

Verwendung neuronaler Oszillatoren zur Steuerung
biomechanischer Modelle am Beispiel einer
zweibeinigen Laufmaschine

Diplomarbeit
von
Valentin Keppler

Lehr- und Forschungsbereich Theoretische Astrophysik
der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

9. Dezember 2003

Zusammenfassung

Neurobiologische Studien ergaben Hinweise auf die Beteiligung “Zentraler Mustergeneratoren” (*CPG*) an der Steuerung der Fortbewegung von Lebewesen. Diese neuronale Einheiten, welche eigenständig zeitlich wiederkehrende Erregungsmuster erzeugen, sollen in dieser Arbeit im Rahmen einer Computersimulation des menschlichen Gehens daraufhin untersucht werden, ob sie dazu geeignet sind in der Biomechanik als Steuerungskonzept Verwendung zu finden.

Modelliert wird ein zweidimensionales Mehrkörpersystem mit menschenähnlichen Parametern, welches von 12 Neuronen gesteuert wird. Hierbei wird eine Arbeit einer japanischen Arbeitsgruppe [TYS91] als Grundlage verwendet. Es wird gezeigt, in wie weit ein solches Modell erweiterbar ist und ob biomechanische Aspekte eingebracht werden können

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abbildungsverzeichnis	8
1 Grundlagen	12
1.1 Mechanik	12
1.1.1 Umsetzung	13
1.1.2 Die Newton-Euler Methode	13
1.1.2.1 Eine Laufmaschine	14
1.1.2.2 Bewegungsgleichungen	15
1.1.2.3 Die Zwangsbedingungen	18
1.1.3 Gleichungsgeneratoren	20
1.1.4 Grundprinzip der gekoppelten Oszillatoren	21
1.2 Neurobiologische Vorbemerkungen	22
1.2.1 Die Entstehung von Bewegung	22
1.2.2 Die Rolle des Rückenmarks	24
1.2.3 Hinweise auf Mustergeneratoren im Rückenmark	25
1.2.4 Mustergeneratoren in Computersimulationen	27

2	Beschreibung des Modells	31
2.1	Kurzeinstieg	31
2.2	Motivation	31
2.3	Mechanik - Das Modell	32
2.4	Die Steuerung	33
2.4.1	Das Modell des Mustergenerators	33
2.4.1.1	Der Neuronale Oszillator	33
2.4.1.2	Das Netz der Oszillatoren	34
2.4.1.3	Das Funktionsprinzip	37
2.5	Die Modellierung mit SIMSYS	38
2.5.1	Mechanischer Teil	38
2.5.2	Neuronaler Teil	39
2.5.3	Notwendige Abweichungen von Basismodell	39
3	Die Simulation	42
3.1	Erwartete Ergebnisse	42
3.2	Ergebnisse	43
3.2.1	Neuronen mit und ohne Feedback	43
3.2.2	Die Darstellung des Laufs	45
3.2.3	Die Winkel	46
3.2.4	Die aktiven Momente	47
3.2.5	Die resultierenden Momente	48
3.2.6	Die Bodenreaktionskräfte	48
3.3	Weitere Untersuchungen	49
3.3.1	Stabilität	49

3.3.2	Das höhere Zentrum	50
3.3.3	Adaptionsfähigkeit der neuronalen Steuerung	52
3.3.3.1	Ergebnis Bergauf-Lauf	52
3.3.3.2	Ergebnis Bergab-Lauf	52
3.3.3.3	Sonstige Störungen	53
4	Biomechanik	54
4.1	Verschiedene Bodenmodelle unter Annahme des Rumpfes als Schwabbelmasse	54
4.1.1	Bodenmodelle	54
4.1.2	Warum eine Schwabbelmasse?	55
4.1.3	Die Momente mit Schwabbelmasse	57
4.1.4	Die Bodenreaktionskräfte mit Schwabbelmasse	58
4.1.5	Stabilität mit Schwabbelmasse	60
4.2	Gelenkansschläge	61
4.2.1	Stetige Gelenkansschläge	61
4.2.2	Die Momente mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen	62
4.2.3	Die Bodenreaktionskräfte mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen	63
4.2.4	Stabilität mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen - Optimierung der Gelenkanschlagsparameter	65
4.2.5	Boden nach Scott-Winter mit linearer X-Komponente	66
5	Ein Modell mit Rumpf und Füßen	67
5.1	Koordination komplexer Bewegungsabläufe mit neuronalen Oszillatoren	67

5.1.1	Unterschied zwischen inneren Gelenkmomenten und äußeren Momenten auf Extremitäten	68
5.2	Das modifizierte Modell	69
5.3	Ergebnisse der Simulation	69
6	Diskussion der Ergebnisse	71
6.1	Was erzielt wurde:	71
6.2	Was nicht gelungen ist:	72
6.3	Warum manches nicht gelungen ist:	72
6.3.1	Ein Metronom	72
6.3.1.1	Mechanisch stabiles System	73
6.3.1.2	Mechanisch instabiles System	75
6.3.1.3	Parameteranpassung bei einfachen Systemen	76
6.4	Erweiterbarkeit des Modells	78
6.4.1	Erweiterung durch eigene Überlegungen	78
6.4.2	Untersuchung eines beschriebenen Folgemodells	80
6.4.3	Änderung der Mechanik in kleinen Schritten	80
6.5	Schlußfolgerung	81
A	Beschreibung des Grundmodells	82
A.1	Parameter des Modells	82
A.1.1	Feedbackgleichungen Kopplung der Neuronen an die mechanischen Zustandsgrößen	84
A.2	Verbindungsgewichte des neuronalen Netzes	85
A.3	Zeitkonstanten der Neuronen	85
A.4	Neuro-mechanische Kopplung	85

A.5	Startwerte	86
A.6	Bodenkraftdetektion	89
A.7	Matritzen zu Newton-Euler Verfahren	89
B	Parameter der modifizierten Modelle	91
B.1	Biomechanische Bodenmodelle	92
B.2	Gelenkanschlage	93
B.3	Ankopplung des “Rumpfs” Schwabbelmasse	93
B.4	Parameter “Metronom”	94
B.4.1	Gerritsen und Scott-Winter ohne Schwabbelmasse	95
B.5	Programmcode	96
B.5.1	Bestimmung der Startwerte der Neuronengleichungen	96
	Literaturverzeichnis	102

Abbildungsverzeichnis

1.1	Das Modell - Koordinaten	14
1.2	Grobe Skizze des neuromuskulären Apparates	22
1.3	Pyramidale und extrapyramidale Bahn	23
1.4	Die Verbindungen	28
1.5	Erzeugtes Pattern	29
2.1	Das Modell - Schema	32
2.2	Verbindungsschema der Neuronen	37
3.1	Neuronen ohne Feedback	44
3.2	Neuronen mit Feedback	44
3.3	Einschwungphase	45
3.4	Rennen (bereits eingeschwungen)	45
3.5	Winkel des rechten Oberschenkels	46
3.6	Winkel des rechten Unterschenkels	46
3.7	Hüftmomente	47
3.8	Kniemomente	47
3.9	Fußmomente	47
3.10	Resultierendes Gesamtmoment auf Oberschenkel	48

3.11	Resultierendes Gesamtmoment auf Unterschenkel	48
3.12	Bodenreaktionskräfte in X	49
3.13	Bodenreaktionskräfte in Y	49
3.14	Phasenportrait Oberschenkel mit Einschwingphase	50
3.15	Phasenportrait Oberschenkel ohne Einschwingphase	50
3.16	Phasenportrait Unterschenkel mit Einschwingphase	50
3.17	Phasenportrait Unterschenkel ohne Einschwingphase	50
3.18	Stimulation des CPG ($U_0 = f(t)$)	51
3.19	Schrittlänge unter Stimulation	51
3.20	Winkel zwischen den Oberschenkeln als Funktion von (U_0)	51
3.21	Die Hysterese unter Stimulationsänderung	51
3.22	Hanglauf	53
4.1	Moment auf Oberschenkel Boden nach Gruber (S)	57
4.2	Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (S)	57
4.3	Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (S)	57
4.4	Moment auf Oberschenkel linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)	57
4.5	Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gruber (S)	58
4.6	Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (S)	58
4.7	Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (S)	58
4.8	Bodenkraft X-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)	58
4.9	Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gruber (S)	59
4.10	Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (S)	59
4.11	Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (S)	59
4.12	Bodenkraft Y-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)	59

4.13 Phasenportrait Boden nach Gruber (S)	60
4.14 Phasenportrait Boden nach Scott Winter (S)	60
4.15 Phasenportrait Boden nach Gerritsen (S)	60
4.16 Phasenportrait linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)	60
4.17 Moment auf Oberschenkel Boden nach Gruber (S+A)	62
4.18 Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (S+A)	62
4.19 Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (S+A)	62
4.20 Moment auf Oberschenkel linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)	62
4.21 Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gruber (S+A)	63
4.22 Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (S+A)	63
4.23 Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (S+A)	63
4.24 Bodenkraft X-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)	63
4.25 Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gruber (S+A)	64
4.26 Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (S+A)	64
4.27 Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (S+A)	64
4.28 Bodenkraft Y-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)	64
4.29 Phasenportrait Boden nach Gruber (S+A)	65
4.30 Phasenportrait Boden nach Scott Winter (S+A)	65
4.31 Phasenportrait Boden nach Gerritsen (S+A)	65
4.32 Phasenportrait linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)	65
4.33 Momentenverlauf	66
4.34 Bodenreaktionskraft in X	66
4.35 Bodenreaktionskraft in Y	66
4.36 Phasenportrait	66

5.1	Vergleich innerer und äußerer Momente	68
5.2	Lauf mit Rumpf und Füßen	69
5.3	Momentenverlauf	70
5.4	Bodenreaktionskraft in X	70
5.5	Bodenreaktionskraft in Y	70
5.6	Phasenportrait	70
6.1	Ein "Metronom"	72
6.2	Ohne aktive Momente	74
6.3	Mit aktiven Momenten	74
6.4	Nach Änderung der Adaptionkonstanten	74
6.5	Abweichung vom Sollwert	75
6.6	Korrektur über Feedback	75
6.7	Korrektur über Kraftkonstanten	75
6.8	Latente Instabilität	75
6.9	Verallgemeinerung auf 1a-Afferenz?	77
A.1	Modell	82
A.2	Kräfte und Momente	82
B.1	Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (n)	95
B.2	Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (n)	95
B.3	Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (n)	95
B.4	Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (n)	95
B.5	Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (n)	95
B.6	Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (n)	95

Kapitel 1

Grundlagen

In seiner Veröffentlichung [TYS91] beschreibt G. Taga eine auf die Saggitalebene beschränkte Simulation einer zweibeinigen Laufmaschine. Diese wird von neuronalen Oszillatoren derart gesteuert, daß sich eine stabile Fortbewegung ergibt. Diese Arbeit soll auf dieser Grundlage basierend die Verwendbarkeit dieses Konzeptes für biomechanische Simulationen untersuchen. Sie läßt sich in zwei Hauptteile untergliedern: Den neurologischen und den mechanischen Teil.

Im folgenden Kapitel wird auf die mechanischen und neurologischen Grundlagen eingegangen¹

1.1 Mechanik

Aus mechanischer Sicht stellt sich folgende Aufgabe:

Es soll eine Vorwärtssimulation eines zweidimensionalen vereinfachten Modells des Menschen erstellt werden. An den Körpern dieser kinematischen Kette sollen wohldefinierte, zustandsabhängige Momente so wirken, daß ein stabiles “Laufen” erzielt wird.

¹Wobei Kapitel 2 für “Überspringer” einen Kurzeinstieg bietet

1.1.1 Umsetzung

Eine Untersuchung zur Laufdynamik stellt aus physikalischer Sicht ein Problem der Kinematik von Systemen starrer Körper dar. Dieses Gebiet ist physikalisch begreifbar, und man verfügt über Formalismen, wie man eine zeitliche Entwicklung eines solchen Systems deterministisch behandeln kann.

Wobei man jedoch beachten muß, daß man je nach Komplexität des Problems manchmal schon auf chaotisches Verhalten trifft. Chaos, und nichtlineare Dynamik sind zwar von großer Popularität, stellen aber die eigentlichen Grenzen einer mechanischen Untersuchung von Systemen starrer Körper dar, weil mit zunehmender Zeit die Abhängigkeit von den Startwerten immer stärker zum Tragen kommt. Rechnet man aber genau genug, ist die eigentliche mechanische Aufgabenstellung aber im allgemeinen zumindest für einen gewissen Zeitraum zuverlässig lösbar.

Verfahren, die geeignet sind, die zeitliche Entwicklung eines Verbunds starrer Körper bei gegebenen Startwerten zu berechnen, sind z.B. das Newton-Euler Verfahren oder der Lagrang'sche Formalismus. Solche Verfahren führen auf einen oft sehr komplexen Satz von Differentialgleichungen, die nicht analytisch lösbar sind. Deshalb muß man zu numerischen Lösungen greifen und hat bei steigender Komplexität der Simulation zunehmend mit numerischen Problemen und großen Anforderungen an die Ressourcen zu rechnen. Somit ist es oft nötig ein angemessen vereinfachtes Modell der realen Mechanik zu wählen.

1.1.2 Die Newton-Euler Methode

Wie der Name schon sagt verbindet dieses Verfahren die Newtonschen Gleichungen zur Bewegung der Massenschwerpunkte der einzelnen Starrkörper, drei pro Körper, mit den drei Eulerschen Gleichungen pro Körper, welche die Rotation der Körper um den Schwerpunkt beschreiben.

Zuerst wird so vorgegangen, als ob sich die Körper ohne Wechselwirkung bewegen würden. So erhält man einen Satz von $6n$ Gleichungen für n Körper. Weitere m Gleichungen werden von den m Zwangsbedingungen geliefert, die vorher zweimal nach der Zeit differenziert werden müssen.

Für das weitere Vorgehen gibt es zwei Varianten:

- Die erste Variante:

Man geht über auf generalisierte Koordinaten: Jede der m Zwangsbedingungen nimmt einen Freiheitsgrad. Man integriert nun die $6n-m$ Gleichungen, welche die Beschleunigungen der generalisierten Koordinaten beschreiben. Bei diesem Verfahren treten bei einer großen Zahl von Freiheitsgraden Probleme mit großen Termen auf, die sich schlecht automatisch bearbeiten lassen.

- Die zweite Variante:

Man integriert die $6n+m$ Gleichungen die die Beschleunigungen und die Komponenten der Zwangskräfte darstellen. Ein Vorteil dieser Methode ist, daß sie die Zwangskräfte gleich mit liefert. Der Nachteil liegt darin, daß die Zwangsbedingungen nicht implizit in den zu integrierenden Gleichungen auftreten. Numerische Fehler können zu einem "Zerfallen" des Modells führen, da die Starrkörper der kinematischen Kräfte nur durch die mitintegrierten Zwangskräfte im Gelenk zusammengehalten werden.

1.1.2.1 Eine Laufmaschine

Ein einfaches Modell eines Menschen sei wie in Abb. 1.1 gezeigt angenommen.

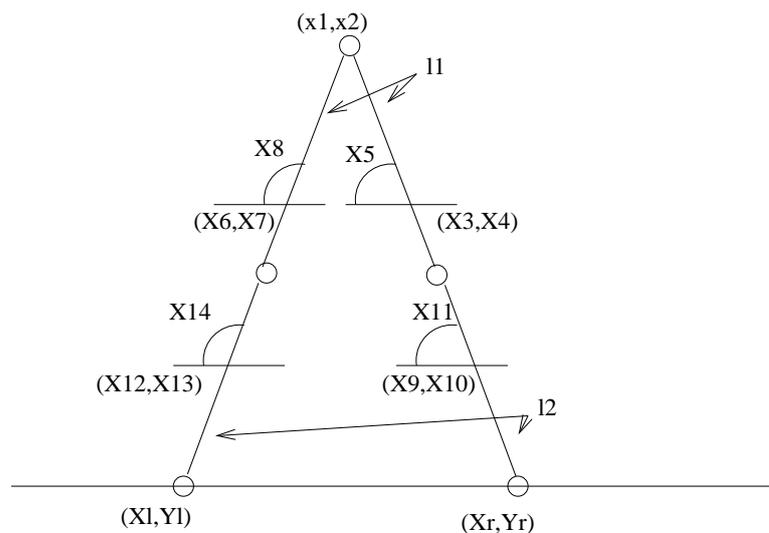


Abbildung 1.1: Das Modell - Koordinaten

Es besteht aus vier Starrkörpern, sowie einer Punktmasse, welche an $(\boldsymbol{x}_1, \boldsymbol{x}_2)$ lokalisiert, die Masse von Rumpf, Kopf und Armen repräsentiert [TYS91].

1.1.2.2 Bewegungsgleichungen

Man stellt nun die Bewegungsgleichungen im 2-Dimensionalen für diese 5 Körper auf.

Zunächst die Newton'schen Gleichungen:

$$\begin{aligned}
 M\ddot{\boldsymbol{x}}_1 &= \boldsymbol{F}_1 + \boldsymbol{F}_3 \\
 M\ddot{\boldsymbol{x}}_2 &= \boldsymbol{F}_2 + \boldsymbol{F}_4 - M\boldsymbol{g} \\
 m_1\ddot{\boldsymbol{x}}_3 &= -\boldsymbol{F}_1 + \boldsymbol{F}_5 \\
 m_1\ddot{\boldsymbol{x}}_4 &= -\boldsymbol{F}_2 + \boldsymbol{F}_6 - m_1\boldsymbol{g} \\
 m_1\ddot{\boldsymbol{x}}_6 &= -\boldsymbol{F}_3 + \boldsymbol{F}_7 \\
 m_1\ddot{\boldsymbol{x}}_7 &= -\boldsymbol{F}_4 + \boldsymbol{F}_8 - m_1\boldsymbol{g} \\
 m_2\ddot{\boldsymbol{x}}_9 &= -\boldsymbol{F}_5 + \boldsymbol{f}_{g1} \\
 m_2\ddot{\boldsymbol{x}}_{10} &= -\boldsymbol{F}_6 + \boldsymbol{f}_{g2} - m_2\boldsymbol{g} \\
 m_2\ddot{\boldsymbol{x}}_{12} &= -\boldsymbol{F}_7 + \boldsymbol{F}_{g3} \\
 m_2\ddot{\boldsymbol{x}}_{13} &= -\boldsymbol{F}_8 + \boldsymbol{F}_{g4} - m_2\boldsymbol{g}
 \end{aligned}
 \tag{1.1}$$

Hierbei berücksichtigt man:

- die Zwangskräfte $(\boldsymbol{F}_1 \dots \boldsymbol{F}_8)$
- die Bodenreaktionskräfte $(\boldsymbol{F}_{g1} \dots \boldsymbol{F}_{g4})$
- sowie die Gewichtskräfte

Nun die Euler'schen Gleichungen im 2-Dimensionalen :

$$\begin{aligned}
I_1 \ddot{x}_5 &= -F_1(l_1/2) \sin x_5 - F_2(l_1/2) \cos x_5 \\
&\quad - F_5(l_1/2) \sin x_5 - F_6(l_1/2) \cos x_5 \\
&\quad + Mr_1 \\
I_1 \ddot{x}_8 &= -F_3(l_1/2) \sin x_8 - F_4(l_1/2) \cos x_8 \\
&\quad - F_7(l_1/2) \sin x_8 - F_8(l_1/2) \cos x_8 \\
&\quad + Mr_2 \\
I_2 \ddot{x}_{11} &= -F_5(l_2/2) \sin x_{11} - F_6(l_2/2) \cos x_{11} \\
&\quad - F_{g1}(l_2/2) \sin x_{11} - F_{g2}(l_2/2) \cos x_{11} \\
&\quad + Mr_3 \\
I_2 \ddot{x}_{14} &= -F_7(l_2/2) \sin x_{14} - F_8(l_2/2) \cos x_{14} \\
&\quad - F_{g3}(l_2/2) \sin x_{14} - F_{g4}(l_2/2) \cos x_{14} \\
&\quad + Mr_4
\end{aligned} \tag{1.2}$$

Hierbei seien die, aus aktiven und passiven Momenten resultierenden, Gelenkmomente:

$$\begin{aligned}
Mr_1 &= -b_1 |x_5 - \pi/2| \dot{x}_5 - \{b_2 + b_k f(x_5 - x_{11})\} (\dot{x}_5 - \dot{x}_{11}) \\
&\quad - k_k h(x_5 - x_{11}) + T_{r1} + T_{r3} \\
Mr_2 &= -b_1 |x_8 - \pi/2| \dot{x}_8 - \{b_2 + b_k f(x_8 - x_{14})\} (\dot{x}_8 - \dot{x}_{14}) \\
&\quad - k_k h(x_8 - x_{14}) + T_{r2} + T_{r4} \\
Mr_3 &= -\{b_2 + b_k f(x_5 - x_{11})\} (\dot{x}_{11} - \dot{x}_5) \\
&\quad + k_k h(x_5 - x_{11}) - T_{r3} - T_{r5} \\
Mr_4 &= -\{b_2 - b_k f(x_8 - x_{14})\} (\dot{x}_{14} - \dot{x}_8) \\
&\quad + k_k h(x_8 - x_{14}) - T_{r4} - T_{r6}
\end{aligned} \tag{1.3}$$

Die Funktionen $f(x)$ und $h(x)$ sind folgendermaßen definiert:

$$f(x) = \max(0, x)$$

$$h(x) = \begin{cases} 0 & \text{für } (x \leq 0) \\ 1 & \text{für } (x > 0) \end{cases}$$

Die Bodenreaktionskräfte ergeben sich aus:

$$F_{g1} = \begin{cases} -k_g(x_r - x_{r0}) - b_g\dot{x}_r & \text{wenn } y_r - y_g(x_r) < 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$$F_{g2} = \begin{cases} -k_g(y_r - y_{r0}) + b_g f(-\dot{y}_r) & \text{wenn } y_r - y_g(x_r) < 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$$F_{g3} = \begin{cases} -k_g(x_l - x_{l0}) - b_g\dot{x}_l & \text{wenn } y_l - y_g(x_l) < 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$$F_{g4} = \begin{cases} -k_g(y_l - y_{l0}) + b_g f(-\dot{y}_l) & \text{wenn } y_l - y_g(x_l) < 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

hierbei ist $y_g(x)$ die Funktion welche den Bodenverlauf definiert.

Im Spezialfall eines ebenen Bodens ist $y_g = 0$.

(x_r, y_r) geben die Position des Fußgelenks an und sind gegeben durch:

$$(x_r, y_r) = (\{x_9 + (l_2/2) \cos x_{11}\}, \{x_{10} - (l_2/2) \sin x_{11}\})$$

$$(x_l, y_l) = (\{x_{12} + (l_2/2) \cos x_{14}\}, \{x_{13} - (l_2/2) \sin x_{14}\})$$

Mit den sechs Momenten ($T_{r1} \dots T_{r6}$), die durch die neuronalen Oszillatoren festgelegt werden, lassen sich die Gleichungen schreiben:

$$\ddot{x} = P(x)F + Q(x, \dot{x}, T_r(y), F_g(x, \dot{x})) \quad (1.4)$$

Hierbei sind:

1. x ein (14×1) Vektor, bestehend aus den 10 Inertialkoordinaten der Hebelendpunkte, sowie der 4 Inertialwinkel der Gelenke.

2. \mathbf{P} eine (14×8) Matrix.
3. \mathbf{F} der (8×1) Vektor der Zwangskräfte.
4. \mathbf{Q} ein (14×1) Vektor der von folgenden Komponenten abhängt:
 - (a) $\mathbf{T}_r(\mathbf{y})$ ist der (6×1) Vektor der in den Gelenken angreifenden Momente, \mathbf{y} ist der (12×1) Vektor des Outputs des Neuronalen Oszillators.
 - (b) \mathbf{F}_g ist der (4×1) Vektor der Bodenreaktionskräfte.

1.1.2.3 Die Zwangsbedingungen

Weitere Gleichungen liefern die Zwangsbedingungen.

Die Zwangsbedingungen lauten:

$$\begin{aligned}
 x_1 &= x_3 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_5 \\
 x_2 &= x_4 + \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_8 \\
 x_1 &= x_6 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 \\
 x_2 &= x_7 + \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_8 \\
 x_3 + \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_5 &= x_9 - \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{11} \\
 x_4 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_5 &= x_{10} + \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{11} \\
 x_6 + \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 &= x_{12} - \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{14} \\
 x_7 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_8 &= x_{13} + \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{14}
 \end{aligned}$$

Damit hieraus Gleichungen entstehen, die dieselben Unbekannten wie die Bewegungsgleichungen enthalten, muß man sie zweimal nach der Zeit differenzieren.

Man erhält:

$$\begin{aligned}
\ddot{x}_1 - \ddot{x}_3 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_5 \ddot{x}_5 &= \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_5 \dot{x}_5^2 \\
\ddot{x}_2 - \ddot{x}_4 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_5 \ddot{x}_5 &= \left(\frac{-l_1}{2}\right) \sin x_5 \dot{x}_5^2 \\
\ddot{x}_1 - \ddot{x}_6 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_8 \ddot{x}_8 &= \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 \dot{x}_8^2 \\
\ddot{x}_2 - \ddot{x}_7 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 \ddot{x}_8 &= \left(\frac{-l_1}{2}\right) \sin x_8 \dot{x}_8^2 \\
\ddot{x}_3 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_5 \ddot{x}_5 - \ddot{x}_9 - \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{11} \ddot{x}_{11} &= \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_5 \dot{x}_5^2 \\
&\quad + \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{11} \dot{x}_{11}^2 \\
\ddot{x}_4 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_5 \ddot{x}_5 - \ddot{x}_{10} - \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{11} \ddot{x}_{11} &= \left(\frac{-l_1}{2}\right) \sin x_5 \dot{x}_5^2 \\
&\quad - \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{11} \dot{x}_{11}^2 \\
\ddot{x}_6 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \sin x_8 \ddot{x}_8 - \ddot{x}_{12} - \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{14} \ddot{x}_{14} &= \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 \dot{x}_8^2 \\
&\quad + \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{14} \dot{x}_{14}^2 \\
\ddot{x}_7 - \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos x_8 \ddot{x}_8 - \ddot{x}_{13} - \left(\frac{l_2}{2}\right) \cos x_{14} \ddot{x}_{14} &= \left(\frac{-l_1}{2}\right) \sin x_8 \dot{x}_8^2 \\
&\quad + \left(\frac{l_2}{2}\right) \sin x_{14} \dot{x}_{14}^2
\end{aligned}$$

Was man in Matrixform schreiben kann:

$$C(x)\ddot{x} = D(x, \dot{x}) \quad (1.5)$$

Die Matrizen sind im Anhang A.7 abgebildet. Die allgemeine Form der Gleichungen 1.4 kann nun in 1.5 eingesetzt werden.

Man erhält nun:

$$F = [C(x)P(x)]^{-1}[D(x, \dot{x}) - C(x)Q(x, \dot{x}, Tr_y, Fg(x, \dot{x}))] \quad (1.6)$$

Setzt man 1.6 in 1.4 ein, erhält man die gesuchten Beschleunigungen:

$$\begin{aligned} \ddot{\mathbf{x}} = & \mathbf{P}(\mathbf{x})[\mathbf{C}(\mathbf{x})\mathbf{P}(\mathbf{x})]^{-1}[\mathbf{D}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) - \mathbf{C}(\mathbf{x})\mathbf{Q}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}\mathbf{Tr}(\mathbf{y}), \mathbf{Fg}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}))] \\ & + \mathbf{Q}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{Tr}(\mathbf{y}), \mathbf{Fg}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}})) \end{aligned} \quad (1.7)$$

Die in 1.7 dargestellte Form kann nun in einem entsprechenden Computerprogramm abgebildet werden, und mittels geeigneter Integrationsroutinen aufintegriert werden. Die hierzu benötigten Algorithmen sind z.B. in [PTVB94] beschrieben.

