



# Inertiale Stabilisierung eines humanoiden Laufroboters

Entwicklung von Regelungskonzepten und Optimierung der Kontaktkräfteverteilung

Wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des Grades

Master of Science (M.Sc.)

an der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München

**Betreut von** Prof. dr. ir. Daniel J. Rixen, M.Sc.  
Felix Sygulla, M.Sc.  
Lehrstuhl für Angewandte Mechanik

**Eingereicht von** Lukas Rauth  
Ripperterhof 4  
67305 Ramsen

**Eingereicht am** Garching, den 25. April 2017



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungen</b>	<b>1</b>
<b>1 Heranführung an das Thema</b>	<b>3</b>
1.1 Motivation . . . . .	3
1.2 Aufgabenstellung und Zielsetzung . . . . .	4
<b>2 Stand der Wissenschaft und Technik</b>	<b>7</b>
2.1 Inertiale Stabilisierung eines humanoiden Roboters . . . . .	9
2.2 Redundanzproblem der Kontaktkräfteverteilung . . . . .	10
<b>3 Modellierung der Oberkörperdynamik</b>	<b>13</b>
3.1 Detailliertes Mehrkörpermodell von LOLA . . . . .	13
3.2 Reduziertes Simulationsmodell zur Stabilisierungsentwicklung . . . . .	16
3.2.1 Modellbeschreibung . . . . .	16
3.2.2 Herleitung der Bewegungsdifferentialgleichungen . . . . .	23
3.2.3 Verifikation des reduzierten Modells . . . . .	24
<b>4 Stabilisierung des Oberkörpers</b>	<b>27</b>
4.1 Ein-/Ausganglinearisierung . . . . .	27
4.2 Regelkonzepte mit Berücksichtigung der Kraftregelung . . . . .	32
4.2.1 Erweiterte Ein-/Ausganglinearisierung . . . . .	32
4.2.2 Zweistufige Backstepping-Regelung . . . . .	33
<b>5 Optimierung der Kontaktkräfteverteilung</b>	<b>35</b>
5.1 Normalkraft-Modifikation unter Berücksichtigung des realen Kontaktzustands . . . . .	36
5.2 Optimierte Kontaktkräfteverteilung durch die gewichtete Verwendung von Fußmomenten und Normalkräften . . . . .	39
5.2.1 Redundanz der Kontaktkräfte als Optimierungsproblem . . . . .	39
5.2.2 Implementierung in MATLAB und C++ . . . . .	43
<b>6 Simulative Untersuchung der Konzepte am reduzierten Modell</b>	<b>45</b>
6.1 Stabilisierungsregelung . . . . .	45
6.1.1 Ungestörte Laufsimation . . . . .	45
6.1.2 Laufsimation mit Störung: verfrühtes Aufsetzen des rechten Fußes . . . . .	50
6.2 Optimierung der Kontaktkräfteverteilung . . . . .	52
<b>7 Simulative Untersuchung der Konzepte am detaillierten Mehrkörpermodell</b>	<b>61</b>
7.1 Stoß im Stehen . . . . .	61
7.2 Laufen mit unerkannter Erhöhung des Untergrundes . . . . .	65
<b>8 Ergebnisse der Stabilisierungskonzepte am realen Roboter</b>	<b>71</b>
8.1 Ungestörtes Laufexperiment . . . . .	71
8.2 Laufen über unerkanntes Brett . . . . .	74

<b>9</b>	<b>Fazit und Ausblick</b>	<b>77</b>
<b>A</b>	<b>Bewegungsdifferentialgleichungen des reduzierten Modells</b>	<b>79</b>
<b>B</b>	<b>Gradienten des Optimierungsproblems</b>	<b>81</b>
<b>C</b>	<b>Winkelverläufe der erweiterten Regelstrukturen</b>	<b>83</b>
<b>D</b>	<b>Normalkraftlimitierung unter realen Lastfaktoren</b>	<b>85</b>
	<b>Literatur</b>	<b>90</b>

# Abbildungsverzeichnis

2.1	LOLAs Stabilisierungsregelung in reduzierter, schematischer Darstellung . . . . .	8
2.2	Schematische Darstellung LOLAs mit Inertialer Messeinheit und Kräfte/Momenten Sensoren . . . . .	9
3.1	Detailliertes Modell des humanoiden Roboters LOLA in Ausgangsstellung mit Koordinatensystem im Schwerpunkt . . . . .	15
3.2	Reduziertes 3D-Modell zur Beschreibung der Oberkörperdynamik von LOLA . . . .	17
3.3	Signalflussbild der Stabilisierungsregelung für das reduzierte Modell . . . . .	18
3.4	Experimentelle Untersuchung zur Bestimmung des Kraftregelung-Übertragungsverhaltens . . . . .	20
3.5	Experimentell gemessene Größen $\varphi_{sens}$ , $\dot{\varphi}_{sens}$ , $F_{z,sens}$ , $T_{x,sens}$ und deren <i>realer</i> Verlauf $\varphi_{fit}$ , $\dot{\varphi}_{fit}$ , $F_{z,fit}$ , $T_{x,fit}$ im Vergleich . . . . .	22
3.6	Vergleich von detaillierter Mehrkörpersimulation und vereinfachtem 3D-Modell für eine ungestörte Laufsimation . . . . .	25
3.7	Kontaktmodelle der detaillierten Mehrkörpersimulation und des vereinfachten 3D-Modells . . . . .	26
4.1	Signalflussbild zur Auslegung des inertialen Stabilisierungsreglers . . . . .	27
4.2	Wurzelortskurve (WOK) vom PD-geregelten, inversen Pendelmodell mit eingezeichneten Polen der Ein-/Ausganglinearisierung . . . . .	31
4.3	Systemausgänge $\psi_{PD}/\varphi_{PD}$ und $\psi_{EA Lin}/\varphi_{EA Lin}$ für den Einheitssprung $\sigma(t)$ als Systemeingang . . . . .	31
5.1	LOLA in Double Support (DS) Stellung mit eingezeichneten Kontaktkräften . . . .	36
5.2	Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für <i>HEUR</i> . . . . .	37
5.3	Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für <i>HEUR MOD</i> . . . . .	38
5.4	Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für <i>OPT</i> . . . . .	41
6.1	Winkelverläufe von Ein-/Ausganglinearisierung im Vergleich mit ursprünglichem PD-Regler . . . . .	47
6.2	Auswirkung der Ein-/Ausganglinearisierung auf die Phasenportraits der Sagittal- und Frontalbewegung . . . . .	48
6.3	Rückstellmomente von PD-Regler und Ein-/Ausganglinearisierung im Vergleich . .	49
6.4	Experimentell ermittelter PD-Regler im Vergleich mit Ein-/Ausganglinearisierung .	51
6.5	Simulation der Winkelverläufe für die Kontaktkräfteverteilungen <i>HEUR</i> und <i>OPT</i> am reduzierten Modell . . . . .	53
6.6	Auswirkung der optimierten Kontaktkräfteverteilung <i>OPT</i> auf die Phasenportraits der Sagittal- und Frontalbewegung . . . . .	54
6.7	Einfluss von optimierter Kontaktkräfteverteilung auf die berechneten Reglermomente der Ein-/Ausganglinearisierung . . . . .	55

6.8	Kontaktkräfteverlauf während DS für die unterschiedlichen Verteilungsstrategien in Sagittalrichtung . . . . .	56
6.9	Kontaktkräfteverlauf während DS für die unterschiedlichen Verteilungsstrategien in Frontalrichtung . . . . .	57
6.10	Regelabweichung der resultierenden Kontaktkraftmomente $T_{x/y,res}$ von geforderten Rückstellmomenten $T_{x/y,des}$ für die Kräfteverteilungen <i>HEUR</i> und <i>OPT</i> . . . . .	58
6.11	Verletzung der Haftreibungsbedingung des rechten Fußes $\mu F_{z,0} > F_{tan,0}$ für die Kontaktkräfteverteilungen <i>HEUR</i> und <i>OPT</i> . . . . .	59
7.1	Winkelverläufe einer Mehrkörper-Stoßsimulation für die vier verschiedenen Stabilisierungsmethoden . . . . .	62
7.2	Gemessene Regelabweichungen $\tau_{x,err,i}$ und Stellgrößen der Ein-/Ausganglinearisierung $T_{x,des,i}$ für die 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen <i>HEUR</i> , <i>HEURMOD</i> und <i>OPT</i> . . . . .	63
7.3	Ausnutzung der Normalkraftkapazität $CAP_{F_z,1}$ (linker Fuß) zur Stabilisierung des impulsartigen Stoßes . . . . .	64
7.4	Winkelverläufe einer Mehrkörper-Laufsimulation für die vier verschiedenen Stabilisierungsmethoden mit Störung . . . . .	66
7.5	Regelabweichungen in Sagittal- $T_{x,err,i}$ und Frontalebene $T_{y,err,i}$ der 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen <i>HEUR</i> , <i>HEUR MOD</i> und <i>OPT</i> für ungestörtes Laufen	67
7.6	Regelabweichungen in Sagittal- $T_{x,err,i}$ und Frontalebene $T_{y,err,i}$ der 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen <i>HEUR</i> , <i>HEUR MOD</i> und <i>OPT</i> für Laufen mit Störung . . . . .	68
7.7	Ausnutzung der Normalkraftkapazität $CAP_{F_z}$ zur Stabilisierung der Laufsimulation mit Störung . . . . .	69
8.1	Reglervergleich durch gemessene Winkelverläufe beim <i>ungestörten Laufen</i> . . . . .	72
8.2	Vergleich der Verteilungskonzepte durch gemessene Winkelverläufe beim <i>ungestörten Laufen</i> . . . . .	73
8.3	Reglervergleich durch gemessene Winkelverläufe beim <i>Laufen über unerkanntes Brett</i>	74
8.4	Vergleich der Verteilungskonzepte durch gemessene Winkelverläufe beim <i>Laufen über unerkanntes Brett</i> . . . . .	75
8.5	LOLA beim Ausgleichen der Störung für <i>OPT</i> (links) und <i>HEUR</i> (rechts) . . . . .	76
8.6	Exemplarischer Auszug des geforderten Fußmoments $T_{y,Feet}$ in Frontalebene für die drei Stabilisierungskonzepte . . . . .	76
C.1	Erweiterte Regelkonzepte unter Berücksichtigung des PT1-Verhaltens der Kraftregelung bei der Reglerauslegung . . . . .	83
D.1	Schematische Darstellung der Normkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform mit realen statt geplanten Lastfaktoren . . . . .	85

## Tabellenverzeichnis

3.1	Modellierungseigenschaften des detaillierten Mehrkörpersimulation (MKS) Modells	14
3.2	Übersicht der Simulationsparameter zum reduzierten Modell und der Trajektorien- engenerierung	17
3.3	Sensorkenngrößen für Inertiale Messeinheit (IMU) und Kraft/Momenten Sensor (FTS)	21
4.1	Zusammenfassung der Reglerparameter für den ursprünglichen PD-Regler und die Ein-Ausganglinearisierung beider Richtungen	30
5.1	Stellgrößenbeschränkungen für Fußmomente und Normalkräfte	35
6.1	Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Reglerauslegung am re- duzierten Modell	46
6.2	Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Reglerauslegung am re- duzierten Modell mit Störung	50
6.3	Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Kontaktkräfteverteilung am reduzierten Modell	52
7.1	Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Verhalten der entwickel- ten Regelungskonzepte beim Stoß im Stehen am Mehrkörpermodell	61
7.2	Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Verhalten der entwickel- ten Regelungskonzepte beim Stoß im Stehen am Mehrkörpermodell	65





# Abkürzungen

<i>EA Lin</i>	Ein-/Ausganglinearisierung
<i>HEUR</i>	Heuristische Kräfteverteilung: Normalkraft-Modifikation
<i>HEUR MOD</i>	Heuristische Kräfteverteilung: Normalkraft-Modifikation mit angepassten Limits
<i>OPT</i>	Optimierte Kräfteverteilung
<i>PD</i>	Ursprünglicher Stabilisierungsregler: PD-Regler
<i>BDGL</i>	Bewegungsdifferentialgleichung
<i>CoG</i>	Center of Gravity
<i>CoP</i>	Center of Pressure
<i>DGL</i>	Differentialgleichung
<i>DS</i>	Double Support
<i>FEM</i>	Finite Elemente Modell
<i>FHG</i>	Freiheitsgrad
<i>FTS</i>	Kraft/Momenten Sensor
<i>IMU</i>	Inertiale Messeinheit
<i>KOSY</i>	Koordinatensystem
<i>MKS</i>	Mehrkörpersimulation
<i>NST</i>	Nullstelle
<i>SNR</i>	Signal-Rausch-Verhältnis
<i>SS</i>	Single Support
<i>WOK</i>	Wurzelortskurve
<i>ZMP</i>	Zero Moment Point



# Kapitel 1

## Heranführung an das Thema

Mehrere Milliarden Menschen weltweit beherrschen das natürliche Fortbewegen auf zwei Beinen – *natürliches Laufen* – bestens. Was der menschliche Körper für verschiedenstes Terrain so spielend meistert, wird weltweit von einer Vielzahl Wissenschaftlern als die *Königsdisziplin der Robotik* verstanden: menschenähnliche Roboter interagieren – im Gegensatz zu klassischen, fixierten Roboter manipulatoren – durch einseitige Kontakte mit ihrem Umfeld, deren Zustand sich beim Laufzyklus ständig ändert. Dabei ist die Problematik des Laufens lediglich als ein Teilgebiet der humanoiden Wissenschaft zu verstehen.

Zur Erforschung und Weiterentwicklung der Interaktion zwischen einem humanoiden Roboter und dem menschlichen Umfeld hat der *Lehrstuhl für Angewandte Mechanik (Technische Universität München)* im Rahmen eines Forschungsprojekts der DFG (Deutsche Forschungsgemeinschaft) den humanoiden Roboter LOLA entwickelt. Seitdem bildet LOLA die Grundlage für mehrere Folgeprojekte, welche neben dem Laufprozess beispielsweise auch das Erkennen und Ausweichen von Objekten untersuchen.

### 1.1 Motivation

Die natürliche Entwicklung der Menschheit strebt danach, ihre Umgebung auf *menschenfreundliche* Weise anzupassen, sodass die Interaktion zwischen Mensch und Umgebung auf möglichst einfache Art erreichbar ist: Autos, Häuser, Fabriken, ganze Städte sind auf die Proportionen und Bewegungsabläufe der Menschen abgestimmt. Erwartungsgemäß fordert dieser Trend menschenähnliche Assistenzmaschinen, welche die Fähigkeiten besitzen, sich in die menschenaffine Umgebung einzugliedern. Gerade der Pflegebereich stellt durch die aktuelle Evolution der Industrienationen – hin zu einer älter werdenden Gesellschaft – eine interessante Zielgruppe für Assistenzroboter dar. Ein immer größerer Anteil der Menschheit braucht zukünftig Unterstützung Zuhause oder in Pflegestationen, wohingegen die Anzahl der Pflegekräfte bereits jetzt für eine individuelle Versorgung in der Regel nicht ausreicht [61], [25]. Darüber hinaus kann die verbale und gestische Interaktion von Mensch und Maschine soziale Isolation verringern und damit das Wohlbefinden erhöhen [12]. Ähnlich wie ein Haustier, kann ein solcher *Sozial Assistiver Roboter (SAR)* Depressionen vermeiden und Wohlbefinden erhöhen, ohne dass dabei Pflegepflichten wie beim realen Haustier zu erledigen sind. Dabei spielen Erscheinungsbild und menschenähnliches Verhalten des Roboters eine entscheidende Rolle für die Roboterakzeptanz. [61]

Neben dem Gebiet der SAR sind humanoide Roboter besonders interessant für den Einsatz in Katastrophengebieten, wie beispielsweise in einem brennenden Haus, einem Erdbebenrümmerfeld oder bei einem radioaktiven Unglück, welche ein außergewöhnliches Gefahrenpotential für den menschlichen Körper darstellen. Darüber hinaus ist das Bekämpfen einer akuten Terrorbedro-

hung ohne die Gefährdung der Einsatzkräfte auch vorstellbar. Anstatt spezialisierte Maschinen für derartige Einsätze zu entwickeln, wären ausgereifte humanoide Roboter in der Lage, die für den Menschen konzipierten Gerätschaften ohne große Vorkehrungen zu benutzen [47]. Ebendiese Einsatzbereiche stellen die Robotikforschung zurzeit vor besondere Herausforderungen: Fortbewegung im unwegsamen Gelände (z. B. Besteigen von Treppen/Leitern oder Überqueren eines Geröllfeldes) und das Erledigen von koordinativ komplexen Aufgaben (z. B. Ausrichten und Verbinden zweier Rohre) [50].

Die einseitigen Kontakte der Füße – und unter Umständen der Hände – ermöglichen diese Vielzahl von unterschiedlichen Tätigkeiten, sind aber offensichtlich auch Ursache für die außerordentlichen Schwierigkeiten der humanoiden Robotik. Die Interaktionsmöglichkeiten mit der Umgebung machen einen solchen Roboter zu einem *unteraktuierten* System – weniger Systemeingänge als Freiheitsgrade –, weshalb im Allgemeinen die zulässigen Zieltrajektorien stark eingeschränkt sind [2].

## 1.2 Aufgabenstellung und Zielsetzung

Die natürlichen Bewegungsabläufe in der Natur und damit auch beim Menschen, ergeben sich im Allgemeinen nach dem Prinzip der minimalen Energie. Dennoch haben Untersuchungen gezeigt, dass zum Umgehen von Hindernissen häufig das Wahren von Stabilität oberstes Ziel eines Menschen ist [45]. Eines der obersten Ziele humanoider Robotik ist infolgedessen, einen Roboter vorm Umfallen zu bewahren. Nicht nur, weil durch ein derartiges, unkontrolliertes Event eine Schädigung des System resultieren kann, sondern auch da obendrein andere Strukturen/Menschen gefährdet sind. [31]

Ziel dieser Forschungsarbeit ist die Analyse und Verbesserung des inertialen Stabilisierungsalgorithmus vom humanoiden Roboter LOLA. Im Mittelpunkt stehen dabei auf den Roboter einwirkende Störungen, um realen Umweltbedingungen nahe zu kommen. Die implementierte Stabilisierungsregelung von LOLA – ausführlich in [2] und [3] beschrieben – wurde teilweise lediglich experimentell ausgelegt und ist im Rahmen dieser Arbeit auf Modellbasis neu zu entwickeln.

Um eine Stabilisierungswirkung zu erzielen, steht häufig, neben den direkt einfließenden Fußgelenkmomenten, auch das Variieren der Fußnormalkräfte zur Verfügung. Im Allgemeinen gerade dann, wenn beide Füße in Kontakt mit der Umgebung stehen, kann auf effektive Weise durch Beugen bzw. Strecken der Beine die resultierende Schwerpunktlage modifiziert werden. Infolge dessen steht neben der reinen Auslegung eines Stabilisierungsreglers auch das Entwickeln einer sinnvollen und effizienten Kontaktkräfteverteilung im Vordergrund.

Die Entwicklung eines Stabilisierungskonzepts – Regler inklusive Verteilungsmethode – basiert auf einem reduzierten 3D-Modell von LOLA, welches im Rahmen dieser Arbeit, zum vereinfachten Simulieren der Oberkörperdynamik hergeleitet wurde und ausführlich in Kapitel 3 beschrieben ist. Davor fasst Kapitel 2 den aktuellen Stand der Wissenschaft und Technik zusammen und gibt einen tieferen Einblick in die Problematik des Laufens humanoider Roboter. Kapitel 4 bzw. 5 analysieren den implementierten Stabilisierungsregler bzw. die ursprüngliche Kontaktkräfteverteilung und stellen die entwickelten Alternativmethoden dar. Im anschließenden Kapitel werden die Auswirkungen dieser beiden Teile auf das reduzierte Modell im Vergleich zu den ursprünglichen Methoden ausführlich untersucht. Aufbauend darauf steht in Kapitel 7 die Analyse der Konzepte mithilfe eines detaillierten Mehrkörpermodells von LOLA im Fokus. Abgeschlossen wird die Konzeptanalyse mit jeweils ungestörten und gestörten Laufexperimenten, worauf im letzten Teil der Arbeit ein zusammenfassendes Fazit für die entwickelten Methoden folgt und kurz auf die

Aussagekraft der Simulationen bzgl. dem realen Roboterverhalten eingegangen wird.



## Kapitel 2

### Stand der Wissenschaft und Technik

Zu Beginn erläutert dieses Kapitel einige Begrifflichkeiten, welche weitläufige Verwendung im Bereich der Stabilitätsanalyse humanoider Roboter finden. Zusätzlich dazu stellt dieser Teil das Grundkonzept der Laufregelung von LOLA vor, wie in [9] und [2] beschrieben. Die beiden daran anknüpfenden Abschnitte geben einen Überblick über Stabilisierungskonzepte anderer Laufroboter. Es wird dabei zwischen modellbasierter Regelung und Verteilungsmethode verifiziert.

Beim Laufen ändert sich offensichtlich das Standbein in zyklischer Weise. Besitzt der Roboter dabei lediglich eine Kontaktfläche mit dem Boden, ist die Rede von Single Support (SS). Beim Fußwechsel haben dagegen im Allgemeinen beide Füße Kontakt, wodurch sich die Roboterlast aufteilt. Daher wird diese Phase als Double Support (DS) bezeichnet. Es ergibt sich folglich eine Neigung des Oberkörpers in bzw. entgegen der Laufrichtung (in Frontalebene) sowie seitlich (in Sagittalebene), welche häufig auf natürlichem Wege – durch das Abstützen beim Fußwechsel – kompensiert wird. Dabei sei auf das Forschungsgebiet *Passive Laufroboter* (vgl. [8]) hingewiesen, worin rein mechanische Zweibeiner so konstruiert sind, dass sie ohne elektronische Stabilisierungsregelung eine Rampe herunterlaufen können. Nichtsdestotrotz sorgt bei der humanoiden Robotik die Laufregelung dafür, den Roboter gerade unter veränderlichen Randbedingungen vorm Umfallen zu bewahren.

