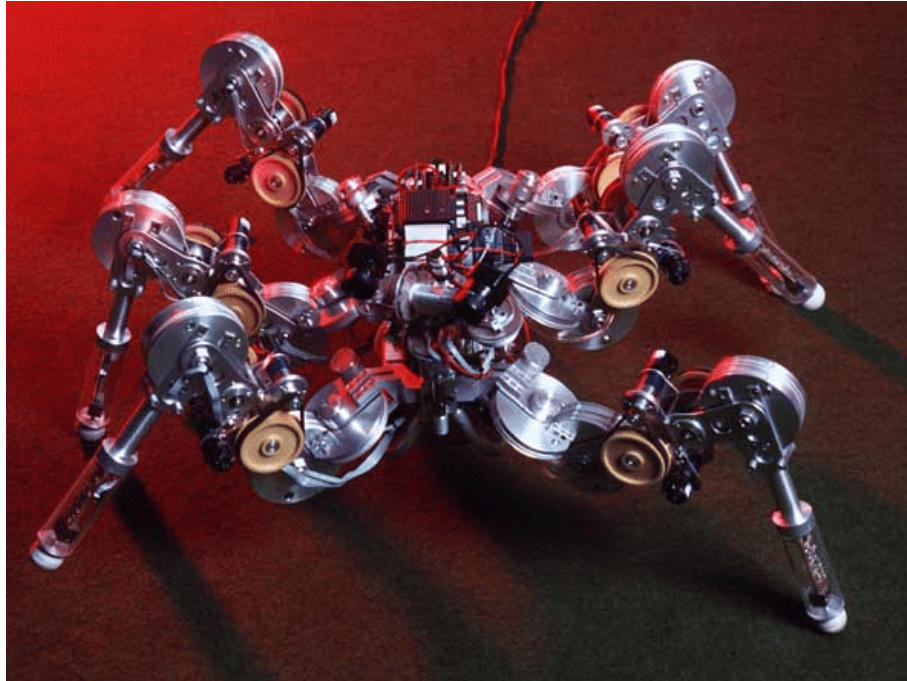




FZI
FORSCHUNGSZENTRUM INFORMATIK
AN DER UNIVERSITÄT KARLSRUHE

Diplomarbeit



Erweiterung einer modularen
Laufmaschinensteuerung
für unstrukturiertes Gelände

Bernd Gaßmann

September 2000

Erweiterung einer modularen Laufmaschinensteuerung für unstrukturiertes Gelände

Diplomarbeit

Gruppe Interaktive Diagnose- und Servicesysteme
Forschungszentrum Informatik
an der
Universität Karlsruhe (TH)

von

Bernd Gaßmann

Tag der Ausgabe : 15. März 2000
Tag der Abgabe : 14. September 2000

Betreuer : Dipl.-Inform. K.-U. Scholl
Referent : Prof. Dr.-Ing. R. Dillmann
Korreferent : Prof. Dr.-Ing. H. Wörn

Ich erkläre hiermit, die vorliegende Diplomarbeit selbständig verfaßt zu haben. Die verwendeten Quellen und Hilfsmittel sind im Text kenntlich gemacht und im Literaturverzeichnis vollständig aufgeführt.

Karlsruhe, im September 2000

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation und Zielsetzung	1
1.2	Aufbau der Arbeit	3
2	Laufen	5
2.1	Untersuchung des natürlichen Laufvorgangs am Beispiel der Stabheuschrecke	5
2.1.1	Steuerung des einzelnen Beines	7
2.1.2	Koordination der Beine	9
2.2	Beschreibung von Laufvorgängen	12
2.3	Steuerung von Laufmaschinen	15
2.3.1	HANNIBAL	15
2.3.2	Laufmaschine TUM	17
2.3.3	TARRY	18
2.4	Die Laufmaschine LAURON III	19
3	Sensoren	23
3.1	Sensordatenerfassung	24
3.1.1	Positionssensoren	24
3.1.2	Neigungssensor	24
3.1.3	Fußkraftsensoren	25
3.1.4	Motorströme	27
3.2	Interpretation der Sensordaten	27
3.3	Ermittlung des Beinkontaktzustandes	28
3.3.1	Wirkende Kräfte	28
3.3.2	Experimente zum Bodenkontakt	29
3.3.3	Experimente zu Kollisionen	31
3.3.4	Miteinbeziehen der Motorströme	35
3.3.5	Fazit	40
4	Die entwickelte Steuerung	43
4.1	Einzelbeintrajektorie	45
4.1.1	Repräsentation der Teiltrajektorien	46
4.1.2	Schwing- und Stemmphase	54
4.1.3	Suchvorgang	59
4.1.4	Reaktion auf eine Kollision	62
4.1.5	Konzept der Federhöhe	64

4.2	Koordination	65
4.2.1	Gangart	68
4.2.2	Stabilität, interne Kollisionsvermeidung und Ausnahmebehandlung	69
4.2.3	Folgegang	75
4.3	Haltungskontrolle	75
4.3.1	Körperneigung	76
4.3.2	Rotation	76
4.3.3	Körperhöhe	76
4.3.4	Stabilität	77
4.3.5	Die Beintrajektorie	78
4.4	Praxiseinsatz	78
5	Zusammenfassung und Ausblick	85
A	Symbolverzeichnis	87
B	Daten der Sensorkalibrierung	91
C	Entstandene Module	93
C.1	MCA	93
C.2	Modulübersicht	94
D	Kinematik der Einzelbeine	101
D.1	Direkte Kinematik	103
D.2	Inverse Kinematik	103
D.2.1	Analytischer Ansatz	104
D.2.2	Geometrischer Ansatz	106
D.2.3	Praxiseinsatz	107
E	Schätzung der Untergrundneigung	109
	Literaturverzeichnis	111

Abbildungsverzeichnis

1.1	1994: Die Laufmaschine LAURON I	2
1.2	1996: Die Laufmaschine LAURON II	3
2.1	Carausius morosus – Indische Stabheuschrecke	6
2.2	Beinsegmente und Hauptbewegungsachsen der Stabheuschrecke im vertikalen Schnitt	7
2.3	Schaltungsmodell zur Generierung der Beinbewegung	8
2.4	Die Einflüsse der sechs Koordinationsmechanismen auf die Beine	10
2.5	Berechnung der statischen Stabilität	14
2.6	Die Laufmaschine HANNIBAL	15
2.7	Die Laufmaschine TUM	17
2.8	Die Laufmaschinen TARRY I und TARRY II	18
2.9	Die Laufmaschine LAURON III	19
2.10	Koordinatensysteme an LAURON III in Draufsicht	20
3.1	Filterung des Neigungssensors mit einem Medianfilter und anschließendem Durchschnittsfilter	25
3.2	Unterschenkel von LAURON mit Fußsensor	26
3.3	Medianfilterung des Fußkraftsensors	26
3.4	Kraftmessung beim Laufen	30
3.5	Tripod auf Ebene um Beinzustand ergänzt	31
3.6	Sensordaten beim Laufen im Tripod in der Ebene	32
3.7	Sensordaten beim Laufen im Pentapod in der Ebene	32
3.8	Sensordaten beim Laufen im Tetrapod bergauf	33
3.9	Sensordaten beim Laufen im Tetrapod bergab	33
3.10	Einfache Kollision an einer Stufe	34
3.11	Kollision, Aufsetzen und anschließendes Abrutschen an einer Stufe	34
3.12	Grenzfall zwischen Kollision und Bodenkontakt	35
3.13	α -Stromstärke unter Einfluss verschiedener Winkelgeschwindigkeiten	37
3.14	Kollisionserkennung mittels α -Stromstärke	37
3.15	Mehrere erkannte Kollisionen hintereinander	38
3.16	Einfache Kollision an einer Stufe mit α -Stromstärke	39
3.17	Aufsetzen an einer Stufe mit α -Stromstärke	39
3.18	Grenzfall zwischen Kollision und Bodenkontakt mit α -Stromstärke	40
4.1	Die Struktur der entwickelten hierarchischen Steuerung	44
4.2	Beintrajektorie in x-z-Ebene	47

4.3	Teiltrajektorie T_v	48
4.4	Teiltrajektorie T_h	48
4.5	Änderung der Schritthöhe von 70 mm auf 130 mm	50
4.6	Änderung der Schrittlänge vorwärts von 100 mm auf 0 mm	52
4.7	Änderung der Schrittbreite von 300 mm auf 450 mm	53
4.8	Änderung des Belastungsfaktors von 0.5 auf 0.833	54
4.9	Einführung einer Erweiterungstrajektorie	56
4.10	Stemmphasen-Erweiterungstrajektorie	57
4.11	Schwingphasen-Erweiterungstrajektorie	58
4.12	Erweiterungstrajektorie zu Weiterführung der Schwingphase bei verfrühtem Aufsetzen	59
4.13	3D-Darstellung der Suchtrajektorie	60
4.14	Die drei Teiltrajektorien zur Suche nach Bodenkontakt	61
4.15	Der „elevator“-Reflex eines Beines, dargestellt in der x-z-Ebene	63
4.16	Die Erweiterungstrajektorien T_h^E und T_v^E für die Kollisionsreaktion	63
4.17	Zustandsübergangsdiagramm eines Beines	67
4.18	Zustandsübergangsdiagramm der Beinkoordination	73
4.19	Soll-Ist-Vergleich der Beinkoordinaten	79
4.20	Soll-Ist-Vergleich der Beingelenkwinkel	80
4.21	Soll-Ist-Vergleich der β -Winkelgeschwindigkeit	81
4.22	Weiterer Versuch zur β -Winkelgeschwindigkeit	81
C.1	Modulgruppe LauronGroup	95
C.2	Modulgruppe SingleLeg	96

Kapitel 1

Einleitung

Schon seit einigen Jahrhunderten stellen sich Ingenieure und Wissenschaftler der Herausforderung, künstliche Laufmaschinen zu konstruieren (vgl. [Berns 1991] für einen Überblick). Die Fortschritte in der Computertechnologie haben die Forschung auf diesem Gebiet in den letzten drei Jahrzehnten enorm stimuliert. Durch leistungsfähige, kompakte und günstige Rechner ist es möglich geworden, immer komplexere Steuerungsaufgaben wahrzunehmen. Vergleicht man jedoch die Bewegungen eines 6-beinigen Roboters mit dem Gang eines Insekts, so sind gravierende Unterschiede nicht von der Hand zu weisen. Das Tier läuft wesentlich gewandter, es erscheint eindrucksvoller und bewegt sich mit einer gewissen Eleganz. Geht man einen Schritt weiter und nimmt die Laufmaschine aus ihrem strukturierten Laborumfeld heraus, so treten sehr schnell die unterschiedlichsten Probleme auf. Für ein Insekt ist es ein Kinderspiel, über Rampen, Löcher und Hügel zu laufen oder zu springen. Eine Maschine hat hingegen schon erste Schwierigkeiten beim Erkennen von Bodenunebenheiten und Hindernissen. Viele Insekten nennen stark zerklüftete Umgebungen ihre Heimat: Wälder, Küsten oder gar Wüsten. Heute erscheint es unvorstellbar, dass eine künstliche Laufmaschine jemals einen Baum erklimmen und sich von Ast zu Ast bewegen könnte. Das Wissen über den Bewegungsapparat und die Fortbewegungsmechanismen von Tieren wird ständig erweitert. Die hieraus gewonnen Erkenntnisse können dazu beitragen, die Steuerung von künstlichen Laufmaschinen zu verbessern.

1.1 Motivation und Zielsetzung

In der Gruppe Interaktive Diagnose- und Servicesysteme (IDS) am Forschungszentrum für Informatik (FZI) an der Universität Karlsruhe wird seit Beginn der 90er Jahre das sechsbeinige Laufen untersucht. Nach ersten theoretischen Studien schienen adaptive Lernverfahren vielversprechend, um das komplexe Steuerungsverhalten von Laufmaschinen zu erlernen und dieses während des Laufens unter verschiedensten Umweltbedingungen zu optimieren. Anschließend wurden Teilprobleme der Beisteuerung und -koordination mittels unterschiedlicher Neuroner Netze, einer hierfür geeigneten Klasse von Lernverfahren, angegangen und anhand einer Simulationsumgebung getestet. Unterdessen entstand ein Modell einer sechsbeinigen Laufmaschine, das sich an der Geometrie der Stabheuschrecke orientierte und später in der Konstruktion von LAURON I (LAUFender ROBoter, Neuronal gesteuert) mündete (siehe Abbildung 1.1). Neben mechanischen Aspekten waren hierbei geeignete

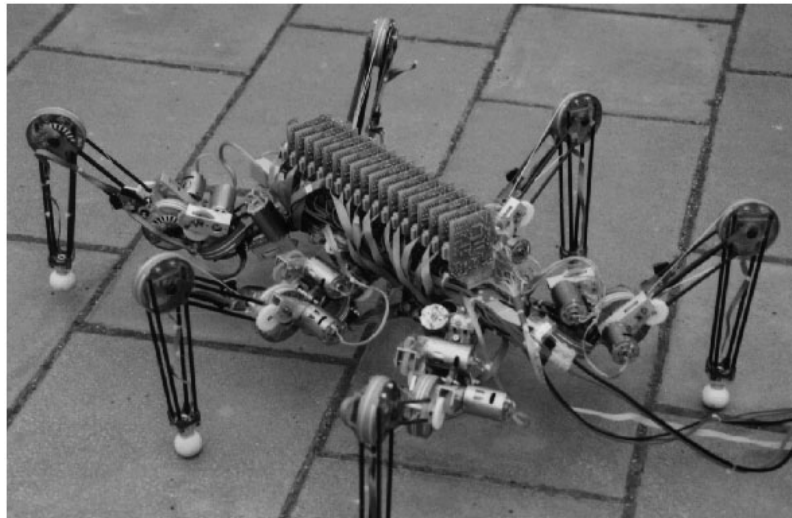


Abbildung 1.1: 1994: Die Laufmaschine LAURON I

Sensoren auszuwählen und ein Rechnerkonzept zu erstellen, um die neuronale Steuerung zu unterstützen. Es wurde eine hierarchisch organisierte neuronale Steuerungsarchitektur entwickelt, auf deren Basis unterschiedliche neuronale Steuerungsansätze realisiert wurden. Auf der Ebene der Beinststeuerung wurden Selbstorganisierende Merkmalskarten, Backpropagation-Netze und Reinforcement-Verfahren mit Radial Basisfunctions miteinander verglichen, deren Aufgabe die Generierung von Gelenkwinkelsequenzen war. Die Beinkoordination wurde durch Einsatz von Reinforcement Verfahren, Q-Lernen und Backpropagation-Ansätze untersucht. Für höhere Verhaltensweisen zur Navigation und Hindernisklassifikation, welche die Ebene des Reagierenden Elements darstellten, wurde Q-Lernen in Verbindung mit RBF-Netzen herangezogen, um die Anforderungen des Online-Lernens zu erfüllen. Die Steuerungsansätze wurden für das Laufen in einfachem Terrain erfolgreich in der Simulation und teilweise an der realen Laufmaschine LAURON I getestet, wobei sich der Einsatz neuronaler Verfahren stets auf einzelne Steuerungsebenen beschränkte. Eine ausschließlich auf Neuronalen Netzen basierende Steuerung konnte auf Grund der verschiedenen neuronalen Ansätze auf den unterschiedlichen Steuerungsebenen und der unzureichenden Sensorausstattung von LAURON I nicht realisiert werden. Währenddessen konstruierte man die Laufmaschine LAURON II, wobei vor allem die Schwachstellen bezüglich der Mechanik behoben wurden. LAURON II wurde aber auch umfassend mit externen und internen Sensoren ausgestattet (siehe Abbildung 1.2). In den letzten Jahren wurde LAURON II ständig weiterentwickelt, die Konstruktion und die Hardwarearchitektur optimiert, so dass inzwischen die Version LAURON III erreicht ist. Nach Ende des Forschungsprojektes 1996 wurden nur noch vereinzelte Untersuchungen zur Steuerung von sechsbeinigen Laufmaschinen durchgeführt. Seit 1997 wird nun eine für alle in der Forschungsgruppe vorhandenen Maschinen verwendbare einheitliche modulare Steuerungsarchitektur entwickelt (siehe hierzu auch Anhang C). In diesem Zusammenhang wurde die Steuerung von LAURON III auf dieser Architektur in algorithmischer Form implementiert.

Das Ziel dieser Arbeit ist nun die Erweiterung dieser modularen Steuerung für die sechsbeinige Laufmaschine LAURON III, mit welcher sich die Maschine auch in unstrukturier-

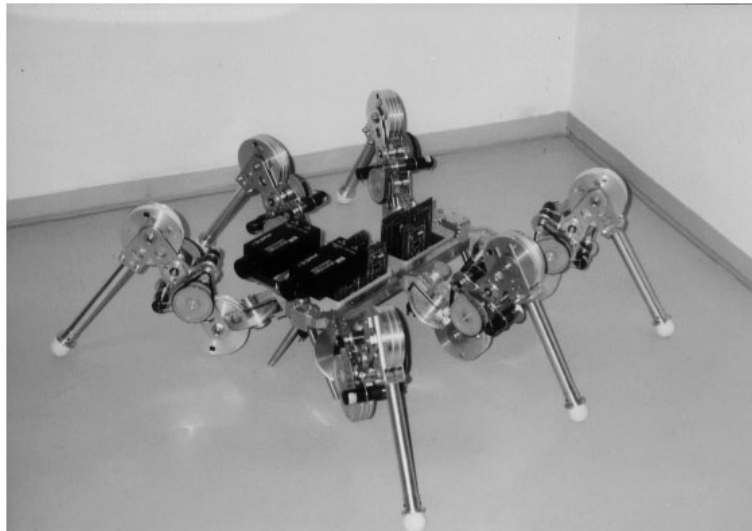


Abbildung 1.2: 1996: Die Laufmaschine LAURON II

tem Gelände fortbewegen kann. Weil die Bewältigung von unebenem und irregulärem Untergrund in vielen Steuerungsebenen zu berücksichtigen ist, wird hierzu die Steuerung auf Basis der zur Verfügung stehenden Steuerungsarchitektur zum Großteil neu entwickelt. Eine zentrale Stellung kommt dabei dem Einsatz der vorhandenen Sensoren zu, da diese die Schnittstelle der Steuerung zur Umwelt darstellen. Mit Hilfe der Sensorinformationen müssen adäquate Fußpunkte gefunden und Hindernisse erkannt werden. Die vorhandenen Sensorsignale sind daher geeignet umzuformen und zu interpretieren. Auf Basis dieser Interpretationsergebnisse und den Benutzervorgaben bezüglich Körperhaltung, Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit werden dann die Trajektorien der einzelnen Beine geplant. Die Beinbewegungen müssen derart koordiniert werden, dass ein möglichst stabiler Gang erreicht und Kollisionen der Beine untereinander vermieden werden. Dabei ist die Körperhaltung, insbesondere die Körperhöhe und die Lage des Körperschwerpunktes, den Umständen entsprechend anzupassen.

1.2 Aufbau der Arbeit

In Kapitel 2 wird zunächst der natürliche Laufvorgang von (Stab-)Heuschrecken betrachtet. Hierbei wird das Insekt kurz vorgestellt und die Steuerung des einzelnen Beines sowie die Mechanismen zur Koordination erörtert. Die gewonnen Erkenntnisse über die Tierwelt sollen einige Anregungen für die zu entwickelnde Steuerung der künstlichen Laufmaschine liefern. Anschließend werden die für das weitere Verständnis benötigten formalen Mittel zur Beschreibung von Laufvorgängen eingeführt und einige in der Literatur beschriebene Steuerungsansätze technischer Laufmaschinen vorgestellt. Schließlich wird die technische Plattform dieser Arbeit, die Laufmaschine LAURON III, mit den verwendeten Bezeichnungen und Koordinatensystemen präsentiert.

Kapitel 3 befasst sich mit dem Einsatz der Sensoren von LAURON III. Zu Beginn werden die für diese Arbeit relevanten Sensoren sowie die angewandten Methoden zur Signalverar-

beutung und Kalibrierung aufgeführt. Im Anschluss daran werden die Sensordaten näher untersucht und die Interpretationsansätze aufgezeigt. Hierbei kommt der Ermittlung des Beinkontaktzustandes eine besondere Bedeutung zu. Es gilt eine Methode zu entwickeln, welche die für das Laufen in unstrukturiertem Gelände notwendigen drei Zustände eines Beines (In der Luft, Bodenkontakt und Kollision) eindeutig voneinander abgrenzt.

Die in dieser Arbeit entwickelte Steuerung wird im folgenden Kapitel 4 detailliert dargestellt. Der erste Schwerpunkt liegt bei der Erzeugung der grundlegenden Trajektorie eines Beines, welche aus verschiedenen Teiltrajektorien zusammengesetzt und in kartesischen Koordinaten geplant wird. Je nach äußeren Einflüssen muss diese an ungestörte Schwing- und Stemmphasen, die Suche nach begehbarem Untergrund oder die Reaktion auf eine Kollision angepasst werden. Danach wird die Koordination der Beine und die hierbei berücksichtigten natürlichen Mechanismen vorgestellt. Es wird ein Zustandsautomat für jedes einzelne Bein und die Koordinationsinstanz selbst eingeführt und somit ein hierarchischer algorithmischer Ansatz verfolgt. Anschließend werden die Beintrajektorien durch globale Einflüsse ergänzt, welche die Körperhaltung der Laufmaschine (Körperhöhe, Lage des Körperschwerpunktes und Körperneigung) terminieren. Schließlich wird noch der Einsatz der entwickelten Steuerung in der Praxis untersucht.

Die Zusammenfassung mit abschließender Bewertung der durchgeführten Arbeit erfolgt in Kapitel 5.

Im Anhang A werden die in dieser Arbeit verwendeten Symbole aufgelistet, Anhang B gibt die ermittelten Daten zur Sensorkalibrierung wieder. Anhang C beschreibt anschließend die umgebende Softwarearchitektur und die darin eingebetteten implementierten Software-Module. Schließlich werden in den Anhängen D und E noch einige mathematische Details zur Kinematik der Einzelbeine und der Schätzung der Untergrundneigung behandelt.

Kapitel 2

Laufen

Innerhalb von Jahrmillionen hat die Natur eine Vielfalt an Fortbewegungsarten hervorgebracht. Einige Tierarten spezialisierten sich auf Wasser, andere auf Land oder Luft. Allen gemein ist eine hervorragende Adaption der Mobilität an ihren Lebensraum. Der Bereich der beingebundenen Fortbewegung erstreckt sich vom Zweibeiner über Vier-, Sechs- und Achtbeiner bis zum „Tausendfüßler“. Für die Konstruktion der künstlichen Laufmaschine LAURON standen Insekten Pate, die sechs Beine zur Verfügung haben. Mit sechs Beinen ist es möglich, während des Laufens immer in einem statisch stabilen Zustand zu bleiben, ohne dass die Komplexität aufgrund allzuvieler Beine übermäßig ansteigt.

In dieser Arbeit wird eine Steuerung für diese künstliche Laufmaschine entwickelt, wobei die Fortbewegung auch in unstrukturiertem Gelände möglich sein soll. Insekten bewegen sich ausschließlich in solchen Umgebungen. Ihr Laufverhalten hat sich dabei über unzählige Generationen hinweg ausgebildet und perfektioniert. Für die Realisierung des künstlichen Laufvorgangs kann es sich daher als hilfreich erweisen, korrespondierende biologische Mechanismen zu betrachten, um diese oder ähnliche für die Steuerung der Beine einer Maschine zu verwenden. Deshalb wird in diesem Kapitel zunächst näher auf das natürliche Laufverhalten von Insekten am Beispiel der Stabheuschrecken eingegangen. Danach folgt ein kurzer Überblick über formale mathematische Methoden zur Beschreibung von Laufvorgängen. Anschließend werden einige in der Literatur beschriebene Ansätze zur Steuerung technischer Laufmaschinen untersucht. Schließlich wird die künstliche Laufmaschine LAURON III mit den verwendeten Koordinatensystemen vorgestellt und eine Einführung in die in dieser Arbeit entwickelte Steuerung gegeben.

2.1 Untersuchung des natürlichen Laufvorgangs am Beispiel der Stabheuschrecke

Die folgenden Ausführungen über den natürlichen Laufvorgang von Stabheuschrecken sind größtenteils den Arbeiten [Cruse 1990, Cruse 1991, Dean 1999] entnommen, die selbst den Charakter eines Überblicks besitzen und Ergebnisse vorangegangener Arbeiten zusammenfassen. Speziell auf unebenes Gelände wird in [Pearson 1984] am Beispiel afrikanischer Wanderheuschrecken eingegangen.

Die Stabheuschrecke (siehe Abbildung 2.1) ist wohl das bezüglich des Laufverhaltens am intensivsten erforschte Insekt. Dieser langbeinige langsame Sechsbener ist auf die Fort-

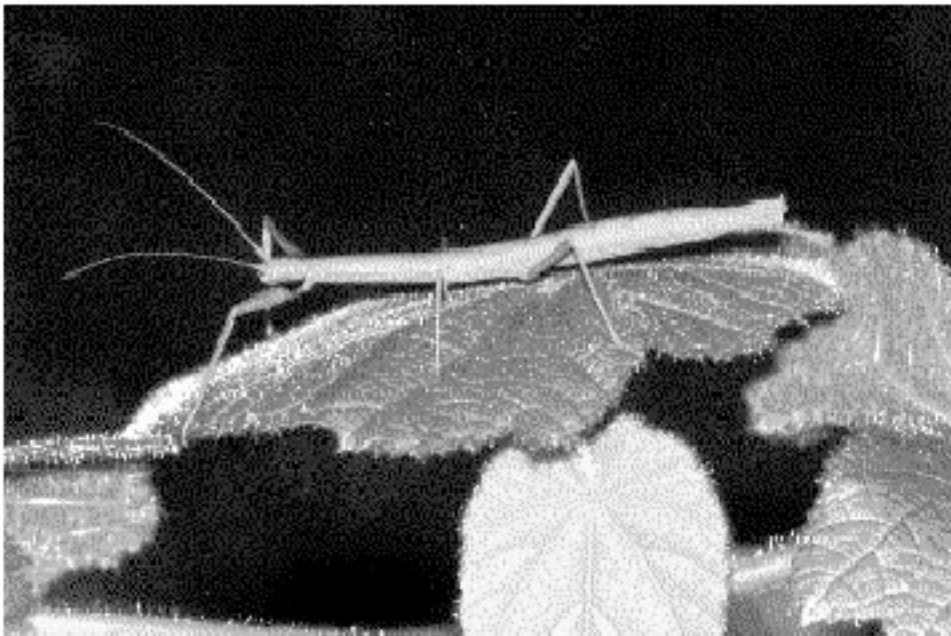


Abbildung 2.1: *Carausius morosus* – Indische Stabheuschrecke

bewegung auf komplexem Untergrund bestehend aus Zweigen und Blättern ausgerichtet. Wie die meisten Insekten kann die Stabheuschrecke mit allen unterschiedlichen Orientierungen zur Schwerkraft laufen. Sie kann aufrecht auf flachen oder unebenen Oberflächen laufen, an senkrechten Oberflächen hinauf- oder herunterklettern und umgekehrt an Zweigen oder Blätter hängend laufen. Natürliche Oberflächen ermöglichen eine mehr oder weniger starke mechanische Kopplung der Beine über den Bodenkontakt; die Stabheuschrecke kann aber auch auf Quecksilber und anderen rutschigen Oberflächen gut koordiniert laufen, auf denen die Beine mechanisch entkoppelt sind. Sie kann ihre Gangart und Beinbewegungen anpassen, um eine unterschiedliche Traglast, die verletzungsbedingte Kürzung eines Beines oder sogar den Verlust eines ganzen Beines auszugleichen. Mit Hilfe taktiler Informationen kann die Stabheuschrecke geeignete Fußpunkte finden, mittels optischer Informationen kann sie eine konstante Laufrichtung beibehalten.

Der Körper des Tieres ist in die drei Teile Kopf (Caput), Brust (Thorax) und Hinterleib (Abdomen) gegliedert. Die Brust umfasst wiederum drei Segmente, die jeweils ein Beinpaar tragen, der Kopf trägt u.a. zwei lange Fühler. Jedes Bein hat drei Hauptsegmente (Coxa [Hüfte], Femur [Oberschenkel], Tibia [Unterschenkel]) und drei Hauptgelenke (Subcoxal [α], Coxa-Trochanter [β], Femur-Tibia [γ]), die ungefähr in einer Ebene liegen (siehe Abbildung 2.2). Die körperfernen (β und γ) Gelenke sind Scharniergelenke mit jeweils einem Freiheitsgrad; diese sind für die Beuge- und Streckbewegung des Beines verantwortlich. Das körpernahe (α) Gelenk, welches das Bein mit dem Körper verbindet, ist komplexer und bietet zwei Freiheitsgrade. Dessen Hauptbewegung entspricht der eines Scharniergelenks mit einer aus der Senkrechten geneigten Achse. Dieser Freiheitsgrad ist hauptsächlich für die Vorwärts- und Rückwärtsbewegung des Beines verantwortlich. Somit ermöglichen die Hauptachsen der drei Hauptgelenke die minimal erforderliche Anzahl an Freiheitsgraden, um den Fuß (Tarsus) beliebig im dreidimensionalen Raum zu platzieren. Jedes Bein verfügt

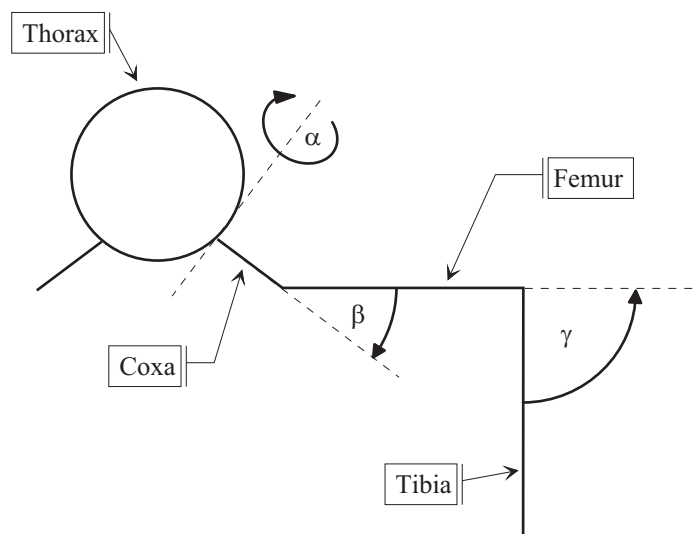


Abbildung 2.2: Beinsegmente und Hauptbewegungsachsen der Stabheuschrecke im vertikalen Schnitt

über einen weiteren Freiheitsgrad, da die Neigung der Achse des α -Gelenks mit Hilfe des zweiten Freiheitsgrades dieses Gelenkes verändert werden kann. Dieser zusätzliche Freiheitsgrad wird zwar ab und zu beim Laufen benutzt, hat jedoch in erster Linie die Aufgabe, die Beine zum Schutz nahe an den Körper heranzuziehen. Somit kann er vernachlässigt und als Beitrag zur β -Gelenkbewegung angesehen werden.

2.1.1 Steuerung des einzelnen Beines

Die Bewegung eines einzelnen Beines wird durch ein mechano-neuronales System erzeugt, das als Schrittmustergenerator bezeichnet wird. Ein laufendes Bein führt eine ständige zyklische Bewegung aus, die grundsätzlich aus zwei Teilen besteht: In der Stemmphase (support phase, power stroke, stance phase) steht das Bein auf dem Boden, stützt den Körper und schiebt ihn in die gewünschte Bewegungsrichtung; beim Vorwärtsgen entspricht dies einer nach hinten gerichteten Ziehbewegung des Beines. In der Schwingphase (swing phase, return stroke, recovery phase) hebt das Bein anschließend vom Boden ab, um in der Luft zur Anfangsposition der nächsten Stemmphase zu schwingen; dies entspricht beim Vorwärtsgen einer Streckbewegung des Beines nach vorne.

Bei der Stabheuschrecke wird die Beinbewegung in beiden Phasen von mindestens einem Servo-System gesteuert, das über negative Rückkopplung die Beingeschwindigkeit reguliert. Der Mustergenerator entscheidet über den Wechsel zwischen den zwei Phasen und legt somit die Bewegungsrichtung fest. Dabei ist vor allem der Wechsel von der Stemmphase zur Schwingphase kritisch, da die Unterstützungsfunktion des Beines beendet wird; tritt der Wechsel im falschen Moment ein, hat das Tier keinen Halt mehr und kippt um. Drei Parameter beeinflussen einen Wechsel: die Position des Beines, die Last unter der das Bein gerade steht und die Phase im Schrittzzyklus der anderen Beine. Die ersten beiden Parameter hängen vom Zustand des Beines selbst ab. Sie versichern, dass das Bein nur vom Boden abhebt, wenn die Position weit genug hinter dem Körper liegt und die Belastung des Beines

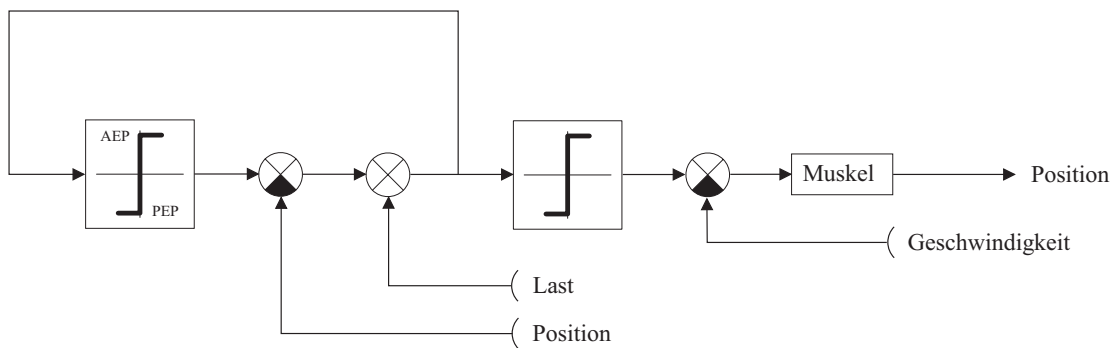


Abbildung 2.3: Schaltungsmodell zur Generierung der Beinbewegung

klein genug ist. Dem dritten Parameter kommt eine größere Bedeutung zu, da er von der Koordination der Beine untereinander abhängt. Dieser Einfluss entspringt nicht der Umgebung des Beines selbst, sondern wird durch Informationen terminiert, die von den Mustergeneratoren der anderen Beine über neuronale Pfade zum Bein übermittelt werden. Darüberhinaus könnten direkte Umgebungseinflüsse der sensitiven Organe von Nachbarbeinen existieren, die nichts mit den Mustergeneratoren der anderen Beine zu tun haben. Auf die Koordination wird im nächsten Abschnitt ausführlicher eingegangen.

Abbildung 2.3 zeigt hierzu ein Schaltungsmodell zur Generierung der Beinbewegung. Der linke Teil im Modell stellt die hierarchisch höhergestellte Schaltung dar, die zwischen den beiden Zuständen Stemm- und Schwingphase entscheidet. Die Rückkopplung erzeugt die beiden alternativen Zielpositionen AEP (anterior extreme position – vordere Bewegungsgrenze) und PEP (posterior extreme position – hintere Bewegungsgrenze). Diese werden mit der aktuellen Position verglichen und das Ergebnis noch von der aktuellen Beinlast beeinflusst. Die Ausgabe dieser Schaltung stellt dann die Eingabe der zweiten untergeordneten Schaltung dar, ein über die Geschwindigkeit rückgekoppelter Regler. Je nach Entscheidung der übergeordneten Schaltung zwischen Schwing- (positive Ausgabe) und Stemmphase (negative Ausgabe) wird das Bein nach vorne (positive Geschwindigkeit) oder hinten (negative Geschwindigkeit) bewegt.

Die Steuerung der Beinbewegung wird durch mindestens zwei weitere Subroutinen ergänzt: Tritt das Bein am Ende der Schwingphase nicht auf dem Boden auf, führt es wiederholte Suchbewegungen aus, bis schließlich Boden gefunden wird. Wenn die Schwingphase durch ein Hindernis unterbrochen wird, so wird das Bein zurückgezogen, etwas höher (oder tiefer) genommen und erneut nach vorne geschoben. Dies wird solange wiederholt, bis das Hindernis überwunden ist. In einigen Fällen verlangsamen die anderen Beine das Zurückziehen und somit die Vorwärtsgeschwindigkeit des Tiers, bis das blockierte Bein die Schwingphase beendet hat.

Diese Mechanismen werden in [Pearson 1984] an der Wanderheuschrecke (*Locusta migratoria*) intensiver untersucht. Die Suchbewegungen lassen sich dabei wie folgt charakterisieren: schnelle hoch-runter Bewegungen des Beines, die einen weiten Suchbereich abdecken, gekennzeichnet durch ein Strecken der beiden körperfernen Gelenke, um den Suchbereich relativ zum Körper zu erweitern. Sie erstrecken sich über viele Zyklen, bis das Tier entweder aufhört zu laufen oder das Bein den Kontakt mit dem Boden findet. Während des Suchvorgangs unterbricht die Wanderheuschrecke das Laufen, bei umfangreicherer Suche

wird das Laufen komplett eingestellt. Dabei ist die Suchgeschwindigkeit im Stand merklich geringer als beim Laufen. Die Reaktion bei einer Kollision erfolgt, wenn entweder der Fuß oder der Unterschenkel an ein Objekt anschlägt. Das Bein wird schnell angehoben, dann nach vorne geschoben, um es über das Objekt zu heben und anschließend wieder abgesenkt („elevator reflex“). Dieser Reflex ist in allen Beinpaaren und in jedem Terrain zu beobachten; er taucht auch während der Suchbewegung auf, wodurch diese dann meistens beendet wird. Neben diesen beiden Mechanismen tritt noch ein lokaler Suchmechanismus in Erscheinung. Hat ein Bein eine entsprechende Standfläche gefunden (normales Schwingende, Suchende oder Ende der Kollisionsreaktion), wird der Fuß oft schnell von Punkt zu Punkt auf der Oberfläche bewegt, um einen geeigneteren Aufsetzpunkt zu finden. Die lokale Suche wird erst beendet, wenn die Belastung des Beines kurz nach dem Aufsetzen schnell ansteigt und das Bein somit einen guten Halt auf der Oberfläche aufweist; solange dies nicht der Fall ist, wird lokal weitergesucht. Die Wahrscheinlichkeit dieser lokalen Suchbewegungen hängt von der Oberflächenbeschaffenheit des Untergrundes ab; auf einer rauhen Oberfläche findet der Fuß schneller Halt als auf einer glatten.

2.1.2 Koordination der Beine

Wie oben schon beschrieben hängt der Übergang von Stemmphase zu Schwingphase eines Beines von der Phase der anderen Beine ab. Koordinationsmechanismen beeinflussen aber nicht nur den Stemm-Schwing-Übergang im PEP sondern auch den Schwing-Stemm-Übergang im AEP und darüber hinaus die Stärke der Antriebskraft während der Stemm- und Schwingphase. Diese Mechanismen treten immer nur zwischen direkten Nachbarbeinen auf, wobei die ipsilaterale Kopplung zwischen Nachbarbeinen der gleichen Körperseite generell stärker ausgeprägt ist als die contralaterale Kopplung zwischen gegenüberliegenden Nachbarbeinen. Es können insgesamt sechs Mechanismen identifiziert werden (siehe dazu Abbildung 2.4, die Beine sind von vorne links bei 0 beginnend bis hinten rechts mit 5 endend durchnummeriert):

1. Ein Bein wird am Start der Schwingphase gehindert, sofern das hintere Bein seine Schwingphase noch nicht beendet hat. Dies wird erreicht, indem die Grenze für den Stemmphasenstart (PEP) weiter nach hinten verschoben und somit die Stemmphase des Beines verlängert wird. Dieser Mechanismus hat einen hemmenden Einfluss und wirkt von hinten nach vorne.
2. Beginnt ein Bein seine Stemmphase, so drängt es das vordere und das gegenüberliegende Bein, in die Schwingphase überzugehen. Somit wird die Stemmphase dieser Beine verkürzt. Dieser Mechanismus hat einen reizenden Einfluss und wirkt von hinten nach vorne sowie seitwärts.
3. Je weiter ein Bein während der Stemmphase nach hinten bewegt wird, desto früher wechselt das hintere und in einigen Segmenten auch das seitliche Bein in die Stemmphase. Somit wird erreicht, dass die Nachbarbeine in die Stemmphase übergehen bevor das Bein abhebt. Dieser Mechanismus hat ebenfalls einen reizenden Einfluss und wirkt von vorne nach hinten sowie teilweise seitwärts.

Diese drei Mechanismen sind redundant, weil sie alle den gleichen Effekt haben: Die fast sofortige Wiederherstellung der Beinkoordination im Fall einer Störung. Im Schaltungsmodell

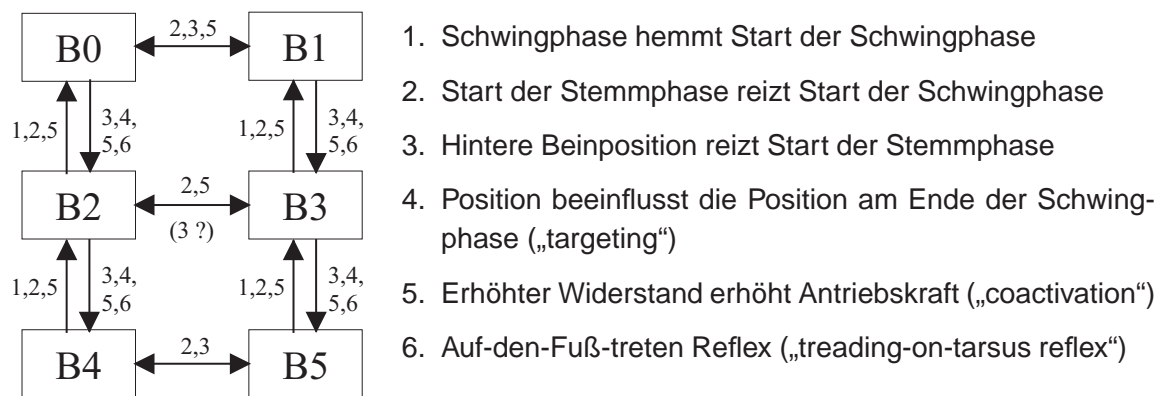


Abbildung 2.4: Die Einflüsse der sechs Koordinationsmechanismen auf die Beine

aus Abbildung 2.3 entsprechen sie der Änderung des AEP/PEP-Wertes der Relais-Charakteristik. Die nächsten drei Mechanismen haben einen geringeren Einfluss:

4. Beim Laufen wird der Fuß des Hinterbeins direkt hinter den des Mittelbeins, der des Mittelbeins direkt hinter den des Vorderbeins und der des Vorderbeins direkt hinter den Fühler gesetzt. Somit wird das nachfolgende Bein beim Finden von Fußpunkten unterstützt („targeting“). Für das Klettern auf Ästen ist dieser Mechanismus essentiell, auf durchgängigem Untergrund hingegen trivial, weshalb er anscheinend nur bei „Kletterern“ ausgebildet ist; bei Wanderheuschrecken ist er nicht vorhanden. Dieser Mechanismus wirkt von vorne nach hinten.
5. Erhöht sich die Antriebskraft eines Beines aufgrund eines Widerstandes während der Stemmphase, so erhöht sich die Antriebskraft auch bei allen benachbarten Beinen („coactivation“). Dieser Mechanismus wirkt in alle Richtungen außer zwischen den Hinterbeinen.
6. Ist der „targeting“-Mechanismus erfolglos, kann es vorkommen, dass das hintere Bein auf den Fuß des vorderen tritt. In einem solchen Fall ist der „treading-on-tarsus“ (TOT) Reflex zu beobachten. Das hintere Bein wird noch einmal kurz angehoben und leicht nach hinten gesetzt; offensichtlich vermeidet dieser Mechanismus ein Stolpern und wirkt von vorne nach hinten.

Jedes Bein kann somit als einzelner Oszillator angesehen werden, der mittels Entspannungsmechanismen arbeitet („relaxation oscillator“) und intern eine hierarchische Struktur aufweist. Die Kopplung der Oszillatoren der Beine untereinander ist hingegen nicht hierarchischer Natur und basiert auf unterschiedlichen lokalen Regeln, was im Zusammenspiel ein Gangmuster als globale Eigenschaft erzeugt. Dabei wird die Kopplung der Oszillatoren nicht kontinuierlich aufrechterhalten, sondern nur innerhalb ausgewählter Phasenbereiche aktiviert. Die ipsilateralen Mechanismen sind asymmetrisch, da sich nach vorne gerichtete Einflüsse i.A. qualitativ von den nach hinten gerichteten unterscheiden. Die contralateralen Kopplungen sind symmetrisch, obwohl eine Seite die andere bis zu einem gewissen Grad dominieren kann. Durch die Redundanz unterschiedlicher Mechanismen kann der Normalzustand nach Störungen schnell wieder hergestellt werden und allgemein die Stabilität des Systems verbessert werden.

Das Gangmuster der Stabheuschrecke bildet eine mechatronische Welle der Schwingbeine von hinten nach vorne. Beim ungestörten Laufen benutzt sie zwei Gangarten. Der Tripod wird beim schnellen Laufen unter wenig Last eingenommen, wobei abwechselnd die drei Beine 0, 3, 4 und 1, 2, 5 am Boden sind. Ansonsten ist der Tetrapod zu beobachten, bei dem ständig vier Beine am Boden sind. Diese Gangarten sind aber nicht komplett verschieden wie Trab und Galopp bei den Säugetieren, sondern stellen zwei Elemente eines ganzen Kontinuums, dem Wellengang, dar.

In unebenem Gelände kann bei Wanderheuschrecken hingegen kaum ein Muster erkannt werden, nur die Schrittfolge von hinten nach vorne wird aufrechterhalten. Dabei ist auch ein in-Phase Laufen contralateraler Beine möglich, jedoch meist nur kurz zu Beginn des Laufvorgangs oder beim Überwinden von Hindernissen. Diese in-Phase Koordination kann gelegentlich sogar bei ipsilateralen Nachbarbeinen auftreten, wobei die Beobachtungen zeigen, dass in 80% der Fälle die Stabilität durch die Stemmbeine gewährleistet wird und das Tier in 20% der Fälle zur Seite fällt. Die Strategie zur Überwindung von Hindernissen wie einer Stufe oder einem Graben kann wie folgt zusammengefasst werden:

- Beim Erkennen des Hindernisses (meist visuell, aber auch taktil) hält das Tier an.
- Die Körperhaltung wird angepasst, indem die Hinterbeine in eine gebeugte Position gebracht und die Mittel- sowie Hinterbeine mittels kleiner Schritte fast symmetrisch angeordnet werden.
- Die Vorderbeine werden auf der Stufe bzw. der anderen Seite des Grabens platziert.
- Beide Mittelbeine schreiten *gleichzeitig* hinauf bzw. hinüber.
- Während mit der normalen Koordination weitergelaufen wird, schieben die Hinterbeine den Körper auf bzw. über das Hindernis.

Die Stabheuschrecke beginnt zu laufen, indem sie mit allen auf dem Boden stehenden Beinen nach hinten driftet. Der Kreislauf jedes Beines startet daher immer in der Stemmphase, was aber nicht generell der Fall ist, denn springende Spinnen können ein Bein während der Schwingphase anhalten und später die unterbrochene Schwingphase zu Ende führen.

Beim Laufen in weiten Kurven wird die Koordination der Beine beibehalten und nur die Schrittlänge – also AEP und PEP – angepasst; bei den äußeren Beinen erhöht und bei den inneren erniedrigt. In engen Kurven werden hingegen rechte und linke Beine entkoppelt, so dass die äußeren mit einer höheren Frequenz laufen; im Extremfall läuft die eine Seite vorwärts und die andere rückwärts.

Neben der temporalen Koordination der Beine muss in unebenem Gelände noch die Körperhöhe und die vertikale Bewegung der Beine gesteuert werden. Untersuchungen an laufenden und stehenden Stabheuschrecken in unebenem Gelände zeigen, dass für diese Koordination keine neuronale Kopplung der Beine notwendig ist. Die Beine fungieren jeweils als unabhängige vertikale Federn, die ausschließlich über den Körper mechanisch gekoppelt sind.

Parallel zu den experimentellen Untersuchungen am lebenden Objekt wird in weiteren Arbeiten [Müller-Wilm 1992, Cruse 1992, Cruse 1995, Cruse 1998] ausgehend vom kinematischen Modell ein einfaches modulares Neuronales Netz entwickelt, das in der Lage ist, sechsbeiniges Laufen zu steuern und grundlegende Eigenschaften der Tiere wiederzugeben. Die Simulation der biologischen Zusammenhänge zeigt, dass die vorgestellten Mechanismen stabiles Laufen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten in unregelmäßigem Gelände erlauben. Bei Störungen der Beinbewegung wird der Gang schnell wieder stabilisiert. Hindernisse

mit einer Höhe von bis zu 30% der normalen Bodenfreiheit des Körpers stellen dabei kein Problem dar, bei Hindernissen bis zur Höhe des Körpers über dem Boden sind ungefähr 50% der Testläufe noch stabil, d.h. Stabilitätskriterien werden nur kurzzeitig verletzt. Da in der Simulation nur ein kinematisches Modell benutzt wird, muss sich noch zeigen, inwieweit sich diese Mechanismen in neuronaler oder auch nicht-neuronaler Form bei Steuerungen von realen Laufmaschinen bewähren.

2.2 Beschreibung von Laufvorgängen

In diesem Abschnitt werden einige wichtige Begriffe zur Beschreibung des Laufvorgangs vorgestellt. Die folgende Auflistung gibt hierzu einen kurzen Überblick; die ausführlichen Definitionen sind in [Amshoff 1995] nachzulesen.

$[x]_{\text{mod } 1}$: Mit $x \in \mathbb{R}$ und $[x]$ die größte ganze Zahl, die kleiner oder gleich x ist, gilt:
 $[x]_{\text{mod } 1} = x - [x]$ und somit $0 \leq [x]_{\text{mod } 1} < 1$.

Stemmphase (support phase), Schwingphase (transfer phase): Jedes Bein befindet sich abwechselnd in zwei unterschiedlichen Phasen. In der *Stemmphase* steht das Bein auf dem Boden und stützt den Körper. Dabei schiebt es den Körper in die gewünschte Bewegungsrichtung, indem es sich bezüglich des Körpers in die entgegengesetzte Richtung bewegt (bei der Vorwärtsbewegung setzt das Bein vorne auf dem Boden auf und schiebt sich nach hinten, so dass der Körper nach vorne gestemmt wird). In der *Schwingphase* hebt das Bein anschließend vom Boden ab, um in der Luft zur Anfangsposition der nächsten Stemmphase zu schwingen.

Stemmzeit st_i (support time): Die Dauer der Stemmphase des Beines i .

Schwingzeit tt_i (transfer time): Die Dauer der Schwingphase des Beines i .