1.1.3 Gleichungsgeneratoren

Wenn man Mehrkörpersysteme modelliert, so kann man natürlich jedesmal die Bewegungsgleichungen “von Hand” aufstellen. Es existieren aber auch Simulationsprogramme, die einem die Arbeit mit MKS erleichtern, indem sie aus Benutzereingaben die Bewegungsgleichungen generieren. Solches leistet zum Beispiel *bgg*. Das Programm *bgg* automatisiert das Newton-Euler-Verfahren und ist in einer 2-D-, und auch in einer 3-D Variante entwickelt worden [Hos93].

Ein Programmpaket welches die Arbeit mit *bgg* übersichtlicher macht ist *SIMSYS*. Es verbindet eine auf 2-D Simulationen angepaßte Version von *bgg* mit Programmen zur Visualisierung der Ergebnisse wie *Simxwin* oder dem wesentlich umfangreicheren *TATANIMAT*. Es entstand im Rahmen einer Arbeit [Kri92] an dem Lehr- und Forschungsbereich Theoretische Astrophysik der Universität Tübingen und es liegen seit einigen Jahren gute Erfahrungswerte mit diesem Programmpaket vor. Ein kommerzielles Programmpaket für 3-D Mehrkörpersysteme ist z.B. *DADS*.

Der wesentliche Faktor der für die automatische Generierung der Bewegungsgleichungen stimmt, ist die Variabilität. Man kann bereits erstellte Modelle erweitern und kommt somit zu wesentlich besseren “turn-around” Zeiten.

1.1.4 Grundprinzip der gekoppelten Oszillatoren

Die zwei wesentlichen Teile dieser Untersuchung sind:

1. Modellierung der Mechanik
2. Steuerung der Momente auf die Körper der kinematischen Kette

Punkt eins ist, wie oben gezeigt, verständlich. Die Ansteuerung durch periodische Momente, in diesem Fall sollen ja Neuronen simuliert werden die dieses leisten, soll eine stabile Laufbewegung erzeugen. Wie aber entsteht Stabilität aus dem Zusammenspiel der Dynamik des Muskel-Skelett-Apparates und den periodisch von neuronalen Mustergeneratoren erzeugten Erregungsmustern?

Huygens beschrieb als erster das Prinzip der schwachen Kopplung, als er eine erstaunliche Beobachtung machte: Zwei Uhren, welche jede für sich sehr genau gingen, jedoch gegeneinander leicht verschobene Eigenfrequenzen aufwiesen, zeigten nach einiger Zeit natürlich jeweils eine unterschiedliche Zeit an. Hängte er die Uhren aber beide nahe zusammen an eine Wand, so liefen sie genau simultan. Dies bezeichnet man als schwach gekoppelte Oszillatoren. Das Phänomen setzt natürlich einiges voraus. So müssen die Eigenfrequenzen nahe genug beieinander sein, und zwischen den einzelnen Oszillatoren müssen zumindest schwache Kräfte wirken.

Man könnte nun verallgemeinern und eine solche Kopplung zwischen Neuronsystem und Muskel-Skelett-Apparat annehmen. Wählt man die Frequenz der Neuronalen Oszillatoren sehr nahe der Eigenfrequenzen der Extremitäten und koppelt die Neuronen mit dem Muskel-Skelett-Apparat schwach, so könnte sich eine Synchronisation der beiden Komponenten ergeben. Es ergeben sich natürlich einige Fragen in diesem Zusammenhang. Zum einen muß eine Kopplung zwischen den mechanischen Oszillatoren und den neuronalen Oszillatoren verwirklicht werden. Zum anderen ist nicht klar, wie sich bei dieser Form der Kopplung eine stabile stationäre Lösung finden läßt.

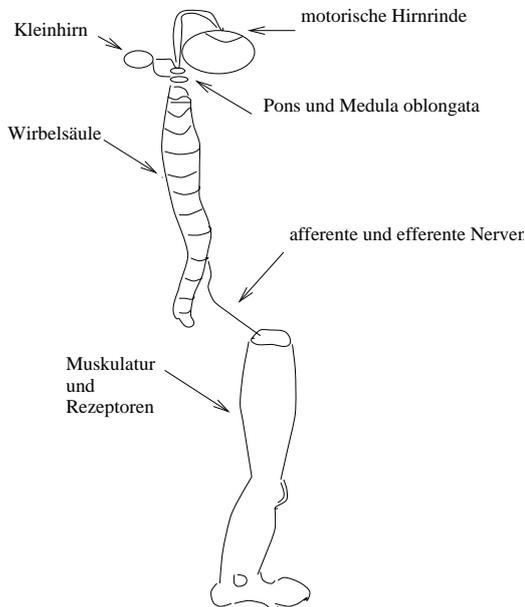


Abbildung 1.2: Grobe Skizze des neuromuskulären Apparates

1.2 Neurobiologische Vorbemerkungen

1.2.1 Die Entstehung von Bewegung

Damit ein Lebewesen eine Bewegung ausführen kann, müssen gezielt koordinierte Erregungsmuster an die entsprechenden Muskelgruppen gelangen.

Da das Bewußtsein, welches die Pläne für eine solche Bewegung entwirft, nicht zu lokalisieren ist, kann man erst die Stelle im Großhirn angeben, die die Pläne in Erregungsimpulse umschaltet. Von diesen motorischen Rindengebieten verläuft die Erregung über die Pyramidenbahn zu den motorischen Vorderhornzellen im Rückenmark. Von diesen Vorderhornzellen laufen motorische efferente ² Nerven zu den Muskeln. Gleichermäßen gelangen Impulse der Rezeptoren über sensible afferente ³ Nerven durch das Hinterhorn in das Rückenmark (vgl. Abb. 1.2).

Das pyramidale System ist somit maßgeblich für die Willkürbewegung.

Das extrapyramidale System, welches die motorischen Bahnen umfaßt die nicht

²wegtragend, wegführend

³zuführend, heranführend

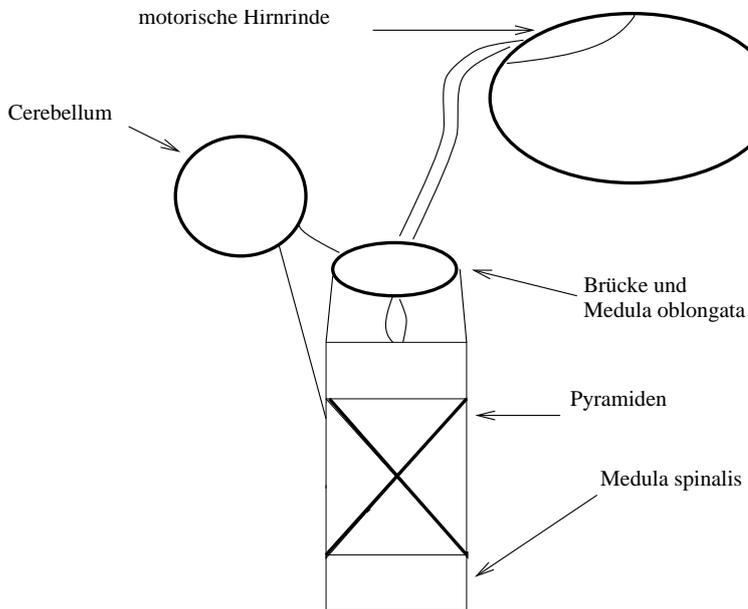


Abbildung 1.3: Pyramidale und extrapyramidale Bahn

durch die Pyramide laufen, ergänzt das pyramidale System.

Seine Aufgaben sind:

1. Abstimmung der Muskeltätigkeit bei zielgerichteten Bewegungen
2. Kontrolle des Spannungszustands der Muskulatur
3. Erhaltung des Gleichgewichts
4. Steuerung automatischer Bewegungsabläufe

Ein weiterer wichtiger Teil des motorischen Systems ist das Kleinhirn. Es besitzt seitliche Verbindungen zum pyramidalen System (vgl. Abb. 1.3) und ist so frühzeitig über geplante Bewegungen informiert. Es kennt den "SOLL-Zustand". Weiterhin erhält es Informationen vom Vestibulärorgan und von Rezeptoren im Bewegungsapparat, wie sie z.B. in Muskeln und Sehnen zu finden sind. Es erkennt hieraus den "IST-Zustand". Durch Vergleich von "SOLL-Zustand" und "IST-Zustand" kann das Cerebellum über seine Verbindung zum extrapyramidalen System koordinierend und korrigierend auf Bewegungsabläufe eingreifen.

1.2.2 Die Rolle des Rückenmarks

Die Skelettmuskulatur wird nicht nur von den motorischen Zentren des Gehirns erregt, sondern auch zu einem Teil direkt vom Rückenmark reflektorisch erregt. Ein Reflex ⁴stellt eine unwillkürliche Reaktion des Körpers auf bestimmte sensible Reize dar. Erfolgt ein Reflex ohne Beteiligung höherer Zentren des Nervensystems, so spricht man von einem spinalen Reflex [Bos93]. Ein Beispiel für einen solchen Reflex ist der Pattelarsehnenreflex. Schlägt man unterhalb der Kniescheibe bei gebeugtem Knie auf die Sehne des Schenkelstreckers ⁵, so zuckt dieser Muskel kurz unwillkürlich. Der Schlag auf die Sehne dehnt nämlich den Muskel ruckartig. Dieser Reiz, den die Muskelspindeln registrieren, wird über afferente Nerven zum Rückenmark geleitet, dort auf die entsprechende Vorderhornzelle geschaltet und gelangt so auf die efferente Bahn. Somit wird eine Verkürzung des Muskels eingeleitet. Liegen Rezeptor und Effektor ⁶ im gleichen Organ spricht man von Eigenreflexen. Ist dies nicht der Fall liegt ein Fremdreiflex vor.

Solche Reflexe führen oft zu komplexen Bewegungsabläufen. Tritt zum Beispiel an einer Fußsohle ein Schmerzreiz (spitzer oder heißer Gegenstand) auf, so führt dieses zu einem schnellen Anziehen dieses Beines. Gleichzeitig wird aber auch das andere Bein gestreckt. Somit wird der betroffene Fuß möglichst effektiv von dem Schmerz auslöser weggezogen.

Die frühkindlichen Reflexe erfolgen ohne Beteiligung des Großhirns und verschwinden meist in den ersten Lebensmonaten. Ein sehr interessanter Reflex ist das Schreitphänomen [Zin90]. Hält man ein Neugeborenes so, daß seine Füße eine Unterlage berühren, so führt es dem Gehen ähnliche Bewegungen aus. Dieser Reflex zeigt, daß es im Rückenmark Zentren gibt, welche zeitlich wiederkehrende Bewegungsmuster erzeugen können. Das Verschwinden dieses Reflexes mit zunehmender Reife des Menschen zeigt aber auch, daß dieses Zentrum entweder abgebaut, oder aber von höheren Zentren im Laufe der Zeit unter vollständige Kontrolle gebracht wird.

⁴reflektiere (lat.) : rückwärts biegen

⁵(M. quadriceps femoris)

⁶Urheber

Bedeutung der Reflexe für Bewegungen sind also:

- Rückkopplung äußerer Einflüsse auf den Bewegungsablauf
- Koordination komplizierter Bewegungsabläufe
- Reflektorische Muskelspannung (Tonus stellt sich ein)

1.2.3 Hinweise auf Mustergeneratoren im Rückenmark

Eine Vielzahl motorischer Aktionen ist aus rhythmisch wiederholten Aktionseinheiten aufgebaut. Insbesondere für die Biomechanik von Interesse, sind hier die verschiedenen Arten von Fortbewegung wie z.B. Schwimmen, Laufen oder Fliegen. Zur neuronalen Kontrolle rhythmischer motorischer Aktivität entstanden zwei Modellansätze.

Der Neurologe Sherrington nahm eine Art Kettenreflex an. Dieser sollte aufgrund sensorischer Rückkopplung mit der Umwelt dazu führen, daß sich eine bestimmte stabile Lokomotion einstellt. Man spricht auch von der Hypothese der peripheren Kontrolle.

Die Hypothese der zentralen Kontrolle wurde von dem Neurologen Brown aufgestellt. Hier sollten zentrale Verschaltungen, neuronale Oszillatoren, die Aufgabe einer Art inneren Uhr übernehmen. Die Erregung dieser neuronalen Oszillatoren sollte dann die rhythmische motorische Aktivität generieren.

Beide Modelle stehen aber nicht in direktem Widerspruch zueinander. Experimentell gewonnenes Wissen legt nahe, daß zu einer stabilen Lokomotion beides gebraucht wird [Rei90]: Eine neuronaler Oszillator als Taktgeber, der ein sensorielles Feedback berücksichtigt.

Hinweise auf die Existenz solcher mustererzeugenden Zentren sind beschrieben:

- Direkte neurologische Untersuchungen an Invertebraten sind bei geringer Anzahl von Neuronen möglich:
 - Untersuchung der Fluchtreaktion der Meeresschnecke *Tritonia*. [Rei90]
 - Untersuchungen an anderen Mollusken⁷. [CDK84, KMK78, Kat74]
- Untersuchungen an Vertebraten:
 - Untersuchungen, welche bei Katzen durchgeführt wurden. [Gri81, GZ79, AG83, DOP81, SBEZ80, SHK⁺85]
 - Simulation der Lokomotion eines Neunauges. [Gri96]
- Indizien beim Menschen:
 - Existenz des Schreitphänomens (Schreitreflex) bei Neugeborenen. [Bos93, Zin90]
 - Schreitreflex ist bei Querschnittsgelähmten in Ansätzen reaktivierbar. [WMNC95]

Neuronen können aufgrund innerer Eigenschaften als Taktgeberneurone arbeiten. So könnten einzelne Neurone rhythmische Vorgänge steuern. Meist findet man aber Bündel von Neuronen, welche als kooperative Partner mit anderen Neuronen wirken.

Neuronen die rhythmische *motorische* Aktivität produzieren sind grundsätzlich in Netzwerken verschaltet. Weiterhin gibt es verschiedene Formen der Verschaltung wie sie z.B. in [Rei90] beschrieben sind. Dieses bedeutet natürlich auch, daß man auf Selbstorganisation und somit auf fraktales Verhalten treffen kann. So findet man zum Beispiel beim Sinusknoten⁸ eine große Anzahl von Neuronen, die als ein einziges Taktgeberzentrum wirken [SS93].

Es ist ein Denkansatz, wenn man sich die neuronalen Oszillatoren als im Rückenmark ansässig vorstellt. Einige Tatsachen belegen diese These: Katzen laufen ohne

⁷“Schnecken” wie z.B. der Oktopus

⁸Taktgeberzentrum im Herz

die Beteiligung des Großhirns auf Laufbändern und weisen hier auch Wechsel in den Gangarten auf. Hierbei tritt laut Edgerton sogar ein Lerneffekt auf. Katzen mit vom Hirn getrennten Rückenmark verbesserten ihre Laufleistung bei Laufbandversuchen mit der Zeit. Als Vergleich wurden andere Katzen auf das Stehen trainiert. Diese verschlechterten ihre Laufleistung. Wenn die auf das Laufen trainierten Katzen eine sechsmonatige Trainingspause absolviert hatten, war auch ihre Laufleistung verschlechtert. Nach erneutem Training verbesserte sie sich wieder. Dies belegt die Existenz und Lernfähigkeit der mustererzeugenden Zentren im Rückenmark. Der Kratzreflex von Hunden und Katzen funktioniert auch bei durchtrenntem Rückenmark. Eine weitere Evidenz ergibt sich aus der Studie von S.Grillner [Gri96]. Er hat bei Neunaugen⁹ viele experimentelle Daten gesammelt und eine Simulation der Schwimmbewegungen auf Ebene einzelner Neuronen durchgeführt.

Dies alles betrifft auch den hochentwickelten Vertebraten Mensch: Teilweise gelähmte Patienten haben bei Untersuchungen, welche von Wernig an der Rehabilitationsklinik Langensteinbach durchgeführt wurden, auch gehähnliche Bewegungen auf Laufbändern gezeigt. Wernig betonte die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen bei Willkürbewegungen in Ruhe, und Schrittbewegungen bei den Laufbandversuchen, welche "eindeutig auf Automatismen in der Bewegungssteuerung schließen lassen".

Das Rückenmark hat also verschiedene Aufgaben:

- Es leitet motorische und sensible Erregung weiter.
- Es ist verantwortlich für viel Reflexe.
- Und: Es generiert zeitlich wiederkehrende Bewegungsmuster.

1.2.4 Mustergeneratoren in Computersimulationen

Simulationen zu neuronalen Oszillatoren sind in erster Linie Simulationen von Neuronen. Das bedeutet: sehr komplexe neuronale Systeme müssen auf Ebene von Ionenkonzentrationen betrachtet werden. Dieses neurobiologisch korrekt auszuführen, ist eine äußerst komplexe Angelegenheit. Schon bei einigen tausend Neuronen pro

⁹aalähnliche entwicklungsgeschichtlich sehr alte Wirbeltiere

Wirbelsegment werden große Anforderung an die Rechenleistung gestellt. Eine Simulationsumgebung auf der neurobiologischen Ebene stellt GENESIS dar, welches man von Caltech beziehen kann [Cro94]. Hiermit läßt sich z.B. ein aus vier Neuronen bestehender Mustergenerator simulieren, welcher zu einem Vierbeiner gehören könnte. Die Neuronen sind wie in Abb.1.4 verschaltet, die Zellparameter sind neurologisch sinnvoll gewählt. Die grünen Pfeile entsprechen exzitatorischen, die gelben inhibitorischen Verbindungen. Die resultierenden inneren Potentiale sind in Abb. 1.5 verzeichnet.

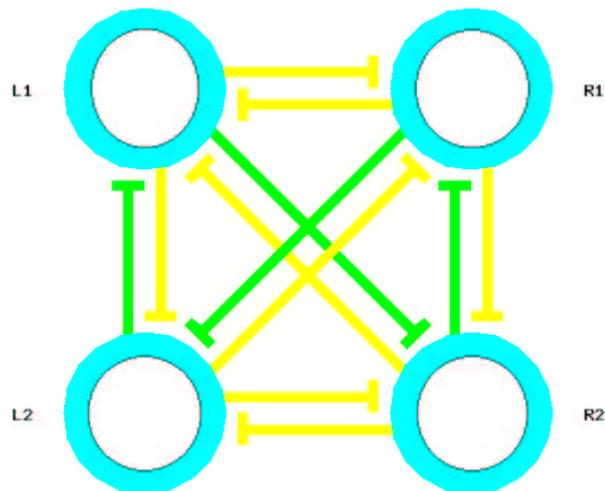


Abbildung 1.4: Die Verbindungen

Drei Dinge sind zu dieser Simulation zu bemerken:

- Die Simulation von diesen 200 ms ist, zumindest auf einem 486-basierten System, nicht echtzeitfähig.
- Vier Ausgänge sind natürlich nur zur anschaulichen Demonstration des Prinzips ausreichend.
- Ein Wechsel der Gangart erfordert eine Änderung des Verbindungsschemas.
- Wäre es ein Pferd, würde es ca. 65 Schritte pro Sekunde machen, da jeder Peak einer muskulären Aktion zugeordnet sein soll.

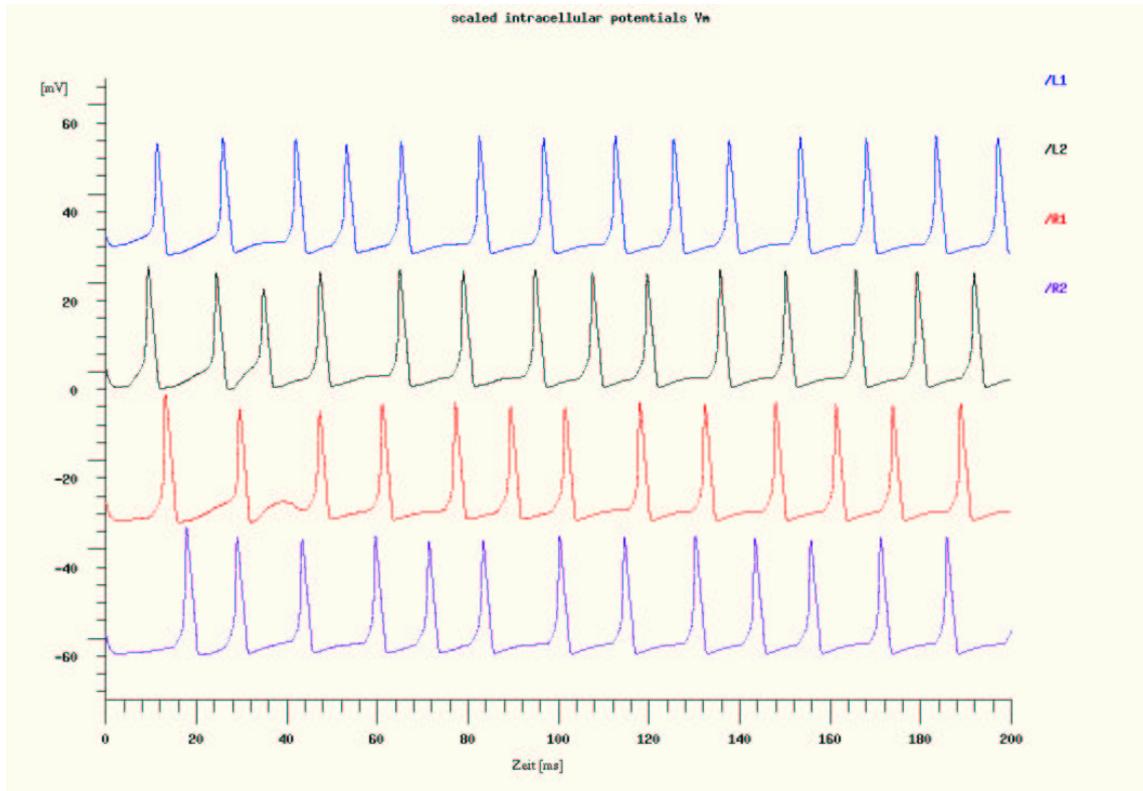


Abbildung 1.5: Erzeugtes Pattern

Hier deuten sich schon einige Probleme an, die auftreten können. Das menschliche Gehirn vereinigt 10^{11} bis 10^{12} Neuronen, die Feuerzeit eines Neurons liegt im Millisekundenbereich. Weiterhin werden Informationen in Nervenbahnen im allgemeinen in Pulsmodulation übertragen. Diese Gründe veranlassen zu den Verallgemeinerungen, die auf die Neuronalen Netze geführt haben, wie man sie in Computersimulationen heute vielfach vorfindet. Diese abstrakten Konstrukte haben jedoch aus neurobiologischer Sicht kaum noch Aussagekraft. Sie sind ein Werkzeug geworden.

Ein Kompromiß zwischen beiden Sichtweisen existiert natürlich auch noch. Es gibt eine Reihe von Differentialgleichungssystemen, welche zur Simulation von Neuronenaktivität herangezogen werden können. Sie finden auch zum Teil Anwendung als nichtlineare Steuerungen. Auch Arbeiten, die sich mit Laufmaschinen bzw. Modellen zwei- oder vierbeinigen Laufens beschäftigen, verwenden solche Gleichungssysteme: Die Veröffentlichung von Collins und Richmond [CR94], in welcher sie einen Mustergenerator für Vierbeiner untersuchen, zeigt die Möglichkeit, einen Mustergenerator

zu konstruieren, der keine Änderung der Stärke oder Polarität der synaptischen Verbindungen benötigt um die Gangarten zu wechseln. Sie verwendeten drei verschiedene nichtlineare Oszillatoren: Stein Neural Modell, Van der Pol Oszillator und das FitzHugh-Nagumo Modell. Der Van der Pol Oszillator wurde auch von Zie-lińska [Zie95] eingesetzt, um die Winkel der Extremitäten eines Menschmodells zu errechnen. Ein weiteres Neuronen-Modell geht auf Brown zurück, und wurde ebenfalls schon mit Erfolg eingesetzt [TYS91, Tag95a, Tag95b, Mat85]. Auf dieses wird im Folgenden noch näher eingegangen.

Kapitel 2

Beschreibung des Modells

2.1 Kurzeinstieg

Das Modell, welches hier untersucht wird, wurde in [TYS91] beschrieben. Taga et al. gelang es demnach, mittels dem Prinzip der gekoppelten Oszillatoren für einen Zweibeiner eine stabile und periodische Laufbewegung zu synthetisieren. Eine Behauptung, welche prinzipiell schon 1914 von Brown angestellt wurde, lautet, daß die Bewegungen, die Lebewesen bei ihrer Fortbewegung ausführen, im wesentlichen aus einem Zusammenspiel der Dynamik des Muskel-Skelett-Apparats und periodisch von Neuronen im Rückenmark erzeugten Erregungsmustern entstehen. Die höheren Gehirnfunktionen sollen nur eine allgemeinere Kontrollfunktion haben, und die Informationen über die Umwelt, die dem Bewegungsapparat nicht direkt zugänglich sind, in die Bewegung einfließen lassen. Man denke beispielsweise nur an im Weg liegende Hindernisse und ähnliche Informationen die visuell aufgenommen werden.

2.2 Motivation

[TYS91] beschreibt einige interessante Eigenschaften, die das Modell zeigt. Unter anderem einen Wechsel der Gangart zwischen Laufen und Rennen, die Fähigkeit Steigungen von bis zu sechs Grad bergauf zu gehen und Stabilität gegen Störungen. Die Ergebnisse von Taga et al. ermutigen dazu sein Modell zu untersuchen und zu überprüfen, ob es möglich ist, es zu erweitern.

2.3 Mechanik - Das Modell

Das Modell soll aus zwei Beinen (jeweils Oberschenkel und Unterschenkel) und einer Punktmasse, welche an der Hüfte befestigt ist, bestehen. Die Füße werden in [TYS91] vernachlässigt, da sie “in allen Phasen der Bewegung durch ihre vergleichbar geringe Masse kaum einen Beitrag zu den Schwingungsdauern der Beine, welche als gekoppelte, starre physikalische Pendel betrachtet werden können, leisten”¹. Die Unterschenkel sollen am Knöchelgelenk direkt den Bodenkontakt aufnehmen. Auf Ober- und Unterschenkel werden Momente, welche von den Neuronen vorgegeben sind, aufgebracht. Der Boden soll in x -und y -Richtung aus einem Feder-Dämpferelement bestehen. Bodenkräfte treten nur beim bajonettartigen Bodenkontakt auf. Übergänge zwischen Gleiten und Haften werden bei [TYS91] nicht berücksichtigt.

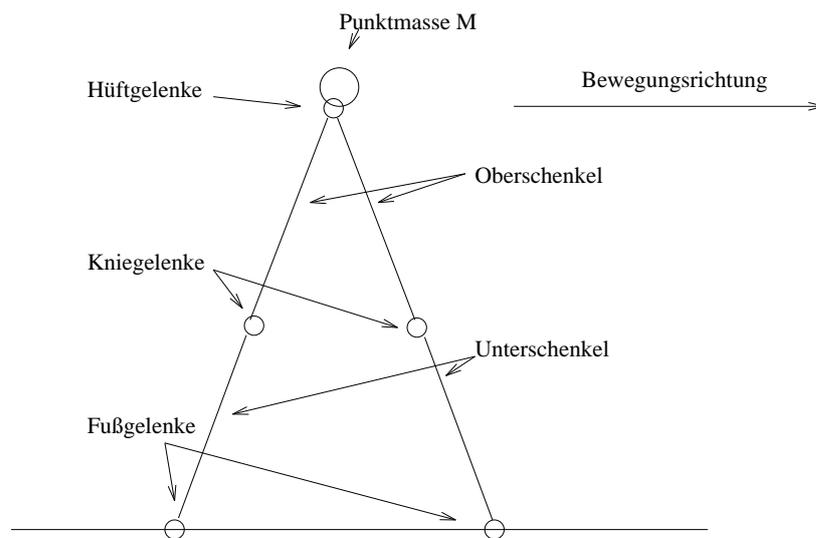


Abbildung 2.1: Das Modell - Schema

Es wirken die Gewichtskräfte der Ober- und Unterschenkel, sowie der Punktmasse, welche die Restmasse des Körpers repräsentiert, und die Bodenreaktionskräfte des Untergrunds. Momente resultieren aus nichtlinearen, elastischen Rückstellmomenten in den Knie- und Hüftgelenken, aus nichtlinearen Reibungsverlusten, dem starken Anschlagmoment bei Knieüberstreckung und nicht zuletzt aus den von den Neuronen determinierten Gelenkmomenten.