Um einen Humanoiden in aufrechter Pose zu stabilisieren, kann die zeitliche Änderung des Drehimpulses um den Schwerpunkt (Center of Gravity (CoG)) betrachtet werden [2]:

$$\dot{L} = \sum_i (\mathbf{T}_i - \mathbf{r}_{CoG F_i} \times \mathbf{F}_i), \quad (2.1)$$

dabei erzeugen, neben den externen Momenten  $\mathbf{T}_i$ , alle auf den Roboter wirkenden Kräfte  $\mathbf{F}_i$  mit dem Hebelarm  $\mathbf{r}_{CoG F_i}$  ein Moment um CoG. Häufig wird zur Stabilitätsanalyse auch das Konzept des *Zero Moment Point (ZMP)* in Verbindung mit dem *Support Polygon* – konvexe Hülle um alle Kontaktpunkte – verwendet: der ZMP ist definiert als ein Referenzpunkt in der Kontaktebene, für welchen die horizontalen Momentenanteile  $T_{x/y}$ , resultierend durch alle angreifenden Kräfte  $\mathbf{F}_i$  und Momente  $\mathbf{T}_i$ , verschwinden. Dieser Referenzpunkt wird häufig auch als Center of Pressure (CoP) bezeichnet. Der Roboter ist dann *dynamisch ausbalanciert/stabilisiert*, wenn der ZMP innerhalb des Support Polygons liegt [62].

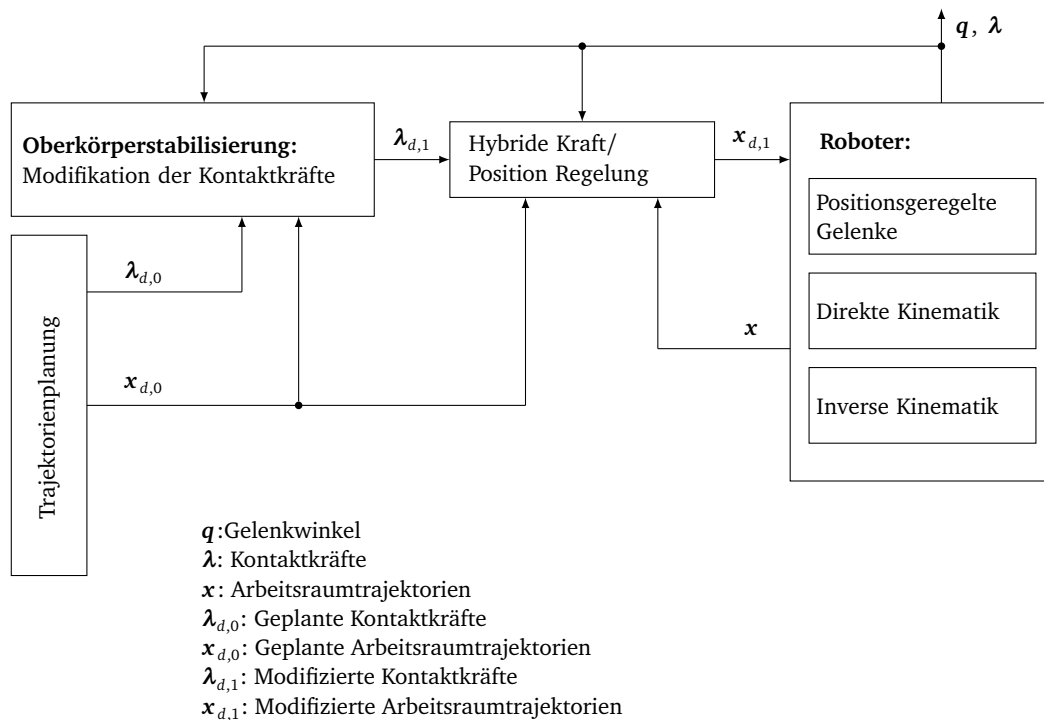
#### Laufregelung von LOLA

Eine abstrahierte Darstellung LOLAs Laufregelung zeigt Abb. 2.1. Die Trajektorienplanung berechnet zum Ausführen eines Benutzerbefehls ideale Trajektorien der Gelenk-, Arbeitsraumkoordinaten und Kontaktkräfte für einige Schritte im Voraus. Zur Wahrung der Stabilität aufgrund von Pla-

nungsfehlern und äußeren Störungen werden die idealen Kontaktkräfte  $\lambda_{d,0}$  im Zuge der Oberkörperstabilisierung modifiziert. Diese modifizierten Kräfte  $\lambda_{d,1}$  erzeugt eine *Hybride Kraft/Position Regelung*, welche zwischen den unterschiedlichen Kontaktzuständen der FüÙe differenziert. Dieser Teil *transformiert*  $\lambda_{d,1}$  in modifizierte Arbeitsraumtrajektorien  $x_{d,1}$ , woraus schließlich die inverse Kinematik Trajektorien des Gelenkraums berechnet. Gelenkwinkel sind dabei mittels einer darunter liegenden Positionsschleife geregelt.

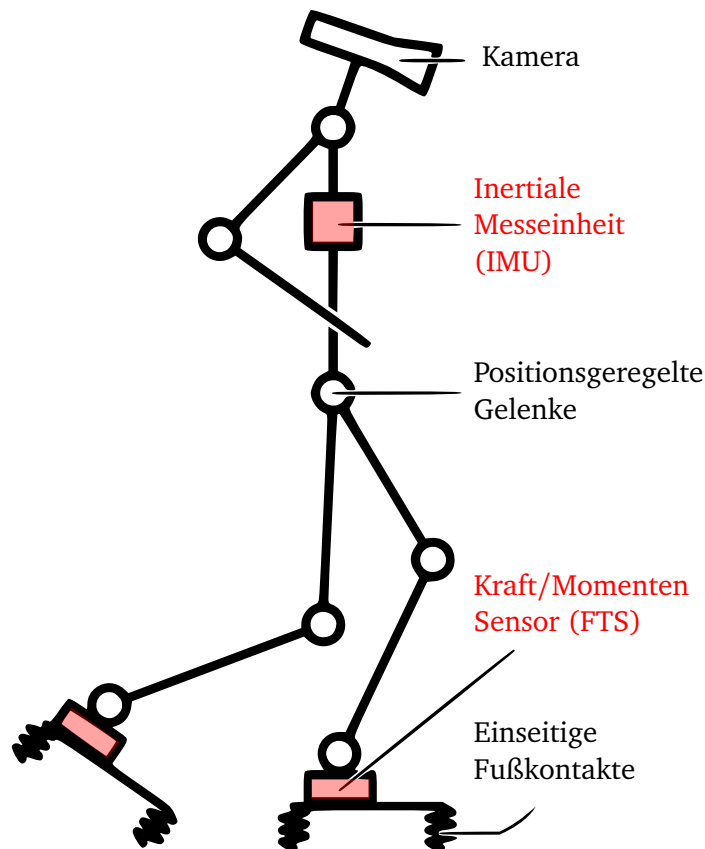
Die Oberkörperstabilisierung wird ausführlich in Kapitel 4 und 5 beschrieben und fasst in diesem Zusammenhang Regelung und Kontaktkräfteverteilung zusammen. Eine detaillierte Beschreibung der implementierten Kraft/Position Regelung ist in [6] zu finden. Bereits 1996 stellte Fujimoto ein ähnliches Konzept zur Regelung eines Zweibeiners vor [15].

Abb. 2.2 zeigt eine schematische Darstellung von LOLA. Die Inertiale Messeinheit (IMU) liefert Neigungswinkel des Oberkörpers, welche als Eingangsgrößen der Stabilisierung dienen. Montierte Kraft/Momenten Sensor (FTS) an beiden FüÙen liefern Sensordaten zum Regeln der Kontaktkräfte. Die positionsüberwachten Gelenke bilden die unterste Ebene der Regelstruktur. Daneben ist auch eine Kamera zum autonomen Bewegungen durch den Raum abgebildet.



**Bild 2.1:** LOLAs Stabilisierungsregelung in reduzierter, schematischer Darstellung: die Regelung kann in ein hierarchisches System unterteilt werden, welches die idealen Trajektorien der Planung unter Modifizierung der Kontaktkräfte in Gelenkwinkelverläufe wandelt.





**Bild 2.2:** Schematische Darstellung LOLAs mit Inertialer Messeinheit und Kraft/Momenten Sensoren (vgl. [2]).

## 2.1 Inertiale Stabilisierung eines humanoiden Roboters

Neben der Kontaktkraftmodifikation existieren auch andere Konzepte, welche die Stabilisierungswirkung unter anderem durch Variation der Solltrajektorien erzielen. Diesbezüglich führten Pratt u. a. [49] und Hof [20] unabhängig voneinander den *Capture Point* bzw. *Extrapolated Center of Mass* ein, der als Zielposition des zukünftigen CoP interpretiert werden kann, damit sich der Roboter stabilisiert. Wohingegen [49] lediglich die Stabilität für eine Stoßauslenkung untersucht, basiert in [20] die *Laufplanung* auf diesem Ansatz. [10] hat dieses Konzept aufgegriffen und erfolgreich an TORO – ein humanoider Roboter des DLR<sup>1</sup> – getestet. Der Vorteil dieser Herangehensweise ist, dass im Allgemeinen die Stabilitätsfrage wichtiger eingestuft wird, als beim Konzept der Kontaktkraftmodifikation. Infolge dessen weichen jedoch die realen Roboterbewegungen stärker von der Planung ab, weshalb die Trajektorien nicht so präzise vorgebar sind.

Studien haben gezeigt, dass gerade zum Ausgleich von unvorhergesehenen, größeren Störungen als natürliche Absicht eines Menschen ein abstützender Ausfallschritt oder die Zuhilfenahme der Hände dient [38]. Das Variieren der Solltrajektorien kommt dieser Intention näher. Takenaka u. a. [60] verbinden beide Konzepte, indem eine ZMP-Regelung, das durch Variation der Kontaktkräfte nicht erreichbare Moment, in eine Beschleunigung des ZMP – *unter den CoG* – wandelt. Kleine Auslenkungen egalisiert die Kontaktkraftmodifikation, wohingegen große Störungen durch Variation der ZMP-Trajektorie und daraus resultierenden Ausfallschritten effektiv beseitigt werden [60].

<sup>1</sup>Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR)

Unabhängig davon wie genau die darunter liegende Regelstruktur aufgebaut ist, basiert die Balanceregulierung meist auf einem Zusammenhang zwischen CoG und CoP/ZMP. Hof [19] zeigt, dass ein inverses Pendelmodell (IP) gut zum Beschreiben der menschlichen Balance geeignet ist, sogar dann, wenn sich Körperteile relativ zueinander bewegen. Häufig reicht es sogar, eine Linearisierung des IP um die obere Ruhelage zu verwenden (vgl. [60], [27]). Dagegen ist die nichtlineare Variante für energiebasierte Laufregler im Vorteil [29]. Caron, Pham und Nakamura stellen mit dem Konzept *Pendular Support Area* ein notwendiges und ausreichendes Stabilitätskriterium für ein lineares Pendelmodell vor und entwickeln darauf basierend einen Ganzkörperregler für den Humanoiden HRP-4<sup>2</sup>. Dieses Konzept projiziert Kontakte und deren Reibungskegel in eine willkürlich wählbare Ebene, berechnet daraus einen zulässigen Bereich für den ZMP und eignet sich somit besonders für die Stabilitätsanalyse von Multikontaktzuständen mit geringen Reibungskoeffizienten. [7]

Positionsgeregelte Gelenke in Verbindung mit einem hohen Getriebeübersetzungsverhältnis versprechen in der Regel eine hohe erreichbare Gelenkwinkelpräzision [11]. Einige humanoide Roboter basieren auf diesem Konzept (vgl. [27], [60] und [59]). Als Alternative dazu verwendet [24] zum ersten Mal in der humanoiden Robotik momentgeregelte Rotationsgelenke, womit vollständig auf die Kontaktkraftmessung und inverse Kinematik verzichtet werden kann [48]. [34], [48] und [18] verwenden beispielsweise diesen Ansatz als Grundlage.

## 2.2 Redundanzproblem der Kontaktkräfteverteilung

LOLAs Stabilisierungswirkung – Rückstellmoment bei einer Oberkörperneigung – wird durch Modifikation der Kontaktkräfte erzielt. Beim DS stehen dafür einerseits die Fußmomente zur Verfügung, andererseits besteht durch Ansteuerung der Kniegelenke die Möglichkeit eine Fußkraftvariation und damit ein Rückstellmoment herbeizuführen. Für einen entsprechenden Stabilisierungseffekt können weitere Stützpunkte, wie beispielsweise die Hände, verwendet werden (vgl. [11] und [53]). Offensichtlich ist im Falle eines Multi-Kontakts ein Redundanzproblem zu lösen.

Zum Lösen dieser Problematik dient häufig – wie auch bei LOLA – ein heuristisches Verteilungskonzept. In [27] wird zur Stabilisierung die ZMP-Solltrajektorie variiert und vorgegeben. Die normierten, minimalen Abstände von berechnetem ZMP zu den jeweiligen Fußpolygone bestimmen damit die Kräfteverteilung auf triviale Weise. Mithilfe dieser Methode bewältigt der positionsgeregelte Humanoide HRP-4C eine unbekannte Geländeneigung von bis zu 3° [27]. Lee, Hwang und Park [35] verwenden zur Verteilung der Kontaktkräfte einen analytischen Lösungsansatz, der die seitlichen Fußmomente minimiert, da diese infolge der Fußgeometrie wesentlich stärker beschränkt sind als die Fußmomente in Laufrichtung. Darüber hinaus berücksichtigt dieser Ansatz mögliches Rutschen beider Fußkontakte.

Alternativ zu diesen traditionellen Ansätzen kann auch ein Optimierungsproblem formuliert werden, dessen Lösung bei vorliegender Redundanz eine Kostenfunktion minimiert. Hyon [23] minimiert mithilfe der Pseudoinversen die Kontaktkraftnorm und stabilisiert damit einen momentgeregelten Roboter im unwegsamen Gelände, ohne explizit die Kontaktkräfte zu messen. Die Erweiterung auf eine gewichtete Pseudoinverse ermöglicht beispielsweise das Minimieren einzelner Gelenkmomente, wobei jedoch das resultierende Gesamtmoment steigt [42]. Dennoch ist dieser Ansatz interessant, um etwa einzelne Gelenke – beispielsweise vor einer bevorstehenden Überhitzung – zu schonen. Righetti u. a. [51] zeigen, dass durch Tangentialkräfteminimierung mögliches Rutschen von Robotern beim Laufen durch unwegsames Gelände effektiv reduziert werden kann.

<sup>2</sup>Von der japanischen Forschungsinstitution *National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)*.

Häufig ist der rechnerische Aufwand zum Lösen eines Optimierungsproblems deutlich größer und es kann zu Problemen in der Echtzeitfähigkeit kommen [35]; gerade dann, wenn kein analytischer Lösungsweg möglich ist. Demgegenüber ist ein Optimierungsproblem im Allgemeinen wesentlich flexibler als ein heuristischer Ansatz. [48] hat an einem Verteilungsalgorithmus aus dem Robotikbereich *Greifen* angesetzt: es wird ein beschränktes, quadratisches Optimierungsproblem formuliert, worin die geforderten Stabilisierungsmomente in die Kostenfunktion integriert sind und zusätzlich dazu die euklidische Norm aller Kontaktkräfte minimiert wird. Die Beschränkung repräsentiert Haftreibbedingungen der Füße und sorgt somit für robuste Kontakte. Lee und Goswami [34] vereinfachen ein nichtlineares, beschränktes Optimierungsproblem durch zwei quadratische, beschränkte Optimierungsprobleme und reduzieren mit dieser sequentiellen Methode die Berechnungszeit der Lösung um etwa 50 %. Ihr Ziel ist neben der primären Stabilisierungsabsicht das Minimieren der Fußmomente, da diesbezüglich zu große Werte ein Fußrutschen verursachen können [34].



## Kapitel 3

# Modellierung der Oberkörperdynamik

Um die reale Systemdynamik des humanoiden Roboters LOLA näherungsweise abzubilden und die beim Laufen auftretenden Kräfte und Bewegungen zu simulieren, werden die Bewegungsdifferentialgleichungen der verschiedenen Systemfreiheitsgrade hergeleitet und numerisch integriert. Die Güte der Übereinstimmung zwischen realem Roboter und hergeleitetem Modell hängt in der Regel von den ausgewählten Freiheitsgraden ab. In diesem Kapitel werden zwei Systemmodelle vorgestellt, welche die Basis zur Entwicklung der Oberkörperstabilisierung im Rahmen dieser Forschungsarbeit darstellen. Zuerst beschreibt der folgende Abschnitt ein ausführliches Mehrkörpermodell des humanoiden Roboters, welches zur Untersuchung der entwickelten Stabilisierungskonzepte dient. Die Beschreibung dieses Modells verdeutlicht darüber hinaus den Aufbau von LOLA. Im darauf folgenden Abschnitt wird ein reduziertes 3D-Modell hergeleitet, welches die Oberkörperdynamik von LOLA vereinfacht abbildet. Auf diesem Modell basiert die Herleitung und Entwicklung der Oberkörperstabilisierung.

### 3.1 Detailliertes Mehrkörpermodell von LOLA

Das zur Validierung der Stabilisierungskonzepte verwendete Mehrkörpermodell ist in [2] detailliert ausgeführt. Neben der Starrkörperdynamik – mit berücksichtigter Reibung und Elastizität in den Bewegungskontakten – sind die dynamischen Einflüsse der Elektromotoren in Betracht gezogen. Die Bodenkontaktpunkte werden als einseitig und nachgiebig mithilfe eines vereinfachten, gekoppelten Feder-Dämpfer-Modells<sup>1</sup> modelliert. Darüber hinaus ist die nichtlineare Kinematik der Knie- und Fußgelenke im Modell ausgeführt. Da die Bauteile vereinfachend als Starrkörper angenähert sind, bleiben Eigenfrequenzen der Komponenten unberücksichtigt. Zusammenfassend ergibt sich ein Satz gewöhnlicher Differentialgleichungen (DGLs) erster Ordnung mit 164 Freiheitsgraden. Die wichtigsten Modellierungseigenschaften des MKS Modells fasst Tabelle 3.1<sup>2</sup> zusammen. Abb. 3.1 zeigt LOLA mit Schwerpunkts-Koordinatensystem in detaillierter Weise. Die dargestellte Achsenausrichtung (x-Achse in Laufrichtung und z-Achse nach oben) dient dieser Arbeit als Grundlage.

Das Regelsystem von LOLA basiert auf der Rückführung gemessener Zustandsgrößen, deren Sensorverhalten großen Einfluss auf die Stabilisierungsregelung haben kann. Die MKS berücksichtigt Effekte wie Sensorrauschen, Quantisierung, Abtastverzögerung oder andere Sensorfehler als Sensormodelle, um möglichst realitätsnahe Rückführgrößen zu generieren. Als Messgrößen für die

---

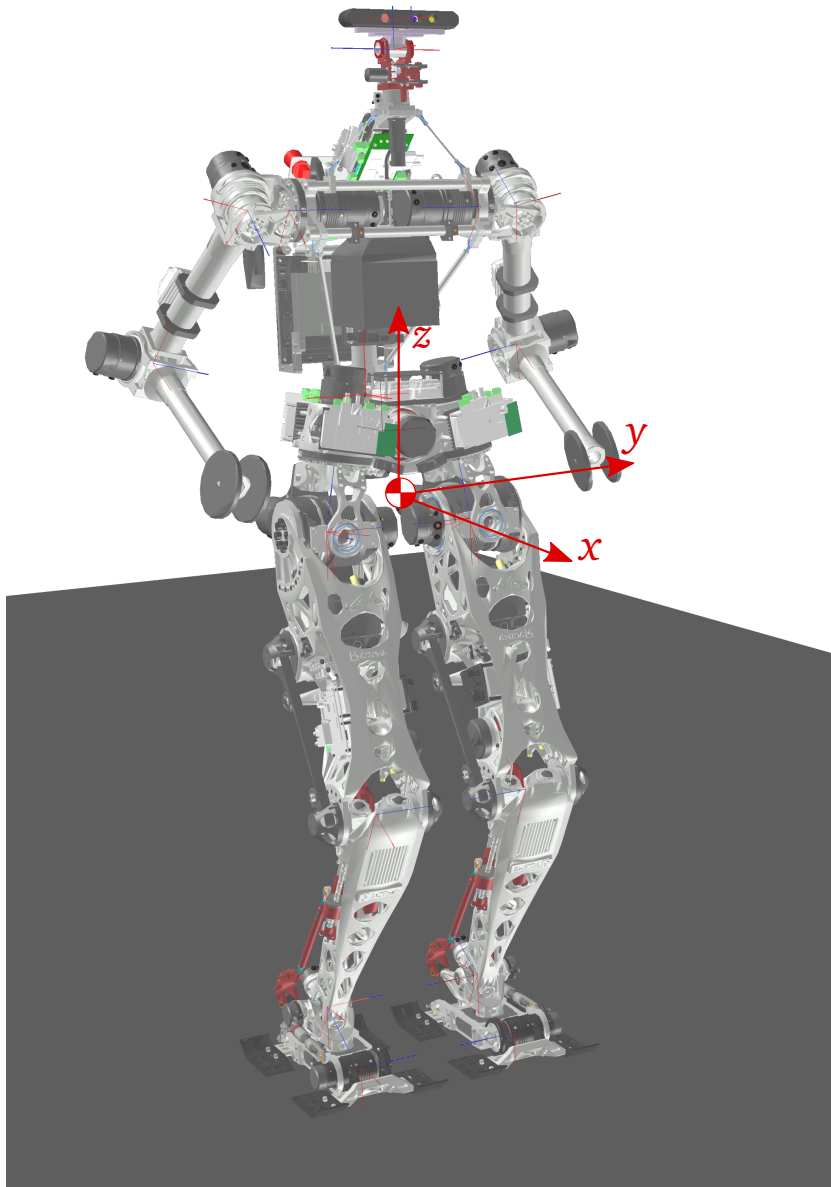
<sup>1</sup>Für weitere Informationen siehe [2].

<sup>2</sup>Ein aktivierter Phasereset ermöglicht ein Zurücksetzen des geplanten Schrittzyklus für eine plötzliche Änderung der Untergrundbeschaffenheit. Dieser Eingriff in die geplanten Trajektorien ermöglicht eine erhöhte Stabilität auf unebenem Gelände.[4]

Oberkörperstabilisierung stehen neben den Neigungswinkeln einer IMU (kommerzieller Faserkreisel bzw. *fiber glas gyroscope*) auch deren zeitlichen Ableitungen als Sensorsignale zur Verfügung. Darüber hinaus besitzt jeder Fuß einen sechs Achsen Kräfte/Momente Sensor (FTS), wodurch die Rückführung der Fußkräfte/-momente ermöglicht wird.