Beinschlag (stroke): Entfernung, die ein Bein während der Stemmphase relativ zum Körper zurücklegt. Dabei heißt die vordere Bewegungsgrenze *Anterior Extreme Position* (AEP) und die hintere *Posterior Extreme Position* (PEP).

Zykluszeit $T_i = st_i + tt_i$ (cycle time): Die Zeit, die das Bein i für einen vollständigen Bewegungszyklus, also Stemm- und Schwingphase, benötigt.

periodische Gangart: Die Zykluszeiten aller Beine sind gleich. Die einheitliche Zykluszeit wird als *Periode* $T := T_i$ bezeichnet.

Belastungsfaktor $\beta_i = \frac{st_i}{T_i}$ (duty factor): Der Anteil der Zykluszeit, in dem sich das Bein i in der Stemmphase befindet.

regelmäßige Gangart: Eine periodische Gangart, bei der alle Beine den gleichen Belastungsfaktor $\beta := \beta_i$ haben.

kinematische Gesamtphase $0 \leq \psi(t) = \frac{t \bmod T}{T} < 1$ (kinematic phase): Der Bruchteil eines vollständigen Bewegungszyklus einer periodischen Gangart, den die Laufmaschine zum Zeitpunkt t zurückgelegt hat.

aktuelle Beinphase $0 \leq \phi_i(t) \leq 1$: Der Bruchteil eines vollständigen Bewegungszyklus, den das Bein i zum Zeitpunkt t zurückgelegt hat.

relative Beinphase $0 \leq \Delta\phi_i \leq 1$ (leg phase): Der Bruchteil eines Zyklus, den die aktuelle Beinphase des Beines i bezüglich der kinematischen Gesamtphase voraus geht.

contralaterale Phasendifferenz $\Delta\phi_{con}$: Die Differenz der Beinphasen zweier gegenüberliegenden Beine des gleichen Körpersegments (die Beine auf der rechten Seite gehen

denjenigen auf der linken voraus).

ipsilaterale Phasendifferenz $\Delta\phi_{ips}$: Die Differenz der Beinphasen zweier Nachbarbeine der gleichen Körperseite (das hintere Bein geht gegenüber dem vorderen um diese Differenz voraus).

gleichförmige Gangart: Eine regelmäßige Gangart, bei der sowohl die contralaterale als auch die ipsilaterale Phasendifferenz für alle Beinpaare gleich ist.

symmetrische Gangart: Eine regelmäßige Gangart, bei der die contralaterale Phasendifferenz aller entsprechenden Beinpaare einen halben Zyklus beträgt ($\Delta\phi_{con} = 0.5$).

vorwärtperiodischer Wellengang: Eine symmetrische, gleichförmige Gangart mit der ipsilateralen Phasendifferenz von $1 - \text{Belastungsfaktor}$ ($\Delta\phi_{ips} = 1 - \beta$).

rückwärtsperiodischer Wellengang: Eine symmetrische, gleichförmige Gangart mit der ipsilateralen Phasendifferenz von Belastungsfaktor ($\Delta\phi_{ips} = \beta$).

Tripod: Ein Wellengang mit Belastungsfaktor $\frac{2}{3}$; es sind immer genau drei Beine in der Stemmphase ($\beta = 0.5$).

Tetrapod: Ein Wellengang mit Belastungsfaktor $\frac{4}{6}$; es sind immer genau vier Beine in der Stemmphase ($\beta = 0.\overline{6}$).

Pentapod: Ein Wellengang mit Belastungsfaktor $\frac{5}{6}$; es sind immer genau fünf Beine in der Stemmphase ($\beta = 0.8\overline{3}$).

Ein Maß für die Robustheit des Laufvorgangs, mit Hilfe dessen ein Umfallen auch in unstrukturiertem Gelände verhindert werden soll, ist die Stabilität. Zur Beurteilung dieser sind grundsätzlich zwei Kriterien heranzuziehen: die statische und die dynamische Stabilität. Eine Laufmaschine ist zu einem Zeitpunkt statisch stabil, wenn sie trotz des „Einfrierens“ aller Bewegungen nicht umfallen würde. Der Laufvorgang ist statisch stabil, wenn die Maschine zu jedem Zeitpunkt statisch stabil ist. Dynamische Stabilität ist erreicht, wenn die Laufmaschine beim Laufen nicht umfällt, wobei die Stabilität durch aufeinander abgestimmte Bewegungen erzeugt wird. Beim dynamisch stabilen Laufen können somit Zeitpunkte existieren, an denen die Maschine nicht statisch stabil ist und trotzdem nicht umkippt. Bewegt sich ein Pferd z.B. im Trab, so gibt es Augenblicke in denen kein Fuß den Boden berührt, was unweigerlich statisch instabil ist; da ein Pferd beim Traben aber i.d.R. nicht umfällt, bewegt es sich dynamisch stabil. Beim sechsbeinigen Laufen kann die statische Stabilität zu fast allen Zeitpunkten gewährleistet werden, weshalb die aufwändige und rechenintensive Betrachtung dynamischer Effekte nicht erforderlich ist.

Statische Stabilität ist gegeben, wenn die Projektion des Körperschwerpunktes entlang der Gravitation innerhalb der konvexen Hülle der ebenfalls projizierten Aufstandsfläche der Beine liegt. Deshalb werden zur Berechnung der statischen Stabilität zu einem Zeitpunkt (siehe hierzu auch Abbildung 2.5) sowohl die Fußpunkte als auch der Körperschwerpunkt entlang der Gravitation in die horizontale Ebene projiziert. Anschließend wird die konvexe Hülle der Fußpunkte aller Stemmbeine, gebildet und deren Eckpunkte gegen den Uhrzeigersinn durchnummeriert $P_0(x_0, y_0), \dots, P_k(x_k, y_k)$. Das gesuchte Maß für statische Stabilität ergibt sich dann aus dem minimalen Abstand des projizierten Körperschwerpunktes $S_p(x_s, y_s)$ zum Rand der konvexen Hülle. Dabei soll die statische Stabilität ein negatives Vorzeichen erhalten, wenn sich S_p außerhalb der Standfläche befindet, ansonsten positiv.

Hierbei lässt sich der vorzeichenbehaftete Abstand von S_p zur Kante K_i mit $i \in \{0, \dots, k\}$ zwischen den Punkten P_i und P_{i+1} mit Hilfe des Kreuzproduktes (Vektorprodukt) aus den

folgenden Vektoren a_i und b_i berechnen (die letzte Kante K_k liegt zwischen P_k und P_0):

$$a_i = \frac{\begin{pmatrix} x_{i+1} \\ y_{i+1} \\ 0 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ 0 \end{pmatrix}}{\|(x_{i+1} - x_i, y_{i+1} - y_i, 0)^T\|_2} \quad (2.1)$$

$$b_i = \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ 0 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

Die beiden Vektoren spannen eine Parallelogramm auf, bei dem a_i die auf 1 normierte Grundseite darstellt. Das Kreuzprodukt $c_i = a_i \times b_i$ steht auf den beiden Vektoren senkrecht, so dass nur für die z-Komponente $c_i^z \neq 0$ gilt; darüberhinaus entspricht $\|c_i\|_2 = |c_i^z|$ dem Flächeninhalt dieses Parallelogramms, welcher aber gerade dem Betrag des gesuchten Abstands entspricht (Flächeninhalt = Grundseite · Höhe). Da die Eckpunkte gegen den Uhrzeigersinn abgearbeitet werden, ist die Komponente $c_i^z \geq 0$ genau dann, wenn der projizierte Schwerpunkt innerhalb der konvexen Hülle liegt, ansonsten gilt $c_i^z < 0$. Der minimale vorzeichenbehaftete Abstand und somit das Maß für die statische Stabilität St_{stat} berechnet sich nun durch:

$$St_{stat} = \min_{0 \leq i \leq k} c_i^z \quad (2.3)$$

Je kleiner der Wert von St_{stat} ist, desto geringer ist die Stabilität der Laufmaschine. Wird St_{stat} negativ, befindet sich die Laufmaschine in einem statisch instabilen Zustand, der durch Verlagerung des Körperschwerpunktes oder Aufsetzen weiterer Beine möglichst schnell wieder verlassen werden muss, bevor die Maschine auch dynamisch instabil wird und umkippt.

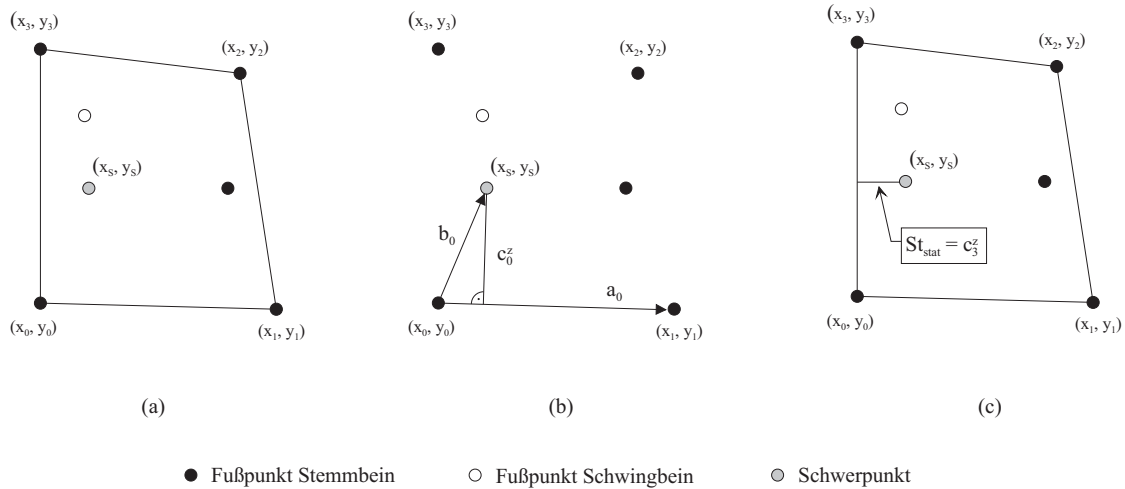


Abbildung 2.5: Berechnung der statischen Stabilität. (a) Konvexe Hülle der Stemmbeine mit den Eckpunkten (x_0, y_0) bis (x_3, y_3) . (b) Berechnung der Entfernung c_0^z zur Kante K_0 mit Hilfe des Kreuzproduktes der Vektoren a_0 und b_0 . (c) Statische Stabilität St_{stat} entspricht der minimalen Entfernung c_3^z .

2.3 Steuerung von Laufmaschinen

In den letzten Jahrzehnten wurden viele Laufmaschinen meist mit unterschiedlichen Zielsetzungen entwickelt. Die Bandbreite erstreckt sich von einbeinigen über zwei-, vier-, sechs- und achtbeinige bis zu anderen mehrbeinigen Maschinen (ein Überblick gibt der Laufmaschinenkatalog [Berns 2000]). So vielfältig die Maschinen und deren Zielsetzungen sind, so unterschiedlich stellen sich die verwendeten Steuerungsansätze dar. Manche wählen den Zugang über die klassische Robotik und steuern die Maschine komplett mit analytischen algorithmischen Mitteln, andere versuchen, das Verhalten biologischer Neuronaler Netze von Insekten direkt mit Hilfe künstlicher Neuronaler Netze¹ nachzubilden; die meisten Steuerungen sind irgendwo dazwischen anzusiedeln. Um eine Laufmaschine zu steuern sind in jedem Fall die folgenden Aufgaben zu lösen:

- Bestimmung der Trajektorien der einzelnen Beine
- Ansteuerung der Aktoren zur Bewegung der Beine
- Koordination der Beine
- Erfassen der Umwelt mit Hilfe der Sensoren
- Reaktion auf äußere Störeinflüsse

Im Folgenden werden einige sechsbeinige, der Physiologie der Stabheuschrecke nachempfundene Laufmaschinen und deren Steuerungen vorgestellt.

2.3.1 HANNIBAL

HANNIBAL wurde zwischen 1991 und 1993 im Artificial Intelligence Lab am Massachusetts Institute of Technology als experimentelle planetare Erkundungsplattform entwickelt [Angle 1990] (siehe Abbildung 2.6). Zur Steuerung von HANNIBAL wurde die Subsumption

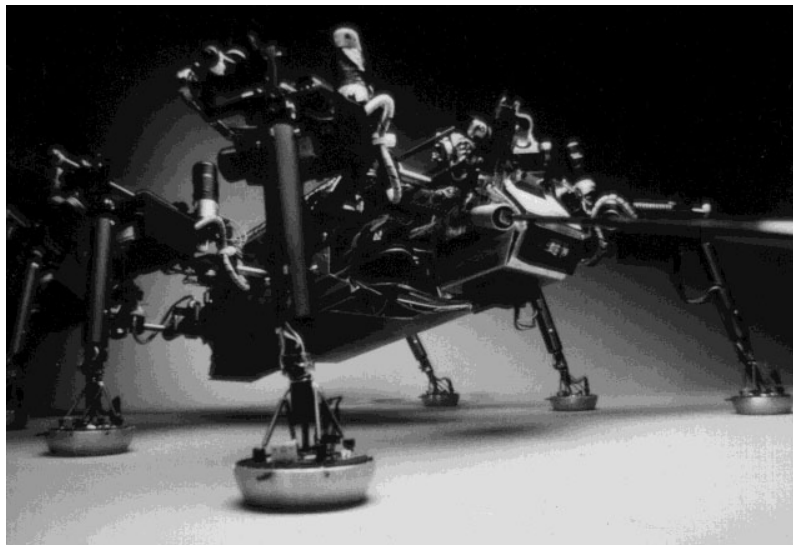


Abbildung 2.6: Die Laufmaschine HANNIBAL

¹Der Begriff Neuronale Netze bezieht sich in dieser Arbeit immer auf künstliche Neuronale Netze, sofern nicht ausdrücklich von biologischen Neuronalen Netzen die Rede ist.

Architektur von Brooks [Brooks 1986] herangezogen. Deren Hauptidee ist die Unterteilung der Steuerung nicht wie beim klassischen Ansatz in funktionale, sondern in verhaltensorientierte Module, den Kompetenzebenen, die hierarchisch übereinander angeordnet sind. Die unteren Ebenen arbeiten ständig und sind sich der höheren Ebenen nicht bewusst. Wenn jedoch die höheren Ebenen die Kontrolle übernehmen wollen, können sie die Rolle der unteren Ebenen mit übernehmen und diese blockieren. Somit werden die unteren Ebenen vom Ausfall einer höheren Ebene nicht betroffen. Die Kompetenzebenen zur Steuerung der Maschine können nun Schritt für Schritt von unten nach oben aufgebaut und getestet werden. Realisiert werden die Module als Endliche Automaten, die um einen Timer erweitert sind und lokale Variablen speichern können (augmented finite state machine, AFSM). Die AFSMs haben mehrere Ein- und Ausgänge und sind in einem Netzwerk miteinander verschaltet. Nachrichten werden übertragen, indem über eine Verbindung in die Eingangsregister eines AFSM asynchron geschrieben wird. Ein Zustandswechsel kann entweder durch den Eingang einer Nachricht oder den Timer veranlasst werden. Eine neue Verbindung kann mit existierenden Registern verbunden werden, Eingänge unterdrücken oder Ausgaben blockieren.

Die Steuerung von HANNIBAL [Ferrell 1995a, Ferrell 1995b] ist deshalb modular, verhaltensbasiert, flexibel, robust und anpassungsfähig. Es wurden drei unterschiedliche Steuerungen implementiert: eine basiert auf Reflexen und ist an das Modell von Cruse angelehnt (vgl. Abschnitt 2.1), eine basiert auf Mustererzeugung nach Pearsons Modell [Wilson 1966] und eine ist ein Hybrid der beiden. Im Folgenden wird die auf Mustern basierende Steuerung vorgestellt. Sie ist aus etwa 1500 AFSMs zusammengesetzt, wobei die globale Steuerung in acht lokale Steuerungen (eine je Bein, Kopf und Körper) unterteilt ist, die entweder direkt nach dem oben vorgestellten Prinzip oder mit Hilfe von *broadcast*-Agenten miteinander kommunizieren und kooperieren; somit handelt es sich um eine verteilte Architektur. Jede lokale Steuerung ist weiterhin in unterschiedliche Verhaltensweisen gegliedert, wobei eine Abstraktionsgrenze die unteren Ebenen (Sensordatenverarbeitung und Motorsteuerung) von den höheren Ebenen (Koordination der Teilsysteme) trennt.

Die Generierung der zyklischen Schrittmuster steuern die *oscillator*-Agenten der lokalen Steuerungen, eine Art diskreter zyklischer Zähler, die miteinander synchronisiert sind. Je nach Zeitpunkt im Zyklus wird der *lift*-Agent, *swing*-Agent oder *step*-Agent angeregt, um das Bein anzuheben, zu schwingen oder zu stemmen. Die *step*-Agenten, die während der Stemmphase den Körper vorwärts schieben, bewegen sich in jedem diskretem Zeitschritt der *oscillator*-Agenten um einen definierten Betrag, so dass alle Stemmbeine synchron zueinander arbeiten; durch den festen Phasenbezug ist die Stemmdauer aller Beine gleich. Die Erzeugung der Gangart wird über *coupling*-Agenten erreicht, die für die Kommunikation zwischen den Beinen zuständig sind und gewisse Phasenbeziehungen zwischen den *oscillator*-Agenten etablieren. Unterschiedliche Geschwindigkeiten werden erreicht, indem *speed*-Agenten die Frequenz der *oscillator*-Agenten unterschiedlich festlegen.

Mit Hilfe dieser Mechanismen ist ein stabiles Laufen mit unterschiedlichen Gangarten und Geschwindigkeiten in Echtzeit möglich. Weiter können noch Richtungswechsel und Drehungen mit unterschiedlichen Kurvenradien durchgeführt werden. Ein wichtiger Aspekt beim Steuerungsentwurf war weiterhin die Selbstdiagnose und größtmögliche Fehlertoleranz. HANNIBAL hat noch weitere Verhaltensmuster zur Bewältigung von unebenem Untergrund: Er kann über kleine und mittlere Hindernisse sowie Löcher laufen, große Hindernisse und Abgründe meiden, Fußpunkte suchen, die Gangart an das Gelände anpassen und Gefälle sowie Steigungen meistern. Dabei hat jedes Bein lokale Aufgaben wie Bodenkon-

takt finden oder über Hindernisse laufen, zu deren Lösung aber auch auf die Kooperation der anderen Beine zurückgegriffen werden kann, wozu die entsprechenden Verhaltensmuster der anderen Beine bei Bedarf aktiviert werden.

Während ein Bein in ein Loch tritt oder über ein Hindernis steigt, wird die zyklische Bewegung der anderen Beine angehalten, indem deren *oscillator*-Agenten gehemmt werden. Beim Übersteigen von Hindernissen werden die Stemmbeine aufgefordert, den Körper anzuheben mittels der Aktivierung des *lift-body*-Agenten der Stemmbeine. Ist ein Hindernis zu groß, um es zu übersteigen oder ein Abgrund zu tief, müssen die anderen Beine rückwärts laufen, wozu entsprechende Agenten (*turn*, *direction*) eingesetzt werden. Ein Prioritätsplan regelt dabei auftretende Konflikte. Tritt z.B. ein Bein in ein Loch und ein anderes gleichzeitig gegen ein Hindernis, so möchte das eine den Körper absenken und das andere diesen anheben. In diesem Fall hat die Stabilität Vorrang und es wird gewartet, bis das suchende Bein Bodenkontakt gefunden hat.

Obwohl die Verhaltensmuster hierarchisch angeordnet sind, erstrecken sich die Kommunikationspfade über ein nicht-hierarchisches Netzwerk. Die sehr große Anzahl an AFSMs lässt daher auf ein höchst komplexes Kommunikationssystem schließen, das kaum überschaubar bleibt. Je mehr AFSMs integriert werden, desto unübersichtlicher wird die Steuerung, so dass der Einfluss einzelner AFSMs nur noch schwer nachzuvollziehen ist.

2.3.2 Laufmaschine TUM

Am Lehrstuhl B für Mechanik an der Technischen Universität München (TUM) wurde von 1991 bis 1994 eine Laufmaschine nach den biologischen Konstruktions- und Regelprinzipien einer Stabheuschrecke entwickelt [Pfeiffer 1991, Weidemann 1994] (vgl. Abbildung 2.7). Die Steuerung besteht aus einem hierarchischem Regelsystem mit einer verteilten Koordination der Beine. Die bei Stabheuschrecken festgestellten Koordinationsmechanismen (vgl. Abschnitt 2.1) werden lokal zwischen benachbarten Beinen in der Ebene der Beinkoordination realisiert. Dabei beeinflussen die Beine gegenseitig die jeweiligen Schwellwerte AEP und PEP, um die Wechsel zwischen Stemm- und Schwingphase zu hemmen oder anzuregen.

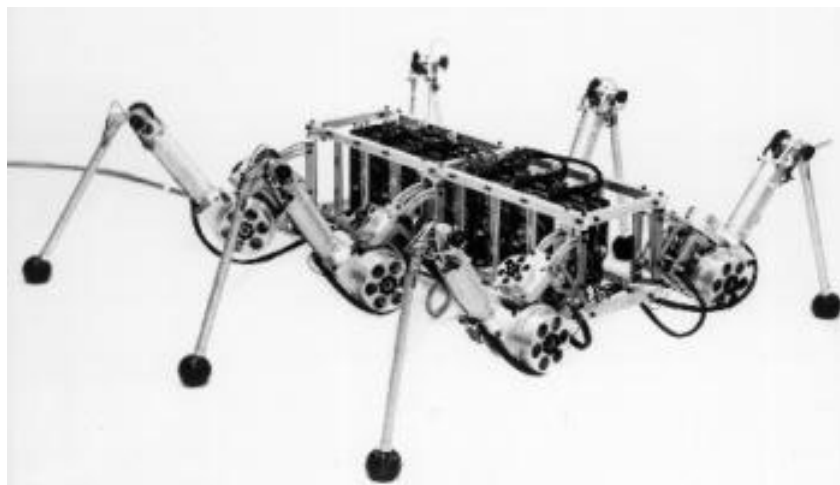


Abbildung 2.7: Die Laufmaschine TUM

In der darunterliegenden Ebene übernehmen die Einzelbeinregler sowohl die Schwellwerte AEP und PEP als auch die Sollgeschwindigkeit. Hiermit planen sie die Trajektorie und führen die Beinbewegung aus. Sie starten selbständig Such- und Tastbewegungen, wenn beim Absenken des Beines kein Boden erreicht wird und initiieren Ausweichbewegungen, falls beim Schwingen eine Kollision auftritt.

Der Vorteil einer verteilten Koordination der Beine liegt in der Aufteilung auf je eine elektronische Einheit pro Bein. Somit wird eine Parallelverarbeitung möglich. Die Steuerung wird auch robuster gegenüber dem Ausfall einzelner Komponenten. Die ereignisgesteuerte Steuerung kann dabei lokal auf Umgebungseinflüsse reagieren. Nachteilig wirkt sich aus, dass bei Störungen eine Korrektur erst nach mehreren Schritten möglich ist, weil sich der Fehler nur schrittweise ausbreitet. Globale Koordinationsziele wie die Gewährleistung der statischen Stabilität können nur indirekt erreicht und nicht zentral gesteuert werden.

2.3.3 TARRY

Die Laufmaschinen TARRY I und TARRY II (siehe Abbildung 2.8) werden am Fachgebiet für Mechanik an der Universität Duisburg seit 1992 mit dem Ziel entwickelt, autonomes Laufen in unbekanntem, unebenem Gelände zu realisieren [Frik 1999]. Die Steuerung ist modular aus Neuronalen Netzen aufgebaut. Die Trajektorien der sechs Beine werden jeweils durch ein Backpropagation-Netz generiert und über ein Schrittmachermodul synchronisiert. Zum Einlernen der Laufmuster wird ein analytisches Modell bestimmt, das das Laufen eines Sechsheinners auf ebenem Untergrund beschreibt, wobei verschiedene Gangparameter wie Belastungsfaktor, Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit von außen vorgegeben werden.

Um unebenes Gelände zu durchlaufen, werden diese Muster für jedes Bein geeignet ausgewählt und entsprechende Gangparameter angepasst. Die notwendigen Sensorinforma-

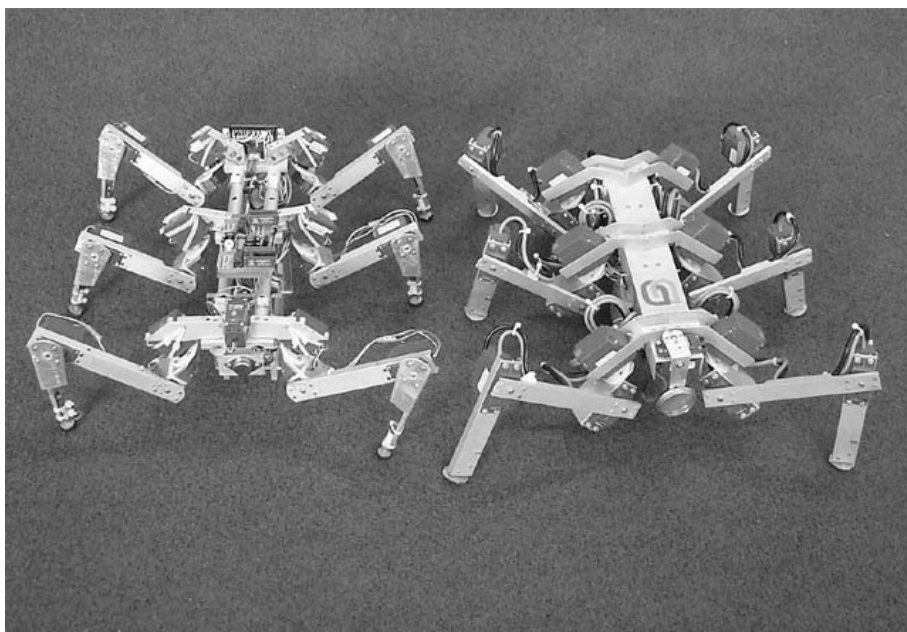


Abbildung 2.8: Die Laufmaschinen TARRY I und TARRY II

tionen zur Umwelterkennung werden aus den Fußkontaktsensoren, den Motorpositionssensoren, dem Stromverbrauch der Hüftgelenkmotoren und einem Ultraschallsensor gewonnen. Die Parameteranpassung übernehmen lokale und globale Methoden, die unterschiedliche Reflexe aktivieren, wenn die Sensorsignale nicht der erwarteten Situation entsprechen. So wird z.B. ein Neuronales Netz auf ebenem Untergrund eingelernt, um die zu erwartenden Schrittmuster bei definierten Beinphasen wiederzugeben, so dass Abweichungen außerhalb der normalen Streubreite erkannt werden können.

Zu den lokalen Methoden gehören die Reaktion auf eine Kollision ähnlich dem natürlichen „elevator reflex“ und das Absenken eines Beines, wenn am Ende der Stemmphase kein Bodenkontakt zustande kommt. Globale Methoden setzen ein, wenn die lokalen Methoden das Problem nicht lösen konnten. So wird z.B. der ganze Körper abgesenkt, wenn das Absenken des Beines keinen Erfolg gebracht hat, oder der Rückzug der Maschine veranlasst, wenn schließlich keine andere Methode etwas ausrichten konnte.

Ein großer Vorteil der neuronalen Steuerung ist die direkte Verwendung der Sensorsignale als Eingangsparameter. Beim Einlernen der Netze zur Beinsteuerung werden die Sensoren gleichzeitig kalibriert, das Messrauschen kompensiert und die Kennlinie der Messaufnehmer berücksichtigt. Da die einzelnen Beinnetze unabhängig voneinander sind, ist auch hier das Potenzial zur Parallelisierung gegeben. Als Nachteil ist der erhöhte Aufwand zu nennen, weil das für den Lernvorgang erstellte analytische Modell selbst für die Steuerung ausreichend wäre.

2.4 Die Laufmaschine LAURON III

Die Laufmaschine LAURON III besteht aus einem Zentralkörper, sechs gleichartigen Beinen und einem Kopf. Der Zentralkörper wird von einer Rahmenkonstruktion umgeben und trägt die Microcontroller, die Recheneinheit, die Akkumulatoren und den Kamerakopf. An jeder Seite des Rahmens sind drei Beine befestigt (siehe Abbildung 2.9). Falls alle Komponenten

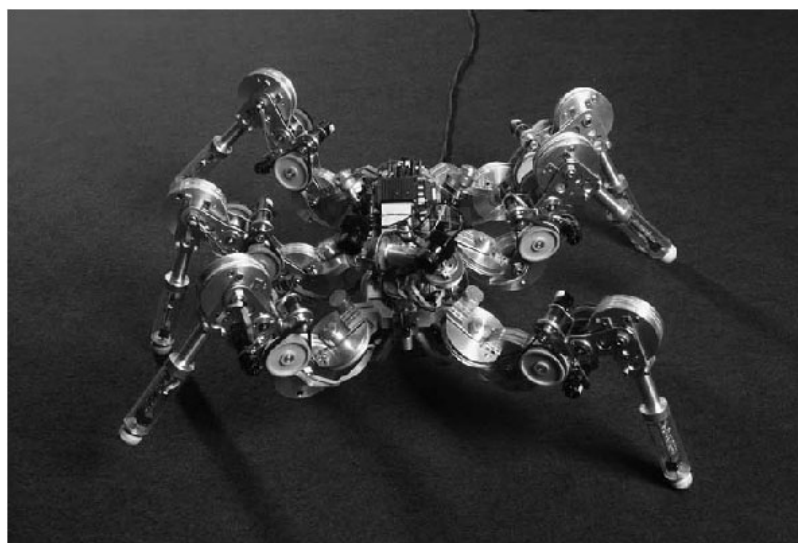


Abbildung 2.9: Die Laufmaschine LAURON III

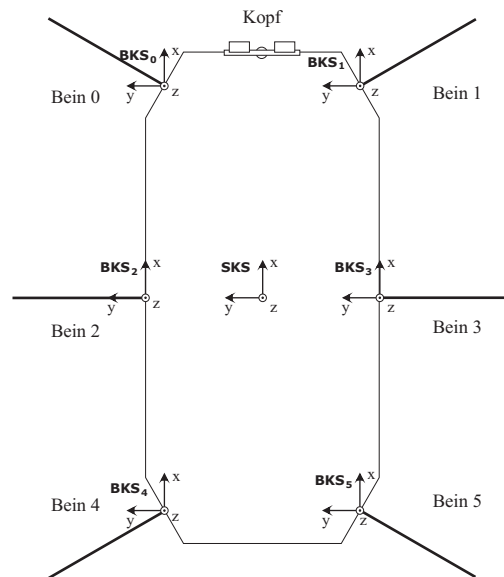


Abbildung 2.10: Koordinatensysteme an LAURON III in Draufsicht

angebracht sind, erfüllt LAURON III alle Anforderungen einer autonomen Maschine und wiegt dabei 16 kg. Bei Betrachtung der Fußpunkte ist die Maschine ungefähr 70 cm lang und breit und hat eine maximale Zuladung von etwa 15 kg. Die Maximalgeschwindigkeit wird mit $0.5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ angegeben² [Kepplin 1999].

In Abbildung 2.10 ist eine schematische Zeichnung des Zentralkörpers mit eingezeichneten Koordinatensystemen zu sehen. Alle Koordinatensysteme weisen die gleiche Orientierung auf: Die x-Achse zeigt entlang der Zentralkörperlängsachse nach vorne in die Hauptbewegungsrichtung, die z-Achse zeigt senkrecht nach oben und die y-Achse bildet das Rechtssystem. In der Steuerung wird für jedes Bein ein lokales Koordinatensystem verwendet, das Beinkoordinatensystem BKS_i , dessen Ursprung in der Mitte der Befestigung zwischen Bein und Zentralkörper liegt. Dabei werden die Beine i von vorne links (Bein 0) nach hinten rechts (Bein 5) durchnummeriert. Im Symmetriepunkt des Zentralkörpers liegt das Symmetriekoordinatensystem SKS . Ein weiteres in der Steuerung verwendetes Koordinatensystem ist das Gravitationskoordinatensystem GKS , welches hier nicht eingezeichnet ist. Dieses Gravitationskoordinatensystem liegt im Schwerpunkt der Maschine mit identischer Orientierung (ohne Zuladung gilt $SKS = GKS$). Für alle Übergänge zwischen den hier aufgeführten Koordinatensystemen (BKS_i , SKS und GKS) sich ausschließlich Translationen notwendig.

Der Überbegriff dieser acht Koordinatensysteme ist *Lauronkoordinatensystem* (LKS); er drückt den Bezug zur Orientierung dieser Koordinatensysteme aus. *Weltkoordinatensystem* (WKS) wird ebenfalls in Bezug auf jedes dieser Koordinatensysteme benutzt. Dabei stimmt zwar der Ursprung mit den Koordinatensystemen BKS_i , SKS oder GKS überein, die Orientierung richtet sich aber nach der Erde. Die x-y-Ebene eines Weltkoordinatensystems liegt parallel zur Erdoberfläche, die z-Achse zeigt entgegen der Erdgravitation. Dabei entsteht die x-Achse eines Weltkoordinatensystems durch Projektion der x-Achse eines Lauronkoordinatensystems entlang der Erdanziehungskraft, die y-Achse bildet wieder das Rechtssys-

²Man beachte hierzu die Ausführungen in Abschnitt 4.4 auf S.78.

tem. Der Übergang zwischen Weltkoordinatensystem und Lauronkoordinatensystem wird mit Hilfe der Neigungssensoren durchgeführt (siehe Kapitel 3 und Anhang C.2).

Das Modell eines Beines von LAURON III deckt sich mit dem vereinfachten Modell des Beines einer Stabheuschrecke (vgl. Abbildung 2.2 auf S.7). Im Anhang D ist die Kinematik eines Einzelbeines näher beschrieben; dort werden auch die im Beininneren verwendeten Koordinatensysteme erläutert.

Kapitel 3

Sensoren

Für die sichere Fortbewegung in unstrukturiertem Gelände sind Informationen über die Umgebung und den Zustand der Laufmaschine unerlässlich. Zur Gewinnung dieser Informationen kommen auf LAURON verschiedene Sensoren zum Einsatz. Neben den Positionssensoren der Gelenke befindet sich an jedem Fuß ein Kraftsensor sowie am Zentralkörper ein Neigungs- und ein Beschleunigungssensor. In Bewegungsrichtung ist am Zentralkörper ein Kopf mit einer Stereo-Schwarzweißkamera angebracht. Darüber hinaus wird noch der von den Motoren verbrauchte Strom gemessen. Auf die Betrachtung des Kamerakopfes und des Beschleunigungssensors soll an dieser Stelle aber verzichtet werden, da beide in der vorliegenden Arbeit nicht verwendet werden.

In der bisherigen Steuerung wurden nur die Gelenkpositionssensoren für die Motorregelung verwendet sowie der Neigungssensor, um den Zentralkörper waagrecht zu halten. Die Kraftsensoren in den Beinen kamen nicht zum Einsatz, was zur Folge hatte, dass nicht alle Beine, die sich in der Stemmphase befanden, auch Bodenkontakt aufwiesen und auch keinerlei Kollisionen erkannt wurden. Auf unebenem Untergrund kommt man mit dieser „blinden“ Fortbewegungsart nicht sehr weit. Bei jedem Abheben eines Beines besteht für LAURON die Gefahr umzukippen, weil Beine, die den Körper stützen sollen, unter Umständen gerade über einer Bodenvertiefung „schweben“. Schon kleine Hindernisse können sich als unüberwindbar erweisen, denn LAURON stößt mit den Beinen dagegen, drückt aber solange weiter nach vorne, bis die Stemmbeine auf dem Boden nach hinten rutschen anstatt den Zentralkörper nach vorne zu schieben. Zum einen kann somit das Ziel der Fortbewegung nicht oder nur unzureichend erfüllt werden und zum anderen wird die Mechanik übermäßig beansprucht, so dass Defekte nicht auszuschließen sind.

An diesem Beispielszenario wird ersichtlich, dass den Sensorinformationen eine wichtige Rolle bei der Steuerung der Maschine in unstrukturiertem Gelände zukommt. Deshalb sollen in diesem Kapitel die unterschiedlichen Sensoren kurz vorgestellt werden. Im Anschluss wird der Übergang von den Sensorsignalen zu normierten Daten mit Hilfe von Filterung und Kalibrierung aufgezeigt. Schließlich wird näher auf die Ansätze zur Interpretation der gewonnenen Daten eingegangen.

3.1 Sensordatenerfassung

Die A/D-Wandlung der Sensorsignale auf LAURON wird von C167 μ Controllern übernommen. Dabei werden analoge Messspannungen im Bereich von 0 V bis 5 V auf Integerwerte zwischen 0 und 1023 (10 Bit) abgebildet. Somit müssen alle zu messenden Werte in Form einer Spannung vorliegen. Neben dem Rauschen der Sensorsignale bewirkt die A/D-Wandlung ein zusätzliches Rauschen, so dass die Integerwerte anschließend gefiltert werden müssen. Die im folgenden beschriebenen Kalibrierungsschritte der unterschiedlichen Sensorklassen müssen für jeden einzelnen Sensor aus einer Klasse durchgeführt werden. Wird der Sensor ausgetauscht oder sollten sich die Sensorwerte aufgrund von Verschleißerscheinungen verändern, so ist ebenfalls eine neue Kalibrierung durchzuführen.

3.1.1 Positionssensoren

Die Gelenkwinkelpositionssensoren sind absolut messende optische Winkelgeber. Die beim Überstreichen eines Winkels auftretenden Impulse werden per Hardware gezählt, so dass der gemessene Winkel schließlich als Impulswert zur Verfügung steht. Die Umrechnung von Winkelwerten W zu Impulswerten I und umgekehrt wird mittels einer Linearfunktion durchgeführt:

$$I = a \cdot W + i_0 \quad (3.1)$$

Dabei ist die Steigung $a = \frac{900}{360}$ die Anzahl der Impulse pro Winkelgrad. Der Achsenabschnitt i_0 entspricht dem Impulswert bei einer Gelenkstellung von 0° . In verschiedenen Laufmaschinen kommen bisweilen unterschiedliche Codescheiben zum Einsatz: Bei der älteren Version von LAURON wird ein Relativcode verwendet, bei der neueren ein Absolutcode. Je nach Art der verwendeten Codescheibe muss eine unterschiedliche Initialisierungssequenz durchgeführt werden. Beim Relativcode wird zu Beginn an den Anschlag des Gelenks gefahren und von dort aus die Impulse gezählt, so dass der Impulswert i_0 von den Gelenkanschlängen abhängt, welche nicht notwendigerweise identisch sind. Durch den Absolutcode kann die initiale Gelenkwinkelposition zwar durch kurzes hin- und herbewegen ermittelt werden, jedoch fällt durch den ungenauen Einbau der Codescheiben deren Nullstellung nicht exakt mit der Gelenkstellung von 0° zusammen. Die bei der Kalibrierung ermittelten Werte i_0 der einzelnen Gelenke können dem Anhang B entnommen werden.

3.1.2 Neigungssensor

Die eingesetzten Neigungssensoren messen die Projektion der Erdbeschleunigung auf zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen. Unabhängig von den verrauschten Messwerten ist hier bei der Filterung ein weiterer Aspekt zu beachten. Beim Laufen bewegt sich der Zentralkörper von LAURON – und damit auch der Neigungssensor – ständig leicht hin und her. Da aber nur die tendenzielle Neigung der Maschine und nicht jede einzelne Erschütterung erfasst werden soll, müssen diese Signale stark gefiltert werden. Hierzu wird zuerst ein Medianfilter eingesetzt, um die ständig auftretenden Messspitzen zu unterdrücken. Im Anschluss daran findet noch ein Durchschnittsfilter Verwendung, damit der Signalverlauf noch sanfter wird. In Abbildung 3.1 ist diese Filterung beim Laufen auf ebenem Boden am Beispiel der x-Richtung dargestellt. Die Signalwerte S^i der jeweiligen Richtungen $i \in \{x, y\}$ sind

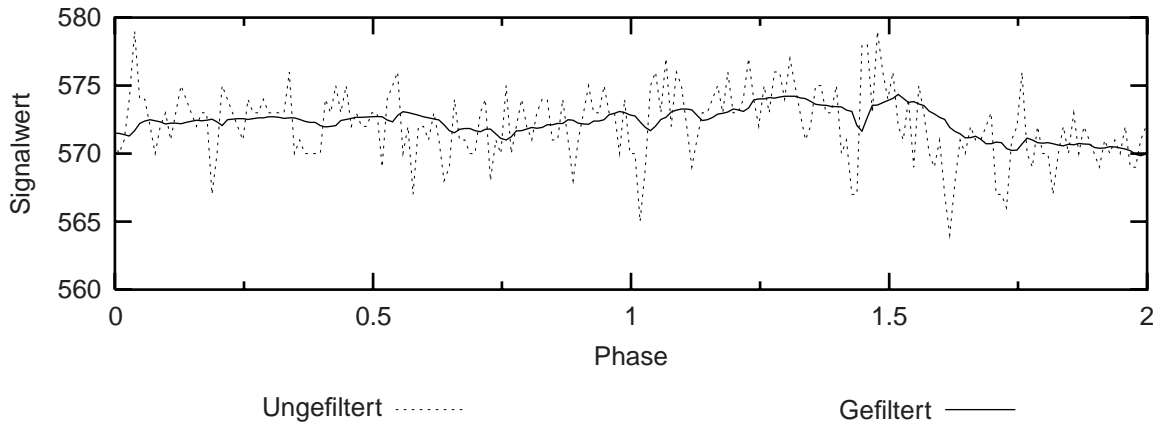


Abbildung 3.1: Filterung des Neigungssensors mit einem Medianfilter und anschließendem Durchschnittsfilter

nun über eine Sinusfunktion mit den Winkelwerten W^i gekoppelt, so dass sich folgender Zusammenhang ergibt:

$$W^i = \arcsin((S^i - m^i) \cdot n^i) - w_0^i \quad (3.2)$$

Die arithmetische Mitte des Signalspektrums m^i , der Faktor n^i , der die verschobenen Signalwerte auf das Intervall $[-1, 1]$ normiert, und der Winkeloffset w_0^i bei 0° sind Sensorkonstanten. Zu deren Bestimmung benötigt man S_{min}^i und S_{max}^i , den minimalen und maximalen Ausschlag des Sensors, sowie S_0^i , dessen Wert bei einer Neigung von 0° :

$$m^i = \frac{S_{min}^i + S_{max}^i}{2} \quad (3.3)$$

$$n^i = \frac{2}{S_{max}^i - S_{min}^i} \quad (3.4)$$

$$w_0^i = \arcsin((S_0^i - m^i) \cdot n^i) \quad (3.5)$$

Die Ergebniswinkel werden anschließend noch an die Richtung der Koordinatenachsen und der Winkelmessrichtung der darüberliegenden Steuerung angepasst – sie müssen bei Bedarf negiert werden. Die ermittelten Werte S_{min}^i , S_{max}^i und S_0^i der beiden Messrichtungen sind in Anhang B aufgeführt.

3.1.3 Fußkraftsensoren

Die Kraftsensoren an den Füßen von LAURON bestehen aus Stahlbauteilen mit definierten Biegestellen und darauf aufgebackenen Dehnungsmessstreifen, die in Vollbrücke zusammengeschaltet sind. Die schwachen Signale werden durch einen präzisen Differenzverstärker geleitet, bevor sie die A/D-Wandlung auf dem Microcontroller durchlaufen. In Abbildung 3.2 ist der Unterschenkel mit dem Kraftsensor zu sehen. Zur Filterung genügt hier ein Medianfilter, um die Ausreißer und das Rauschen in den Griff zu bekommen. Dessen Wirkung ist in Abbildung 3.3 am Beispiel der x-Komponente eines Fußkraftsensors dargestellt. Die Umrechnung der Signalwerte S^i der Komponenten $i \in \{x, y, z\}$ in Kraftwerte F^i



Abbildung 3.2: Unterschenkel von LAURON mit Fußsensor

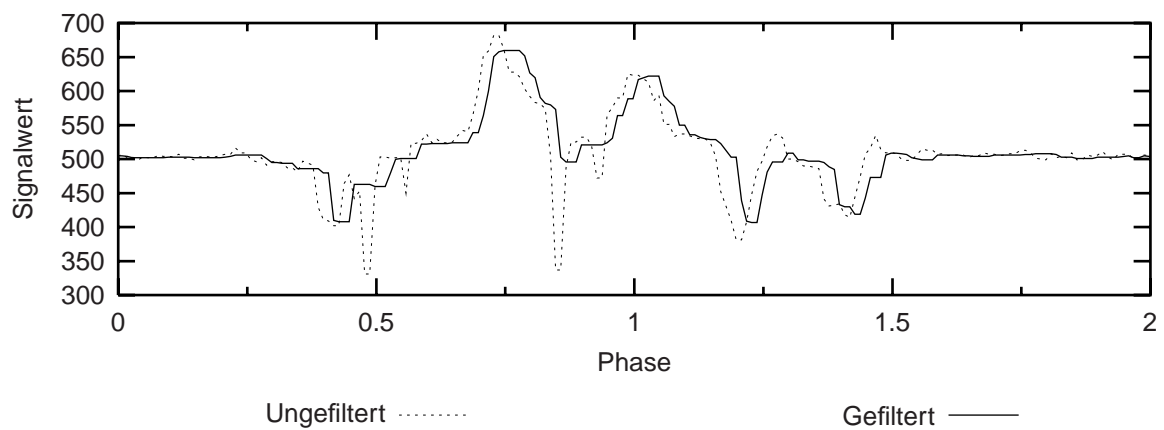


Abbildung 3.3: Medianfilterung des Fußkraftsensors

(Einheit Newton) wird wie schon bei den Positionssensoren mit Hilfe einer Linearfunktion durchgeführt:

$$F^i = m^i \cdot (S^i - f_0^i) \quad (3.6)$$

Die Steigungen m^i ermittelt man mit Hilfe einer Federwaage und die Achsenabschnitte f_0^i ergeben sich aus den Sensorwerten im entlasteten Zustand (siehe Anhang B für ermittelte Werte).

3.1.4 Motorströme

Um den Strom zu messen, den ein Motor verbraucht, wird der Spannungsabfall an einem Widerstand ermittelt. Die Spannung wird verstärkt und der A/D-Wandlung unterzogen. Zur Verminderung des Messrauschens werden die Signalwerte anschließend mit Hilfe eines Durchschnittsfilters geglättet. Die Stromstärke I berechnet sich dann aus dem Signalwert S über die proportionale Beziehung:

$$I = \frac{1}{R \cdot f} \cdot \frac{U_{max}^{AD}}{a} \cdot S \quad (3.7)$$

Hierbei benötigt man den Widerstand $R = 22\text{ m}\Omega$, den Verstärkungsfaktor $f = 56$, die maximale Spannung vor der A/D-Wandlung $U_{max}^{AD} = 5\text{ V}$ und die Anzahl der Signalstufen nach der A/D-Wandlung $a = 1024$.

3.2 Interpretation der Sensordaten

Durch die oben beschriebenen Umformungsschritte stehen die Sensorsignale in einem definierten Datenformat zur Verfügung. Diese Sensordaten werden nun geeignet interpretiert und in abstrakte Information für die höheren Steuerungsebenen überführt. Dabei ist die Interpretation weitgehend unabhängig von Änderungen an den Sensoren selbst, sofern die gleichen Sensordaten zur Verfügung stehen. In dieser Arbeit finden ausschließlich folgende Daten Verwendung:

Beingelenkwinkel: Die Winkel der Beingelenke im Gradmaß. Die Messrichtungen richten sich jeweils nach den in den Gelenken platzierten Koordinatensystemen aus der Kinematikberechnung (siehe dazu Anhang D).

Neigungswinkel: Die Winkel von der x- und y-Achse des Weltkoordinatensystems zu den jeweiligen Achsen im Lauronkoordinatensystem im Gradmaß.

Fußkraftvektoren: Die an den jeweiligen Füßen angreifenden Kraftvektoren F in Newton.

Motorströme: Der von den einzelnen Beingelenkmotoren verbrauchte Strom in Milliampere.

Mit Hilfe der direkten Kinematik werden unter Verwendung der Beingelenkwinkel die kartesischen Koordinaten der aktuellen Fußpunkte bezüglich des Lauronkoordinatensystems bestimmt (Beinkoordinaten $_{Lauron}^{Ist}$). Da die Fußkraftvektoren sich auf die Orientierung der Fußsensoren selbst beziehen, muss die direkte Kinematik auf diese ebenfalls angewandt werden, um eine Orientierung bezüglich des Lauronkoordinatensystems zu erreichen. Weil es sich aber um Vektoren im Raum handelt, die von einer Translation nicht beeinflusst werden, sind hier nur die Rotationen von Bedeutung (siehe Anhang D.1).

Die Neigungswinkel werden an verschiedenen Stellen benutzt. Sie dienen vor allem den Koordinatenrotationen „Lauronkoordinaten \leftrightarrow Weltkoordinaten“, der Bestimmung der Untergrundneigung (siehe Anhang E) sowie der Haltungskontrolle (siehe Abschnitt 4.3). Bei der Bestimmung der Untergrundneigung kommen ebenfalls die Beinkoordinaten $_{Lauron}^{Ist}$ zum Einsatz. Weitere Verwendung finden diese bei der internen Kollisionsvermeidung (siehe Abschnitt 4.2.2). Für die Stabilitätsberechnung (siehe Abschnitt 2.2) und die Realisierung des Folgeganges (siehe Abschnitt 4.2.3) werden die Ist-Beinkoordinaten im Weltkoordinatensystem (Beinkoordinaten $_{Welt}^{Ist}$) benötigt.

Die Fußkraftvektoren und Motorströme sollen im weiteren eingesetzt werden, um einen primitiven „Tastsinn“ zu realisieren, damit LAURON den Untergrund wahrnehmen und auf Umgebungseinflüsse reagieren kann. Hierfür ist es notwendig festzulegen, welche Information über den Beinkontakt der Steuerung zur Verfügung gestellt werden muss, damit ein reaktives Verhalten überhaupt möglich wird. Soll die Stemmphase eines Beines erst beginnt, wenn der Körper auch wirklich von diesem Bein gestützt werden kann, ist es notwendig zu wissen, ob das Bein Bodenkontakt hat oder nicht. Um auf Hindernisse reagieren zu können, benötigt man weiterhin die Information, ob das Bein eine Kollision erfahren hat. Diese Informationen sollten ausreichend sein, um die am Anfang dieses Kapitels beschriebenen Probleme der bisherigen Steuerung bei der Fortbewegung in unstrukturiertem Gelände zu bewältigen. Somit sind aus den Sensordaten mindestens folgende Informationen über den Zustand des Beinkontaktes abzuleiten:

- Das Bein steht auf dem Boden.
- Das Bein hat eine Kollision.
- Das Bein ist frei in der Luft.