¹Dieses Vorgehen ist nicht ganz korrekt, da die Füße durch ihren großen Abstand r von den Hüftgelenken aufgrund ihres Beitrags zum Trägheitsmoment berücksichtigt werden sollten

Da das zu untersuchende Problem auf zwei Dimensionen beschränkt ist, wurde das Modell mit SIMSYS simuliert. Gründe hierfür waren zum einen, daß SIMSYS frei verfügbar ist und DADS erst nach Beginn der Arbeit angeschafft wurde, zum anderen weil es auch auf PC's unter LINUX portierbar war.

2.4 Die Steuerung

2.4.1 Das Modell des Mustergenerators

Das Modell soll nur aus sehr wenigen Neuronen bestehen, die miteinander gekoppelt werden sollen. Taga et al. beschreiben zwölf miteinander gekoppelte Neuronen die im Endeffekt sechs Momente bestimmen, welche in den sechs Gelenken (pro Bein jeweils Knöchel, Knie und Hüfte) wirken.

Zwölf Neuronen sind gemessen an der Realität natürlich sehr wenig, man muß andererseits beachten, daß 24 nichtlinear miteinander gekoppelte Differentialgleichungen (im folgenden wird noch gezeigt, daß pro Neuron zwei Differentialgleichungen benötigt werden) schon viele sind, wenn man ihr Verhalten noch verstehen will.

2.4.1.1 Der Neuronale Oszillator

Von dem Neurologen Brown wurde ein Modell eines Neuronalen Netzwerks vorgeschlagen, welches aus zwei tonisch erregten Neuronen besteht, und einen sogenannten Adaptionseffekt besitzt. Dieses Modell kann nach [Mat85] durch folgende Differentialgleichungen beschrieben werden:

$$\begin{aligned}\tau_1 \dot{u}_1 &= -u_1 + w y_2 - \beta f(v_1) + U_0 \\ \tau_2 \dot{u}_2 &= -u_2 + w y_1 - \beta f(v_2) + U_0 \\ \tau_1' \dot{v}_1 &= -v_1 + y_1 \\ \tau_2' \dot{v}_2 &= -v_2 + y_2 \\ y_i &= f(u_i), \quad \text{wobei } f(u_i) = \text{Max}(0, u_i)\end{aligned}$$

Hier ist u_i der innere Zustand eines Neurons und y_i der Output des i 'ten Neurons. v_i ist eine Variable, die den Grad der Adaption bzw der Selbsthemmung angibt.

U_0 ist ein externer Input, w_{ij} ist das Verbindungsgewicht und τ_i , τ'_i sind die Zeitkonstanten des inneren Zustands und der Adaption.

Bedingungen unter denen dieses Paar von Neuronen oszilliert beschreibt [Mat85]. Man kann auch kompliziertere Netzwerke zusammenstellen, das heißt mehr als zwei Neuronen miteinander koppeln. Die Bedingungen unter denen es hierbei zu stabilen stationären Lösungen kommt wurden ebenfalls von Matsuoka untersucht. Seine Ergebnisse treffen auf das von Taga beschriebene System aber nicht zu, was später noch genauer erläutert werden soll.

2.4.1.2 Das Netz der Oszillatoren

Ein Netz aus Neuronen kann also in folgender Weise beschrieben werden :

$$\tau_i \dot{u}_i = -u_i + \sum_j w_{ij} y_j - \beta f(v_i) + U_0 + F_{eed\ i}(x, \dot{x}, F_g(x, \dot{x})) \quad (2.1)$$

$$\tau'_i \dot{v}_i = -v_i + y_i \quad (2.2)$$

$$y_i = f(u_i), \quad \text{wobei } f(u_i) = \text{Max}(0, u_i) \quad (2.3)$$

Bei diesem Netz ist zu den in 2.4.1.1 erwähnten Termen noch ein wesentlicher hinzugefügt worden:

$$F_{eed\ i}(x, \dot{x}, F_g(x, \dot{x}))$$

Dieser Term beschreibt die Rückkopplung des mechanischen Systems mit den Neuronen. Somit wird angenommen, daß dem neuronalen Netz die Winkel und Winkelgeschwindigkeiten der Extremitäten im Bezugssystem sowie die Bodenreaktionskräfte zur Regulierung zur Verfügung stehen. Dieses deckt sich weitgehend mit dem, was bislang von der Neurologie bestätigt ist.

Wie im menschlichen Nervensystem Winkel bzw. Winkelgeschwindigkeiten gemessen werden ist noch nicht bekannt, doch soll hier angenommen werden, daß die Umrechnung aller in diesem Modell verwendeten Inertialkoordinaten von dem Gehirn bewerkstelligt werden kann.

Die vollständigen Feedbackgleichungen sind im Anhang zu finden, hier sind nur die

dem ersten Neuronenpaar zugeordneten Gleichungen wiedergegeben:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{f}_{eed\ 1} &= \mathbf{a}_1(x_5 - \frac{\pi}{2}) - \mathbf{a}_2(x_8 - \frac{\pi}{2}) \\
 &\quad + \mathbf{a}_3(x_{11} - \frac{\pi}{2})h(F_{g2}) - \mathbf{a}_4h(F_{g4}) \\
 \mathbf{f}_{eed\ 2} &= \mathbf{a}_1(\frac{\pi}{2} - x_5) - \mathbf{a}_2(\frac{\pi}{2} - x_8) \\
 &\quad + \mathbf{a}_3(\frac{\pi}{2} - x_{11})h(F_{g2}) - \mathbf{a}_4h(F_{g4})
 \end{aligned}
 \tag{2.4}$$

Wie man als erstes erkennt, sind die Gleichungen eines Neuronenpaares in der Form $\mathbf{f}_{eed\ 1} = -\mathbf{f}_{eed\ 2}$ gehalten. Was sich ergeben würde, wenn man von diesem Schema abweichen würde und jedem der beiden Neuronen, welche ein Moment (in diesem Beispiel für das Hüftmoment einer Körperseite) bestimmen, ein anders zusammengesetztes Feedback zuordnen würde, ist nicht dokumentiert.

Die Faktoren $(\mathbf{a}_1 \dots \mathbf{a}_4)$ legen fest, mit welcher Gewichtung die jeweilige Zustandsgröße in die Neuronengleichungen eingehen soll. Wie man den Neuronengleichungen ansieht, gehen mechanische und neuronale Zustandsgrößen in gleichberechtigter Weise additiv ein. Es handelt sich also um eine Verallgemeinerung des in [Mat85] untersuchten Neuronenmodells. In diesem wurde nur die Kopplung der Neuronen untereinander beschrieben. In diesem Sinne sind die Überlegungen zur Stabilität solch gekoppelter Systeme [Mat85] also nicht mehr aussagekräftig. Dies zeigt auch ein Vergleich der Abbildungen 3.2 und 3.1. Man sieht deutlich, wie das Feedback das Verhalten der Neuronen beeinflusst.

Wollte man belegen, daß das System, welches Taga beschreibt, stabil ist, und welche Anforderungen an die Feedbackgleichungen gestellt werden, müßte man auf das gängige Verfahren zurückgreifen und die Eigenwerte der Funktionalmatrix [GV93] betrachten. Man müßte dann das Gesamtsystem untersuchen und nicht nur die Neuronengleichungen! Es ist jedoch bei einem komplexen Modell, welches auch Bodenkontakt hat, kaum möglich alle Gleichungen in analytischer Form niederzuschreiben um die Funktionalmatrix zu finden.

Dies zeigt, daß es auf ein *“Try and Error”-Verfahren* herausläuft, wenn man die Feedbackgleichungen finden will. In sofern kann man die obigen zwei Gleichungen nur intuitiv begründen. Hierbei muß erwähnt werden, daß es immer *nicht nur eine*

logisch erscheinende Gleichung gibt, welche man für das Feedback eines Neurons ansetzen könnte.

In dem obigen Beispiel gehen die Winkel von Ober- und Unterschenkel, der Winkel des Oberschenkels der Gegenseite, sowie der Bodenkontakt beider Seiten ein. Es werden in den weiteren Feedbackgleichungen auch Winkelgeschwindigkeiten in gleicher Weise addiert. Denkbar wäre es auch, Kräfte oder Momente zu verwenden. *Richtig ist, was zu dem gewünschten Ergebnis führt.*

Eine wesentliche Schwierigkeit bei der Wahl des Feedbacks ist, daß die Kopplung der Neuronen untereinander nicht durch zu hohe Feedbackterme gebrochen werden darf. Es ist also definitiv nicht möglich eine Art Bauanleitung für ein stabiles Feedback anzugeben, weshalb es keinen Sinn macht die obigen Gleichungen im einzelnen genau zu begründen.

Die Kunst besteht also darin, **alle** Parameter auf die gestellte Aufgabe einzustellen. Denn ebenfalls die Gewichte der Verbindung der Neuronen untereinander müssen bestimmt werden. Verwendet wurden die Gewichte nach den Angaben in [TYS91], um die Ergebnisse reproduzieren zu können und somit ein Grundverständnis für das Netz zu gewinnen. Erst danach sollte versucht werden Veränderungen einzubringen.

Taga nahm an, daß aus jeweils zwei Neuronen ein Oszillator gebildet wird, und diese Oszillatoren miteinander gekoppelt werden. Die Momente in den Gelenken resultieren aus der Differenz der Ausgangsfunktion der beiden Neuronen, welche einen Oszillator bilden. Hierbei wird der Ausgang eines Neurons jeweils mit einem spezifischen *Kraftfaktor* multipliziert. Somit repräsentiert eines der beiden Neuronen sozusagen den, einem Gelenk zugeordneten *Beugermuskel*, und eines den *Streckermuskel*.

Somit ist ein einfaches anatomisches Modell beschrieben. Da sechs Gelenke (Hüftgelenke, Kniegelenke und Fußgelenke) angenommen werden, benötigt man also zwölf Neuronen und erhält sechs Gelenkmomente². Abb. 2.2 zeigt das "Schaltbild" der Neuronen. Man sieht recht anschaulich das Grundprinzip: Untereinheiten aus jeweils zwei Neuronen werden gekoppelt.

Nun muß natürlich jeder Verbindung zweier Neuronen ein Gewicht zugeschrieben werden. Es handelt sich bei den verwendeten Werten um empirische Daten. Dies ist auch die einzige Möglichkeit diese Werte zu bestimmen, da es sich ja um ein rein

²Hierbei ist in [TYS91] angenommen, beide Beine seien an der Hüfte mechanisch getrennt.

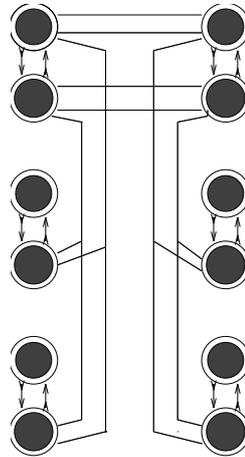


Abbildung 2.2: Verbindungsschema der Neuronen

hypothetisches und stark vereinfachtes Modell handelt. Ein korrektes neurologisches Modell des menschlichen Rückenmarks wird auch in absehbarer Zeit nicht verfügbar sein.

Die Gewichtsmatrix hat die in A.2 gezeigte Form.

2.4.1.3 Das Funktionsprinzip

Das Prinzip ist folgendes:

1. Hat der vordere Fuß Bodenkontakt, soll das Knie des vorderen Beines gestreckt werden.
2. In der Hüfte muß sich ein Moment aufbauen und den Körper “über der Hüfte“ nach vorne ziehen.
3. Das hintere, fortan “zweite”, Knie muß währenddessen gebeugt werden, um ein Schleifen des Fußes auf dem Boden zu unterbinden.
4. Kommt der zweite Fuß nun nach vorne, von einem eigenen Hüftmoment unterstützt, bleibt das Knie gebeugt und der Fuß wird weit hin nach vorne gebracht.
5. Erreicht der Oberschenkel einen gewissen Maximalwinkel, wird der Fuß in Richtung Boden gesteuert und das Knie dabei bereits wieder gestreckt.

6. Erfolgt nun Bodenkontakt wird das zweite Knie vollständig gestreckt verspannt, und das System “klappt” um. Nun beginnt der Zyklus von Neuem, falls das System stabil ist.

Natürlich kann das Obige nur ansatzweise beschreiben, was das neuronale System macht. Ein solches Vorgehen wäre völlig unzureichend. Es muß ja das komplette System gesteuert werden. Eine absolut konstante Phasenlage aller reduzierten Koordinaten ist zu jedem Zeitpunkt einzuhalten. Das von Taga beschriebene Modell weist nicht nur die allgemein bei einem mechanischen Mehrkörperproblem auftretenden Wechselwirkungen, sondern darüberhinaus 24 nichtlinear gekoppelte Differentialgleichungen auf. Es ist schwer sich vorzustellen, wie das Modell genau funktioniert, wenn man alle beschreibenden Gleichungen betrachtet. Aufgrund der nichtlinearen und komplexen Kopplung der Gleichungen kann man es wesentlich schlechter gedanklich erfassen als ein lineares, entkoppelbares System.

2.5 Die Modellierung mit SIMSYS

Bei der Modellierung des ersten Modells wurde versucht möglichst genau die Vorgaben von [TYS91] einzuhalten. Das Modell ist das in 1.1.2.1 beschriebene. Die Parameter sind im Anhang A.1 dokumentiert.

2.5.1 Mechanischer Teil

Modelliert wurde eine kinematische Kette vierer Starrkörper, die mit Scharniergelenken untereinander verbunden waren. Das heißt: Unterschenkel 1 zu Oberschenkel 1 zu Oberschenkel 2 zu Unterschenkel 2. Die Punktmasse, welche Rumpf, Arme und Kopf repräsentiert, wurde mit einem Feder-Dämpfer-Element mit den zwei Oberschenkeln, an dem diese verbindenden Gelenk, gekoppelt. Den Boden wurde als Feder-Dämpfer-Element in X- und Y-Richtung angesehen.

2.5.2 Neuronaler Teil

Die die Neuronen beschreibenden Differentialgleichungen wurden, da die Option externe Variablen mitzuintegrieren in SIMSYS implementiert ist, zusammen mit den Bewegungsgleichungen integriert. Die Schnittstelle hierzu ist *simuser.hc*. Die Parameter wurden als weiterer C-Code in ein File *neuron.wgt* eingebunden.

2.5.3 Notwendige Abweichungen von Basismodell

Eine Änderung war die Anbindung der Punktmasse mit einem Feder-Dämpfer-Element. Hier wurden die Parameter so gewählt, daß die Punktmasse keine nennenswerten Schwingungen ausführt, welche eine Störung des Modells bewirken könnten.

Folgenswerer war die Tatsache, daß in SIMSYS eine gute Behandlung des Bodens [Gün97] implementiert ist. Die Simulationsumgebung bildet so auch den Übergang Haften - Gleiten realistisch ab. Das Basismodell sollte nach [TYS91] ein Bajonettmodell des Bodens verwenden. Verwendet wurden jedoch die Bodenroutinen von SIMSYS, da ja für eine Erweiterung des Modells biomechanisch sinnvolle Parameter gewählt werden sollten.

Dies war prinzipiell die Ausgangssituation mit der, nach der Implementation des Modells, begonnen werden konnte, Simulationsversuche auszuführen.

Hätte die Simulation nun stabile Läufe ergeben, so wäre es möglich gewesen mit Erweiterungen zu beginnen. Dem war nicht so, und es begann ein monatelanger Prozeß der Suche nach Ursachen.

- Zuerst folgte die Verifikation des SIMSYS-Modells bis eigene Fehler in der Implementation entdeckt waren.
- Dann galt es Tippfehler in [TYS91] zu entdecken. (Hier half z.B. die Symmetrie in den Gleichungen der beiden Beine).
- Nachdem immer noch kein Erfolg zu verzeichnen war, begannen systematische Untersuchungen wie sie zum Teil in 6.3 angesprochen werden.

Es stellte sich heraus, daß es drei wesentliche Punkte gab, welche zu einem Fortschritt führten.

- Die Wahl der Startwerte der Neuronengleichungen

Dies war deshalb ein Problem, da [TYS91] nur angab, daß die Ableitungen Null seien. Hilfreicher wären hier die 24 Zahlenwerte gewesen. Deshalb mußte ein System von 24 nichtlinear gekoppelten Differentialgleichungen gelöst werden, welche auch noch die 12 Feedbackgleichungen implizit enthalten, lösen. Dies gelang auch mit Mathematika (B.5) nur unter Schwierigkeiten. Auch waren die Lösungen nicht eindeutig. Die Forderung:

$$\dot{\mathbf{u}}_i(t, \mathbf{Zustand}) = \mathbf{0} \quad \dot{\mathbf{v}}_i(t, \mathbf{Zustand}) = \mathbf{0} \quad (i = 1..12, t = 0)$$

ist aber wichtig, legt sie doch fest, daß die Neuronen in einem Gleichgewichtszustand starten sollen (vgl. Gleichung 2.1) . Leichte Abweichungen von den ermittelten Startwerten führten zu einem Start abseits einer stabilen Trajektorie.

- Die Verwendung eines Offsets bei den Bodenkontaktrezeptoren

Dem neuronalen System soll ein Bodenkontakt nur dann gemeldet werden, wenn die Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft einen Grenzwert überschreitet. Dieses trägt der Tatsache Rechnung, daß die Bodenroutine von *SIMSYS* Gleiten und Haften realistisch behandelt, und es so, wie es bei einem Bajonettmodell des Bodens nicht der Fall sein wird, zu einem Rauschen in der Bodenkontaktsensorik kommt.

- Taga beschrieb in seiner Folgeveröffentlichung [Tag95a] eine andere Behandlung der Adaptionsterme (vgl. Gln. 2.1)

$$\tau_i \dot{\mathbf{u}}_i = -\mathbf{u}_i + \sum_j \mathbf{w}_{ij} \mathbf{y}_j - \beta \mathbf{f}(\mathbf{v}_i) + \mathbf{U}_0 + \mathbf{F}_{eed\ i}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{F}_g(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}))$$

was zu passablen Ergebnissen führte, anstatt in [TYS91]:

$$\tau_i \dot{\mathbf{u}}_i = -\mathbf{u}_i + \sum_j \mathbf{w}_{ij} \mathbf{y}_j - \beta \mathbf{v}_i + \mathbf{U}_0 + \mathbf{F}_{eed\ i}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \mathbf{F}_g(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}))$$

was wesentlich instabiler war.

- Die Bodenkraftdetektionsfunktion (vgl. 1.1.2.2) $\mathbf{h}(\mathbf{x})$ welche abrupt von Null auf Eins “umschaltet”, wurde durch eine stetige Funktion “eins” (vgl. A.6) ersetzt.

Diese Punkte waren im wesentlichen entscheidend für den Erfolg der Simulation. Eine Reihe anderer gleichermaßen logisch wirkender Ansätze erschienen zum Teil auch erfolgversprechend. Sie führten zu einer teilweisen Verbesserung der Stabilität (im Sinne von “10 anstatt 7 Sekunden Laufzeit”), schlossen sich aber wechselseitig aus. Die Problematik war, daß Verbesserungen sich nicht additiv verhielten.

Einige zeitweise erfolgreiche Änderungen waren:

- Veränderungen am Feedback
 - Veränderung der Gewichtungsfaktoren des Feedbacks
 - Hinzufügung weiterer Terme
 - Limitierung der Anstiegsflanken des Feedbacks
- Variation der mechanischen Parameter
 - Veränderung der Parameter des Bodens
 - Veränderung an den Parametern für die passiven Gelenkmomente

Die meisten Änderungen mußten zumeist schrittweise wieder rückgängig gemacht werden, da sie der Stabilität am Ende doch abträglich waren. Man gelangte mit ihnen auf eine “Sackgasse”. Auch wenn sie die Stabilität manchmal leicht verbesserten, stürzte der “Läufer” nach einigen Sekunden.

Kapitel 3

Die Simulation

3.1 Erwartete Ergebnisse

Erwartet wird eine stabile und periodische Bewegung. Diese sollte über mehrere Sekunden gegenüber Störungen unempfindlich sein. Das Modell soll aus dem Ruhezustand in eine Fortbewegung übergehen.

In [TYS91] werden folgende Ergebnisse der Simulation des Modells beschrieben:

- Es läuft über einen längeren Zeitraum stabil. Dokumentiert wurden jeweils ca.20 Sekunden.
- Es ist in der Lage, aufgebrauchte Störkräfte zu kompensieren.
- Es ist in der Lage, sich an Änderungen der mechanischen Parameter zu adaptieren.
- Es ist in der Lage, bergauf (bis zu sechs Grad Steigung) zu gehen.
- Bergablauf ist nicht möglich.
- Es weist einen Phasenübergang zwischen Laufen und Rennen auf, wobei die Geschwindigkeit des Modells von einem “höheren Zentrum”, welches die Steueraktivität des Gehirns darstellen soll, geregelt wird.
- Es soll eine Hysterese beim Wechsel zwischen den Gangarten auftreten.

3.2 Ergebnisse

Im folgenden werden die Ergebnisse der Simulationen mit dem Modell dargelegt. Das Modell ist soweit als möglich so belassen, daß ein Vergleich mit [TYS91] möglich ist. Weitere Ergebnisse sind, sofern sie sich auf biomechanische Überlegungen beziehen, in Kap.4 dokumentiert. Grundsätzliche Untersuchungen am inversen Pendel sind in Kap.6 beschrieben.

3.2.1 Neuronen mit und ohne Feedback

In Abb.3.2 kann man sehen, wie die Dynamik der Neuronen sich durch die Ankopplung an die Mechanik verändert. Die Neuronen ohne Feedback in Abb.3.1 haben eine niedrigere Frequenz und Amplitude. Abb.3.2 zeigt das Verhalten der Neuronen bei dem stabilen Lauf in Abb.3.4. Die Neuronenzustände, die in diesen Abbildungen (zu Zwecken der Darstellung übereinander angeordnet) dargestellt sind, sollen das innere Potential repräsentieren.

Dies ist in diesem Fall eine einheitenlose Größe. Als Ausgangsfunktion ist der innere Zustand definiert, sobald dieser auf Werte über Null geht. Diese Ausgangsfunktion wird mit einer Konstanten multipliziert, um ein Moment zu liefern. Man könnte die Einheiten konsistent behandeln: Dann wäre das innere Potential in [mV] anzugeben und die Kraftkopplungskonstante besäße die Einheit [Nm/mV]. Da die Neuronen aber im stark verallgemeinerten Sinn zu verstehen sind, ist es nicht unbedingt berechtigt sich so festzulegen.

Man sieht bereits bei den Neuronen 9, 10, 11, und 12, daß das Feedback der Bodenreaktionskraft das Signal der Neuronen verrauscht.

Hier ist ein, zu der aus direkter Neuronensimulation (GENESIS) gewonnenen Grafik (Abb.1.5), vergleichbares Ergebnis gezeigt, welches in guter Übereinstimmung zu [TYS91] ist. Der Vergleich mit der GENESIS-Simulation zeigt auch, daß die von Taga verwendeten Neuronen sich von "realen Neuronen" unterscheiden. Sie oszillieren im Sekundenbereich und sind amplitudenmoduliert, reale Neuronen produzieren ms-Peaks und sind pulsmoduliert¹.

¹Ein Neuron ist im Allgemeinen nur zu einer "Alles oder Nichts" Reaktion befähigt.

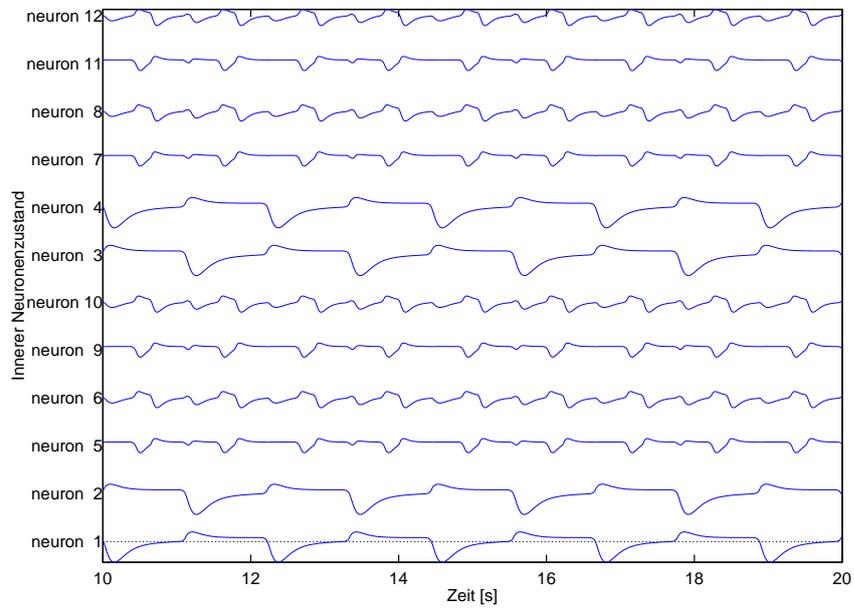


Abbildung 3.1: Neuronen ohne Feedback

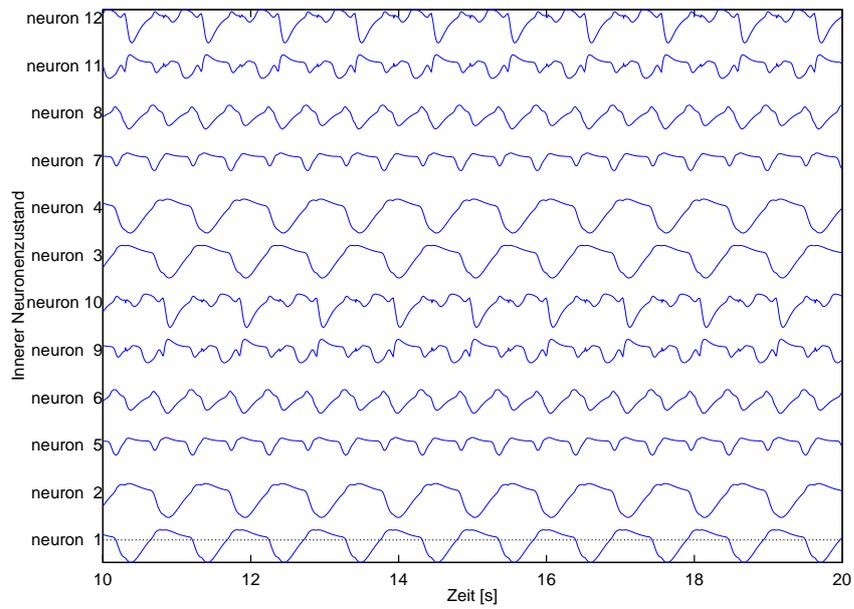


Abbildung 3.2: Neuronen mit Feedback

3.2.2 Die Darstellung des Laufs

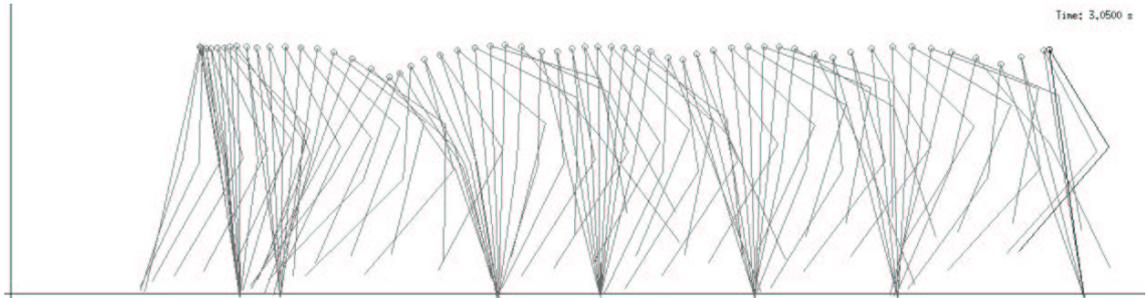


Abbildung 3.3: Einschwingphase

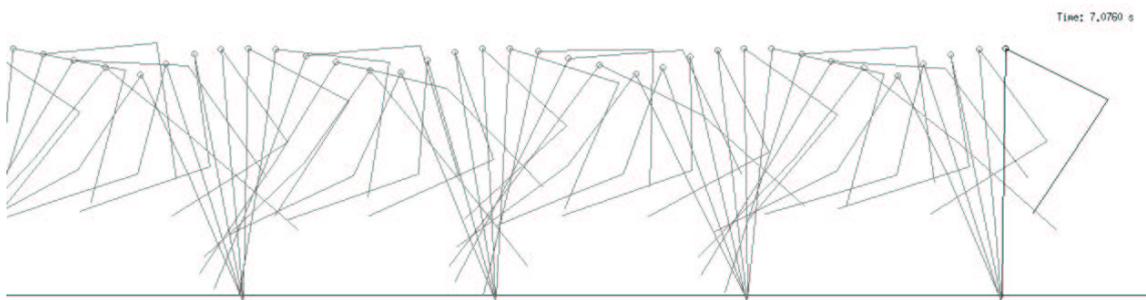


Abbildung 3.4: Rennen (bereits eingeschwungen)

In Abbildungen 3.3 und 3.4 sind zwei repräsentative Ergebnisse wiedergegeben. In der Einschwingphase ist die Bewegung des Modells noch unregelmäßig. Dies liegt daran, daß die Anfangsbedingungen nicht einem stabilen Lauf entsprechen. Der Stillstand des Modells ist als eine Störung zu interpretieren.