Modellkomponente	Werte
Starrkörperdynamik	Ja
Getriebeelastizität	Ja
Dynamik von Getriebe und Motoren	Ja
Sensormodell	Ja
Kontaktmodell	Vereinfachtes (gekoppeltes) Feder-Dämpfer-Modell
Phasereset	Ja
Mechanische Freiheitsgrade (FHGs)	46
Kontaktschicht FHGs	48
Elektrische FHGs	24
Anzahl DGLs erster Ordnung	164

**Tabelle 3.1:** Modellierungseigenschaften des detaillierten MKS Modells (vgl. [2]).



**Bild 3.1:** Detailliertes Modell des humanoiden Roboters LOLA in Ausgangsstellung mit Koordinatensystem im Schwerpunkt: x-Achse zeigt in Laufrichtung und die z-Achse nach oben.

## 3.2 Reduziertes Simulationsmodell zur Stabilisierungsentwicklung

Aus der großen Anzahl an FHGs und dem hohen Detaillierungsgrad des MKS Modells resultiert ein erheblicher Rechenaufwand, woraus das Verlangen nach einem reduzierten Modell zum Entwickeln der Oberkörperstabilisierung entsteht. Die Aufgabe einen humanoiden Roboter in Balance zu halten, kann in vereinfachter Weise durch die Dynamik eines inversen Pendels ausreichend genau beschrieben werden (vgl. Abschnitt 2.1). Erstmals eingeführt von Kajita und Tani im Jahre 1991 (vgl. [28]), haben sich heute eine Vielzahl verschiedener Stabilisierungskonzepte, basierend auf einem inversen Pendelmodell, welches den Schwerpunkt über dem CoP – effektiver Wirkungs-ort der Fußkontaktpunkte – modelliert, entwickelt [44], [9]. Wittmann u. a. [63] präsentieren für diesen Zweck ein 2D-Näherungsmodell von LOLA, führen Stabilitätsuntersuchungen für einige Störfälle durch und belegen eine gute Übereinstimmung mit der detaillierten MKS.

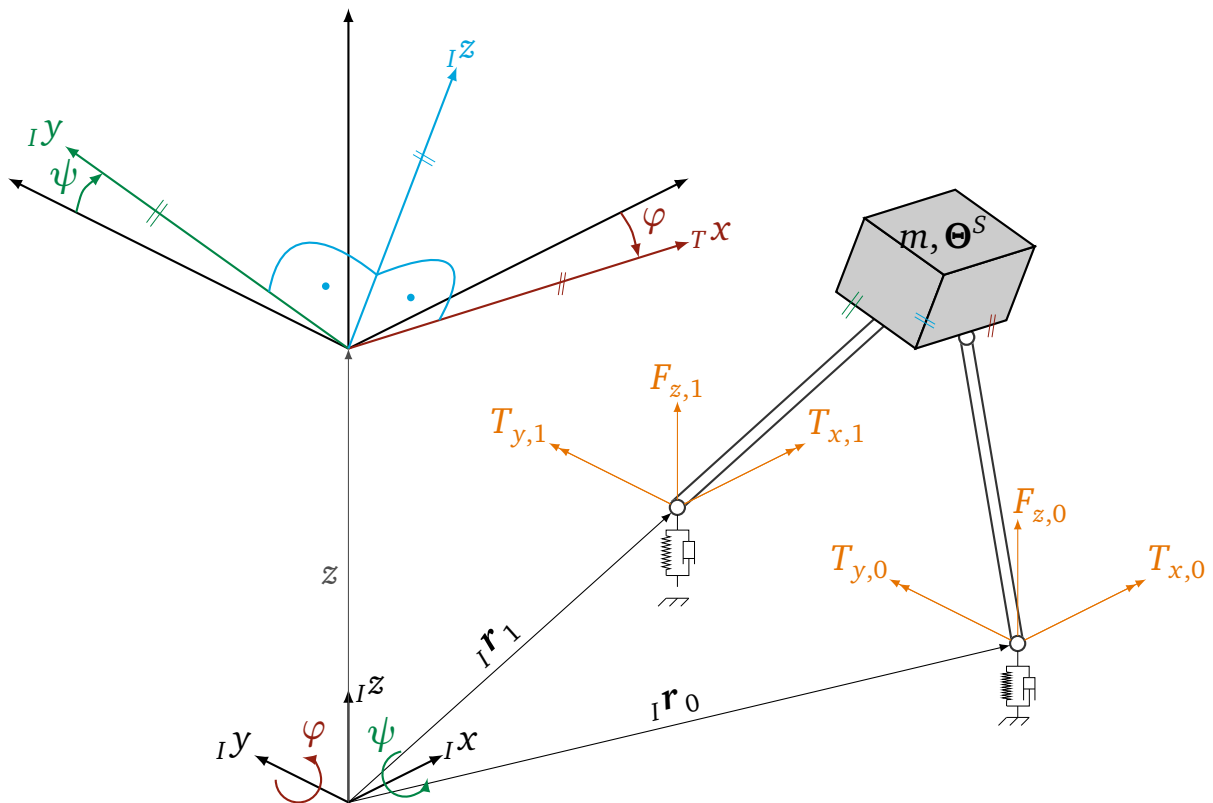
### 3.2.1 Modellbeschreibung

In Anlehnung an das Drei-Massenmodell aus [63] wird im Rahmen des folgenden Abschnitts ein reduziertes 3D-Modell hergeleitet, wobei auf die Modellierung beider Fußmassen verzichtet wird. Das resultierende Ein-Massemodell enthält zwei unilaterale, nachgiebige Feder-Dämpfer-Kontakte, welche zyklische Kontaktkräfte vom Fußaufsetzen in die Bewegungsgleichungen einfließen lassen. An diesen Kontaktpunkten des linken  ${}_I\mathbf{r}_1$  und rechten Fußes  ${}_I\mathbf{r}_0$  können zusätzlich dazu externe Normalkräfte  $F_{z,0/1}$  und Momente  $T_{x/y,0/1}$  aufgeprägt werden, wodurch ein Moment um den Ursprung  ${}_I\mathbf{O}$  induziert wird. Zum Generieren der Schwerpunkt-  ${}_T\mathbf{r}_b = [x_b \ y_b \ z_b]^T$  und Fußtrajektorien  ${}_T\mathbf{r}_{0/1} = [x_{0/1} \ y_{0/1} \ z_{0/1}]^T$  – im Torsokoordinatensystem (Index  $T$ ) – wird die MKS verwendet. Das Modell ist anhand Abb. 3.2 verdeutlicht. Mit der vertikalen Verschiebung des Schwerpunkts  $z$ , der Oberkörperneigung in Sagittalebene  $\psi$  und der Neigung in Frontalebene  $\varphi$  besitzt das System drei Freiheitsgrade. Der Torso bewegt sich folglich gegenüber dem inertialen Koordinatensystem (KOSY) mit den generalisierten Koordinaten  $\mathbf{q}$ :

$$\mathbf{q} = \begin{pmatrix} z \\ \psi \\ \varphi \end{pmatrix}. \quad (3.1)$$

Tabelle 3.2 fasst einige Parameter des reduzierten Modells und der Trajektoriengenerierung zusammen. Diese Übersicht dient lediglich zum Nachbilden der Simulationen, weshalb in diesem Zusammenhang nicht weiter darauf eingegangen wird. Die Herleitung der Bewegungsdifferentialgleichungen (BDGLs) ist in Abschnitt 3.2.2 ausgeführt.





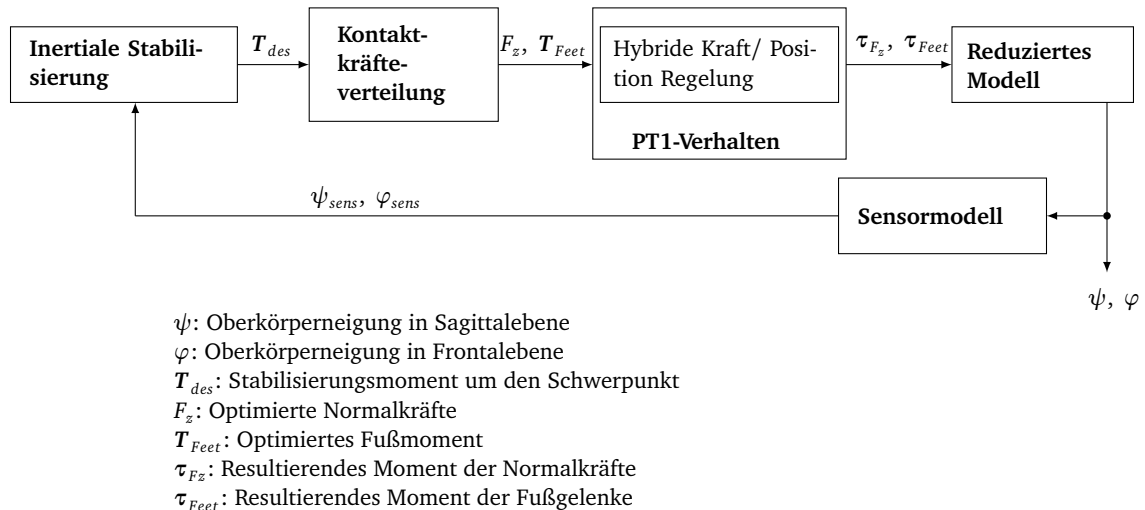
**Bild 3.2:** Reduziertes 3D-Modell zur Beschreibung der Oberkörperdynamik von LOLA: die Systemfreiheitsgrade sind vertikale Bewegung des Schwerpunkts  $z$ , seitliche Oberkörperneigung  $\psi$  und Neigung in Frontalebene  $\varphi$ . An den Fußkontaktpunkten  $r_{0/1}$  können, neben den wirkenden Kontaktkräften eines unilateralen Feder-Dämpfer-Modells, Stabilisierungskräfte  $F_{z,0/1}$  und -momente  $T_{x/y,0/1}$  aufgebracht werden.

Parameter	Werte
Trajektoriengenerierung	
Simulationsschrittweite $dt$	0,001 sec
Schrittzeit	0,80 sec
Verstärkungsfaktor der Kraftregelung $K_F$	45
Verstärkungsfaktor der Positionsregelung	5
Reduziertes Modell	
Masse $m$	60,885 kg
Trägheitsmoment (bezogen auf den Schwerpunkt) $\Theta_x^S = \Theta_y^S$	10,66 kgm <sup>2</sup>
Trägheitsmoment $\Theta_z^S$	5,33 kgm <sup>2</sup>
Kontaktsteifigkeit $c$	150000 N/m
Kontaktdämpfung $d$	2400 Ns/m
Entspannte Federlänge des Kontakts $Z$	1 cm
Zeitkonstante Kraftregelung $T_{PT1,F_z}$	0,03 sec
Zeitkonstante Momentenregelung $T_{PT1,T}$	0,035 sec
Gravitationskonstante $g$	9,81 m/s <sup>2</sup>

**Tabelle 3.2:** Übersicht der Simulationsparameter zum reduzierten Modell und der Trajektoriengenerierung

In Anlehnung an Abb. 2.1 zeigt Abb. 3.3 das Signalflussbild der Oberkörperstabilisierung für das reduzierte Modell. Neben den beiden Blöcken *Inertialer Stabilisierungsregler* und *Kontaktkräfteverteilung* – die zu entwickelnden Hauptziele dieser Arbeit – und dem reduzierten Modell selbst, bleibt zum Schließen des Regelkreises die Bestimmung geeigneter Ersatzmodelle für die *Hybride Kraft/Position Regelung* und *Sensoren*. Darauf gehen die folgenden beiden Unterabschnitte genauer ein.

Zum Verifizieren des reduzierten Modellverhaltens mit der MKS und um die Auswirkungen der Stabilisierungskonzepte zu untersuchen, wurde sowohl der inertielle Stabilisierungsregler *PD* als auch die Kontaktkräfteverteilung *HEUR* von der MKS übernommen. Weitere Informationen hierzu sind in den Kapiteln 4 und 5 zu finden.



**Bild 3.3:** Signalflussbild der Stabilisierungsregelung für das reduzierte Modell: die *inertielle Stabilisierung* berechnet ein Rückstellmoment  $T_{des}$ , welches auf die verfügbaren Kontaktkräfte  $F_z$  und  $T_{Feet}$  verteilt wird, um beim *reduzierten Modell* ein stabilisierendes Moment zu erzielen. Geschlossen wird die Regelkette mit PT1-Gliedern für die *Hybride Kraft/Position Regelung* und einem entsprechenden *Sensormodell*, um reale Rückführgrößen zu generieren.

### Ersatzmodell für Kraftregelung

Die Fehlerzieldynamik der *Hybriden Kraft/Position Regelung* von LOLA ist gewählt zu (vgl. [63] und [5])<sup>3</sup>:

$$\dot{\Delta T} + K_F \Delta T = 0. \quad (3.2)$$

Der Fehler  $\Delta T$  lässt sich mit den Konventionen aus Abb. 3.3 durch  $\Delta T = T - \tau$  ausdrücken. Die zeitliche Änderung des Fehlers berechnet sich mit  $\dot{T} \stackrel{!}{=} 0$  folglich zu  $\dot{\Delta T} = \dot{T} - \dot{\tau} = -\dot{\tau}$ . Auf diese Weise wird die Übertragungsfunktion der Kraftregelung formuliert:

$$G_F = \frac{\tau}{T} = \frac{1}{\underbrace{\frac{1}{K_F}}_{T_{PT1}} s + 1}. \quad (3.3)$$

<sup>3</sup>Genau genommen entspricht diese Zieldynamik dem Kraftanteil der Hybriden Regelung unter Vernachlässigung der Positionsregelung.

Der gewählte Verstärkungsfaktor  $K_F = 45$  führt dementsprechend zu einer PT1-Verzögerung von  $T_{PT1} = 1/K_F \approx 0,022$  sec. Inwieweit diese Zieldynamik mit dem realen Übertragungsverhalten der Kraftregelung übereinstimmt wurde mithilfe einer experimentellen Untersuchung überprüft:

LOLA steht in Ausgangsstellung (vgl. Abb. 3.1) und erhält als Eingangsgröße der Kraftregelung kurzzeitig eine Sprungvorgabe von  $T_{x/y,des} = 50$  Nm, welche gerade nicht zum Umkippen führt. Das resultierende Moment um den Schwerpunkt  $\tau$  wird mithilfe der Kontaktkräfte – gemessen durch die FTS beider Füße – bestimmt. Zum Abgrenzen möglicher Unterschiede der Fußgelenk- und Normalkraftdynamik wurde das Experiment in zwei verschiedene Ermittlungen unterteilt:

- ◊ **Übertragungsverhalten der Normalkräfte:** Um die Normalkraftdynamik zu bestimmen, sind die Fußgelenkmotoren – zum Erzeugen eines Moments um die x-Achse – ausgeschaltet. Mit  $T_{x,des} = 50$  Nm kann folglich das alleinige Übertragungsverhalten der Normalkraftregelung ermittelt werden. Der linke Teil von Abb. 3.4 zeigt Ein- und Ausgangsgröße dieser Untersuchung und zwei Ersatzmodelle (PT1-Ersatzmodell:  $\tau_{x,F_z}$  und PT4-Ersatzmodell:  $PT4 \tau_{x,F_z}$ ) als Näherung der realen Dynamik. Auffallend ist die große Differenz von Stellgröße  $T_{x,des}$  zum gemessenen Moment um den Schwerpunkt  $\tau_{x,F_z,sens}$ . Möglicherweise ist dies durch Kalibrierungsfehler zu erklären, welche zu einem Verstärkungsfaktor ungleich 1 führen. Dieser Effekt wird im folgenden Verlauf nicht weiter berücksichtigt. Das experimentell ermittelte Übertragungsverhalten lautet:

$$G_{F_z} = \frac{\tau_{F_z}}{T_{des}} = \frac{1}{T_{PT1,F_z}s + 1} \approx \frac{0.3}{0.03s + 1}. \quad (3.4)$$

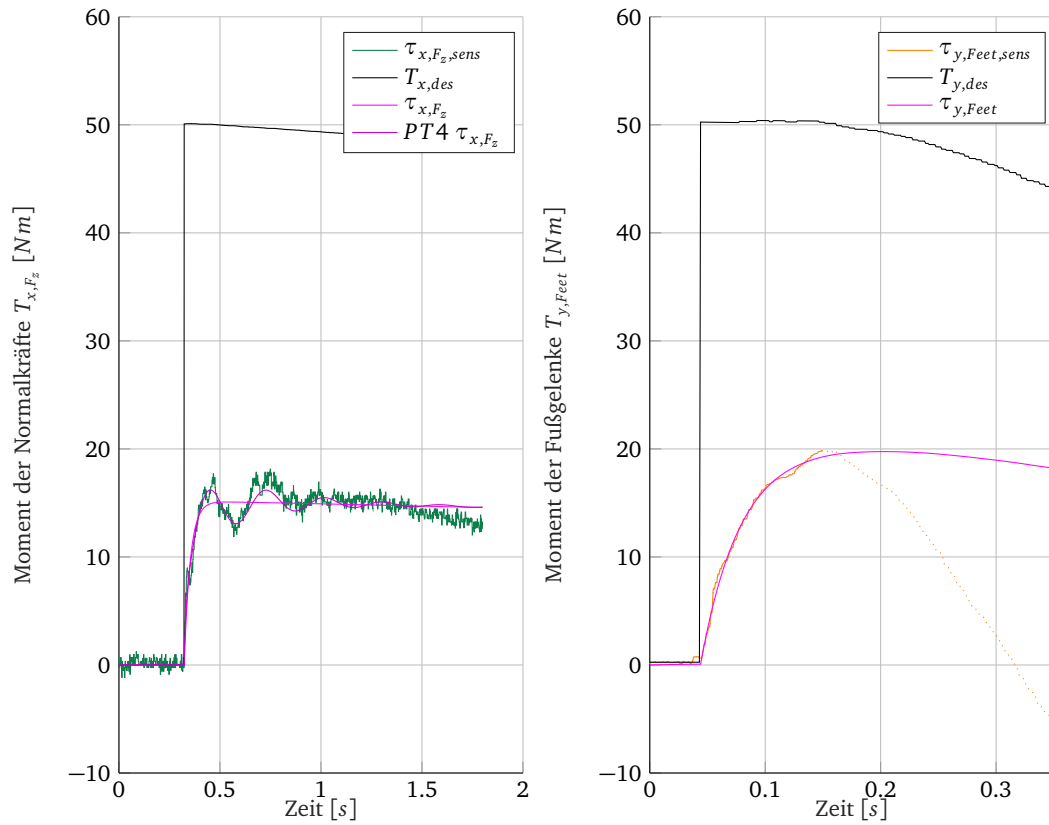
Offensichtlich stimmt die gemessene Ausgangsgröße besser mit dem PT4-Verhalten überein. Dennoch basiert der Rest dieser Arbeit auf einem PT1-Verhalten, da dies der gewählten Zieldynamik entspricht.

- ◊ **Übertragungsverhalten der Fußgelenke:** Aufgrund der gewählten Ausgangsstellung besitzen die effektiven Kraftangriffspunkte der Fußkräfte keinen Hebelarm zum Erzeugen eines Moments um die y-Achse. Aus diesem Grund sind zur Bestimmung des Fußmoment-Übertragungsverhaltens um die y-Achse keine weiteren Vorkehrungen nötig. Für Fußmomente um die x-Achse wird die gleiche Übertragungsdynamik angenommen. Analog zum vorherigen Experiment zeigt der rechte Teil von Abb. 3.4 das gemessene Ausgangsverhalten  $\tau_{y,Feet,sens}$  für die Eingangsgröße  $T_{y,Feet,des}$ . Zwischen Ein- und Ausgangsgröße treten vergleichbare Unterschiede wie beim Normalkraft-Übertragungsverhalten auf. Zusätzlich dazu sinkt das gemessene Moment ab etwa 0,15 sec deutlich schneller als die Eingangsgröße  $T_{y,Feet,des}$  (gepunkteter Verlauf). Aufgrund dessen werden zum Bestimmen des Ersatzmodell  $G_{T_{Feet}}$  lediglich Daten der Zeit  $0 \leq t \leq 0,15$  sec verwendet. Hiermit ergibt sich das experimentell ermittelte Übertragungsverhalten zu:

$$G_{T_{Feet}} = \frac{\tau_{T_{Feet}}}{T_{des}} = \frac{1}{T_{PT1,Feet}s + 1} \approx \frac{0.4}{0.035s + 1}. \quad (3.5)$$

Als Folge davon lautet die experimentell bestimmte Zeitkonstante der Fußmomentdynamik  $T_{PT1,Feet} = 0,035$  sec.

Da die experimentell ermittelten Streckenzeitkonstanten etwas über den Werten der Zieldynamik liegen ( $T_{PT1,Feet}, T_{PT1,F_z} > 1/K_F \approx 0,022$  sec) und damit als eine *Worst-Case*-Abschätzung dienen, werden diese Werte trotz der wahrnehmbaren Sensorproblematik verwendet.



**Bild 3.4:** Experimentelle Untersuchung zur Bestimmung des Kraftregelungs-Übertragungsverhaltens: sowohl für die Normalkräfte (links) als auch für die Fußmomente (rechts) weichen die gemessenen Kontaktkräfte deutlich von denen einer PT1-Übertragungsfunktion ab. Die als Punkte dargestellten Werte werden zur Bestimmung des Ersatzmodells  $G_{T_{Feet}}$  nicht verwendet.