Die Einbindung taktiler Sensorinformationen in die Steuerung stellt einen Schwerpunkt dieser Arbeit dar. Deshalb wird die Vorgehensweise zur Gewinnung dieser Information im folgenden Abschnitt schrittweise aufgezeigt.

3.3 Ermittlung des Beinkontaktzustandes

Auf Basis der vorliegenden Sensordaten sind drei Beinkontaktzustände zu unterscheiden: Bodenkontakt, Kollision und In der Luft. Hierzu werden zuerst die auf die Beine wirkenden Kräfte analysiert und eine erste Methode zur Unterscheidung dieser Zustände entwickelt. Anschließend werden reale Sensordaten zur genaueren Untersuchung und Festlegung entsprechender Grenzen herangezogen. In der Praxis auftretende Probleme werden dabei zur Sprache gebracht und entsprechende Lösungsansätze präsentiert.

3.3.1 Wirkende Kräfte

Ein Stemmbein trägt einen nicht unwesentlichen Teil des Körpergewichts von LAURON, was am Fuß eine Kraft entgegen der Erdgravitation zur Folge hat. Auf unebenem Untergrund lässt sich diese Kraft in die Hangabtriebskraft und eine Kraft senkrecht zum Untergrund zerlegen. Je nachdem, ob der Fuß fest auf dem Boden steht oder nach unten rutscht, wirkt zusätzlich eine Haft- oder Gleitreibungskraft der Hangabtriebskraft entgegen. Da ein Stemmbein die Aufgabe hat, den Körper vorwärts zu schieben, wird darüber hinaus eine Kraftkomponente entgegen der Bewegungsrichtung des Zentralkörpers bewirkt. Weiterhin kann noch eine Kraft durch Verspannungen der Stemmbeine untereinander auftreten. Denn der Körper wird von mehreren Beinen gleichzeitig unterstützt, wodurch eine geschlossene kinematische Kette aller Stemmbeine entsteht. Somit erfährt der Fuß neben einer entgegen der Gravitation gerichteten Kraftkomponente eine dazu senkrecht stehende Komponente, deren Betrag nicht vernachlässigt werden kann.

Stößt ein Schwingbein gegen ein Hindernis, so tritt eine Kraft entgegen der aktuellen Beinbewegungsrichtung auf. Deren Betrag hängt zu Beginn von der Differenz der Impul-

se und anschließend von der Kraft ab, mit der Bein und Hindernis gegeneinander gepresst werden. Es treten hier je nach Orientierung der Oberfläche und Auftreffwinkel ebenfalls Reibungskräfte auf.

Der Fuß eines in der Luft schwingenden Beines erfährt auf Grund der beschleunigten Bewegung eine gewisse Kraft, die durch die Massenträgheit des Fußes selbst bewirkt wird. Es ist aber zu erwarten, dass diese Kraft dem Betrag nach wesentlich kleiner ist als die bisher besprochenen, da die Masse eines Fußes nur einen geringen Teil der Gesamtkörpermasse ausmacht und die auftretenden Beschleunigungen begrenzt sind.

Diese Überlegungen zeigen, dass die wichtigste Kraftkomponente zur Unterscheidung der drei Beinkontaktzustände der Gravitation entgegenwirkt, weshalb der Fußkraftvektor vor weiteren Schritten ins Weltkoordinatensystem gedreht wird. Es ist zu erwarten, dass sich die Zustände Bodenkontakt und Kollision vom Zustand In der Luft eindeutig im Betrag der Kraft unterscheiden, wohingegen die Unterscheidung zwischen Bodenkontakt und Kollision problematischer erscheint. Denn offensichtlich führen die querwirkenden Kraftkomponenten beim Stemmbein und die senkrechte Komponente bei einer Kollision zu einem fließenden Übergang zwischen den beiden Zuständen.

Diese Problematik kann durch Einsatz von Vorwissen jedoch entschärft werden. In der Stemmphase des Beines kann keine Kollision auftreten, so dass hier nur zwischen den Zuständen Bodenkontakt und In der Luft unterschieden werden muss. In der Schwingphase kann sowohl der Zustand Bodenkontakt als auch der Zustand Kollision jeweils nur in den Folgezustand In der Luft verlassen werden. Es gibt also keinen direkten Übergang von Bodenkontakt zu Kollision und umgekehrt. Somit kann eine Entscheidung zwischen den beiden Zuständen ausschließlich in der Schwingphase aus dem Zustand In der Luft heraus erfolgen. Setzt ein Bein in diesem Zustand gerade auf dem Boden auf, können weder Verspannungen entstanden sein noch trägt das Bein in diesem Moment zur Vortwärtsbewegung des Zentralkörpers Wesentliches bei. Diese enorm störenden Einflüsse eines Stemmbeines kommen im Augenblick der Entscheidung somit nicht zum Tragen. Der Unterschied zwischen Bodenkontakt und Kollision sollte daher erkennbar sein. Als Unterscheidungskriterium bietet sich der Winkel des Kraftvektors zur positiven z-Achse des Weltkoordinatensystems an. Er spiegelt das Verhältnis zwischen quergerichteter und entgegen der Gravitation gerichteter Kraftkomponente wider. Beträgt der Winkel 0° , so wirkt der ganze Kraftbetrag entgegen der Gravitation; bei 45° sind die beiden Kraftkomponenten gleich groß; bei 90° und mehr existiert kein Kraftbetrag entgegen der Gravitation.

3.3.2 Experimente zum Bodenkontakt

Nach den theoretischen Vorüberlegungen muss die Praxis nun zeigen, ob die entwickelten Kriterien den Ansprüchen genügen. Anhand mehrerer Experimente werden die Entscheidungsgrenzen festgelegt und diese anschließend in unterschiedlichen Szenarien auf ihre allgemeine Gültigkeit hin geprüft. Hierzu sind im Folgenden repräsentative Kurvenverläufe dargestellt, anhand derer die Bestimmung der entsprechenden Grenzen aufgezeigt wird.

Zu Anfang soll der Zustandsübergang von In der Luft zu Bodenkontakt betrachtet werden. Die Abbildungen 3.4 a bis d zeigen beispielhaft den Betrag des gemessenen Kraftvektors beim Tripodgang auf der Ebene, beim Pentapodgang auf der Ebene, beim Tetrapodgang bergauf und bergab. Der Zustand In der Luft ist dabei einwandfrei erkennbar. Wie schon erwartet, sinkt die Kraft in der Schwingphase fast bis auf Null ab; auf jeden Fall liegt sie

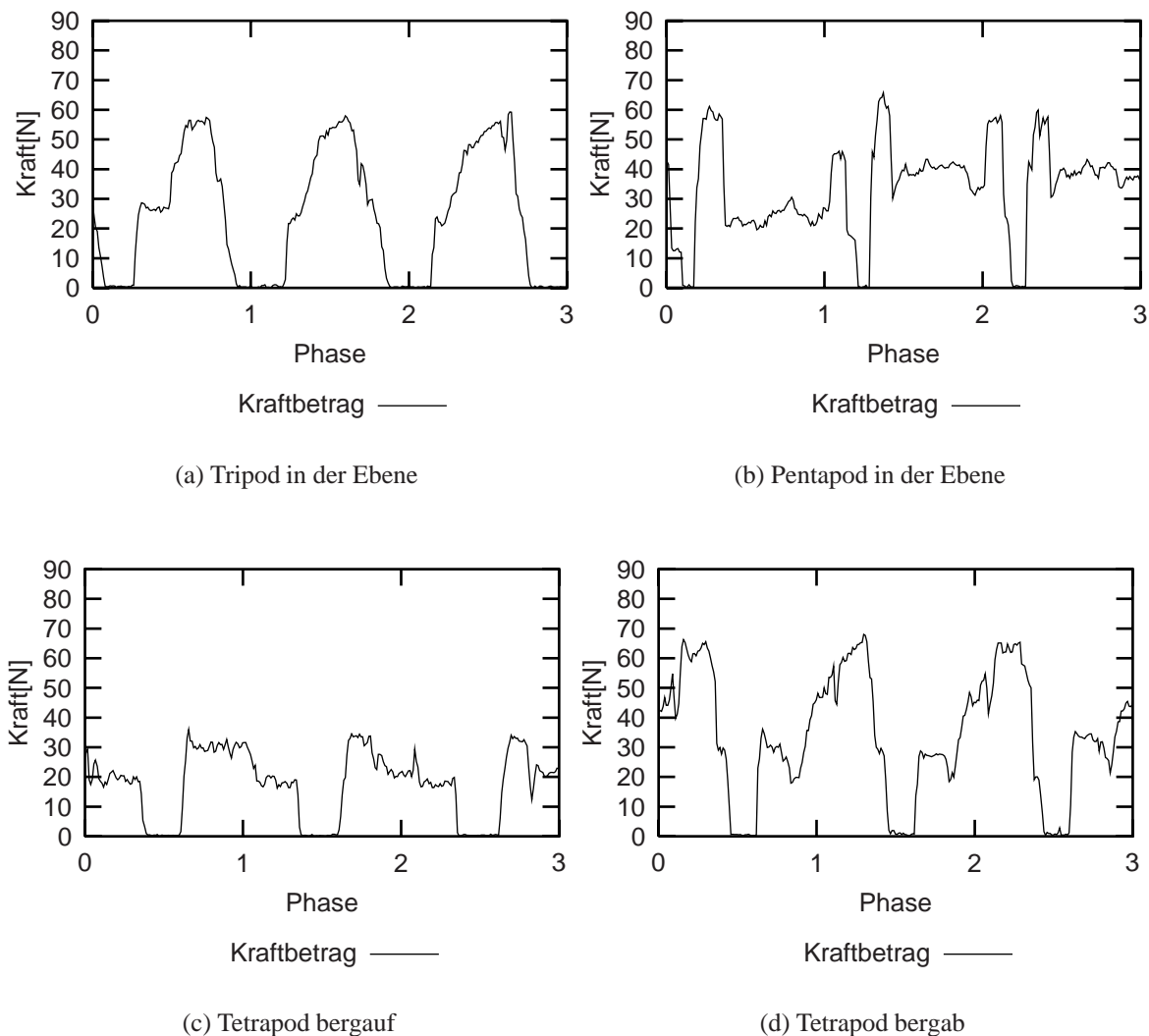


Abbildung 3.4: Kraftmessung beim Laufen

aber unter 2 N.

Je früher die Steuerung einen Zustandswechsel erkennt, desto besser. Fehler sollten dabei aber möglichst vermieden werden. Auf Basis unterschiedlicher Beobachtungen sollte eine Schwelle von 5 N für den Zustandsübergang von In der Luft zu Bodenkontakt keine Fehlinterpretationen nach sich ziehen. Für den umgekehrten Zustandswechsel wird die gleiche Schwelle benutzt.

Nun wird die Abbildung 3.4 a um den Beinzustand ergänzt. Der Beinzustand wird von den höheren Steuerungsebenen als Vorwissen mit eingebracht und zeigt an, ob sich die Steuerung des Beines in der Schwingphase oder in der Stemmphase befindet. Wechselt die Steuerung in die Schwingphase, gibt sie dem Bein vor, vom Boden abzuheben; in die Stemmphase wechselt die Steuerung hingegen erst, wenn ihr der Beinkontaktzustand Bodenkontakt gemeldet wird. Somit stellt der Beinzustand den Soll-Zustand des Beines dar, der im Folgenden benutzt wird, um die Entscheidung zwischen den Beinkontaktzuständen zu unterstützen

(siehe hierzu auch die Ausführungen im vorangegangenen Abschnitt). In den Grafiken wird der Beinzustand, der zwei unterschiedliche Werte einnehmen kann, durch eine Hilfslinie dargestellt. Die beiden Werte werden so gewählt, dass die Hilfslinie während des Beinzustandes „Schwingphase“ auf der Höhe der soeben festgelegten Entscheidungsgrenze (5 N) und während des Beinzustandes „Stemphase“ symmetrisch vom oberen Rand der Grafiken (85 N) liegt. In der resultierenden Abbildung 3.5 ist der Übergang vom Kontaktzustand

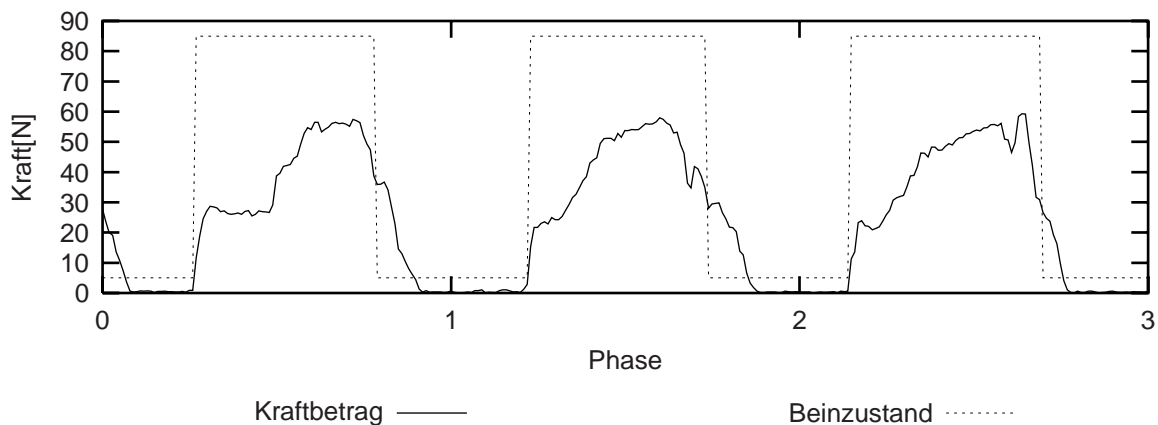


Abbildung 3.5: Tripod auf Ebene um Beinzustand ergänzt

In der Luft zu Bodenkontakt bei den Phasen 0.25, 1.2 und 2.15 nun daran zu erkennen, dass der Beinzustand sich von „Schwingphase“ nach „Stemphase“ ändert, da die höhere Steuerungsebene i.d.R. sofort beim Aufsetzen des Beines in die Stemphase übergeht (siehe dazu Abschnitt 4.1.2).

3.3.3 Experimente zu Kollisionen

Nachdem der Zustand Bodenkontakt nun erkannt wird und zu einem stabileren Laufverhalten beiträgt, sollen die Kollisionen ebenfalls mit einbezogen werden. Hierzu werden Kollisionen der Beine in verschiedenen Situationen herbeigeführt, um die dabei auftretenden Sensordaten zu analysieren. Die Hauptaufgabe besteht darin, eine während der Schwingphase auftretende Kollision vom Aufsetzen des Beins auf dem Boden zu unterscheiden. Das Verlassen des Zustands In der Luft ist dabei eindeutig am Ansteigen des Kraftbetrags erkennbar. Als Unterscheidungskriterium soll ein Grenzwinkel dienen. Ist der Winkel aus Kraftvektor und positiver z-Achse kleiner als dieser Grenzwinkel, so wird in den Zustand Bodenkontakt gewechselt, anderenfalls in den Zustand Kollision.

Bei den ersten Experimenten zeigte sich recht schnell, dass es kaum möglich war, Kollisionen zu erkennen. Der Grund hierfür waren die viel zu kleinen Füße im Vergleich zur breiten Unterschenkelröhre, die die Fußsensorelektronik umschließt (siehe Abbildung 3.2 auf Seite 26). Bei den meisten Kollisionen stieß nun diese Röhre, welche fest mit dem Unterschenkel verbunden ist, mit den Gegenständen zusammen. Hierdurch wurde am Fußsensor aber keine Kraft bewirkt, so dass die Kollisionen nicht wahrgenommen wurden. Um diesem zu entgegnen, erhielt die Maschine kurzerhand neue Füße, die breiter als der Unterschenkel sind. Damit konnte die Anzahl der registrierten Kollisionen schon deutlich erhöht werden.

Weiterhin ist für die nächste Maschine eine veränderte Konstruktion der Unterschenkel vorgesehen. Die Unterschenkelröhre wird in Zukunft unten am Fußsensor befestigt, wodurch auch Kollisionen mit der Röhre erkannt werden sollten.

Alle folgenden Experimente wurden mit der ursprünglichen Konstruktion, aber den neuen Füßen durchgeführt. In den folgenden Grafiken ist neben dem Kraftbetrag und dem Bein-zustand noch der auf 90° beschränkte Winkel des Kraftvektors zur positiven z-Achse als Krafrichtung aufgetragen. Da der Winkel des Kraftvektors bei einem kleinen Kraftbetrag schon durch die Massenträgheit des Fußes beeinflusst wird und somit starken Schwankungen unterworfen ist, wird dieser Wert in den Grafiken bei einem Kraftbetrag unter 5 N „ausgeblendet“ und auf 0 gesetzt, um die Interpretation zu erleichtern. In den Abbildungen 3.6 bis 3.9 sind die Grafiken der Abbildung 3.4 noch einmal mit Bein-zuständen und Richtungsdaten abgebildet, um eine Vergleichsbasis zum normalen Laufen ohne Hindernisse zu haben.

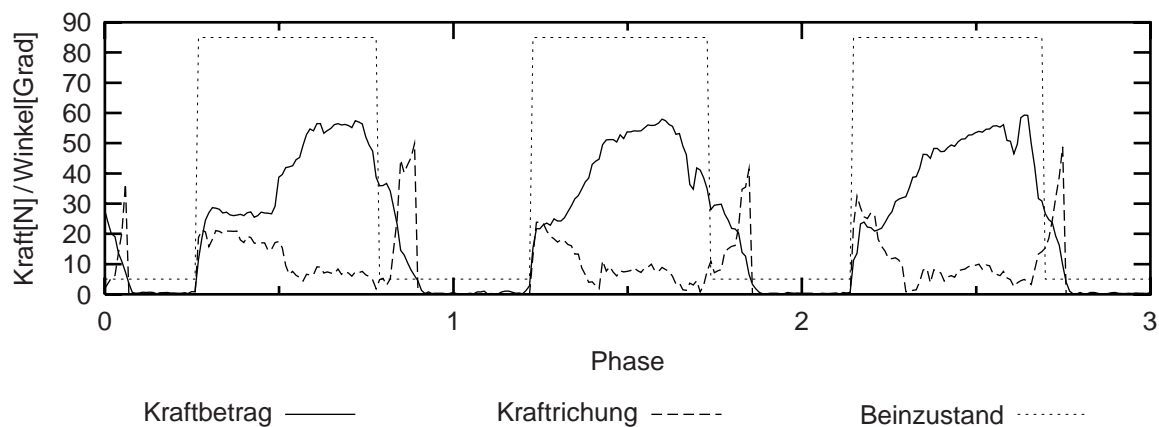


Abbildung 3.6: Sensordaten beim Laufen im Tripod in der Ebene

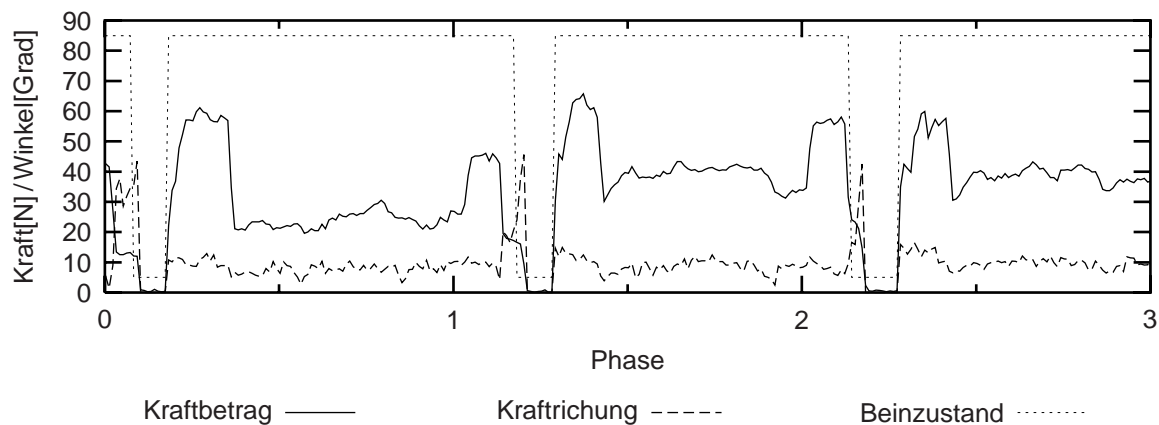


Abbildung 3.7: Sensordaten beim Laufen im Pentapod in der Ebene

Man erkennt, dass die Krafrichtung während der Stemmphase in der Ebene unter 30° bleibt. Auf der schiefen Ebene steigt der Winkel auf bis zu 40° an; einige Ausreißer nähern sich sogar der 50° -Marke. Die höheren Werte sind als Folge der stärkeren Reibungskräfte

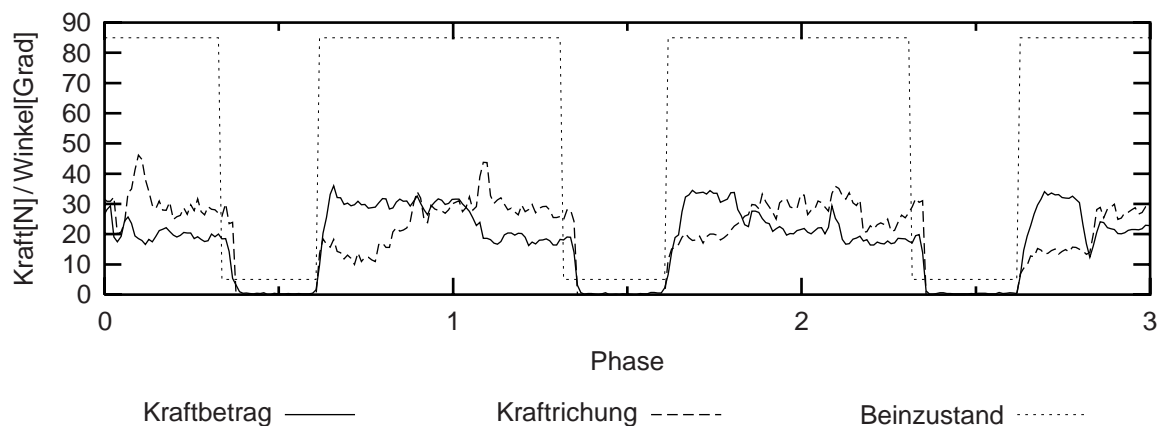


Abbildung 3.8: Sensordaten beim Laufen im Tetrapod bergauf

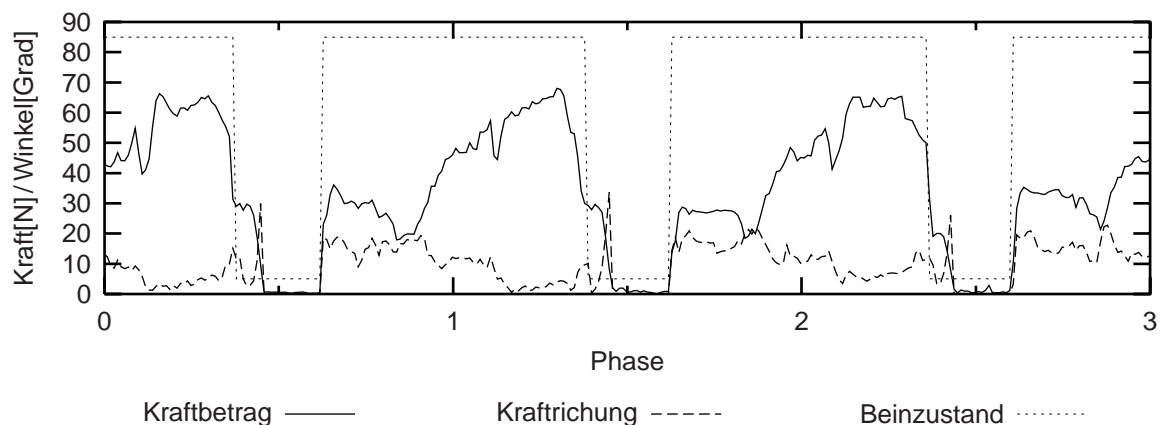


Abbildung 3.9: Sensordaten beim Laufen im Tetrapod bergab

und Verspannungen auf dem nicht waagrechten Untergrund zu deuten. Für den Übergang der Beinkontaktzustände brauchen aber nur die Aufsetzzeitpunkte berücksichtigt werden. An diesen überschreiten die Krafrichtungen auch auf der schiefen Ebene die 30° -Grenze nicht, sofern man die Referenzkraft, ab der Bodenkontakt erkannt wird, auf mindestens 10 N erhöht. Unterhalb von 10 N scheint die senkrechte Kraftkomponente einfach noch zu gering im Vergleich zu quergerichteten Störeinflüssen beim Aufsetzen zu sein. Alle weiteren Experimente haben gezeigt, dass 15 N eine sichere Grenze für den Zustandsübergang von In der Luft zu Bodenkontakt darstellt und die Verwendung der Krafrichtung hierbei zu keinen verrauschten Ergebnissen führt¹.

In Abbildung 3.10 kann man bei einer Phase von 0.6 nun eine typische Kollision eines Fußes an einer Stufe beobachten. Die Kollision ist am Ansteigen des Kraftbetrags zu erkennen, wobei die Krafrichtung zwischen 50° und 60° beträgt. Die Krafrichtung lässt darauf schließen, dass das Bein bei der Abwärtsbewegung war, als es zur der Berührung kam, da die z-Komponente einen relativ großen Einfluss hat. In Anbetracht des schnellen Anstiegs

¹Die Hilfslinien zum Beinzustand werden im Folgenden bei 15 N und 75 N platziert und die Krafrichtung bis zu einem Kraftbetrag von 15 N ausgeblendet.

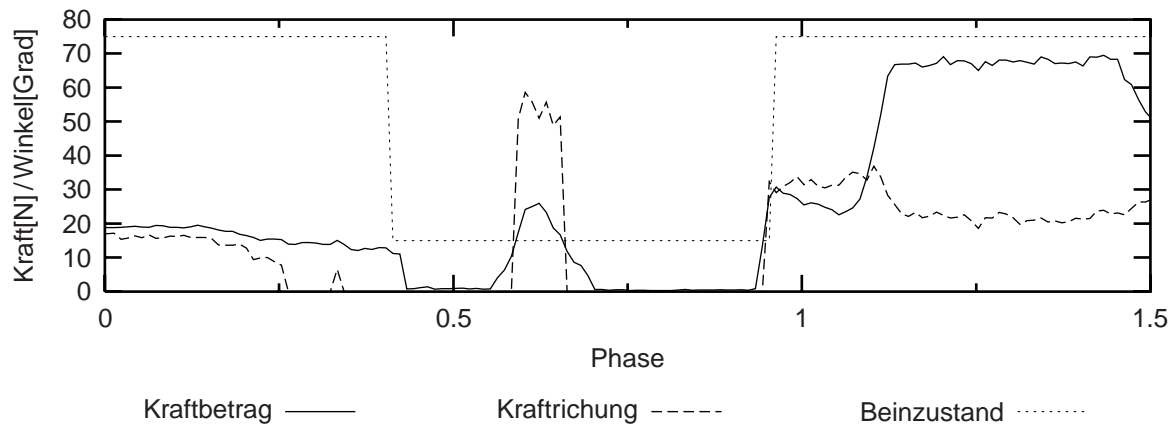


Abbildung 3.10: Einfache Kollision an einer Stufe

des Kraftbetrages kann die Kraftgrenze von 15 N ebenfalls für den Zustandsübergang von In der Luft zu Kollision benutzt werden. Somit existiert eine einheitliche Kraftbetragsgrenze für alle Übergänge aus dem Zustand In der Luft heraus. Diese einheitliche Grenze ist auch in späteren Experimenten bestätigt worden.

Abbildung 3.11 zeigt bei der Phase 0.4 ebenfalls eine öfters zu beobachtende Kollisionart. Das Bein bewegt sich zu diesem Zeitpunkt offensichtlich noch nach oben, da die

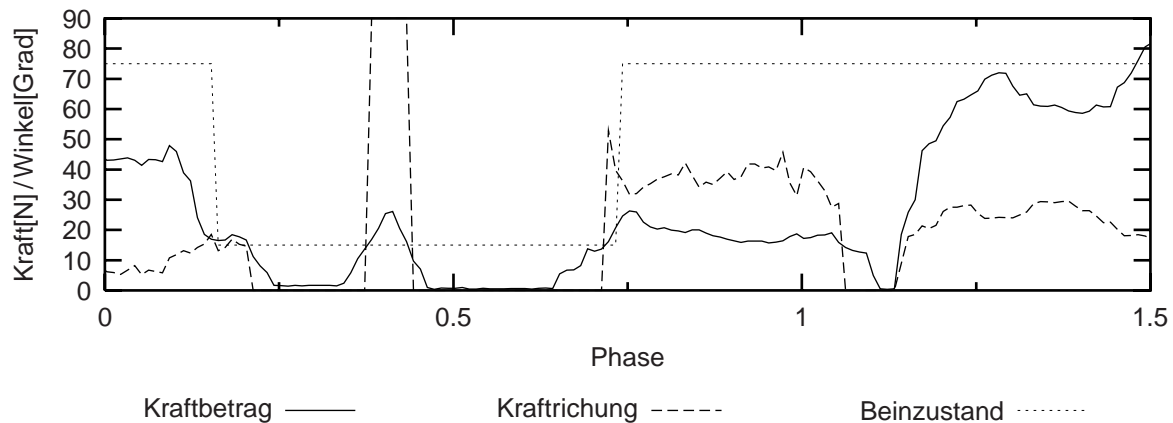


Abbildung 3.11: Kollision, Aufsetzen und anschließendes Abrutschen an einer Stufe

Krafrichtung mindestens 90° beträgt. Beim anschließenden Stemmphasenstart bei einer Phase von 0.75 fällt hier auf, dass die Krafrichtung mit knapp unter 40° sehr hoch ist und die Auftrittskraft mit 20 N eher gering ausfällt. Bei Phase 1.1 kann man einen Einbruch der Auftrittskraft gefolgt von einem steilen Kraftanstieg erkennen. Hier hat der Fuß auf der Kante der Stufe aufgesetzt und ist nach kurzer Zeit abgerutscht; schließlich ist das Bein wieder auf dem Boden vor der Stufe aufgekommen. Dies zeigt, dass bei etwas ungünstigeren Geländebedingungen die Krafrichtung beim Aufsetzen auch die 40° -Grenze überschreiten kann.

Einen Fall, der in einem Grenzbereich liegt, kann man in Abbildung 3.12 sehen. Das

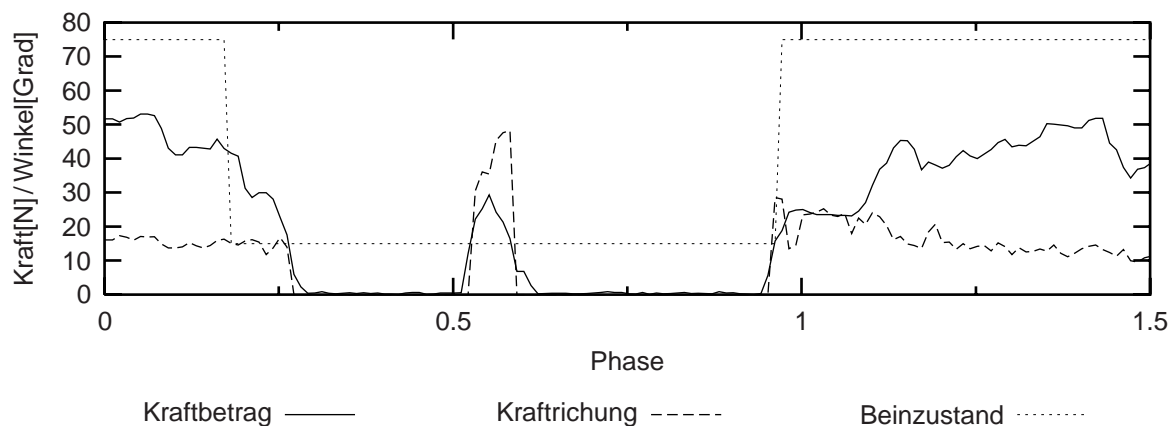


Abbildung 3.12: Grenzfall zwischen Kollision und Bodenkontakt

Bein stößt bei einer Phase von 0.5 während der Schwingbewegung auf eine kleine Bodenerhebung. Dabei schleift die Unterseite des Fußes in der Vorwärtsbewegung über den Kamm dieser Erhebung hinweg. Die Kräfte überschreiten die 15 N-Grenze und die Kraftrichtung bewegt sich zwischen 40° und 50° . Es muss nun entschieden werden, ob es sich hier um eine Kollision oder ein verfrühtes Aufsetzen des Fußes handelt. In diesem Fall wäre aber keine Entscheidung wirklich falsch. Zum einen könnte das Bein auf dem Hügel aufsetzen und in die Stemmphase übergehen. Andererseits spräche auch nichts dagegen, das Bein aufgrund einer Kollision noch einmal neu zu platzieren.

Andere Versuche bestätigen, dass der Übergang in einem Grenzbereich zwischen 35° und 55° trotz Einsatz von Vorwissen immer noch fließend ist. Jedoch halten sich die Auswirkungen von Fehlentscheidungen innerhalb dieses Bereiches meist in Grenzen, vor allem wenn man bedenkt, dass LAURON sechs Beine hat und somit ein Fehler eines einzelnen Beines nicht so stark ins Gewicht fällt wie beispielsweise bei einem Vier- oder gar Zweibeiner. Tritt während der Schwingphase im Beinkontaktzustand in der Luft also ein Kraftbetrag von über 15 N auf, so wird dieser Zustand auf jeden Fall verlassen. Liegt die Kraftrichtung unter 35° , so kann man von Bodenkontakt ausgehen; liegt sie hingegen über 55° , von einer Kollision. Im Bereich dazwischen kann man es sich einfach machen und eine starre Grenzrichtung von z.B. 45° festlegen, welche für einen Großteil der auftretenden Fälle ausreichend ist und selten schwere Fehlentscheidungen produziert. Es existiert aber die Möglichkeit, innerhalb des Grenzbereiches zusätzliche Informationen zu Hilfe zu nehmen: die bisher nicht in Erscheinung getretenen Motorströme.

3.3.4 Miteinbeziehen der Motorströme

Die Experimente haben bisher gezeigt, dass durch den Einsatz der Fußsensoren viele Kollisionen der Füße erkennbar und vom Zustand Bodenkontakt unterscheidbar sind. Was ist aber mit Kollisionen der Beine, bei denen die Fußsensoren gar nichts registrieren? Mit der aktuellen Beinkonstruktion werden Kollisionen am Unterschenkel von den Fußsensoren nicht wahrgenommen. Dies sollte sich mit der nächsten Beinkonstruktion zwar ändern, jedoch können auch dann nicht alle Kollisionen des Beines erkannt werden. Tritt die Kollision näm-

lich oberhalb des sensitiven Bereiches des Unterschenkels auf, ist LAURON nach wie vor „blind“. Abhilfe kann hier die Betrachtung der Motorströme bringen.

Bei einer nicht erkannten Kollision weist die Steuerung das Bein weiterhin an, sich nach vorne zu schieben. Gerade dies ist dem Bein aber durch den Einfluss von außen nicht möglich. Weiterhin versuchen die Stemmbeine, den Zentralkörper vorwärts zu bewegen. Da das blockierte Schwingbein ebenfalls am Zentralkörper befestigt ist, arbeiten die Motoren der Stemmbeine nun den Motoren des kollidierten Schwingbeins entgegen. Aus diesen Gründen steigt das Drehmoment der Motoren an, was zu einem Anstieg des von den Motoren verbrauchten Stromes führt. Andererseits wird das Drehmoment der Motoren auch von der Geschwindigkeit des Beines in der Schwingphase beeinflusst. Je schneller sich nämlich ein Bein bewegt, desto größer wird das Drehmoment, da die Massenträgheit des Beines zu überwinden ist; und die Masse eines ganzen Beines ist im Vergleich zum einzelnen Fuß nicht mehr zu vernachlässigen. Neben Kollisionen hat somit auch die Winkelgeschwindigkeit der Gelenke einen entscheidenden Einfluss auf die gemessene Stromstärke in der Schwingphase. Trotzdem können die Stromstärken zur Kollisionserkennung beitragen.

Im folgenden findet nur die Hauptfortbewegungsrichtung nach vorne Beachtung². Die anderen Bewegungsrichtungen werden vernachlässigt, da sie i.d.R. nur zur Feinpositionierung und zur lokalen Navigation eingesetzt werden. Für diese soll hier die Kollisionserkennung auf Basis der Fußkraftsensoren ausreichend sein. In groben Zügen verläuft die Schwingbewegung eines Beines aus Sicht der einzelnen Gelenke folgendermaßen:

Das α -Gelenk führt das Bein während der Schwingphase von hinten nach vorne.

Das β -Gelenk hebt das Bein zu Beginn vom Boden und senkt es zum Ende hin wieder ab.

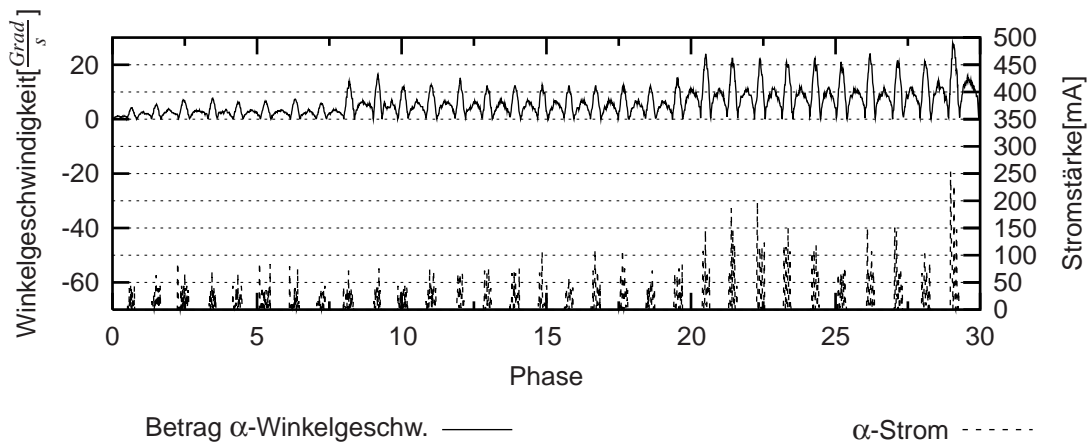
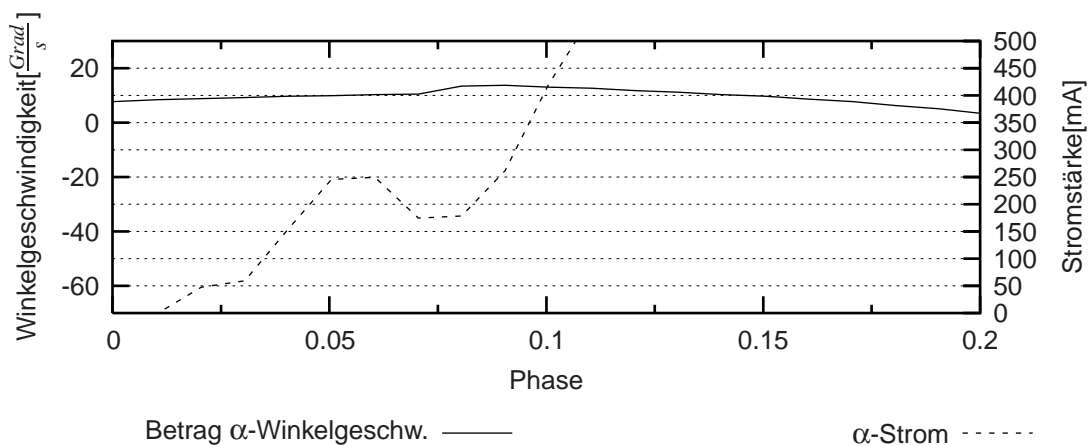
Das γ -Gelenk hält den Fußpunkt auf einer zum Körper parallelen Gerade.

Tritt nun eine Kollision in Bewegungsrichtung auf, so wird der Anstieg der α -Stromstärke am ausgeprägtesten sein, weil α -Gelenk am meisten zur Beinbewegung in diese Richtung beiträgt. Weiterhin wird es beim Eintreten einer Kollision abgebremst. Beobachtet man nun gleichzeitig die Winkelgeschwindigkeit des Gelenkes, können Anstiege der Stromstärke auf Grund schneller Bewegungen identifiziert werden. Beim Aufsetzen des Beines auf dem Boden haben hingegen das β - und das γ -Gelenk die Hauptlast zu tragen, so dass die α -Stromstärke nur eine kleine Veränderung erfährt.

Es sollte also mit Hilfe der α -Stromstärke und der α -Winkelgeschwindigkeit möglich sein, Kollisionen in Bewegungsrichtung zu erkennen, wobei ein Aufsetzen des Beines nicht wahrgenommen wird. Die Grafik in Abbildung 3.13 zeigt hierzu das Laufen ohne Kollisionen mit ansteigender Winkelgeschwindigkeit. Es sind die Beträge der α -Stromstärke und der α -Gelenkwinkelgeschwindigkeit gegen die Phase aufgetragen. Dabei wurde die α -Stromstärke während der Stemmphase und anschließend bis zum vollständigen Abheben des Beines vom Boden³ auf 0 gesetzt, um die Interpretation zu erleichtern. Bis zur Phase 10 läuft LAURON im langsamen Tripod (Periodendauer 10 s) mit normaler Schrittlänge, bis Phase 20 wird in einen schnellen Tripod (Periodendauer 5 s) gewechselt und bis zur Phase 30 wird dann die Schrittlänge vergrößert. Durch den Anstieg der Winkelgeschwindigkeit von 5° auf über 20° pro Sekunde steigen auch die Spitzenwerte der Stromstärke von unter 100 mA auf

²Die Aussagen sind für die Rückwärtsbewegung auch gültig, da LAURON bis auf den Kopf symmetrisch aufgebaut ist.

³Das Bein hat vom Boden abgehoben, wenn der Zustand In der Luft in der Schwingphase erreicht ist. Dies geschieht beim Unterschreiten der Kraftgrenze von 15 N.

Abbildung 3.13: α -Stromstärke unter Einfluss verschiedener WinkelgeschwindigkeitenAbbildung 3.14: Kollisionserkennung mittels α -Stromstärke

bis zu 250 mA an. Bei einer Winkelgeschwindigkeit von unter 20° s^{-1} bleibt die Stromstärke aber ständig unter 200 mA.

Die Abbildung 3.14 zeigt nun die Kollision eines Beines in sehr hoher zeitlicher Auflösung. Die α -Stromstärke steigt bis zur Phase 0.05 auf 250 mA an, fällt aber anschließend wieder leicht ab, obwohl das Gelenk eine Beschleunigung erfährt und die Winkelgeschwindigkeit steigt. Ab Phase 0.08 steigt die Stromstärke dann auf über 500 mA an⁴, begleitet von der kontinuierlichen Abnahme der Winkelgeschwindigkeit. Hier wird das Bein zuerst leicht blockiert, kann sich dann aber kurz weiterbewegen, bis das Hindernis letztlich eine eindeutige Kollision bewirkt. Die Winkelgeschwindigkeit überschreitet dabei nie die Grenze von 20° s^{-1} . Wie in Abbildung 3.13 zu sehen war, bleiben die Störeinflüsse durch die Massenträgheit der Beine bei einer Winkelgeschwindigkeit von unter 20° s^{-1} ständig unter 200 mA. Somit kann die Grenz- α -Stromstärke bei 300 mA und der Grenz- α -Winkelgeschwindigkeitsbetrag auf 20° s^{-1} festgelegt werden. Dadurch sind Kollisionsreaktionen, die durch schnelle Bewegungen des α -Gelenks ausgelöst werden, nahezu ausgeschlossen. Mit

⁴Die Dimensionen der y-Achsen sind identisch zu denen aus Abbildung 3.13.

diesen Grenzen wird die Kollision in Abbildung 3.14 bei Phase 0.09 als solche erkannt und in den Beinkontaktzustand Kollision gewechselt, so dass die höheren Steuerungsebenen eine Reaktion auf diese Kollision auslösen können (siehe Abschnitt 4.1.4). Eine hohe hervorste-

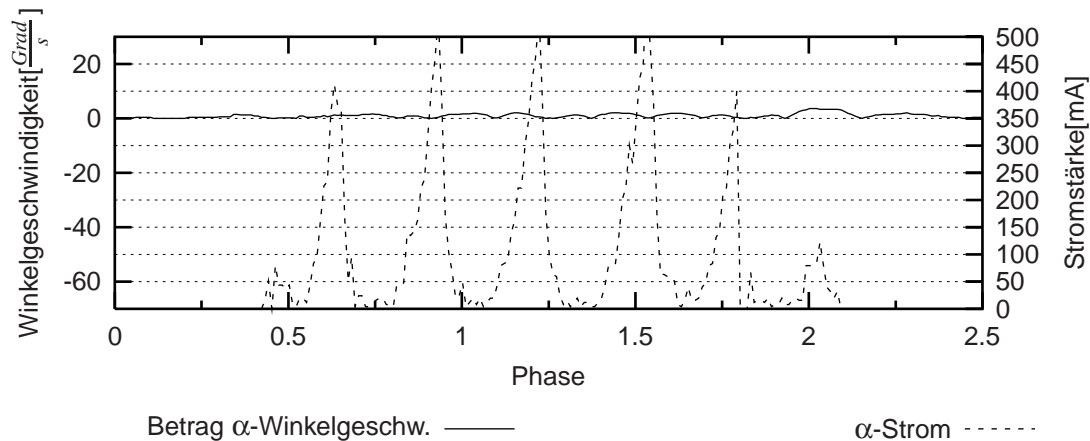


Abbildung 3.15: Mehrere erkannte Kollisionen hintereinander

hende⁵ Stufe kann ein Bein trotz Kollisionsreaktionen i.d.R. nicht auf einmal übersteigen, so dass es wiederholt zu Kollisionen kommt. In Abbildung 3.15 kann der Verlauf einer solchen Mehrfachkollision bei den Phasenwerten 0.6, 0.9, 1.2, 1.5 und 1.8 beobachtet werden.

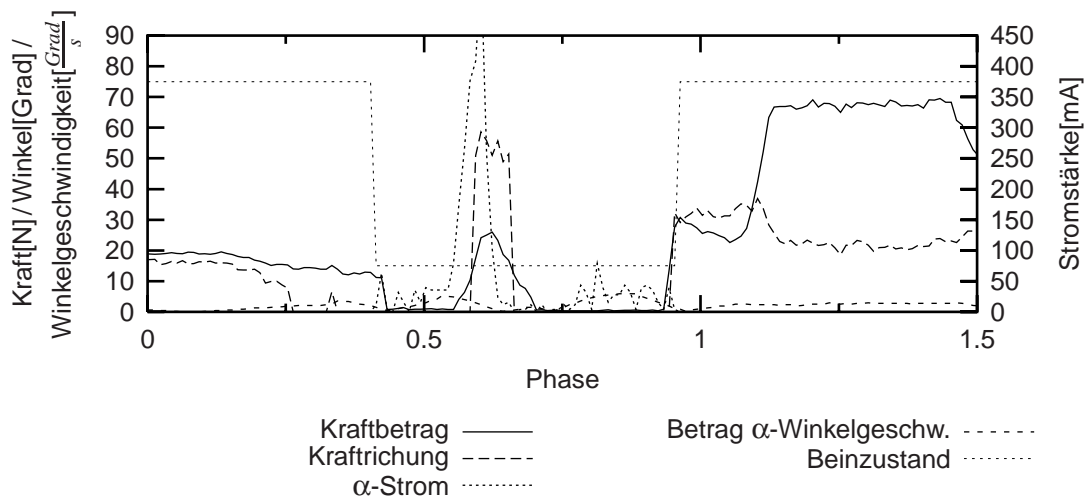
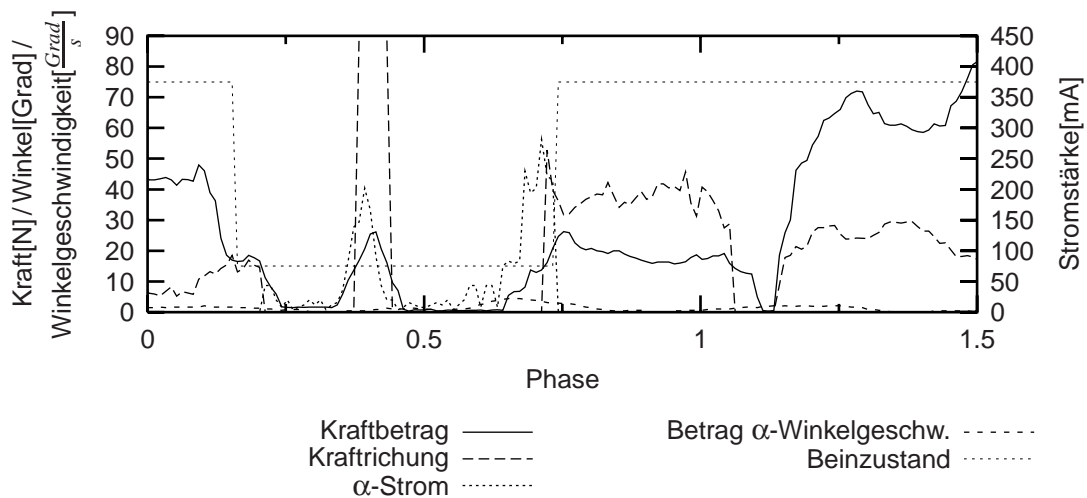
Diese Methode soll aber nicht nur Kollisionen erkennen, die die Fußsensoren nicht wahrnehmen können, sondern auch dazu beitragen, die im Grenzbereich der Fußkraftsensoren liegenden Fälle einzuordnen. Da bei diesen der Zustand in der Luft auf jeden Fall verlassen wird, entscheidet ausschließlich die Stromgrenze von 300 mA zwischen Bodenkontakt und Kollision. Ausschläge durch schnelle Bewegungen müssen nicht beachtet werden, weil der Tatbestand einer erhöhten Fußkraft vorliegt. Zur Veranschaulichung sind in den Abbildungen 3.16 bis 3.18 noch einmal die Grafiken aus den Abbildungen 3.10, 3.11 und 3.12 mit den zusätzlichen Daten α -Stromstärke und α -Winkelgeschwindigkeit wiedergegeben.

Die Kollision an der Stufe aus Abbildung 3.10 wird nun in Abbildung 3.16 eindeutig als solche identifiziert, da die Stromstärke des α -Motors bei der Phase 0.6 auf über 450 mA ansteigt. Hierbei ist auch das Abfallen der Winkelgeschwindigkeit zu Kollisionsbeginn zu beobachten⁶, was eine Kollision immer kennzeichnet, aber aus den schon erwähnten Gründen in diesem Fall keine Beachtung findet.