Daß das Modell aus dem Stillstand in eine Laufbewegung überzugehen vermag, ist in sofern erstaunlich, als in dem neuronalen System eigentlich keine Konzepte für eine solche Startsequenz beinhaltet sind. Es ist nicht in der Lage zu stehen. In sofern kann es keinen stetigen Übergang zwischen Stillstand und Fortbewegung geben. Dies äußert sich auch in einer Überreaktion, die das Modell beim Start ausführte. Es macht den ersten Schritt immer viel zu ausladend. Dies macht die Verwendung realistischer Bodenmodelle schwierig, da es eines "Gewaltakts" bedarf um aus dieser Rücklage in eine normale Position zu kommen.

3.2.3 Die Winkel

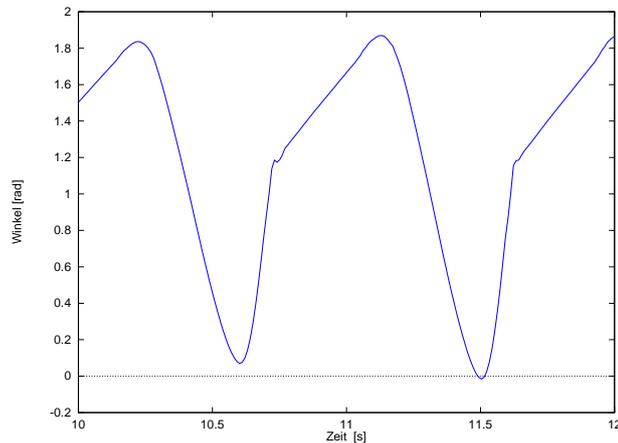


Abbildung 3.5: Winkel des rechten Oberschenkels

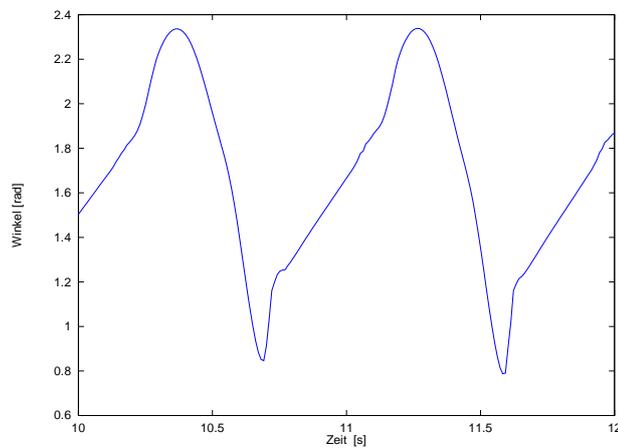


Abbildung 3.6: Winkel des rechten Unterschenkels

Diese Abbildungen, wie auch die folgenden, zeigen jeweils den Zustand nach der Einschwingphase. Alle Größen sollten einen gleichmäßigen periodischen Verlauf aufzeigen.

Man sieht einen gleichmäßigen Verlauf der Winkel, der jedoch an einigen Teilbereichen leichte Unregelmäßigkeiten aufweist (Bodenkontakt). Am Beispiel des Oberschenkels im Bereich um 1.2 rad erkennt man an der Unstetigkeit, daß hier hohe Kräfte und Momente auf das Modell einwirken.

3.2.4 Die aktiven Momente

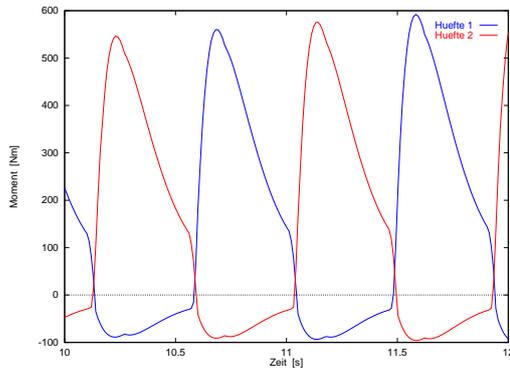


Abbildung 3.7: Hüftmomente

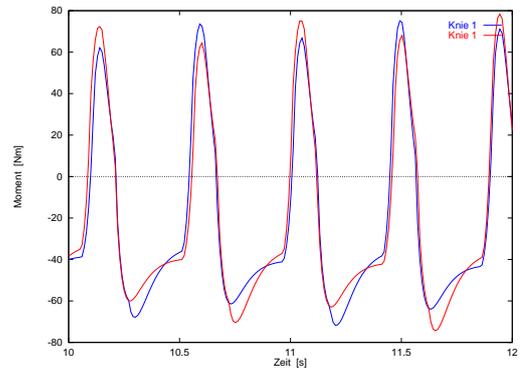


Abbildung 3.8: Kniemomente

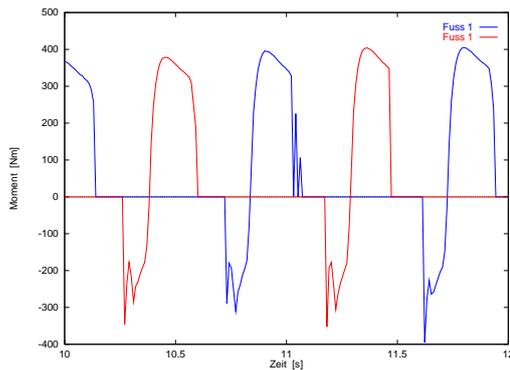


Abbildung 3.9: Fußmomente

Man erkennt in diesen Abbildungen, wie die aktiven Momente der beiden Beine zueinander phasenverschoben sind. Hüft- und Fußmomente schwingen um 180 Grad versetzt, die Knie sind zueinander in Phase. Die aktiven Momente haben einen gleichmäßigen Verlauf, sind aber sehr hoch.

Die Fußmomente zeigen Unstetigkeiten auf. Dies ist zu erklären, da die Fußmomente, von den Bodenreaktionskräften abhängig außerhalb des Neuronensystems von einem "Bodenkontaktschalter" ein- und ausgeschaltet werden. So soll ein Wirken von Fußmomenten ohne Bodenkontakt verhindert werden [TYS91].

3.2.5 Die resultierenden Momente

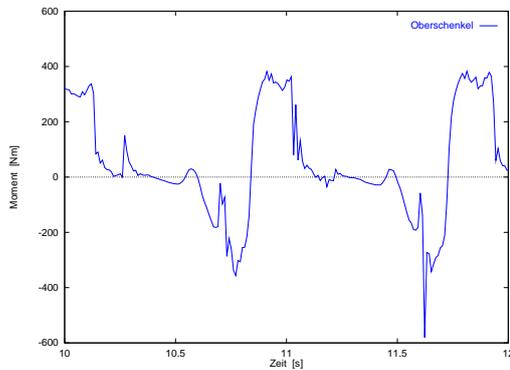


Abbildung 3.10: Resultierendes Gesamtmoment auf Oberschenkel

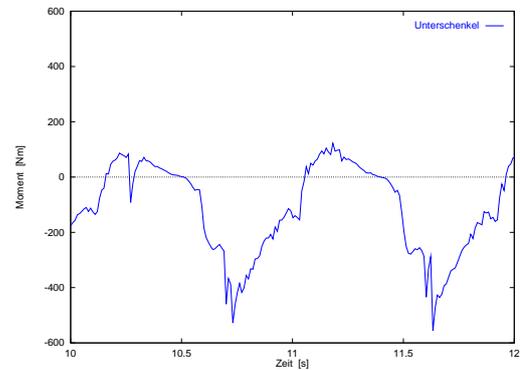


Abbildung 3.11: Resultierendes Gesamtmoment auf Unterschenkel

Es ist augenscheinlich, wie unregelmäßig die Gesamtmomente sind, welche auf die Extremitäten wirken.

Die Momente sind ungewöhnlich hoch und von starken Peaks durchsetzt. Im Vergleich zu den aktiven Momenten (vgl. Abb.3.7 bis Abb.3.9) erkennt man, daß die gewählte Mechanik des Modells aus biomechanischer Sicht einige Schwächen hat.

Die unschönen Resultate sind primär nicht vom neuronalen System zu verantworten, es handelt sich um passive Artefakte.

3.2.6 Die Bodenreaktionskräfte

Auch bei den Bodenreaktionskräften (Abb.3.12 und Abb.3.13) zeigt sich die Unzulänglichkeit des Feder-Dämpfer Bodens, respektive der restlichen mechanischen Auslegung des Systems. Die auftretenden Kräfte sind, mit Peaks in der X-Komponente bis zu 35000 N und in der Y-Komponente bis zu 25000 N, viel zu hoch.²

Da die Y-Komponente als wesentliches Element des Steuerungsinputs starken Einfluß auf die Stabilität nimmt, und die X-Komponente über die mechanischen Zustandsgrößen ebenfalls in das Feedback der Neuronen einwirkt, bringt die Bodenreaktionskraft starke Störungen in das System ein. Man erkennt in Abb.3.2 wie die

²In den Abbildungen wurde bei 2000 N bzw. bei 4000 N abgeschnitten, da sonst außer Peaks nichts vom eigentlich relevanten Kraftverlauf zu sehen wäre.

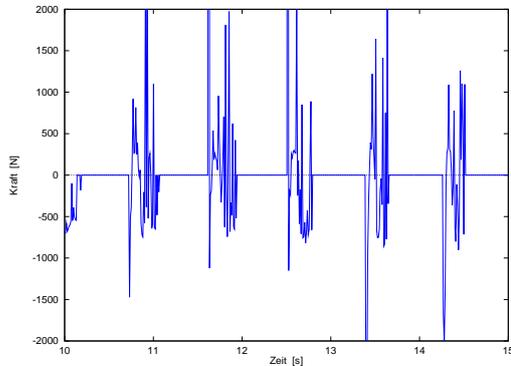


Abbildung 3.12: Bodenreaktionskräfte in X

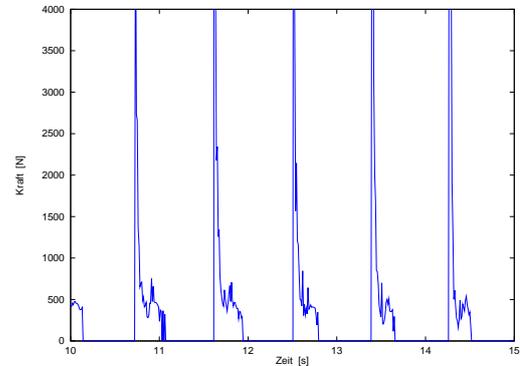


Abbildung 3.13: Bodenreaktionskräfte in Y

Neuronen Nr.9 bis Nr.12 gestört sind. Dies ist auch der Grund, warum der verwendete Offset bei den Bodenkontaktsensoren eine Besserung der Stabilität brachte.

3.3 Weitere Untersuchungen

3.3.1 Stabilität

Bei der Untersuchung der Stabilität periodisch ablaufender Vorgänge ist es oft von Interesse, die Phasenraumtrajektorien der mechanischen Zustandsgrößen zu betrachten. Ist das System stabil, sollte sich eine geschlossene, möglichst unverrauschte Kurve zeigen. Hier wurden die Winkel gegen die Winkelgeschwindigkeiten aufgetragen. Wenn das System wirklich stabil ist, müßten sich aber in jeder Projektion des Phasenraums sämtlicher Zustandsgrößen, auch unter Einbeziehung der neuronalen Zustandsgrößen, ein geschlossener Umlauf zeigen. Die Bedingung, daß die Eigenwerte der Funktionalmatrix des Systems nur negative Realanteile haben dürfen, bedeutet anschaulich, daß in der näheren Umgebung jeder Phasenraumtrajektorie der Gradient auf die Trajektorie hin zeigen muß. So ist sichergestellt, daß das System, nach Auslenkung von der Trajektorie durch eine Störung, wieder auf die Trajektorie zurückfällt.

Man sieht in Abb.3.14 die Störungen des Einschwingvorgangs welche in Abb.3.15 nicht mit abgebildet sind. Weiterhin erkennt man, daß von dem System eine Umgebung der Trajektorie als Phasenraumvolumen eingenommen wird.

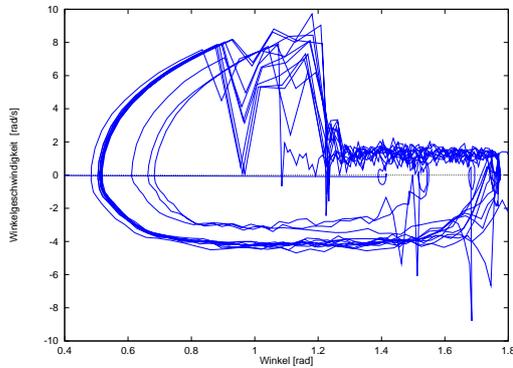


Abbildung 3.14: Phasenportrait Oberschenkel mit Einschwingphase

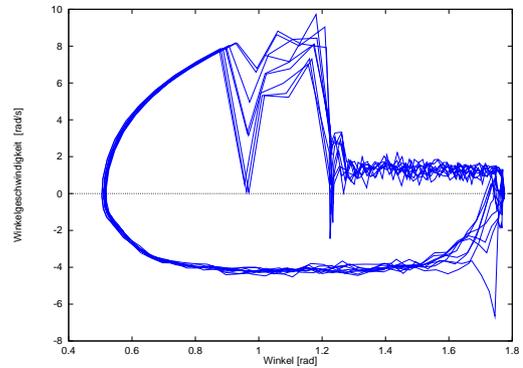


Abbildung 3.15: Phasenportrait Oberschenkel ohne Einschwingphase

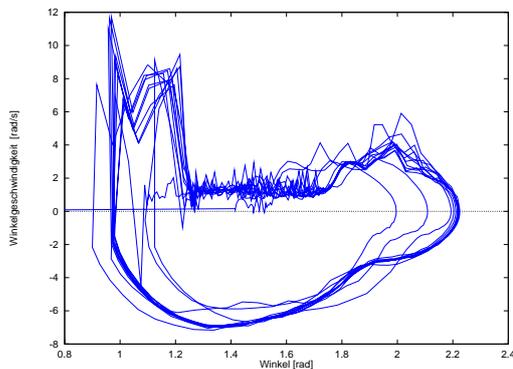


Abbildung 3.16: Phasenportrait Unterschenkel mit Einschwingphase

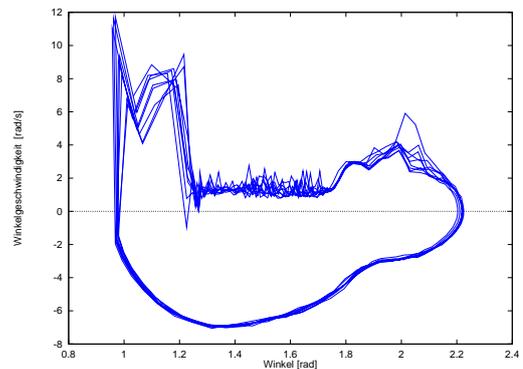


Abbildung 3.17: Phasenportrait Unterschenkel ohne Einschwingphase

3.3.2 Das höhere Zentrum

Das neuronale System wird global durch einen einzigen Parameter gesteuert (vgl. Kap.2.4). Das Verhalten des Systems unter Variation dieses Parameters soll Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

In Abb.3.18 ist der zeitliche Verlauf der Stimulation der Neuronen durch den Parameter U_0 aufgezeigt. Die Schrittlänge des Modells ist in Abb.3.19 verzeichnet, wobei sie auf ein Bein bezogen ist: Punkt letzter Bodenberührung vs. Punkt erneuten Bodenkontakts

Deutlich wird hier der lineare Zusammenhang zwischen Stimulation und Schritt-

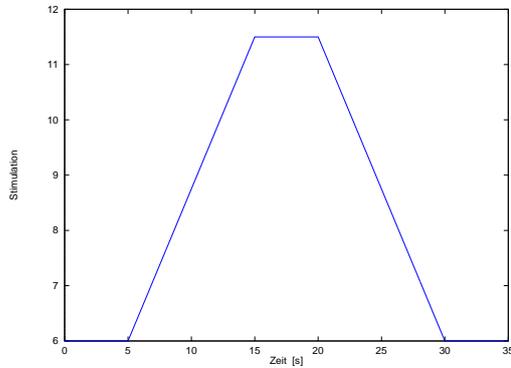


Abbildung 3.18: Stimulation des CPG ($U_0 = f(t)$)

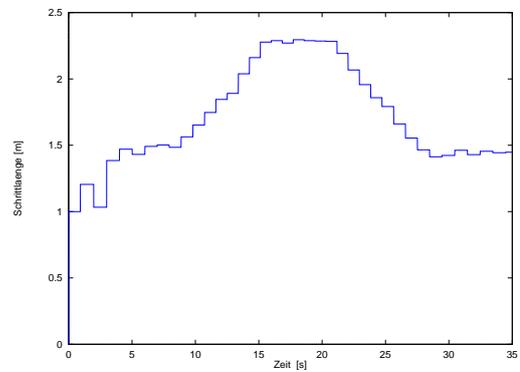


Abbildung 3.19: Schrittlänge unter Stimulati- on

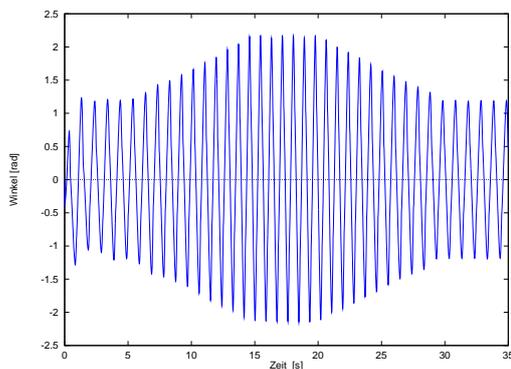


Abbildung 3.20: Winkel zwischen den Ober- schenkeln als Funktion von (U_0)

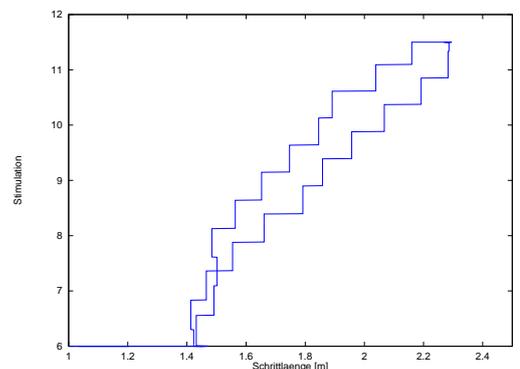


Abbildung 3.21: Die Hysterese unter Stimula- tionsänderung

länge. Ein Phasenübergang, wie er in [TYS91] dargestellt wurde, konnte mit diesem Modell nicht aufgezeigt werden.

Der Hüftwinkel verhält sich ebenfalls linear, was nach dem linearen Anstieg der Schrittlänge nicht weiter verwundert.

Das Auftreten einer Hysterese ist sicherlich auch nicht weiter erstaunlich, da das mechanische System der neuronalen Steuerung unter seiner Trägheit folgt.

Der lineare Zusammenhang zwischen Amplitude und Stimulation deckt sich auch mit den Untersuchungen zu den Grundlagen, wie sie in Kap.6 beschrieben sind.

3.3.3 Adaptionfähigkeit der neuronalen Steuerung

Um zu überprüfen, ob das System in der Lage ist, einen Hang hinauf bzw. hinab zu gehen, wurde eine andere Methode als in [TYS91] beschrieben gewählt. Der Gravitationsvektor wurde um sechs Grad gedreht. Dies bedeutet, daß die dem Feedback zugeführten Informationen sich weiterhin auf die Flächennormale beziehen. In diesem Verfahren ist die Hangabtriebskraft eine homogene Störung auf alle Extremitäten. Da Taga die Fähigkeit des Systems beschrieben hat, auf solche Störungen adaptiv zu reagieren, sollte das neuronale System in der Lage sein einen stabilen Lauf zu zeigen.

Das Steuerungskonzept hat einen symmetrischen Charakter³ und ist geeignet Reibungsverluste auszugleichen. Auch beim Bergauflauf zeigte es laut [TYS91] die Fähigkeit, der Bewegung entgegenwirkende Kräfte zu kompensieren. Aus diesen Gründen ist zu vermuten, daß das Konzept auch geeignet ist, beim Bergablauf die Bewegung abzubremesen.

3.3.3.1 Ergebnis Bergauf-Lauf

Es war möglich einen Bergauf-Lauf zu simulieren. Die Schrittlänge betrug 0.95 m.

In einer Abbildung dieser Laufsequenz ergibt sich aber kein wesentlicher Unterschied zu den bereits gezeigten Läufen, weshalb hier darauf verzichtet wird.

3.3.3.2 Ergebnis Bergab-Lauf

Es war mir im Gegensatz zu [TYS91] möglich, auch einen Bergab-Lauf zu zeigen. Die Schrittlänge betrug 1.5 m.

In Abb.3.22 sieht man, daß die Schrittlänge beim Hang-Lauf beeinflußt wird, nicht aber die Schrittfrequenz⁴.

³Es ist beim Feedback vollkommen symmetrisch, bei den Kraftfaktoren jedoch nicht.

⁴Die Simulation wurde mit einem nach der Beschreibung in Kap.4 modifizierten Modell durchgeführt.

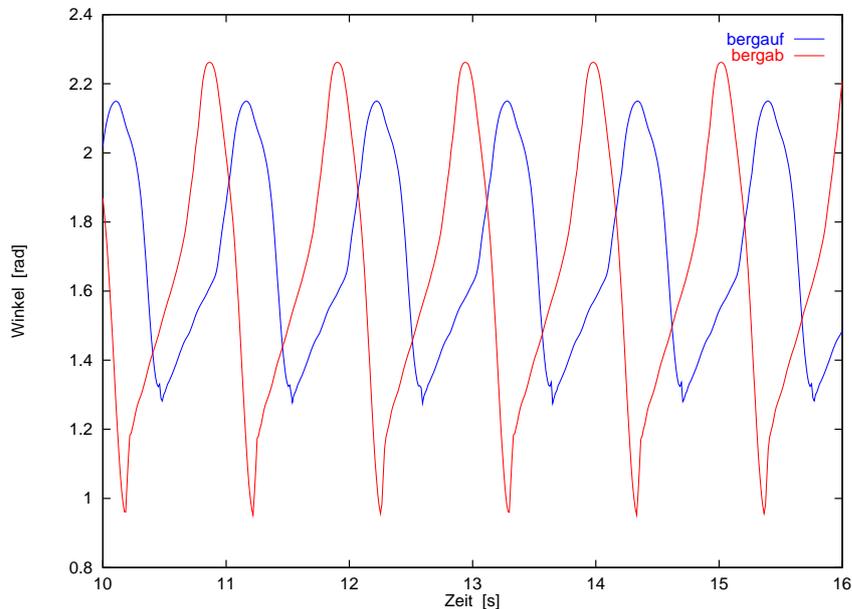


Abbildung 3.22: Hanglauf

3.3.3.3 Sonstige Störungen

Es dürfte mit der Fähigkeit der neuronalen Steuerung an Hängen zu laufen in ausreichendem Maße gezeigt sein, daß das System in der Lage ist sich auf Störungen durch Kräfte und Momente einzustellen.

Es kommt immer auf Stärke und Dauer der Störung an, ob die Adaptionsfähigkeit überfordert wird oder nicht. Es würde den angemessenen Umfang dieser Arbeit sprengen, aber kaum weitere Erkenntnisse bringen, die genauen Grenzen auszuloten.

Ein extremes Beispiel für eine zu starke Störung ist das Laufen auf dem Mond. Das System ist nicht in der Lage bei $1/6$ G zu gehen. Hier verlagern sich die Eigenschwingungen des mechanischen Systems zu sehr, als man noch mit gekoppelten Oszillatoren operieren könnte. Man kann nur versuchen, die neuronalen Parameter zu verändern. Es ist jedoch kein Erfolg zu verzeichnen gewesen. Aus den ersten Ansätzen war nur zu schließen, daß es mit hinreichendem Zeitaufwand möglich wäre das neuronale System für den Mond neu abzustimmen. Dies ist aber keine Adaption sondern "Parameter-Fitting".

Kapitel 4

Biomechanik

4.1 Verschiedene Bodenmodelle unter Annahme des Rumpfes als Schwabbelmasse

Die Verwendung eines geeigneten Bodenmodells ist aus biomechanischer Sicht eine wichtige Voraussetzung für die Aussagekraft einer Simulation. Die vorausgegangenen Simulationsergebnisse haben gezeigt, daß ein lineares Feder-Dämpfer-Modell nicht biomechanisch korrekt sein kann. Die hohen auftretenden Momente und Kräfte sollten bei einer geeigneteren Modellierung auf ein erträglicheres Maß zu reduzieren sein.

4.1.1 Bodenmodelle

Die Bodenreaktionskraft ist in einen Y-Anteil und einen X-Anteil separabel. Der Zusammenhang dieser beiden Anteile mit den relevanten Zustandsgrößen wie Eindringtiefe, Eindringgeschwindigkeit oder Materialeigenschaften ist in der Realität äußerst komplex. Hier ist zum Beispiel die Ferse, deren Deformationsverhalten von der Deformationsgeschwindigkeit abhängt [Gru87]. Bei Computersimulationen in der Biomechanik ist man auf ein Modell des Bodens angewiesen, welches diesen Zusammenhang in angemessener Weise wiedergibt. Eine Arbeit die aus gemessenen

Daten einen solchen Zusammenhang aufzeigt wurde von Gruber [Gru87] veröffentlicht. Andere Arbeiten stammen von Scott und Winter [SW93] sowie Gerritsen et al. [GvdBN95].