### Ersatzmodell für Sensoren

Im Allgemeinen weicht der gemessene Wert einer Größe vom wahren Wert durch Mess- und Sensorfehler mehr oder weniger stark ab. Neben Sensorrauschen und Auflösungsfehlern haben vor allem Totzeiten, welche durch das Diskretisieren der kontinuierlichen Verläufe entstehen, großen Einfluss auf das Stabilitätsverhalten eines Systems [13], [21]. Die Abtastrate der IMU liegt bei 200 Hz, wohingegen die FTS mit 2 kHz zehn mal so schnell abgetastet werden. Der Vollständigkeit wegen, wird sowohl die IMU als auch das Verhalten der FTS Messgrößen analysiert, obwohl lediglich Winkel und Winkelgeschwindigkeit rückgeführte Größen sind (vgl. Abb. 3.3). Abb. 3.5 zeigt gemessene Werte *sens* im Vergleich zum entsprechenden *realen*<sup>4</sup> Verlauf *fit*. Die Winkelmessung wird maßgeblich durch das Quantisieren beeinflusst, wohingegen bei den anderen Messgrößenverläufen vor allem Messrauschen dominiert. Die maximale Auflösung des Winkelsensors liegt in diesem Experiment bei etwa  $0,01^\circ$ . Zum Quantifizieren des Rauschverhältnisses kann das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) berechnet werden, worunter man das Verhältnis aus Signal-  $P_{signal}$  zu Rauschleistung  $P_{noise}$  versteht [41]:

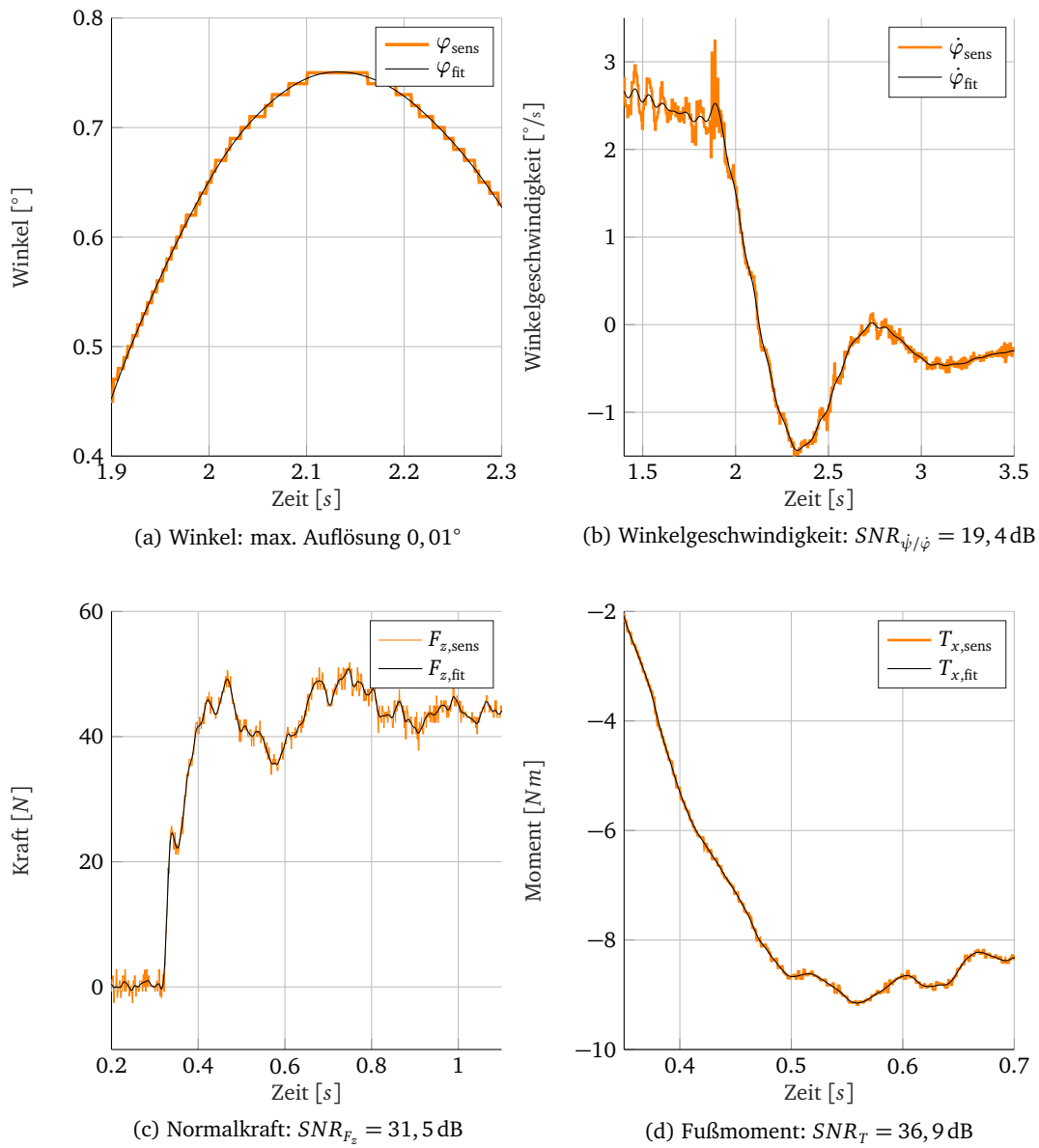
$$SNR = 10 \log \left( \frac{P_{signal}}{P_{noise}} \right). \quad (3.6)$$

Für einen höheren Rauschanteil ergeben sich damit kleinere SNR-Werte. In Tabelle 3.3 sind die entsprechenden Sensorwerte zusammengefasst.

Parameter	Werte
Max. Auflösung $\psi/\varphi$	$0,01^\circ$
SNR Winkelgeschwindigkeit $SNR_{\dot{\psi}/\dot{\varphi}}$	19,4 dB
SNR Kraft $SNR_{F_z}$	31,5 dB
SNR Moment $SNR_T$	36,9 dB
Abtastverzögerung IMU-Sensor $\Delta T_{IMU}$	0,005 sec
Abtastverzögerung FTS-Sensor $\Delta T_{FTS}$	0,0005 sec

**Tabelle 3.3:** Sensorkenngrößen für IMU und FTS

<sup>4</sup>Der *reale fit*-Verlauf entspricht jeweils nicht den tatsächlichen Werten, sondern lediglich einer Tiefpassfilterung von *sens*, welche als Näherung mithilfe der Matlabtoolbox *Curve Fitting Toolbox* [39] ermittelt wurde. Offensichtlich entstehen dadurch Fehler – durch das Herausfiltern hochfrequenter Systemanteile oder Vernachlässigen niederfrequenter Sensorfehler –, welche als vernachlässigbar eingeschätzt werden.



**Bild 3.5:** Experimentell gemessene Größen  $\varphi_{\text{sens}}$ ,  $\dot{\varphi}_{\text{sens}}$ ,  $F_{z,\text{sens}}$ ,  $T_{x,\text{sens}}$  und deren *realer* Verlauf  $\varphi_{\text{fit}}$ ,  $\dot{\varphi}_{\text{fit}}$ ,  $F_{z,\text{fit}}$ ,  $T_{x,\text{fit}}$  im Vergleich: die Messungen von Winkelgeschwindigkeit, Normalkraft und Fußmoment enthalten weißes Rauschen in verschiedenen Rauschverhältnissen. Die Winkelmessung kann lediglich mit einer Genauigkeit von etwa  $0,01^\circ$  aufgelöst werden.

### 3.2.2 Herleitung der Bewegungsdifferentialgleichungen

Der Lagrange Formalismus ermöglicht das Herleiten der BDGLs mittels einer Energiebetrachtung des Systems:

$$\left[ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_{kin}}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \right) - \frac{\partial E_{kin}}{\partial \mathbf{q}} + \frac{\partial E_{pot}}{\partial \mathbf{q}} \right]^T = \mathbf{Q}_{NK} \quad (3.7)$$

mit der potentiellen Energie  $E_{pot}$  und der kinetischen Energie  $E_{kin}$ . Nichtkonservative Kräfte, welche dem System Energie *entziehen* bzw. *zufügen*, werden in Richtung der generalisierten Koordinaten projiziert und als generalisierte Kräfte  $\mathbf{Q}_{NK}$  berücksichtigt. [43]

Die Schwerpunktrajektorie  ${}_I \mathbf{r}_b$  und entsprechend die der FüÙe  ${}_I \mathbf{r}_{0/1}$  berechnen sich mithilfe der Transformationsmatrix  $\mathbf{A}_{IT}$  und der vertikalen Auslenkung  $z$  zu:

$$\begin{aligned} {}_I \mathbf{r}_b &= \mathbf{A}_{IT} {}_T \mathbf{r}_b + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\varphi) & 0 & \sin(\varphi)\cos(\psi) \\ 0 & \cos(\psi) & -\sin(\psi)\cos(\varphi) \\ -\sin(\varphi) & \sin(\psi) & \cos(\varphi)\cos(\psi) \end{pmatrix} {}_T \mathbf{r}_b + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} x_b \cos(\varphi) + z_b \sin(\varphi)\cos(\psi) \\ y_b \cos(\psi) - z_b \sin(\psi)\cos(\varphi) \\ z - x_b \sin(\varphi) + y_b \sin(\psi) + z_b \cos(\varphi)\cos(\psi) \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.8)$$

$${}_I \mathbf{r}_{0/1} = \begin{pmatrix} x_{0/1} \cos(\varphi) + z_{0/1} \sin(\varphi)\cos(\psi) \\ y_{0/1} \cos(\psi) - z_{0/1} \sin(\psi)\cos(\varphi) \\ z - x_{0/1} \sin(\varphi) + y_{0/1} \sin(\psi) + z_{0/1} \cos(\varphi)\cos(\psi) \end{pmatrix}. \quad (3.9)$$

Mithilfe der Schwerpunktschwindigkeit  ${}_I \dot{\mathbf{r}}_b = d{}_I \mathbf{r}_b / dt$  und der Rotationsgeschwindigkeit des Torsos  ${}_T \boldsymbol{\omega}_b = \mathbf{A}_{IT}^T {}_I \boldsymbol{\omega}_b = \mathbf{A}_{IT}^T [\dot{\psi} \ \dot{\varphi} \ 0]^T$  kann die kinetische Energie  $E_{kin}$

$$E_{kin} = \underbrace{\frac{m}{2} {}_I \dot{\mathbf{r}}_b^T {}_I \dot{\mathbf{r}}_b}_{\text{Translatorischer Anteil}} + \underbrace{\frac{1}{2} {}_T \boldsymbol{\omega}_b^T \boldsymbol{\Theta}^S {}_T \boldsymbol{\omega}_b}_{\text{Rotatorischer Anteil}} \quad (3.10)$$

und die potentielle Energie  $E_{pot}$

$$E_{pot} = -m {}_I \mathbf{r}_b^T \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -g \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

formuliert werden. Die Generalisierung nichtkonservativer Fußkontaktkräfte – aus den einseitigen Feder-Dämpfer-Modellen  $F_{z,0/1}$  und zur Stabilisierung des reduzierten Modells  $T_{x/y,0/1}$  – führt zu:

$$\mathbf{Q}_{NK} = \begin{pmatrix} F_{z,0} + F_{z,1} \\ T_{x,0} + T_{x,1} + F_{z,0} {}_I r_{y,0} + F_{z,1} {}_I r_{y,1} \\ T_{y,0} + T_{y,1} - F_{z,0} {}_I r_{x,0} - F_{z,1} {}_I r_{x,1} \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

mit den einseitigen Feder-Dämpfer-Kräften  $F_{z,0/1}$ :

$$F_{z,0/1} = \begin{cases} -c \Delta z_{0/1} - d \dot{\Delta z}_{0/1}, & \Delta z_{0/1} < 0 \ \& \ \dot{\Delta z}_{0/1} < 0 \\ 0, & \text{sonst.} \end{cases} \quad (3.13)$$

und der Federauslenkung  $\Delta z_{0/1}$ :

$$\Delta z_{0/1} = {}_I r_{z,0/1} - Z, \quad (3.14)$$

darin ist  $Z$  die entspannte Federlänge (vgl. Tabelle 3.2).

Gleichungen (3.8) - (3.14) in den Lagrange-Formalismus Gleichung (3.7) eingesetzt und umgestellt führt zu BDGLs in Form eines Zustandsraummodells:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \boldsymbol{\lambda}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, F_{z,0/1}, \mathbf{T}_{0/1}) \quad (3.15)$$

mit der Massematrix  $\mathbf{M}$ , dem Kraftvektor  $\mathbf{h}$  und den Kontaktkräften  $\boldsymbol{\lambda}$ . Diese Gleichungen sind zur Vollständigkeit im Anhang A ausgeführt. Die Implementierung und Simulation des reduzierten Modells erfolgt mithilfe der Software *MATLAB*.

### 3.2.3 Verifikation des reduzierten Modells

Wittmann zeigt in [63] eine gute Übereinstimmung seines 2D-Modells mit den Resultaten der detaillierten MKS: beim *Laufen auf der Stelle* genügt das alleinige Berücksichtigen der Schwerpunktmasse, wohingegen die Fußmassen beim *Vorwärtslaufen* für eine verbesserte Genauigkeit sorgen [63]. Aufgrund des erhöhten Implementierungsaufwand sind die Fußmassen bei der Modellerstellung in 3D außer Acht gelassen worden. Da die MKS-Trajektoriengenerierung diesen Effekt berücksichtigt, sind die Auswirkungen für kleine Abweichungen der Fußbewegungen von ihren Sollbahnen als gering einzuschätzen. Dennoch vergleicht dieser Abschnitt Simulationsergebnisse fürs *Vorwärtslaufen* vom reduzierten Modell und vom detaillierten Modell der MKS.

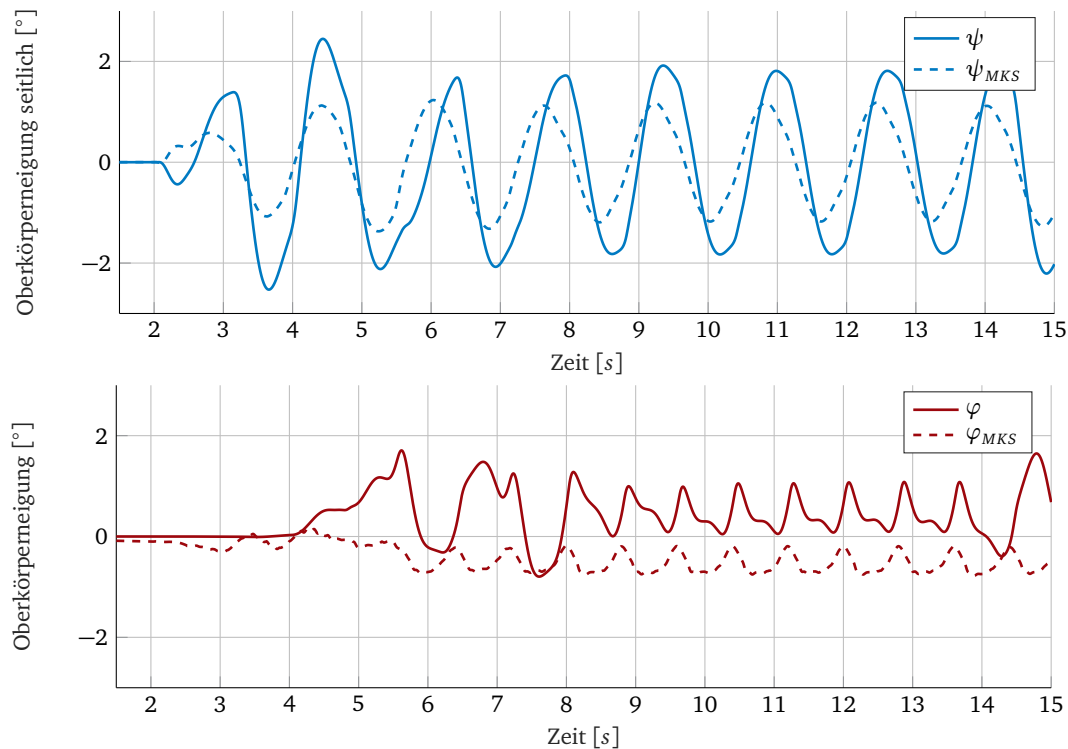
Grafik 3.6 stellt für beide Modelle die seitliche Oberkörperneigung  $\psi$  und die Neigung des Roboters in Laufrichtung  $\varphi$  dar. Die Winkelverläufe in Sagittalebene stimmen im Allgemeinen relativ gut überein, wobei eine leicht erhöhte maximale Amplitude beim reduzierten Modell auffällt. Auch der Phasenverlauf ist leicht versetzt. Dagegen sind die Verläufe in Frontalebene deutlich verschiedener. Zu Beginn – nach einer kurzen, ruhigen Anfangsphase im Stehen – macht LOLA zwei Schritte auf der Stelle, ohne sich nach vorne zu bewegen. Dabei verursachen sich bewegend Massen (z.B. Füße und Arme) Momente um die y-Achse, welche das reduzierte Modell nicht berücksichtigt. Aus diesem Grund führt der Beginn einer Laufs simulation zu relativ großen Abweichungen beider Modelle in dieser Richtung. Beim stationären Laufen dominiert die Bewegung des Schwerpunkts die Systemdynamik, weshalb ab etwa  $t = 8 \text{ sec}$  die Unterschiede deutlich abnehmen. Trotzdem sind auch beim stationären Laufen die maximalen Amplituden von  $\varphi$  etwas erhöht und der Phasenverlauf leicht versetzt. Zusätzlich dazu pendelt  $\varphi$  um einen Winkel von etwa  $+0,5^\circ$ , wohingegen  $\varphi_{MKS}$  um etwa  $-0,5^\circ$  oszilliert.

Dennoch weisen beide Modelle fürs ungestörte Laufen – vor allem beim stationären Laufprozess – eine starke Ähnlichkeit auf, weshalb diese Forschungsarbeit das reduzierte Modell als Basis zum Entwickeln neuer Stabilisierungskonzepte verwendet. Durch die größeren Winkelschwankungen ist das reduzierte Modell außerdem als *Worst-Case*-Abschätzung zu interpretieren.

Wie in Abschnitt 2.2 dargestellt, erweitert der DS während eines Laufzyklus die Beschränkungen zum Erzeugen eines stabilisierenden Rückstellmoments beträchtlich. Um dieses zusätzlich zur Verfügung stehende Moment möglichst effektiv einzusetzen, lohnt ein Blick auf die Kontaktmodelle der beiden Simulationen. Hierzu sind in Abb. 3.7 die Lastfaktoren und Normalkräfte für beide Kontaktmodelle dargestellt.

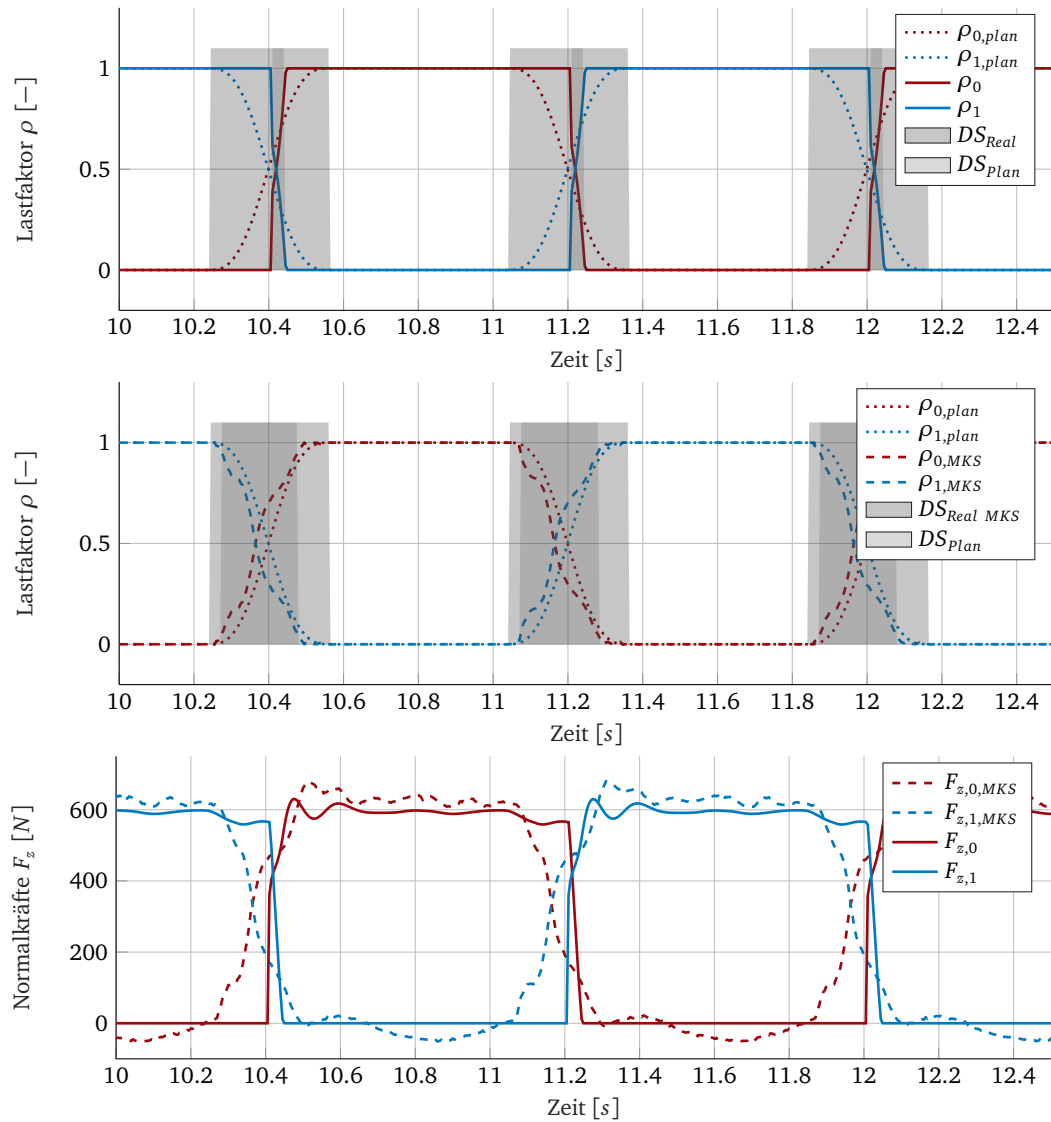
Sowohl MKS als auch die reduzierte Variante zeigen ähnliche maximale Normalkraftverläufe (unten), welche Werte um die 650 N erreichen. Beim SS des MKS-Modells nimmt der Fußsensor des





**Bild 3.6:** Vergleich von detaillierter Mehrkörpersimulation und vereinfachtem 3D-Modell für eine ungestörte Laufs simulation: Oberkörperneigung seitlich  $\psi$  (oben) und in Laufrichtung  $\varphi$  (unten) zeigen besonders beim stationären Laufzyklus (ab etwa  $t \approx 8$  sec) eine hohe Ähnlichkeit.

sich in der Luft bewegenden Beins Werte wahr, sodass auch negative Normalkräfte entstehen können. Dabei misst der Sensor vertikale Fußbeschleunigungen. Des weiteren unterscheiden sich beide Verläufe im Bereich des DS: der Fußwechsel von MKS erfolgt etwas früher. Der mittlere und obere Teil von Abb. 3.7 zeigen jeweils geplante und reale Lastfaktoren im Vergleich und heben die geplanten und realen DS hervor. Für beide Kontaktmodelle ist der reale DS kürzer als in der Planung angenommen, während der Unterschied beim reduzierten Modell mit  $DS_{Real}/DS_{Real\ MKS} \approx 0,15$  deutlich größer ist. Dieser Effekt wird im späteren Verlauf noch Auswirkungen auf die Implementierung der Kontaktkräfteverteilung haben.