Durch die Einführung des Grenzbereiches fällt das Aufsetzen auf einer Stufenkante aus Abbildung 3.11 mit 40° Kraftrichtung ebenfalls in diesen Bereich. In Abbildung 3.17 kann man dies bei einer Phase von 0.75 etwas genauer beobachten. Der α -Strombetrag steigt wegen der ungünstigen Umstände zwar an, bleibt jedoch unter 300 mA. Somit wird dieser Fall zugunsten des Zustands Bodenkontakt entschieden. Zu erwähnen sei hier noch, dass der eindeutig als Kollision erkannte Kraftanstieg bei Phase 0.4 auf Grund der Kollisionsreaktion

⁵Eine nicht hervorstechende Stufe würde höchstwahrscheinlich schon von den Fußkraftsensoren erkannt werden.

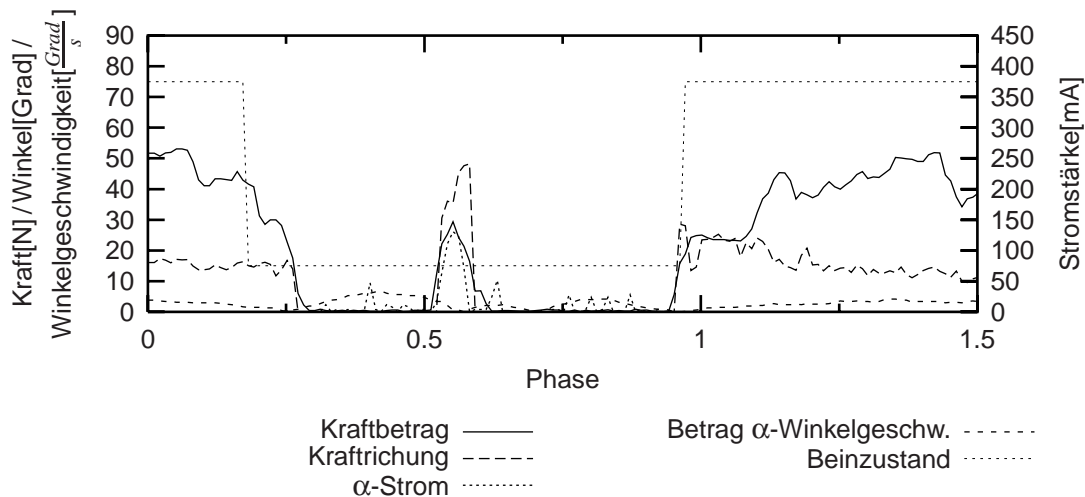
⁶Die Winkelgeschwindigkeit fällt schon bevor der Kraftbetrag 15 N und die α -Stromstärke 300 mA überschreitet. Die höhere Ebene konnte also noch keine Kollisionsreaktion veranlassen haben.

Abbildung 3.16: Einfache Kollision an einer Stufe mit α -StromstärkeAbbildung 3.17: Aufsetzen an einer Stufe mit α -Stromstärke

des Beines keinen extremen Anstieg der α -Stromstärke bewirkt.

Beim Grenzfall aus Abbildung 3.12, der zur Einführung des Grenzbereiches geführt hat, ist in Abbildung 3.18 bei einer Phase von 0.6 zwar auch ein Anstieg der α -Stromstärke zu beobachten, jedoch ist dieser mit 150 mA viel zu gering, um als Kollision interpretiert zu werden. Das Bein wechselt also in den Beinkontaktzustand Bodenkontakt⁷. Hier sei weiterhin noch angemerkt, dass der anschließende Übergang in die Stemmphase bei Phase 0.95 keinerlei Auswirkungen auf den α -Motorstrom hat, wie es beim „normalen“ Stemmphasenübergang üblich ist.

⁷Die Stemmphase wird aber trotzdem nicht sofort begonnen, sondern die Schwingphase weitergeführt, um noch näher an das ursprünglich geplante Ziel zu gelangen (siehe Abschnitt 4.1.2).



Abbildungung 3.18: Grenzfall zwischen Kollision und Bodenkontakt mit α -Stromstärke

3.3.5 Fazit

In diesem Abschnitt wurde eine Methode zur Integration der auf LAURON vorhandenen Sensordaten zu einer Information über den Beinkontakt zur Umwelt entwickelt. Dabei wurden drei einfache Zustände des Beinkontaktes voneinander abgegrenzt: Bodenkontakt, Kollision und In der Luft. Die Unterscheidung dieser drei Zustände wird nun zusammenfassend kurz dargestellt.

Unter Benutzung der Beingelenkwinkel und der Neigungssensordaten werden die Fußsensordaten in das Weltkoordinatensystem transformiert. Weiterhin wird von einer höheren Steuerungsebene die Information über den (Soll-)Beinzustand benötigt, die besagt, ob sich das Bein in der Schwingphase oder in der Stemmphase befindet. Folgende Daten werden anschließend als Unterscheidungskriterien für die Kontaktzustände benutzt:

Kraftbetrag: Der Betrag des mit Hilfe der Fußsensordaten gebildeten Kraftvektors.

Kraftrichtung: Der Winkel des Kraftvektors zur positiven z-Achse im Weltkoordinatensystem.

α -Stromstärke: Der Betrag des vom α -Gelenkmotor verbrauchten Stroms.

α -Winkelgeschwindigkeit: Der Betrag der Winkelgeschwindigkeit des α -Gelenks.

Befindet sich das Bein in der Stemmphase, so können per Definition keine Kollisionen auftreten. Zwischen den Zuständen Bodenkontakt und In der Luft wird mittels einer Grenze des Betrages der gemessenen Fußkraft in Höhe von 15 N entschieden. Liegt der Kraftbetrag unter 15 N befindet sich das Bein im Zustand In der Luft, anderenfalls im Zustand Bodenkontakt.

In der Stemmphase ist ein Zustandswechsel von Bodenkontakt zu In der Luft jedoch unerwünscht, so dass man ihn möglichst vermeiden möchte. Dazu bedarf es aber einer Art Früherkennung, damit die höhere Steuerungsebene etwas dagegen unternehmen kann (mehr hierzu in Abschnitt 4.1.5). Aus dieser Notwendigkeit heraus wird der Zustand Bodenkontakt während der Stemmphase intern noch einmal unterteilt in die Zustände Schwacher Bodenkontakt und Starker Bodenkontakt. Die Grenze für deren Unterscheidung wird 5 N über der des Zustandswechsels von In der Luft zu Bodenkontakt festgesetzt, also auf 20 N.

In der Schwingphase können per Definition keine Zustandsübergänge zwischen den Zuständen Bodenkontakt und Kollision stattfinden. Nachdem der Kontakt zum Boden zu Beginn der Schwingphase durch Unterschreiten der Kraftgrenze von 15 N verloren geht, befindet sich das Bein im Ausgangszustand In der Luft. Ein Wechsel in den Zustand Kollision erfolgt, wenn zu einem Zeitpunkt mindestens einer der folgenden Punkte zutreffend ist:

- Der Kraftbetrag überschreitet 15 N und die Krafrichtung überschreitet 55° .
- Der Kraftbetrag überschreitet 15 N, die Krafrichtung überschreitet 35° und die α -Stromstärke überschreitet 300 mA.
- Der Kraftbetrag unterschreitet 15 N, die α -Stromstärke überschreitet 300 mA und die α -Winkelgeschwindigkeit unterschreitet 20° s^{-1} .

Der Wechsel zurück in den Zustand In der Luft erfolgt, wenn zu einem Zeitpunkt keiner der obigen Punkte mehr zutrifft. Dagegen erfolgt ein Wechsel in den Zustand Bodenkontakt, wenn zu einem Zeitpunkt mindestens einer der beiden folgenden Punkte zutrifft:

- Der Kraftbetrag überschreitet 15 N und die Krafrichtung unterschreitet 35° .
- Der Kraftbetrag überschreitet 15 N, die Krafrichtung unterschreitet 55° und die α -Stromstärke unterschreitet 300 mA.

Der Wechsel zurück in den Zustand In der Luft erfolgt auch hier, wenn zu einem Zeitpunkt keiner der obigen Punkte mehr zutrifft. Mit diesen Ausführungen sind alle Zustandsübergänge vollständig definiert.

Die hier vorgestellte Methode zur Erkennung der Beinzustände ist einfacher Natur. Die Zustände werden durch teilweise ineinander verschachtelte lineare Grenzen voneinander getrennt. In der Praxis erweisen sie sich für einen großen Teil auftretender Probleme als hinreichend stabil. Jedoch bleiben einige Probleme ungelöst. Hierzu zählt vor allem die Kollisionserkennung mit Hilfe der Motorströme. Kollisionen in kurzer Entfernung zum α -Gelenk können auf Grund des kurzen Hebels des Beines kaum aufgedeckt werden, da das kollidierende Bein LAURON wegschiebt, bevor der α -Motorstrom die Grenze überschreitet. Das gleiche ist für Kollisionen gültig, bei denen das α -Gelenk sich kaum bewegt, oder dessen Bewegungsrichtung von der Kollision nicht betroffen ist (z.B. Seitwärtslaufen).

Durch längere Praxistests kann man die hier vorgestellten Grenzen sicherlich noch ein wenig verfeinern und LAURON somit „sensibilisieren“. Um die Leistungsfähigkeit der Kollisionserkennung darüber hinaus zu erhöhen, muss entweder dieser Ansatz weiterentwickelt oder ein ganz neuer Ansatz entworfen werden. Eine Möglichkeit der Weiterentwicklung besteht in der Integration der β - und γ -Motorströme, die aber weitaus problematischer sein dürfte als die Integration der α -Motorströme. Weiter könnte man zumindest Indizien für eine Kollision entdecken, indem man einen einfachen Soll-Ist-Vergleich der Fußpunkte durchführt. Liegt zwischen Soll-Wert und Ist-Wert der Fußpunkte über eine längere Zeit eine größere Differenz, so ist dies womöglich durch eine Kollision verursacht, sofern zumindest der Arbeitsbereich der Beine nicht überschritten wurde.

Eine sicherlich gewinnbringendere Erweiterung wäre hingegen die Fusion mit den Sensordaten der direkten Nachbarbeine auf der gleichen sowie der gegenüberliegenden Körperseite wie sie auch in der Natur bei den Stabheuschrecken zu finden ist (siehe Abschnitt 2.1). Die Nachbarbeine sind i.d.R. in der Stemmphase, während dieses Bein eine Kollision erfährt. Somit sollten deren Motorströme und Fußkräfte ebenfalls beeinflusst werden, da sie normalerweise dem kollidierten Bein entgegenarbeiten.

Ein völlig anderer Ansatz stellt hingegen die Mustererkennung mit Hilfe eines Neuronalen Netzes dar. Diesem Netz könnte man alle hier verwendeten und oben erwähnten Daten als Eingabeparameter zur Verfügung stellen. Zusätzlich könnten noch weitere Informationen aus höheren Ebenen als Eingabe herangezogen werden. An Trainingsbeispielen mangelt es in Anbetracht der Tatsache, dass man mit der Maschine verschiedenste Hindernisparcours durchqueren kann, nicht. Während des Lernprozesses werden nicht korrelierte Daten dann automatisch eliminiert bzw. in ihrer Wirkung abgeschwächt.

Auf Basis der Informationen, die durch die Sensoren gewonnen werden, können nun verschiedenste Reaktionen auf die in der Umwelt vorgefundenen Verhältnisse geplant und durchgeführt werden. Ein Ansatz zur Realisierung einer solchen reaktiven Steuerung wird im folgenden Kapitel vorgestellt.

Kapitel 4

Die entwickelte Steuerung

Nachdem nun die Sensordatenerfassung beschrieben und erste Interpretationsansätze entwickelt worden sind, soll nun die auf diesen Sensorinformationen aufbauende Steuerung vorgestellt werden. Die Aufgabe dieser Steuerung ist es, die Trajektorien aller sechs Beine so zu erzeugen, dass sich die Laufmaschine in unstrukturiertem Gelände sicher fortbewegen kann. Dabei setzt sich die Beintrajektorie grundsätzlich aus zwei Teilen zusammen. Einerseits wechseln die Beine koordiniert zwischen Schwing- und Stemmphase, um die Laufmaschine in die gewünschte Richtung zu bewegen; dies ist der „individuelle“ Teil der Beintrajektorie und wird im folgenden Einzelbeintrajektorie genannt. Andererseits führen alle Beine aufeinander abgestimmte Bewegungen aus, um den Zentralkörper zu positionieren; dies stellt den „allgemeinen“ Teil der Beintrajektorie dar und wird als Allgemeintrajektorie bezeichnet.

Bevor die Steuerung nun detailliert beschrieben wird, sollen die folgenden Ausführungen diese kurz umreißen. Grundlage der Steuerung ist die in der Gruppe IDS am FZI entwickelte modulare Steuerungsarchitektur MCA (**M**odular **C**ontroller **A**rchitecture, vgl. Anhang C), die eine hochgradige Modularisierung der Steuerung ermöglicht. Entgegen bisheriger Forschungsschwerpunkte im Bereich des Laufens am FZI und der damit verbunden Namensgebung der Laufmaschine werden in dieser Arbeit keine Neuronalen Netze verwendet, sondern ein klassischer hierarchischer Steuerungsansatz verfolgt, dessen Struktur in Abbildung 4.1 dargestellt ist. Auf der untersten Ebene befinden sich die Sensoren und Aktoren¹ der Maschine. Darüber sind im Signalverarbeitungsmodul verschiedene Module zur Glättung, Umrechnung und Normierung zusammengefasst. Für jedes Bein existiert auf der nächsthöheren Steuerungsebene ein Beinsteuerungsmodul, bestehend aus Modulen zur Kinematikberechnung, Fußsensordateninterpretation und Einzelbeintrajektorienerzeugung. Dabei wird der Zustand jedes Beines durch einen Zustandsautomaten repräsentiert, dessen Zustandsübergänge durch die Fußsensordateninterpretation und das auf der Ebene darüber liegende zentrale Beinkoordinationsmodul ausgelöst werden. Der Schwingphase sind die Zustände Schwingen, Kollisionsreaktion, Bodensuche und Schwingbereichende zuzuordnen, der Stemmphase die Zustände Stemmen, Stemmerweiterung und Stemmbereichende. Ein Zustandswechsel ist i.d.R. von einer Anpassung der Einzelbeintrajektorie begleitet.

Im Zustand Schwingen führt das Bein die ungestörte Schwingbewegung aus. Wird eine Kollision des Beines erkannt, so findet ein Übergang zu Kollisionsreaktion statt und das

¹Die Aktoren entsprechen hier den Reglern für die Servomotoren.

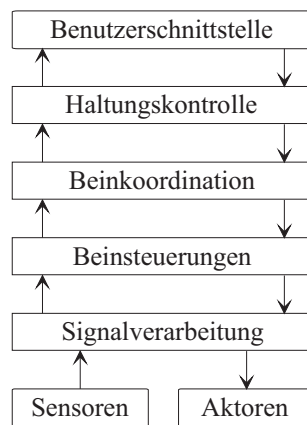


Abbildung 4.1: Die Struktur der entwickelten hierarchischen Steuerung

Bein reagiert mit einer Art „elevator reflex“. Hat das Bein am geplanten Schwingphasenende keinen Bodenkontakt, so wird zu Bodensuche gewechselt und eine Suchbewegung aus konzentrischen Kreisen gestartet, die ständig größer werden und gleichzeitig nach unten wandern. Findet das Bein aus einem der obigen Zustände heraus Bodenkontakt, beginnt die Stemmphase im Zustand Stemmen. Die Stemmphase wird erst wieder zu Schwingen verlassen, wenn die Koordination das Bein hierzu auffordert. Das Bein wechselt zu Stemmerweiterung, wenn in der Stemmphase der geplanten Schwingphasenbeginn überschritten wird. Erreicht das Bein während der Schwing- oder Stemmphase das Ende des Arbeitsbereiches, wechselt es in den Zustand Schwingbereichende bzw. Stemmbereichende.

Die Beinkoordination erlaubt den Start eines Beines in die Schwingphase nur, wenn die statische Stabilität der Maschine gewährleistet ist. Um eine gewünschte Gangart zu erreichen, wird für jedes Bein eine relative Soll-Beinphase von einer höheren Ebene vorgegeben. Die Beinkoordination strebt nun den Ausgleich von relativer Ist- und Soll-Beinphase an. Hierzu besteht die Möglichkeit, den Schwingphasenstart einzelner Beine hinauszuzögern (Stemmphase wird verlängert) oder verfrüht einzuleiten (Stemmphase wird verkürzt). Da die Schwingphase nicht ständig mit maximaler Geschwindigkeit durchgeführt wird, kann diese i.d.R. zeitlich komprimiert werden, aber auch bzgl. der Länge verkürzt, wenn sich die Beine zu nahe kommen. Dabei wird das Beinkoordinationsmodul selbst über einen Zustandsautomaten gesteuert, welcher von den Beinzuständen und der Koordinationssituation abhängt. Dieser dient vor allem der Behandlung von Ausnahmesituationen wie dem Verlust der statischen Stabilität oder dem Erreichen des Arbeitsbereichsendes.

Neben den lokalen Methoden zur Reaktion auf äußere Störungen in der Schwingphase ist in der obersten Steuerungsebene, dem Haltungskontrollmodul, auch eine globale Methode zur Körperhöhenanpassung vorhanden. Nähert sich ein Bein seiner unteren bzw. oberen Arbeitsbereichsgrenze, so wird der Körper der Maschine insgesamt abgesenkt bzw. angehoben, sofern sich kein anderes Bein der entgegengesetzten Grenze nähert. Die Haltungskontrolle umfasst weiterhin die Regelung der Körperneigung und das Verschieben des Körperschwerpunktes, falls die statische Stabilität der Maschine unter eine vorgegebene Grenze fällt. Die letztere Wirkung wird am Berg benutzt, um den Schwerpunkt des Körpers ganz auf die Bergseite zu verlagern und somit die Stabilität an Steigungen zu erhöhen.

Auf der obersten Steuerungsebene setzt dann die Benutzerschnittstelle auf. Mit deren

Hilfe kann der menschliche Bediener verschiedenste Steuerungsparameter beeinflussen, die im Folgenden als bekannt vorausgesetzt werden:

- Laufbefehl: Mit Hilfe dieses Befehls wird LAURON grundlegend gesteuert (siehe dazu Abschnitt 4.2).
- Periodendauer (T), Belastungsfaktor (β): Verwendung entsprechend allgemeiner Bedeutung (Abschnitt 2.2).
- Gangart: Hier bleibt die Wahl zwischen Wellengang vorwärts und rückwärts.
- Schrittlänge vorwärts (Beinschlag S_v) und seitwärts (S_s): Die Entfernungen, die ein Bein in der Stemmphase relativ zum Körper zurücklegen soll.
- Drehwinkel (S_d): Winkel, um den sich ein Bein während der Stemmphase in der x-y-Ebene drehen soll.
- Schritthöhe (Sh): Die Strecke, die ein Schwingbein vom Boden abheben soll.
- Schrittbreite (Sb): Der seitliche Abstand der Beine vom Körper.
- Körperfreiheitsgrade: Der Benutzer kann die Sollwerte der sechs Körperfreiheitsgrade bestimmen. Bei den Rotationen um die x- und y-Achse muss dabei angegeben werden, ob die angegebenen Sollwinkel bezüglich des Untergrundes oder bezüglich der Welt eingenommen werden sollen.
- Folfgang: An- und Abschalten des Folgegangs.

Im weiteren Verlauf dieses Kapitels werden zunächst die Einzelbeintrajektorien betrachtet, die der Situation entsprechend erzeugt werden. Dabei finden sowohl die störungsfrei verlaufenden Schwing- und Stemmphasen als auch die reaktiven Mechanismen zur Bodensuche und Kollisionsreaktion Beachtung. Anschließend wird näher auf die Koordination der Beine eingegangen. Hierzu zählt u.a. die Generierung der Gangart, die Vermeidung interner Kollisionen, die Wahrung der statischen Stabilität und die Unterstützung des Folgegangs. Schließlich wird die Regelung der Körperhaltung vorgestellt, welche die Allgmeintrajektorien der Beine erzeugt und die Einzelbeintrajektorien zu den endgültigen Beintrajektorien ergänzt. Deren Aufgaben sind hierbei die Kontrolle der Körperneigung, die Anpassung der Körperhöhe und die Verlagerung des Maschinenschwerpunktes.

4.1 Einzelbeintrajektorie

Dieser Abschnitt befasst sich mit dem individuellen Teil der Beintrajektorie. In dieser Arbeit werden die Trajektorien immer in kartesischen Koordinaten geplant und anschließend mit Hilfe der indirekten Kinematik in Gelenkwinkel umgerechnet (siehe Anhang D). Für die Planung wird die dreidimensionale Einzelbeintrajektorie nun weiter in eindimensionale Teiltrajektorien zerlegt. Diese Teilung orientiert sich an den von höheren Ebenen vorgegebenen Steuerungsparametern, die sich auf die Bewegung eines einzelnen Beines direkt auswirken. Dies sind die *Schrittlänge vorwärts* (Teiltrajektorie vorwärts, T_v) und *seitwärts* (T_s) sowie der *Drehwinkel* (T_d), die zusammen die Stembewegung des Beines, also AEP und PEP im weiteren Sinn terminieren. Für die Schwingbewegung wird zusätzlich die *Schritthöhe* (T_h) benötigt. Zuletzt definiert die *Schrittbreite* (T_b) noch den Abstand der Beine vom Zentralkörper.

Damit diese Teiltrajektorien für alle Beine $i \in \{0, 1, 2, 3, 4, 5\}$ gleichermaßen verwendet werden können, beziehen sich T_{v_i} , T_{s_i} , T_{h_i} und T_{b_i} auf die jeweiligen Beinkoordinaten-

systeme² (BKS_i), wobei der Funktionswert von Tb_i für die Beine 1, 3 und 5 intern negiert werden muss. Weil der Arbeitspunkt der vorderen und hinteren Beine nicht wie bei den mittleren Beinen auf der y-Achse der Beinkoordinatensysteme liegt, wird noch ein Arbeitspunkt-Offset $(x_i^{\text{off}}, y_i^{\text{off}}, 0)^T$ auf die entstandenen kartesischen Koordinaten addiert. Die aus diesen vier eindimensionalen Teiltrajektorien bestehende kartesische Einzelbeintrajektorie E_{BKS_i} über den aktuellen Beinphasen ϕ_i (im folgenden als Beinphase bezeichnet) berechnet sich somit folgendermaßen:

$$E_{BKS_i}(\phi_i) = \begin{pmatrix} Tv_i(\phi_i) \\ Ts_i(\phi_i) + Tb_i(\phi_i) \\ Th_i(\phi_i) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_i^{\text{off}} \\ y_i^{\text{off}} \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Die fünfte Teiltrajektorie, die Drehung Td_i , bezieht sich hingegen nicht auf die Beinkoordinatensysteme, sondern auf das Symmetriekoordinatensystem (SKS) der Maschine. Somit muss E_{BKS_i} ins Symmetriekoordinatensystem verschoben werden (Translation $^{SKS}T_{BKS_i}$) und anschließend die Drehung Td_i um die z-Achse erfolgen (Rotation $R_z(Td_i(\phi_i))$).

$$E_{SKS}(\phi_i) = R_z(Td_i(\phi_i)) \cdot (^{SKS}T_{BKS_i} + E_{BKS_i}(\phi_i)) \quad (4.2)$$

Diese kartesische Einzelbeintrajektorie wird anschließend mit der Allgmeintrajektorie des Beines zur Beintrajektorie ergänzt und mit Hilfe der indirekten Kinematik in die Gelenkwinkeltrajektorie umgerechnet.

Im Folgenden wird näher auf die soeben eingeführten Teiltrajektorien eingegangen. Im Anschluss werden die Lösungsansätze für unterschiedliche Situationen eines Beines vorgestellt.

4.1.1 Repräsentation der Teiltrajektorien

Den fünf Teiltrajektorien ist allen gemein, dass sie vom Zustand des Beines – Schwingphase oder Stemmphase – abhängen. Die Richtung des Verlaufs der Teiltrajektorien Tv , Ts sowie Td ist in der Schwingphase der Stemmphase entgegengesetzt. Die Teiltrajektorie Th ist während der Stemmphase konstant und weist in der Schwingphasenmitte ein Maximum auf. Schließlich sollte die Teiltrajektorie Tb während der Stemmphase immer konstant sein. Hierdurch hängen alle Teiltrajektorien indirekt vom Belastungsfaktor ab, da dieser Parameter das zeitliche Verhältnis von Stemmphase zu Schwingphase beeinflusst. Weiterhin sind die Steuerungsparameter während des Laufens nicht konstant; sie ändern sich des öfteren z.B. bei einem Richtungswechsel. Diese Änderungen sollen und können oft gar nicht sofort ausgeführt werden. Aus diesem Grund müssen die Teiltrajektorien einen kontinuierlichen Übergang von alten zu neuen Parameterwerten gewährleisten. Ruckartige Richtungswechsel, die die Mechanik und Motoren der Maschine stark belasten, können somit verhindert werden. Eine weitere grundlegende Anforderung an die Teiltrajektorien ist darüber hinaus, dass sich alle in der Stemmphase befindlichen Beine mit der gleichen Geschwindigkeit in die gleiche Richtung bewegen, damit Verspannungen der Beine untereinander auf Grund unterschiedlicher Beinbewegungen möglichst vermieden werden (Gleichlauf der Stemmbeine).

²Zu den verwendeten Koordinatensystemen sei nochmal auf Abschnitt 2.4 verwiesen.

Nun wird beispielhaft die Vorwärtsbewegung von LAURON betrachtet. In Abbildung 4.2 ist der ideale Verlauf der Beintrajektorie in der x-z-Ebene mit den drei hervorgehobenen Zeitpunkten Stemmphasenstart (St_s), Schwingphasenstart (Sw_s) und Schwingphasenmitte (Sw_m) dargestellt. Beim Start der Schwingphase hebt das Bein vom Boden ab, wird abge-

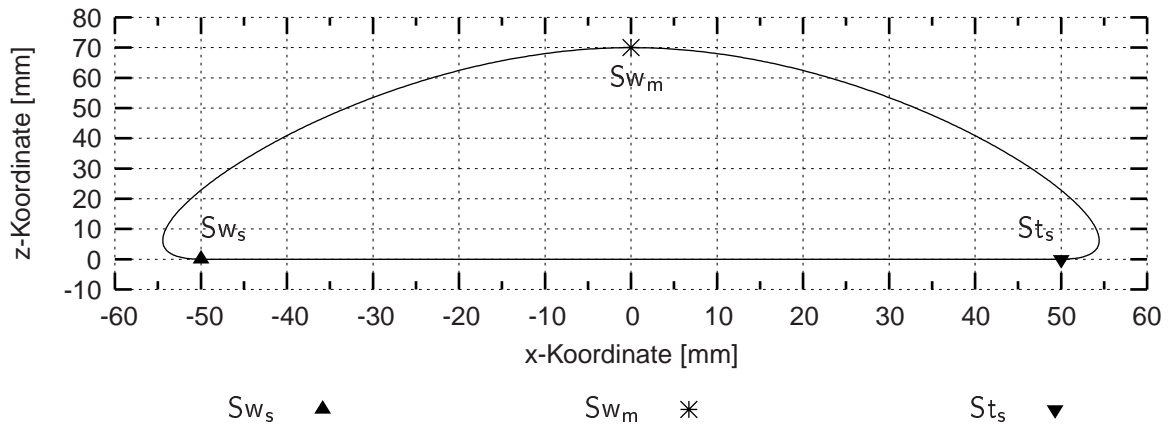
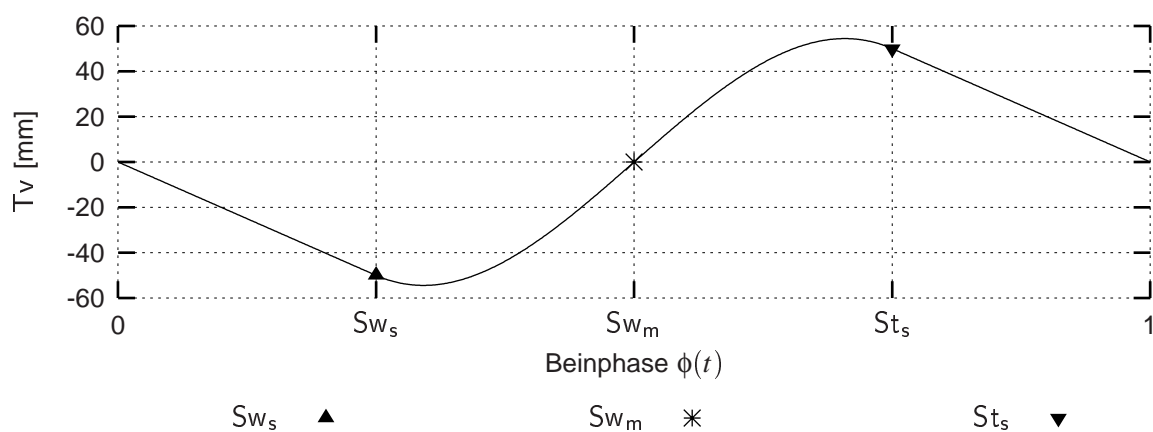
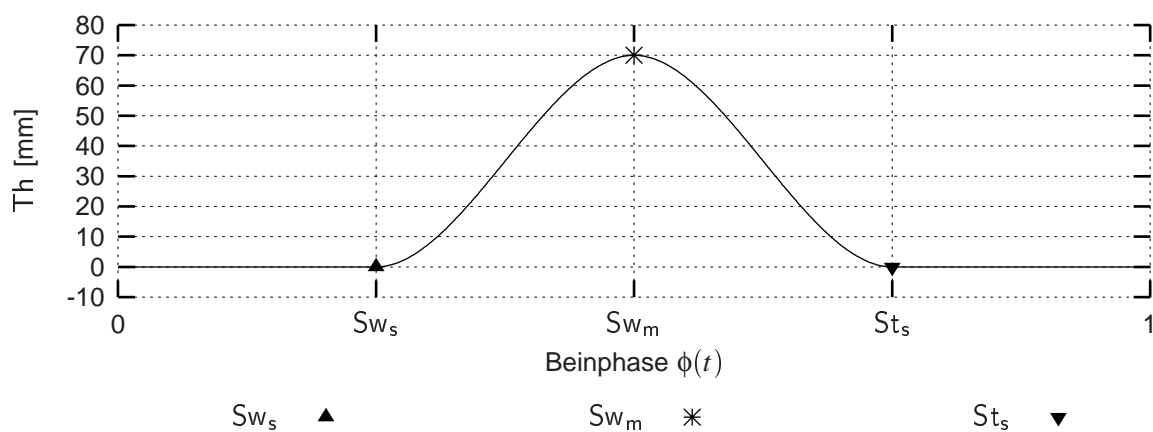


Abbildung 4.2: Beintrajektorie in x-z-Ebene

bremsst und in die entgegengesetzte Richtung beschleunigt. Die Höhe des Beines über dem Boden nimmt dann bis zur Mitte der Schwingphase zu und fällt bis zum Anfang der Stemmphase wieder auf 0 zurück. Gegen Ende der Schwingphase wird die Vorwärtsbewegung des Beines abgebremst und nach hinten beschleunigt, bevor das Bein auf dem Boden aufsetzt. Mit Hilfe einer Trajektorie dieser Art kann der Gleichlauf der Stemmbeine gewährleistet werden, unabhängig von den Zeitpunkten, zu denen die einzelnen Beine ihre Stemmphase beginnen oder beenden. In [Brandl 1999] wird gezeigt, dass eine derartige Trajektorie mit Teiltrajektorien aus Polynomen 3. Grades zwischen den Punkten St_s , Sw_s und Sw_m zusammengesetzt werden kann. Damit die Teiltrajektorien durch die Polynome eindeutig bestimmt sind, muss in den jeweiligen Punkten neben dem Funktionswert auch die erste Ableitung (entspricht der Geschwindigkeit) angegeben werden.

Die Trajektorie aus Abbildung 4.2 ist aus den Teiltrajektorien T_v aus Abbildung 4.3 (x-Koordinate) und T_h aus Abbildung 4.4 (z-Koordinate) zusammengesetzt. In den Grafiken der Teiltrajektorien wird der Funktionswert immer gegen die Beinphase $\phi(t)$ aufgetragen, so dass der zeitliche Verlauf besser zu beobachten ist als in Abbildung 4.2. Die für die Erzeugung der Teiltrajektorien notwendigen Daten sind in Tabelle 4.1 aufgeführt, wobei T_v (Steuerungsparameter S_v), T_s (S_s) und T_d (S_d) als T_{vsd} (S_{vsd}) zusammengefasst sind. Die explizite Angabe des Punktes Sw_m ist hierbei nur für T_h notwendig; bei allen anderen Teiltrajektorien kann dieser automatisch aus dem Polynom zwischen den Punkten Sw_s und St_s errechnet werden. In den Abbildungen 4.3 und 4.4 wurden die Steuerungsparameter $\beta = 0.5$, $S_v = 100$ und $S_h = 70$ verwendet.

Die Einzelbeintrajektorien stehen somit für konstante Steuerungsparameter zur Verfügung. Werden die Parameter nun verändert, so muss ein kontinuierlicher Übergang zu den neuen Werten erfolgen, ohne dabei den Gleichlauf der Stemmbeine zu stören. Ändert sich der Belastungsfaktor, hat das Auswirkungen auf alle Teiltrajektorien, ansonsten betrifft es immer nur die korrespondierenden Teiltrajektorien.

Abbildung 4.3: Teiltrajektorie T_v Abbildung 4.4: Teiltrajektorie T_h

	ϕ	$T_{vsd}(\phi)$	$T_{vsd}'(\phi)$	$T_h(\phi)$	$T_h'(\phi)$	$T_b(\phi)$	$T_b'(\phi)$
Sw_s	$\frac{\beta}{2}$	$-\frac{1}{2} \cdot Sv_{sd}$	$-\frac{Sv_{sd}}{\beta}$	0	0	Sb	0
Sw_m	0.5	auto	auto	Sh	0	auto	auto
St_s	$1 - \frac{\beta}{2}$	$\frac{1}{2} \cdot Sv_{sd}$	$-\frac{Sv_{sd}}{\beta}$	0	0	Sb	0

Tabelle 4.1: Daten für die Erzeugung der Teiltrajektorien

Die Schritthöhe ist während der Stemmphase immer konstant 0, so dass bei Th nur für einen kontinuierlichen Übergang zu sorgen ist (der Gleichlauf der Stemmbeine ist immer gewährleistet). Diesen erreicht man mit Hilfe einer Geraden mit festem Steigungsbetrag m_h , die den alten Wert Sh^{alt} zum aktuellen Zeitpunkt t_0 mit dem neuen Wert Sh^{neu} zum Zeitpunkt $t_1 = t_0 + d_h$ verbindet. Mit $\Delta Sh = Sh^{neu} - Sh^{alt}$ berechnet sich die Dauer d_h des Übergangs aus:

$$d_h = \frac{|\Delta Sh|}{m_h} \quad (4.3)$$

Nun werden für alle Punkte Sw_m der Teiltrajektorien Th_i die Funktionswerte $Th_i(Sw_m)$ mit Hilfe der folgenden Übergangsfunktion bestimmt, wobei $Z(x)$ den Zeitpunkt der beinphasenbezogenen Punkte x und $Sgn(x)$ die Vorzeichenfunktion darstellt.

$$Th_i(Sw_m) = \begin{cases} Sh^{alt} & Z(Sw_m) < t_0 \\ Sh^{alt} + Sgn(\Delta Sh) \cdot m_h \cdot (Z(Sw_m) - t_0) & t_0 \leq Z(Sw_m) \leq t_1 \\ Sh^{neu} & t_1 < Z(Sw_m) \end{cases} \quad (4.4)$$

Der erste Fall in (4.4) kann zwar nicht mehr auftreten, er spiegelt aber die Ausgangssituation wider; der mittlere Fall entspricht der erzeugten Übergangsgerade und der letzte stellt die Zielsituation dar. Dabei ist zu beachten, dass der Übergang durchaus mehrere Perioden andauern kann. Die restlichen Teiltrajektorienpunkte werden wie in Tabelle 4.1 aufgeführt verwendet.

In Abbildung 4.5 ist ein solcher Übergang für die Beine 0 und 1 dargestellt. Da hier mehr als eine Periode abgebildet ist, werden die zukünftigen Perioden positiv gezählt (vergangene entsprechend negativ). Die Parameteränderung tritt bei beiden Beinen gleichzeitig ein, wobei die Beinphase des Beines 0 im Zeitpunkt t_0 0.91 beträgt $\phi_0(t_0) = 0.91$; die des Beines 1 beträgt 0.41 ($\phi_1(t_0) = 0.41$). Bis zu den Beinphasen $\phi_i(t_0)$ liegt die Schritthöhe der Beine bei $Sh^{alt} = 70$ mm. Die Steigung m_h ist auf $20 \frac{\text{mm}}{\text{Periode}}$ festgelegt³, so dass für die Erhöhung um $\Delta Sh = 60$ mm auf $Sh^{neu} = 130$ mm drei ganze Perioden notwendig sind. Die Beinphasen zum Zeitpunkt t_1 betragen daher gerade wieder $\phi_0(t_1) = 0.91$ und $\phi_1(t_1) = 0.41$. Damit in unterschiedlichen Perioden liegende Punkte im Folgenden besser unterscheidbar sind, wird der aktuelle Absolutwert der Periode zur Beinphase hinzuaddiert; somit ergeben sich die Beinphasen zum Zeitpunkt t_1 zu $\phi_0(t_1) = 3.91$ und $\phi_1(t_1) = 3.41$. Es ist deutlich zu erkennen, dass sich die Stützpunkte Sw_m beider Teiltrajektorien innerhalb der Übergangszeit an der Übergangsgerade orientieren, bis bei t_1 schließlich die neue Schritthöhe erreicht ist.

Bei den Teiltrajektorien T_v , T_s und T_d , die die Bewegung des Körpers bewirken, kann diese Methode nicht ohne weiteres übernommen werden. Die Geschwindigkeit der Stemmbeine ist nämlich nicht notwendigerweise zu jedem Zeitpunkt identisch und deshalb der Gleichlauf der Stemmbeine nicht gewährleistet. Somit muss der Übergang in der Stemmphase auf andere Weise geplant werden. Hierzu wird eine weitere Funktion definiert, die die Stemmgeschwindigkeit der Teiltrajektorien während des Übergangs vorgibt. Diese Funktion $G(t)$ ist ein Polynom 3. Grades zwischen den Punkten t_0 und t_1 mit den Werten:

³Bei der Wahl der Steigung muss beachtet werden, dass sie zu jedem Zeitpunkt für alle Beine identisch ist.

$$G(t_0) = \text{beliebig}$$

Ausgangswert

$$G'(t_0) = -\frac{S_{v\text{sd}}^{\text{alt}}}{\beta}$$

Ausgangsstemmggeschwindigkeit

$$G(t_1) = G(t_0) + (t_1 - t_0) \cdot \left(-\frac{S_{v\text{sd}}^{\text{neu}} + S_{v\text{sd}}^{\text{alt}}}{2 \cdot \beta}\right)$$

Zielwert; berechnet sich aus Ausgangswert und einer Geraden mit durchschnittlicher Stemmggeschwindigkeit

$$G'(t_1) = -\frac{S_{v\text{sd}}^{\text{neu}}}{\beta}$$

Zielstemmggeschwindigkeit

Das Polynom definiert die Bewegung von LAURON während der Übergangsphase, die auf diese Teiltrajektorien zurückzuführen ist. Orientiert sich jedes Bein in der Stemmphase an diesem Übergangspolynom, kann die Forderung nach Gleichlauf erfüllt werden. Die Teiltrajektorienwerte in der Schwingphase werden weiterhin mit Hilfe einer Übergangsgeraden bestimmt, wodurch t_1 ebenfalls vom festen Steigungsbetrag $m_{v\text{sd}}$ und entsprechender Übergangsdauer $d_{v\text{sd}}$ festgelegt wird. Unter Verwendung von St_s^- als den direkt vorangegangenen Stemmphasenstart ergeben sich die Funktionswerte $T_{v\text{sd}_i}(St_s)$, $T_{v\text{sd}_i}'(St_s)$, $T_{v\text{sd}_i}(Sw_s)$

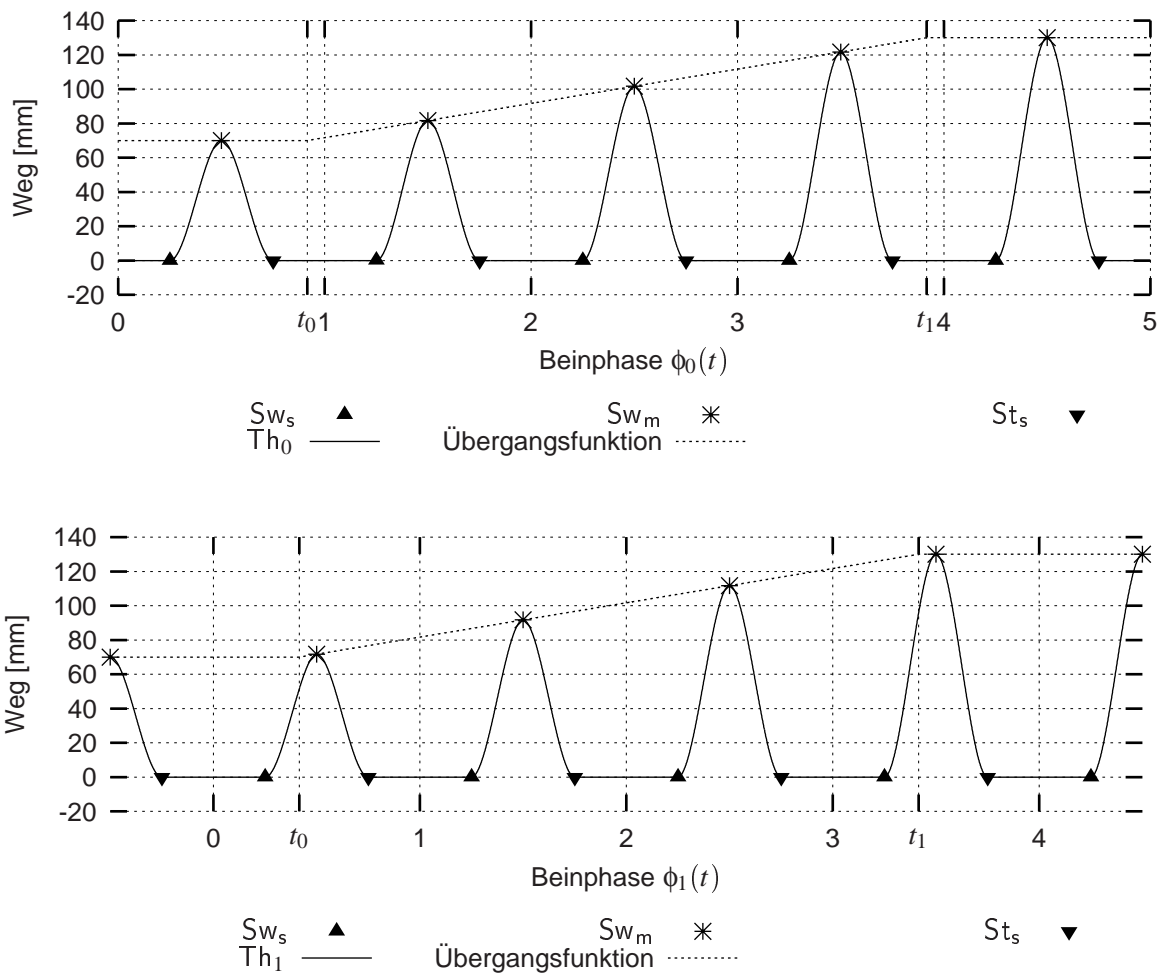


Abbildung 4.5: Änderung der Schritthöhe von 70 mm auf 130 mm

und $T_{vsi}'(Sw_s)$ zu:

$$T_{vsi}(St_s) = \begin{cases} \frac{1}{2} \cdot S_{vsi}^{alt} & Z(St_s) < t_0 \\ \frac{1}{2} \cdot (S_{vsi}^{alt} + \text{Sgn}(\Delta S_{vsi}) \cdot m_{vsi} \cdot (Z(St_s) - t_0)) & t_0 \leq Z(St_s) \leq t_1 \\ \frac{1}{2} \cdot S_{vsi}^{neu} & t_1 < Z(St_s) \end{cases} \quad (4.5)$$

$$T_{vsi}'(St_s) = \begin{cases} -\frac{S_{vsi}^{alt}}{\beta} & Z(St_s) < t_0 \\ G'(Z(St_s)) & t_0 \leq Z(St_s) \leq t_1 \\ -\frac{S_{vsi}^{neu}}{\beta} & t_1 < Z(St_s) \end{cases} \quad (4.6)$$

$$T_{vsi}(Sw_s) = \begin{cases} -\frac{1}{2} \cdot S_{vsi}^{alt} & Z(Sw_s) < t_0 \\ T_{vsi}(St_s^-) + G(Z(Sw_s)) - G(Z(St_s^-)) & t_0 \leq Z(Sw_s) \leq t_1 \\ -\frac{1}{2} \cdot S_{vsi}^{neu} & t_1 < Z(Sw_s) \end{cases} \quad (4.7)$$

$$T_{vsi}'(Sw_s) = \begin{cases} -\frac{S_{vsi}^{alt}}{\beta} & Z(Sw_s) < t_0 \\ G'(Z(Sw_s)) & t_0 \leq Z(Sw_s) \leq t_1 \\ -\frac{S_{vsi}^{neu}}{\beta} & t_1 < Z(Sw_s) \end{cases} \quad (4.8)$$

Am Beispiel der Schrittlänge vorwärts ist ein derartiger Übergang in Abbildung 4.6 dargestellt. Der Parameter S_v wird hier von 100 mm auf 0 mm reduziert. Bei einer Steigung von $m_v = 50 \frac{\text{mm}}{\text{Periode}}$ dauert der Übergang $d_v = 2$ Perioden. Die Steigung der Übergangsgeraden beträgt jedoch nur $\frac{1}{2} \cdot m_v$, da sie sich nur auf die Hälfte des eigentlichen Parameterwertes bezieht. Der Übergang beginnt am Bein 0 bei $\phi_0(t_0) = 0.245$, also kurz vor dem Start der Schwingphase. Das darauffolgende Schwingphasenende bei $\phi_0(t) = 0.75$ liegt auf der Übergangsgeraden mit der Steigung des Übergangspolynoms. Die Stemmphase bis $\phi_0(t) = 1.25$ stellt dann eine exakte Kopie des Übergangspolynoms dar; anschließend kommt der nächste Schwingstart bei $\phi_0(t) = 1.75$ wieder auf der Übergangsgeraden zu liegen. Für das Bein 1 gilt Entsprechendes ab $\phi_1(t_0) = 0.745$; durch die Phasenverschiebung von $\phi_1(t) - \phi_0(t) = 0.5$ werden hier andere Teile des Übergangspolynoms kopiert und andere Punkte auf der Übergangsgeraden benutzt. Hätte in diesem Szenario ein weiteres Bein eine Phasenverschiebung von 0.25 zum Bein 0, dann würde dessen Polynomausschnitt immer aus der zweiten Stemmhälfte des Beines 0 und der ersten des Beines 1 bestehen, was den ständigen Gleichlauf aller Stemmbeine unterstreicht.

Die Schrittbreite ist während der ganzen Periode konstant. Bei einer Änderung des Parameters S_b darf die Teiltrajektorie T_b aber nur während der Schwingphase angepasst werden, da die Stemmbeine sonst auf dem Boden nach außen oder innen geschoben würden. Da die Steigung in der Stemmphase sowieso immer 0 beträgt, kann hier nach dem gleichen Muster vorgegangen werden. In Abbildung 4.7 ist ein Übergang von der Schrittbreite 300 mm auf 450 mm dargestellt.