In SIMSYS ist ein Kraftgesetz implementiert, welches einem erlaubt diese und andere Bodenmodelle in der Simulation einzusetzen und zu vergleichen [Gün97]. Der Formalismus, der den Kraft - Deformationszusammenhang beschreibt, lautet möglichst allgemeingültig:

$$\begin{aligned}
 F_{y_i} &= -Ely \Delta y_i \\
 &\quad -Enly \Delta y_i |\Delta y_i|^{Enlexpy-1} \\
 &\quad -Dly v_{y_i} \\
 &\quad -Dnly v_{y_i} |\Delta v_{y_i}|^{Dnlexpy-1} \\
 &\quad -Gemy v_{y_i} |\Delta y_i|^{Gemexpy} \\
 F_{x_i} &= -Elx \Delta x_i \\
 &\quad -Enlx \Delta x_i |\Delta x_i|^{Enlexpx-1} \\
 &\quad -Dlx v_{x_i} \\
 &\quad -Dnlx v_{x_i} |\Delta v_{x_i}|^{Dnlexpx-1} \\
 &\quad -Gemx v_{x_i} |\Delta x_i|^{Gemexpx}
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

Die Bodenmodelle unterscheiden sich nun in den Faktoren in welche in diese Gleichungen eingesetzt werden. Die Werte sind im Anhang B.1 zu finden.

4.1.2 Warum eine Schwabbelmasse?

Bei den ersten Versuchen mit den gängigsten Bodenmodellen konnte mit dem Boden nach Gruber kein stabiler Lauf erzielt werden. Die Böden nach Scott-Winter und Gerritsen lieferten jedoch schon gute Ergebnisse. Dieses Verhalten kann damit erklärt werden, daß das Bodenmodell welches man wählt, immer auf die Unzulänglichkeiten der Modellierung angepaßt sein sollte. Der menschliche Körper ist kein Starrkörperverbund im engen Sinne. Ein großer Teil der Masse liegt in Form von Weichteilen wie Muskeln, Fett und Bindegewebe vor. Diese Masse ist in weicher Form an die Knochen gebunden. Auch die Gelenke, welche die Knochen verbinden,

sind in einem gewissen Sinne weich, wenn man einen Starrkörperverbund als solchen im Vergleich heranzieht. Die Idee der Verwendung von Schwabbelmassen in Computersimulationen wird in [GDSR85] beschrieben und ist schon mit Erfolg eingesetzt worden [Gru87, Wid90, Kre92, Hos93, Böh97]. Das in [TYS91] beschriebene Modell hat die Punktmasse starr angekoppelt. So ist ursprünglich keine Schwabbelmasse vorgesehen, was zu den hohen Werten bei Kräften und Momenten führt.

Eine Möglichkeit die Kräfte und Momente zu verringern war also, die Punktmasse, welche den Rumpf repräsentiert, weich in Form einer Schwabbelmasse an die Hüfte anzukoppeln.

Da dieses beim Modell mit Boden nach Gruber zu guten Ergebnissen führte, wurden für alle vier Bodenmodelle diese Parameter gewählt. So ist ein direkter Vergleich möglich. (Die Ergebnisse der Böden nach Gerritsen und Scott-Winter ohne Schwabbelmasse sind im Anhang (B.4.1) zu finden).

Änderung in den Parametern:

- Der Start war nicht mehr aus dem Stillstand möglich, da die Schwabbelmasse sonst zu große Schwingungen aufbrachte:

Die Anfangsgeschwindigkeit des Schwerpunkts betrug $v_{init} = 1.0 \frac{m}{s}$, die Winkelgeschwindigkeiten wurden beim Start aber weiterhin alle auf Null gesetzt

- Dafür konnten schon bessere Bodenparameter verwendet werden:

Der Haftreibungskoeffizient wurde auf 0.8 und der Gleitreibungskoeffizient auf 0.7 gesetzt.

4.1.3 Die Momente mit Schwabbelmasse

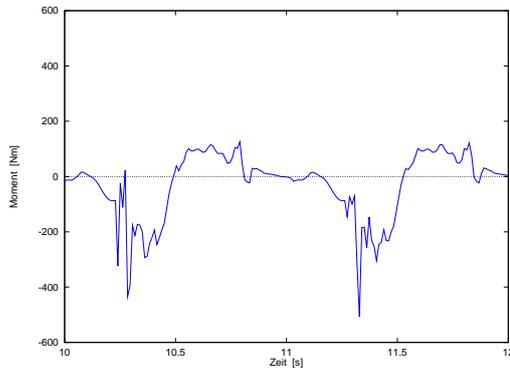


Abbildung 4.1: Moment auf Oberschenkel Boden nach Gruber (S)

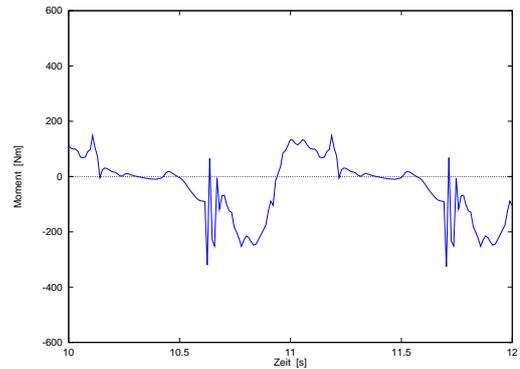


Abbildung 4.2: Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (S)

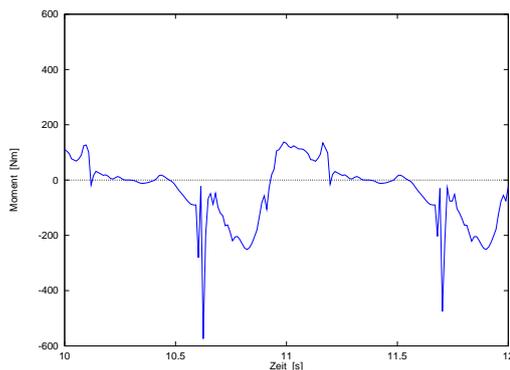


Abbildung 4.3: Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (S)

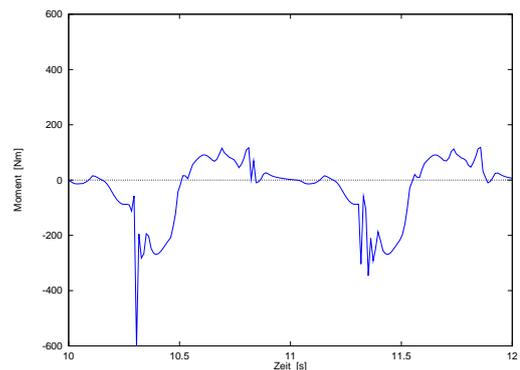


Abbildung 4.4: Moment auf Oberschenkel linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)

In diesen Abbildungen erkennt man die starke Abhängigkeit der Gelenkmomente von der Modellierung des Bodens und der Massenauslegung. Der lineare Feder-Dämpfer Boden zeigt mit Schwabbelmasse schon bessere Ergebnisse als bei dem Modell ohne Schwabbelmasse (siehe Abb.3.10), obwohl an den Bodenparametern keine Änderungen vorgenommen wurden. Die realistischen Böden liefern mit weichem Rumpf (siehe Abb.4.1, 4.2 und 4.3) ebenfalls geringere Momente als mit starrer Modellierung (siehe Anhang B.4.1).

4.1.4 Die Bodenreaktionskräfte mit Schwabbelmasse

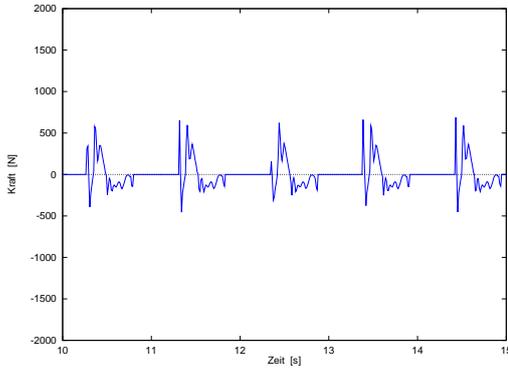


Abbildung 4.5: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gruber (S)

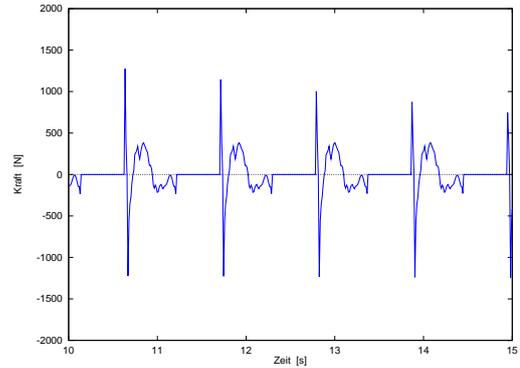


Abbildung 4.6: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (S)

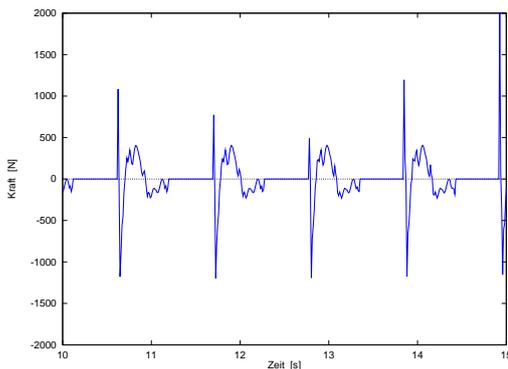


Abbildung 4.7: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (S)

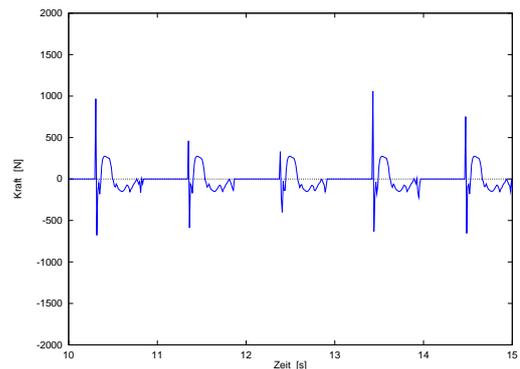


Abbildung 4.8: Bodenkraft X-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)

Die X-Komponente der Bodenreaktionskraft verläuft bei dem Boden nach Gruber am regelmäßigsten. Die anderen realistischen Modelle lieferten hier auch ohne Schwabbelmasse geringere Kräfte, verbesserten sich aber auch durch die neue Rumpfmodellierung.

Am erstaunlichsten ist die Wandlung des linearen Feder-Dämpfer Bodens. *Dennoch muß erwähnt werden, daß es bei dem linearen Boden immer noch numerische Schwierigkeiten gab.*

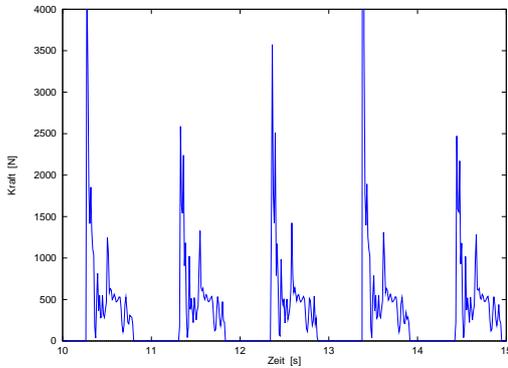


Abbildung 4.9: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gruber (S)

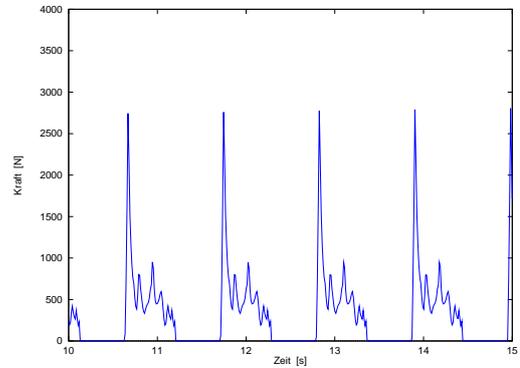


Abbildung 4.10: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (S)

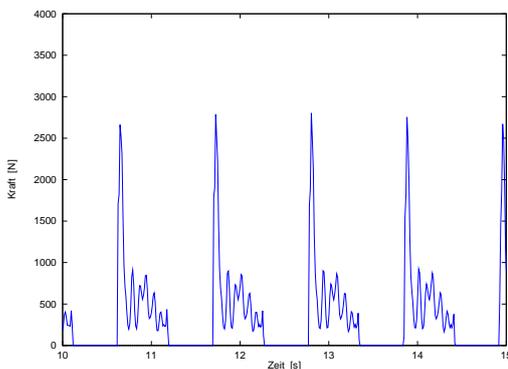


Abbildung 4.11: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (S)

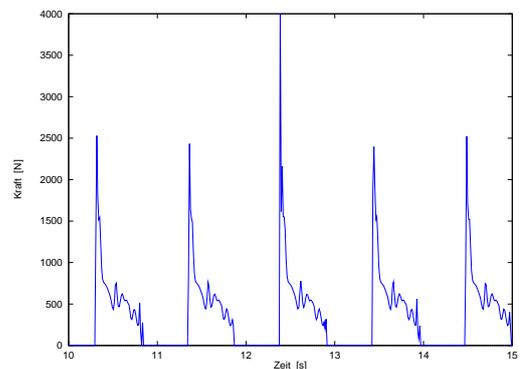


Abbildung 4.12: Bodenkraft Y-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)

Eine Tatsache fällt besonders auf: Durch den weich angekoppelten Rumpf glichen sich die Ergebnisse unter den verschiedenen Bodenmodellen deutlich an. Vor der Einführung der Schwabbelmasse trat hier der Boden nach Gerritsen durch niedrige Kräfte deutlich hervor. Jetzt kann man nicht mehr von starken quantitativen Unterschieden sprechen.

4.1.5 Stabilität mit Schwabbelmasse

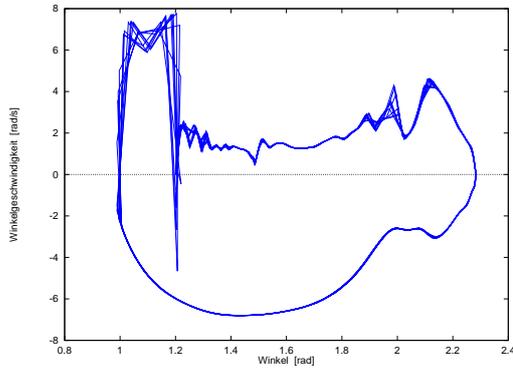


Abbildung 4.13: Phasenportrait Boden nach Gruber (S)

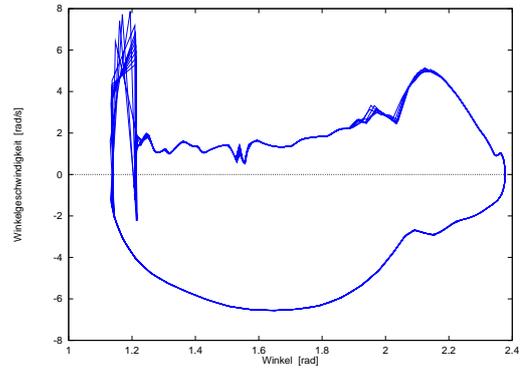


Abbildung 4.14: Phasenportrait Boden nach Scott Winter (S)

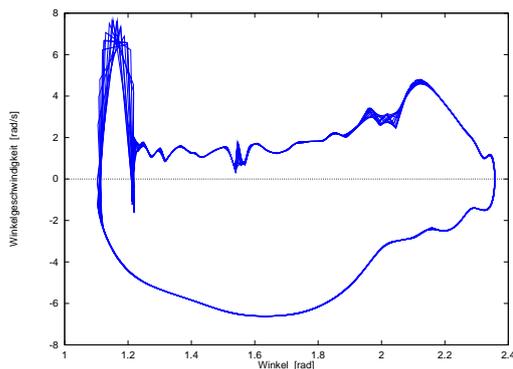


Abbildung 4.15: Phasenportrait Boden nach Gerritsen (S)

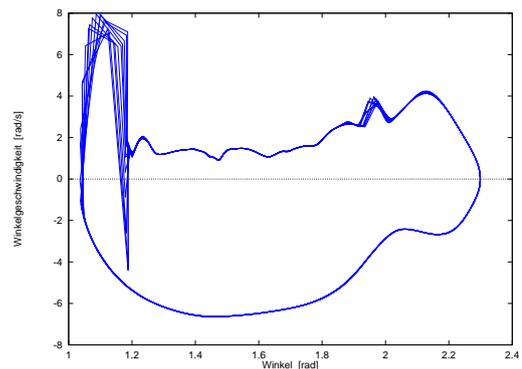


Abbildung 4.16: Phasenportrait linearer Feder/Dämpfer-Boden (S)

In diesen Abbildungen wird deutlich, daß die Laufdynamik von der gewählten Modellierung abhängt. Die Phasenraumtrajektorien sind einander ähnlich, aber nicht identisch. Das verrauschte Ergebniss des linearen Bodens ohne Schwabbelmasse (siehe Abb.3.15) unterscheidet sich stark von diesem Ergebnis. Der Boden nach Gerritsen war bei dem Modell ohne Schwabbelmasse schwach verrauscht, der Boden nach Scott-Winter lieferte sehr stabile Ergebnisse.

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Bodentypen verringerten sich auch bei den Phasenraumportraits deutlich durch den weichen Rumpf.

An allen bisherigen Ergebnissen, besonders an den Kraft- und Momentverläufen, wurde deutlich, daß der Anschlag mittels 1/0 - Übergang für verbliebene Störungen und Spitzen verantwortlich ist. Hier bietet sich die Möglichkeit weiterer Verbesserung.

4.2 Gelenkansschläge

Die Verwendung eines Gelenkanschlages, welcher bei Gelenküberstreckung sofort ein konstantes Moment von 10000 Nm entgegen der Überstreckung aufbringt ist sicherlich kein befriedigender Ansatz. Abgesehen von den numerischen Problemen, welche durch eine solche Unstetigkeit auftreten, führt es zu starken Kraft- und Momentspitzen in der Simulation. Es ist also naheliegend zu versuchen, eine geeignetere Modellierung für die Gelenkansschläge zu verwenden.

4.2.1 Stetige Gelenkansschläge

Gelenkansschläge mit einem stetigen Momentenverlauf, wie sie z.B. in [Hos93, Wid95] verwendet wurden, können folgendermaßen beschrieben werden:

$$M_\phi = \begin{cases} -a \left[\frac{\Delta\phi_{min} - (\phi - \phi_{min})}{\Delta\phi_{min}} \right]^b & : \text{für } \phi_{min} \leq \phi < \phi_{min} + \Delta\phi_{min} \\ 0 & : \text{für } \phi_{min} + \Delta\phi_{min} \leq \phi \leq \phi_{max} - \Delta\phi_{max} \\ c \left[\frac{\Delta\phi_{max} - (\phi_{max} - \phi)}{\Delta\phi_{max}} \right]^d & : \text{für } \phi_{max} - \Delta\phi_{max} < \phi \leq \phi_{max} \end{cases}$$

Die Maximalwerte sind hierbei $M_{\phi_{min}} = -a^b$ und $M_{\phi_{max}} = -c^d$.

Um für alle Bodenmodelle einen stabilen Lauf zu erreichen, wurden die Parameter daraufhin optimiert (Kap.4.2.4). Die Zahlenwerte sind im Anhang (B.2) zu finden.

4.2.2 Die Momente mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen

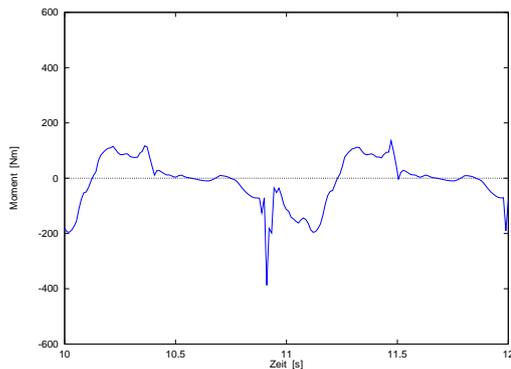


Abbildung 4.17: Moment auf Oberschenkel Boden nach Gruber (S+A)

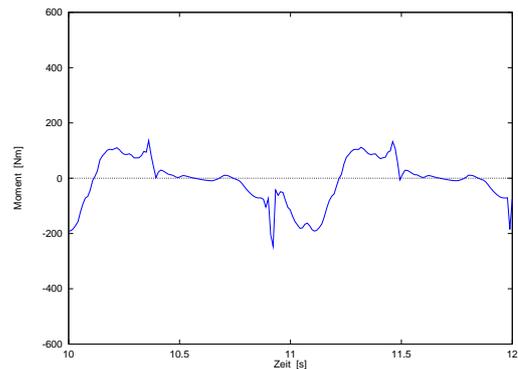


Abbildung 4.18: Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (S+A)

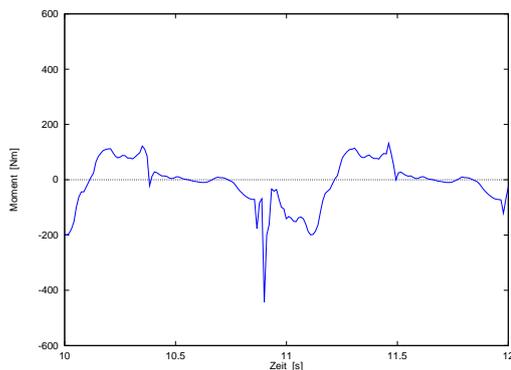


Abbildung 4.19: Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (S+A)

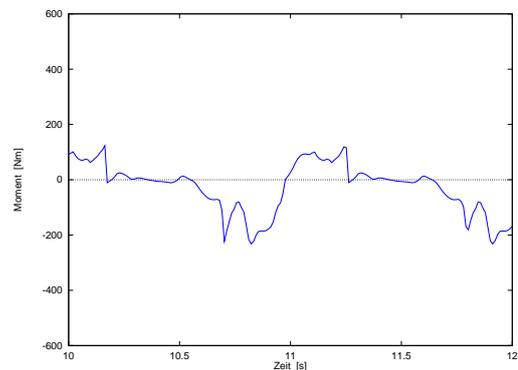


Abbildung 4.20: Moment auf Oberschenkel linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)

Hier sind die Momente auf die Extremitäten, im Vergleich zum unmodifizierten Modell, geringer und zeigen auch kaum Peaks. Auffällig ist der gute Verlauf beim linearen Feder-Dämpfer Modell.

Unberührt hiervon, gab es beim linearen Feder-Dämpfer Boden immer noch numerische Schwierigkeiten (steife Gleichungen).

4.2.3 Die Bodenreaktionskräfte mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen

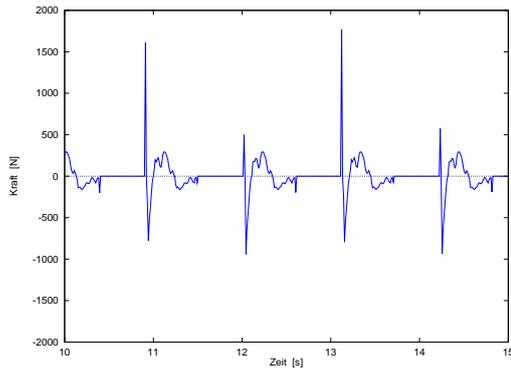


Abbildung 4.21: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gruber (S+A)

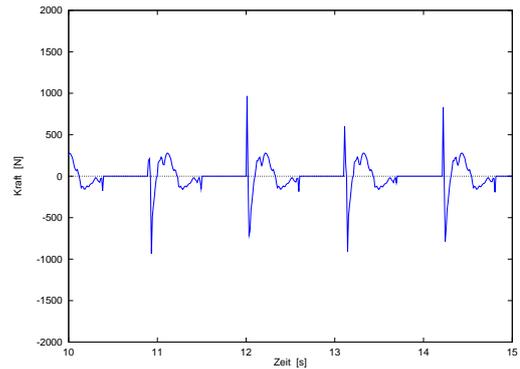


Abbildung 4.22: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (S+A)

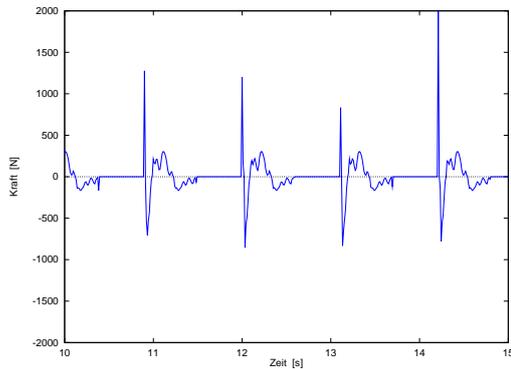


Abbildung 4.23: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (S+A)

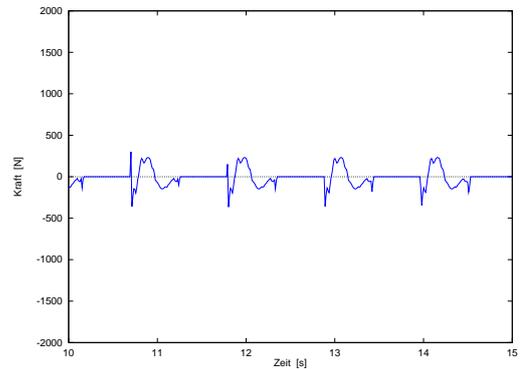


Abbildung 4.24: Bodenkraft X-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)

Auch bei der X-Komponente der Bodenreaktionskraft zeigt sich der positive Einfluß der modifizierten Gelenkansschläge. Besonders das Modell mit linearem Feder-Dämpfer Boden zeigt hier sehr gute Ergebnisse.