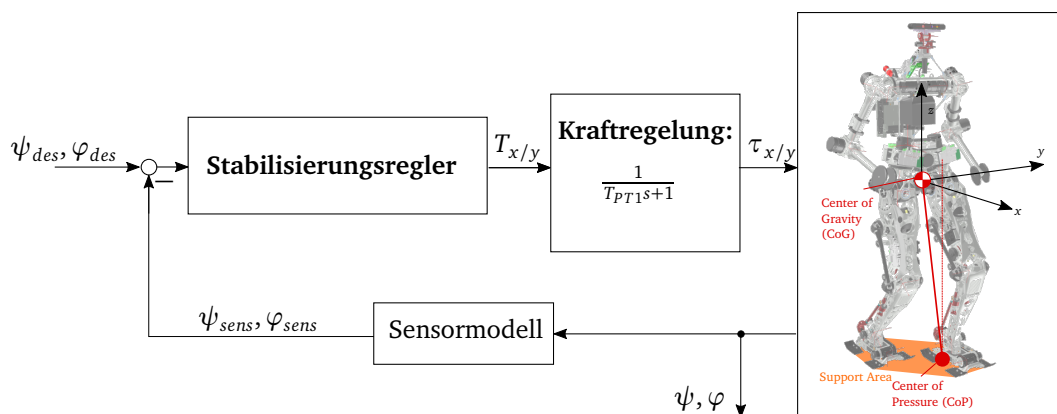
**Bild 3.7:** Kontaktmodelle der detaillierten Mehrkörpersimulation und des vereinfachten 3D-Modells für eine ungestörte Laufs simulation im Vergleich: geplante Lastfaktoren  $\rho_{i,plan}$  und reale Lastfaktoren des vereinfachten Modells  $\rho_i$  (oben), geplante Lastfaktoren  $\rho_{i,plan}$  und reale Lastfaktoren des MKS-Modells  $\rho_{i,MKS}$  (mittig) und Normalkräfte der beiden Simulationen (unten).

# Kapitel 4

## Stabilisierung des Oberkörpers

Die Stabilisierung der Oberkörperbewegung kann in guter Näherung durch ein inverses Pendel – CoG über CoP – beschrieben werden (vgl. Abschnitt 2.1). Die reduzierte Masse des CoGs (Masse:  $m$ , Massenträgheit:  $\Theta^S$ ) bewegt sich dabei im Abstand  $l = \|\mathbf{r}_{CoG\ CoP}\|_2$  über dem CoP um die instabile Ruhelage  $\psi = \varphi = 0^\circ$ . Dabei sind die Koppeleinträge des Trägheitstensors  $\Theta_{ij}^S$  für  $i \neq j$  im Vergleich zu den Hauptträgheiten  $\Theta_{ii}^S$  vernachlässigbar, was eine entkoppelte Betrachtung beider Richtungen rechtfertigt<sup>1</sup>. Abb. 4.1 zeigt das zur Auslegung des Reglers verwendete Signalflussbild mit LOLA als nichtlineares, inverses Pendel. Das IMU-Koordinatensystem ist so definiert, dass  $\psi_{des} = 90^\circ / \varphi_{des} = -90^\circ$  die aufrechte, instabile Ruhelage  $\psi = \varphi = 0^\circ$  beschreibt.

Der folgende Abschnitt leitet ein linearisierendes Regelgesetz *EA Lin* her und vergleicht die Systemdynamik des geschlossenen Regelkreises mit dem ursprünglich implementierten PD-Regler *PD*. Das PT1-Verhalten der Kraftregelung wird beim Herleiten dieses Regelgesetzes vernachlässigt. Zusätzlich zu *EA Lin* sind in Abschnitt 4.2 erweiterte Regelkonzepte ausgeführt, welche dieses verzögernde Verhalten mit einbeziehen.



**Bild 4.1:** Signalflussbild zur Auslegung des inertialen Stabilisierungsreglers: die Oberkörperneigung ist als nicht-lineares, inverses Pendel des CoG über dem CoP modelliert.

### 4.1 Ein-/Ausganglinearisierung

Die Herleitung des linearisierenden Regelgesetzes orientiert sich an [58]. Eine ausführlichere Beschreibung der Theorie zur Linearisierung nichtlinearer Systeme ist in [36] zu finden. Die Bewegungsgleichung eines inversen Pendels in der Ebene lässt sich mithilfe des Drallsatzes zu [17]:

<sup>1</sup>Die Regelgesetze werden exemplarisch für die Neigung in Laufrichtung  $\varphi$  hergeleitet.

$$\Theta \ddot{\varphi} - lmg \sin(\varphi) = T \quad (4.1)$$

herleiten, worin  $\Theta = m l^2 + \Theta_y^S = m \|r_{CoG CoP}\|_2^2 + \Theta_y^S$  das Trägheitsmoment um den CoP beschreibt. Durch Erweiterung des Systemzustands auf  $\mathbf{x} = [\varphi \ \dot{\varphi}]^T$  lässt sich die DGL auf ein System erster Ordnung mit dem Ausgang  $y = x_1 = \varphi$  reduzieren:

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dot{\varphi} \\ \ddot{\varphi} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_2 \\ \frac{lmg}{\Theta} \sin(x_1) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{\Theta} \end{pmatrix} T. \quad (4.2)$$

Die zeitlichen Ableitungen des Ausgangs bis zum erstmaligen Auftreten des Eingangs  $T$  führen zum Differenzegrad des Systems  $\delta = 2$ :

$$\begin{aligned} y &= x_1 \\ \dot{y} &= x_2 \\ \ddot{y} &= \frac{lmg}{\Theta} \sin(x_1) + \frac{1}{\Theta} T. \end{aligned} \quad (4.3)$$

Damit ist die gesamte Dynamik des Systems am Ausgang beobachtbar und auf die Stabilitätsanalyse der Nulldynamik kann verzichtet werden.

Setzt man den fiktiven Eingang  $v \stackrel{!}{=} \ddot{y}$  an, dann linearisiert

$$T = \Theta v - lmg \sin(x_1) \quad (4.4)$$

offensichtlich das nichtlineare System 4.2 zu:

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_2 \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} v. \quad (4.5)$$

Mithilfe des fiktiven Eingangs kann dem nichtlinearen System nun eine beliebige lineare Systemdynamik aufgeprägt werden. Die Zieldynamik wird zu

$$G(s) = \frac{Y(s)}{W(s)} = \frac{\alpha_1 s + \alpha_0}{s^2 + \alpha_1 s + \alpha_0} \bullet \circ \ddot{y} = \alpha_1 (\dot{w} - \dot{y}) + \alpha_0 (w - y) \stackrel{!}{=} v \quad (4.6)$$

gewählt, womit sich stationäre Genauigkeit gegenüber der Führungsgröße  $w(t) = \varphi_{des}$  einstellt<sup>2</sup>. Gleichungen (4.4), (4.3) und (4.6) kombiniert ergeben das Regelgesetz:

$$T = \Theta \alpha_1 (\dot{\varphi}_{des} - \dot{\varphi}) + \Theta \alpha_0 (\varphi_{des} - \varphi) - lmg \sin(\varphi) \quad (4.7)$$

Der entwickelte nichtlineare Stabilisierungsregler (4.7) kann als PD-Regler interpretiert werden, welcher die Nichtlinearität des Sinus-Terms aus dem System entfernt. Vor allem bei großen Auslenkungen bzw. beim Einnehmen von Oberkörperposen  $\psi_{des}$ ,  $\varphi_{des} \neq 0$  kann diese Kompensation von essentieller Bedeutung sein. Mithilfe der Parameter  $\alpha_0$  und  $\alpha_1$  sind die Verstärkungsfaktoren für Geschwindigkeit und Winkel variierbar. Die Pole des geschlossenen Regelkreises (Gleichung (4.6)) liegen für reelle, positive Parameter  $\alpha_{0/1}$  in der negativen Halbebene<sup>3</sup> und es folgt eine stabile Systemdynamik.

<sup>2</sup>Dies lässt sich leicht mit dem Endwertsatz der Laplace-Transformation für einen Einheitssprung  $\sigma(t)$  zeigen.

<sup>3</sup>Es sei hierbei auf die Bedingung des Hurwitzpolynoms verwiesen.

### Ursprünglicher PD-Regler und lineares inverses Pendel

Als Referenz soll in diesem Abschnitt die Systemdynamik des ursprünglichen Reglers  $PD$  in linearer Form hergeleitet werden:

Die Kleinwinkelnäherung  $\sin(\varphi) \approx \varphi$  angewendet auf das nichtlineare System 4.2 führt zum linearen Äquivalent:

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_2 \\ \frac{lmg}{\Theta} x_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{\Theta} \end{pmatrix} T \approx \begin{pmatrix} x_2 \\ 8,969x_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0,017 \end{pmatrix} T. \quad (4.8)$$

Dieser offene Regelkreis wird mit dem PD-Regler

$$T = K_{d,\varphi}(\dot{\varphi}_{des} - \dot{\varphi}) + K_{p,\varphi}(\varphi_{des} - \varphi) \quad (4.9)$$

geschlossen und es ergibt sich die Übertragungsfunktion des linearen Regelkreises:

$$G_{lin}(s) = \frac{\frac{K_{d,\varphi}}{\Theta} \left( \frac{K_{p,\varphi}}{K_{d,\varphi}} + s \right)}{s^2 + \frac{K_{d,\varphi}}{\Theta} s + \frac{1}{\Theta} (K_{p,\varphi} - lm g)} \quad (4.10)$$

Der Hebelarm ist mit  $l = \|\mathbf{r}_{CoG\ CoP}\|_2 \approx 0,9$  m abgeschätzt und die restlichen Werte sind Tabelle 3.2 bzw. 4.1 zu entnehmen.

### Vergleich von PD-Regler und Ein-/Ausgangslinearisierung

Beide geschlossene Regelkreise haben linearen PT2-Charakter und können damit anschaulich anhand der Pollage analysiert werden. Der auslenkungsproportionale Anteil von  $EA\ Lin\ \alpha_0$  ist verantwortlich für die *Eigenkreisfrequenz* des geregelten Systems  $\omega_0 = \sqrt{\alpha_0}$  und kann als künstliche Feder interpretiert werden, wohingegen die Geschwindigkeitsproportionalität dämpfenden Charakter besitzt und damit im Allgemeinen stabilisierend wirkt. Die relative Dämpfung  $\xi$  berechnet sich entsprechend:

$$\xi = \frac{\alpha_1}{2\sqrt{\alpha_0}}. \quad (4.11)$$

Um eine minimale Ausregelzeit anzusetzen wird die relative Dämpfung als  $\xi = 1$  gewählt. Damit bleibt lediglich der freie Parameter  $\omega_0$  übrig. Häufig wird alternativ dazu  $0,4 \leq \xi \leq 0,8$  als Zielbereich angesetzt und dadurch größere Überschwinger zugunsten einer höheren Dynamik in Kauf genommen [37].

Um optimale Werte für  $\omega_0$  zu finden, wird *ungestörtes Laufen* des reduzierten Modells unter Variieren der *Eigenkreisfrequenzen*  $\omega_{0,\psi/\varphi}$  simuliert und die Winkelverläufe unter Berücksichtigung der Stellgrößen verglichen. Dabei wird versucht, die maximale Auslenkungsdifferenz der unterschiedlichen Richtungen anzugleichen (vgl. Abb. 3.6). Tabelle 4.1 fasst die resultierenden Pollagen sowie weitere Reglerparameter zusammen. Aufgrund der gekoppelten Stellgrößenbeschränkung während eines DS ist die Parametervariation für beide Richtungen nicht unabhängig voneinander möglich (vgl. Kapitel 5).

Es gelten näherungsweise die Zusammenhänge

$$\begin{aligned} K_{\alpha_0} &= \Theta \alpha_0 + lm g \approx 60\alpha_0 + 537 \\ K_{\alpha_1} &= \Theta \alpha_1 \approx 60\alpha_1, \end{aligned} \quad (4.12)$$

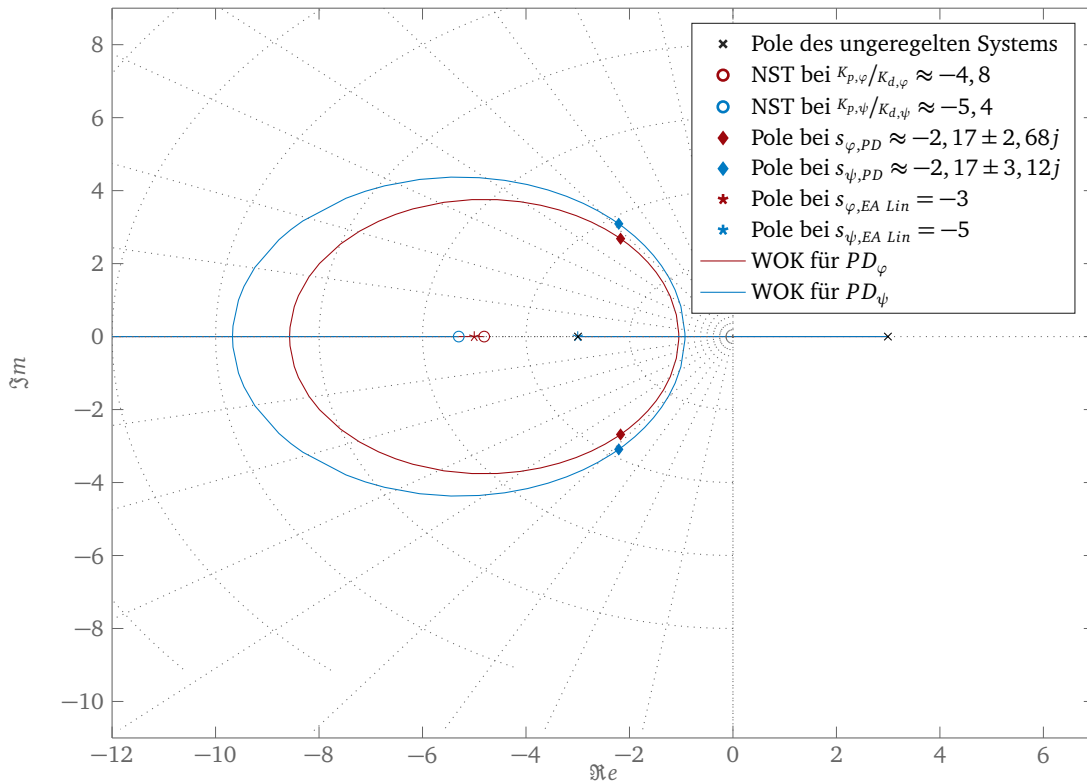
Parameter	Sagittalbewegung	Frontalbewegung
Lineares inverses Pendelmodell <i>PD</i>		
$\psi/\varphi$ -Verstärkung	$K_{p,\psi} = 1400$	$K_{p,\varphi} = 1250$
$\dot{\psi}/\dot{\varphi}$ -Verstärkung	$K_{d,\psi} = 260$	$K_{d,\varphi} = 260$
Pollage	$s_{1/2,\psi} = -2,17 \pm 3,12j$	$s_{1/2,\varphi} = -2,17 \pm 2,68j$
Relative Dämpfung	$\xi_{\psi} = 0,57$	$\xi_{\varphi} = 0,63$
Eigenkreisfrequenz	$\omega_{0,\psi} = 3,80 \text{ rad}$	$\omega_{0,\varphi} = 3,46 \text{ rad}$
Nichtlineares inverses Pendelmodell <i>EA Lin</i>		
$\psi/\varphi$ -Verstärkung	$\alpha_{0,\psi} = 25$	$\alpha_{0,\varphi} = 9$
$\dot{\psi}/\dot{\varphi}$ -Verstärkung	$\alpha_{1,\psi} = 10$	$\alpha_{1,\varphi} = 6$
Pollage	$s_{1/2,\psi} = -5$	$s_{1/2,\varphi} = -3$
Relative Dämpfung	$\xi_{\psi} = 1$	$\xi_{\varphi} = 1$
Eigenkreisfrequenz	$\omega_{0,\psi} = 5,00 \text{ rad}$	$\omega_{0,\varphi} = 3,00 \text{ rad}$

**Tabelle 4.1:** Zusammenfassung der Reglerparameter für den ursprünglichen PD-Regler und die Ein-Ausgangslinearisierung beider Richtungen

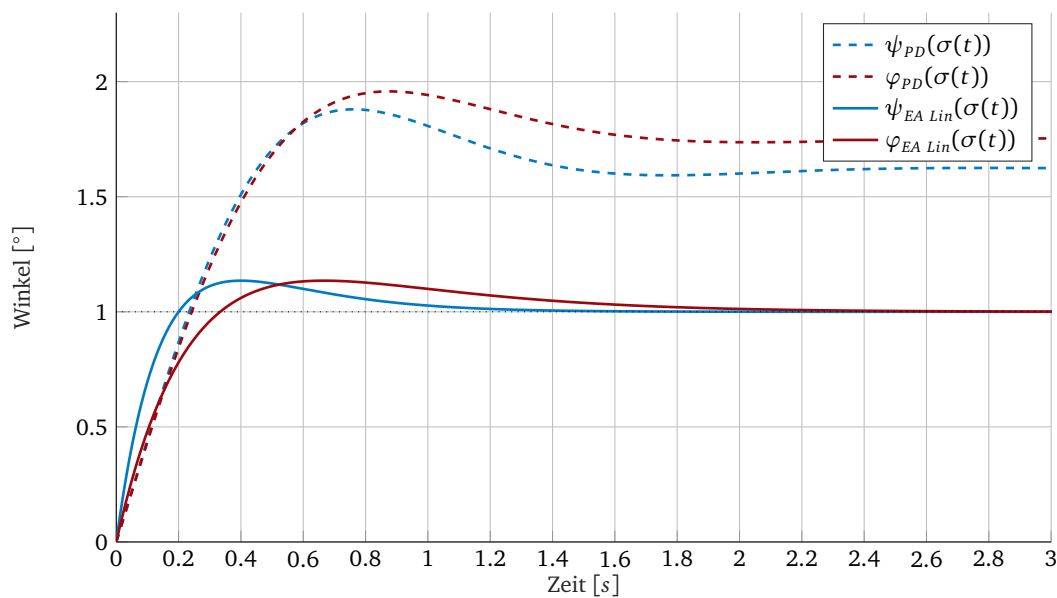
womit sich die  $\alpha$ -Faktoren mit den Verstärkungsfaktoren des linearen Modells leichter vergleichen lassen. Die Resultate der MKS konnten durch die Verschiebung der *EA Lin*-Pole von  $s_{1/2,\psi} = -5$  auf  $s_{1/2,\psi \text{ MKS}} = -7$  noch weiter verbessert werden, weshalb die Auswertung in Kapitel 7 darauf basiert.

Abb. 4.2 zeigt die Wurzelortskurven (WOKs) beider Richtungen des PD-geregelten, linearen, inversen Pendels und die zugehörigen Pole/Nullstellen. Zusätzlich dazu sind die Pole von *EA Lin* und des unregulierten Systems eingezeichnet. Ohne Stabilisierungsregelung besitzt das inverse Pendel jeweils einen Pol in linker und rechter Halbebene und ist demgemäß instabil. Durch Hinzufügen einer Nullstelle (NST) bei  $K_{p,\psi}/K_{d,\psi} \approx -4,8$  bzw. NST bei  $K_{p,\varphi}/K_{d,\varphi} \approx -5,4$  stabilisiert der PD-Regler das lineare System. Demgemäß liegen die Pole von *EA Lin* ebenfalls in der linken Halbebene. Die Wahl  $\xi_{EA \text{ Lin}} = 1$  führt dazu, dass die Pole von *EA Lin* für die zugehörigen Eigenkreisfrequenzen den maximalen möglichen Abstand zur imaginären Achse – dem Bereich der Instabilität – besitzen.

In Abb. 4.3 sind die Sprungfunktionen der verschiedenen geschlossenen Regelkreise dargestellt. Es fällt auf, dass aus *PD* eine stationäre Abweichung resultiert, wohingegen *EA Lin* zum Wert *Eins* konvergiert. Demnach ist der ursprüngliche PD-Regler nur bedingt zum Erreichen von Werten  $\psi_{des}/\varphi_{des} \neq 0$  geeignet. An dieser Stelle soll angemerkt werden, dass die stationäre Genauigkeit bzgl. des Führungsverhaltens keine konstanten Störungen mit einschließt. Hierzu muss die Strecke zwischen Soll-Istwert-Vergleich und Störeingriff integrierendes Verhalten – also einen Pol im Ursprung – aufweisen [14]. Das Erhöhen des Dämpfungswertes für *EA Lin* hat zur Folge, dass die PD-geregelte Frontalbewegung etwas agiler ist und damit  $\varphi_{PD}(\sigma(t))$  den Wert *Eins* früher erreicht als  $\varphi_{EA \text{ Lin}}(\sigma(t))$ .



**Bild 4.2:** Wurzelortskurve (WOK) vom PD-geregelten, inversen Pendelmodell mit eingezeichneten Polen der Ein-/Ausgangslinierung: das unregelte System besitzt einen Pol in der rechten Halbebene und muss demgemäß stabilisiert werden. Die relative Dämpfung von *EA Lin* ist wesentlich höher gewählt als  $\xi_{PD}$



**Bild 4.3:** Systemausgänge  $\psi_{PD}/\varphi_{PD}$  und  $\psi_{EA Lin}/\varphi_{EA Lin}$  für den Einheitssprung  $\sigma(t)$  als Systemeingang: *EA Lin* besitzt stationäre Genauigkeit bzgl. der Führungsgröße, wohingegen sich bei *PD* eine stationäre Abweichung einstellt. Die erhöhte relative Dämpfung bei *EA Lin* führt dazu, dass  $\varphi_{PD}(\sigma(t))$  den Wert *Eins* früher erreicht als  $\varphi_{EA Lin}(\sigma(t))$ .

## 4.2 Regelkonzepte mit Berücksichtigung der Kraftregelung

Neben der im vorherigen Abschnitt beschriebenen Stabilisierungsregelung, welche lediglich auf einem inversen Pendelmodell basiert, liegt es nahe, die PT1-Verzögerung der Kraftregelung mit in die Streckenmodellierung einzubeziehen. Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wurden diesbezüglich zwei erweiternde Regelungskonzepte hergeleitet und mithilfe des reduzierten Modells verifiziert, jedoch aufgrund der Verflechtung zweier Regelungsebenen nicht weitergehend analysiert. Dieser Abschnitt stellt beide Konzepte der Vollständigkeit halber vor.