Von einer Änderung des Belastungsfaktors sind alle Teiltrajektorien betroffen, da sich die Grenzen des Stemmphasenstarts und Schwingphasenstarts verschieben. Grundsätzlich wird dabei wie oben beschrieben vorgegangen. Die Dauer des Übergangs kann hier jedoch nicht

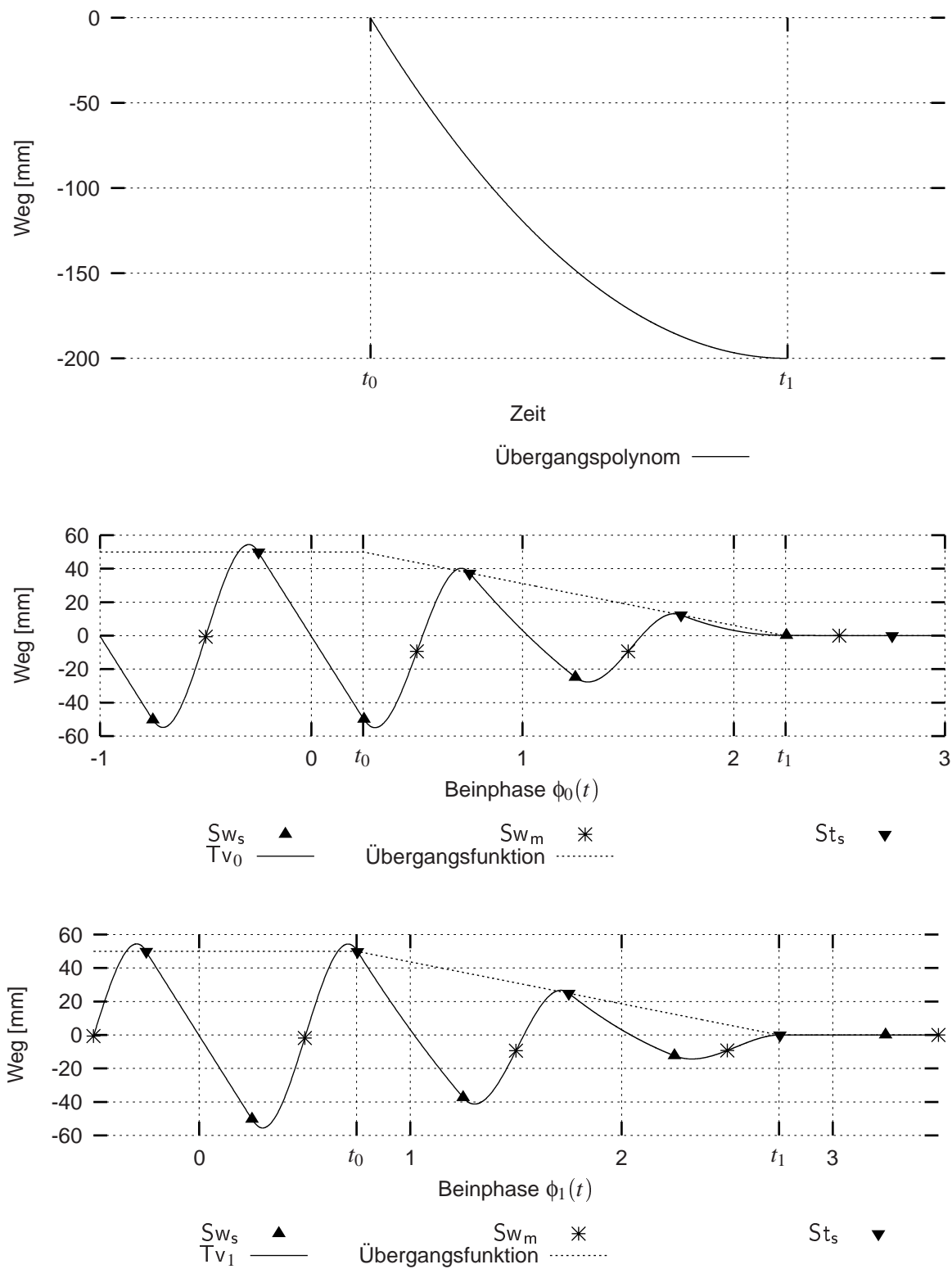


Abbildung 4.6: Änderung der Schrittlänge vorwärts von 100 mm auf 0 mm

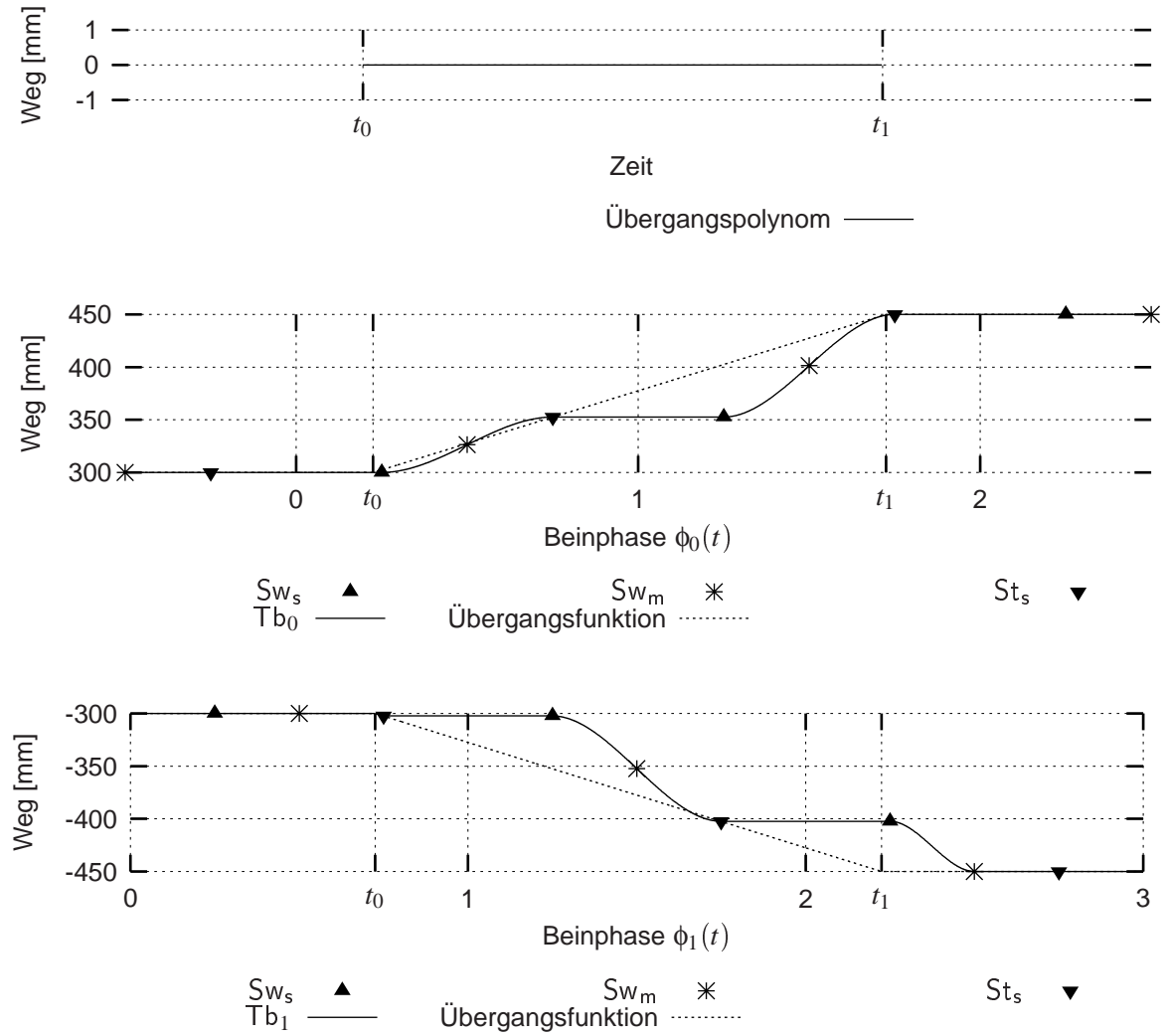


Abbildung 4.7: Änderung der Schrittweite von 300 mm auf 450 mm

mit Hilfe der Übergangsgeraden bestimmt werden, weil diese mangels Änderung des entsprechenden Parameters entfällt. Da sich die Änderung der Stemmgeschwindigkeit aber in Grenzen hält, kann d_{hvsdb} auf eine Periode festgelegt werden. Es gilt aber noch eine Tatsache zu berücksichtigen, die mit dem folgenden Beispiel verdeutlicht werden soll. Der Belastungsfaktor wird in t_0 von $\beta^{\text{alt}} = 0.5$ (Tripod) auf $\beta^{\text{neu}} = 0.833$ (Pentapod) geändert. Ein Bein i ist in der zweiten Hälfte der Schwingphase bei $Sw_m = 0.5 < \phi_i(t_0) = 0.63 < St_s^{\text{alt}} = 0.75$. Durch den neuen Belastungsfaktor wird nun aber der Stemmphasenstart auf $St_s^{\text{neu}} = 1 - \frac{\beta^{\text{neu}}}{2} = 0.583 < \phi_i(t_0) = 0.63$ verschoben. Somit würde das Bein i sprunghaft von der Schwingphase in die Stemmphase übergehen, was nicht im Sinne eines kontinuierlichen Übergangs ist.

Um dies zu verhindern, wird die direkt folgende Grenze, sofern sich ein Bein in der zweiten Stemm- oder Schwinghälfte befindet, nicht gleich auf den neuen Wert gesetzt, sondern eine zwischen alter und neuer Grenze liegende Übergangsgrenze erzeugt; diese muss auf jeden Fall in der Zukunft liegen, um das Problem zu lösen. Während der ersten Stemm- oder

Schwinghälfte braucht hingegen nichts unternommen zu werden, weil die neuen Grenzen immer in der zweiten Hälfte liegen und die Schwing- bzw. Stemmmitte unveränderlich bei $Sw_m = 0.5$ bzw. $St_m = 0 = 1$ festgelegt ist. Die Abbildung 4.8 zeigt das beschriebene Beispiel mit korrigiertem Stemmphasenstart St_s^{korr} bei $\phi_1(t) = 0.672$.

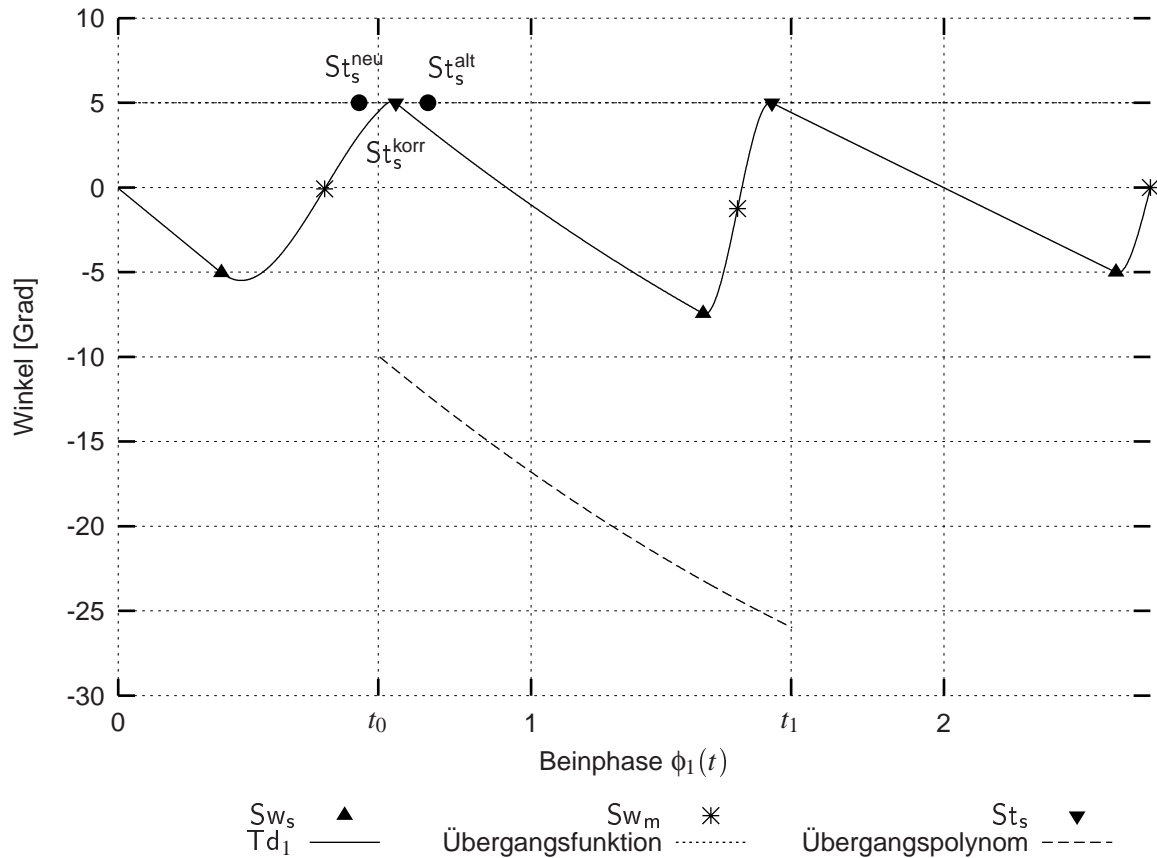


Abbildung 4.8: Änderung des Belastungsfaktors von 0.5 auf 0.833

Mit den hier beschriebenen Teiltrajektorien ist es möglich, einen flüssigen und gleichmäßigen Übergang bei einer Parameteränderung zu erzeugen. Dabei ist die Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit alle Stemmbeine in jeder Situation identisch, so dass durch die Trajektorienerzeugung keine Verspannungen zwischen den Stemmbeinen entstehen.

4.1.2 Schwing- und Stemmphase

Mit den im letzten Abschnitt vorgestellten Teiltrajektorien lässt sich die Laufmaschine auf ebenem Untergrund problemlos steuern. Ziel dieser Arbeit ist aber die Entwicklung einer Steuerung, die es LAURON ermöglicht, sich in unebenem Gelände fortzubewegen. In einer derartigen Umgebung kann das Bein mit der Stemmphase erst beginnen, wenn es auf den Boden aufgesetzt hat. Im letzten Kapitel wurde hergeleitet, wie die hierfür notwendige Information, das Erreichen des Beinkontaktzustands Bodenkontakt, aus den Sensordaten gewonnen werden kann. Somit sind die Grenzen St_s der Teiltrajektorien nicht mehr vom Zeitablauf, sondern allein vom Eintreten des Zustands Bodenkontakt abhängig. Wenn nun

einige Beine aus diesen Gründen länger in der Schwingphase verbleiben als geplant, kann die Beincoordination (siehe Abschnitt 4.2) anderen Beinen, die ihre Stemmphase eigentlich beendet haben, u.U. nicht erlauben, vom Boden abzuheben; denn es müssen immer mindestens drei Beine am Boden sein, um die statische Stabilität aufrecht erhalten zu können. Hieraus folgt, dass die Grenzen Sw_s und Sw_m der Teiltrajektorien ebenfalls nicht mehr durch einen starren Zeitablauf beschrieben werden können. Das bisherige Teiltrajektorienkonzept ist für unebenes Gelände also nur beschränkt einsetzbar.

Um den Teiltrajektorien die notwendige Flexibilität zu ermöglichen, wird neben der vorgestellten „Standardtrajektorie“ eine zusätzliche „Erweiterungstrajektorie“ eingeführt. Eine solche Erweiterungstrajektorie kann jederzeit gestartet werden unter Angabe eines Startpunktes P_0 , eines Endpunktes P_e und bis zu fünf beliebigen Zwischenpunkten P_j mit $j \in \{1, 2, 3, 4, 5\}$ ⁴. Jeder Punkt $P_i(p_i, y_i, dp_i)$ mit $i \in \{0, 1, 2, 3, 4, 5, e\}$ besteht aus den Angaben: Beinphase $p_i = \phi(t)$ (kann auch in zukünftigen Perioden liegen), Funktionswert y_i und Steigung dp_i . Wird die Erweiterungstrajektorie gestartet, so liegt der Startpunkt P_0 in der Beinphase $\phi_i(t)$. Der Startfunktionswert und die Startsteigung können frei gewählt werden, wobei der Funktionswert in der Praxis immer dem aktuellen Wert der Teiltrajektorie $Thvsdb(\phi(t))$ entspricht⁵. Die Zwischenpunkte unterliegen keiner Beschränkung und beim Endpunkt wird nur die gewünschte Beinphase angegeben. Der Funktionswert und die Steigung des Endpunktes werden aus der vorhandenen Standardtrajektorie übernommen. Diese Punkte der Erweiterungstrajektorie werden mittels Polynomen 3. Grades verbunden, wobei die Übergänge von der Standardtrajektorie zur Erweiterungstrajektorie in P_0 und in P_e stetig sind. Die Erweiterungstrajektorie überdeckt nun während ihrer ganzen Gültigkeitsdauer die Standardtrajektorie. In Abbildung 4.9 ist eine Erweiterungstrajektorie mit zwei Zwischenpunkten zu sehen; der überdeckte Teil der Standardtrajektorie ist ebenfalls eingezeichnet⁶. Bei $p_0 = 0$ beginnt die Erweiterungstrajektorie im Punkt $P_0(X, 0, -Tv'(0))$ und verläuft über die beiden Zwischenpunkte $P_1(1, 100, 0)$ und $P_2(2, 100, 0)$ zum Endpunkt $P_e(2.5, X, X)$ (ein X kennzeichnet nicht benötigte Werte). Somit ist die Standardtrajektorie zwischen $p_0 = 0$ und $p_e = 2.5$ nicht mehr relevant.

Um die Erweiterungstrajektorie auch während einer Stemmphase benutzen zu können, kann jeweils einer der Punkte P_i mit $i \in \{0, 1, 2, 3, 4, 5, e\}$ als Stemmphasenstart und einer als Stemmphasenende markiert werden, wobei das Stemmphasenende dem Stemmphasenstart immer direkt folgen muss. Für den Stemmphasenstartpunkt kann die Steigung, für den Stemmphasenendpunkt der Funktionswert und die Steigung weggelassen werden; diese Werte werden über die aktuelle Stemmsteigung der Standardtrajektorie bestimmt. Bei einem Parameterwechsel wird nun neben der Standardtrajektorie auch der Stemmphasenbereich und der Endpunkt der Erweiterungstrajektorie angepasst. Wird eine Erweiterungstrajektorie gestartet, während eine andere Erweiterungstrajektorie gültig ist, so wird die alte überschrieben. Über spezielle Befehle kann man während einer aktiven Erweiterungstrajektorie auch auf die darunter versteckte Standardtrajektorie zugreifen. Dies ist notwendig, um sich bei der Zusammenstellung der Erweiterungstrajektorie an der Standardtrajektorie orientieren zu

⁴Theoretisch sind auch mehr Punkte möglich, jedoch sind fünf für die vorliegende Steuerung vollkommen ausreichend.

⁵Warum man den Startfunktionswert der Erweiterungstrajektorie trotzdem angeben muss, wird später noch erläutert.

⁶Dieses Beispiel soll vor allem die Möglichkeiten der Erweiterungstrajektorie aufzeigen und hat keinerlei Bezug zu den damit zu lösenden Aufgaben.

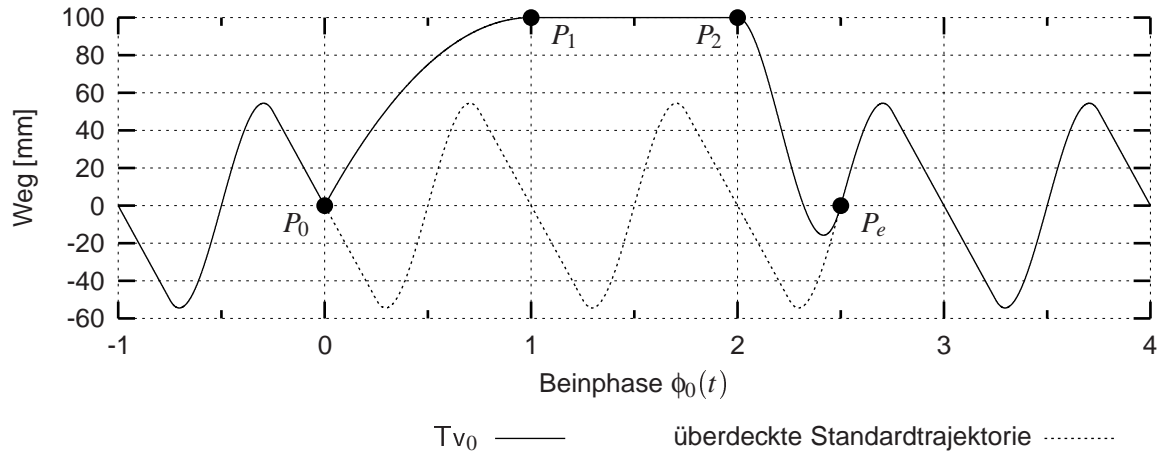


Abbildung 4.9: Einführung einer Erweiterungstrajektorie

P_i (p_i	,	y_i	,	dp_i)
P_0 ($X = \phi(t_0)$,	$\text{Thvsdb}(\phi(t_0))$,	X)
P_1 ($\phi(t_0) + \frac{500 \text{ mm}}{S_v}$,	X	,	X)
P_e (Sw_m^+	,	X	,	X)

Tabelle 4.2: Punkte der Erweiterungstrajektorie für die Stemmphase in t_0

können.

Mit Hilfe der erweiterten Teiltrajektorien können die Einzelbeintrajektorien nun individuell angepasst werden. Im Folgenden wird die Vorgehensweise anhand eines Beispiels aufgezeigt, wobei die Schreibweise Thvsdb^S bzw. Thvsdb^E den ausdrücklichen Bezug zu den Standard- bzw. Erweiterungstrajektorien darstellt. Ein Schwingbein setzt in t_0 auf den Boden auf. Auf Grund der Bodenunebenheiten kann davon ausgegangen werden, dass $\phi(t_0) \neq \text{St}_s$ und somit auch $\text{Thvsdb}(\phi(t_0)) \neq \text{Thvsdb}^S(\text{St}_s)$. Die Standardtrajektorie kann somit für die Stemmphase nicht direkt benutzt werden; es muss eine Erweiterungstrajektorie gestartet werden. Deren Startpunkt P_0 ist zugleich der Stemmphasenstart, weshalb nur der Funktionswert y_0 anzugeben ist, welcher dem aktuellen Teiltrajektorienwert $\text{Thvsdb}(\phi(t_0))$ entsprechen sollte. Der nächste Punkt P_1 ist das Stemmende, weshalb einzig die Beinphase p_1 interessiert. Im Augenblick ist aber nicht bekannt, ob das Bein nach Ablauf der „normalen“ Stemmdauer bei $\phi(t_1) = \phi(t_0) + \beta$ sofort die Erlaubnis bekommt, in die Schwingphase überzugehen. Vorsorglich wird daher von einer annähernd unendlichen Stemmphasendauer ausgegangen (Berechnung: $\frac{500 \text{ mm}}{S_v}$ Perioden), damit sie auf keinen Fall zu kurz ist. Der Punkt P_e , der auf die folgende Schwingphasenmitte Sw_m^+ gesetzt wird, kann niemals erreicht werden; er dient nur zur Wahrung der Form. Die Punkte dieser Stemmphasen Erweiterungstrajektorie sind in Tabelle 4.2 zusammenfassend aufgeführt.

Bevor die soeben entwickelte Erweiterungstrajektorie aber gestartet wird, muss das Bein noch einen Phasensprung zur Beinphase $\phi(t_0) = \text{St}_s$ durchführen. Damit wird das weitere Vorgehen erleichtert, denn trotz des unregelmäßigen Verlaufes der Stemm- und Schwingphasen liegt das „normale“ Ende der Stemmphase immer auf der Grenze Sw_s . Für eine

Teiltrajektorie verläuft ein solcher Phasensprung folgendermaßen: falls eine Erweiterungstrajektorie aktiv ist, wird diese zuerst deaktiviert. Dann wird die Beinphase auf den neuen Wert gesetzt, wobei ein stattfindender Parameterübergang der Standardtrajektorie entsprechend angepasst wird, um weiterhin den Gleichlauf der Stemmbeine zu wahren. Nach dem Phasensprung wird die Erweiterungstrajektorie für die Stemmphase gestartet. Da diese nun den „korrekten“ in t_0 angenommenen Funktionswert im Startpunkt enthält, ist ein kontinuierlicher Übergang von der Schwing- zur Stemmphase gewährleistet. In Abbildung 4.10 ist die Erweiterungstrajektorie für die Stemmphase am Beispiel von T_s dargestellt. Der Pha-

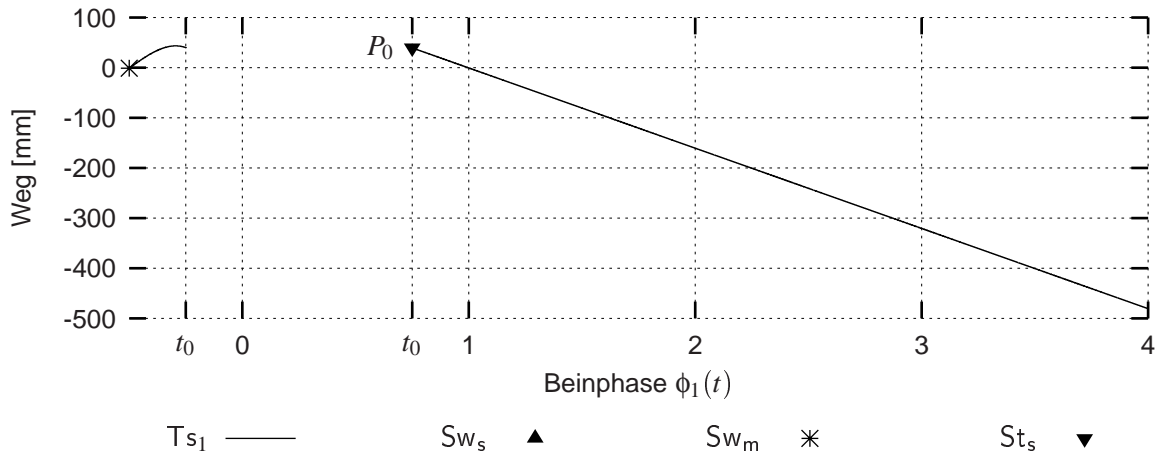


Abbildung 4.10: Stemmphasen-Erweiterungstrajektorie

sensprung ist durch eine Unterbrechung der Teiltrajektorie an den mit t_0 ausgezeichneten Punkten hervorgehoben. Da die Punkte P_1 und P_e sehr weit in der Zukunft liegen, ist nur der Startpunkt P_0 der Erweiterungstrajektorie $T_s^{E_1}$ bei $\phi_1(t_0) = 0.75$ zu erkennen.

Überschreitet die Beinphase des Stemmbeins später die Grenze Sw_s , ist das Bein bestrebt, in die Schwingphase zu wechseln. Wird dies von der Beinkoordination aus irgendwelchen Gründen vorerst hinausgezögert, führt das Bein seine Stembewegung problemlos entsprechend obiger Stemmphasen-Erweiterungstrajektorie weiter fort. Zum Zeitpunkt t_1 bekommt das Bein letztendlich den Befehl zum Wechsel, jedoch gilt dann meistens: $\phi(t_1) > Sw_s$ und $Thvsdb(\phi(t_1)) \neq Thvsdb^S(Sw_s)$. Dies bedeutet wiederum, dass für die Schwingphase ebenfalls eine Erweiterungstrajektorie benutzt werden muss. Der Startpunkt P_0 besteht aus dem aktuellen Teiltrajektorienwert $y_0 = Thvsdb(\phi(t_1))$ und der aktuellen Teiltrajektoriensteigung $dp_0 = Thvsdb'(\phi(t_1))$. Nach der Speicherung dieser Werte wird auch hier ein Phasensprung zur Beinphase $\phi(t_1) = Sw_s$ ausgeführt. Die Beinkoordination kann den Sprung aus Koordinationsgründen auch zur Beinphase $\phi(t_1) > Sw_s$ veranlassen, um damit die geplante Schwingphasendauer zu verkürzen. In P_1 bei $p_1 = Sw_m$ folgt dann die Schwingphasenmitte, die jedoch nur für Th von Interesse ist und bei den restlichen Teiltrajektorien ausgelassen wird. Die Differenz $y_1 - y_0$ soll nun gerade so groß sein wie die zwischen den Punkten Sw_m und Sw_s aus der Standardtrajektorie, wodurch sich $y_1 = y_0 + Th^S(Sw_m) - Th^S(Sw_s)$ ergibt. Die Steigung dp_1 entspricht der Steigung der Standardtrajektorie in der Schwingphasenmitte $Th^{S'}(Sw_m) = 0$. Der letzte Punkt P_e ist das geplante Schwingphasenende aus der Standardtrajektorie mit $p_e = St_s$. In Tabelle 4.3 ist eine Übersicht der Schwingphasen-Erweiterungstrajektorie und in Abbildung 4.11 eine entspre-

P_i (p_i	,	y_i	,	dp_i)
P_0 ($X = \phi(t_1)$,	$\text{Thvsdb}(\phi(t_1))$,	$\text{Thvsdb}'(\phi(t_1))$)
P_1 (Sw_m	,	$\text{Th}(\phi(t_1)) + \text{Th}^S(\text{Sw}_m) - \text{Th}^S(\text{Sw}_s)$,	$\text{Th}^{S'}(\text{Sw}_m)$)
P_e (St_s	,	X	,	X)

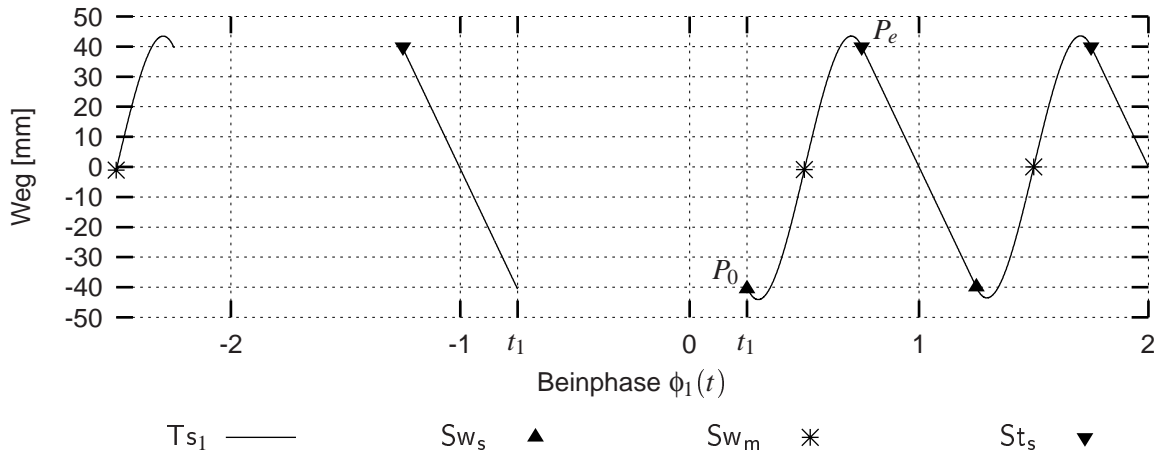
Tabelle 4.3: Punkte der Erweiterungstrajektorie für die Schwingphase in t_1 

Abbildung 4.11: Schwingphasen-Erweiterungstrajektorie

chende Grafik zu sehen. Die Stemmphase aus Abbildung 4.10 wird hier bei $\phi_1(t_1) = -0.75$ beendet und die Schwingphasen-Erweiterungstrajektorie Ts_1^E in P_0 bei $\phi_1(t_1) = 0.25$ nach dem Phasensprung begonnen. Diese geht in P_e bei $\phi_1(t) = 0.75$ in die Standardtrajektorie Ts_1^S über.

Nun kann es auf Grund von Bodenunebenheiten während der Schwingphase vorkommen, dass das Bein im Zeitpunkt t_2 weit vor dem geplanten Ende der Schwingphase $\phi(t_2) \ll \text{St}_s$ auf dem Boden aufsetzt und somit die gewünschte Bewegungsgrenze AEP noch nicht erreicht hat. In einem solchen Fall wird das Bein wieder vom Boden abgehoben und in der verbleibenden Zeit versucht, es näher an an die AEP heranzuführen; die Schwingphase wird also weitergeführt, anstatt gleich mit der Stemmphase zu beginnen. Hierzu genügt es, eine Erweiterungstrajektorie für Th zu starten. Der Startwert $y_0 = \text{Th}(\phi(t_2))$ entspricht dem aktuellen Teiltrajektorienwert, wobei die Startsteigung ein schnelles Abheben des Beines gewährleisten soll, weshalb sie sofort auf die durchschnittliche Steigung der ersten Schwingphasenhälfte gesetzt wird⁷ $dp_0 = \frac{2 \cdot Sh}{1 - \beta}$. Der Kulminationspunkt P_1 sollte nun in der ersten Hälfte der verbleibenden Zeit $p_0 < p_1 < 0.5 \cdot p_0 + 0.5 \cdot \text{St}_s$ liegen (es gilt $p_0 = \phi(t_2)$), weil damit zu rechnen ist, dass beim Absenken des Beines eine größere Höhendifferenz zu überwinden ist als beim Anheben. Der Funktionswert in P_1 berechnet sich nach der Geradengleichung $y_1 = y_0 + dp_0 \cdot (p_1 - p_0)$; die Steigung wird auf $dp_1 = 0$ festgelegt. Der Endpunkt P_e liegt im geplanten Schwingphasenende $p_e = \text{St}_s$. Eine Zusammenfassung dieser Erweiterungstrajektorie gibt Tabelle 4.4, Abbildung 4.12 veranschaulicht das Ganze. Die

⁷Die Teiltrajektorie ist an dieser Stelle stetig aber nicht differenzierbar.

P_i	(p_i	,	y_i	,	dp_i)
P_0	($X = \phi(t_2)$,	$Th(\phi(t_2))$,	$\frac{2 \cdot Sh}{1-\beta}$)
P_1	($0.6 \cdot p_0 + 0.4 \cdot St_s$,	$y_0 + dp_0 \cdot (p_1 - p_0)$,	0)
P_e	(St_s	,	X	,	X)

Tabelle 4.4: Punkte der Erweiterungstrajektorie Th^E zur Weiterführung der Schwingphase bei verfrühtem Aufsetzen

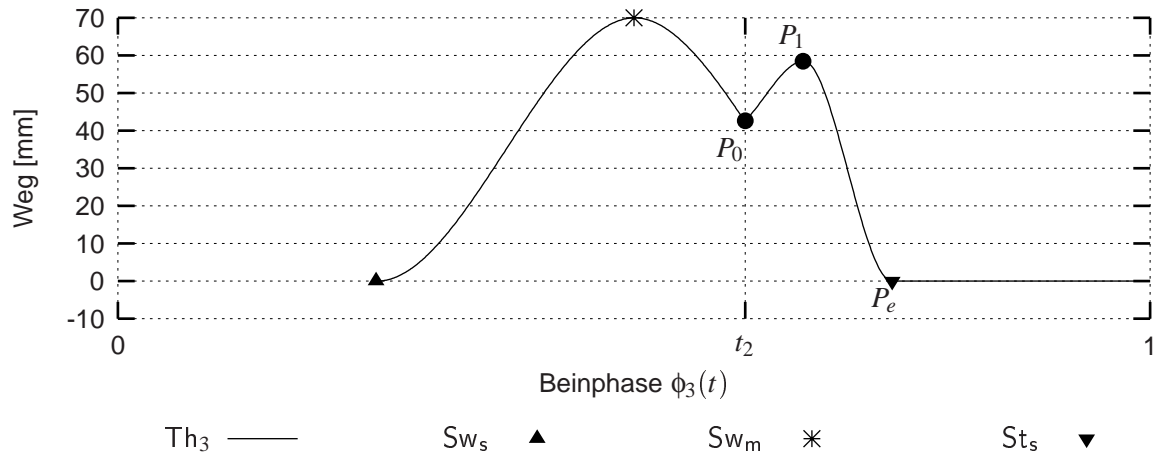


Abbildung 4.12: Erweiterungstrajektorie zur Weiterführung der Schwingphase bei verfrühtem Aufsetzen

Erweiterungstrajektorie Th^E_3 beginnt in P_0 bei $\phi_3(t_2) = 0.6$, hat in P_1 bei $\phi_3(t) = 0.66$ ihren höchsten Punkt und geht in P_e bei $\phi_3(t) = 0.75$ in die Standardtrajektorie Th^S_3 über. Ab einem gewissen Zeitpunkt ist eine Weiterführung der Schwingphase nicht mehr sinnvoll, so dass bei Bodenkontakt sofort in die Stemmphase übergegangen wird; z.Zt. liegt diese Grenze bei 80% der Schwingphase.

4.1.3 Suchvorgang

In unebenem Gelände wird am geplanten Schwingphasenende $\phi(t_3) = St_s$ nicht notwendigerweise der Beinkontaktzustand Bodenkontakt erreicht; dies ist aber die Voraussetzung, um in die Stemmphase überzugehen. Ein betroffenes Bein muss daher einen Suchvorgang starten, um einen geeigneten Fußaufsetzpunkt zu finden. Dabei ist dem Bein nicht bekannt, ob es sich nur um eine kleine Vertiefung, abfallendes Gelände, ein übersteigbares Loch oder einen unüberwindbaren Abgrund handelt. Es stellt sich also die Frage nach der Suchstrategie und insbesondere nach der abzufahrenden Suchtrajektorie. Um hier größtmögliche Flexibilität – auch in Bezug auf zukünftige Erweiterungen – zu erreichen, wird diese Suchtrajektorie nicht mit den bisher beschriebenen Teiltrajektorien $Thvsdb$ realisiert, sondern mit zusätzlichen, unabhängigen Teiltrajektorien. Während der Suche werden $Thvsdb$ konstant gehalten, indem für alle eine „unendliche“ Erweiterungstrajektorie aus den Punkten P_0 , P_1 und P_e gestartet wird. Deren Funktionswerte $y_0 = y_1 = Thvsdb(\phi(t_3))$ entsprechen den aktuellen

P_i (p_i	,	y_i	,	dp_i)
P_0	$X = \phi(t_3)$,	$\text{Thvsdb}(\phi(t_3))$,	0)
P_1	$\phi(t_3 + d_{Su})$,	$\text{Thvsdb}(\phi(t_3))$,	0)
P_e	St_s^+	,	X	,	X)

Tabelle 4.5: Erweiterungstrajektorien Thvsdb^E zur Aussetzung während der Suche

Teiltrajektorienwerten und deren Steigungen $dp_0 = dp_1 = 0$ sind 0. Der Punkt P_1 liegt dabei weit genug in der Zukunft, um die maximale Suchdauer d_{Su} zu überbrücken, der Punkt P_e folgt im darauffolgenden Stemmbeginn St_s^+ (vgl. Tabelle 4.5).

Die im Folgenden beschriebene Suchtrajektorie ist in Abbildung 4.13 dreidimensional dargestellt. Um kleine Bodenunebenheiten schnell ausgleichen zu können, beginnt die Suche mit dem weiteren Absenken des Beines. Nach einer kurzen Zeit wird das Absenken von einer konzentrischen Kreisbewegung aus immer größer werdenden Kreisen überlagert, wobei eine zusätzliche Stocherbewegung in den vier Himmelsrichtungen erfolgt. Zur Bildung einer derartigen Trajektorie kann das Teiltrajektorienprinzip herangezogen werden, wobei die Grenzen St_s und Sw_s dabei ihren ursprünglichen Sinn verlieren und nur noch als Referenzpunkte dienen. Es genügen drei Such-Teiltrajektorien: zwei zur Bildung der Kreise S_x und S_y in der Ebene und eine für die Höhenänderungen S_z . Zu Beginn werden diese mit konstant 0 initialisiert. Um das ständige Absenken des Beines zu erreichen, wird für S_z ein Übergang nach der Formel (4.4) auf S. 49 für die Stützpunkte Sw_s und St_s auf konstant „maximale Suchtiefe“ (Tiefe) mit einer Übergangsdauer von d_{Su} initiiert. Nach einer gewissen

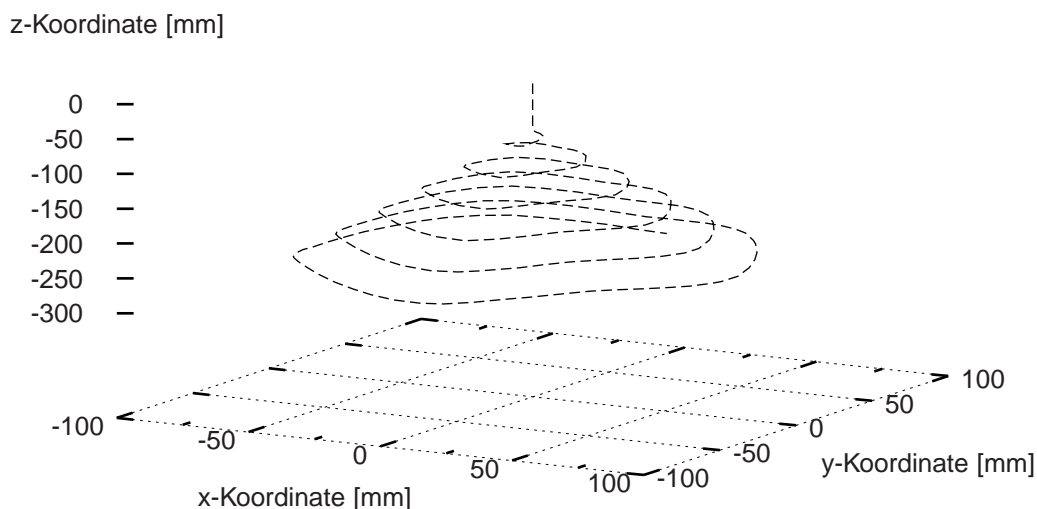


Abbildung 4.13: 3D-Darstellung der Suchtrajektorie

	Übergang von \rightarrow bis					
	$t_3 \rightarrow t_3$		$t_3 \rightarrow t_3 + d_{Su}$		$t_3 + d_{Su}^1 \rightarrow t_3 + d_{Su}$	
ϕ_i^S	0.25	0.75	0.25	0.75	0.25	0.75
$S_{xy_i}(\phi_i^S)$	0	0	0	0	Radius	–Radius
$S_{xy'_i}(\phi_i^S)$	0	0	0	0	0	0
$S_{z_i}(\phi_i^S)$	0	0	Tiefe	Tiefe	Tiefe+Stocher	Tiefe–Stocher
$S_{z'_i}(\phi_i^S)$	0	0	0	0	0	0

Tabelle 4.6: Definition der Such-Teiltrajektorien mit ihren Übergängen

Suchdauer d_{Su}^1 folgt dann die Kreis- und Stocherbewegung, indem für S_x und S_y über die verbleibende Suchdauer $d_{Su}^2 = d_{Su} - d_{Su}^1$ ein Übergang zu „+ maximaler Suchradius“ (Radius) in St_s und „– maximaler Suchradius“ in Sw_s und für S_z zu „maximale Suchtiefe + maximale Stocherhöhe“ (Stocher) in St_s und „maximale Suchtiefe – maximale Stocherhöhe“ in Sw_s gestartet wird. Damit nun eine Kreisbewegung entsteht werden S_x und S_y um eine viertel Periode gegeneinander in der Phase verschoben. Weiterhin läuft die Phase der Kreis-Teiltrajektorien (ϕ^S) nicht mit der gleichen Geschwindigkeit wie die Referenzphase $\phi(t)$ des Beines. Während der ersten (Such-)Periode der Bein-Referenzphase werden mehrere kleine Kreise abgefahren, in der letzten aber nur noch ein großer Kreis. Somit bleibt die Bewegungsgeschwindigkeit des Beines auf der Kreisbahn in etwa konstant und die Bewegung nach unten verlangsamt sich zum Ende hin. Um die Stocherbewegungen in allen vier Himmelsrichtungen zu erhalten, läuft die Phase von S_z vier mal so schnell wie bei den anderen beiden Such-Teiltrajektorien, wodurch jede eine andere Phasenbeziehung zur Beinreferenzphase hat ($\phi^S = SP_k(\phi(t))$ mit $k \in \{x, y, z\}$). In Tabelle 4.6 sind die Such-Teiltrajektorien mit den Übergangsdefinitionen zusammenfassend aufgeführt.

Die drei Such-Teiltrajektorien sind gemeinsam in Abbildung 4.14 über der Beinphase $\phi_5(t)$ aufgetragen. Bis zum Einsetzen der Kreis- bzw. Stocherbewegungen bei $\phi_5(t_3 + d_{Su}^1) =$

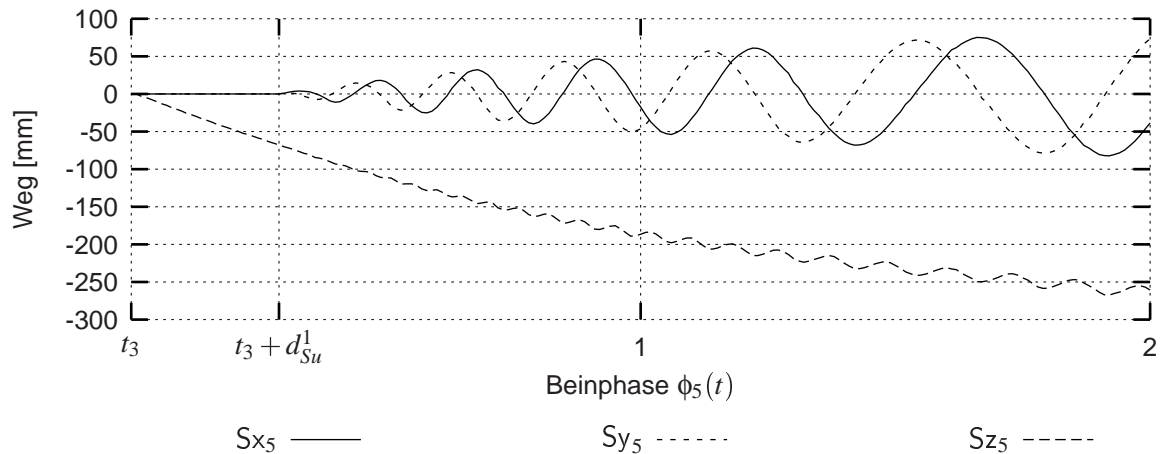


Abbildung 4.14: Die drei Teiltrajektorien zur Suche nach Bodenkontakt

0.35 sind schon 3 bzw. 12 interne Suchperioden der Such-Teiltrajektorien S_x und S_y bzw. S_z vergangen. Die Stocherbewegung bei S_z ist anfangs kaum erkennenbar; spätestens ab $\phi_5(t) = 1.5$ kann man aber beobachten, dass bei jedem Extempunkt von S_x oder S_y die Such-Teiltrajektorie S_z ein lokales Minimum aufweist. Insgesamt treten fast 9 bzw. 36 interne Suchperioden während der zwei abgebildeten Beinperioden auf. Ist schließlich ein Fußpunkt gefunden, geht das Bein in die Stemmphase über, wobei die Such-Teiltrajektorien ihren Wert beibehalten. Sie werden erst in der folgenden Schwingphase langsam auf 0 reduziert⁸. Ist die Suche erfolglos, so wird die Suchtrajektorie erneut gestartet, sofern nicht das Ende des Arbeitsbereiches des Beines erreicht wurde. Im letzteren Fall meldet das Bein der Beinkoordination eine Ausnahmesituation, die von den höheren Ebenen behandelt werden muss (z.B. zurücklaufen).

Die hier vorgestellte Suchtrajektorie wird nun nicht bezüglich der Orientierung der Maschine im Lauronkoordinatensystem, sondern bezüglich der Umwelt im Weltkoordinatensystem angefahren, denn für die Stabilität von LAURON ist es von Vorteil, wenn das Bein einen Fußpunkt direkt unter der Maschine findet. Bevor die Suchtrajektorie zur kartesischen Einzelbeintrajektorie $E_{BKS_i}(\phi_i)$ aus Gleichung (4.1) auf S.46 addiert werden kann, muss deshalb die kartesische Suchtrajektorie $S_{BKS_i}(\phi_i)$ ins Lauronkoordinatensystem rotiert werden (Rotation $^{BKS_i}R_{WKS}$), wobei $SP_k(\phi_i) = \phi_i^S$ die entsprechende Phase der Such-Teiltrajektorien darstellt:

$$S_{BKS_i}(\phi_i) = {}^{BKS_i}R_{WKS} \cdot \begin{pmatrix} S_{x_i}(SP_x(\phi_i)) \\ S_{y_i}(SP_y(\phi_i)) \\ S_{z_i}(SP_z(\phi_i)) \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

Die Gleichung (4.2) zur Berechnung der kartesischen Einzelbeintrajektorie $E_{SKS}(\phi_i)$ wird folgendermaßen erweitert:

$$E_{SKS}(\phi_i) = R_z(Td_i(\phi_i)) \cdot ({}^{SKS}T_{BKS_i} + E_{BKS_i}(\phi_i) + S_{BKS_i}(\phi_i)) \quad (4.10)$$

4.1.4 Reaktion auf eine Kollision

Tritt während der Schwingphase eine Kollision auf, so wird mit einer Art „elevator“ Reflex reagiert. In Abbildung 4.15 ist dieser am Beispiel der Vorwärtsbewegung des Beines in der x-z-Ebene dargestellt. In der zweiten Schwingphasenhälfte zum Zeitpunkt t_4 in P_0 kollidiert das Bein mit einem Hindernis, so dass eine Kollisionsreaktion ausgelöst wird. Zuerst wird das Bein bis zu P_1 zurückgezogen, damit es sich vom Hindernis löst; gleichzeitig wird es um eine halbe Schritthöhe angehoben. Bis zu P_2 wird es wieder nach vorne zur Ausgangsposition geschoben und nochmals eine halbe Schritthöhe erhöht. Von dort wird schließlich der ursprünglich geplante Zielpunkt P_3 angefahren.

Wie die Bezeichnung der Punkte schon andeutet, wird die Kollisionsreaktion mit Hilfe von Erweiterungstrajektorien erzeugt. In Abbildung 4.16 sind diese am Beispiel von Th_2 und Tv_2 zu beobachten. Für Th^E werden nur die drei Punkte P_0 , P_2 , P_3 sowie der Endpunkt P_e benötigt. P_0 liegt dabei auf der Höhe der Trajektorie, jedoch beträgt die Startsteigung $dp_0 = 0$, um ein Überspringen zu vermeiden. Der Punkt P_2 soll nach halber Reaktionszeit $0.5 \cdot d_{Ko}$ eine ganze Schritthöhe Sh über der Anfangshöhe liegen mit einer Steigung von

⁸Der Wert der Such-Teiltrajektorie S_z wird zu Beginn der Stemmphase schon auf die Federhöhe des Beines übertragen; dazu aber mehr in Abschnitt 4.1.5.