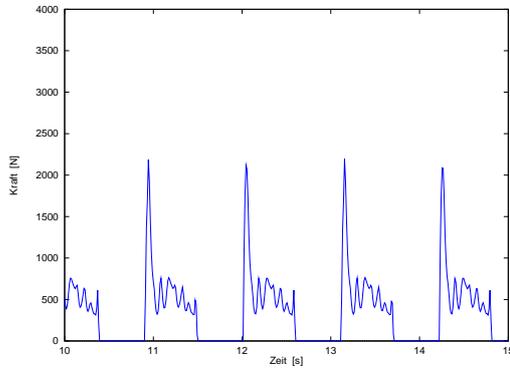


Abbildung 4.25: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gruber (S+A)

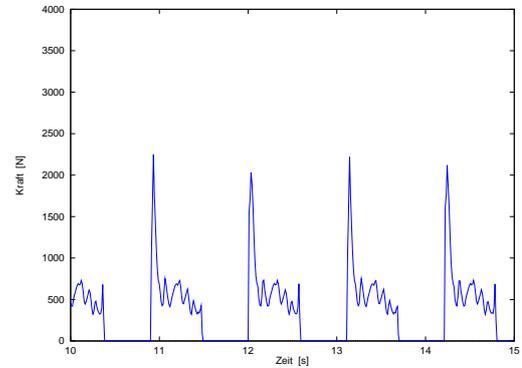


Abbildung 4.26: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (S+A)

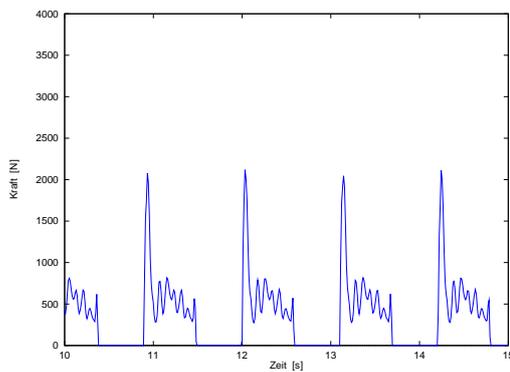


Abbildung 4.27: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (S+A)

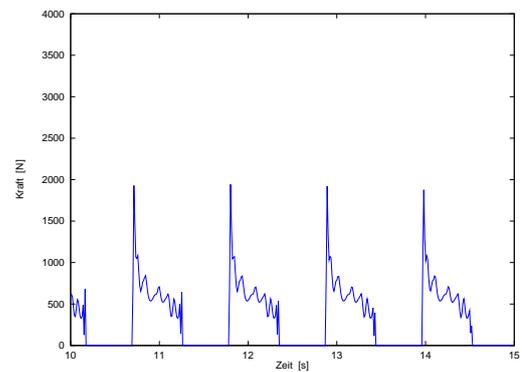


Abbildung 4.28: Bodenkraft Y-Komponente linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)

Insgesamt haben sich alle Modelle durch die Verwendung stetiger Gelenkansschläge noch einmal verbessert. Man kann nun davon sprechen, daß alle Modelle vergleichbare Bodenreaktionskräfte in Y-Richtung hervorrufen.

Die Durchschnittswerte der Y-Komponente der Bodenreaktionskraft liegen mit ca. **700 N** im Bereich dessen, was man bei einem Modell mit einer Gesamtmasse von **70 Kg** erwartet. Die Peaks bei Bodenkontakt liegen in einem vertretbaren Rahmen.

4.2.4 Stabilität mit Schwabbelmasse und stetigen Gelenkansschlägen - Optimierung der Gelenkanschlagsparameter

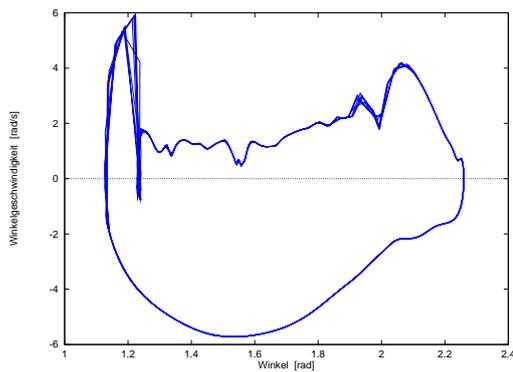


Abbildung 4.29: Phasenportrait Boden nach Gruber (S+A)

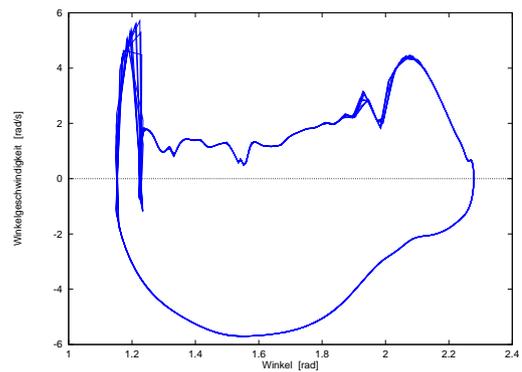


Abbildung 4.30: Phasenportrait Boden nach Scott Winter (S+A)

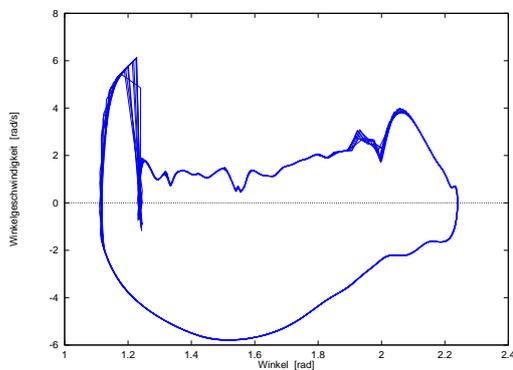


Abbildung 4.31: Phasenportrait Boden nach Gerritsen (S+A)

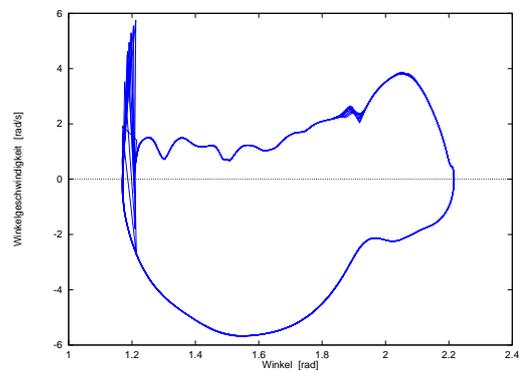


Abbildung 4.32: Phasenportrait linearer Feder/Dämpfer-Boden (S+A)

Das Modell mit dem Boden nach Gruber wurde als Referenz gewählt, da dieses am sensibelsten auf Parameteränderung reagierte. Mit dem so gewonnenen Satz Parametern wurde dann die Simulation mit allen vier Bodenmodellen durchgeführt. Der eine Satz Parameter war für alle Bodenmodelle ausreichend gut bestimmt.

Interessant ist, daß das realistische Bodenmodell für die X-Komponente (siehe Anhang B.1) wohl für diese “Art” des Laufens, wie es das hier besprochene Modell

“ausführt” nicht besonders gut geeignet zu sein scheint. Die Peaks in X-Richtung fließen in Form von Unstetigkeiten in die Momentenverläufe ein. Deshalb erfolgt noch der Test einer “Mischform”:

4.2.5 Boden nach Scott-Winter mit linearer X-Komponente

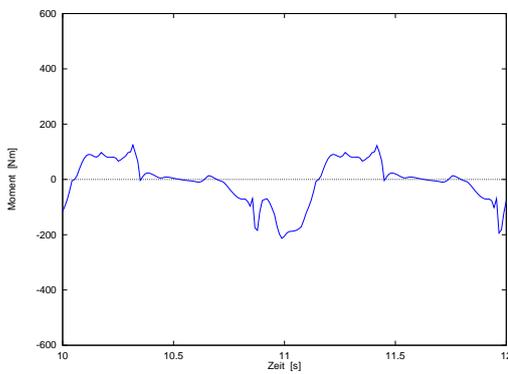


Abbildung 4.33: Momentenverlauf

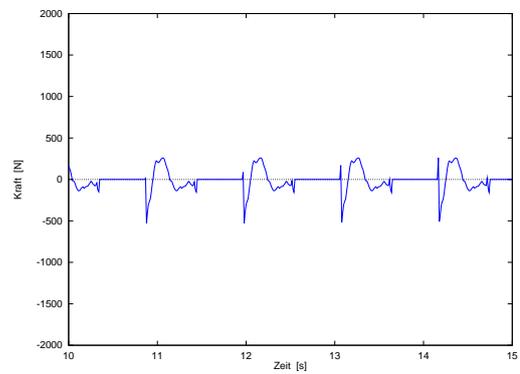


Abbildung 4.34: Bodenreaktionskraft in X

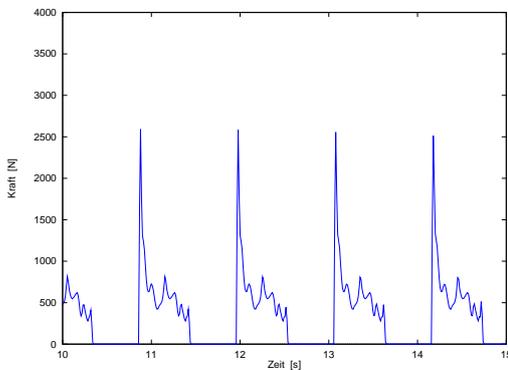


Abbildung 4.35: Bodenreaktionskraft in Y

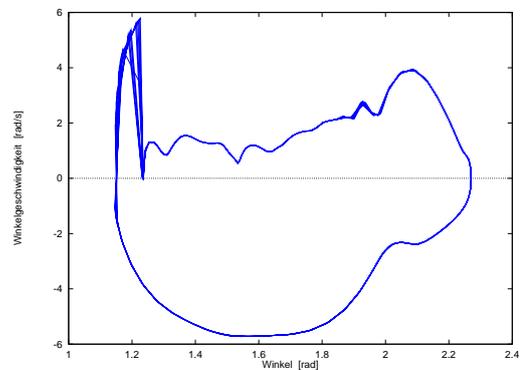


Abbildung 4.36: Phasenportrait

Wie man sieht, stammten die noch verbliebenen Peaks in den Momentenverläufen von der Modellierung des Bodens in X-Richtung. Den glatteren Verlauf erkaufte man sich aber mit leicht erhöhten Kraftspitzen in Y-Richtung und leichten numerischen Schwierigkeiten.

Es ist nicht leicht ein Bodenmodell zu finden, daß *alle* Anforderungen optimal erfüllt.

Kapitel 5

Ein Modell mit Rumpf und Füßen

Im Folgenden wird eine Erweiterung des Modells um Rumpf und Füße geschildert. Hierzu ist es nötig, auf die eigentlichen Grenzen des hier beschriebenen Steuerungsprinzips einzugehen.

5.1 Koordination komplexer Bewegungsabläufe mit neuronalen Oszillatoren

Wenn man z.B. die Arbeit [Zie95] betrachtet, erkennt man, daß die neuronalen Mustergeneratoren eigentlich nur die zeitlichen Verläufe der “Sollwinkel” der Extremitäten liefern. Dies alleine ist schon erstaunlich, reicht aber zu einer Steuerung nicht ganz aus. Erst der Vergleich der “Sollstellung” und der “Iststellung” ermöglicht es, ein Modell in einer MKS-Simulation stabil zu steuern.

In dem Kapitel zu den neurologischen Grundlagen wurde schon angesprochen, daß gerade die globale Koordination aller Muskelaktionen eine ungeheure Leistung des Nervensystems darstellt. Die Funktion der meisten hieran beteiligten Instanzen ist auch noch nicht vollständig bekannt.

Um die Frage zu klären, was die Leistungsfähigkeit der hier vorgestellten neuronalen Steuerung begrenzt, muß man noch einmal kurz die mechanischen Aspekte einer solchen Steuerung betrachten.

5.1.1 Unterschied zwischen inneren Gelenkmomenten und äußeren Momenten auf Extremitäten

Der Mensch kann wie jedes andere Lebewesen, welches sich zu Land fortbewegt, seine zum Laufen benötigten Kräfte nur aus dem Bodenkontakt heraus aufbauen. Über die Bodenreaktionskräfte, und unter Aufbringung innerer Gelenkmomente, gelingt es eine stabile Fortbewegung zu generieren.

Dies bedeutet aber in letzter Konsequenz, daß es zu keinem Zeitpunkt zu einem Wirken äußerer Momente auf die Extremitäten kommt!

Das Wirken äußerer Momente ist mit der Bewegung einer Marionette zu vergleichen. Hier zieht eine äußere Instanz die Fäden bzw. bringt äußere Momente auf.

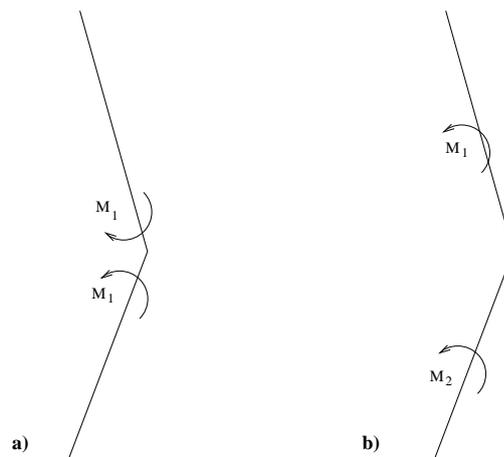


Abbildung 5.1: Vergleich innerer und äußerer Momente

In Abb.5.1 ist in a) die Summe aller Momente zwangsläufig Null. Dies ist mit von Muskeln aufgebrauchten Gelenkmomenten zu vergleichen. In b) kann eine “Sollstellung” viel unkomplizierter erzwungen werden als in a). Dies liegt daran, daß hier gleichzeitig an beiden Körpern “von außen gedreht” wird. Hier ist das resultierende Gesamtmoment allgemein von Null verschieden.

Bei einem einfachen Modell aus Rumpf, zwei Ober- und Unterschenkeln sowie zwei Füßen hat man insgesamt sieben Körper und sechs Gelenke. Um ein realistisches menschliches Laufen zu erzeugen müßten also *sechs innere Gelenkmomente* exakt berechnet werden.

Schon alleine das Basismodell von [TYS91] wird jedoch an beiden Oberschenkeln und Knöcheln durch äußere Momente gesteuert. Dies vereinfacht natürlich die Aufgabe an die neuronalen Oszillatoren gewaltig!

Zu Beginn der weiterführenden Untersuchungen wurde deshalb versucht, ein Modell mit Rumpf und Füßen *alleine durch innere Gelenkmomente* zu steuern. Diese Versuche schlugen jedoch allesamt fehl! Erst nach Abkehr von dieser strengen Forderung konnte die Erweiterung vollzogen werden.

5.2 Das modifizierte Modell

Es wurde das Basismodell in seiner Konfiguration weitgehend verändert, indem Füße und Rumpf hinzugefügt wurden. Dadurch entfiel die Punktmasse. Die Ansteuerung der Momente wurde nun in Art der Modelle [TYS91, Tag95a, Zie95] wieder nur in Form äußerer Momente realisiert.

5.3 Ergebnisse der Simulation

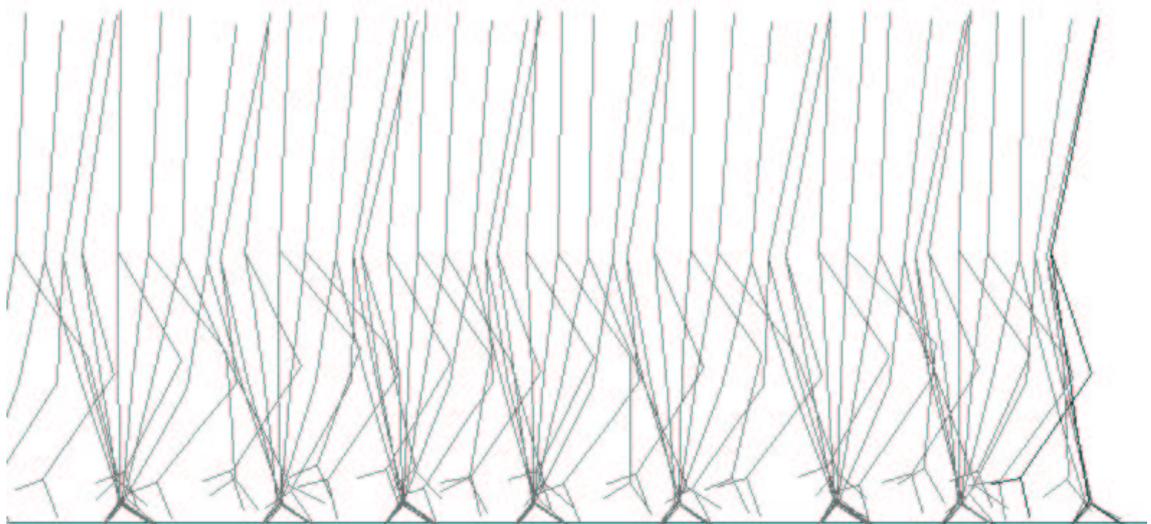


Abbildung 5.2: Lauf mit Rumpf und Füßen

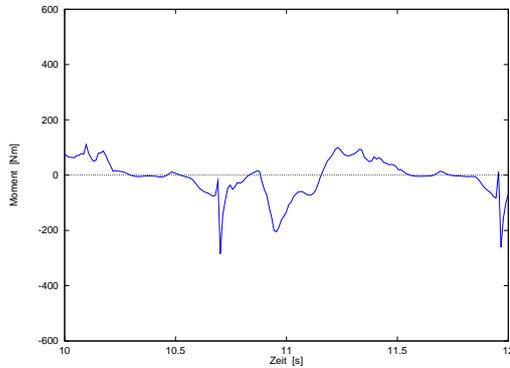


Abbildung 5.3: Momentenverlauf

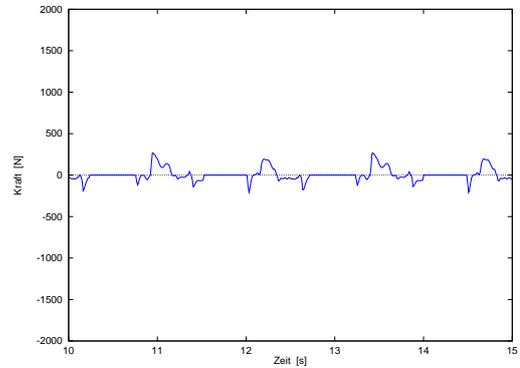


Abbildung 5.4: Bodenreaktionskraft in X

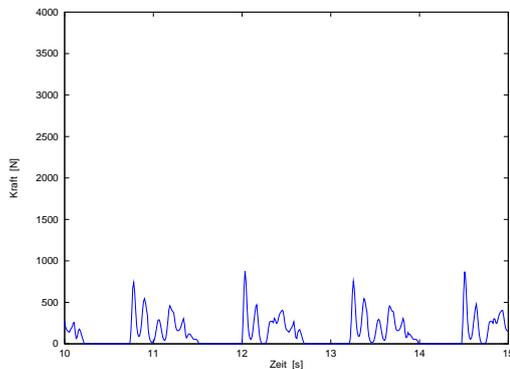


Abbildung 5.5: Bodenreaktionskraft in Y

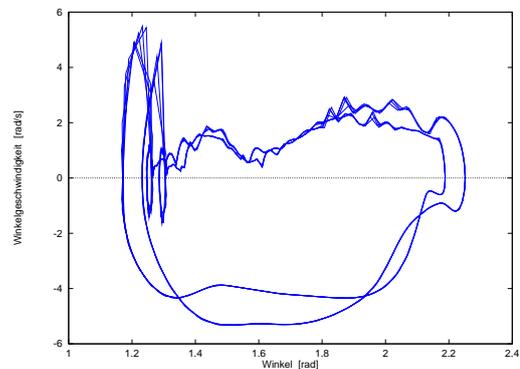


Abbildung 5.6: Phasenportrait

Bei diesem Modell ist zu bemerken, daß die Bodenreaktionskräfte auf den ersten Blick einen noch besseren Verlauf zeigen. Dies ist jedoch dadurch zu erklären, daß der Rumpf als Ausgleichsmasse an einer Drehfeder am Hüftgelenk befestigt wurde. Er “federt” die Spitzen in den Bodenreaktionskräften ab, weil auf ihn ja ein äußeres Moment wirkt.

Interessant scheint, daß im Phasenportrait *zwei* stabile Zyklen zu erkennen sind. Wann, oder wodurch diese Bifurkation entstand, ist aber auch an der Animation der Ergebnisse nicht klar zu erkennen gewesen!

Der Momentenverlauf des Oberschenkels ist mit den bisherigen Ergebnissen vergleichbar. Verwendet wurden wieder stetige Gelenkansschläge und die Modellierung des Bodens in Y-Richtung nach Gerritsen.

Kapitel 6

Diskussion der Ergebnisse

6.1 Was erzielt wurde:

Hauptergebnisse sind:

1. Bis zu 180 Sekunden lang wurde, eine dem menschlichen Gehen *ähnliche*, Fortbewegung simuliert.
2. Der Start wurde aus dem Stillstand heraus erzielt.
3. Der Übergang “Laufen zu Rennen” wurde untersucht. Ein Phasenübergang konnte nicht gezeigt werden.
4. Laufen am Hang bergauf (6 Grad Steigung) konnte gezeigt werden.
5. Im Gegensatz zu [TYS91] konnte auch bergab (6 Grad Gefälle) ein stabiler Lauf gezeigt werden.
6. Biomechanisch motivierte Änderungen wurden eingebracht und untersucht.
7. Ein Modell mit Füßen und Rumpf wurde simuliert.

6.2 Was nicht gelungen ist:

- Versuche, Füße und Rumpf auf Basis innerer Gelenkmomente zu implementieren, schlugen fehl.
- Versuche, eine Folgeveröffentlichung von Taga [Tag95a] auf SIMSYS umzusetzen, schlugen fehl.
- Formalismen, wie Feedback- und Kopplungsmatrizen aufgestellt werden müssen, konnten nicht gefunden werden.

6.3 Warum manches nicht gelungen ist:

Um zu erläutern, warum eine gravierende Abänderung des in [TYS91] beschriebenen Modells nicht trivial ist, wird noch in Kurzform aufgezeigt, warum das Arbeiten mit neuronalen Oszillatoren als Steuerungsansatz so schwierig ist:

6.3.1 Ein Metronom

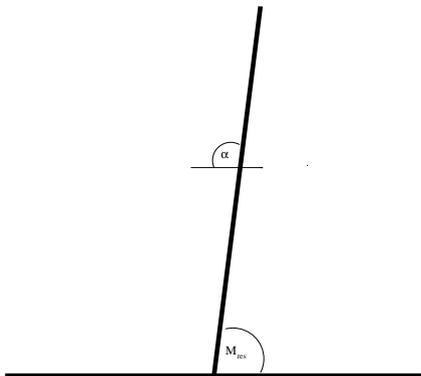


Abbildung 6.1: Ein "Metronom"

Ein einfaches Modell soll der Veranschaulichung des Funktionsprinzips neuronaler Oszillatoren dienen.

Es besteht aus einem Starrkörper, welcher mit einem Scharniergelenk am Boden fixiert ist. Auf diesen Starrkörper kann nun das Moment \mathbf{M}_{res} gebracht werden, um ihn z.B. in stabile Oszillation um die vertikale Neutralausrichtung zu versetzen.

Das resultierende Moment \mathbf{M}_{res} repräsentiert die passiven Momente, wie sie z.B. von einer Drehfeder und Lagerreibung erzeugt werden, sowie das aktive Moment, welches die Neuronen festlegen.

Im folgenden werden zwei gekoppelte Neuronen angenommen, wie sie bei dem Modell der Laufmaschine beschrieben sind.

$$\begin{aligned}
 \tau_1 \dot{u}_1 &= -u_1 + w y_2 - \beta v_1 + U_0 + f_{eed\ 1} \\
 \tau_2 \dot{u}_2 &= -u_2 + w y_1 - \beta v_2 + U_0 + f_{eed\ 2} \\
 \tau_1' \dot{v}_1 &= -v_1 + y_1 \\
 \tau_2' \dot{v}_2 &= -v_2 + y_2 \\
 y_i &= f(u_i), \quad \text{wobei } f(u_i) = \text{Max}(0, u_i) \\
 f_{eed\ 1} &= a_1 \left(\alpha - \frac{\pi}{2} \right) \\
 f_{eed\ 2} &= a_1 \left(\frac{\pi}{2} - \alpha \right) \\
 M_{res} &= p_{Beuger} y_1 - p_{Strecke} y_2
 \end{aligned}$$

Im Folgenden wird versucht zu zeigen, wie leicht man sich bei der Arbeit mit neuronalen Oszillatoren in eine Sackgasse hineinarbeiten kann:

6.3.1.1 Mechanisch stabiles System

Wenn das System selbst bereits ohne Eingriff der Neuronen stabil ist, können neuronale Oszillatoren verwendet werden, um die Dissipation zu kompensieren. Bereits hier zeigt sich eine große Spanne möglichen Verhaltens.

Abbildung 6.2 zeigt den Zeitverlauf einer gedämpften Schwingung des Metronoms. Hier wurden $p_{Beuger} = \mathbf{0.0}$ und $p_{Strecke} = \mathbf{0.0}$ gesetzt. Um eine Oszillation zu erreichen, wurde hier mit einer Winkelgeschwindigkeit ungleich Null gestartet. Die Abbildung 6.3 zeigt das Verhalten des Systems mit aktiven, von den Neuronen festgelegten Momenten, bei einem Start ohne Anfangswinkelgeschwindigkeit.

Der Unterschied in den Parametern des Systems, dessen Verhalten in Abbildung 6.4 gezeigt wird: Die Konstante β wurde von $\beta = \mathbf{2.5}$ auf nun $\beta = \mathbf{0.5}$ herabgesetzt.

In [TYS91] wurde $\beta = \mathbf{2.5}$ angenommen. Diese Wahl wird von Taga aber nicht begründet, genausowenig wie die Bedeutung oder Motivation dieses Parameters. In [Mat85] ist jedoch die Herkunft des Wertes $\beta = \mathbf{2.5}$ offenkundig. Hier wird nämlich als Beispiel der Vergleich zwischen drei Werten gezeigt ($\beta = \mathbf{0}$, $\beta = \mathbf{2.5}$, $\beta = \infty$). Die Vermutung liegt nahe, daß Taga den Wert für β “übernommen”

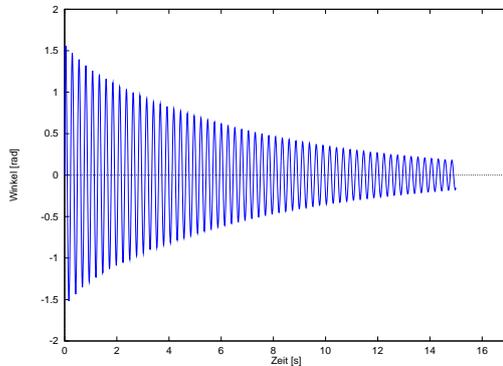


Abbildung 6.2: Ohne aktive Momente

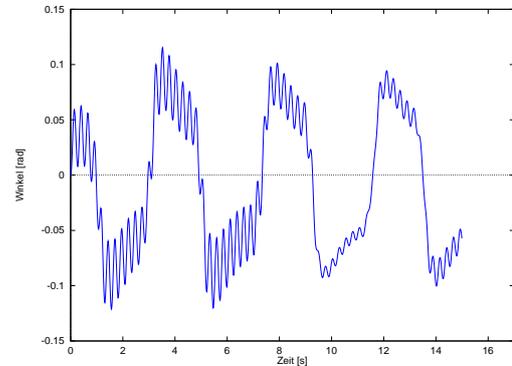


Abbildung 6.3: Mit aktiven Momenten

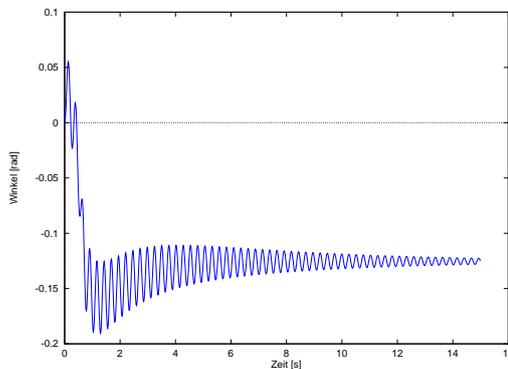


Abbildung 6.4: Nach Änderung der Adaptionskonstanten

Auch bei einem mechanisch eigenstabilen System muß man das Verhalten der neuronalen Oszillatoren weiter untersuchen, wenn man sie gezielt in Simulationen miteinbeziehen will. Ein Vergleich der Abb.6.3 mit Abb.6.4 zeigt, welche Auswirkung eine leichte Änderung der Adaptionsparameter auf das Verhalten des Gesamtsystems hat.

hat und ihn weiterhin konstant gelassen hat. Dies funktioniert aber vermutlich nur deshalb so gut, weil man noch genug andere Parameter zum Anpassen verwenden kann. Es ist nämlich gerade nicht so, daß die Laufsimulation gegen Änderungen in β unempfindlich reagieren würde. In der Simulation mit *SIMSYS* stürzte der Läufer schon bei einer Abweichung von $\beta = 2.5 \pm 0.1$ bereits beim ersten Schritt.