Der Zustandsvektor erweitert sich dabei um die effektiven Rückstellmomente  $\tau$  zu

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} \varphi \\ \dot{\varphi} \\ \tau \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

und die Systemdarstellung ändert sich zu:

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \dot{\varphi} \\ \ddot{\varphi} \\ \dot{\tau} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_2 \\ \frac{lmg}{\Theta} \sin(x_1) + \frac{1}{\Theta} x_3 \\ -\frac{1}{T_{PT1}} x_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{T_{PT1}} \end{pmatrix} T. \quad (4.14)$$

Die Kraft/Momenten-Sensoren der FüÙe von LOLA ermöglichen das Messen der aktuellen Kontaktkräfte und damit die Berechnung des effektiven Moments bzw. des dritten Zustands  $\tau/x_3$ . An dieser Stelle soll darauf hingewiesen werden, dass sich das *gemessene*  $\tau_{sens}$  aus den geforderten Kontaktkräften des Reglers  $\tau_{con}$ , der Planung  $\tau_{plan}$  und äußeren Störungen  $\tau_{err}$  zusammensetzt:

$$\tau_{sens} = \tau_{con} + \tau_{plan} + \tau_{err} \rightarrow \tau_{sens} - \tau_{plan} = \tau_{con} + \tau_{err} = \tau. \quad (4.15)$$

Dieser Ansatz kann in Folge dessen als *Störgrößenaufschaltung* interpretiert werden. Alternativ hierzu ist das Berechnen von  $\tau$  – unter der Annahme einer perfekten PT1-Verzögerung – durch numerisches Lösen der DGL  $\tau + T_{PT1} \dot{\tau} = T$  möglich. Dieser Ansatz wurde auch zum Verifizieren der Konzepte mithilfe des reduzierten Modells verwendet.

Durch das Miteinbeziehen der FTS bewirkt die Konzepterweiterung eine Verflechtung von Stabilisierungsregelung und Kraftregelung, welche als nachteilig zu bewerten ist, da beide Regelungsebenen folglich nicht mehr unabhängig voneinander modifizierbar sind. Aus diesem Grund wurde auf eine detaillierte Analyse am reduzierten Modell und mithilfe der MKS verzichtet.

### 4.2.1 Erweiterte Ein-/Ausgangslinearisierung

Angelehnt an die Herleitung von *EA Lin*, berechnen sich die zeitlichen Ableitungen der Oberkörperneigung und der fiktive Eingang  $v$  zu:

$$\begin{aligned} y &= x_1 \\ \dot{y} &= x_2 \\ \ddot{y} &= \frac{lmg}{\Theta} \sin(x_1) + \frac{1}{\Theta} x_3 \\ v \stackrel{!}{=} \ddot{y} &= \frac{lmg}{\Theta} x_2 \cos(x_1) - \frac{1}{T_{PT1}(\Theta)} x_3 + \frac{1}{T_{PT1}(\Theta)} T. \end{aligned} \quad (4.16)$$



Damit entspricht die Differenzenordnung  $\delta = 3$  der Anzahl von Zuständen des Systems und Gleichung (4.14) besitzt keine Nulldynamik. Für die Zieldynamik

$$G(s) = \frac{Y(s)}{W(s)} = \frac{\alpha_2 s^2 + \alpha_1 s + \alpha_0}{s^3 + \alpha_2 s^2 + \alpha_1 s + \alpha_0} \quad \bullet \text{---} \circ \quad \ddot{y} = \alpha_2(\ddot{w} - \ddot{y}) + \alpha_1(\dot{w} - \dot{y}) + \alpha_0(w - y) \stackrel{!}{=} v \quad (4.17)$$

kann schließlich das Regelgesetz

$$T(\varphi, \dot{\varphi}, \tau) = \tau - T_{PT1} lmg \sin(\varphi) + \Theta T_{PT1} \alpha_2 \left( \ddot{\varphi}_{des} - \frac{lmg}{\Theta} \sin(\varphi) - \frac{1}{\Theta} \tau \right) \\ + \Theta T_{PT1} \alpha_1 (\dot{\varphi}_{des} - \dot{\varphi}) + \Theta T_{PT1} \alpha_0 (\varphi_{des} - \varphi) \quad (4.18)$$

formuliert werden. Zum Erreichen von Stabilität sind die Parameter  $\alpha_0$ ,  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  infolge der Hurwitzpolynom-Bedingungen positiv zu wahren und unterstehen des Weiteren der Ungleichung:

$$\alpha_1 \alpha_2 > \alpha_0. \quad (4.19)$$

#### 4.2.2 Zweistufige Backstepping-Regelung

Die Backstepping Methode basiert auf den energetischen Stabilisierungskonzepten von Ljapunow, welche [30] ausführlich beschreibt. Auf diesem Werk basiert auch die Herleitung des zweistufigen Backstepping-Regelgesetzes zum Stabilisieren der Strecke (4.14), welche in *Strict Feedback*-Form

$$\dot{x} = \underbrace{0}_{f_0(x)} + \underbrace{1}_{g_0(x)} z_1 \\ \dot{z}_1 = \underbrace{\frac{lmg}{\Theta} \sin(x)}_{f_1(x, z_1)} + \underbrace{\frac{1}{\Theta}}_{g_1(x, z_1)} z_2 \\ \dot{z}_2 = -\underbrace{\frac{1}{T_{PT1}}}_{f_2(x, z_1, z_2)} z_2 + \underbrace{\frac{1}{T_{PT1}}}_{g_2(x, z_1, z_2)} T \\ \text{mit } x = \varphi. \quad (4.20)$$

umgeschrieben werden kann. Der Grundgedanke beim Backstepping liegt darin, ein Ljapunow-stabiles Regelgesetz für  $z_1 = \phi_0$  – wobei es sich offensichtlich nicht um eine *reale* Stellgröße des Systems handelt – zu entwerfen und dieses sukzessive in eine *höhere* Ebene bzw. vor die Integratoren zu verschieben.

Das fiktive Regelgesetz  $\phi_0 = -k_\varphi x$  stabilisiert die Gleichgewichtslage  $\varphi = 0^\circ$  asymptotisch, da die zeitliche Ableitung der Ljapunow-Funktion  $V_0 = 1/2x^2$  ausschließlich negative Werte – abgesehen vom Gleichgewicht selbst – annehmen kann<sup>4</sup>:

$$\dot{V}_0 = x\dot{x} = x\phi_0 = \underbrace{-k_\varphi x^2}_{<0 \quad \forall x \neq 0}. \quad (4.21)$$

<sup>4</sup>Weiterführende Informationen bzgl. der Stabilitätsanalyse nach Ljapunow sind beispielsweise in [30] und [55] zu finden.

Das zweite fiktive Regelgesetz  $\phi_1(x, z_1)$ , welches zum Sicherstellen von  $z_1 = \phi_0$  dient, und die zugehörige Ljapunow-Funktion  $V_1(x, z_1)$  berechnen sich nach [30] zu:

$$\begin{aligned}\phi_1(x, z_1) &= \frac{1}{g_1} \left[ \frac{\partial \phi_0}{\partial x} (f_0 + g_0 z_1) - \frac{\partial V_0}{\partial x} g_0 - k_1 (z_1 - \phi_0) - f_1 \right] \\ &= -lmg \sin(x) - \Theta \left( \frac{1}{k_\varphi} + k_1 \right) (z_1 + k_\varphi x), \quad k_1 > 0 \\ V_1(x, z_1) &= V_0(x) + \frac{1}{2} (z_1 - \phi_0(x))^2 \\ &= \frac{1}{2} x^2 + \frac{1}{2} (z_1 + k_\varphi x)^2.\end{aligned}\tag{4.22}$$

Um das Regelgesetz für die *reale* Stellgröße  $T$  zu erhalten, wird in analoger Weise vorgegangen und es ergibt sich:

$$\begin{aligned}T(x, z_1, z_2) &= \frac{1}{g_2} \left[ \frac{\partial \phi_1}{\partial x} (f_0 + g_0 z_1) + \frac{\partial \phi_1}{\partial z_1} (f_1 + g_1 z_2) - \frac{\partial V_1}{\partial z_1} g_1 - k_2 (z_2 - \phi_1) - f_2 \right] \\ &= z_2 - T_{PT1} \left\{ k_2 \left[ z_2 + lmg \sin(x) + \Theta \left( \frac{1}{k_\varphi} + k_1 \right) (z_1 + k_\varphi x) \right] \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{\Theta} (z_1 + k_\varphi x) + lmg z_1 \cos(x) \right. \\ &\quad \left. + \left( \frac{1}{k_\varphi} + k_1 \right) (lmg \sin(x) + z_2 + \Theta z_1 k_\varphi) \right\}, \quad k_1, k_2 > 0,\end{aligned}\tag{4.23}$$

beziehungsweise ausgedrückt durch den Winkel  $\varphi$ , die Winkelgeschwindigkeit  $\dot{\varphi}$  und das effektive Moment  $\tau$ :

$$\begin{aligned}T(\varphi, \dot{\varphi}, \tau) &= \tau - T_{PT1} \left\{ k_2 \left[ \tau + lmg \sin(\varphi) + \Theta \left( \frac{1}{k_\varphi} + k_1 \right) (\dot{\varphi} + k_\varphi \varphi) \right] \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{\Theta} (\dot{\varphi} + k_\varphi \varphi) + lmg \dot{\varphi} \cos(\varphi) \right. \\ &\quad \left. + \left( \frac{1}{k_\varphi} + k_1 \right) (lmg \sin(\varphi) + \tau + \Theta \dot{\varphi} k_\varphi) \right\}, \quad k_1, k_2 > 0.\end{aligned}\tag{4.24}$$

Die Parameter  $k_\varphi$ ,  $k_1$  und  $k_2$  dienen zur Steuerung der Agilität vom Backstepping-Regelgesetz. Für Stabilität sind diese positiv zu wählen.

## Kapitel 5

### Optimierung der Kontaktkräfteverteilung

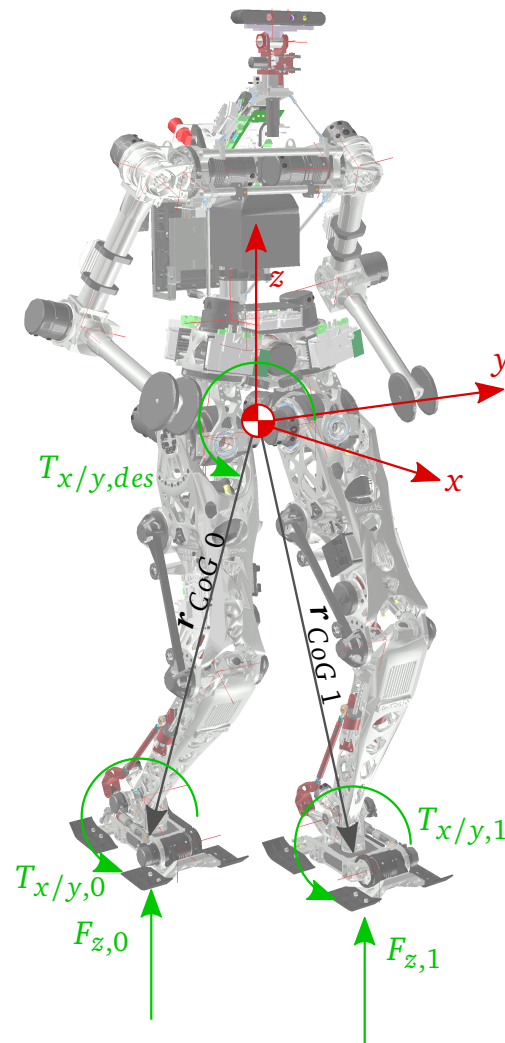
Die Aufgabe der Kräfteverteilung entspricht dem effizienten Verteilen des, von der inertialen Stabilisierung berechneten, Rückstellmoments  $T_{x/y,des}$ , sodass die darunter liegende *Hybride Kraft/Position Regelung* ein resultierendes Rückstellmoment  $\tau = \tau_{F_z} + \tau_{Feet}$  erzielen kann (vgl. Abb. 3.3). Dieses Redundanzproblem veranschaulicht Abb. 5.1, worin LOLA in DS Stellung mit den zur Verfügung stehenden Kontaktkräften gezeigt wird. Zum Erzeugen eines stabilisierenden Moments um den Schwerpunkt  $T_{x/y,des}$ , können einerseits die Fußmomente  $T_{Feet} = T_0 + T_1$  verwendet und andererseits die Normalkräfte  $F_{z,0}/F_{z,1}$  variiert werden. Die Variation von  $F_{z,0/1}$  ermöglicht – mit den entsprechenden Hebelarmen  $r_{CoG\ 0/1}$  – kurzzeitig eine rasante Ausweitung der Stellgrößenbeschränkung. Tabelle 5.1 fasst die Limitierungen der Fußmomente zusammen und zeigt exemplarische Grenzwerte für  $\tau_{F_z}$ <sup>1</sup>. Als Negativeffekt bewirkt diese Modifikation eine Koppelung der ansonsten weitgehend unabhängigen Richtungen der Sagittal- und Frontalbewegung.

Momentenbeschränkung	Untere Grenze	Obere Grenze
Fußmoment um die x-Achse $T_{x,Feet}$	–55 Nm	55 Nm
Fußmoment um die y-Achse $T_{y,Feet}$	–62 Nm	80 Nm
Resultierendes Moment der Normalkräfte um die x-Achse $\tau_{x,F_z}$	–82,5 Nm	82,5 Nm
Resultierendes Moment der Normalkräfte um die y-Achse $\tau_{y,F_z}$	–120 Nm	120 Nm

**Tabelle 5.1:** Stellgrößenbeschränkungen für Fußmomente und Normalkräfte: während dem DS kann durch Variation der Normalkräfte eine rasante Ausweitung der Limits erzielt werden. Die Beschränkungen für  $\tau_{F_z}$  sind exemplarisch, da deren Werte beim DS variabel verlaufen.

Im Rahmen dieser Forschungsarbeit werden insgesamt zwei entwickelte Verteilungskonzepte vorgestellt und mit der bestehenden Distribution *HEUR* verglichen. Eines der beiden Konzepte basiert grundsätzlich auf dem ursprünglichen Modell, bei welchem lediglich zwei Verteilungseigenschaften modifiziert wurden. Dadurch verringert sich die Oberkörperneigung merklich. Dieses Konzept wird im weiteren Verlauf mit *HEUR MOD* bezeichnet und im folgenden Abschnitt ausführlich beschrieben. Im Anschluss daran ist das Verteilungsproblem als beschränktes Optimierungsproblem formuliert und entsprechende Lösungsstrategien werden präsentiert (Bezeichnung dieses Konzepts: *OPT*).

<sup>1</sup>Die Grenzen für  $\tau_{F_z}$  ändern sich im Verlauf des DS. Diese Werte gelten für einen DS mit gleich verteilten Fußkräften  $F_{z,0} = F_{z,1} = m \cdot g/2 \approx 300\text{ N}$  und einer Schrittweite von  $r_{0,1} = [0,4\ 0,275\ 0]^T\text{ m}$ .



**Bild 5.1:** LOLA in DS Stellung mit eingezeichneten Kontaktkräften: um ein stabilisierendes Moment um den Schwerpunkt  $T_{x/y,des}$  zu erzeugen, steht sowohl das Moment der Fußgelenke  $T_{Feet} = T_0 + T_1$  als auch die Variation der Normalkräfte  $F_{z,0}/F_{z,1}$  mit entsprechendem Hebelarm  $r_{CoG 0/1}$  zur Verfügung.

## 5.1 Normalkraft-Modifikation unter Berücksichtigung des realen Kontaktzustands

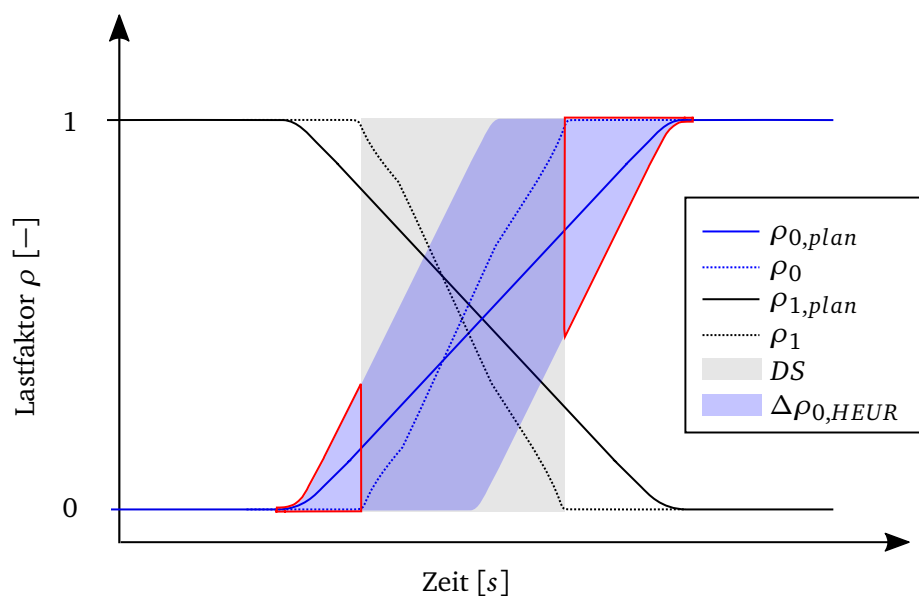
Eine ausführliche Darstellung von *HEUR* ist in [2] Abschnitt 5.2 zu finden. Grundsätzlich handelt es sich dabei um einen heuristischen Ansatz der, um ein Moment  $T_{x/y,des}$  zu erzeugen, während einer Double Support Phase in erster Linie die Normalkraftvariation  $\Delta F_z$  nutzt und Fußmomente erst dann verwendet, wenn das geforderte Moment dadurch nicht vollständig erreicht werden kann. Großen Einfluss auf die Effizienz dieses Konzepts hat die Wahl der Beschränkungen für  $\Delta F_z$ . In erster Linie sind keine Werte für  $\Delta F_z$  zulässig, welche zum Lösen eines Fußkontakts

führen. Darüber hinaus begrenzt  $HEUR$   $\Delta F_z$  symmetrisch um den geplanten Normalkraftverlauf, sodass sich der blau markierte Variationsbereich in Abb. 5.2 ergibt. Die Normalkraftlimitierung  $\Delta F_{z,min} \leq \Delta F_z \leq \Delta F_{z,max}$  ist berechenbar durch (vgl. [2]):

$$\begin{aligned} \Delta F_{z,min} &= \max(-\rho_{0,plan} F_{z,ges}, -\rho_{1,plan} F_{z,ges}) \\ \Delta F_{z,max} &= \min(\rho_{0,plan} F_{z,ges}, \rho_{1,plan} F_{z,ges}) \end{aligned} \quad (5.1)$$

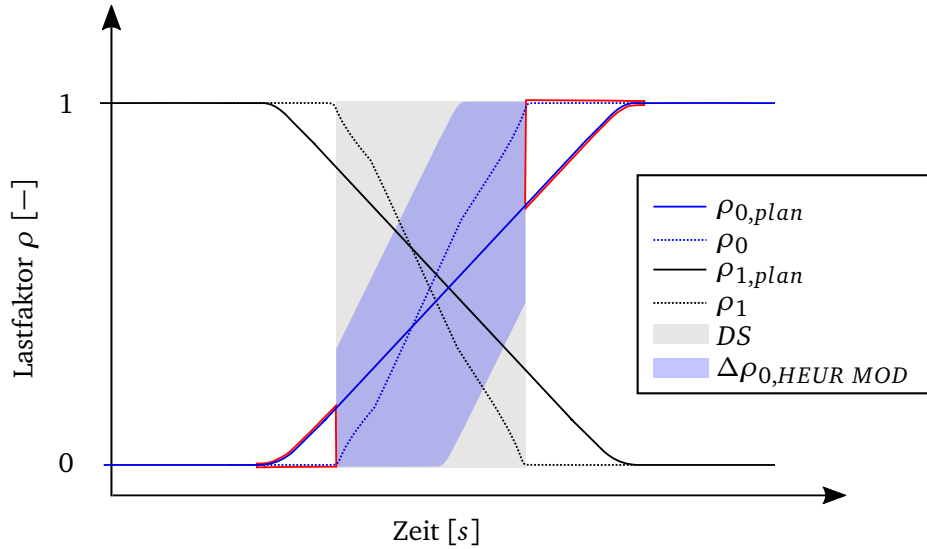
worin  $F_{z,ges}$  die vertikale, auf den Schwerpunkt wirkende Kraft darstellt. Dies führt dazu, dass  $HEUR$  lediglich für  $\rho_{0,plan} = \rho_{1,plan} = 0,5$  den gesamten Stellgrößenbereich ausnutzt. Es ist anzunehmen, dass durch die Erweiterung dieses Bereichs eine höhere Stabilisierungsgüte erzielt werden kann. Als weiteren Kritikpunkt in diesem Zusammenhang ist die Nichtberücksichtigung der Richtungskoppelung zu nennen: im Allgemeinen entstehen durch ein Variieren von  $F_z$  Momente sowohl in Sagittal- als auch in Frontalebene, welche die Fußgelenke egalisieren. Nicht berücksichtigt wird dabei ein Überschreiten der Fußmomentlimitierungen.

Als Hauptelement der modifizierten Heuristik bezieht  $HEUR MOD$  den realen Kontaktzustand in die Berechnung der Normalkraftlimitierungen  $\Delta F_{z,max}$  und  $\Delta F_{z,min}$  mit ein. Um sicher zu stellen, dass ein Fuß auch definitiv Bodenkontakt besitzt, werden bei der Limitberechnung die Kontaktsensoren beider Füße miteinbezogen (vgl. Abb. 3.7). Um die Auswirkungen dieser Abwandlung zu demonstrieren, zeigen Abb. 5.2 und Abb. 5.3 jeweils schematisch die Normalkraftlimitierungen für  $HEUR$  und  $HEUR MOD$  in Lastfaktorform. Neben den geplanten und realen Lastfaktoren sind realer DS und verfügbarer Modifikationsbereich  $\Delta\rho_0$  des rechten Fußes skizziert. Während  $\Delta\rho_{0,HEUR}$  über die Grenzen der Double Support Phase hinaus ragt (rote Markierung in Abb. 5.2), wird bei  $HEUR MOD$  dieser Bereich erst für ein sicheres Aufsetzen beider Füße freigegeben.