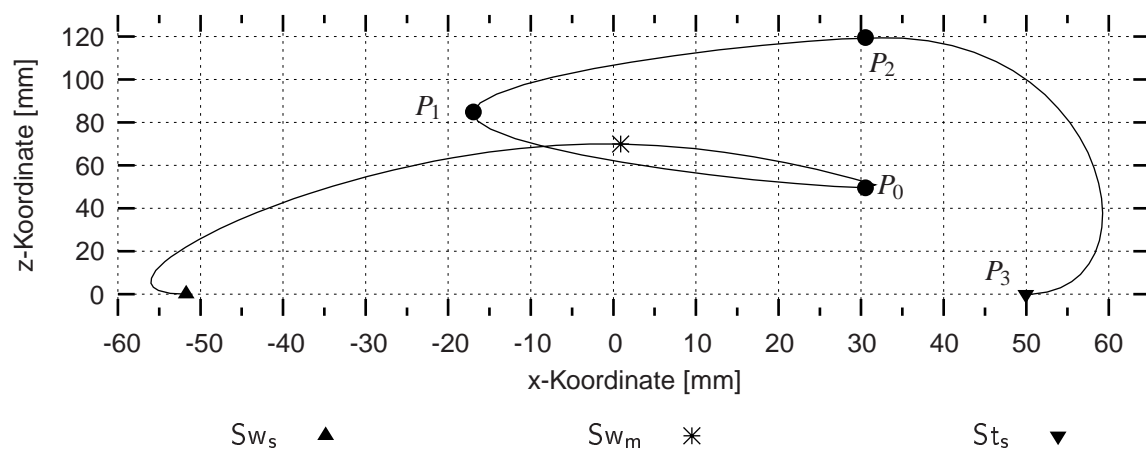
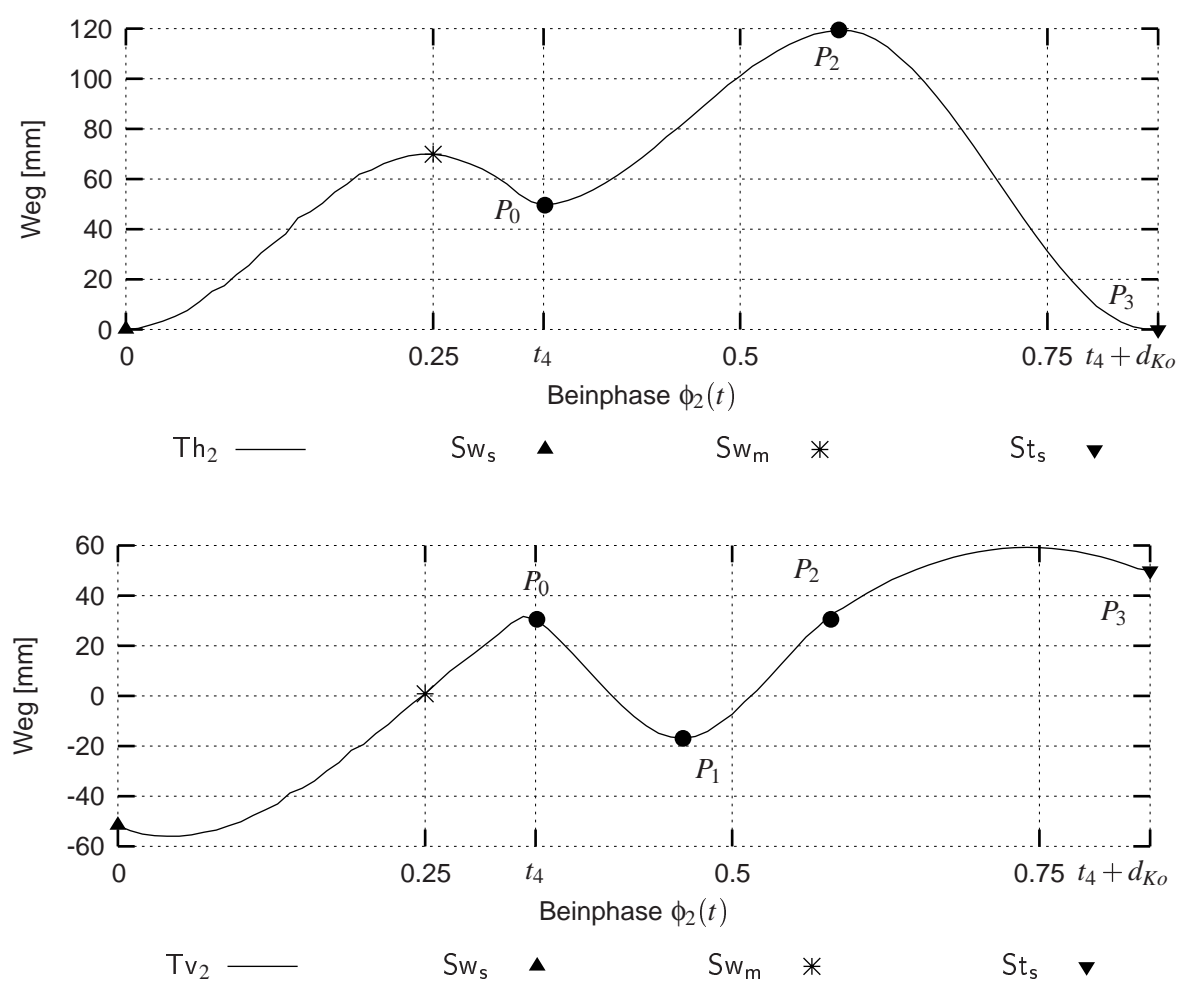


Abbildung 4.15: Der „elevator“-Reflex eines Beines, dargestellt in der x-z-Ebene

Abbildung 4.16: Die Erweiterungstrajektorien Th^E und Tv^E für die Kollisionsreaktion

P_i (p_i	,	y_i	,	dp_i)
P_0 ($X = \phi(t_4)$,	$\text{Th}(\phi(t_4))$,	0)
P_2 ($\phi(t_4 + 0.5 \cdot d_{Ko})$,	$y_0 + Sh$,	0)
P_3 ($\phi(t_4 + d_{Ko})$,	$\text{Th}^S(\text{St}_s)$,	X)
P_e (Sw_s^+	,	X	,	X)
P_0 ($X = \phi(t_4)$,	$\text{Tvsdb}(\phi(t_4))$,	$-\text{Tvsdb}'(\phi(t_4))$)
P_1 ($\phi(t_4 + 0.25 \cdot d_{Ko})$,	$y_0 + \text{Sgn}(dp_0) \cdot \Delta\text{vsdb}$,	0)
P_2 ($\phi(t_4 + 0.5 \cdot d_{Ko})$,	y_0	,	dp_0)
P_3 ($\phi(t_4 + d_{Ko})$,	$\text{Tvsdb}^S(\text{St}_s)$,	X)
P_e (Sw_s^+	,	X	,	X)

Tabelle 4.7: Erweiterungstrajektorien Th^E (oben) und Tvsdb^E (unten) für die Kollisionsreaktion

$dp_2 = 0$. Das eigentliche Ende der Kollisionsreaktion bildet P_3 in $p_3 = t_4 + d_{Ko}$ im geplanten Stemmphasenbeginn⁹, die Erweiterungstrajektorie endet aber, um die Form zu wahren, erst beim folgenden Schwingphasenbeginn Sw_s^+ in P_e . Bei Tvsdb^E kommen alle vier Punkte P_0 bis P_3 und wiederum der Endpunkt P_e zum Einsatz. Es wird ebenfalls mit dem aktuellen Trajektorienwert begonnen, die Steigung wird aber gerade negiert, um genau in die der Kollision entgegengesetzte Richtung zu reagieren. Der Punkt P_1 soll nach einem Viertel der Reaktionsdauer erreicht werden, wobei die zurückzulegende Entfernung Δvsdb fest vorgegeben ist; die Steigung beträgt $dp_1 = 0$. Im Punkt P_2 soll wieder der aktuelle Trajektorienwert und die aktuelle Trajektoriensteigung eingenommen werden, um in P_3 zum geplanten Stemmphasenbeginn zu gelangen. Die Punkte der Erweiterungstrajektorien sind in Tabelle 4.7 noch einmal detailliert aufgeführt.

Tritt während der Kollisionsreaktion eine weitere Kollision auf, so werden die obigen Erweiterungstrajektorien erneut gestartet, so dass das Bein immer weiter angehoben wird, bis das Hindernis entweder überwunden ist oder das Bein das Ende des Arbeitsbereiches erreicht hat. In diesem Fall wird dies wie bei einer erfolglosen Suche der Beinkoordination gemeldet. Eine Kollisionsreaktion findet auch bei einer Kollision während der Suche statt, wobei die Punkte der Erweiterungstrajektorien auf Grund der konstanten Teiltrajektorien ein wenig anders berechnet werden. Ist das Hindernis überschritten und bis zum Punkt P_3 kein Bodenkontakt erreicht, geht das Bein wie am Ende der Schwingphase in die Suche über. Zu erwähnen bleibt noch, dass die Reaktionsdauer im Augenblick auf die Dauer einer Schwingphase festgelegt ist ($d_{Ko} = 1 - \beta$).

4.1.5 Konzept der Federhöhe

Durch das unebene Gelände setzt das Bein i.d.R. nicht auf der geplanten Höhe auf. Entweder hat die Teiltrajektorie Th noch einen Wert größer als Null, wenn das Bein auf einer Erhebung aufsetzt, oder die Such-Teiltrajektorie Sz einen Wert kleiner als Null, wenn eine Vertiefung

⁹Deshalb muss die Steigung im Punkt P_3 nicht angegeben werden.

vorliegt. Beim Übergang in die Schwingphase wird weiterhin davon ausgegangen, dass der Zielfußpunkt wieder auf der gleichen Höhe liegt, um sich einem Trend schnellstmöglich anzupassen. Hieraus ergeben sich zwei Problemstellungen: einerseits sollte ein Ausgleich der beiden Teiltrajektorien Th und Sz erfolgen, andererseits muss der Zentralkörper einem Trend irgendwann folgen und sich mit nach unten oder oben bewegen. Darüber hinaus existiert ein weiteres zu behandelndes Problem, denn einem möglichen Verlust des Bodenkontaktes während der Stemmphase muss entgegengewirkt werden, um die Stabilität der Maschine nicht zu gefährden. Wie schon bei der Bodensuche und der Kollisionsreaktion regt die Natur hierzu einen Lösungsweg an. Die Höhenregelung der Beine einer Stabheuschrecke basieren auf einer Art Federmechanismus, der nur mechanisch über den Körper gekoppelt ist. Eben diese Feder wird nun mit Hilfe der Beinvariable „Federhöhe“ zu modellieren versucht.

Jedes Bein verfügt über seine eigene Federhöhe. Beginnt das Bein während der Stemmphase, den Bodenkontakt zu verlieren (Beinkontaktzustand Schwacher Bodenkontakt oder In der Luft), drückt die Feder nach unten (die Federhöhe wird erhöht), bis der Bodenkontakt (Beinkontaktzustand Starker Bodenkontakt) wieder hergestellt ist. Da es beim Verlust des Bodenkontaktes genau wie bei der Suche sinnvoll ist, senkrecht nach unten zu drücken, wirkt die Federhöhe im Weltkoordinatensystem des Beines (negativ in z-Richtung). Somit kann der Betrag der Such-Teiltrajektorie Sz sofort beim Start der Stemmphase auf die Federhöhe addiert und Sz auf 0 zurückgesetzt werden. Mit der Teiltrajektorie Th soll nun ebenso verfahren werden. Dabei tritt aber das Problem auf, dass Th sich auf das Lauronkoordinatensystem bezieht, d.h. der Betrag von Th kann nicht direkt von der Federhöhe abgezogen, sondern muss zuvor noch ins Weltkoordinatensystem umgerechnet werden. Somit entstehen aber je nach Neigung von LAURON noch zwei Komponenten in x- und y-Richtung, die in der nächsten Schwingphase wie die Such-Teiltrajektorien Sx und Sy langsam auf 0 reduziert werden. Die Federhöhe Fz_i und die beiden Komponenten Fx_i und Fy_i fließen bei der Berechnung der Suchtrajektorie $S_{BKS_i}(\phi_i)$ aus (4.9) mit ein:

$$S_{BKS_i}(\phi_i) = {}^{BKS_i}R_{WKS} \cdot \left(\begin{pmatrix} Sx_i(SP_x(\phi_i)) \\ Sy_i(SP_y(\phi_i)) \\ Sz_i(SP_z(\phi_i)) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Fx_i \\ Fy_i \\ Fz_i \end{pmatrix} \right) \quad (4.11)$$

Hiermit ist der Ausgleich von Th und Sz sowie der Verlust des Bodenkontaktes behandelt. Die „mechanische Kopplung“ der Beinfedern untereinander, die einen Trend an den Zentralkörper weitergeben, wird erreicht, indem in einer höheren Ebene die Federhöhen verglichen werden. Haben die Federhöhen aller Stemmbeine das gleiche Vorzeichen, so werden diese gemeinsam in Richtung 0 geregelt. Diese Regelung findet bei der Haltungskontrolle (Abschnitt 4.3) statt, die mit Hilfe der Federhöhen auch gleichzeitig die Körperneigung regelt.

4.2 Koordination

Soweit für das Verständnis zur Generierung der Einzelbeintrajektorie hilfreich, wurden in den bisherherigen Ausführungen schon einige Koordinationsaspekte angesprochen. Dieser Abschnitt stellt nun die Koordinationsmechanismen der entwickelten Steuerung im Detail vor.

Die sechs Beine werden zentral koordiniert, wodurch auch globale Aspekte wie die statische Stabilität direkt berücksichtigt werden können. Um die Komplexität dieser zentralen Instanz in Grenzen zu halten, beschränkt sich die Kommunikation mit den sechs Beininstanzen auf die Übertragung der aktuellen Beinkoordinaten und des Beinzustandes von den Beinen sowie dem Beinbefehl und der Beinphase $\phi_i(t)$ zu den Beinen.

Die Zustände eines Beines gliedern sich in zwei Gruppen: Zustände der Schwingphase und Zustände der Stemmphase. Zu der Gruppe der Schwingphase gehören die Zustände:

Schwingen: Das Bein führt seine Schwingbewegung aus; eine der Schwingphasentrajektorien (Schwingphase, Weiterführung der Schwingphase oder die unten vorgestellte Beendung der Schwingphase) ist aktiv.

Kollisionsreaktion: Das Bein reagiert gerade auf eine Kollision; die Kollisionsreaktionstrajektorie ist aktiv.

Bodensuche: Das Bein hat das geplante Ende der Schwingphase überschritten und sucht nach Bodenkontakt; die Suchtrajektorie ist aktiv.

Schwingbereichende: Das Bein hat das Ende des Arbeitsbereiches erreicht; die aktuelle Trajektorie kann nicht mehr weitergeführt werden.

Der Stemmphasengruppe gehören folgende Zustände an:

Stemmen: Das Bein führt seine Stembewegung aus, wobei der Federhöhenmechanismus eingesetzt wird, um den Bodenkontakt nicht zu verlieren; die Trajektorie der Stemmphase ist aktiv und das geplante Stemmphasenende noch nicht überschritten.

Stemmerweiterung: Das Bein stemmt weiterhin, hat das geplante Stemmphasenende aber schon überschritten; die Trajektorie der Stemmphase ist im vorgesehenen Erweiterungsbereich aktiv.

Stemmbereichende: Das Bein hat das Ende des Arbeitsbereiches erreicht; die aktuelle Trajektorie kann nicht mehr weitergeführt werden.

Ein Übergang in einen anderen Zustand ist somit meist von einer Änderung der Einzelbeintrajektorie begleitet und kann durch verschiedene Ereignisse ausgelöst werden:

Beinphase: Die Beinphase $\phi_i(t)$ überschreitet eine gewisse Grenze.

Beinbefehl: Die Beinkoordination schickt einen entsprechenden Befehl an das Bein.

Beinkontaktzustand: Der Beinkontaktzustand ändert sich (vgl. Kapitel 3).

Arbeitsbereich: Der Arbeitsbereich des Beines ist am Ende.

In Abbildung 4.17 ist das Zustandsübergangsdiagramm eines Beines dargestellt. Nach der Initialisierung der Steuerung befinden sich alle Beine im Zustand Stemmen mit der Beinphase $\phi_i(t) = 0$.

- (a) In den Zustand Stemmerweiterung wird gewechselt, wenn das geplante Stemmende überschritten wird ($\phi_i(t) > S_{w_s}$).
- (b₁) Stemmen und Stemmerweiterung werden in den Zustand Stemmbereichende verlassen, wenn der Arbeitsbereich des Beines am Ende ist.
- (b₂) Sollte z.B. durch globale Bewegungen über die später in Abschnitt 4.3 vorgestellte Allgemeintrajektorie das Arbeitsbereichsende wieder verlassen werden, wechselt der Zustand wieder in den Ausgangszustand vor Stemmbereichende.
- (c) Alle Stemmphasenzustände werden in den Zustand Schwingen verlassen, wenn die

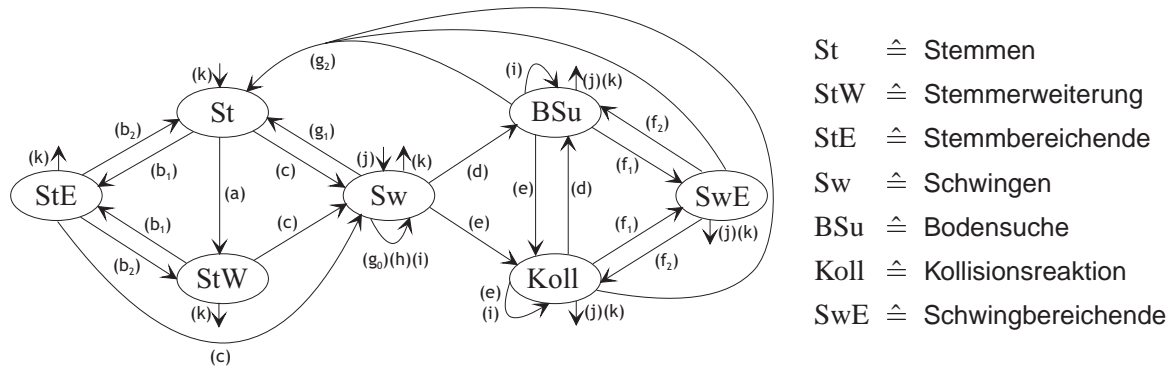


Abbildung 4.17: Zustandsübergangsdiagramm eines Beines

Beinkoordination den Befehl *Schwingphase starten* erteilt; dabei tritt gleichzeitig ein Phasensprung zu $\phi_i(t) \geq Sw_s$ auf.

- (d) Wird das geplante Schwingende in Schwingen bzw. Kollisionsreaktion überschritten ($\phi_i(t) > St_s$ bzw. $\phi_i(t) > \phi_i(t_4 + d_{Ko})$), wechselt der Zustand zu Bodensuche.
- (e) Wird der Beinkontaktzustand Kollision gemeldet, wird in den Zustand Kollisionsreaktion übergegangen.
- (f₁)(f₂) Entsprechend der Übergänge (b₁) und (b₂) werden die Zustände Bodensuche und Kollisionsreaktion in den Zustand Schwingbereichende verlassen, wenn der Arbeitsbereich zu Ende geht, als auch wieder eingenommen, falls das Bein sich erneut im Arbeitsbereich befindet (dies kann per Definition im Zustand Schwingen nicht geschehen).
- (g₀) Tritt im Zustand Schwingen der Beinkontaktzustand Bodenkontakt auf und die Beinphase hat die 80%-Grenze der Schwingphase noch nicht erreicht, wird die Schwingphase weitergeführt.
- (g₁) Ist die 80%-Grenze der Schwingphase in Schwingen überschritten und der Beinkontaktzustand Bodenkontakt tritt ein, wird in Zustand Stemmen übergewechselt.
- (g₂) Aus den restlichen Schwingphasenzuständen wird beim Beinkontaktzustand Bodenkontakt sofort zu Zustand Stemmen gewechselt.
- (h) Beim Beinbefehl *Schwingphase beenden* wird im Zustand Schwingen geblieben und die Einzelbeintrajektorie angepasst (s.u.).
- (i) Beim Beinbefehl *Schwingphase unterbrechen* werden die Zustände der Schwingphase zwar nicht verlassen, jedoch wiederum deren Einzelbeintrajektorie angepasst (s.u.).
- (j) Der Beinbefehl *Schwingphase zurücksetzen* führt zum Übergang aus allen Schwingphasenzuständen in den Zustand Schwingen (s.u.).
- (k) Der Beinbefehl *Neustart* veranlasst aus allen Zuständen den Übergang in den Zustand Stemmen und einen Phasensprung zur Beinphase $\phi_i(t) = 0$ (s.u.).

Der Beinkoordination stehen somit zwei Mittel zu Verfügung, um die sechs Beine zu koordinieren: die Beinbefehle und die Beinphasen $\phi_i(t)$; auf die anderen Ereignisse, den Beinkontaktzustand und das Ende des Arbeitsbereiches, hat die Koordination keinerlei Einfluss. Im folgenden Abschnitt wird nun das Vorgehen zur Erzeugung einer Gangart dargestellt.

4.2.1 Gangart

In unebenem Gelände ist es nahezu unmöglich, eine periodische Gangart exakt aufrechtzuerhalten. Aus diesem Grund wurde die Steuerung darauf ausgelegt, auch Abweichungen von einer speziellen Gangart zuzulassen. An der Benutzerschnittstelle stehen zwei Parameter zur Verfügung, um die Gangart zu bestimmen. Zum einen kann zwischen dem Wellengang vorwärts und rückwärts und zum anderen der Belastungsfaktor β gewählt werden. In einer der Beinkoordination übergeordneten Steuerungsebene werden aus diesen beiden Parametern die relativen Soll-Beinphasen $\Delta\phi_i^S$ (im folgenden Soll-Phasenverschiebungen bezeichnet) nach der allgemeinen Formel aus Tabelle 4.2.1 berechnet [Amshoff 1995] und der Beinkoordination übergeben. Die Beinkoordination ist nun bestrebt, mit den Ist-Phasenver-

	Wellengang vorwärts	Wellengang rückwärts
$\Delta\phi_0^S$	0	0
$\Delta\phi_1^S$	0.5	0.5
$\Delta\phi_2^S$	$[-\beta]_{\text{mod } 1}$	β
$\Delta\phi_3^S$	$[0.5 - \beta]_{\text{mod } 1}$	$[0.5 + \beta]_{\text{mod } 1}$
$\Delta\phi_4^S$	$[-2 \cdot \beta]_{\text{mod } 1}$	$[2 \cdot \beta]_{\text{mod } 1}$
$\Delta\phi_5^S$	$[0.5 - 2 \cdot \beta]_{\text{mod } 1}$	$[0.5 + 2 \cdot \beta]_{\text{mod } 1}$

Tabelle 4.8: Berechnung der Soll-Phasenverschiebungen $\Delta\phi_i^S$ der Beine

schiebungen $\Delta\phi_i^I$ der Beine diesen Soll-Phasenverschiebungen möglichst nahe zu kommen. Nach Initialisierung der Steuerung weisen alle Beine eine Phasenverschiebung von $\Delta\phi_i^I = 0$ auf. Um die Differenz der Soll-Phasenverschiebung zur Ist-Phasenverschiebung nun zu vermindern, hat die Beinkoordination verschiedene Möglichkeiten.

Beim Start der Schwingphase findet standardmäßig ein Phasensprung von der aktuellen Phase $\phi_i(t) = \phi_{Vor}(t)$ zu $\phi_i(t) = Sw_s$ statt. Dadurch ändert sich die Ist-Phasenverschiebung von $\Delta\phi_i^I = \Delta\phi_{Vor}^I$ zu $\Delta\phi_{Nach}^I = \Delta\phi_i^I = [\Delta\phi_{Vor}^I + Sw_s - \phi_{Vor}(t)]_{\text{mod } 1}$. Da die Beine die Schwingphase nicht ständig mit der maximalen Geschwindigkeit durchführen, kann die Dauer der Schwingphase verkürzt werden, wobei die in der Schwingphase zurückgelegte Entfernung aber vorerst gleich bleibt. Diese Komprimierung der Schwingphase wird nun erreicht, indem der Phasensprung zu $\phi_{Nach}(t) > Sw_s$ erfolgt, falls die Differenz $[\Delta\phi_i^I - \Delta\phi_i^S]_{\text{mod } 1}$ hierdurch kleiner wird als durch den Standard-Phasensprung. Bei größeren Soll-Ist-Differenzen reicht dies i.d.R. nicht aus, um diese auf 0 zu reduzieren, vor allem da die Schwingphase nicht beliebig komprimiert werden kann. Als Grenze für die Kompression wird eine minimale Schwingphasendauer von 10% einer Periode veranschlagt, womit diese Koordinationsmethode bei einem Belastungsfaktor von $\beta = 0.9$ keine Wirkung mehr zeigt. In diesen Fällen kann die Stemmphase vorzeitig beendet werden, was die Soll-Ist-Differenz in gleicher Weise beeinflusst; dazu wird dem Bein *Schwingphase starten* befohlen und obiger Phasensprung ausgeführt, obwohl sich das Bein noch im Beinzustand Stemma befindet.

Mit den beiden vorgestellten Methoden kann die Phasenverschiebung $\Delta\phi_i^I$ vergrößert werden. Beispiel: Belastungsfaktor $\beta = 0.7$ ($Sw_s = 0.35$, $St_s = 0.65$) und $\Delta\phi_{Vor}^I = 0$. Wird die Stemmphase bei $\phi_{Vor}(t) = 0.2$ verkürzt und die Schwingphase durch $\phi_{Nach}(t) = 0.55$ maximal komprimiert, ergibt sich $\Delta\phi_{Nach}^I = [\Delta\phi_{Vor}^I + \phi_{Nach}(t) - \phi_{Vor}(t)]_{\text{mod } 1} = [0 + 0.55 -$

$0.2]_{\text{mod } 1} = 0.35$. Liegt nun die Soll-Phasenverschiebung $\Delta\phi_i^S = 0.9$ kurz vor der Ist-Phasenverschiebung $\Delta\phi_i^I = 0$, kann mit Hilfe einer weiteren Methode $\Delta\phi_i^I$ verkleinert werden. Hierzu wird der Befehl *Schwingphase starten* an ein Bein zurückgehalten, obwohl dieses schon im Beinzustand *Stemmerweiterung* ist; die Stemmphase wird also verlängert. Mit den obigen Beispieldaten ($\beta = 0.7$, $\Delta\phi_{Vor}^I = 0$) ergibt sich bei einem verzögerten Schwingphasenstart in $\phi_{Vor}(t) = 0.45$ durch den Phasensprung zu $\phi_{Nach}(t) = 0.35$ die Ist-Phasenverschiebung zu $\Delta\phi_{Nach}^I = [\Delta\phi_{Vor}^I + \phi_{Nach}(t) - \phi_{Vor}(t)]_{\text{mod } 1} = [0 + 0.35 - 0.45]_{\text{mod } 1} = 0.9$.

Mit Hilfe dieser Methoden, Schwingphase komprimieren, Schwingphasenstart vorziehen oder hinauszögern, wird die vorgegebene Gangart bei Störungen schnell wieder hergestellt. Eine Störung beeinflusst die Ist-Phasenverschiebungen der Beine dabei auf unterschiedliche Weise. Der Übergang in die Stemmphase findet beim gestörten Bein, sei es durch verfrühtes Aufsetzen auf Grund einer Erhebung oder durch verspätetes Aufsetzen wegen eines Hindernisses oder einer Vertiefung, i.d.R. nicht im vorgesehenen Zeitpunkt St_s statt. Der mit dem Übergang in die Stemmphase verbundene Phasensprung von $\phi_{Vor}(t) \neq St_s$ zu $\phi_{Nach}(t) = St_s$ bewirkt somit die Änderung der Ist-Phasenverschiebung dieses Beines von $\Delta\phi_{Vor}^I$ zu $\Delta\phi_{Nach}^I = [\Delta\phi_{Vor}^I + St_s - \phi_{Vor}(t)]_{\text{mod } 1}$. Bei größeren Störungen werden aber auch die Ist-Phasenverschiebungen der anderen Beine verändert. Denn ist ein Bein längere Zeit im Beinzustand *Bodensuche* werden alle Beine in der Stemmphase sowie alle Beine im Zustand *Schwingen* angehalten, bis die Suche beendet ist. Es macht nämlich keinen Sinn, die Maschine weiter fortzubewegen, solange nicht sicher ist, dass in diese Richtung weitergelaufen werden kann. Hat ein Bein eine Kollision – das Bein geht dabei in den Zustand *Kollisionsreaktion* über – wird sofort angehalten, um die Kollisionsgefahr des Zentralkörpers zu senken¹⁰. Anstatt bei den angehaltenen Beinen j die Beinphase $\phi_j(t)$ vorwärts laufen zu lassen, wird deren Phasenverschiebung $\Delta\phi_j^I$ entsprechend zurückgedreht¹¹.

Beim hier vorgestellten Verfahren mit Soll- und Ist-Phasenverschiebung werden alle sechs Beine gleich behandelt, wodurch es aber durchaus vorkommen kann, dass die Phasenverschiebungen der Beine zueinander korrekt sind, aber alle eine gewisse Differenz zu der jeweiligen Soll-Phasenverschiebung aufweisen. Um dies zu vermeiden, werden alle Ist-Phasenverschiebungen gleichzeitig derart verschoben, dass die Gesamtphasendifferenz aller Beine minimal ist. Dies geschieht aber nur, wenn mindestens drei Beine eine Soll-Ist-Differenz von mehr als 0.05 haben, damit nicht wenige extrem phasenverschobene Beine die anderen aus ihrer Phase reißen.

4.2.2 Stabilität, interne Kollisionsvermeidung und Ausnahmebehandlung

Neben den Umwelteinflüssen, die den Zeitpunkt des Stemmphasenstarts bestimmen, und den Methoden der Beinkoordination, die den Zeitpunkt des Schwingphasenstarts festlegen, um die Gangart wiederherzustellen, muss die Koordination noch zwei Nebenbedingungen berücksichtigen:

- Kollisionen benachbarter Beine untereinander müssen verhindert werden.

¹⁰Beim Einsatz des Kamerakopfes in der Zukunft braucht bei erkennbaren „kleinen“ Kollisionen nicht unbedingt sofort angehalten werden.

¹¹Der hier aufgeführte Fall, dass alle Stemmbeine sowie alle Beine im Beinzustand *Schwingen* angehalten werden, wird später als Koordinationszustand *Stop* außer *Schwingerweiterung* bezeichnet.

- Der Übergang eines Beines in die Schwingphase darf nur bewirkt werden, wenn die statische Stabilität der Maschine gewährleistet ist.

Um interne Kollisionen vermeiden zu können, werden die x-Koordinaten ipsilateral benachbarter Beine im Symmetriekoordinatensystem (SKS) von LAURON beobachtet und gestaffelte Entfernungsgrenzen festgelegt. Unterschreitet der Abstand zweier Beine eine der Grenzen, werden folgende Maßnahmen eingeleitet:

Vorsichtsbereich (<100 mm): Das (bezüglich der Bewegungsrichtung) hintere Schwingbein bekommt den Befehl *Schwingphase beenden*, das vordere Stemmbein den Befehl *Schwingphase starten*, sofern Stabilitätsgründe nicht dagegen sprechen. *Schwingphase beenden* bewirkt bei Beinen im Zustand Schwingen die Verschiebung der AEP hinter die aktuelle x-Koordinate; d.h. die Schwingphase des Beines wird verkürzt, wobei die restliche geplante Schwingdauer aber erhalten bleibt. Auf Schwingbeine in anderen Zuständen hat dieser Befehl keinerlei Auswirkungen. Zur Durchführung startet das Schwingbein eine entsprechende Erweiterungstrajektorie für T_v . Vor allem durch die weitere Vorwärtsbewegung von LAURON und somit Rückwärtsbewegung des Stemmbeines können sich die Beine aber weiterhin näher kommen, falls das Stemmbein nicht in die Schwingphase starten darf.

Problemereich (<70 mm): Das hintere Schwingbein bekommt den Befehl *Schwingphase unterbrechen*, das vordere Stemmbein den Befehl *Schwingphase starten*, sofern es aus Stabilitätsgründen starten darf und alle Stemmbeine werden angehalten¹², damit sich die Beine möglichst nicht mehr annähern. *Schwingphase unterbrechen* wirkt sich im Gegensatz zu *Schwingphase beenden* auch auf Schwingbeine in den Zuständen Bodensuche und Kollisionsreaktion aus. Suchende Beine verkleinern den Suchradius sofort auf den Radius des letzten ungestörten Kreises, die anderen Beine brechen die Vorwärtsbewegung abrupt ab, indem die Teiltrajektorie T_v konstant gehalten wird. Die Beine können sich nun nur noch auf Grund der Trägheit der Beine sowie der Positionsregler nähern.

Kritischer Bereich (<40 mm): Die obigen Maßnahmen sollten vermeiden, dass dieser Bereich überhaupt betreten wird. Bei den Versuchen ist es vor allem beim schnelleren Laufen mit sehr großer Schrittlängen von Zeit zu Zeit vorgekommen, dass die Beine sich trotz allem näher als 40 mm kamen. Hier werden alle Beinphasen angehalten und somit keine Einzelbeintrajektorie mehr fortgeführt¹³. Den höheren Ebenen wird eine Ausnahmesituation *Kollision* gemeldet und die Maschinenphase, welche die Zeit der Maschine darstellt, angehalten, wodurch auch Bewegungen durch die Allgemeintrajektorie (siehe Abschnitt 4.3) unterbunden werden. Um die Maschine weiterbewegen zu können, muss eine höhere Ebene (im Augenblick der menschliche Bediener) der Koordination den Befehl *Neustart* geben (s.u.).

Abbruch-Bereich (<0 mm): Dieser Bereich dient ausschließlich zur Sicherheit, um bei auftretenden Softwarefehlern die Selbstzerstörung der Maschine zu verhindern. Während der Entwicklungsphase dieser Steuerung wurde leider auch dieser Bereich ab und zu erreicht. Als Konsequenz wird alles angehalten. Das Koordinationsmodul stellt seine Arbeit ein und meldet die Ausnahme *Abbruch*. Die Maschine kann nicht mehr weiterbewegt werden.

¹²Das wird später als Koordinationszustand Stop in Stemmphase bezeichnet.

¹³Dies wird später als Koordinationszustand Lokaler Stop bezeichnet.

Die zweite Nebenbedingung, die Einhaltung der statischen Stabilität, kann wie erwähnt dazu führen, dass Beine, die eigentlich in die Stemmphase übergehen sollen, das nicht dürfen. Um dies zu ermitteln, werden zuerst alle Beine, die für den Übergang in die Stemmphase in Frage kommen, einer Prioritätsstufe zugeordnet:

- (0) Im Kollisions-Problembereich befindliche vordere Stemmbeine.
- (1) Stemmbeine im Zustand Stembereichende.
- (2) Im Kollisions-Vorsichtsbereich befindliche vordere Stemmbeine sowie Stemmbeine im Zustand Stemmerweiterung, deren Stemmphase nicht verlängert werden soll.
- (3) Stemmbeine im Zustand Stemmen, deren Stemmphase verkürzt werden soll.

Dann werden die Prioritätsstufen der Reihe nach abgearbeitet. Sind alle ipsilateralen Nachbarbeine in der Stemmphase und ist die statische Stabilität der Maschine¹⁴ beim Abheben des Beines noch gewährleistet, erhält das Bein den Befehl *Schwingphase starten* und wird als in der Schwingphase befindlich markiert, ansonsten verbleibt es in der Stemmphase.

Fällt die statische Stabilität der Maschine unter eine Sicherheitsgrenze von 10 mm, werden wie im Kollisions-Problembereich alle Stemmbeine angehalten, bis die statische Stabilität entweder durch Aufsetzen weiterer Beine oder durch die Anpassung der Allgmein-trajektorie wieder ansteigt. Die Stemmbeine müssen ebenfalls angehalten werden, wenn ein Stemmbein in den Zustand Stembereichende übergeht, da dieses Bein seine Stemmphase nicht weiterführen kann und offensichtlich den Übergang in die Schwingphase verwehrt bekommt. Erst wenn dieses Bein seine Schwingphase beginnt, können die anderen Beine weiterstemmen.

Neben der Kollision zweier Beine muss die Koordination noch eine weitere Ausnahmesituation den höheren Ebenen melden. Geht ein Bein in den Zustand Schwingbereichende über, war entweder die Suche nach einem Fußaufsatzpunkt oder der Versuch, ein Hindernis zu übersteigen nicht erfolgreich. Die Beinkoordination hält dann alle Beinphasen an und meldet die Ausnahme *Arbeitsbereichsende*. Im Gegensatz zur Ausnahme *Kollision* wird hier die Maschinenphase aber nicht angehalten, so dass durch Änderungen der Allgmein-trajektorie das betreffende Bein möglicherweise wieder aus dem Zustand Schwingbereichende gelangen kann, was die Ausnahme beenden würde. Ist dies jedoch nicht der Fall, kann eine höhere Ebene (z.Zt. der menschliche Bediener) der Beinkoordination entweder *Zurücksetzen* oder *Neustart* befehlen, um die Ausnahme zu beenden.

Der Befehl *Zurücksetzen* an die Beinkoordination bewirkt in der Ausnahme *Arbeitsbereichsende* sofort den Befehl *Schwingphase zurücksetzen* an alle Beine; ansonsten hat er die gleiche Wirkung wie der Koordinationsbefehl *Laufen* (s.u.). Alle Beine führen nun einen Übergang aller Teiltrajektorien mit einer Dauer von 0.001 Perioden durch; d.h. man kann LAURON auf der Stelle die Richtung wechseln lassen, ohne auf ein langsames Abbremsen und entgegengesetztes Beschleunigen zu warten. Darüber hinaus wechseln alle Schwingbeine in den Zustand Schwingen und führen eine komplette unkomprimierte Schwingphase zum Punkt des letzten Schwingphasenstarts durch, also in Richtung des letzten bekannten Punktes mit Boden unter dem Fuß. Dieser Befehl wird somit benutzt, um bei unüberwindlichen Hindernissen zurückzusetzen, damit ein anderer Weg eingeschlagen werden kann.

Beim Koordinationsbefehl *Neustart* wird die Maschine sozusagen neu initialisiert. Während dieser Reinitialisierung meldet die Beinkoordination die Ausnahme *Neustart im Gange*

¹⁴Zur Berechnung der statischen Stabilität siehe Abschnitt 2.2, wobei die Weltkoordinaten der Beine Verwendung finden

nach oben. Die Beine erhalten nacheinander den Befehl *Neustart*, wobei zuerst alle bezüglich der Kollision kritischen Vorderbeine, dann alle kritischen Hinterbeine, anschließend alle Schwingbeine und schließlich die noch verbliebenen Beine an der Reihe sind. Die Beinphasen aller Beine, die nicht an der Reihe sind, werden angehalten und auch deren Ist-Phasenverschiebung nicht geändert wie sonst beim Anhalten üblich¹⁵. Beim Eintreffen des *Neustart*-Befehls beginnt das Bein eine Schwingphase zum Stemmphasenmittelpunkt, also dem Punkt, an dem das Bein nach der Initialisierung der Steuerung steht. Während dieser Schwingphase sind alle Sensorinformationen abgeschaltet; sie endet, wenn die Beinphase die Grenze St_s überschreitet, egal, ob dort Bodenkontakt herrscht oder nicht. Das Bein geht in die Stemmphase über und macht einen Phasensprung zu $\phi_i(t) = 0$; die Beinkoordination stellt die Ist-Phasenverschiebung des Beines auf $\Delta\phi_i^I = 0$. Nachdem alle Beine an der Reihe waren, meldet die Beinkoordination die Ausnahme *Neustart beendet* und hält sowohl die lokalen Beinphasen als auch die Maschinenphase an. Beim Eintreffen des nächsten Koordinationsbefehls wird die Ausnahmemeldung aufgehoben und entsprechend des Befehls gehandelt. Während die Ausnahme *Neustart im Gange* nach oben gemeldet wird, führt auch die Haltungskontrolle alle Werte auf die Vorgabewerte zurück (s.u.).

Der innere Zustand der Beinkoordination kann nun wie auch der Zustand der Einzelbeine durch ein Zustandsübergangsdiagramm dargestellt werden (Abbildung 4.18). Dieses besteht aus den folgenden fünf Zuständen:

- Normalbetrieb: Dies ist der Normalfall. Alle Beinphasen laufen entsprechend der Maschinenphase, welche sich nach der vom Bediener eingestellten Periodendauer T richtet.
- Stop in Stemmphase: Dieser Zustand wird eingenommen, wenn die Stabilität der Maschine zu gering ist, zwei Beine in den Kollisions-Problembereich eintreten oder ein Bein im Zustand Stembereichende ist. Dabei werden die Beinphasen aller Stemmbeine angehalten und deren Ist-Phasenverschiebung rückwärtsgedreht.
- Stop außer Schwingerweiterung: Dieser Zustand wird eingenommen, wenn ein Bein im Zustand Kollisionsreaktion ist oder schon eine längere Zeit im Zustand Bodensuche verweilt. Hier werden die Beinphasen aller Stemmbeine, sowie die aller „normalen“ Schwingbeine im Zustand Schwingen angehalten und deren Ist-Phasenverschiebung entsprechend zurückgedreht.
- Lokaler Stop: In diesem Ausnahmezustand stehen alle Beinphasen still, weshalb auch an den Ist-Phasenverschiebungen nichts geändert wird. Entweder hat ein Bein in den Zustand Schwingbereichende gewechselt (Ausnahme *Arbeitsbereichsende*) oder zwei Beine sind sich zu nahe gekommen (Ausnahme *Kollision* oder *Abbruch*) oder aber der Neustart wurde beendet (Ausnahme *Neustart beendet*).
- Neustart: Während des Neustarts wird dieser Zustand eingenommen. Nur die Beinphase des aktuell neu startenden Beines läuft; die Ist-Phasenverschiebungen der anderen Beine bleiben konstant (Ausnahme *Neustart im Gange*).

Die Übergänge sind sind folgendermaßen definiert:

- (a) Vom Koordinationszustand Normalbetrieb wird zu Stop in Stemmphase gewechselt, wenn die statische Stabilität der Maschine unter die Grenze von 10 mm fällt, ein Bein in den Zustand Stembereichende wechselt, oder zwei Beine in den Kollisions-Problembereich eintreten.

¹⁵Entspricht unten dem Koordinationszustand Neustart.

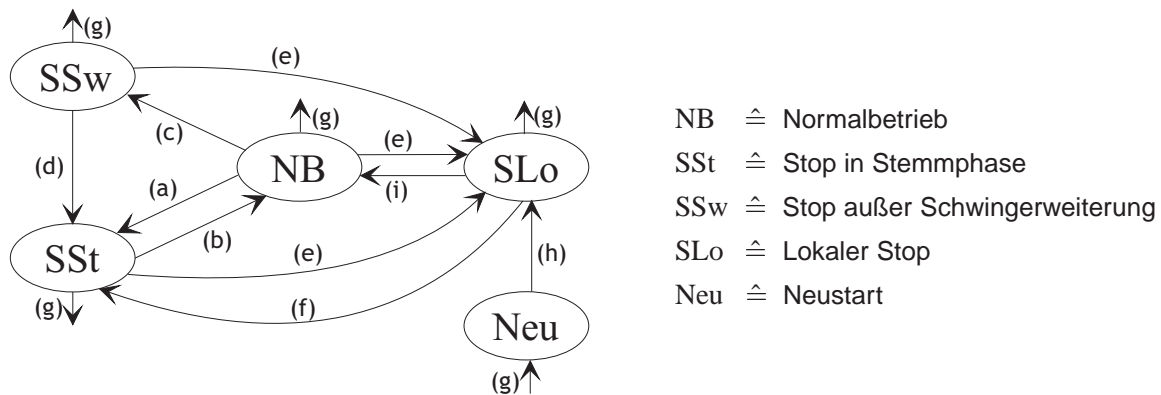


Abbildung 4.18: Zustandsübergangsdiagramm der Beinkoordination

- (b) Vom Koordinationszustand Stop in Stemmphase wird zurück zu Normalbetrieb gewechselt, wenn keiner der unter (a) aufgeführten Problemfälle mehr vorliegt.
- (c) Der Koordinationszustand Normalbetrieb wird nach Stop außer Schwingerweiterung verlassen, wenn ein Bein entweder im Beinzustand Kollisionsreaktion oder schon mehr als 0.1 Perioden im Zustand Bodensuche ist¹⁶.
- (d) Geht ein Bein während des Koordinationszustands Stop außer Schwingerweiterung in die Stemmphase über und erfüllt kein Bein mehr die Bedingungen unter (c), wird in den Zustand Stop in Stemmphase gewechselt. Falls dann die Bedingungen unter (b) gelten, wird im gleichen Augenblick weiter zu Normalbetrieb gesprungen.
- (e) Tritt eine Ausnahmesituation ein (ein Bein wechselt in Beinzustand Schwingbereichende oder zwei Beine sind im kritischen Kollisions- oder gar dem Abbruch-Bereich), wird der Koordinationszustand Lokaler Stop eingenommen und die entsprechende Ausnahme gemeldet.
- (f) Liegt die Ausnahme *Arbeitsbereichsende* vor und kein Bein ist mehr im Beinzustand Schwingbereichende, wird die Ausnahme beendet und zum Koordinationszustand Stop in Stemmphase gewechselt¹⁷. Gelten die Bedingungen unter (b), so wird auch hier sofort zum Zustand Normalbetrieb gesprungen.
- (g) Beim Koordinationsbefehl *Neustart* wird aus allen Zuständen in den Zustand Neustart gewechselt und die Neustart-Prozedur durchlaufen (Ausnahme auf *Neustart im Gange*, alle Beine nacheinander neu starten), es sei denn die Ausnahme *Abbruch* liegt vor.
- (h) Der Zustand Neustart wird verlassen, wenn entweder zwei Beine den Kollisions-Abbruch-Bereich betreten (Ausnahme *Abbruch*) oder der Neustart beendet wurde (Ausnahme *Neustart beendet*).
- (i) Liegt die Ausnahme *Neustart beendet* vor und der Koordinationsbefehl ändert sich, so wird wieder der Zustand Normalbetrieb eingenommen und die Ausnahme beendet.

Der Koordinationszustand bestimmt ausschließlich das Voranschreiten der Beinphasen; die Maschinenphase wird indirekt über die Ausnahmen und den Koordinationsbefehl gesteuert. Sie steht bei den Ausnahmen *Kollision*, *Abbruch* und *Neustart beendet* still und dem Koordinationsbefehl *Halt*. Im Folgenden sind alle verfügbaren Koordinationsbefehle

¹⁶Tritt einer der beiden Fälle im Zustand Stop in Stemmphase ein, findet kein Zustandswechsel statt.

¹⁷Dieser Zustandswechsel findet insbesondere bei Ausführung des Koordinationsbefehls *Zurücksetzen* statt.

aufgelistet. Dabei ist zu beachten, dass der Koordinationsbefehl mit dem Koordinationszustand und den Ausnahmen mittels UND verknüpft ist; d.h. damit eine Beinphase bzw. die Maschinenphase weiterläuft, muss dies sowohl der Zustand, die Ausnahme als auch der Befehl erlauben.

Halt: Die Gesamtphase wird angehalten, so dass sich LAURON nicht mehr bewegt.

Lokaler Halt: Alle Beinphasen werden angehalten, die Gesamtphase läuft jedoch weiter.

Halt in Stemmphase: Nur die Beinphasen der Stemmbeine werden angehalten.

Laufen: LAURON bewegt sich normal fort; sowohl die Gesamtphase als auch die Beinphasen laufen weiter.

Zurücksetzen: Dient der Ausnahmebehandlung der Ausnahme *Arbeitsbereichsende*.

Neustart: Reinitialisiert LAURON.

Mit Hilfe der hier vorgestellten Zustandsautomaten für die Beinkoordination und die jeweiligen Beine ist die Koordination der Beine auch in Problemsituationen möglich. Den höheren Ebenen bleiben die in unebenem Gelände zur Normalität gehörenden Probleme der einzelnen Beine wie Reaktion auf eine Kollision oder Suche nach Bodenkontakt weitestgehend verborgen. Erst größere Probleme, die einer strategischen Entscheidung bedürfen, werden den höheren Steuerungsebenen über die Meldung einer Ausnahme mitgeteilt. Diese höhere Ebene stellt z.Zt. der menschliche Bediener an der Benutzerschnittstelle dar.

Eine weitere Entscheidungshilfe, die bisher noch nicht erwähnt wurde, ist die Beurteilung der Untergrundbeschaffenheit. Der Untergrund wird mit Hilfe einer Variablen *UB* mit Punkten zwischen 0 (sehr uneben und zerklüftet) und 100 (eben) bewertet. Hat das Bein während der Schwingphase eine Kollision, so werden 5 Punkte von *UB* abgezogen; dabei spielt es keine Rolle, ob nur eine oder mehrere Kollisionen hintereinander stattfinden. Bei der Suche nach Bodenkontakt wird hingegen differenzierter vorgegangen. Es wird eine Toleranzzeit von 0.1 Perioden festgelegt. Solange die Suchdauer unter dieser Toleranzgrenze liegt wird nichts abgezogen. Wird die Toleranzgrenze überschritten, wird ein Toleranzzähler *TZ* auf 1 gesetzt, der bei jeder weiteren vergangenen Toleranzzeit um 1 erhöht wird. Der Bewertung des Untergrundes wird nun ständig erniedrigt, wobei darauf geachtet wird, dass *UB* durch einen relativ kurzen Suchvorgang nur beeinflusst wird, wenn *UB* noch eine hohe Wertung besitzt (dauert die Suche eine Periode, also $TZ = 10$, wird *UB* auf maximal 50 erniedrigt). Der neue Wert von *UB* wird mit Hilfe der folgenden Formel berechnet, wobei *a* die vergangene Zeit der Beinphase darstellt:

$$UB = UB - \max(0, TZ - \frac{100 - UB}{5}) \cdot a \quad (4.12)$$

Der Wert von *UB* wird dagegen um 0.5 erhöht, falls ein Bein in die Stemmphase übergeht und dabei die Toleranzgrenze noch nicht überschritten hat. Diese Beurteilung ist aber noch nicht ganz ausgereift und wird erst dann richtig interessant, wenn auch strategische Entscheidungen maschinell getroffen werden.

Einen Nachteil hat der Koordinationsmechanismus: Werden Beine auf Grund von Koordinationsmaßnahmen angehalten, während gerade ein Parameterübergang stattfindet, so kann der Gleichlauf der Stemmbeine nicht mehr aufrechterhalten werden, da für einige Beine die Zeit still steht, für andere hingegen nicht. Je nach Ausmaß des Parameterübergangs und der durch die Koordination entstandenen Zeitdifferenz der Beine stemmen die Beine mit unterschiedlicher Geschwindigkeit, was Verspannungen der Beine untereinander bewirkt.

Zu lösen wäre dieses Problem, indem den Beininstanzen mitgeteilt wird, dass sie angehalten werden, andere Beine aber weiterlaufen dürfen und sie in diesem Fall mit Hilfe der Maschinenphase den Parameterübergang der Einzelbeintrajektorien vorantreiben.

4.2.3 Folgegang

Die Beinkoordination hat noch eine weitere Aufgabe: die Unterstützung des Folgegangs. Beim Folgegang, der über einen Parameter jederzeit zu- und abgeschaltet werden kann, werden Höheninformationen der Umgebung gespeichert und den einzelnen Beinen beim Start der Schwingphase als Offset übergeben, so dass nachfolgende Beine möglichst keine Suche oder Kollisionsreaktion mehr durchführen brauchen.

Hierzu wird ein durch 25 mm-Quadrate gerastertes Umweltmodell mit einer Ausdehnung von 1000 mm in x- sowie y-Richtung herangezogen; die Genauigkeit der gespeicherten Höheninformation wird mit 20 mm festgelegt. Geht ein Bein in die Stemmphase über, so werden dessen Weltkoordinaten ins Umweltmodell eingetragen. Bewegt sich die Maschine vorwärts, seitwärts oder in der Höhe, so wird das Umweltmodell entsprechend mitbewegt. Dabei werden Drehungen im Augenblick nicht unterstützt; d.h. im Folgegangmodus darf keine Rotation um die z-Achse erfolgen. Soll ein Bein nun in die Schwingphase übergehen, so wird dessen voraussichtlicher Aufsetzpunkt berechnet und anhand des Umweltmodells die Höheninformation an dieser Stelle ausgelesen. Da es sehr unwahrscheinlich ist, dass dieses Bein exakt einen Punkt trifft, der zuvor schon von einem anderen Bein besucht wurde, werden die Höheninformationen innerhalb eines bestimmten Einflussradius nach Entfernung gewichtet miteinbezogen. Diese Höheninformation wird dem Bein im Augenblick des Schwingphasenstarts mitgeteilt, so dass diese bei der Erzeugung der Schwingphasen-Erweiterungstrajektorie Th^E berücksichtigt werden kann. Da die Maschinenbewegung während der Schwingphase dieses Beines in die Berechnung des voraussichtlichen Aufsetzpunktes mit eingegangen ist, kann es zum einen durch Änderung der Laufparameter und zum anderen durch Anhalten der Stemmbeine während der Durchführung der Schwingphase dazu kommen, dass der Aufsetzpunkt nicht ganz erreicht wird. Deshalb wird in der Mitte der Schwingphase der Aufsetzpunkt nochmals kontrolliert und bei einer möglichen Abweichung die Offset-Differenz an das Bein übermittelt. Da diese Differenz normalerweise eher gering ist, weil bei der Höhenberechnung immer ein ganzer Bereich Berücksichtigung findet, wird diese direkt zur Teiltrajektorie Th hinzuaddiert.