Grundsätzlich ergab sich der Eindruck, daß in [TYS91] ein phänomenologisches Vorgehen gewählt wurde. Da sich die Untersuchungen zu diesen Neuronen-Gleichungen [Mat85] auf isolierte Neuronensysteme beziehen, und eine Kopplung mit einem mechanischen System nicht berücksichtigen, können keine Aussagen zu solch einem Verhalten gemacht werden. Die Abbildungen zeigen jedoch, daß es bei einer Kopplung, selbst mit mechanisch durchaus eigenständig stabilen Systemen, zu allerlei

Phänomenen kommen kann. Natürlich sind die gezeigten Fälle als Stichproben zu interpretieren, da eine genaue Untersuchung der Auswirkungen aller Parameter den Rahmen dieses Kapitels sprengen würde.

6.3.1.2 Mechanisch instabiles System

Ist das mechanische System nicht aus sich selbst heraus stabil, was bei einer Simulation der Laufdynamik der Fall ist, ergibt sich ein noch subtileres Verhalten der Neuronen. Was in Abb.6.5 ersichtlich wird, ist der Umstand, daß eine Schwingung

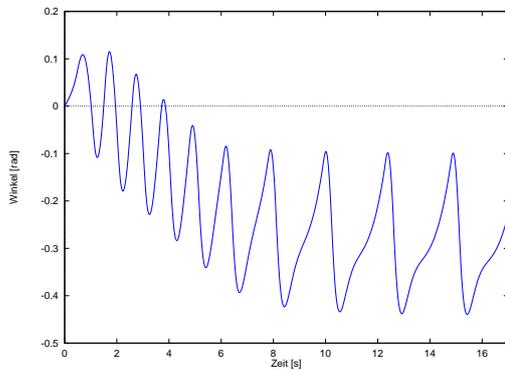


Abbildung 6.5: Abweichung vom Sollwert

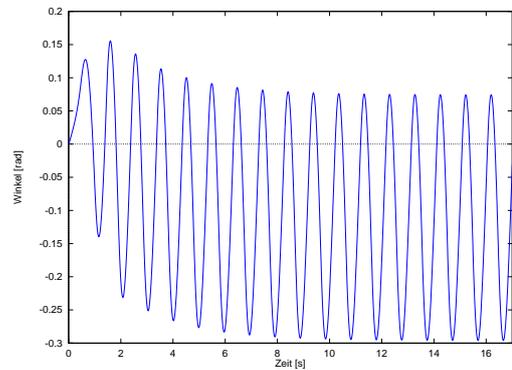


Abbildung 6.6: Korrektur über Feedback

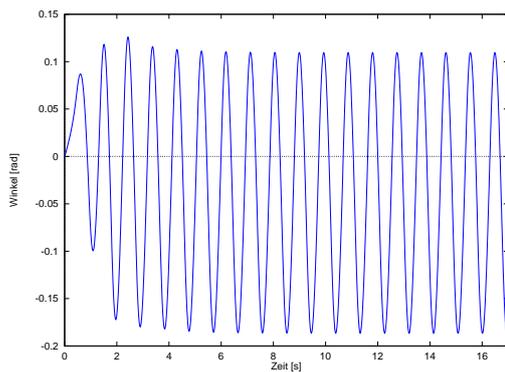


Abbildung 6.7: Korrektur über Kraftkonstanten

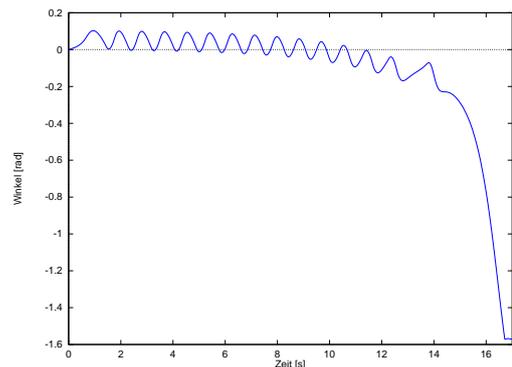


Abbildung 6.8: Latente Instabilität

aus unbekanntem Gründen bei einem System ohne eigene Federkräfte nicht um die Vertikale herum erfolgt. Im Gegensatz zu einer ersten Annahme, welche aus der

Symmetrie des Systems heraus geschlossen wurde, ergibt sich auch dann ein periodisches Verhalten, wenn das gewählte Feedback schon gar nicht mehr sinnvoll erfüllt wird.

Dieses Verhalten (starke Abweichung vom “Soll-Wert”) kann man korrigieren, indem man die Parameter der Kopplung der Mechanik ins Feedback erhöht. Die Abbildung 6.6 zeigt das Verhalten für $\alpha_1 = 5.0$, was einer Erhöhung um **2.0** entspricht.

Symptomatisch Gleiches erreicht man aber auch, wie in Abbildung 6.7 zu sehen ist, indem man stattdessen die Parameter der mechanischen Übertragung erhöht. Gesetzt wurden $p_{Beuger} = 20.0$ und $p_{Stecker} = 20.0$, was jeweils einer Erhöhung um **5.0** entspricht.

Phänomenologisch sind beide Vorgehensweisen in einem komplexeren System sicherlich nicht voneinander zu unterscheiden. Dennoch kann meiner Erfahrung nach davon ausgegangen werden, daß es je nach gewähltem Vorgehen, zu anderen Seiteneffekten kommt.

Abb.6.8 zeigt schön ein System, welches für lange Zeit scheinbar stabil ist, dann aber zügig umfällt. Die Unterschiede zum System in 6.7 sind: $p_{Beuger} = 10.0$ und $p_{Stecker} = 10.0$ und $\beta = 3.5$. In einen Gesamtsystem fällt die kleine Drift in den ersten 15 Sekunden sicher nicht auf, wenn man es mit relativ zueinander bezogenen Größen zu tun hat. Makroskopisch bemerkt man nur die Instabilität in der 16. Sekunde. In dem in dieser Arbeit betrachteten Fall war es der Sturz des “Läufers”.

6.3.1.3 Parameteranpassung bei einfachen Systemen

Es soll nicht unerwähnt bleiben, daß man bei solch einfachen Systemen, wie diesem inversen Pendel, die Parameter dennoch einigermaßen “in den Griff” bekommen kann. So gelangen folgende Simulationen:

- “Metronom” schwingt um die Vertikale.
- “Metronom” schwingt um einen festen, von der Vertikale verschiedenen, Sollwinkel herum.
- Doppeltes inverses Pendel schwingt um die Vertikale bzw. um einen Sollwinkel.

- Doppeltes inverses Pendel, oberer Teil schwingt um einen Relativwinkel zum unteren bezogen.
- Nach Vorzeichenwechsel in der Neuronenkopplung und setzen von $U_0 = 0$ fuhr das System vorgegebene Winkelpositionen α_1, α_2 an und stabilisierte diese Orientierung gegen Störungen. Eine Art *PD-Regler* war entstanden. Man konnte im Feedback durch einbringen von den Winkelgeschwindigkeiten sogar die Stellgeschwindigkeit gut regulieren.

Bei allen diesen Simulationen wurde vollkommen phänomenologisch vorgegangen, besonders beim letzten Punkt, wo die Neuronengleichungen nochmals weiter verallgemeinert wurden. Inwieweit jetzt jedoch von α -Motoneuronen gesprochen werden dürfte, ist jedoch sicherlich mehr als fraglich. Symptomatisch jedenfalls weist dieses Verhalten im Prinzip das Gleiche wie eine 1a-Afferenz¹ auf. Man kann sich, beim Versuch neurobiologische Modelle zu konstruieren, durch Verallgemeinerungen natürlich beliebig weit von gesicherten Erkenntnissen fortbewegen. Dann muß man aber mit Resultaten wie Vierbeinern, welche 60 Schritte in der Sekunde machen, oder Neuronen die im Sekundenbereich oszillieren, leben können. Die Arbeit von Grillner [Gri96] zeigen, welchen Aufwand man treiben muß, wenn man einen Bezug zur Realität aufrecht halten will.

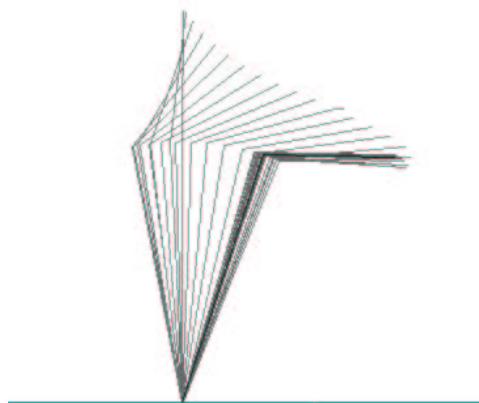


Abbildung 6.9: Verallgemeinerung auf 1a-Afferenz?

¹Stabilisation der "Soll"-Länge eines Muskels über monosynaptischen Reflex

6.4 Erweiterbarkeit des Modells

Es ist sehr schwierig, das Modell zu erweitern. Intensives “Parameter-Fitting” ist nötig um grundlegende, aber oft auch leichte Veränderungen einzuführen. Diese Methode ist zeitaufwendig wie andere auch berichten [Yam90]. Zeitaufwendige Überlegungen und Testreihen zu Stärke und Vorzeichen von Parametern sind Standard.

Nach vorsichtiger Schätzung stehen ca. 400 Parameter zur Anpassung zur Verfügung. Natürlich kann man, wie in [TYS91, Tag95a] gezeigt, mit weniger Parametern auskommen, man muß nur wissen mit welchen!

Am Beispiel des verwendeten “Bodenreaktionskraft-Offsets” kann verdeutlicht werden, wie zeitaufwendig die Suche nach stabilen Lösungen ist. So liefert ein Offset von 10 N gute Ergebnisse. Ebenso ist der Wert 20 N günstig. Im Bereich um 15 N wird das System aber instabiler!

6.4.1 Erweiterung durch eigene Überlegungen

Es wurde versucht, anstelle der äußeren Momente auf die Starrkörper, Gelenkmomente zu verwenden. Da hierzu Füße und Rumpf vorhanden sein müssen, mußte ein weitreichend verändertes Modell erstellt werden. Die Mechanik war vergleichsweise rasch umgestellt, wenn man die monatelangen Versuche betrachtet, die neuronale Komponente auf das neue Modell anzupassen.

Es gelang schlußendlich nicht, einen entscheidenden Erfolg in dieser Sache zu erzielen, solange die Verwendung innerer Gelenkmomente gefordert wurde.

Dies zeigt, daß die Steuerung mit neuronalen Oszillatoren letztendlich eben nur die zeitlichen Verläufe der “Sollstellungen” der Extremitäten liefert. Die extrem komplexe Aufgabe der Koodination innerer Gelenkmomente, welche diese “Sollstellungen” erzielen könnten, liegt aber außerhalb der Möglichkeiten dieses Steuerungsansatzes. Solange man aber äußere Momente wirken läßt, funktioniert alles recht gut.

Man müßte, wenn man auf diesen Erkenntnissen aufbauen wollte, die Aufgaben des Cerebellums durch ein neuronales Netz abbilden, um die Umrechnung von “Sollstellungen” bzw. wirkenden äußeren Momenten auf innere Gelenkmomente, also

einen realistischen Steuerungsansatz, zu bewerkstelligen. Alle Aufgaben den zwölf Neuronen zu übertragen ist nicht realistisch, und bringt keinen Nutzen.

Vergleicht man die Arbeiten [Mat85, Zie95] mit der von Taga [TYS91], so ist zu entnehmen, daß Taga den Neuronen bereits eine weitere Aufgabe zuerkannt hat. Sie müssen nämlich nicht nur das zeitliche Muster der Fortbewegung erzeugen, sondern auch die Regelung der äußeren Momente auf die Extremitäten regeln.

Wollte man nun auch noch die Umrechnung der zeitlichen Verläufe der "Sollwinkel" der Extremitäten auf n -Tupel innerer Gelenkmomente in die neuronalen Oszillatoren implementieren, so mutet man dem Steuerungsprinzip fast mehr zu, als es zu leisten vermag. In seiner Folgeveröffentlichung [Tag95a] zeigt Taga, daß er es dennoch geschafft hat. Er verwendete hier jedoch ein stark modifiziertes neuronales System. Das bedeutet, daß es mit einer Weiterentwicklung des hier beschriebenen Modells nicht getan ist. Der grundsätzliche Bewegungsablauf muß anders beschrieben werden. Taga beschrieb hierzu ein neuronales Modell mit zustandsabhängiger Neuronenkopplung. Er mußte sein ursprüngliches Vorhaben, einen "festverdrahteten" CPG zu verwenden, aufgeben. Die Verwendung innerer Gelenkmomente erfordert einen beliebig komplizierten CPG, welcher sich weit von der Neurobiologie entfernt.

Schon alleine die zielgerichtete Bewegung des Armes im Dreidimensionalen ist eine komplexe Steuerungsaufgabe, will man nur innere Momente wirken lassen. Eine Arbeit hierzu [Mut97] zeigt recht gut, was für ein Aufwand betrieben werden muß, wenn man einen simulierten Arm "realistisch" ansteuern will. Ein Ansatz zur Erweiterung des hier beschriebenen Modells wäre es, die neuronalen Oszillatoren die "Sollstellungen" vorgeben zu lassen, und die Ansteuerung der inneren Gelenkmomente unter Mithilfe von Kohonen-Karten, wie in [Mut97] beschrieben, berechnen zu lassen.

Ob es sinnvoll ist, den Ansatz der neuronalen Oszillatoren so zu erweitern, sei dahingestellt. Man könnte auch ein weiteres neuronales Netz verwenden, um die zeitlichen Verläufe der Extremitätenwinkel zu generieren, was vielleicht konsequenter wäre. Einem solchen Netz könnte man z.B. Meßdaten als Lernvorgabe eingeben. So käme man der menschlichen Fortbewegung vielleicht eher auf die Spur.

6.4.2 Untersuchung eines beschriebenen Folgemodells

Auch in über einem Monat der Erprobung nach Implementation des in [Tag95a] beschriebenen Modells konnten nicht einmal ansatzweise mehr als zwei Schritte simuliert werden, erst recht nicht das komplexe Verhalten, welches in [Tag95b] beschrieben wird. Dies reiht sich ein in die Erfahrungen, welche zu Beginn der Arbeit bereits mit dem in [TYS91] beschriebenen Modell gemacht wurden.

Das Modell verfügt über noch mehr Parameter. Dies machte die Fehlersuche noch umfangreicher. Der SIMSYS-Code wurde sehr oft überprüft und es konnten keine offensichtlichen Fehler in der Implementation festgestellt werden. Es ist vermutlich so, daß die in [Tag95b] aufgelisteten Startwerte nicht mit den von Taga verwendeten übereinstimmen. Es gelang Taga wahrscheinlich nicht, alle Parameter exakt so zu veröffentlichen, wie sie im Sourcecode stehen. Es wäre u.U. aufschlußreich, einen Blick in das Original zu werfen.

Das Modell, welches in [Tag95b] eigentlich gut dokumentiert ist, wäre aus biomechanischer Sicht wesentlich aussagekräftiger, da es Muskelimpedanzen und den Einfluß des Gleichgewichtssinns berücksichtigt. Weiterhin wird es ausschließlich mit inneren Gelenkmomenten angesteuert, was die Erweiterung auf ein Modell mit Muskeln machbar erscheinen läßt. Dennoch sei hiervon abgeraten, wenn man sich nicht sicher ist, daß man sich mit einer unglaublichen Anzahl von phänomänologischen Parametern sehr lange beschäftigen möchte!

6.4.3 Änderung der Mechanik in kleinen Schritten

Die Überlegungen zu den biomechanischen Aspekten haben gezeigt, daß man in kleinen Schritten wohl schon Änderungen einbringen kann, daß man dabei aber keine überraschenden Ergebnisse erzielt. Oft wollte die Steuerung nicht mit einer neuen Änderung zurechtkommen. Die Momente und Bodenreaktionskräfte konnten minimiert werden, hierbei verlor das Modell aber die Möglichkeit die Gangart zu ändern.

6.5 Schlußfolgerung

Taga zeigte mit seiner Arbeit [TYS91], daß es machbar ist ein mechanisches System mit neuronalen Oszillatoren zu steuern. Dieses konnte auch nachvollzogen werden. Dennoch ist grundsätzlich nach dem Nutzen dieser Vorgehensweise zu fragen. Eine leicht anzuwendende Steuerung, welche sich problemlos an neue Modelle anpassen läßt, ist das Konzept der neuronalen Oszillatoren nämlich nicht. Die Nichtlinearität macht ein systematisches Arbeiten fast unmöglich.

Wenn man eine Steuerung einer Laufmaschine sucht, scheint es so zu sein, daß es sich vielmehr lohnen könnte auf dem Gebiet der *Neuronalen Netze* zu erproben, wie sich ein *solches* Konzept zur Steuerung eignen würde. Die Zeit, welche man auf diese Untersuchung verwenden würde, wäre wahrscheinlich gut investiert, da die Verwendung neuronaler Oszillatoren zu zeitaufwendig und zu schlecht nachzuvollziehen ist. Auch das Argument, man müsse ja das Rad ja nicht immer neu erfinden, paßt ganz gut zu diesem Thema. Schließlich entstanden die Konstrukte der Neuronalen Netze einmal aus der Neurobiologie. Sie wurden aber linearer und funktionaler gemacht. Dieses Wissen sollte man nutzen, anstatt sich mit Nichtlinearitäten zu beschäftigen und Gewichtsmatrizen von Hand aufzustellen. Aus neurobiologischer Sicht ergeben sich auch keine verwertbaren Erkenntnisse. In dieser Hinsicht lohnt es sich also auch nicht, mit dieser Form von Neuronensimulation zu arbeiten. Wenn man dies täte, müßte man mit realistischeren Gleichungen arbeiten, das Wissen der Neurobiologen umsetzen, anstatt phänomenologisch auf der Ebene des "Parameter-Fitting" zu bleiben ohne zu begründen "was" man "wie" bewerkstelligen will.

Wesentlich ist auch aufgefallen, wie stark es auf die mechanische Modellierung des Systems ankommt. Hier werden bereits große Entscheidungen, welche später zwischen Stabilität und Instabilität entscheiden, getroffen. Ein biomechanisch modelliertes System ist der Natur nachempfunden und hat so jahrtausende lange Entwicklungsphasen in sich. Dieses Wissen darf man nicht verwerfen. Stabilität entsteht nur aus dem Zusammenspiel einer adaptionsfähigen Steuerung und einem mechanisch gutmütigen Modell.

Eine Steuerung auf Basis neuronaler Netze, zusammen mit einem biomechanisch sinnvoll gewählten Schwabbelmassenmodell mit Rumpf, Beinen und Füßen, könnte mehr Erfolg bringen und Sinn haben.

Anhang A

Beschreibung des Grundmodells

Alle hier verzeichneten Parameter kennzeichnen das Grundmodell. Wenn andere Parameter verwendet wurden, erfolgte ein Verweis darauf.

A.1 Parameter des Modells

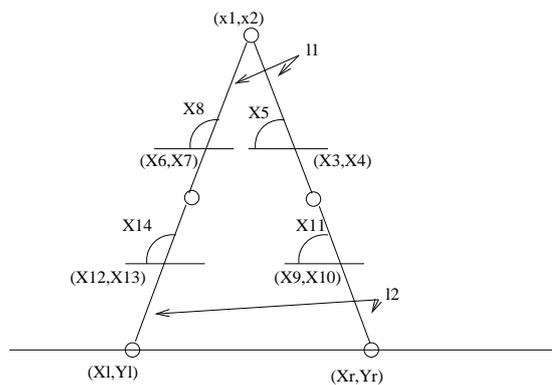


Abbildung A.1: Modell

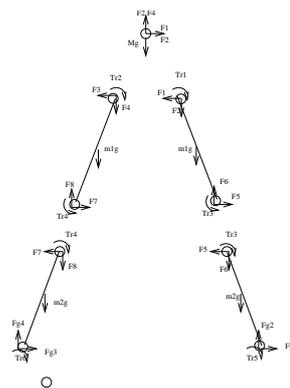


Abbildung A.2: Kräfte und Momente

Tabelle A.1: Massen

Körper	Masse	Länge	Trägheitsmoment
Rumpf	48.0 kg	—	—
Oberschenkel	7.0 kg	0.5 m	0.1458
Unterschenkel	4.0 kg	0.6 m	0.12

Tabelle A.2: Feder- und Dämpfungsfaktoren

Faktor	Wert
\mathbf{b}_1	10.0
\mathbf{b}_2	10.0
\mathbf{b}_k	1000.0
\mathbf{k}_k	10000.0
\mathbf{b}_g	1000.0
\mathbf{k}_g	10000.0

A.1.1 Feedbackgleichungen

Kopplung der Neuronen an die mechanischen Zustandsgrößen

Die Feedbackgleichungen lauten:

$$\begin{aligned}
f_{feed\ 1} &= a_1(x_5 - \frac{\pi}{2}) - a_2(x_8 - \frac{\pi}{2}) \\
&\quad + a_3(x_{11} - \frac{\pi}{2})h(F_{g2}) - a_4h(F_{g4}) \\
f_{feed\ 2} &= a_1(\frac{\pi}{2} - x_5) - a_2(\frac{\pi}{2} - x_8) \\
&\quad + a_3(\frac{\pi}{2} - x_{11})h(F_{g2}) - a_4h(F_{g4}) \\
f_{feed\ 3} &= a_1(x_8 - \frac{\pi}{2}) - a_2(x_5 - \frac{\pi}{2}) \\
&\quad + a_3(x_{14} - \frac{\pi}{2})h(F_{g4}) + a_4h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 4} &= a_1(\frac{\pi}{2} - x_8) - a_2(\frac{\pi}{2} - x_5) \\
&\quad + a_3(\frac{\pi}{2} - x_{14})h(F_{g4}) - a_4h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 5} &= a_5(\frac{\pi}{2} - x_{14})h(F_{g4}) \\
f_{feed\ 6} &= a_5(x_{14} - \frac{\pi}{2})h(F_{g4}) \\
f_{feed\ 7} &= a_5(\frac{\pi}{2} - x_{11})h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 8} &= a_5(x_{11} - \frac{\pi}{2})h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 9} &= a_6(\frac{\pi}{2} - x_{11})h(F_{g2}) + a_7(\frac{\pi}{2} - x_{14})h(F_{g4}) \\
&\quad - a_8\dot{x}_{11}h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 10} &= a_6(x_{11} - \frac{\pi}{2})h(F_{g2}) + a_7(x_{14} - \frac{\pi}{2})h(F_{g4}) \\
&\quad + a_8\dot{x}_{11}h(F_{g2}) \\
f_{feed\ 11} &= a_6(\frac{\pi}{2} - x_{14})h(F_{g4}) + a_7(\frac{\pi}{2} - x_{11})h(F_{g2}) \\
&\quad - a_8\dot{x}_{14}h(F_{g4}) \\
f_{feed\ 12} &= a_6(x_{14} - \frac{\pi}{2})h(F_{g4}) + a_7(x_{11} - \frac{\pi}{2})h(F_{g2}) \\
&\quad + a_8\dot{x}_{14}h(F_{g4})
\end{aligned}$$

(A.1)

A.2 Verbindungsgewichte des neuronalen Netzes

Die Gewichtsmatrix hat nach [TYS91] folgende Form:

$$w = \begin{pmatrix} 0 & -2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -1 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 \\ 0 & 0 & -1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 0 \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

A.3 Zeitkonstanten der Neuronen

Die Werte nach [TYS91]:

$$\tau\tau_1, \tau_2, \tau_3, \tau_4 = 0.05s$$

$$\tau'_1, \tau'_2, \tau'_3, \tau'_4 = 0.6s$$

$$\tau_5, \tau_6, \tau_7, \tau_8, \tau_9, \tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12} = 0.025s$$

$$\tau'_5, \tau'_6, \tau'_7, \tau'_8, \tau'_9, \tau'_{10}, \tau'_{11}, \tau'_{12} = 0.3s$$

$$\beta = 2.5$$

A.4 Neuro-mechanische Kopplung

In Tab.A.4 bezeichnen die Indizes

- “S” den Streckermuskel des betreffenden Gelenks

- “B” analog den Beugermuskel
- “H” das Hüftgelenk
- “K” das Kniegelenk
- “F” das Fußgelenk

Die Momente ergeben sich aus:

$$\begin{aligned} T_{r1} &= p_B^H y_2 - p_S^H y_1 \\ T_{r2} &= p_B^H y_4 - p_S^H y_3 \\ T_{r3} &= p_B^K y_6 - p_S^K y_5 \\ T_{r4} &= p_B^K y_8 - p_S^K y_7 \\ T_{r5} &= p_B^F y_{10} - p_S^F y_9 \\ T_{r6} &= p_B^F y_{12} - p_S^F y_{11} \end{aligned}$$

Tabelle A.3: Kopplungsfaktoren des Feedbacks

Faktor	Wert
a_1	1.5
a_2	1.0
a_3	1.5
a_4	1.5
a_5	3.0
a_6	1.5
a_7	3.0
a_8	1.5

A.5 Startwerte

Für die Mechanik:

Tabelle A.4: Kopplungsfaktoren der Gelenkmomente

Faktor	Wert
p_S^H	15.0
p_B^H	85.0
p_S^K	15.0
p_B^K	15.0
p_S^F	100.0
p_B^F	75.0

$$x_1 = 0.0$$

$$x_2 = 1.0$$

$$x_5 = 0.45\pi$$

$$x_{11} = 0.45\pi$$

$$x_8 = 0.57\pi$$

$$x_{14} = 0.57\pi$$

$$\dot{x}_i = 0.0 \quad (i = 1..14)$$

Für die Neuronen:

$$\dot{u}_i = 0.0 \quad (i = 1..12)$$

$$\dot{v}_i = 0.0 \quad (i = 1..12)$$

hieraus folgt:

$$\begin{aligned}u_1 &= -0.1406762864412222 \\u_2 &= 1.558723124220148 \\u_3 &= 1.567699103230405 \\u_4 &= -0.1810681919873755 \\u_5 &= 1.286963181629126 \\u_6 &= 0.2478144321490286 \\u_7 &= 1.289139176540705 \\u_8 &= 0.2440064410537672 \\u_9 &= 1.286963181629128 \\u_{10} &= 0.2478144321490275 \\u_{11} &= 1.289139176540705 \\u_{12} &= 0.2440064410537674 \\v_1 &= 0.0 \\v_2 &= 1.558723124220148 \\v_3 &= 1.567699103230405 \\v_4 &= 0.0 \\v_5 &= 1.286963181629126 \\v_6 &= 0.2478144321490286 \\v_7 &= 1.289139176540705 \\v_8 &= 0.2440064410537672 \\v_9 &= 1.286963181629128 \\v_{10} &= 0.2478144321490275 \\v_{11} &= 1.289139176540705 \\v_{12} &= 0.2440064410537672\end{aligned}$$

A.6 Bodenkraftdetektion

$$eins(x) = \begin{cases} 1 & \text{für } (0.01 < x) \\ 100x & \text{für } (0.0 \leq x \leq 0.01) \\ 0 & \text{für } (x < 0) \end{cases}$$