**Bild 5.2:** Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für  $HEUR$ .  $\Delta\rho_{0,HEUR}$  kennzeichnet den zulässigen Variationsbereich. Der rot markierte Bereich zeigt Planungsfehler zwischen  $\rho$  und  $\rho_{plan}$ , welche sich auf die Kontaktkräfteverteilung  $HEUR$  auswirken können: die Verteilung modifiziert die Normalkräfte – unter Vernachlässigung der Fußmomente – obwohl der SS hierfür keine Spielraum bietet.

Der nicht realisierbare Abschnitt von  $\Delta\rho$  führt zur Ineffizienz der Kräfteverteilung, besonders dann, wenn beim *Tritt ins Leere* mit einem zu frühen Bodenkontakt geplant wird. Im Hinblick darauf entsteht eine Fehlverteilung mit Vernachlässigung der Fußmomente, weshalb zukünftig



**Bild 5.3:** Schematische Darstellung der Normkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für *HEUR MOD*.  $\Delta\rho_{0,HEUR MOD}$  kennzeichnet den zulässigen Variationsbereich: Beschränkung des Bereichs für *HEUR MOD*  $\Delta\rho_{0,HEUR MOD}$  auf den realen DS. Trotzdem resultieren aus der Differenz zwischen  $\rho$  und  $\rho_{plan}$  Planungsfehler.

Verteilungsfehler, welche auf diesen Effekt zurückzuführen sind, als *Planungsfehler* bezeichnet werden. Da auch *HEUR MOD* auf dem geplanten Normkraftverlauf basiert, entstehen bei diesem Konzept ebenfalls – wenn auch deutlich geringere – Planungsfehler (rote Markierung in Abb. 5.3). Diesbezüglich ist auch die alleinige Verwendung der realen Lastfaktoren denkbar (für eine schematische Darstellung dieses Ansatzes siehe Abb. D.1). Dabei sind ebenfalls die Zustände der Kontaktschalter mit einzubeziehen, um sicher zu gehen, dass während einer Flugphase (SS) gemessene Beschleunigungskräfte die realen Werte nicht verfälschen.

Die zweite Veränderung von *HEUR MOD* gegenüber *HEUR* betrifft die Aufteilung des Fußmoments auf beide Füße: im Gegensatz zur ursprünglichen Methode, welche das Fußmoment entsprechend der geplanten Lastfaktoren verteilt:

$$\begin{aligned} T_0 &= \rho_{0,plan} T_{Feet} \\ T_1 &= \rho_{1,plan} T_{Feet} \end{aligned} \quad (5.2)$$

verwendet *HEUR MOD* optimierte Lastfaktoren  $\rho^*$ , welche die Variation der Normalkräfte berücksichtigen:

$$\begin{aligned} T_0 &= \rho_0^* T_{Feet} \\ T_1 &= \rho_1^* T_{Feet}. \end{aligned} \quad (5.3)$$

$\rho^*$  berechnet sich auf Grundlage der Normalkräfte nach Kontaktkraftverteilung  $F_{z,0/1}^*$  (hier: nach der Normalkraftvariation  $\Delta F_z$ ):

$$\begin{aligned} \rho_{0/1}^* &= \frac{F_{z,0/1}^*}{F_{z,0}^* + F_{z,1}^*} \\ \text{mit } F_{z,0}^* &= \rho_{0,plan} F_{z,ges} + \Delta F_z \\ F_{z,1}^* &= \rho_{1,plan} F_{z,ges} - \Delta F_z. \end{aligned} \quad (5.4)$$

Da Kraft- und Momentenregelung ein ähnliches Übertragungsverhalten aufweisen (vgl. Abschnitt 3.2.1), erhöht diese Modifikation die Effizienz der Verteilung.

## 5.2 Optimierte Kontaktkräfteverteilung durch die gewichtete Verwendung von Fußmomenten und Normalkräften

Die Optimierung der Kontaktkräfte *OPT* versucht den erwähnten Kritikpunkten von *HEUR* durch folgende Ansätze entgegen zu wirken:

- ◊ Erweiterung von Stellgrößenbeschränkungen auf den gesamten realen DS
- ◊ Berücksichtigung der Richtungskoppelung, welche die Variation von  $\Delta F_z$  hervorruft
- ◊ Effizientes Erzielen der resultierenden Kontaktmomente  $\tau = \tau_{F_z} + \tau_{Feet}$  durch gleichmäßiges Berücksichtigen von Normalkraftvariation und Fußmomente.

Ein statisches, nichtlineares, beschränktes Optimierungsproblem kann laut [16] beschrieben werden durch:

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^n} f(\mathbf{x}) \\ \text{u. d. Nb. } g_i(\mathbf{x}) = 0, \quad i = 1, \dots, p \\ h_i(\mathbf{x}) \leq 0, \quad i = 1, \dots, q. \end{aligned} \quad (5.5)$$

Die  $n$ -dimensionale Lösung dieser Problemstellung  $\mathbf{x}^* \in \mathbb{R}^n$  minimiert die Kostenfunktion  $f(\mathbf{x})$  unter Einhaltung der  $p$  Gleichheitsbedingungen  $g_i(\mathbf{x}) = 0$  und den  $q$  Beschränkungslimitierungen  $h_i(\mathbf{x}) \leq 0$ . Die Beschränkungsqualifikation setzt zur Lösbarkeit des Problems, lineare Unabhängigkeit von Gradienten aktiver Ungleichheitsbeschränkungen und der Gleichheitsbedingungen voraus. Als aktiv gelten alle Ungleichheitsbedingungen, für welche  $h_i(\mathbf{x}) = 0$  gilt. Entsprechend dürfen an einem Punkt  $\mathbf{x}$  lediglich  $n - p$  Ungleichungen aktiv sein. Ist diese Bedingung für einen Punkt  $\mathbf{x}$  nicht erfüllt, so ist das Optimierungsproblem durch die Nebenbedingungen an diesem Punkt überbestimmt. [16].

Eine analytische Lösung eines solchen nichtlinearen Problems ist häufig nicht möglich, weshalb meist eine numerische Methode eingesetzt wird [1]. Heutzutage existieren zum Lösen verschiedenster Optimierungsprobleme eine Vielzahl numerischer Algorithmen, welche beispielsweise [46] ausführlich zusammenfasst und beschreibt. Um ein beschränktes, nichtlineares Problem wie Gleichung (5.5) zu lösen, hat sich insbesondere die *Sequentielle Quadratische Programmierung (SQP)* als effektiv herauskristallisiert [46], [16], [1]. Dabei löst SQP am aktuellen Punkt  $\mathbf{x}^k$  eine lineare Approximation des originalen Problems und berechnet abhängig von dieser Lösung  $\mathbf{s}^k$  mit der Schrittweite  $\alpha^k$  einen neuen Punkt  $\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k + \alpha^k \mathbf{s}^k$  [16]. Dieser Prozess wird iterativ wiederholt und die exakte Lösung  $\mathbf{x}^*$  numerisch angenähert.

### 5.2.1 Redundanz der Kontaktkräfte als Optimierungsproblem

Um ein stabilisierendes Moment um den CoG zu erzeugen, stehen Normalkräfte beider Füße und Momente der Fußgelenke zur Verfügung (vgl. Abb. 5.1). Auf das Differenzieren von Fußmomenten unterschiedlicher Füße wird zur Reduzierung der Zustandsordnung verzichtet. Diese werden nach der Optimierung entsprechend den optimierten Lastfaktoren (vgl. Gleichung (5.3)) verteilt.  $\mathbf{x}$  fasst die resultierenden vier Zustände zusammen:

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} F_{z,0} \\ F_{z,1} \\ T_{x,Feet} \\ T_{y,Feet} \end{pmatrix}. \quad (5.6)$$

Bei dieser Gelegenheit soll darüber hinaus angemerkt werden, dass auch die Fußkräfte in Kontaktebene einen Hebelarm zum Schwerpunkt besitzen und dadurch ein Moment um den CoG

hervorrufen können (vgl. [57]). Um die Komplexität des Optimierungsproblems gering zu halten und eine zufriedenstellende Lösung in Echtzeit zu generieren, wird an dieser Stelle bewusst auf diesen Stabilisierungseinfluss verzichtet, da die Wirkung beim Laufen tendenziell von geringer Bedeutung ist.

### Gleichheitsbedingungen

Das aus  $\mathbf{x}$  um den CoG resultierende Moment muss den geforderten Stellgrößen  $T_{des}$  entsprechen. Zusätzlich dazu nehmen beide FüÙe summiert, die Vertikalkomponente, der auf den Schwerpunkt wirkenden Kraft  $F_{z,ges}$ , auf. Diese setzt sich hauptsächlich aus Gravitation und Trägheit zusammen. Daraus lassen sich drei Gleichheitsbedingungen formulieren:

$$g_1(\mathbf{x}) = T_{x,Feet} + r_{y,CoG0} F_{z,0} + r_{y,CoG1} F_{z,1} - T_{x,des} = 0 \quad (5.7)$$

$$g_2(\mathbf{x}) = T_{y,Feet} - r_{x,CoG0} F_{z,0} - r_{x,CoG1} F_{z,1} - T_{y,des} = 0 \quad (5.8)$$

$$g_3(\mathbf{x}) = F_{z,0} + F_{z,1} - F_{ges} = 0 \quad (5.9)$$

### Ungleichheitsbedingungen

Die Fußmomente sind durch die Leistung der Motoren beschränkt (vgl. Tabelle 5.1), wohingegen beim DS das Verlieren eines Bodenkontakts die zulässigen Normalkräfte limitiert  $0 \leq F_{z,0/1} \leq F_{z,ges}$ . Das führt zu den folgenden Beschränkungen während eines realen DS:

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ T_{x,Feet,min} \\ T_{y,Feet,min} \end{pmatrix} \leq \mathbf{x} \leq \begin{pmatrix} F_{z,ges} \\ F_{z,ges} \\ T_{x,Feet,max} \\ T_{y,Feet,max} \end{pmatrix}, \quad (5.10)$$

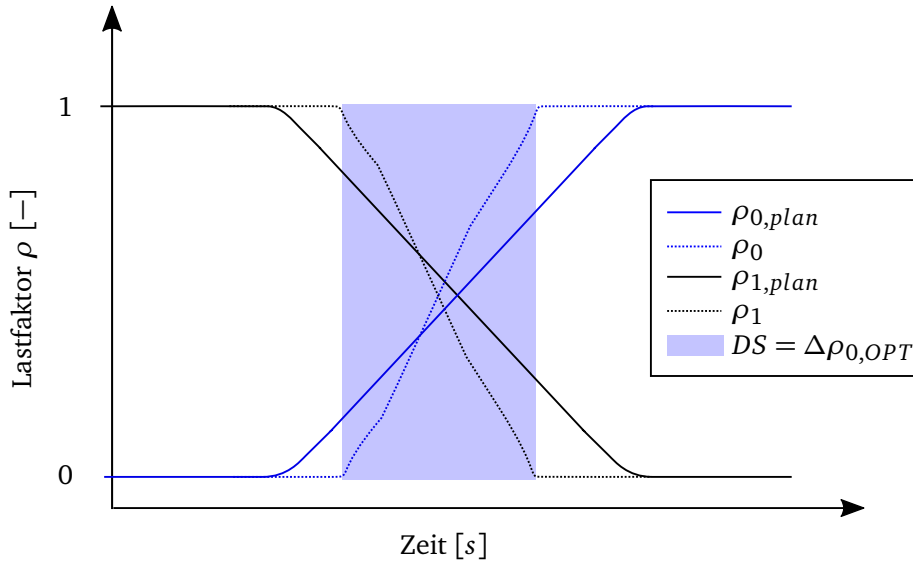
welche sich leicht durch acht Ungleichungen der Form  $h_i(\mathbf{x}) \leq 0$  ausdrücken lassen. Zur Berechnung der Fußgelenkmomente während eines SS werden beim Abheben eines Fußes die Normalkraftgrenzen entsprechend angepasst, sodass die Grundstruktur des Optimierungsproblems weiter verwendet werden kann, obwohl offensichtlich kein Optimierungspotential mehr besteht. Hinsichtlich der Rechenlast ist dies nicht die Ideallösung.

Analog zu den bereits dargestellten Normalkraftlimitierungen von *HEUR* und *HEUR MOD* (vgl. Abb. 5.2 und 5.3) zeigt Abb. 5.4 die der Optimierung. Grundsätzlich ist die Idee zum Erzielen einer bestmöglichen Stabilisierungswirkung, den maximal verfügbaren Bereich vollständig auszunutzen. Bei der Informationsverwendung bzgl. eines *realen* DS, können Planungsfehler grundsätzlich komplett eliminiert werden (vgl. Abschnitt 5.1). Trotzdem zeigen Resultate der MKS, dass eine Beschränkung des Normalkraftbereichs um die geplanten Kräfte  $F_{z,0/1,plan}$  zu geringeren Neigungsfehlern führen (vgl. Abschnitt 7.2).

Grund hierfür ist die unberücksichtigte Systemträgheit bei *OPT*: die Optimierung verteilt zur Verfügung stehende Kontaktkräfte entsprechend den geforderten Rückstellmomenten  $T_{des,optim}$ , wodurch die geplanten Normalkräfte  $F_{z,plan}$  unberücksichtigt bleiben. Im Gegensatz dazu nutzen *HEUR* und *HEUR MOD* diese Kräfte als Grundlage für die Verteilung und schränken die maximale Normalkraftvariation mittels  $\rho_{0/1,plan}$  ein. Besonders bei einer langsamen Kraftregelung



kann dieser Unterschied entscheidend auf die Effizienz des Verteilungskonzepts einwirken. Infolge dessen verwendet das MKS-Optimierungsproblem eine Kompromisslösung aus Abb. 5.3 und 5.4.



**Bild 5.4:** Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform für *OPT*.  $\Delta\rho_{0,OPT}$  kennzeichnet den zulässigen Variationsbereich: durch das alleinige Berücksichtigen des realen DS bei der Limitberechnung können Planungsfehler eliminiert werden.

### Kostenfunktion

Neben dem Ziel, Fußmomente und Normalkräfte möglichst effektiv einzusetzen, setzt sich die zu minimierende Kostenfunktion  $f(\mathbf{x})$  aus weiteren Termen zusammen, die im Folgenden ausgeführt sind:

$$\begin{aligned}
 f(\mathbf{x}) = & c_{T_x} \underbrace{(g_1^2 + T_{PT1,Feet} T_{x,Feet}^2 + T_{PT1,F_z} T_{x,F_z}^2)}_{\alpha(\mathbf{x})} + c_{T_y} \underbrace{(g_2^2 + T_{PT1,Feet} T_{y,Feet}^2 + T_{PT1,F_z} T_{y,F_z}^2)}_{\beta(\mathbf{x})} + \\
 & \underbrace{\frac{F_{tan,0}}{n} \max(0, F_{tan,0} - p \mu F_{z,0})^n + \frac{F_{tan,1}}{n} \max(0, F_{tan,1} - p \mu F_{z,1})^n}_{\gamma(\mathbf{x})} \\
 \text{mit } & T_{x,F_z} = r_{y,CoG0} F_{z,0} + r_{y,CoG1} F_{z,1} \\
 & T_{y,F_z} = -r_{x,CoG0} F_{z,0} - r_{x,CoG1} F_{z,1}
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

Die Funktionsterme  $\alpha(\mathbf{x})$  bzw.  $\beta(\mathbf{x})$  kennzeichnen Kostenanteile der Momente in x- bzw. y-Richtung, welche entsprechend der Kostenfaktoren<sup>2</sup>  $c_{T_x}$  bzw.  $c_{T_y}$  (Standardwerte:  $c_{T_x} = c_{T_y} = 1$ ) in  $f(\mathbf{x})$  einfließen. Die Regelabweichungen  $g_1$  und  $g_2$  sind lediglich dann ungleich Null und werden minimiert, falls die geforderten Stellgrößen außerhalb der erreichbaren Werte liegen.  $T_{x,F_z}$  und  $T_{y,F_z}$  beschreiben die Momente der Normalkräfte um den CoG und fließen zusammen mit den Fußmomenten  $T_{x,Feet}$  und  $T_{y,Feet}$  – gewichtet mit den entsprechenden PT1-Zeitkonstanten – in die Kostenfunktion ein. Das Miteinbeziehen der PT1-Verzögerungen in die Minimierung führt dazu,

<sup>2</sup>An dieser Stelle sind auch getrennte Kostenfaktoren für Momenten- und Kräfteanteil denkbar, welche beispielsweise die Stellgrößengrenzen mitberücksichtigen.

dass ein gefordertes Rückstellmoment durch die minimale Verwendung beider Ressourcen ( $T_{F_z}$  und  $T_{Feet}$ ) möglichst schnell erzeugt wird. Da die Werte für  $T_{PT1,F_z}$  und  $T_{PT1,Feet}$  deutlich kleiner sind, ist die Priorität  $g_1$  und  $g_2$  zu reduzieren höher, als dagegen geringe Werte für  $T_{Feet}$  und  $T_{F_z}$  zu erzeugen.

Mithilfe des  $\gamma(\mathbf{x})$ -Terms versucht das Optimierungsproblem mögliches Rutschen eines Fußkontaktes zu verhindern. Ist die gemessene Tangentialkraft<sup>3</sup> eines Fußes  $F_{tan,0/1} = \sqrt{F_{x,0/1}^2 + F_{y,0/1}^2}$  größer als die Haftreibungskraft  $\mu F_{z,0/1}$  ( $\mu$  ist zu 0,9 gewählt) des entsprechenden Fußes, dann erhöht dieser Term die entsprechende Normalkraft (zur Verfügung stehendes Optimierungspotential vorausgesetzt). Dabei handelt es sich um eine *äußere Straffunktion*, welche das Verletzen der Haftreibungsgrenze grundsätzlich erlaubt [16]. Im Allgemeinen ist eine solche Straffunktion erst beim tatsächlichen Verletzen der Grenze aktiv. Der Parameter  $p$  dient zum Verschieben dieser Begrenzung: für  $p = 0,95$  wird die Rutschunterdrückung bereits aktiv, wenn  $F_{0/1,tan}$  95 % von  $F_{z,0/1}$  erreicht hat.  $n$  bestimmt als Potenzparameter den Steigungsverlauf der Straffunktion und ist zu  $n = 4$  gewählt.

### Beschränkungsqualifikation

Mit  $n - p = 4 - 3 = 1$  bleibt lediglich eine *freie*, aktive Ungleichheitsbedingung, bevor es zur Überbestimmtheit des Problems kommt. Offensichtlich wird die Beschränkungsqualifikation vor allem dann verletzt, wenn die geforderten Stellgrößen außerhalb der erreichbaren Werte liegen. Dies führt im Allgemeinen zu Konvergenzproblemen und einer nicht optimalen Lösung  $\tilde{\mathbf{x}}$ . Abhängig vom verwendeten Lösungsalgorithmus liegt  $\tilde{\mathbf{x}}$  häufig dennoch in einer *optimierten* Richtung und kann durch die Berücksichtigung der verbleibenden Fußmomentkapazität in ein zufriedenstellendes Ergebnis modifiziert werden. Eine elegantere Lösung dieser Problematik bleibt noch zu entwickeln. Da Gleichung (5.11) explizit die Gleichheitsbedingungen (5.7) und (5.8) in der Kostenfunktion berücksichtigt, könnten für unerreichbare Werte  $T_{des}$ , auftretende Konvergenzprobleme mit dem Auflösen dieser strikten Bedingungen vermieden werden. Zusätzlich oder alternativ dazu könnte man einzelne Ungleichungen lediglich als Kostenfunktionsterme berücksichtigen.

<sup>3</sup>Es handelt sich hierbei genau genommen um den Betrag der Tangentialkraft.

### 5.2.2 Implementierung in MATLAB und C++

Die Optimierung der Kontaktkräfte wird sowohl am reduzierten, als auch am detaillierten Modell der MKS analysiert und dementsprechend in *MATLAB* sowie *C++* implementiert. Die Optimization-Toolbox von *MATLAB* stellt dazu die Funktion *fmincon* zur Verfügung, welche neben verschiedenster Lösungsalgorithmen auch die *SQP* anbietet [40]. Das Optimierungsproblem des reduzierten Modells und der zugehörige numerische Lösungsansatz ist in der Datei *contactForceOptimization.m* implementiert.

Für die MKS und den realen Roboter ist das Optimierungsproblem in *C++* umgesetzt. Das Lösen der Problemstellung übernimmt die *NLOpt*-Bibliothek, welche frei verfügbar ist [26]. Diese bietet als *SLSQP* ebenfalls eine *SQP*-Methode zum Lösen von nichtlinearen, beschränkten Optimierungsproblemen an. Eine detaillierte Beschreibung des Algorithmus ist in [33] und [32] zu finden.

Neben *SLSQP* wurden auch andere Lösungsalgorithmen der Bibliothek getestet, welche jedoch entweder aufgrund der Nebenbedingungen – für exemplarisch ausgewählte Szenarien – versagten oder nicht an die Leistungsfähigkeit von *SLSQP* heranreichten. *SLSQP* konvergierte für die Testfälle in unter  $0,1\text{ ms}$  zu  $\mathbf{x}^*$  (Toleranz  $x_{tol} = 10^{-14}$ ). Die Schnelligkeit des gradient-basierten Algorithmus ist vor allem dem Vorausberechnen der Gradienten geschuldet. Die Gradienten von Kostenfunktion und Gleichheitsbedingungen sind in Anhang B ausgeführt.



## Kapitel 6

# Simulative Untersuchung der Konzepte am reduzierten Modell

Dieses Kapitel dient zur Darstellung und Analyse der entwickelten inertialen Stabilisierung mithilfe des reduzierten Modells in zwei Teilen. Zuerst wird die Wirkung der entworfenen, nichtlinearen Regelung anhand zweier Laufsimulationen – ungestörtes und gestörtes Laufen – untersucht und mit dem ursprünglichen PD-Regler verglichen. Dafür geschieht die Verteilung der Kontaktkräfte analog zur *HEUR*-Methode. Im zweiten Teil folgt die Analyse der optimierten Kraftverteilung. Hierfür werden *HEUR* und *OPT* für die entworfene nichtlineare Regelung des ersten Teils gegenübergestellt.

### 6.1 Stabilisierungsregelung

Als entwickeltes Regelungskonzept zur inertialen Stabilisierung wird für den Rest dieser Arbeit die einfache Ein-/Ausgangslinearisierung *EA Lin* aus Abschnitt 4.1 untersucht, wodurch auf die Koppelung von Kraft- und Stabilisierungsregelung verzichtet werden kann (vgl. Abschnitt 4.2). Der ursprüngliche PD-Regler dient als Referenz. Ein Vergleich der Neigungswinkel für die erweiterten Regelungskonzepte (aus Abschnitt 4.2) ist im Anhang zu finden (siehe Abb. C.1). Die Aktivierung der Sensormodelle führt zu realitätsnahen (*gemessenen*) Rückführgrößen.

