laws. *J. of Autonomous Robots*, 4(3), 1997.
- [13] Goswami, A., Thuilot, B. and Espiau, B. A Study of the Passive Gait of a Compass-like Biped Robot: Symmetry and Chaos. *J. of Autonomous Robots*, 17(15), 1998.
- [14] Grigorieff, R.D. *Numerik gewöhnlicher Differentialgleichungen, Band 1 Einschrittverfahren*. Stuttgart: B.G. Teubner, 1972.
- [15] Hirai, K., Hirose, M., Haikawa, Y. and Takenaka, T. The Development of Honda Humanoid Robot. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 1321–1326, 1998.
- [16] Hülse, M. and Pasemann, F. Dynamical Neural Schmitt Trigger for Robot Control. *Int. Conf. on Artificial Neural Networks*, LNCS 2415:783–788, 2002.
- [17] Integrated Structure Evolution Environment (ISEE). <http://www.ais.fraunhofer.de/indy/applications/isee/isee.html>, 26.09.2003.
- [18] Katic, D. and Vukobratovic, M. Connectionist Control Techniques for Humanoid Robots. *Proc. IEEE of Int. Conf. on Advanced Robotics*, 3:1611–1616, 2003.
- [19] Kato, I., Ohteru, S., Kobayashi, H., Shirai, K. and Uchiyama, A. Information-power Machine with Senses and Limbs. *Proc. 1st CISM-IFTToMM Symposium on Theory and Practise of Robots and Manipulator*, 1974.
- [20] Kinugasa, T. Biped Walking of Emu Based on Passive Dynamic Walking Mechanism. *Proc. of the ICASE/SICE Workshop 2002*, pages 304–309, 2002.

- [21] Kinugasa, T. Stability Analysis of Passive Walking of Biped Emu with Attitude Control of Body. *Proc. IEEE of Int. Conf. on Advanced Robotics*, 3:1600–1605, 2003.
- [22] Kun, A. and Miller, W. Adaptive Dynamic Balance of a Biped Robot using Neural Networks. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 240–245, 1996.
- [23] Lim, H., Kaneshima, Y. and Takanishi, A. Online Walking Pattern Generation for Biped Humanoid Robot with Trunk. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 3111–3116, 2002.
- [24] Mautner, C. and Belew, R.K. Coupling Morphology and Control in a Simulated Robot. *Proc. of the Genetic and Evolutionary Computation Conf.*, 2:1350–1357, 1999.
- [25] Mautner, C. and Belew, R.K. Evolving Robot Morphology and Control. *Proc. of Artificial Life and Robotics*, 1999.
- [26] McClelland, J., McClelland, J.C. and the PDP Research Group. *Parallel Distributed Processing: Psychological and Biological Models*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 1987.
- [27] McGeer, T. Passive Dynamic Walking. *Int. J. of Robotics Research*, 9(2):62–82, 1990.
- [28] McGeer, T. Passive Walking With Knees. *Proc. IEEE of Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2:1640–1645, 1990.
- [29] McGeer, T. Passiv Dynamic Biped Catalogue. *Proc. of the 2nd Int. Symposium of Experimental Robotics*, 1991.
- [30] McMahon, T.A. Mechanics of Locomotion. *Int. J. of Robotics Research*, 3(2):4–28, 1984.
- [31] McMahon, T.A. *Muscles, Reflexes and Locomotion*. Princeton: Princeton University Press, 1984.
- [32] Nolfi S. and Floreano D. *Evolutionary Robotics: the biology, intelligence, and technology of self-organizing machines*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 2000.
- [33] Novacheck, T.F. The Biomechanics of Running. *Gait and Posture*, 7:77–95, 1998.

- [34] Open Dynamics Engine. <http://q12.org/ode/>, 26.09.2003.
- [35] Open Dynamics Engine Mailinglist. <http://q12.org/mailman/listinfo/ode>, 26.09.2003.
- [36] Pasemann, F. Dynamics of a Single Model Neuron. *Int. J. of Bifurcation and Chaos*, 2:271–278, 1993.
- [37] Pasemann, F. Characteristics of Periodic Attractors in Neural Ring Networks. *Neural Networks*, 8(421-429), 1995.
- [38] Pasemann, F. Complex Dynamics and the Structure of Small Neural Networks. *Network : Computation in neural systems*, 13(2):311–326, 2002.
- [39] Pasemann, F., Steinmetz, U., Hülse, M. and Lara, B. Robot Control and the Evolution of Modular Neurodynamics. *Theory in Biosciences*, 120:311–326, 2001.
- [40] Pfeifer, R., and Scheier, C. *Understanding intelligence*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press, 1999.
- [41] Reil, T. and Husbands, P. Evolution of Central Pattern Generators for Bipedal Walking in a Real-Time Physics Environment. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, 6(2):159–168, 2002.
- [42] Rumelhart, D.E., McClelland, J.L. and the the PDP Research Group. *Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 1987.
- [43] Smith, R. <http://www.q12.org>, 26.09.2003.
- [44] Sommerhage, F. und Wischmann, S. Programmpaket zur Grafischen Analyse von Zeitreihen für Matlab. *Studienarbeit im Fachbereich Biologie (Zoologie) der Universität des Saarlandes*, 2002.
- [45] Spong, M. Passivity Based Control of The Compass Gait Biped. *IFAC World Congress, Beijing*, 1999.
- [46] Stiefel, E. *Einführung in die numerische Mathematik*. Stuttgart: B.G. Teubner, 1976.
- [47] Sugihara, T., Nakamura, Y. and Inoue, H. Realtime Humanoid Motion Generation through ZMP Manipulation based on Inverted Pendulum

- Control. *Proc. IEEE of Int. Conf. on Robotics and Automation*, CD-ROM, 2002.
- [48] Takanishi, A., Naito, G., Ishida, M., Kato, I. Realization of Plane Walking by the Biped Walking Robot WL-10R. *Robotic and Manipulator Systems*, pages 283–393, 1982.
- [49] Takeuchi, H. Development of MEL HORSE. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 3165–3171, 2001.
- [50] The MathWorks. <http://www.mathworks.com>, 26.09.2003.
- [51] Thuilot, B., Goswami, A. and Espiau, B. Bifurcation and Chaos in a Simple Passive Bipedal Gait. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1997.
- [52] Witte, H., Preuschoft, H. and Recknagel, S. Human Body Proportions Explained on the Basis of Biomechanical Principles. *Z. Morph. Anthropol.*, 78(3):407–423, 1991.
- [53] Yamaguchi, J., Soga, E., Inoue, S. and Takanishi, A. Development of a Bipedal Humanoid Robot - Control Method of Whole Body Cooperative Dynamic Biped Walking. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 368–374, 1999.
- [54] Zell A. *Simulation neuronaler Netze*. München Wien: R. Oldenbourg Verlag, 1997.

Erklärung

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Datum, Unterschrift