A.7 Matrizen zu Newton-Euler Verfahren

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \\ x_4(t) \\ x_5(t) \\ x_6(t) \\ x_7(t) \\ x_8(t) \\ x_9(t) \\ x_{10}(t) \\ x_{11}(t) \\ x_{12}(t) \\ x_{13}(t) \\ x_{14}(t) \end{pmatrix}$$

$$P = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{l_1}{2} \sin(x_5) & -\frac{l_1}{2} \cos(x_5) & 0 & 0 & -\frac{l_1}{2} \sin(x_5) & -\frac{l_1}{2} \cos(x_5) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -\frac{l_1}{2} \sin(x_8) & -\frac{l_1}{2} \cos(x_8) & 0 & 0 & -\frac{l_1}{2} \sin(x_8) & -\frac{l_1}{2} \cos(x_8) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{l_2}{2} \sin(x_{11}) & -\frac{l_2}{2} \cos(x_{11}) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{l_2}{2} \sin(x_{14}) & -\frac{l_2}{2} \cos(x_{14}) \end{pmatrix}$$

$$Q = \begin{pmatrix} 0 \\ -Mg \\ 0 \\ -m_1g \\ -b_1abs(x_5 - \frac{\pi}{2})\dot{x}_5 - (b_2 + b_k \max(0, x_5 - x_{11}))(\dot{x}_5 - \dot{x}_{11}) - k_kheavy(x_5 - x_{11}) + T_{r1} + T_{r3} \\ 0 \\ -m_1g \\ -b_1abs(x_8 - \frac{\pi}{2})\dot{x}_8 - (b_2 + b_k \max(0, x_8 - x_{14}))(\dot{x}_8 - \dot{x}_{14}) - k_kheavy(x_8 - x_{14}) + T_{r2} + T_{r4} \\ F_{g1} \\ -m_2g \\ -F_{g1}(\frac{l_2}{2})\sin(x_{11}) - F_{g2}(\frac{l_2}{2})\cos(x_{11}) - (b_2 + b_k \max(0, x_5 - x_{11}))(\dot{x}_{11} - \dot{x}_5) + k_kheavy(x_5 - x_{11}) - T_{r3} - T_{r5} \\ F_{g3} \\ F_{g4} - m_2g \\ -F_{g3}(\frac{l_2}{2})\sin(x_{14}) - F_{g4}(\frac{l_2}{2})\cos(x_{14}) - (b_2 + b_k \max(0, x_8 - x_{14}))(\dot{x}_{14} - \dot{x}_8) + k_kheavy(x_8 - x_{14}) - T_{r4} - T_{r6} \end{pmatrix}$$

$$M^{-1} = \begin{pmatrix} \frac{1}{M} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{M} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{m_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_2} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{I_2} \end{pmatrix}$$

$$C = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 & \frac{-l_1}{2}\sin(x_5) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & \frac{-l_1}{2}\cos(x_5) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & \frac{-l_1}{2}\sin(x_8) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & \frac{-l_1}{2}\cos(x_8) & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & \frac{-l_1}{2}\sin(x_5) & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & \frac{-l_2}{2}\sin(x_{11}) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & \frac{-l_1}{2}\cos(x_5) & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & \frac{-l_2}{2}\cos(x_{11}) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & \frac{-l_1}{2}\sin(x_8) & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & \frac{-l_2}{2}\sin(x_{14}) \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & \frac{-l_1}{2}\cos(x_8) & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & \frac{-l_2}{2}\cos(x_{14}) \end{pmatrix}$$

$$D = \begin{pmatrix} \frac{l_1}{2}\cos(x_5)\dot{x}_5^2 \\ \frac{-l_1}{2}\sin(x_5)\dot{x}_5^2 \\ \frac{l_1}{2}\cos(x_8)\dot{x}_8^2 \\ \frac{-l_1}{2}\sin(x_8)\dot{x}_8^2 \\ \frac{l_1}{2}\cos(x_5)\dot{x}_5^2 + \frac{l_2}{2}\cos(x_{11})\dot{x}_{11}^2 \\ \frac{-l_1}{2}\sin(x_5)\dot{x}_5^2 - \frac{l_2}{2}\sin(x_{11})\dot{x}_{11}^2 \\ \frac{l_1}{2}\cos(x_8)\dot{x}_8^2 + \frac{l_2}{2}\cos(x_{14})\dot{x}_{14}^2 \\ \frac{-l_1}{2}\sin(x_8)\dot{x}_8^2 - \frac{l_2}{2}\sin(x_{14})\dot{x}_{14}^2 \end{pmatrix}$$

Anhang B

Parameter der modifizierten Modelle

B.1 Biomechanische Bodenmodelle

Es gelten nach [Gün97]:

Boden in Y nach Gruber :

$$\begin{aligned} Enly &= 1.4 \cdot 10^{12} \frac{N}{m^{3.5}} \\ Enlexpy &= 3.5 \\ Gemy &= 2.6 \cdot 10^{12} \frac{Ns}{m^{4.5}} \\ Gemexpy &= 3.5 \end{aligned}$$

Boden in Y nach Scott – Winter :

$$\begin{aligned} Enly &= 1.5 \cdot 10^9 \frac{N}{m^{3.46}} \\ Enlexpy &= 3.46 \\ Gemy &= 4.1 \cdot 10^{12} \frac{Ns}{m^{5.84}} \\ Gemyzur &= 8.1 \cdot 10^{10} \frac{Ns}{m^{5.30}} \\ Gemexpyzur &= 4.30 \end{aligned}$$

Boden in Y nach Gerritsen :

$$\begin{aligned} Enly &= 2.5 \cdot 10^8 \frac{N}{m^3} \\ Enlexpy &= 3.0 \\ Gemy &= 2.5 \cdot 10^8 \frac{Ns}{m^4} \end{aligned}$$

B.2 Gelenkanschlage

Ich verwendete folgende Parameter fur die stetigen Gelenkanschlage:

$$\begin{aligned}\phi_{min} &= 0.0 \text{ rad} \\ \Delta\phi_{min} &= 3.0 \text{ rad} \\ a &= 11.0 \text{ Nm} \\ b &= 4.0\end{aligned}$$

(B.2)

Die Parameter wurden auf den Boden nach Gruber hin optimiert, und bei allen Bodenmodellen der selbe Parametersatz verwendet.

B.3 Ankopplung des ‘‘Rumpfs’’ Schwabbelmasse

Die Feder-Dampfer-Anbindung von Punktmassen an eine kinematische Kette wird in *SIMSYS* folgendermaßen festgelegt:

$$\begin{aligned}\mathbf{Federkraft} &= a(L - l)^b + c(\dot{L})^d \\ l &: \text{Ruhelange } [m] \\ a &: \text{Federkonstante } \left[\frac{N}{m^b}\right] \\ b &: \text{Exponent fur Federkraft} \\ c &: \text{Konstante bei Dissipation } \left[\frac{Ns^d}{m^d}\right] \\ d &: \text{Exponent fur Dissipation} \\ L &: \text{Federlange } [m]\end{aligned}$$

Beim starren Modell galten folgenden Parameter:

$$\begin{aligned}l &= 0.0 \text{ m} \\a &= 1.0 \cdot 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}} \\b &= 1.0 \\c &= 1.0 \cdot 10^2 \frac{\text{Ns}}{\text{m}} \\d &= 1.0\end{aligned}$$

Beim Modell mit Schwabbelmasse galten folgende Parameter:

$$\begin{aligned}l &= 0.0 \text{ m} \\a &= 1.4 \cdot 10^4 \frac{\text{N}}{\text{m}} \\b &= 1.0 \\c &= 1.4 \cdot 10^3 \frac{\text{Ns}}{\text{m}} \\d &= 1.0\end{aligned}$$

B.4 Parameter “Metronom”

$$\begin{aligned}Masse &= 5\text{Kg} \\Trägheitsmoment &= 0.422\text{Kgm}^2 \\U_0 &= 1 \\\tau &= 0.05\text{s} \\\tau' &= 0.6\text{s} \\\beta &= 2.5 \\a_1 &= 3.0 \\p_{Beuger} &= 15 \\p_{Strecker} &= 15\end{aligned}$$

B.4.1 Gerritsen und Scott-Winter ohne Schwabbelmasse

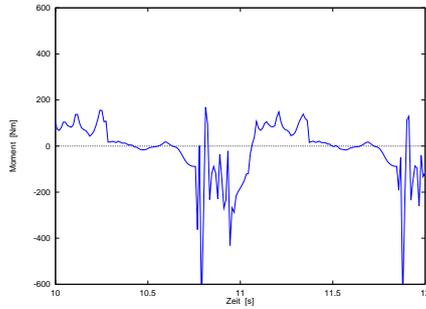


Abbildung B.1: Moment auf Oberschenkel Boden nach Gerritsen (n)

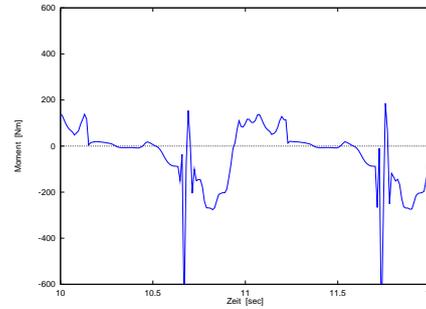


Abbildung B.2: Moment auf Oberschenkel Boden nach Scott Winter (n)

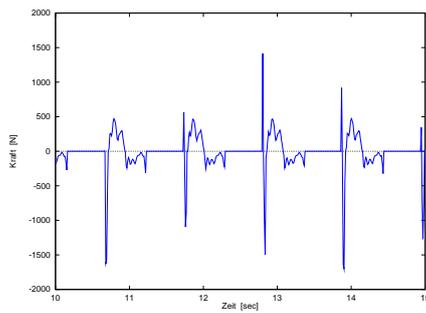


Abbildung B.3: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Scott Winter (n)

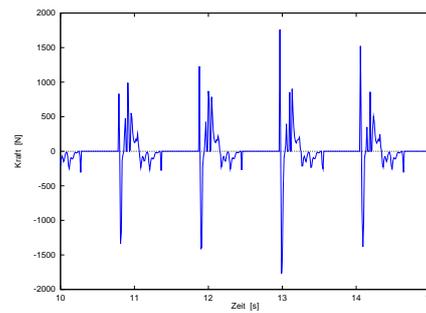


Abbildung B.4: Bodenkraft X-Komponente Boden nach Gerritsen (n)

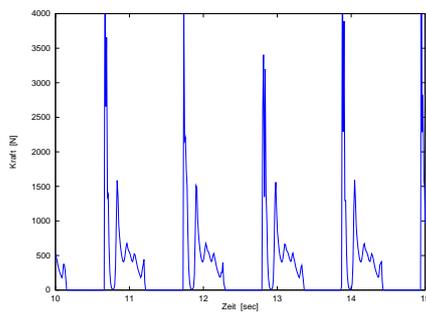


Abbildung B.5: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Scott Winter (n)

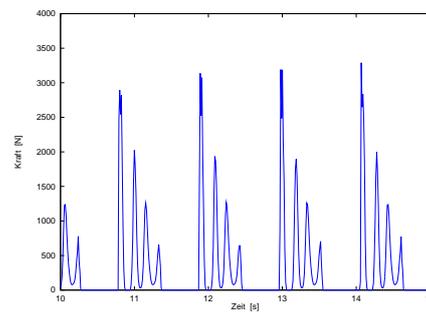


Abbildung B.6: Bodenkraft Y-Komponente Boden nach Gerritsen (n)

B.5 Programmcode

Die in SIMSYS für eigenen Code vorgesehene Schnittstelle ist “simuser.hc”. In diesem File kann man eigentlich alle notwendigen eigenen Routinen in der Programmiersprache C implementieren. Sie beinhaltet aber zudem noch einigen SIMSYS-internen Code, der eigenen Bedürfnissen gemäß angepasst werden soll (Beispielsweise die Ausgabe von eigenen Variablen). Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde noch eine Datei namens “neuron.wgt” angelegt, in der alle Initialisierungen der benötigten Variablen (insbesondere der Matrix der synaptischen Gewichte) vorgenommen werden. Eigene Unterroutrinen wurden ebenfalls hier abgelegt, da die Datei simuser.hc sonst leicht unübersichtlich wird.

B.5.1 Bestimmung der Startwerte der Neuronengleichungen

Da in dem System gekoppelter Differentialgleichungen an vielen Stellen nichtlineare Kopplungen auftreten war es recht mühsam das Gleichungssystem für :

$$\dot{u}_i = 0 \quad \text{und} \quad \dot{v}_i = 0 \quad (i = 1 \dots 12)$$

zu lösen. Gelungen ist es mit Hilfe von *MathematicaTM* mit folgendem Programm.

Bei Änderung des Gleichungssystems muß man andere Startwerte testen falls *MathematicaTM* es nicht auf Anhieb gelingt.

```
Beta=2.5
```

```
a1=1.5
```

```
a2=1.0
```

```
a3=1.5
```

```
a4=1.5
```

```
a5=3.0
```

```
a6=1.5
```

```
a7=3.0
```

a8=1.5

x5=N[0.45*Pi]

x11=N[0.45*Pi]

x8=N[0.57*Pi]

x14=N[0.57*Pi]

xp5=0

xp11=0

xp8=0

xp14=0

hfg2=0

hfg4=0

feed1:=a1*(x5-Pi/2)-a2*(x8-Pi/2)+a3*(x11-Pi/2)*hfg2+a4*hfg4

feed2:=a1*(Pi/2-x5)-a2*(Pi/2-x8)+a3*(Pi/2-x11)*hfg2-a4*hfg4

feed3:=a1*(x8-Pi/2)-a2*(x5-Pi/2)+a3*(x14-Pi/2)*hfg4+a4*hfg2

feed4:=a1*(Pi/2-x8)-a2*(Pi/2-x5)+a3*(Pi/2-x14)*hfg4-a4*hfg2

feed5:=a5*(Pi/2-x14)*hfg4

feed6:=a5*(x14-Pi/2)*hfg4

feed7:=a5*(Pi/2-x11)*hfg2

feed8:=a5*(x11/Pi/2)*hfg2

feed9:=a6*(Pi/2-x11)*hfg2+a7*(Pi/2-x14)*hfg4-a8*xp11*hfg2

feed10:=a6*(x11-Pi/2)*hfg2+a7*(x14-Pi/2)*hfg4+a8*xp11*hfg2

feed11:=a6*(Pi/2-x14)*hfg4+a7*(Pi/2-x11)*hfg2-a8*xp14*hfg4

feed12:=a6*(x14-Pi/2)*hfg4+a7*(x11-Pi/2)*hfg2+a8*xp14*hfg4

U0=5.0

ClearAll[u]

ClearAll[v]

f1 := -u[1]-2*Max[0,u[2]]-1*Max[0,u[3]]-Beta*v[1]+U0+N[feed1]

f2 := -u[2]-2*Max[0,u[1]]-1*Max[0,u[4]]-Beta*v[2]+U0+N[feed2]

f3 := -u[3]-1*Max[0,u[1]]-2*Max[0,u[4]]-Beta*v[3]+U0+N[feed3]

```

f4 := -u[4]-1*Max[0,u[2]]-2*Max[0,u[3]]-Beta*v[4]+U0+N[feed4]
f5 := -u[5]-2*Max[0,u[6]]-Beta*v[5]+U0+N[feed5]
f6 := -u[6]-1*Max[0,u[1]]-1*Max[0,u[2]]-2*Max[0,u[5]]
-Beta*v[6]+U0+N[feed6]
f7 := -u[7]-2*Max[0,u[8]]-Beta*v[7]+U0+N[feed7]
f8 := -u[8]-1*Max[0,u[3]]-1*Max[0,u[4]]-2*Max[0,u[7]]
-Beta*v[8]+U0+N[feed8]
f9 := -u[9]-2*Max[0,u[10]]-Beta*v[9]+U0+N[feed9]
f10 := -u[10]-1*Max[0,u[1]]-1*Max[0,u[2]]-2*Max[0,u[9]]
-Beta*v[10]+U0+N[feed10]
f11 := -u[11]-2*Max[0,u[12]]-Beta*v[11]+U0+N[feed11]
f12 := -u[12]-1*Max[0,u[3]]-1*Max[0,u[4]]-2*Max[0,u[11]]
-Beta*v[12]+U0+N[feed12]
f13 := -v[1]+Max[0,u[1]]
f14 := -v[2]+Max[0,u[2]]
f15 := -v[3]+Max[0,u[3]]
f16 := -v[4]+Max[0,u[4]]
f17 := -v[5]+Max[0,u[5]]
f18 := -v[6]+Max[0,u[6]]
f19 := -v[7]+Max[0,u[7]]
f20 := -v[8]+Max[0,u[8]]
f21 := -v[9]+Max[0,u[9]]
f22 := -v[10]+Max[0,u[10]]
f23 := -v[11]+Max[0,u[11]]
f24 := -v[12]+Max[0,u[12]]

```

```

Glsys:={f1==0,f2==0,f3==0,f4==0,f5==0,f6==0,f7==0,f8==0,f9==0,
f10==0,f11==0,f12==0,f13==0,f14==0,f15==0,f16==0,f17==0,
f18==0,f19==0,f20==0,f21==0,f22==0,f23==0,f24==0}

```

```

Glsys2:={f1,f2,f3,f4,f5,f6,f7,f8,f9,
f10,f11,f12,f13,f14,f15,f16,f17,
f18,f19,f20,f21,f22,f23,f24}

```

```

ClearAll[u]

```

```
ClearAll[v]
```

```
InputForm[FindRoot[  
  Glsys
```

```
,  
  {u[1] ,{0,4}},  
  {u[2] ,{-2,2}},  
  {u[3] ,{0,2}},  
  {u[4] ,{-2,2}},  
  {u[5] ,{0,2}},  
  {u[6] ,{-1,2}},  
  {u[7] ,{1,2}},  
  {u[8] ,{1,2}},  
  {u[9] ,{1,2}},  
  {u[10] ,{1,2}},  
  {u[11] ,{1,2}},  
  {u[12] ,{1,2}},  
  {v[1] ,{1,2}},  
  {v[2] ,{1,2}},  
  {v[3] ,{1,2}},  
  {v[4] ,{1,2}},  
  {v[5] ,{1,2}},  
  {v[6] ,{1,2}},  
  {v[7] ,{1,2}},  
  {v[8] ,{1,2}},  
  {v[9] ,{1,2}},  
  {v[10] ,{1,2}},  
  {v[11] ,{1,2}},  
  {v[12] ,{1,2}}
```

```
,{MaxIterations->300}]]
```

```
  {u[1] -> -0.1406762864412222, u[2] -> 1.558723124220148,  
  u[3] -> 1.567699103230405, u[4] -> -0.1810681919873755,
```

```
u[5] -> 1.286963181629126, u[6] -> 0.2478144321490286,  
u[7] -> 1.289139176540705, u[8] -> 0.2440064410537672,  
u[9] -> 1.286963181629128, u[10] -> 0.2478144321490275,  
u[11] -> 1.289139176540705, u[12] -> 0.2440064410537674,  
v[1] -> 0.0,  
v[2] -> 1.558723124220148, v[3] -> 1.567699103230405,  
v[4] -> 0.0,  
v[5] -> 1.286963181629126, v[6] -> 0.2478144321490286,  
v[7] -> 1.289139176540705, v[8] -> 0.2440064410537672,  
v[9] -> 1.286963181629128, v[10] -> 0.2478144321490275,  
v[11] -> 1.289139176540705, v[12] -> 0.2440064410537674}  
Glsys2 /.%  
x5  
x11  
x8  
x14  
hfg2  
hfg4  
Beta  
U0  
N[{feed1,feed2,feed3,feed4,feed5,feed6,  
    feed7,feed8,feed9,feed10,feed11,feed12}]
```

Danksagung

An erster Stelle gilt mein Dank Herrn Prof. Ruder, der es ermöglicht hat, daß ich auf dem interessanten Gebiet der Biomechanik meine Diplomarbeit machen konnte. Seine unkomplizierte Art und fachliche Kompetenz weiß ich zu schätzen.

Für die Betreuung meiner Arbeit sei Herrn Dr. Thomas Rosenmeier recht herzlich gedankt. Er ließ mir viel Spielraum zu selbständigem Arbeiten, war aber immer bereit Zeit zu finden, wenn ich seinen Rat benötigte. Sein Wissen und seine Erfahrung auf dem Gebiet der Biomechanik halfen mir bei der Erstellung dieser Arbeit.

Für seine unermüdliche Bereitschaft, mir in fachlichen und persönlichen Problemen Ratschlag zukommen zu lassen, sei Herrn Michael Günther gedankt.

Allen Mitgliedern der Arbeitsgruppe Biomechanik danke ich für die angenehme Arbeitsatmosphäre.

Herr Stefan Kulla stand mir verlässlich zur Seite, als sich in der Endphase der Arbeit die Ereignisse durch Wasserrohrbruch und den dadurch folgenden Umzug überschlugen.

Herr Helmut Mutschler war mir in all den Studienjahren ein guter Freund.

Besonders sei meiner Mutter Eva Maria Kalweit gedankt, die mir immer guten Rat gab und, nicht zuletzt, mein Studium finanzierte.

Meiner lieben Frau Uta Keppler, die meine Hochs und Tiefs während der Erstellung dieser Arbeit gleichermaßen miterlebte und meinen Weg durch das Studium oft durch ihren Beistand erfreulicher machte möchte ich hier danken.

Literaturverzeichnis

- [AG83] O. Andersson and S. Grillner. Peripheral control of the cat's step cycle:ii. entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during "fictive locomotion". *Acta Physiologica Scandinavica*, 118:229–239, 1983. 26
- [Böh97] H. Böhm. Direkte Dynamik einer Riesenfelge im Rahmen von Mehrkörpersystemen. Universität Tübingen, 1997. Diplomarbeit. 56
- [Bos93] N. Boss, editor. *Roche Lexicon Medizin*. Urban und Schwarzenberg, 1993. 24, 26
- [CDK84] R.P. Croll, W.J. Davis, and M.P. Kovac. Neural mechanisms of motor program switching in the mollusc pleurobranchaea. *Journal of Neuroscience*, 5:48–55, 1984. 26
- [CR94] J.J. Collins and S.A. Richmond. Hard-wired central pattern generators for quadrupedal locomotion. *Biological Cybernetics*, 71, 1994. 29
- [Cro94] Crook, S., Cohen, A. Central Pattern Generators. In Bower, J.M., Beeman, D., editor, *The Book of Genesis*, chapter 8, pages 141–157. TELOS, 1994. 28
- [DOP81] T.G. Deliagina, G.N. Orlovsky, and C. Perret. Efferent activity during fictitious scratch reflex in the cat. *Journal of Neurophysiology*, 45(4):595–604, 1981. 26
- [GDSR85] K. Gruber, J. Denoth, E. Stüssi, and H. Ruder. The Wobbling Mass Modell. *Proceedings of the ISB Congress, Umea, Sweden*, 1985. 56

- [Gün97] M. Günther. Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär gesteuerten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Universität Tübingen, 1997. Dissertation. 39, 55, 92
- [Gri81] S. Grillner. Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. In Brooks, V.B., editor, *Handbook of Physiology*, volume 2, chapter 26, pages 1179–1236. Waverly Press, Maryland, 1981. 26
- [Gri96] S. Grillner. Bewegungssteuerung im Wirbeltier-Rückenmark. *Spektrum der Wissenschaft*, März 1996. 26, 27, 77
- [Gru87] K. Gruber. Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Universität Tübingen and ETH Zürich, 1987. Dissertation. 54, 55, 56
- [GV93] C. Gehrtsen and H. Vogel. *Physik*. Springer-Verlag, 1993. 35
- [GvdBN95] K.G.M. Gerritsen, A.J. van den Bogert, and B.M. Nigg. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 1995. 55
- [GZ79] S. Grillner and P. Zangger. On the central generation of locomotion in the low spinal cat. *Experimental Brain Research*, 34:241–261, 1979. 26
- [Hos93] Frank Hospach. Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle. Universität Tübingen, 1993. Dissertation. 20, 56, 61
- [Kat74] S. Kater. Feeding in *Helisoma trivolvis*: the morphological and physiological bases of a fixed action pattern. *American Zoologist*, 14:1017–1036, 1974. 26
- [KMK78] C.R.S. Kaneko, M. Merickel, and S.B. Kater. Centrally programmed feeding in *Helisoma*: Identification and characteristics of an electrically coupled premotor neuron network. *Brain Research*, 146, 1978. 26

- [Kre92] T. Krebs. Biomechanische Simulationen an mehrgliedrigen Modellen zur Untersuchung von Bewegungsabläufen der Maus. Universität Tübingen, 1992. Diplomarbeit. 56
- [Kri92] M. Krieg. Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme. Universität Tübingen, Juni 1992. Diplomarbeit. 20
- [Mat85] K. Matsuoka. Sustained oscillations generated by mutually inhibiting neurons with adaption. *Biological Cybernetics*, 52, 1985. 30, 33, 34, 35, 73, 74, 79
- [Mut97] H. Mutschler. Biomechanische Simulation zielgerichteter Bewegungen mit neuronalen Netzen. Universität Tübingen, 1997. Diplomarbeit. 79
- [PTVB94] W.H. Press, S.A. Teukolsky, V.T. Vetterling, and Flannery B.P. *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*. Cambridge, 1994. 20
- [Rei90] H. Reichert. *Neurobiologie*. Thieme, 1990. 25, 26
- [SBEZ80] J.L. Smith, B. Betts, V.R. Edgerton, and R.F. Zernicke. Rapid ankle extension during paw shakes: Selective recruitment of fast ankle extensors. *Journal of Neurophysiology*, 43(3):612–620, 1980. 26
- [SHK+85] J.L. Smith, M.G. Hoy, G.F. Koshland, D.M. Phillips, and R.F. Zernicke. Intralimb coordination of the paw-shake response: A novel mixed synergy. *Journal of Neurophysiology*, 54(4):1271–1281, 1985. 26
- [SS93] H. Strogatz and I. Steward. Coupled oscillators and biological synchronization. *Scientific American*, Dezember 1993. 26
- [SW93] S.H. Scott and D.A. Winter. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1993. 55
- [Tag95a] G. Taga. A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion - emergence of basic gait. *Biological Cybernetics*, 73, 1995. 30, 40, 69, 72, 78, 79, 80

- [Tag95b] G. Taga. A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion - real-time adaptability under various constraints. *Biological Cybernetics*, 73, 1995. 30, 80
- [TYS91] G. Taga, Y. Yamaguchi, and H. Shimzu. Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. *Biological Cybernetics*, 65, 1991. 1, 12, 15, 30, 31, 32, 36, 38, 39, 40, 42, 43, 47, 51, 52, 56, 69, 71, 72, 73, 74, 78, 79, 80, 81, 85
- [vuS85] v.Brandis und Schönberger. *Anatomie und Physiologie*. Gustav Fischer Verlag, 1985.
- [Wid90] K. Widmayer. Simulation von Bewegungsabläufen beim Menschen mit Hilfe von Mehrkörpersystemen. Universität Tübingen, 1990. Diplomarbeit. 56
- [Wid95] K. Widmayer. Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung. Universität Tübingen, 1995. Dissertation. 61
- [WMNC95] A. Wernig, S. Müller, Nanassy, and E. Cagol. Laufband Therapy Based on “Rules of Spinal Locomotion” is Effective in Spinal Cord Injured Persons. *European Journal of Neuroscience*, 7:823–829, 1995. 26
- [Yam90] G.T. Yamaguchi. Performing whole-body simulations of gait with 3-d, dynamic musculoskeletal models. In J.M. Winters and S.L.Y. Woo, editors, *Multiple Muscle Systems*, chapter 43, pages 663–679. Springer, New York, 1990. 78
- [Zel94] A. Zell. *Simulation Neuronaler Netze*. ADDISON WESLEY, 1994.
- [Zie95] T. Zielińska. Coupled oscillators utilised as gait rhythm generators of a two-legged walking machine. *Biological Cybernetics*, 74, 1995. 30, 67, 69, 79
- [Zin90] C. Zink, editor. *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. de Gruyter, 1990. 24, 26