4.3 Haltungskontrolle

In diesem Abschnitt wird nun die Allgemaintrajektorie vorgestellt, die sich auf alle Beine auswirkt und zur Regelung der Zentralkörperhaltung dient. Die Allgemaintrajektorie ergänzt die jeweiligen Einzelbeintrajektorien zu den endgültigen Beintrajektorien, die anschließend mit Hilfe der Beinkinematik in die Gelenkwinkeltrajektorie zur Ansteuerung der Motoren umgerechnet wird. Grundlage der Allgemaintrajektorie sind die an der Benutzerschnittstelle festgelegten Körperfreiheitsgrade zur Translation t_x, t_y, t_z entlang und Rotation r_x, r_y, r_z um die Koordinatenachsen. Die beiden Rotationen r_x und r_y nehmen dabei eine Sonderstellung ein, denn sie werden nicht auf direkte Weise angegeben, sondern indirekt als Neigungswinkel n_x und n_y des Zentralkörpers, entweder bezüglich der Untergrundes oder bezüglich

der Welt. Wie bei der Beschreibung der Koordination schon angesprochen, arbeiten die im Folgenden vorgestellten Regelungen alle auf Basis der Maschinenphase als Zeitgeber. Wird die Maschinenphase in der Koordination angehalten, so findet keine weitere Anpassung der Allgemeintrajektorie statt.

4.3.1 Körperneigung

Die Regelung der Körperneigung hat die Aufgabe, den Zentralkörper, wenn möglich, auf die vorgegebenen Soll-Neigungswinkel auszuregulieren. Mit Hilfe der Neigungssensoren kann die Ist-Körperneigung bezüglich der Welt bestimmt werden, mit zusätzlicher Unterstützung der Lauronkoordinaten der Stemmbeine auch die Ist-Körperneigung bezüglich des Untergrundes (vgl. Anhang E). Je nach Wahl des Bezugssystems kann somit die Soll-Ist-Differenz ($\Delta n_x, \Delta n_y$) der Neigungswinkel berechnet werden, welche die Grundlage der angewandten Regelung darstellt. Bei dieser Regelung wird unabhängig vom Bezugssystem die Neigung von LAURON bezüglich der Welt auf $\pm 30^\circ$ beschränkt, um ein Umkippen zu vermeiden. Die Regelung selbst wird durch Addition eines zur Soll-Ist-Differenz und zu den Fußpunktkoordinaten im Symmetriekoordinatensystem $(x_i, y_i, z_i)_{SKS}^T$ proportionalen Faktors zur Federhöhe Fz_i erreicht (Regelungsfaktor a):

$$Fz_i = Fz_i + \Delta n_x \cdot x_i^{SKS} \cdot a \quad (4.13)$$

$$Fz_i = Fz_i + \Delta n_y \cdot y_i^{SKS} \cdot a \quad (4.14)$$

Anschließend werden die Federhöhen mit Hilfe eines konstanten Faktors in Richtung 0 geregelt, falls die Federhöhen aller Stemmbeine das gleiche Vorzeichen aufweisen, um die Kopplung der Federhöhen zu erreichen (vgl. Abschnitt 4.1.5).

4.3.2 Rotation

Nachdem die Rotationen r_x und r_y schon durch die Körperneigung abgedeckt sind, bleibt noch die Rotation r_z zu behandeln, die dem Bediner der Vollständigkeit halber ebenfalls zur Verfügung gestellt wird¹⁸. Bei einer Änderung des Wertes in t_0 von r_z^{alt} zu r_z^{neu} muss nur ein kontinuierlicher Übergang zum neuen Wert gefunden werden. Hierzu wird eine Übergangsdauer Δt festgelegt, wodurch das Ende des Übergangs bei $t_1 = t_0 + \Delta t$ liegt. Als Übergangsfunktion wählen wir den Verlauf von $f(x) = x^3$ im Intervall $[0, 1]$, was mit $0 = t_0$ und $1 = t_1$ zu folgender Funktion führt:

$$r_z(t) = \begin{cases} r_z^{alt} & t < t_0 \\ r_z^{neu} + (r_z^{alt} - r_z^{neu}) \cdot (1 - (\frac{t-t_0}{\Delta t})^3) & t_0 \leq t \leq t_1 \\ r_z^{neu} & t > t_1 \end{cases} \quad (4.15)$$

4.3.3 Körperhöhe

Über die Benutzerschnittstelle wird eine bestimmte Soll-Körperhöhe t_z vorgegeben, bei deren Änderung wie im letzten Abschnitt beschrieben verfahren wird. Durch die Suche nach

¹⁸Der Zentralkörper kann durch die Benutzung der Beine in der z-Achse gedreht werden.

Bodenkontakt oder die Kollisionsreaktion eines Beines kommt das einzelne Bein aber sehr schnell an seine Arbeitsbereichsgrenze. Deshalb wird in einem solchen Fall die Soll-Körperhöhe verlassen, um den Zentralkörper unterstützend einzusetzen. Um ein Hindernis zu überwinden, muss man den Zentralkörper anheben bzw. um eine Vertiefung zu erreichen, diesen absenken, damit dem betroffenen Bein ein größerer Aktionsradius zur Verfügung steht. Normalisiert sich die Situation anschließend, so wird langsam wieder zur Soll-Körperhöhe übergegangen.

Nähert sich nun ein Bein an seine obere bzw. untere Arbeitsbereichsgrenze und nähert sich kein anderes Bein im gleichen Moment der entgegengesetzten Grenze, so wird die Körperhöhe mit Hilfe eines konstanten Faktors nach oben bzw. unten geregelt. Liegen dann alle Beine gut innerhalb des senkrechten Arbeitsbereiches, wird die Rückführung zur Soll-Körperhöhe mit Hilfe der Funktion aus (4.15) begonnen. Ändert sich die Soll-Körperhöhe, so wird die Rückführung zu dieser neuen Soll-Körperhöhe eingeleitet. Während des Übergangs zur Soll-Körperhöhe kann dann jederzeit wieder die Regelung auf Grund des Arbeitsbereiches eintreten. Auf diese sehr einfache Weise kann der gesamte Körper zur Bewältigung unterschiedlicher Situationen eingesetzt werden.

4.3.4 Stabilität

Die statische Stabilität der Maschine hängt von der Position des Körperschwerpunktes bezüglich der Fußpunkte der Stemmbeine ab. Die Beincoordination hält die Stemmbeine von LAURON an, wenn die statische Stabilität unter 10 mm abfällt. Damit diese für die Maschine gefährliche Situation erst gar nicht eintritt, wird nun mit Hilfe der Translationsparameter t_x, t_y, t_z der Körperschwerpunkt derart verschoben, dass ständig ein angemessener Stabilitätsrand besteht.

Fällt nun die statische Stabilität bei der Berechnung in der Beincoordination unter die Grenze von 100 mm, wird ein auf die Länge von 100 mm beschränkter Korrekturvektor $(k_x, k_y, 0)^T_{WKS}$ im Weltkoordinatensystem in Richtung Schwerpunkt der konvexen Hülle der Stemmbeine zur Verfügung gestellt; ist die statische Stabilität größer als 100 mm, wird der Nullvektor ausgegeben. Dieser Vektor wird anschließend ins Lauronkoordinatensystem umgerechnet $(k_x, k_y, k_z)^T_{LKS}$ und dient in der Haltungskontrolle der Verschiebung des Körperschwerpunktes. Hierzu wird ähnlich den obigen Regelungen mit jeder der Komponenten der Translation t_x, t_y, t_z verfahren. Ist die Komponente $k_i^{LKS} \neq 0$ mit $i \in x, y, z$, wird die Translationskomponente t_i mit Hilfe eines Regelungsfaktors b angepasst:

$$t_i = t_i + k_i^{LKS} \cdot b \quad (4.16)$$

Ist die Komponente $k_i^{LKS} = 0$, so wird t_i nach der Funktion in (4.15) auf den Soll-Wert zurückgeführt. Die Änderung des Soll-Wertes wird auf die gleiche Weise gehandhabt.

Hierbei sind aber gewisse Einschränkungen zu beachten. Nähert sich ein Bein dem Arbeitsbereichsende in der Korrekturrichtung, so wird die Korrektur ausgesetzt. Die Körperhöhe t_z wird nur geregelt, wenn die Körperhöhenregelung aus dem letzten Abschnitt nichts zu regeln hat; die Körperhöhenregelung hat also Vorrang.

Um die Stabilität der Maschine an Steigungen zu erhöhen, wird bei der Stabilitätsberechnung ein spezieller „Bergmodus“ ab einer Steigung von mehr als 8° eingeführt. Dabei wird die Grenze von 100 mm auf 50 mm gesenkt und die konvexe Hülle der Stemmbeine

50 mm unter deren Schwerpunkt parallel zur „Bergkuppe“ durchgeschnitten und nur mit der Bergseite der konvexen Hülle weitergerechnet. Auf diese Weise wird in Gefällen eine Verlagerung des Maschinenschwerpunktes in Richtung des Bergs erreicht. Läuft LAURON den Hang hinunter, wird der Schwerpunkt nach hinten verlagert, beim Hochlaufen nach vorne.

4.3.5 Die Beintrajektorie

Die hier vorgestellten Methoden zur Haltungskontrolle stellen in der Summe die Allgemeintrajektorie zur Verfügung. Diese besteht aus der Translation $A(t) = (t_x(t), t_y(t), t_z(t))^T$, wobei deren Komponenten durch die Stabilitäts- und Körperhöhenregelung beeinflusst werden, der Rotation $r_z(t)$ und der globalen Federhöhenregelung zur Neigungskontrolle und Federhöhenkopplung. Die Federhöhe ist über die Gleichungen (4.11) und (4.10) schon in die Einzelbeintrajektorie $E_{SKS}(\phi_i)$ integriert. Diese Einzelbeintrajektorie wird folgendermaßen zur kartesischen Beintrajektorie im Symmetriekoordinatensystem $B_{SKS}(t)$ ergänzt:

$$B_{SKS}(t) = R_z(\text{Td}_i(\phi_i(t)) + r_z(t)) \cdot (A(t) + {}^{SKS}T_{BKS_i} + E_{BKS_i}(\phi_i(t)) + S_{BKS_i}(\phi_i(t))) \quad (4.17)$$

4.4 Praxiseinsatz

Nach der Vorstellung der entwickelten Steuerung soll in diesem Abschnitt der Einsatz dieser Steuerung in der Praxis getestet werden. Gleich bei der ersten Inbetriebnahme der Steuerung wurde ein in der Theorie nicht berücksichtigter Aspekt offensichtlich. Wenn ein Bein in die Schwingphase übergeht, dauert es eine gewisse Zeit, bis das Bein vom Boden abhebt und der Beinkontaktzustand in der Luft eingenommen ist. Ebenso verhält es sich bei einer Kollision, bis sich das Bein vom Hindernis gelöst hat. Deshalb muss die Beininstanz nach dem Übergang in die Beinzustände Schwingen und Kollisionsreaktion sowie nach der Weiterführung der Schwingphase den Beinkontaktzustand für eine gewisse Zeit ignorieren, damit nicht sofort die Weiterführung der Schwingphase oder eine erneute Kollisionsreaktion ausgelöst wird. Als Grenze für die Unterdrückung des Beinkontaktzustands Bodenkontakt wird bei den Schwingbewegungen der Kulminationspunkt der Teiltrajektorie Th gewählt (Schwingphasenmitte); die Unterdrückung des Beinkontaktzustands Kollision bei der Kollisionsreaktion wird auf das Ende der Rückwärtsbewegung gelegt (Ablauf des ersten Viertels der Kollisionsreaktion).

Als nächstes fiel auf, dass bei einer Verkürzung der Periodendauer und somit Erhöhung der Laufgeschwindigkeit die Beine in der Schwingphase teilweise von der vorgegebenen Trajektorie abweichen. In Abbildung 4.19 sind Soll- und Ist-Koordinaten einander gegenübergestellt. In der x-Koordinate sind kaum Abweichungen zu erkennen, wohl aber in der y- und z-Koordinate. Beim Anheben und Absenken des Beines folgt die Ist-z-Koordinate nur verzögert der Soll-Vorgabe; zu den gleichen Zeitpunkten weist die Ist-y-Koordinate größere Abweichungen vom Soll auf.

Um dies näher zu untersuchen, ist in Abbildung 4.20 der entsprechende Soll-Ist-Winkelverlauf aufgetragen. α - und γ -Gelenk können dem Soll-Winkelverlauf bis auf kleine unvermeidliche Schwankungen folgen, aber das β -Gelenk hat mitunter große Probleme, der Soll-Trajektorie nachzukommen. Hierzu ist in Abbildung 4.21 noch die β -Winkelgeschwindigkeit β' aufgetragen. Man kann erkennen, dass die Endgeschwindigkeit in diesem Fall

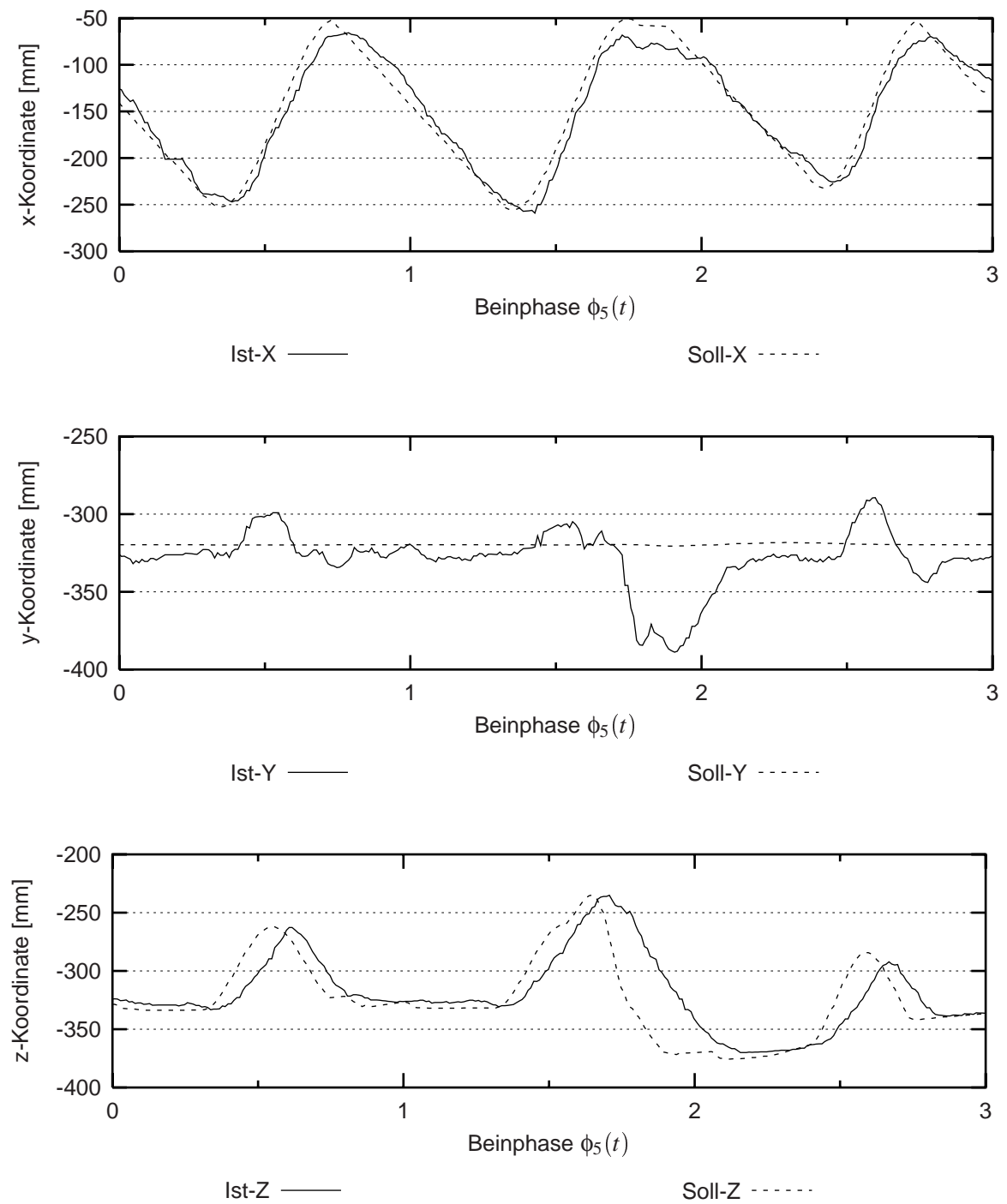


Abbildung 4.19: Soll-Ist-Vergleich der Beinkoordinaten

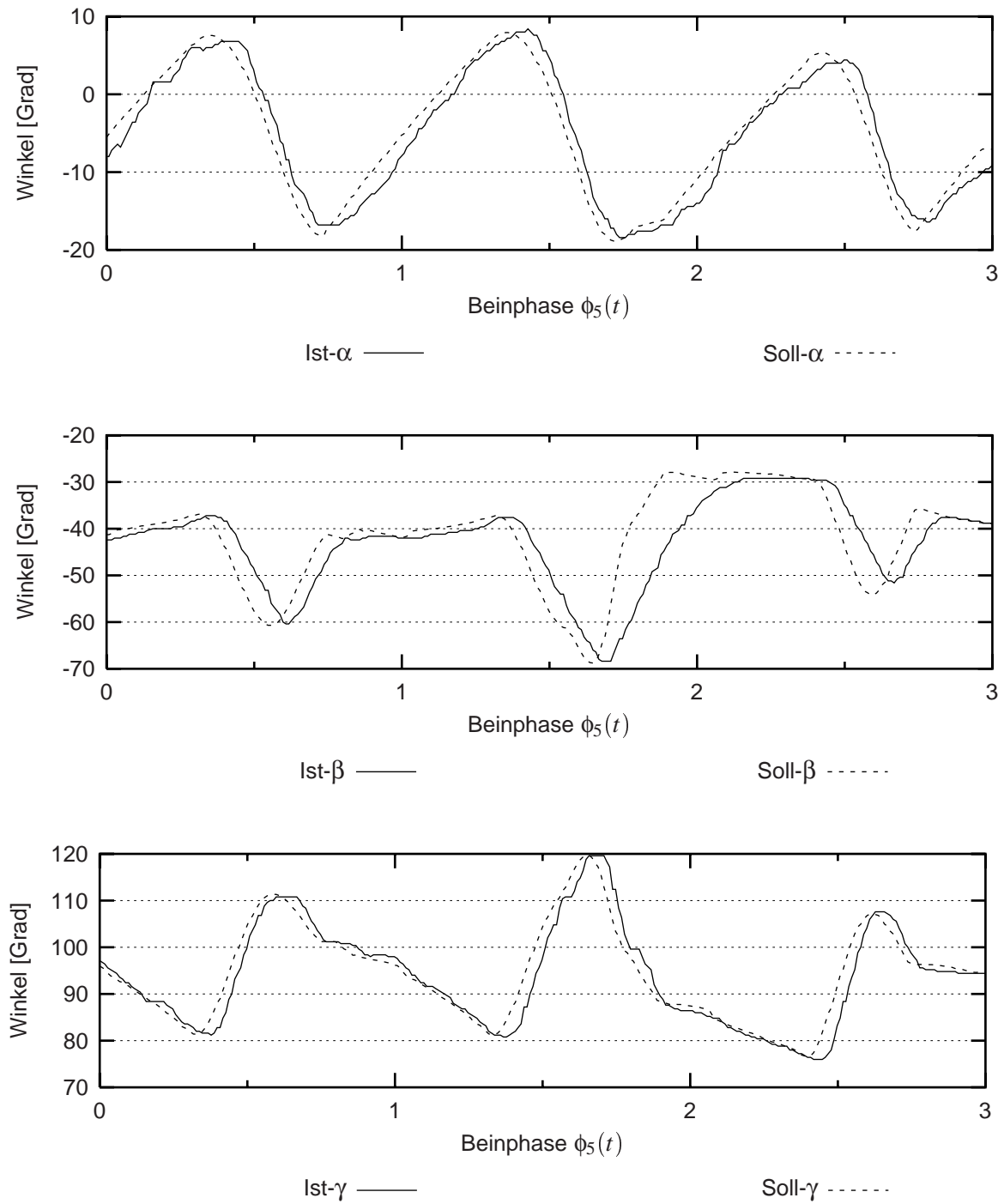
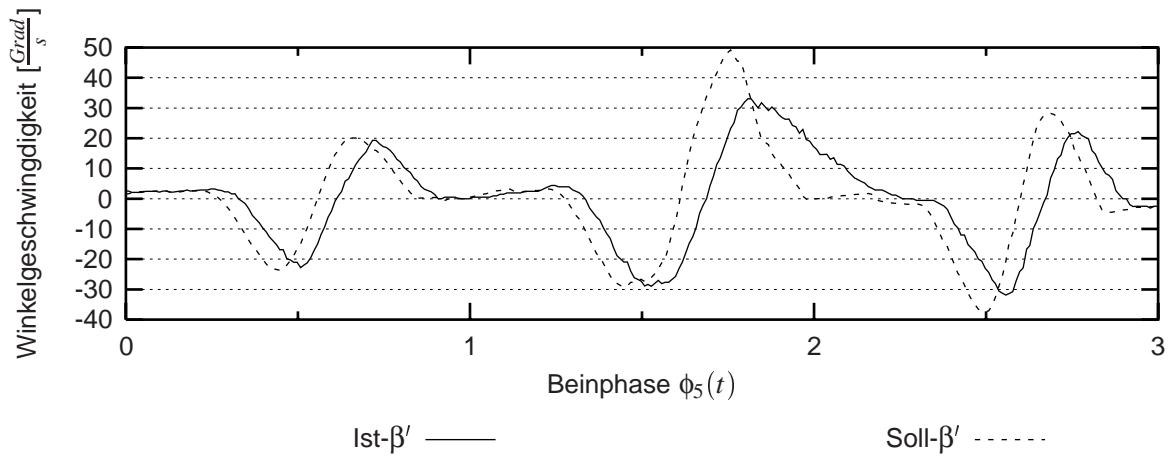
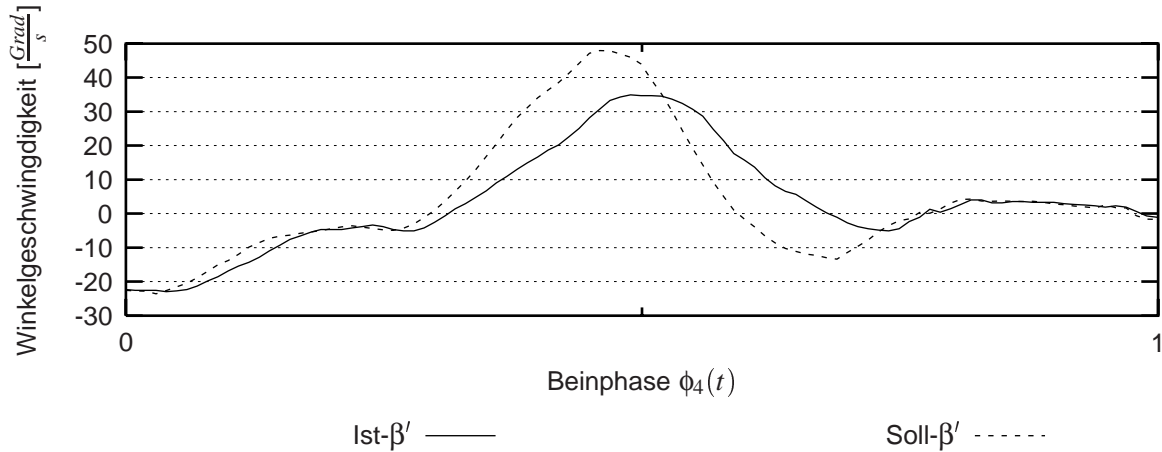


Abbildung 4.20: Soll-Ist-Vergleich der Beingelenkwinkel

Abbildung 4.21: Soll-Ist-Vergleich der β -Winkelgeschwindigkeit

nicht das Problem darstellt, sonst wäre die Gelenkgeschwindigkeit an den Problemstellen konstant. Vielmehr fehlt die notwendige Beschleunigung, um die schnellen Geschwindigkeitswechsel durchzuführen. Weitere Versuche zeigen, dass das β -Gelenk auf eine Maximalgeschwindigkeit von ungefähr 35°s^{-1} beschränkt ist. In Abbildung 4.22 bleibt die Ist- β -

Abbildung 4.22: Weiterer Versuch zur β -Winkelgeschwindigkeit

Winkelgeschwindigkeit bei 35°s^{-1} konstant, obwohl der Soll-Wert noch bei über 40°s^{-1} liegt. Somit kann festgestellt werden, dass der Motor am β -Gelenk zum einen eine viel zu geringe Beschleunigung aufweist und zum anderen die Maximalgeschwindigkeit zu klein ist, um die geforderten Beintrajektorien abzufahren.

Nun ist zu erörtern, was der Motor leisten müsste, um den Anforderungen gerecht zu werden. Die Periodendauer liegt in obigen Versuchen bei $T = 5 \text{ s}$, die Schrittlänge vorwärts bei $S_V = 180 \text{ mm}$ und der Belastungsfaktor bei $\beta = 0.5$. Somit beträgt die Geschwindigkeit von LAURON $v_{\text{lauron}} = \frac{S_V}{T \cdot \beta} = 78 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$; es wird aber eine Geschwindigkeit von $500 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ angestrebt (siehe Abschnitt 2.4). Der Belastungsfaktor ist schon minimal und die Schrittlänge ist nahezu maximal, denn LAURON hat einen Beinabstand von knapp $S_V = 200 \text{ mm}$. Um die $500 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ zu erreichen, müsste die Periodendauer somit auf 0.8 s reduziert werden,

was einen um mindestens Faktor 6.8 schnelleren β -Motor voraussetzen würde. Um auch die Spitzengeschwindigkeiten der Soll- β' -Werte aus den Abbildungen 4.21 und 4.22 von 50° s^{-1} entsprechend erreichen zu können, bräuchte man sogar einen knapp 10-mal schnelleren β -Motor, wobei hier die anderen Motoren nicht berücksichtigt sind.

Der γ -Motor ist mit dem β -Motor bis auf die Übersetzung (γ 1:14, β 1:43) identisch. Wird am β -Gelenk nun die gleiche Übersetzung gewählt, sollte er ungefähr die 3-fache Endgeschwindigkeit (107° s^{-1}) erreichen. Damit dürften bei einer Periodendauer von $T = 2.5 \text{ s}$ keine Probleme mehr auftauchen, auch wenn obige Spitzengeschwindigkeiten im β -Gelenk notwendig werden. In strukturiertem Gelände kann als maximale Periodendauer $T = 2 \text{ s}$ erwartet werden, womit die Maximalgeschwindigkeit der Maschine mit $200 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ anzugeben wäre.

Alle weiteren Experimente wurden mit einer Periodendauer von $T = 10 \text{ s}$ durchgeführt, um einen negativen Einfluss durch den langsamen β -Motor auszuschließen. Nun musste die Steuerung ihre Leistung beim Überwinden von Hindernissen zeigen. Kleine Hindernisse bis zur Höhe von 10 cm stellten für die Steuerung keinerlei Problem dar. Stieß ein Bein an ein Hindernis, wurde die Kollision erkannt und eine Kollisionsreaktion initiiert. Je nach vorgegebener Schritthöhe und Höhe der Kollision genügte diese schon, um das Bein auf das Hindernis zu stellen und weiterzulaufen. Bei größeren Hindernissen kollidierte das Bein mehrmals mit dem Hindernis, was ein sukzessives Anheben des Beines zur Folge hatte, so dass die Haltungskontrolle auch den Zentralkörper anhob. Bis zu einer Hindernishöhe von etwa 25 cm konnte das Hindernis auf diese Weise Bein für Bein in waagrechtter Haltung überstiegen werden. Sobald das erste Bein auf dem Hindernis stand, schob die Stabilitäts-Haltungskontrolle den Zentralkörper in Richtung Hindernis, auf Grund der Aktivierung des Bergmodus.

Bei Hindernissen, die größer als 25 cm waren, konnte das Hindernis nicht mehr in waagrechtter Haltung überquert werden, da der Höhenunterschied zwischen den vorderen Beinen auf dem Hindernis und den hinteren Beinen vor dem Hindernis zu groß wurde. Durch Umstellung des Neigungsmodus auf „Orientierung zum Untergrund“ bekamen die hinteren Beine wieder die notwendige Freiheit, um ebenfalls auf das Hindernis zu steigen. In diesem Fall versuchte die Stabilitäts-Haltungskontrolle, den Zentralkörper abzusenken, weil der Korrekturvektor im Lauronkoordinatensystem eine Komponente entgegen der z-Achse aufwies. Dies rief bei höheren Hindernissen einen unschönen Effekt hervor: Je höher das Hindernis war, desto näher wurde der Körper an das Hindernis gedrückt. Dies war an sich noch nicht schlecht, da hierdurch die Stabilität der Maschine erhöht wurde, jedoch fehlte an der Unterseite des Körpers ein Abstandssensor, mit dessen Hilfe ein minimaler Abstand hätte eingehalten werden können. Deshalb setzte der Körper auf dem Hindernis auf, was die unterschiedlichen Regelungssysteme in Schwingung versetzte: Als der Körper aufsetzte, verloren einige Stemmbeine den Bodenkontakt; diese drückten mit Hilfe der Federhöhe die Beine wieder nach unten, so dass der Körper wieder vom Untergrund abhob; die Stabilitätskontrolle begann also wieder, den Körper abzusenken. In manchen Fällen – vor allem wenn es bergab ging – schob sich LAURON auf diese Weise über die Problemstelle hinweg, aber meistens hing sie am Hindernis fest. Dieses Verhalten konnte auch an einer steilen Treppe (Steigung $\geq 25^\circ$) und beim Abstieg von einem hohen Hindernis beobachtet werden. Als zukünftige Erweiterung wäre deshalb ein Ultraschall-Abstandssensor am Unterboden des Zentralkörpers in Betracht zu ziehen. Dieser wäre weiterhin in Situationen hilfreich, in denen ein Hindernis genau zwischen den Beinen liegt und somit keine Kollisionen erkannt

werden können.

Ab einer Hindernishöhe von etwa 30 cm oder bei steilen Treppen traten auch Probleme durch die implementierte Beincoordination auf. Da einige Beine aus Stabilitätsgründen nicht abheben konnten, versuchten andere immer weiter nach vorne zu kommen, wodurch sich die Situation für die ersteren aber oft nicht verbesserte. Weiterhin wurden die Beine durch die Haltungskontrolle in extremen Steigungen derart verschoben, dass deren Aktionsradius stark eingeschränkt war. Letztlich kam die Maschine nicht mehr weiter, wenn einzelne Beine überhaupt nicht mehr abheben konnten. Es wäre sinnvoll, die Steuerung dahingehend zu erweitern, dass in kinematisch ungünstigen Situationen die Beine, etwa durch kleine Zwischenschritte, zuerst besser positioniert werden, bevor schließlich versucht wird, weiterzulaufen.

Die beschriebenen Probleme tauchten aber hauptsächlich in Situationen auf, bei den sich die Beine den Grenzen ihres Arbeitsbereiches näherten. Einen Hindernisparcours mit mehreren unterschiedlich hohen Hindernissen konnte die Laufmaschine durchlaufen, sofern die Höhenunterschiede nicht zu groß wurden. Dabei überquerte LAURON schiefe Ebenen mit Steigungen über 30° , Treppen mit einer Stufenhöhe von 10 cm bei einer Stufenbreite von 25 cm, Löcher mit einer Tiefe von bis 30 cm sowie Einzelhindernisse mit ebenfalls bis zu 30 cm Höhe. Die statische Stabilität konnte zu fast allen Zeitpunkten mit Hilfe der Koordinations- und Haltungskontrollmechanismen aufrecht erhalten werden. Da die Steuerung die Maschine bei kleinen Vertiefungen nicht anhält, waren diese am Laufverhalten kaum auszumachen. Bei größeren Vertiefungen blieb die Maschine stehen, bis durch die Suche Boden gefunden wurde und ein Weiterlaufen möglich war.

Kapitel 5

Zusammenfassung und Ausblick

Mit LAURON III steht eine robuste Hardwarearchitektur zur Verfügung. Ausgehend von dieser sechsbeinigen Laufmaschine sowie der modularen Steuerungsarchitektur für Roboter (MCA) wurde im Verlauf dieser Diplomarbeit das grundlegende tastend-reaktive Laufverhalten implementiert, damit sich LAURON auch in unstrukturiertem Gelände fortbewegen kann. Dabei werden taktile Sensorinformationen benutzt, um auf die Umwelt zu reagieren.

Um mit den auf LAURON vorhandenen Sensoren arbeiten zu können, müssen die Signalewerte zuerst gefiltert und mit Hilfe einer Kalibrierung in Datenwerte umgerechnet werden. Durch Fusion der Sensordaten werden anschließend weitere Informationen über den Zustand der Laufmaschine gewonnen wie aktuelle Fußpunkte oder Neigung des Untergrundes. Die Information über den Zustand des Beinkontaktes zur Umwelt ist für die Fortbewegung in unstrukturiertem Gelände von großer Bedeutung. Demzufolge wurde insbesondere unter Einbeziehung der Fußkraft- und Motorstromsensoren eine analytische Methode entwickelt, um zwischen den Kontaktzuständen in der Luft, Bodenkontakt und Kollision der Beine zu unterscheiden. In diesem Zusammenhang wurde eine neue Konstruktion der Unterschenkel angeregt, um die Leistung der Fußkraftsensoren zu erhöhen. In Zukunft könnte man sich vorstellen, diese Aufgabe mit Hilfe eines Neuronalen Netzes zu lösen, da es sich um einen Klassifikations- und Mustererkennungsprozess handelt.

Für das Laufen in unstrukturiertem Gelände wurde eine modulare hierarchische Steuerung auf algorithmischer Basis entworfen, implementiert und auf der realen Laufmaschine LAURON zum Einsatz gebracht. Dabei wurden die in der Literatur beschriebenen Mechanismen des natürlichen Laufvorgangs zum Vorbild genommen und in ähnlicher Weise realisiert. Die Steuerung des einzelnen Beines erzeugt die Einzelbeintrajektorie, unter Berücksichtigung von Umwelteinflüssen sowie Koordinationsaspekten. Bei einer Kollision mit einem Hindernis wird eine mit dem „elevator reflex“ vergleichbare Reaktion ausgelöst und am Ende der Schwingphase, wenn notwendig, ein Suchvorgang gestartet, um den Kontakt des Beines mit dem Boden herzustellen. Die Beincoordination wird durch mehrere Zustandsautomaten unterstützt. Um die Koordination der Beine zu erreichen, kann die Stemmphase einzelner Beine verlängert oder verkürzt, sowie die Schwingphase zeitlich komprimiert werden; zur Vermeidung interner Kollisionen kann die Schwingphase auch abgebrochen werden. Zur Wahrung der statischen Stabilität und Anpassung der Körperhöhe bietet die Haltungskontrolle globale Methoden, die die Einzelbeintrajektorien zu den endgültigen Beintrajektorien ergänzen.

Die Praxis zeigte, dass die vorliegende Steuerung in der Lage ist, LAURON durch un-

terschiedliche Hindernisparcours zu bewegen. Dabei stellen auch zerklüftete Umgebungen kein Problem dar, sofern sich die Höhenunterschiede in Grenzen halten. Abgründe können erkannt und einzelne Stufen bis zu einer Höhe von etwa 30 cm in beide Richtungen überwunden werden. Flache Treppen bis zu 20° Steigung sind für LAURON ebenfalls lösbare Aufgaben. Probleme entstanden erst bei größeren Hindernissen und Situationen, bei denen die Beine sich ihren Arbeitsbereichsgrenzen näherten. Beim Klettern wurde festgestellt, dass ein Abstandssensor an der Unterseite des Zentralkörpers in mehrerer Hinsicht von Nutzen wäre. Einerseits könnten drohende Kollisionen des Zentralkörpers erkannt, andererseits ein Aufsetzen auf dem Untergrund verhindert werden. Aufgrund unzureichender Beschleunigung des β -Gelenkmotors konnten die von der Steuerung vorgegebenen Beintrajektorien bei mittleren Beingeschwindigkeiten schon nicht mehr eingehalten werden. Deshalb wurde eine Anpassung der Motorübersetzung vorgeschlagen, um diesem Engpass entgegenzuwirken.

Zukünftige Entwicklungen im Bereich der Laufmaschinensteuerung sollten vor allem im Bereich der höheren Ebenen zur Auswahl der Laufparameter entsprechend den Umweltbedingungen wie Untergrundneigung und -beschaffenheit erfolgen. Zusätzlich kann der Kamerakopf zum Einsatz gebracht werden, um strategische Entscheidungen die Laufrichtung betreffend durchzuführen, so dass größere Hindernisse umlaufen und Abgründe gemieden werden können. Weiterhin wäre eine Erweiterung der Beinkoordination sinnvoll, um die Beine in schwierigen Situationen zuerst besser zu platzieren, bevor z.B. ein höheres Hindernis angegangen wird. Aufgrund der gewählten hierarchischen Steuerungsarchitektur besteht zusätzlich die Möglichkeit, die entwickelte Steuerung zu parallelisieren und somit den zentralen Prozessor für Aufgaben wie die Bildbearbeitung zu entlasten, falls zukünftig leistungsfähigere Microcontroller eingesetzt werden.

Anhang A

Symbolverzeichnis

Symbole der verwendeten Koordinatensysteme

WKS	Weltkoordinatensystem
LKS	Lauronkoordinatensystem
GKS	Gravitationskoordinatensystem
SKS	Symmetriekordinatensystem
BKS_i	Beinkoordinatensystem des Beines i
$BBKS$	Beinbezugskordinatensystem
αKS	α -Gelenkkordinatensystem
βKS	β -Gelenkkordinatensystem
γKS	γ -Gelenkkordinatensystem
$FPKS$	Fußpunktkoordinatensystem

Symbole bei Beschreibung der Steuerung

β	Belastungsfaktor
T	Periodendauer
t	Zeitvariable
t_0, t_1, \dots	Zeitpunkte
ϕ, ϕ_i	Beinphase, dto. des Beines i
$\phi(t), \phi_i(t)$	wie oben, nur jeweils von der Zeit abhängig
ϕ^S, ϕ_i^S	Bezug auf die Phase der Such-Teiltrajektorien, dto. des Beines i
$\Delta\phi_i^S, \Delta\phi_{Vor}^S, \Delta\phi_{Nach}^S$	Soll-Phasenverschiebung des Beines i , Vor und Nach dem Phasensprung
$\Delta\phi_i^I, \Delta\phi_{Vor}^I, \Delta\phi_{Nach}^I$	Ist-Phasenverschiebung des Beines i , Vor und Nach dem Phasensprung
$\phi_{Vor}(t), \phi_{Nach}(t)$	Beinphase Vor und Nach dem Phasensprung
Sw_s, Sw_s^-, Sw_s^+	Schwingphasenstart, direkt vorangegangen, direkt folgend

Sw_m, Sw_m^-, Sw_m^+	Schwingphasenmitte, direkt vorangegangen, direkt folgend
St_s, St_s^-, St_s^+	Stemmphasenstart, direkt vorangegangen, direkt folgend
$S_v, S_v^{alt}, S_v^{neu}, \Delta S_v$	Schrittlänge vorwärts, alter Wert, neuer Wert, Differenz zwischen alt und neu
S_s	Schrittlänge seitwärts auch in obigen Variationen
S_d	Drehwinkel auch in obigen Variationen
S_h	Schritthöhe auch in obigen Variationen
S_b	Schrittbreite auch in obigen Variationen
S_vsd	Zusammenfassung von S_v, S_s und S_d auch in obigen Variationen
$T_v, T_v', T_{v_i}, T_{v_i}(\phi_i)$	Teiltrajektorie vorwärts, deren Ableitung, auf das Bein i bezogen und von dessen Beinphase abhängig
$T_s, T_s', T_{s_i}, T_{s_i}(\phi_i)$	dto. Teiltrajektorie seitwärts
$T_d, T_d', T_{d_i}, T_{d_i}(\phi_i)$	dto. Teiltrajektorie Drehung
T_h, T_h', T_h, T_h'	dto. Teiltrajektorie Höhe
$T_b, T_b', T_{b_i}, T_{b_i}(\phi_i)$	dto. Teiltrajektorie Breite
T_vsd	Zusammenfassung von T_v, T_s und T_d in allen obigen Variationen
$Thvsdb^S$	Ausdrücklicher Bezug zur Standardteiltrajektorie der jeweiligen Teiltrajektorien in allen obigen Variationen
$Thvsdb^E$	Ausdrücklicher Bezug zur Erweiterungsteiltrajektorie der jeweiligen Teiltrajektorien in allen obigen Variationen
S_x, S_y, S_z	Such-Teiltrajektorien in allen obigen Variationen
$F_{x_i}, F_{y_i}, F_{z_i}$	Komponenten nach Drehung der Federhöhe des Beines i ins Weltkoordinatensystem
$d_{Su}, d_{Su}^1, d_{Su}^2$	maximale Suchdauer, erster und zweiter Teil der Suchdauer
d_{Ko}	Dauer der Kollisionsreaktion
$\Delta vsdb$	Die Entfernung, die bei der Kollisionsreaktion bei den jeweiligen Teiltrajektorien zurückgewichen wird
P_0, P_1, \dots, P_e	Stützpunkte der Erweiterungsteiltrajektorien
$P_i(p_i, y_i, dp_i)$	Koordinaten der Stützpunkte (Beinphase, Funktionswert, Steigung)
X	nicht benötigter Wert einer Erweiterungsteiltrajektorie
m_h, d_h	Steigung der Übergangsgeraden und Dauer des Übergangs von T_h
m_{vsd}, d_{vsd}	Steigung der Übergangsgeraden und Dauer des Übergangs von T_v, T_s bzw. T_d
$Sgn(x)$	Vorzeichenfunktion
$[x]_{\text{mod } 1}$	In Abschnitt 2.2 definierte modulo-Funktion
$Z(x)$	inverse Funktion zu $\phi_i(t)$, die zu einem gegebenen Phasenwert x den Zeitpunkt t bestimmt

$G(t), G'(t)$	Stemmbewegung von LAURON während eines Übergangs und deren Ableitung abhängig von der Zeit t
$SP_k(\phi_i)$	Funktion zur Berechnung der Phase der Such-Teiltrajektorien $k \in \{x, y, z\}$ aus der jeweiligen Beinphase
$E_{BKS_i}, E_{BKS_i}(\phi_i)$	kartesische Einzelbeintrajektorie bzgl. Beinkoordinatensystem des Beines i , dto. abhängig von dessen Beinphase
$E_{SKS}, E_{SKS}(\phi_i)$	wie oben, nur bzgl. Symmetriekoordinatensystem
$S_{BKS_i}, S_{BKS_i}(\phi_i)$	wie oben, nur kartesische Suchtrajektorie statt Einzelbeintrajektorie
$B_{SKS}(t)$	kartesische Beintrajektorie im Symmetriekoordinatensystem abhängig von der Zeit
$^{SKS}T_{BKS_i}$	Translation von Koordinatensystem BKS_i zu Koordinatensystem SKS
$^{BKS_i}R_{WKS}$	Rotation von Koordinatensystem WKS zu Koordinatensystem BKS_i
$R_z(Td_i(\phi_i))$	Rotation um die z-Achse um den Winkel der Teiltrajektorie Drehung des Beines i abhängig von dessen Beinphase
$A(t)$	Translation der Allgemeintrajektorie
$r_z(t)$	Rotation um die z-Achse der Allgemeintrajektorie

Anhang B

Daten der Sensorkalibrierung

Positionssensoren

Die ermittelten Impulswerte i_0 bei einer Gelenkstellung von 0° (vgl. Abschnitt 3.1.1 auf S. 24):

	α -Gelenk	β -Gelenk	γ -Gelenk
Bein 0	388	434	422
Bein 1	382	444	421
Bein 2	398	451	457
Bein 3	391	400	454
Bein 4	386	406	462
Bein 5	398	418	464

Fußkraftsensoren

Die Achsenabschnitte f_0^i werden z.Zt. zu Beginn des Steuerungsprogramms automatisch berechnet. Im folgenden sind die Steigungen in der Form $\frac{1}{m^i}$ aufgeführt (vgl. Abschnitt 3.1.3 auf S. 25):

	x-Komponente	y-Komponente	z-Komponente
Bein 0	9.25	-11.15	4.56
Bein 1	9.32	-9.55	4.67
Bein 2	10.25	-10.50	5.94
Bein 3	9.57	-9.57	4.72
Bein 4	9.60	-10.20	5.00
Bein 5	9.60	-10.20	5.00

Neigungssensor

Die ermittelten Impulswerte S_{min}^i und S_{max}^i beim minimalen und maximalen Sensorauschlag, sowie S_0^i bei einer Neigung von 0° (vgl. Abschnitt 3.1.2 auf S. 24):

	S_{min}^i	S_{max}^i	S_0^i
x-Richtung	404	700	571
y-Richtung	245	539	436

Anhang C

Entstandene Module

In diesem Kapitel wird näher auf die implementierten Module eingegangen. Beginnend mit einer kurzen Einführung in die am FZI entwickelte MCA (Modular Controller Architecture) wird die grundlegende Funktionalität der wichtigsten bei dieser Diplomarbeit entwickelten Module kurz vorgestellt.

C.1 MCA

MCA [Scholl 2000] ist eine am FZI entwickelte modulare Steuerungsarchitektur für Roboter. Sie ist grundsätzlich aus drei Schichten aufgebaut:

Linux-Teil: Die oberste der drei Schichten läuft auf einem PC unter dem Betriebssystem Linux. Sie beinhaltet die Benutzerschnittstelle und alle Steuerungsaufgaben, die keine Echtzeitbedingungen erfordern. In dieser Schicht können neue Programmteile getestet und z.B. Daten auf die Festplatte gespeichert werden.

RT-Linux-Teil: RT-Linux (Real-Time-Linux) ist eine Linux-Erweiterung, die unter Echtzeitbedingungen arbeitet. Der RT-Linux-Teil bildet die mittlere Schicht der Steuerung und übernimmt alle Aufgaben, die in Echtzeit ablaufen müssen. Darunter fällt z.B. die Trajektorienplanung, reaktive Komponenten oder Kinematikberechnungen. Der RT-Teil steht mit dem Linux-Teil über RT-FIFOs in Verbindung.

C167 μ Controller: Die C167 Microcontroller stellen die unterste hardwarenahe Schicht dar. Sie übernehmen die Ansteuerung der Motoren und lesen Sensorsignale aus. Weiterhin realisieren sie die ersten Regler und Filter. Je nach verbleibender Rechenleistung können hier weitere Programmteile der Steuerung ausgeführt werden, die ausschließlich auf lokalen Daten arbeiten, wie z.B. Signalverarbeitungsalgorithmen oder sogar Kinematikberechnungen. Die Microcontroller sind über einen CAN-Bus mit dem PC und dem dort laufenden RT-Teil verbunden.

Jede dieser drei Schichten besteht intern aus auf mehreren Ebenen verteilten Modulen (abgeschlossene Programmeinheiten) und Modulgruppen (Module, die ausschließlich der Gruppierung dienen), die über Kanten (Datenpfade zur Kommunikation) und Ecken (Ein- und Ausgänge der Datenpfade an den Modulen) miteinander verbunden sind. Jedes Modul – und damit auch jede Modulgruppe – beinhaltet zwei Richtungen des Datenflusses:

Sensordaten werden von der Sensor-Ausgangsecke (Sensor Output bzw. SO) eines tiefer-

liegenden Moduls über Kanten an die Sensor-Eingangsecken (Sensor Input bzw. SI) höherer Module transportiert.

Steuerdaten werden von der Steuerungs-Ausgangsecke (Controller Output bzw. CO) eines höheren Moduls über Kanten an die Steuerungs-Eingangsecken (Controller Input bzw. CI) tieferliegender Module transportiert.

Somit verfügt jedes Modul über zwei Ausgänge und zwei Eingänge: Steuerungseingang – CI, Steuerungsausgang – CO, Sensoreingang – SI und Sensorausgang – SO.

Die Steuerungsarchitektur arbeitet zyklisch; jeder Zyklus ist in zwei Teile zerlegbar. Zuerst werden die Module Ebene für Ebene von unten nach oben abgearbeitet und dabei der Sensordatenfluss vorangetrieben, anschließend dann der Steuerdatenfluss, indem die Module in umgekehrter Reihenfolge bearbeitet werden. Ist das aktuelle Modul eine Modulgruppe, so werden alle in dieser Gruppe vorhandenen Module entsprechend der Datenflussrichtung abgearbeitet, bevor das nächste außerhalb dieser Gruppe stehende Modul zum Zuge kommt. Während des Sensor-Teilzykluses wird beim jeweils aktuellen Modul dessen *Sense()*-Funktion aufgerufen, während des Steuerungs-Teilzykluses dessen *Controle()*-Funktion. Diese beiden Funktionen sind in jedem Modul vorhanden und stellen die Programmfunktionalität des Moduls zur Verfügung (bei den Modulgruppen wird dort der Datenfluss und die entsprechenden Funktionsaufrufe der Gruppenmitglieder koordiniert). Beim Aufruf der *Sense()*-Funktion kann das Modul auf die Sensoreingangsdaten zugreifen, welche zuvor gerade aktualisiert wurden, falls die über Kanten verbundenen tieferliegenden Module Veränderungen an den entsprechenden Sensorausgängen durchgeführt haben. Unter Berücksichtigung des inneren Modulzustandes berechnet das Programm des Moduls dann die Daten für die Sensorausgänge. Anschließend ist das nächste Modul an der Reihe. Die *Controle()*-Funktion des Moduls wird erst später im zweiten Zyklusteil aufgerufen, wobei dann entsprechend mit den Steuerungsein- und -ausgangsdaten umgegangen wird.

Am Schluss sein noch angemerkt, dass die drei Schichten der Steuerungsarchitektur selbst als Modulgruppen betrachtet werden können, die in einer einzigen allumfassenden Modulgruppe eingebettet sind.

C.2 Modulübersicht

In diesem Abschnitt sind nun die wichtigsten in dieser Arbeit entstandenen Module und Modulgruppen kurz vorgestellt. Nach dem Modulnamen werden zuerst die wichtigsten Datenwerte der Ein- und Ausgänge aufgelistet, gefolgt von einer kurzen Beschreibung der Funktionalität. Alle einer Modulgruppe unterstellten Module sind durch einen Einzug kenntlich gemacht.

Bein, Kopf

CI: Soll-Winkel und Reset-Befehl für die zu steuernden Motoren

CO: –

SI: –

SO: Ist-Winkel, Motorstrom sowie Reset-Antwort der Motoren; Sensorsignale (Fußsensor bzw. Lagesensor)

Diese Module werden direkt auf den Microcontrollern von LAURON ausgeführt und stellen

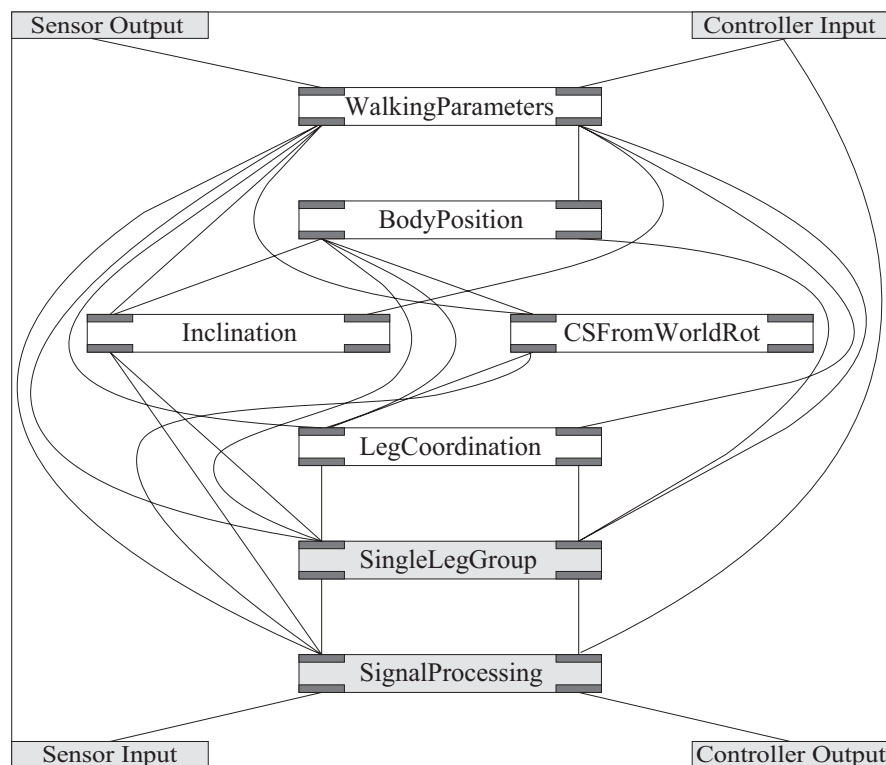


Abbildung C.1: Modulgruppe LauronGroup

die unterste Ebene der MCA dar. Sie beinhalten die Regler für die Motoren sowie die Logik zum Auslesen der Sensoren.

Die mittlere Ebene der MCA, der RT-Linux-Teil, beinhaltet z.Zt. nur ein Modul zum Durchreichen aller Kanten. Alle neu entwickelten Module arbeiten momentan im Linux-Teil; es ist aber vorgesehen, einen Großteil später im RT-Linux-Teil auszuführen. In Abbildung C.1 ist die Modulgruppe LauronGroup dargestellt, die alle folgenden Module beinhaltet.

SignalProcessing

- CI: wie CO, nur dass die drei Reset-Befehle eines Beins zu einem Wert zusammengefasst sind
- CO: Soll-Winkel und Reset-Befehl jeweils der α -, β - und γ -Gelenke aller sechs Beine sowie der Kopfgelenke; Steuersignal des Lasers
- SI: Ist-Winkel und Motorstrom jeweils der α -, β - und γ -Gelenke, sowie die drei Komponenten der Fußkräfte aller sechs Beine; die drei Kopfgelenkwinkel sowie die Neigungs- und Beschleunigungssensorsignale
- SO: wie SI, nur Datenwerte anstatt Signalwerte

Diese Modulgruppe führt die Signalverarbeitung aus wie sie im Kapitel 3.1 vorgestellt wird. Die gemessenen Fußkräfte, Motorströme und Neigungswinkel werden zuerst mit Hilfe von Median- und Durchschnittsfilter geglättet und anschließend auf Basis der Kalibrierungsdaten in die Einheiten Newton, Milliampere und Winkelgrad umgerechnet. Weiterhin findet

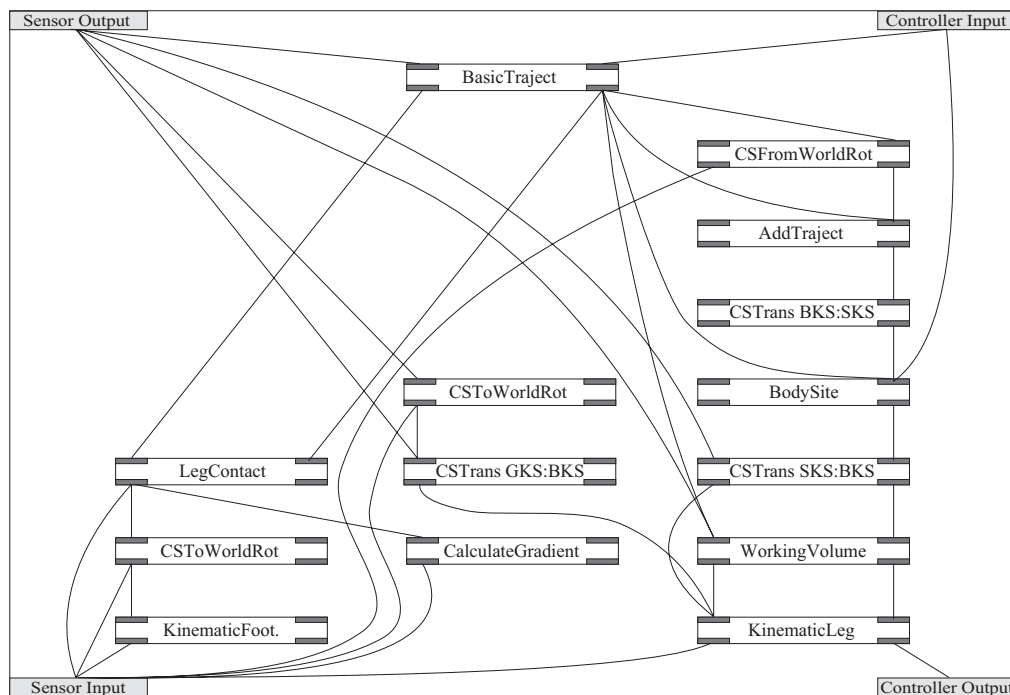


Abbildung C.2: Modulgruppe SingleLeg

die Umsetzung von Winkelgeberimpulswerten zu Gelenkwinkeln und umgekehrt statt. Somit wird eine gewisse Unabhängigkeit der höheren Ebenen von der speziellen Ausprägung der eingesetzten Sensoren erreicht; kleine Änderungen im Hardwarebereich, wie sie bei einer neuen Ausführung von LAURON auftreten, haben keinen direkten Einfluss mehr auf die höheren Ebenen.

SingleLeg

- CI: Beinbefehl; Beinphase; Schrittlänge vorwärts und seitwärts; Schrittwinkel, -höhe und -breite; Belastungsfaktor; Folgegangoffset; Körpertranslation und -rotation; Delta-Federhöhe
- CO: Soll-Beingelenkwinkel
- SI: Kraftvektor bezüglich Orientierung der Fußsensoren; Ist-Beingelenkwinkel; Gelenkmotorströme; Neigungswinkel
- SO: Beinzustand; Federhöhe; Beinkontaktzustand (angepasst); Ist-Fußpunkt im Gravitations-, Symmetrie- und (Gravitations-)Weltkoordinatensystem; relative Position des Fußpunktes innerhalb des Arbeitsbereiches und den Arbeitsbereich überragende Längen; letzter Soll-Fußpunkt erreichbar (angepasst)

Dieses Gruppenmodul repräsentiert jeweils die Steuerung eines einzelnen Beines und liegt somit in sechsfacher Ausführung vor¹. Hierin wird vor allem die Einzelbeintrajektorie geplant und die Beintrajektorie umgesetzt. In Abbildung C.2 ist die Modulgruppe mit Untermodulen aufgeführt.

¹Diese sechs Modulgruppen werden zur Modulgruppe SingleLegGroup zusammengefasst

KinematicCSTrans

CI: Vektor im Ausgangskoordinatensystem

CO: Vektor im Zielkoordinatensystem

SI: Vektor im Zielkoordinatensystem

SO: Vektor im Ausgangskoordinatensystem

Dieses an mehreren Stellen eingesetzte Modul führt eine Koordinatentransformation von einem Ausgangs- in ein Zielkoordinatensystem durch. Als Ausgangs- und Zielkoordinatensysteme kommen die Lauronkoordinatensysteme in Frage (siehe Abschnitt 2.4), also Gravitations-, Symmetrie- oder Beinkoordinatensystem. Da die Orientierung dieser Koordinatensysteme alle identisch ist, sind in diesem Modul lediglich Translationen durchzuführen. Man beachte, dass in Controle()- und Sense()-Richtung inverse Transformationen durchgeführt werden.

KinematicCSWorldRot

CI: Vektor im Ausgangskoordinatensystem

CO: Vektor im Zielkoordinatensystem

SI: Vektor im Ausgangskoordinatensystem; Neigungswinkel

SO: Vektor im Zielkoordinatensystem

Dieses Modul führt ebenfalls eine Koordinatentransformation von einem Ausgangs- in ein Zielkoordinatensystem durch. Als Ausgangs- und Zielkoordinatensystem kommt das Weltkoordinatensystem oder das Lauronkoordinatensystem in Frage. Man beachte, dass in Controle()- und Sense()-Richtung die gleiche Transformation durchgeführt wird.

KinematicLeg

CI: Soll-Fußpunkt im jeweiligen Beinkoordinatensystem

CO: Soll-Beingelenkwinkel

SI: Ist-Beingelenkwinkel

SO: Ist-Fußpunkt im jeweiligen Beinkoordinatensystem; kinematische Erreichbarkeit des letzten Soll-Fußpunktes

Dieses Modul berechnet die direkte und inverse Kinematik des Fußpunktes (siehe dazu Anhang D). Weiterhin wird am Sensor-Ausgang gemeldet, ob der letzte Soll-Fußpunkt erreichbar war.

KinematicFootsensor

CI: –

CO: –

SI: Kraftvektor bezüglich Orientierung der Fußsensoren; Ist-Beingelenkwinkel

SO: Kraftvektor bezüglich Orientierung des Lauronkoordinatensystems

Dieses Modul berechnet die direkte Kinematik des Fußsensorkraftvektors (siehe dazu Anhang D).

CalculateGradient

- CI: Vektor mit Werten
- CO: Vektor mit der Ableitung der Werte
- SI: Vektor mit Werten
- SO: Vektor mit der Ableitung der Werte

Dieses Modul wird eingesetzt, um die Ableitung des Ist- α -Gelenkwinkels zu berechnen.

LegContact

- CI: Beinzustand
- CO: –
- SI: Kraftvektor im Weltkoordinatensystem; Gelenkmotorströme; Ableitung des Ist- α -Gelenkwinkels
- SO: Beinkontaktzustand

In diesem Modul wird die in Abschnitt 3.2 beschriebene Interpretation der Sensordaten durchgeführt.

WorkingVolume

- CI: Soll-Fußpunkt im jeweiligen Beinkoordinatensystem
- CO: Soll-Fußpunkt im jeweiligen Beinkoordinatensystem
- SI: letzter Soll-Fußpunkt kinematisch erreichbar
- SO: relative Position des Fußpunktes innerhalb des Arbeitsbereiches sowie den Arbeitsbereich überragende Längen; letzter Soll-Fußpunkt erreichbar

Bevor die Soll-Fußpunkte zu KinematicLeg gelangen, werden sie mit Hilfe dieses Moduls auf einen quaderförmigen Arbeitsbereich beschränkt. Somit werden für LAURON gefährliche Fußpunkte, die möglicherweise kinematisch noch anfahrbar sind, aber z.B. zur Selbstzerstörung führen können, von vornherein verhindert. Die relative Position innerhalb des Arbeitsbereiches $\in [-1, 1]$ und die abgeschnittenen Längen werden nach oben ausgegeben, um den höheren Ebenen eine Diagnose bei gemeldeter Nichterreichbarkeit eines geplanten Fußpunktes zu ermöglichen.

BodySite

- CI: Soll-Fußpunkt der Einzelbeitrajektorie mit Federhöhe im Symmetriekoordinatensystem; z-Achsen-Rotation der Einzelbeintrajektorie; Körpertranslation und z-Achsen-Rotation der Allgemeintrajektorie
- CO: Soll-Fußpunkt der Beintrajektorie im Symmetriekoordinatensystem
- SI: –
- SO: –

In diesem Modul wird die Allgemeintrajektorie (vgl. Modul BodyPosition) zur Einzelbeintrajektorie (vgl. Modul AddTraject) addiert und die auf das Symmetriekoordinatensystem bezogenen z-Achsen-Rotationen ausgeführt.

AddTraject

Cl: Zwei kartesische Vektoren
CO: Der kartesische Additionsvektor
Sl: –
SO: –

Dieses Modul dient zur Addition zweier kartesischer Vektoren. Es wird verwendet, um den Soll-Fußpunkt der Einzelbeitrajectorie mit Federhöhe im jeweiligen Beinkoordinatensystem aus den zwei von BasicTraject ausgegebenen Teilen zu berechnen.

BasicTraject

Cl: Beinbefehl; Beinphase; Schrittlänge vorwärts und seitwärts; Schrittwinkel, -höhe und -breite; Belastungsfaktor; Folgegangoffset; Delta-Federhöhe
CO: Soll-Fußpunkt des ersten Teils der Einzelbeintrajectorie im jeweiligen Beinkoordinatensystem; z-Achsen-Rotation der Einzelbeintrajectorie; Soll-Fußpunkt des zweiten Teils der Einzelbeintrajectorie mit Federhöhe im Weltkoordinatensystem
Sl: Beinkontaktzustand; letzter Soll-Fußpunkt erreichbar; Neigungswinkel
SO: Beinstatus; Federhöhe; letzter Soll-Fußpunkt erreichbar (angepasst); Beinkontaktzustand (angepasst)

Dieses Modul stellt das Herzstück der Beininstanz dar. Es erzeugt die Einzelbeintrajectorie (vgl. Abschnitt 4.1) und verwaltet den Beinzustand (vgl. Abschnitt 4.2).

LegCoordination

Cl: Koordinationsbefehl; Periodendauer; Schrittlänge vorwärts und seitwärts; Schrittwinkel; Belastungsfaktor; Soll-Phasenverschiebungen; Folgegangmodus; Untergrundneigung
CO: Maschinenphase; Beinphasen; Beinbefehle; Folgegangoffsets der Beine
Sl: Beinzustände; Ist-Fußpunkte im Gravitations- und im (Gravitations-)Weltkoordinatensystem
SO: Maschinenphase; Stabilität und Stabilitätskorrekturvektor im Weltkoordinatensystem; Untergrundbeschaffenheit; Ausnahme

Dieses Modul führt die Beincoordination wie in Abschnitt 4.2 beschrieben durch.

Inclination

Cl: Neigungsmodus; Soll-Neigungswinkel
CO: –
Sl: Ist-Neigungswinkel; Ist-Fußpunkte im Symmetriekordinatensystem; Beinzustand
SO: Untergrundneigung; Neigungswinkelkorrekturvektor

Dieses Modul schätzt die aktuelle Untergrundneigung auf Basis der Ist-Neigung und den Ist-Fußpunkten ab (siehe dazu Anhang E). Je nach Neigungsmodus und Ist- bzw. Soll-Neigungswinkel wird der Neigungswinkelkorrekturvektor für das Modul BodyPosition berechnet.

BodyPosition

CI: Vorgabewerte zur Körpertranslation und z-Achsen Rotation

CO: Delta-Federhöhen; Körpertranslation und z-Achsen Rotation der Allgemeintrajektorie

SI: Maschinenphase; Ausnahme; Ist-Fußpunkte im Symmetriekordinatensystem; relative Positionen der Fußpunkte innerhalb des jeweiligen Arbeitsbereiches; letzte Soll-Fußpunkte erreichbar (angepasst); Federhöhen; Beinkontaktzustände (angepasst); Neigungswinkelkorrekturvektor; Stabilitätskorrekturvektor

SO: –

In diesem Modul wird die Haltungskontrolle durchgeführt (siehe Abschnitt 4.3).

WalkingParameters

CI: Alle Eingaben der Benutzerschnittstelle außer der Reset-Befehlen: Neigungsmodus; Soll-Neigungswinkel; Benutzervorgabe zur Körpertranslation und z-Achsen Rotation; Koordinationsbefehl; Periodendauer; Gangart; Folgegangmodus; Schrittlänge vorwärts und seitwärts; Schrittwinkel, -höhe und -breite; Belastungsfaktor

CO: Neigungsmodus; Soll-Neigungswinkel; Benutzervorgabe zur Körpertranslation und z-Achsen Rotation; Koordinationsbefehl; Periodendauer; Soll-Phasenverschiebungen; Folgegangmodus; Schrittlänge vorwärts und seitwärts; Schrittwinkel, -höhe und -breite; Belastungsfaktor

SI: Maschinenphase; Untergrundneigung; Untergrundbeschaffenheit; Stabilität; Ausnahme; Beinkontaktzustände (angepasst); letzte Soll-Fußpunkte erreichbar (angepasst); relative Positionen der Fußpunkte innerhalb des jeweiligen Arbeitsbereiches sowie die Arbeitsbereiche überragende Längen; Zentralkörperbeschleunigung

SO: Ausgaben an die Benutzerschnittstelle

Dieses Modul berechnet aus der Gangart und dem Belastungsfaktor die Soll-Phasenverschiebungen. Ab dieser Ebene werden strategische Entscheidungen getroffen, was im Augenblick durch den Bediener geschieht.

Anhang D

Kinematik der Einzelbeine

Die folgenden Ausführungen beschreiben die in den beiden Modulen KinematicLeg S.97 und KinematicFootsensor S.97 benutzte Kinematik. Bevor mit der eigentlichen Kinematik des Einzelbeins begonnen werden kann, muss berücksichtigt werden, dass die Module auf den jeweiligen Beinkoordinatensystemen (BKS_i) arbeiten (siehe KinematicCSTrans S.97). Somit müssen diese zuerst entsprechend gedreht werden, damit die Koordinatensysteme aller Beine identisch in Bezug auf die Einzelbeinkonstruktion sind. Das resultierende Koordinatensystem nenne ich im folgenden Beinbezugskoordinatensystem ($BBKS$). Es liegt, wie auch die BKS_i , im Mittelpunkt der vier Bohrungen des Zentralkörpers, an denen das α -Gelenk befestigt wird. Die z-Achse zeigt senkrecht nach oben, die y-Achse zeigt bezüglich der Ebene der vier Bohrungen senkrecht nach außen vom Zentralkörper weg und die x-Achse bildet das Rechtskoordinatensystem (zeigt somit bei den rechten Beinen 1, 3 und 5 nach hinten und bei den linken Beinen 0, 2 und 4 nach vorne). Somit ist das $BBKS$ identisch mit dem BKS_2 . Für alle anderen Beinkoordinatensysteme muss eine Drehung um die z-Achse erfolgen, wobei der konstruktionsbedingte Winkel ϕ den Betrag des Drehungswinkels der vorderen und hinteren Beine in der z-Achse bezüglich der mittleren Beine darstellt. Im weiteren wird eine Rotation um eine Achse mit $Rot_{Achse}(Winkel)$ bezeichnet, eine Translation entlang einer Achse mit $Trans_{Achse}(Distanz)$. Somit ergeben sich für den Koordinatensystemübergang $BKS_i \hookrightarrow BBKS$:

$$\begin{array}{ll} BKS_0 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(-\phi) & BKS_1 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(180 + \phi) \\ BKS_2 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(0) & BKS_3 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(180) \\ BKS_4 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(\phi) & BKS_5 \hookrightarrow BBKS : Rot_z(180 - \phi) \end{array}$$

und die zugehörige Übergangsmatrix ${}^{BKS_i}H_{BBKS}$, wobei Φ der entsprechende Winkel aus der obigen Aufstellung darstellt:

$${}^{BKS_i}H_{BBKS} = \begin{pmatrix} \cos(\Phi) & -\sin(\Phi) & 0 & 0 \\ \sin(\Phi) & \cos(\Phi) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.1)$$

Ausgehend vom $BBKS$ können nun alle Beine gleich behandelt werden. Um nun die direkte und inverse Kinematik des Einzelbeins zu erhalten, müssen geeignete Koordinatensysteme festgelegt werden, um den Übergang vom $BBKS$ zum Fußpunktkoordinatensystem

am Beinende (*FPKS*) möglichst einfach zu gestalten. Sinnvollerweise positioniert man diese jeweils im Mittelpunkt der Drehgelenkachsen und erhält somit α -, β - und γ -Gelenkkoordinatensystem (αKS , βKS , γKS). Ausgehend vom *BBKS* sind folgende Transformationen durchzuführen, wobei l_i konstruktionsbedingte Distanzen und ψ der Neigungswinkel der α -Gelenke aus der Waagrechten nach unten darstellen:

$$\begin{aligned} BBKS &\hookrightarrow \alpha KS : Trans_y(l_{y0}), Trans_z(-l_{z0}), Rot_x(90 - \psi) \\ \alpha KS &\hookrightarrow \beta KS : Rot_y(\alpha), Trans_z(-l_\alpha) \\ \beta KS &\hookrightarrow \gamma KS : Rot_x(\beta), Trans_z(-l_\beta) \\ \gamma KS &\hookrightarrow FPKS : Rot_x(\gamma), Trans_z(-l_\gamma) \end{aligned}$$

Die zugehörigen Übergangsmatrizen sehen folgendermaßen aus:

$${}^{BBKS}H_{\alpha KS} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(90 - \psi) & -\sin(90 - \psi) & l_{y0} \\ 0 & \sin(90 - \psi) & \cos(90 - \psi) & -l_{z0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.2)$$

$${}^{\alpha KS}H_{\beta KS} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & 0 & \sin(\alpha) & -\sin(\alpha) \cdot l_\alpha \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\alpha) & 0 & \cos(\alpha) & -\cos(\alpha) \cdot l_\alpha \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.3)$$

$${}^{\beta KS}H_{\gamma KS} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) & \sin(\beta) \cdot l_\beta \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) & -\cos(\beta) \cdot l_\beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.4)$$

$${}^{\gamma KS}H_{FPKS} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & \sin(\gamma) \cdot l_\gamma \\ 0 & \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & -\cos(\gamma) \cdot l_\gamma \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.5)$$

Somit gilt für das *FPKS*: die z-Achse zeigt in das γ -Segment, die x-Achse ist beim senkrecht vom Körper weg ausgestrecktem Mittelbein parallel zur Zentralkörperlängsachse (ist dann identisch mit der x-Achse des *BBKS*) und die y-Achse zeigt beim senkrecht auf dem Boden stehenden Bein entlang der Waagrechten vom Zentralkörper weg. Die Übergangsmatrix ${}^{BBKS}H_{FPKS}$ sieht dann wie folgt aus, wobei der Übersichtlichkeit wegen die Abkürzungen $c\alpha = \cos(\alpha)$, $s\alpha = \sin(\alpha)$, $c\beta = \cos(\beta)$, $s\beta = \sin(\beta)$, $c\beta\gamma = \cos(\beta + \gamma)$, $s\beta\gamma = \sin(\beta + \gamma)$, $c\Psi = \cos(90 - \psi)$ und $s\Psi = \sin(90 - \psi)$ verwendet werden:

$$\begin{aligned} {}^{BBKS}H_{FPKS} &= {}^{BBKS}H_{\alpha KS} \cdot {}^{\alpha KS}H_{\beta KS} \cdot {}^{\beta KS}H_{\gamma KS} \cdot {}^{\gamma KS}H_{FPKS} = \\ &\begin{pmatrix} c\alpha & s\alpha \cdot s\beta\gamma & s\alpha \cdot c\beta\gamma & \\ s\Psi \cdot s\alpha & c\Psi \cdot c\beta\gamma - s\Psi \cdot c\alpha \cdot s\beta\gamma & -c\Psi \cdot s\beta\gamma - s\Psi \cdot c\alpha \cdot c\beta\gamma & \\ -c\Psi \cdot s\alpha & s\Psi \cdot c\beta\gamma + c\Psi \cdot c\alpha \cdot s\beta\gamma & -s\Psi \cdot s\beta\gamma + c\Psi \cdot c\alpha \cdot c\beta\gamma & \\ 0 & 0 & 0 & \\ & -s\alpha \cdot (c\beta\gamma \cdot l_\gamma + c\beta \cdot l_\beta + l_\alpha) & & \\ & c\Psi \cdot (s\beta\gamma \cdot l_\gamma + s\beta \cdot l_\beta) + s\Psi \cdot c\alpha \cdot (c\beta\gamma \cdot l_\gamma + c\beta \cdot l_\beta + l_\alpha) + l_{y0} & & \\ & s\Psi \cdot (s\beta\gamma \cdot l_\gamma + s\beta \cdot l_\beta) - c\Psi \cdot c\alpha \cdot (c\beta\gamma \cdot l_\gamma + c\beta \cdot l_\beta + l_\alpha) - l_{z0} & & \\ & 1 & & \end{pmatrix} \quad (D.6) \end{aligned}$$

D.1 Direkte Kinematik

Das direkte kinematische Problem ist nun zum einen für den Fußpunkt selbst (siehe KinematicLeg S.97) und zum anderen für die Kraftvektoren der Fußsensoren (siehe KinematicFootsensor S.97) zu lösen. Dazu setzt man die konstruktionsbedingten Konstanten sowie die aktuellen Gelenkwinkelwerte in die Übergangsmatrizen (D.1) und (D.6) ein. Der Fußpunkt hat im $FPKS$ die Koordinaten $(0, 0, 0, 1)^T_{FPKS}$, so dass sich seine Koordinaten im BKS_i ergeben durch:

$$P_{BKS_i} = {}^{BKS_i}H_{BBKS} \cdot {}^{BBKS}H_{FPKS} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (D.7)$$

Bei den Fußkräften muss man nun beachten, dass es sich nicht um Koordinaten, sondern um Kraftvektoren handelt. Beim Übergang in ein anderes Koordinatensystem werden diese von den Translationen nicht beeinflusst; sie werden nur durch die Rotationen gedreht. Somit benötigt man für deren Berechnung nur die 3x3-Drehmatrizen in den oberen linken Ecken der Übergangsmatrizen. Diesen Effekt kann man auch erzielen, indem man die 4. Komponente des Ausgangskraftvektors (den Skalierungsfaktor) 0 setzt. Somit ergibt sich der Kraftvektor im $FPKS$ zu $(f_x, f_y, f_z, 0)^T_{FPKS}$, und damit errechnet sich der Kraftvektor im BKS_i zu:

$$F_{BKS_i} = {}^{BKS_i}H_{BBKS} \cdot {}^{BBKS}H_{FPKS} \cdot \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \\ 0 \end{pmatrix} \quad (D.8)$$

D.2 Inverse Kinematik

Die Inverse Kinematik muss für die vorgegebenen Fußpunktkoordinaten gelöst werden (siehe KinematicLeg S.97). Hierzu ist im folgenden ein analytischer und ein geometrischer (nach [Dilger 1998]) Lösungsansatz beschrieben. Beide arbeiten auf der Basis der αKS -Koordinaten, d.h. der Fußpunkt wird zuerst ins αKS transformiert mittels:

$$P_{\alpha KS} = {}^{\alpha KS}H_{BBKS} \cdot {}^{BBKS}H_{BKS_i} \cdot P_{BKS_i} \quad (D.9)$$

wobei ${}^{BBKS}H_{BKS_i}$ und ${}^{\alpha KS}H_{BBKS}$ gerade die inversen Matrizen von ${}^{BKS_i}H_{BBKS}$ und ${}^{BBKS}H_{\alpha KS}$ darstellen:

$${}^{BBKS}H_{BKS_i} = \begin{pmatrix} \cos(\Phi) & \sin(\Phi) & 0 & 0 \\ -\sin(\Phi) & \cos(\Phi) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.10)$$

$${}^{\alpha KS}H_{BBKS} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(90 - \psi) & \sin(90 - \psi) & -\cos(90 - \psi) \cdot l_{y0} + \sin(90 - \psi) \cdot l_{z0} \\ 0 & -\sin(90 - \psi) & \cos(90 - \psi) & +\sin(90 - \psi) \cdot l_{y0} + \cos(90 - \psi) \cdot l_{z0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (D.11)$$

Nun folgt die eigentliche Berechnung der inversen Kinematik.

D.2.1 Analytischer Ansatz

Nach dieser Koordinatentransformation gilt es die folgende Gleichung eindeutig nach den Gelenkwinkeln $-80 \leq \alpha \leq 80$, $-40 \leq \beta \leq 105$ und $-135 \leq \gamma \leq 0$ aufzulösen:

$$P_{BBKS} = {}^{BBKS}H_{FPKS} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (D.12)$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin(\alpha) \cdot (\cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha) \\ \sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \sin(\beta) \cdot l_\beta \\ -\cos(\alpha) \cdot (\cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha) \\ 1 \end{pmatrix}$$

Wir beginnen mit einer Fallunterscheidung:

Fall 1: $x = z = 0$

Der Winkel α ist beliebig und es verbleiben die folgenden Gleichungen:

$$y = \sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \sin(\beta) \cdot l_\beta \quad (D.13)$$

$$0 = \cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha \quad (D.14)$$

Fall 2: $x \neq 0 \vee z \neq 0$

Es gilt $\cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha \neq 0$.

Fall 2.1: $z = 0$

Dann haben wir sofort:

$$\cos(\alpha) = 0 \quad (D.15)$$

Somit stehen noch die folgenden Gleichungen zur Verfügung:

$$y = \sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \sin(\beta) \cdot l_\beta \quad (D.16)$$

$$-\frac{x}{\sin(\alpha)} = \cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha \quad (D.17)$$

Fall 2.2: $z \neq 0$

Mit der ersten und dritten Zeile ergibt sich:

$$\frac{\sin(\alpha)}{\cos(\alpha)} = \frac{x}{z} \quad (D.18)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{x}{z}\right) \quad (D.19)$$

und es bleiben die folgenden Gleichungen:

$$y = \sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \sin(\beta) \cdot l_\beta \quad (D.20)$$

$$-\frac{z}{\cos(\alpha)} = \cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha \quad (D.21)$$

In jedem Fall haben wir eine Lösung für den Winkel α . Fasst man die Gleichungen (D.14), (D.17) und (D.21) zusammen, so bleibt ein Gleichungssystem der folgenden Form, wobei a bekannt ist:

$$y = \sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \sin(\beta) \cdot l_\beta \quad (\text{D.22})$$

$$a = \cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma + \cos(\beta) \cdot l_\beta + l_\alpha \quad (\text{D.23})$$

was sich mit konstantem $b = a - l_\alpha$ umformen lässt zu:

$$-\sin(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma = \sin(\beta) \cdot l_\beta - y \quad (\text{D.24})$$

$$-\cos(\beta + \gamma) \cdot l_\gamma = \cos(\beta) \cdot l_\beta - b \quad (\text{D.25})$$

Quadrieren und addieren ergibt:

$$l_\gamma^2 = l_\beta^2 - 2 \cdot \sin(\beta) \cdot l_\beta \cdot y + y^2 - 2 \cdot \cos(\beta) \cdot l_\beta \cdot b + b^2 \quad (\text{D.26})$$

Mit konstantem $c = \frac{l_\gamma^2 - l_\beta^2 - y^2 - b^2}{-2 \cdot l_\beta}$ haben wir:

$$c = \sin(\beta) \cdot y + \cos(\beta) \cdot b \quad (\text{D.27})$$

Eine weitere Fallunterscheidung bringt uns:

Fall 1: $y = 0 \wedge b = 0$

Bei $c = 0$ ist β beliebig, ansonsten gibt es keine Lösung.

Fall 2: $y = 0 \wedge b \neq 0$

Dann haben wir:

$$\cos(\beta) = \frac{c}{b} \quad (\text{D.28})$$

Fall 3: $y \neq 0$

Mit der Substitution $\tan(\omega) = \frac{b}{y}$ erhalten wir nacheinander:

$$\frac{c}{y} = \sin(\beta) + \frac{\sin(\omega)}{\cos(\omega)} \cdot \cos(\beta) \quad (\text{D.29})$$

$$\frac{c}{y} \cdot \cos(\omega) = \cos(\omega) \cdot \sin(\beta) + \sin(\omega) \cdot \cos(\beta) \quad (\text{D.30})$$

$$\frac{c}{y} \cdot \cos(\omega) = \sin(\omega + \beta) \quad (\text{D.31})$$

was für $|\frac{c}{y} \cdot \cos(\omega)| \leq 1$ lösbar ist.

Existiert für das Gleichungssystem (D.12) keine Lösung, so ist der entsprechende Fußpunkt nicht erreichbar. Ansonsten liegt der Winkel α eindeutig im Bereich zwischen -90 und 90 Grad. Für β haben wir dagegen immer zwei Lösungen. γ kann dann durch Einsetzen in (D.24) berechnet werden, was wiederum zu zwei Lösungen je β -Wert führt. Somit erhalten wir insgesamt vier Lösungen, von denen zwei durch das Quadrieren fälschlicherweise entstanden sind. Um diese beiden falschen Lösungen zu eliminieren, kontrolliert man mit Hilfe von (D.25). Schließlich werden noch diejenigen Lösungen verworfen, die nicht im vorgegebenen Operationsbereich liegen. Entweder genügt nun keine Lösung den Anforderungen und der Fußpunkt ist nicht erreichbar, oder wir haben eine Lösung, die uns die gewünschten Winkelwerte liefert.

D.2.2 Geometrischer Ansatz

Neben der analytischen Berechnung kann man auch mittels einiger geometrischer Überlegungen zum Ziel gelangen. Der Ausgangspunkt ist auch hier das αKS , bei dem um die y-Achse gedreht wird. Die beiden anderen Gelenke, das β - und das γ -Gelenk, drehen beide in der gleichen Ebene, welche senkrecht auf der Drehachse des α -Gelenks steht. Ist das α -Gelenk positioniert, kann der Fußpunkt also nur noch innerhalb dieser Ebene liegen. Somit muss das α -Gelenk bei einem vorgegebenen Fußpunkt so gedreht werden, dass die dadurch terminierte Ebene auf dem Fußpunkt liegt. Bei einer Einstellung von 0 Grad am α -Gelenk ist dies gerade die y-z-Ebene des αKS . Bei der Projektion des Fußpunkts auf die x-z-Ebene bildet dieser mit der z-Achse und dem Koordinatenursprung ein rechtwinkliges Dreieck, dessen Winkel an der Ecke im Ursprung gerade dem Betrag des gesuchten α -Winkels entspricht. Unter Berücksichtigung des Vorzeichens berechnet sich dieser aus:

$$\alpha = \begin{cases} \arctan(\frac{x}{z}) & , z \neq 0 \\ -\text{sgn}(x) \cdot 90 & , z = 0 \wedge x \neq 0 \\ \text{beliebig} & , z = 0 \wedge x = 0 \end{cases} \quad (\text{D.32})$$

Mit Hilfe des berechneten α -Winkels und der Übergangsmatrix ${}^{\beta KS}H_{\alpha KS}$ wechseln wir zum βKS :

$${}^{\beta KS}H_{\alpha KS} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & 0 & -\sin(\alpha) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin(\alpha) & 0 & \cos(\alpha) & l_\alpha \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{D.33})$$

Das β - und das γ -Gelenk drehen um die jeweiligen x-Achsen, die parallel zueinander liegen. Nun müssen $\beta KS (0,0,0)_{\beta KS}$, γKS und $FPKS (x,y,z)_{\beta KS}$ ein Dreieck auf der y-z-Ebene bilden, damit der Fußpunkt erreicht wird. Zum besseren Verständnis seien die Dreiecksseiten definiert:

$$a_\Delta = \overline{\beta KS \gamma KS} = l_\beta = \text{konstant} \quad (\text{D.34})$$

$$b_\Delta = \overline{\gamma KS FPKS} = l_\gamma = \text{konstant} \quad (\text{D.35})$$

$$c_\Delta = \overline{\beta KS FPKS} = \sqrt{y^2 + z^2} \quad (\text{D.36})$$

Da nur c_Δ variabel ist, kann ein Dreieck nicht für alle Fußpunkte gebildet werden. Es muss gelten:

$$a_\Delta + b_\Delta \geq c_\Delta \quad (\text{D.37})$$

$$a_\Delta + c_\Delta \geq b_\Delta \quad (\text{D.38})$$

$$b_\Delta + c_\Delta \geq a_\Delta \quad (\text{D.39})$$

Diese Zusammenhänge führen zu folgender Einschränkung:

$$|l_\beta - l_\gamma| \leq \sqrt{y^2 + z^2} \leq l_\beta + l_\gamma \quad (\text{D.40})$$

Die Dreieckswinkel berechnen sich dann mittels Kosinussatz:

$$\beta_{\Delta} = \arccos \left(\frac{a_{\Delta}^2 + c_{\Delta}^2 - b_{\Delta}^2}{2 \cdot a_{\Delta} \cdot c_{\Delta}} \right) = \arccos \left(\frac{l_{\beta}^2 + y^2 + z^2 - l_{\gamma}^2}{2 \cdot l_{\beta} \cdot \sqrt{y^2 + z^2}} \right) \quad (\text{D.41})$$

$$\gamma_{\Delta} = \arccos \left(\frac{a_{\Delta}^2 + b_{\Delta}^2 - c_{\Delta}^2}{2 \cdot a_{\Delta} \cdot b_{\Delta}} \right) = \arccos \left(\frac{l_{\beta}^2 + l_{\gamma}^2 - y^2 - z^2}{2 \cdot l_{\beta} \cdot l_{\gamma}} \right) \quad (\text{D.42})$$

Die Dreieckswinkel liegen beide zwischen 0 und 180 Grad. Der gesuchte Winkel β setzt sich nun zusammen aus β_{Δ} und dem Winkel von der negativen z-Achse mit a_{Δ} , welcher mit Hilfe der arctan-Funktion ermittelt wird ($\beta \in [-90, 270]$):

$$\beta = \begin{cases} \beta_{\Delta} + \arctan\left(\frac{y}{-z}\right) & , z < 0 \\ 180 + \beta_{\Delta} + \arctan\left(\frac{y}{-z}\right) & , z > 0 \\ 90 + \beta_{\Delta} & , z = 0 \wedge y \neq 0 \\ \text{beliebig} & , z = 0 \wedge y = 0 \end{cases} \quad (\text{D.43})$$

Der Winkel $-\gamma$ ist der Ergänzungswinkel von γ_{Δ} zu 180 Grad und somit:

$$\gamma = \gamma_{\Delta} - 180 \quad (\text{D.44})$$

Der Fußpunkt ist also nicht erreichbar, sofern die Dreiecksbildung nicht möglich ist oder einer der berechneten Winkel außerhalb des erlaubten Operationsbereichs liegt. Es sei noch darauf hingewiesen, dass bei der Dreiecksbildung aus Symmetriegründen zwei Dreiecke möglich sind, so dass sich die Berechnungen (D.43) und (D.44) auf die für das Laufen notwendige Konstellation beziehen.

D.2.3 Praxiseinsatz

Beide Methoden wurden implementiert und miteinander verglichen. Dabei zeigte die analytische Methode bei der maschinellen Berechnung eine Schwachstelle auf: das Einsetzverfahren mit dem die erhaltenen Lösungen kontrolliert werden. Da bei der maschinellen Berechnung Rundungsfehler auftreten, ist es nicht mehr möglich die beiden Seiten der Gleichung wirklich gleichzusetzen, da sonst keine Lösung als richtig erkannt wird. Man muss also den Differenzbetrag der beiden Seiten betrachten. Ist dieser klein genug, ist die zu testende Lösung korrekt, ansonsten ist sie falsch. Hierbei stellt sich die Frage nach der *richtigen* Grenze, welche wohl nur durch geeignete Experimente zu beantworten ist.

Dagegen zeigte die geometrische Methode eine interessante Möglichkeit auf. Bei nicht zu erreichenden Punkten kann hier ohne großen Aufwand versucht werden, diesen Punkten trotzdem noch möglichst nahe zu kommen. Kann ein Punkt nicht angefahren werden, weil das Dreieck aus β - und γ -Segment nicht zu bilden ist, kann die Entfernung des Punktes einfach auf das maximal bzw. minimal Erlaubte beschränkt werden. Somit erreicht man, dass der resultierende Punkt vom β -Gelenk aus gesehen die gleiche Richtung aufweist wie der ursprüngliche Zielpunkt; nur die Entfernung wird korrigiert. Weiterhin können alle drei Winkel mit einfachsten Mitteln ebenfalls auf ihr Maximum bzw. Minimum beschränkt werden. Dies ist bei der analytischen Lösung nur mit dem α -Winkel problemlos und mit wenig Aufwand

möglich, denn beim β - und γ -Winkel existiert, wie oben schon erwähnt, das Problem der Bestimmung der korrekten Lösungen.

Somit ist die angepasste geometrische Lösung in der Praxis vorzuziehen. Sie bringt den Vorteil, dass ein Bein bei der Arbeit an seinen kinematischen Grenzen nicht ständig auf einer Position verharrt, weil sein augenblicklicher Zielpunkt nicht erreichbar ist. Das Bein folgt der Richtung des Zielpunktes, so dass die vorgegebene kontinuierliche Beintrajektorie nicht unterbrochen, sondern nur auf die Arbeitsbereichsgrenzen beschränkt wird.

Anhang E

Schätzung der Untergrundneigung

Für die höheren Entscheidungsebenen der Steuerung von LAURON ist es von Vorteil zu wissen, ob und wie stark der Untergrund ansteigt bzw. abfällt. Um dies zu ermitteln, reicht die Information der Steigungssensoren allein nicht aus, denn LAURON kann auch auf einer schiefen Ebene eine waagrechte Haltung bezüglich der Erde einnehmen. Um die Untergrundneigung zu berechnen, muss also neben der Sensorinformation auch die Neigung von LAURON bezüglich des Untergrundes betrachtet werden. Die Steigungssensoren liefern uns den Winkel von der Erde zu LAURON (Schreibweise: $\angle(\text{Erde}, \text{LAURON})$). Um nun den Winkel von der Erde zum Untergrund zu erhalten, wird noch der Winkel von LAURON zum Untergrund benötigt:

$$\angle(\text{Erde}, \text{Untergrund}) = \angle(\text{Erde}, \text{LAURON}) - \angle(\text{LAURON}, \text{Untergrund}) \quad (\text{E.1})$$

In diesem Kapitel wird nun näher auf die Schätzung von $\angle(\text{LAURON}, \text{Untergrund})$ mit Hilfe der auf den Boden aufsetzenden Beine eingegangen. Dazu legen wir eine Ebene mit der allgemeinen Ebenengleichung

$$Ax + By + Cz + D = 0 \quad A, B, C \text{ nicht gleichzeitig } 0 \quad (\text{E.2})$$

durch die Fußpunkte (im Lauronkoordinatensystem) der auf dem Boden aufsetzenden Beine. Eine Ebene ist schon durch 3 Parameter eindeutig bestimmt; also dividieren wir durch C , um den Skalierungsfaktor in (E.2) zu eliminieren, denn wir wissen $C \neq 0$, da LAURON nicht senkrecht an einer Wand stehen kann:

$$\frac{A}{C}x + \frac{B}{C}y + z + \frac{D}{C} = \hat{A}x + \hat{B}y + z + \hat{D} = 0 \quad (\text{E.3})$$

Aufgrund ständig wechselnder Anzahl der Fußpunkte (zwischen 3 und 6) wenden wir die kleinste Quadrate Methode an, um die Ebene abzuschätzen. Wir haben bei der Berechnung also $3 \leq k \leq 6$ Gleichungen der Form:

$$\hat{A}x_i + \hat{B}y_i + z_i + \hat{D} = r_i \quad 1 \leq i \leq k \quad (\text{E.4})$$

Die kleinste Quadrate Methode bringt dann:

$$\|R\|_2 = \left\| \begin{pmatrix} r_1 \\ \vdots \\ r_k \end{pmatrix} \right\|_2 = \sum_{i=1}^k (\hat{A}x_i + \hat{B}y_i + z_i + \hat{D})^2 \longrightarrow \text{Min} \quad (\text{E.5})$$

Partielles Ableiten nach \hat{A} , \hat{B} und \hat{D} sowie Nullsetzen führt zu folgendem Gleichungssystem in Matrixschreibweise (Summierungsgrenzen wie in (E.5)):

$$\begin{pmatrix} \sum x_i^2 & \sum x_i y_i & \sum x_i \\ \sum y_i x_i & \sum y_i^2 & \sum y_i \\ \sum x_i & \sum y_i & \sum 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \hat{A} \\ \hat{B} \\ \hat{D} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sum x_i z_i \\ -\sum y_i z_i \\ -\sum z_i \end{pmatrix} \quad (\text{E.6})$$

Nach dessen Lösung haben wir die Parameter der modifizierten Ebenengleichung (E.3), so dass wir die Winkel des Lots dieser Ebene im Nullpunkt mit den positiven Achsen berechnen können:

$$\cos(\varphi_x^{\text{lot}}) = \frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} = \frac{\hat{A}}{\sqrt{\hat{A}^2 + \hat{B}^2 + 1}} \quad \varphi_x^{\text{lot}} \in [0, 180] \quad (\text{E.7})$$

$$\cos(\varphi_y^{\text{lot}}) = \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} = \frac{\hat{B}}{\sqrt{\hat{A}^2 + \hat{B}^2 + 1}} \quad \varphi_y^{\text{lot}} \in [0, 180] \quad (\text{E.8})$$

Da wir aber nicht den Winkel vom Lot zu den Achsen benötigen, sondern von der Ebene selbst, muss jeweils 90 Grad abgezogen werden:

$$\varphi_x = \varphi_x^{\text{lot}} - 90 \quad \varphi_x \in [-90, 90] \quad (\text{E.9})$$

$$\varphi_y = \varphi_y^{\text{lot}} - 90 \quad \varphi_y \in [-90, 90] \quad (\text{E.10})$$

Schließlich müssen wir die Ergebnisse noch negieren, da wir $\angle(\text{Untergrund}, \text{LAURON})$ abgeschätzt haben und es gilt:

$$\angle(\text{LAURON}, \text{Untergrund}) = -\angle(\text{Untergrund}, \text{LAURON}) \quad (\text{E.11})$$

Mit Hilfe der Steigungssensorinformationen und der Beziehung (E.1) erhalten wir nun eine Schätzung der Untergrundneigung (steigt der Untergrund in Richtung der positiven Achsen an, dann ist der ausgegebene Winkel positiv, ansonsten negativ). Es sei noch angemerkt, dass man bei Verwendung der Fußpunkte im Weltkoordinatensystem statt im Lauronkoordinatensystem mit der Ebenenneigung direkt die Untergrundneigung berechnet. Da für die Steuerung aber auch $\angle(\text{LAURON}, \text{Untergrund})$ von Interesse ist, wurde der hier vorgestellte Weg gewählt.

Literaturverzeichnis

- [Amshoff 1995] Ch. Amshoff. Generierung verschiedener Gangarten bei einer sechsbeinigen Laufmaschine. Diplomarbeit, Forschungszentrum Informatik an der Universität Karlsruhe, 1995.
- [Angle 1990] C. Angle, R. Brooks. Small Planetary Rovers. In *IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems*, S. 383 – 388, Ibaraki/Japan, 1990.
- [Berns 1991] K. Berns, M. Fiebert. Laufmaschinen – von der Fiktion zur Realität – Eine Übersicht. *Technische Rundschau Schweiz*, 46:42 – 51, 1991.
- [Berns 2000] K. Berns. The Walking Machine Catalogue. <http://www.fzi.de/ids>, 2000.
- [Brandl 1999] F. Brandl. Entwurf einer modularen Steuerung für eine sechsbeinige Laufmaschine. Studienarbeit, Forschungszentrum Informatik an der Universität Karlsruhe, 1999.
- [Brooks 1986] R.A. Brooks. A Robust Layered Control System for a Mobile Robot. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, RA-2(1):14 – 23, 1986.
- [Cruse 1990] H. Cruse. What Mechanisms Coordinate Leg Movement in Walking Arthropods? *Trends in Neurosciences*, 13(1):15 – 21, 1990.
- [Cruse 1991] H. Cruse, J. Dean, U. Müller, J. Schmitz. The Stick Insect as a Walking Robot. In *Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Robotics: Robots in unstructured Environment (ICAR '91)*, S. 936 – 940, Pisa/Italien, 1991.
- [Cruse 1992] H. Cruse, U. Müller-Wilms, J. Dean. Improved Neural Net Controller for a Six-Legged Walking Machine. In *Proceedings of the Conference: From Animals to Animates*, Hawaii, USA, 1992.
- [Cruse 1995] H. Cruse, Ch. Bartling, G. Cymbalyuk, J. Dean, M. Dreifert. A Modular Artificial Neural Net for Controlling a Six-Legged Walking System. *Biological Cybernetics*, 72:421 – 430, 1995.
- [Cruse 1998] H. Cruse, Th. Kindermann, M. Schumm, J. Dean, J. Schmitz. Walknet— a Biologically Inspired Network to Control Six-Legged Walking. *Neural Networks*, 11:1435 – 1447, 1998.
- [Dean 1999] J. Dean, T. Kindermann, J. Schmitz, M. Schumm, H. Cruse. Control of Walking in the Stick Insect: From Behavior and Physiology to Modeling. *Autonomous Robots*, 7:271 – 288, 1999.

- [Dilger 1998] F. Dilger. Entwicklung und Analyse verschiedener Gangarten auf der Laufmaschine LAURON II. Studienarbeit, Forschungszentrum Informatik an der Universität Karlsruhe, 1998.
- [Ferrell 1995a] C. Ferrell. A Comparison of Three Insect-Inspired Locomotion Controllers. *Robotics and Autonomous Systems*, 16(2 – 4):135 – 159, 1995.
- [Ferrell 1995b] C. Ferrell. Global Behavior via Cooperative Local Control. *Autonomous Robots*, 2(2):105 – 125, 1995.
- [Frik 1999] M. Frik, M. Guddat, M. Karatas, D.C. Losch. A Novel Approach to Autonomous Control of Walking Machines. In *2nd Int. Conf. on Climbing and Walking Robots CLAWAR 99*, S. 333 – 342, Portsmouth, UK, 1999.
- [Kepplin 1999] V. Kepplin, K. Berns. A Concept for Walking Behaviour in Rough Terrain. In *Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines*, S. 509 – 516, 1999.
- [Müller-Wilm 1992] U. Müller-Wilm, H. Cruse, J. Eltze, J. Dean, H.-J. Weidemann, F. Pfeiffer. Kinematic Model of a Stick Insect as an Example of a Six-Legged Walking System. *Adaptive Behaviour*, 1(2):155 – 169, 1992.
- [Pearson 1984] K. G. Pearson, R. Franklin. Characteristics of Leg Movements and Patterns of Coordination in Locusts Walking on Rough Terrain. *International Journal of Robotics Research*, 3(2):101 – 112, 1984.
- [Pfeiffer 1991] F. Pfeiffer, H.-J. Weidemann, P. Danowski. Dynamics of the Walking Stick Insect. *IEEE Control Systems Magazine*, 11(2):9 – 13, 1991.
- [Scholl 2000] K.-U. Scholl, V. Kepplin, J. Albiez, R. Dillmann. Developing Robot Prototypes with an Expandable Modular Controller Architecture. In *International Conference on Intelligent Autonomous Systems*, S. 67 – 74, 2000.
- [Weidemann 1994] H.-J. Weidemann, F. Pfeiffer, J. Eltze. The Six-Legged TUM Walking Robot. In *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 1026 – 1033, Munich, 1994.
- [Wilson 1966] D. M. Wilson. Insect walking. *Annual Review of Entomology*, 11:103 – 122, 1966.