#### 6.1.1 Ungestörte Laufsimulation

Bei einer Laufsimulation des reduzierten Modells dienen die Schwerpunkts- und Fußtrajektorien des detaillierten MKS-Modells als Input. Der modellierte Feder-Dämpfer-Kontakt führt dazu, dass durch das Aufsetzen der Füße zyklische Störkräfte in die Simulation einfließen, womit sich die *ungestörte Laufsimulation* bereits gut zur Stabilitätsanalyse eignet. Einen Überblick über die wichtigsten Simulationsparameter bietet Tabelle 6.1.

Abb. 6.1 zeigt einen Vergleich der Winkelverläufe zwischen PD-Regler und Ein-/Ausgangslinearisierung. In Sagittalebene bewirkt *EA Lin* eine Reduzierung der maximalen Amplitude beim Laufzyklus auf unter 40 % des  $\psi_{pD}$ -Wertes, wohingegen sich in Laufrichtung der Wert zwischen maximaler positiver und negativer Auslenkung etwas erhöht. Als Grund hierfür ist die Verschiebung des Winkels um die Ruhelage  $\varphi = 0^\circ$  zu nennen, was zum Erreichen der positiven Stellgrößenbeschränkung in  $y$ -Richtung führt (siehe hierzu auch Abb. 6.9). Darüber hinaus hat die Koppelung beider Richtungen durch die Kräfteverteilung großen Einfluss auf den Winkelverlauf: die schneller gewählte  $\psi$ -Zieldynamik – im Vergleich zur  $\varphi$ -Zieldynamik – bewirkt indirekt eine Senkung des zur Verfügung stehenden Rückstellmoments beim Double Support.

Simulationsparameter	Werte
Modell	Reduziertes Modell
Szenario	Laufen
Störung	Keine externe Störung
Sensormodell	An
Stabilisierungsregler	PD vs. EA Lin
Kräfteverteilung	HEUR

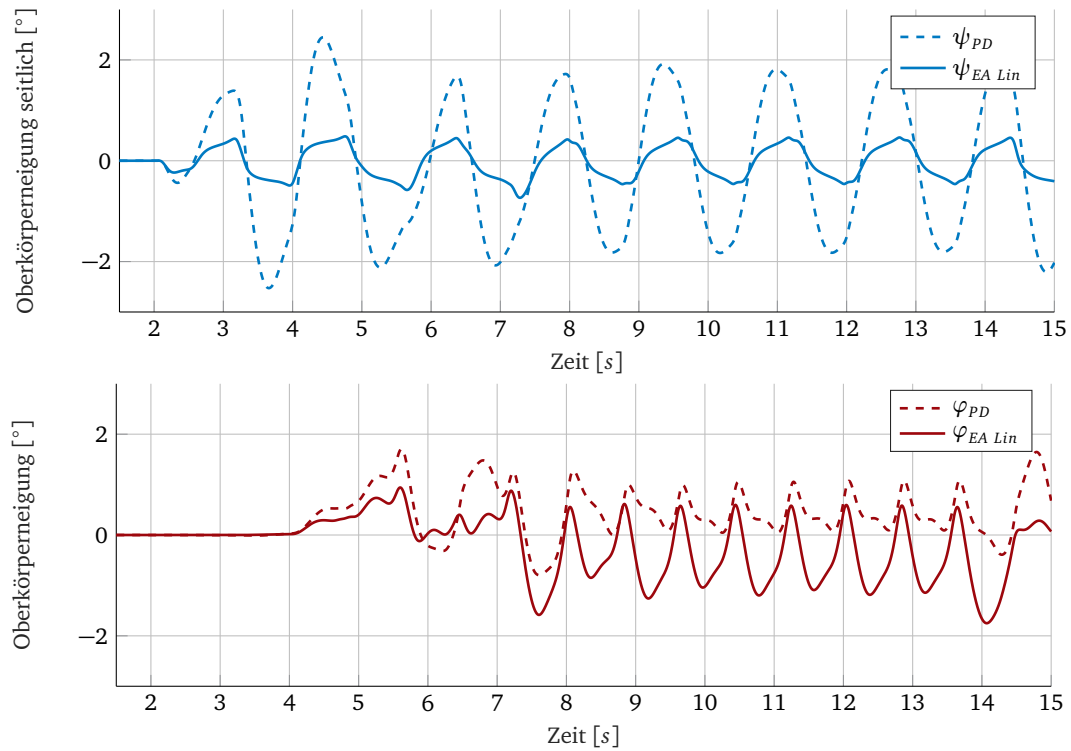
**Tabelle 6.1:** Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Reglerauslegung am reduzierten Modell.

Ein Phasenportrait reflektiert die Systemdynamik und eignet sich damit besonders gut zur visuellen Stabilitätsanalyse der unterschiedlichen Bewegungsrichtungen [52]. Dabei bildet sich bei einer stabilen, zyklischen Bewegung – wie dem periodischen, stationären Gang eines Roboters – ein Grenzyklus aus [22], [54], [56]. EA Lin reduziert die Amplituden der Sagittalbewegung für Winkel  $\psi_{EA\ Lin}$  und Winkelgeschwindigkeit  $\dot{\psi}_{EA\ Lin}$  jeweils um mehr als die Hälfte. Durch den entwickelten Regler liegen im Allgemeinen für beide Bewegungsrichtungen die stationären Bewegungen des Phasengangs enger zusammen, was als Annäherung an einen perfekten Grenzyklus verstanden werden kann [22]. Als Ausnahme ist der Winkelbereich  $\varphi_{EA\ Lin} < 0,5^\circ$  zu nennen, für welchen sich der Phasengang leicht auffächert. Die bereits erwähnte Verlagerung der Frontalbewegung um die Ruhelage  $\varphi = 0^\circ$  – welche den aufrechten Gang des Roboters kennzeichnet – ist beim Vergleich der Phasenplots (vgl. Abb. 6.2 (c) und (d)) gut zu erkennen.

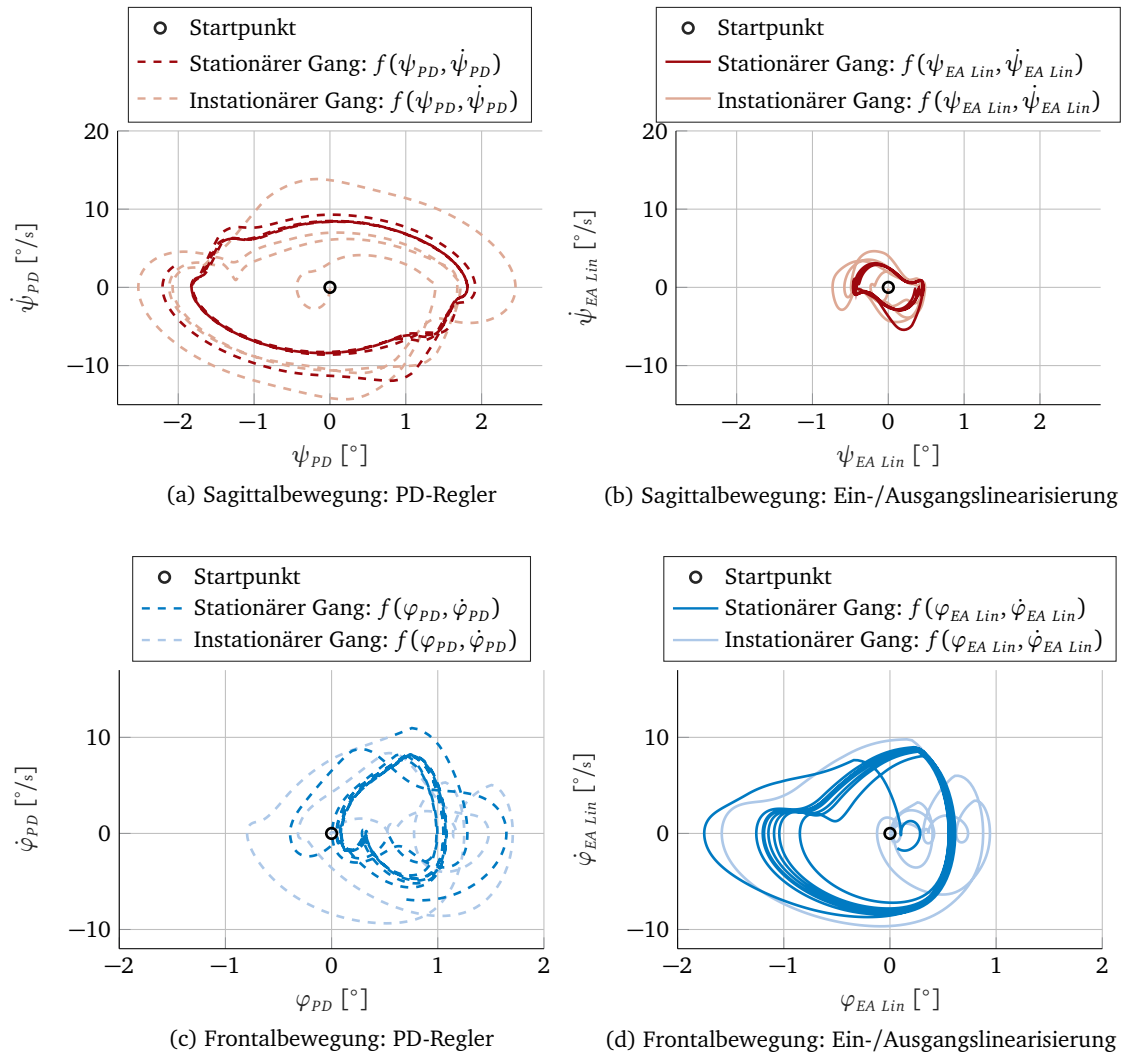
Abb. 6.3 zeigt die berechneten Stellgrößen  $T_{x,des}/T_{y,des}$  für eine Schrittsequenz des ungestörten Laufens. Zudem ist der nichtlineare Regleranteil EA Lin, NL dargestellt, welcher für kleine Auslenkungen nur geringen Einfluss auf die Stellgröße hat. Für große Neigungsfehler oder zur Stabilisation einer schrägen Stellung ( $\psi \neq 0^\circ \neq \varphi$ ) ist dieser Anteil jedoch von großer Bedeutung.

In Sagittalrichtung liegt die maximale Stellgröße von EA Lin etwas unterhalb des ursprünglichen PD-Reglers, wohingegen der maximale Wert von  $T_{y,des,EA\ Lin}$  stark zunimmt. Dies liegt insbesondere an der erhöhten relativen Dämpfung (vgl. Abschnitt 4.1), wodurch sich auch die Zunahme des Rauschverhältnisses erklären lässt. Da die geforderten Stellgrößen durch das PT1-Übertragungsverhalten der Kraftregelung tiefpassgefiltert werden und somit starke Schwankungen verschwinden, ist eine Schädigung der Elektromotoren durch ein zu starkes Rauschen der Stellgröße nicht zu befürchten.

Als kritischer Bereich fällt der Übergang von DS zu SS auf, bei welchem das Stabilisierungsmoment um die y-Achse bereits fürs ungestörte Laufen die Stellgrößenbeschränkung erreicht (Momentenbeschränkung im Single Support:  $T_{y,max,SS} \approx 75\ Nm$ ).

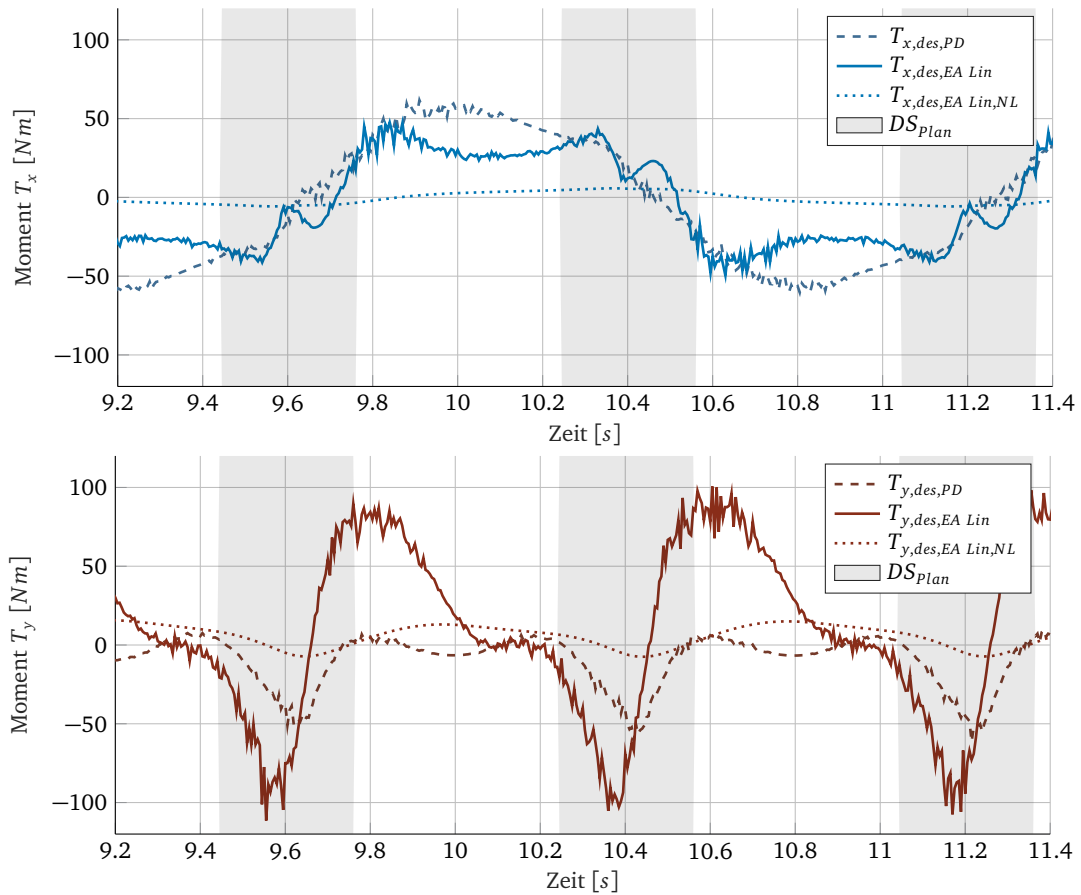


**Bild 6.1:** Winkelverläufe von Ein-/Ausganglinearisierung im Vergleich mit ursprünglichem PD-Regler: für den Sagittal-Winkel  $\psi$  (oben) wird die maximale Auslenkung deutlich reduziert, wohingegen die maximale Amplituden für den Frontal-Winkel  $\varphi$  (unten) etwas zunehmen.  $\varphi_{E/A Lin}$  verschiebt sich um die Ruhelage  $\varphi = 0^\circ$ .



**Bild 6.2:** Auswirkung der Ein-/Ausgangslinearisierung auf die Phasenportraits der Sagittal- und Frontalbewegung: die Sagittalbewegung zeigt eine deutliche Verringerung der Amplitude für Winkel und Winkelgeschwindigkeit. Verschiebung des Phasengangs um den Nullpunkt in der Frontalbewegung.





**Bild 6.3:** Rückstellmomente von PD-Regler und Ein-/Ausganglinearisierung im Vergleich: für *EA Lin* ist die erhöhte relative Dämpfung deutlich erkennbar. Der nichtlineare Regleranteil (gepunktete Linie) hat nur geringen Einfluss auf die Stellgröße.

### 6.1.2 Laufsimulation mit Störung: verfrühtes Aufsetzen des rechten Fußes

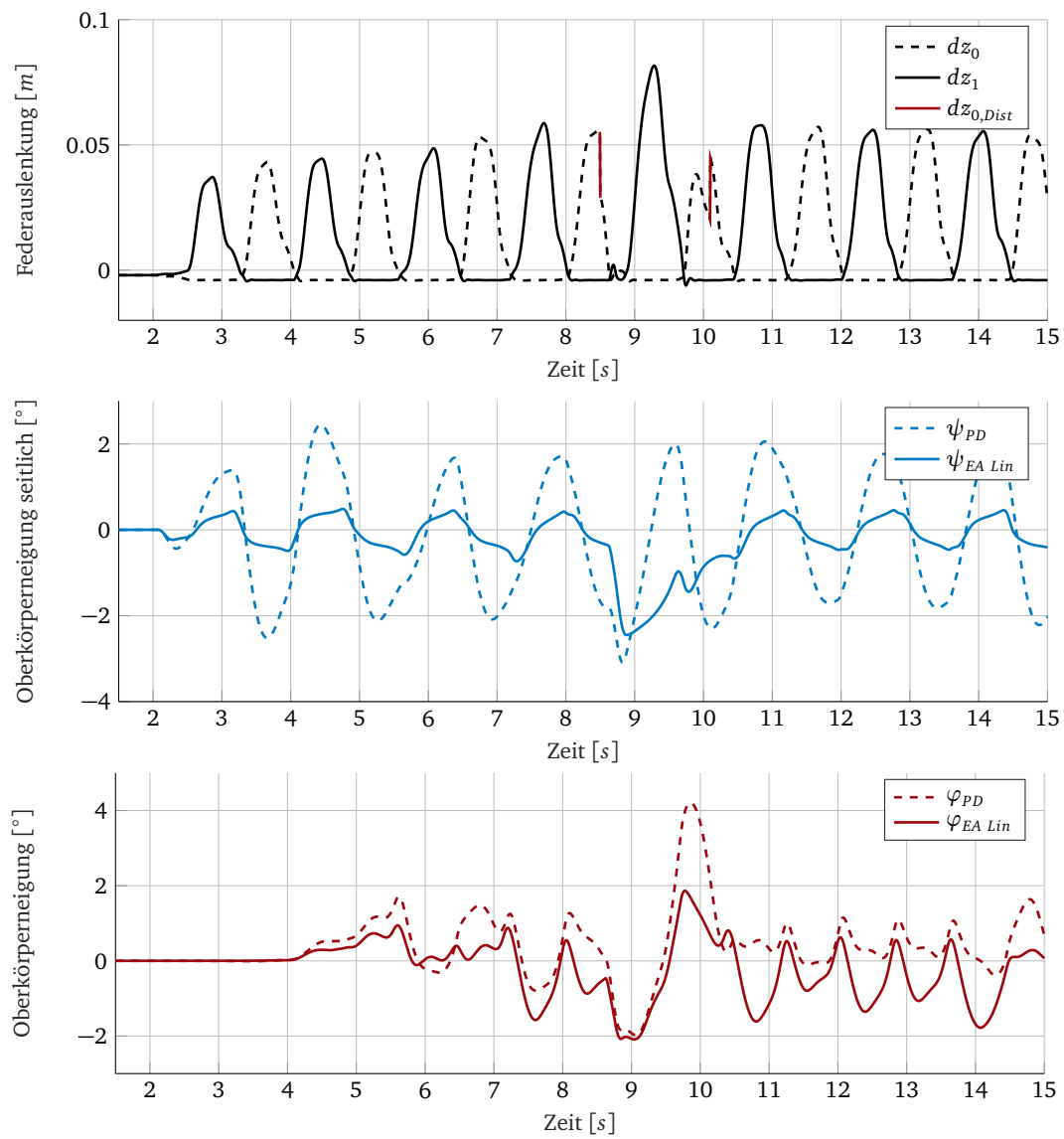
Zur weiteren Stabilitätsanalyse wird die Laufsimulation um einen externen Störfall erweitert: ein Modifizieren der Federauslenkung modelliert das verfrühte Aufsetzen des rechten Fußes zur Zeit  $t \approx 8,7 \text{ sec}$ . Folge davon ist ein verstärkter Impulsschlag beim Aufsetzen des Fußes, was zu größeren Neigungswinkeln führt. Das Zurücksetzen der Federauslenkung zur Zeit  $t \approx 10,1 \text{ sec}$  normalisiert den Schrittzyklus des Robotermodells. Die wichtigsten Simulationsparameter werden in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

Simulationsparameter	Werte
Modell	Reduziertes Modell
Szenario	Laufen
Störung	Modifizieren der Federauslenkung um 2,5 cm
Sensormodell	An
Stabilisierungsregler	<i>PD</i> vs. <i>EA Lin</i>
Kräfteverteilung	<i>HEUR</i>

**Tabelle 6.2:** Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Reglerauslegung am reduzierten Modell mit Störung.

Abb. 6.4 zeigt die Federauslenkung mit Modifikation des Kontaktmodells  $dz_{0,Dist}$  und die resultierenden Winkelverläufe. Das verfrühte Aufsetzen hat einen negativen Sagittalwinkelausschlag zur Folge, wodurch sich das darauffolgende Aufsetzen des linken Fußes etwas verzögert. Dies führt zuerst zu einem Neigungsfehler entgegen der Laufrichtung und anschließend auch zur Vorwärtsneigung des Robotermodells. *EA Lin* bewirkt für die seitliche sowie für die Neigung nach vorne eine Reduzierung der maximalen Amplitude. Die Verläufe des negativen  $\varphi$ -Ausschlag für die unterschiedlichen Regler unterscheiden sich kaum, da voraussichtlich sowohl *PD* als auch *EA Lin* die Stellgrößenbeschränkung erreichen.

Um eine Störung aufzuprägen wurde neben der Modifikation des Fußkontaktes auch die Beschleunigung des Schwerpunktes in Laufrichtung und ein extern aufgeprägtes Störmoment getestet. Diese Varianten führen jedoch zu einem Abheben beider Füße – was keinem realitätsnahen Verhalten entspricht – und wurden deshalb nicht weiter verfolgt.



**Bild 6.4:** Winkelverläufe des vereinfachten Modells unter Störungseinfluss. Simuliert wird das verfrühte Aufsetzen des rechten Fußes durch die Modifikation der Federauslenkung. Die Ein-/Ausganglinearisierung zeigt im Vergleich zum PD-Regler in beiden Richtungen einen reduzierten Neigungswinkel: Federauslenkung (oben), Sagittal-Winkel  $\psi$  (mittig) und Frontal-Winkel  $\varphi$  (unten).

## 6.2 Optimierung der Kontaktkräfteverteilung

Zum effektiven Erzeugen stabilisierender Rückstellmomente durch die zur Verfügung stehenden Kontaktkräfte ist in Abschnitt 5.2 ein optimiertes Verteilungskonzept (*OPT*) formuliert, welches im Verlauf dieses Abschnitts der ursprünglichen Verteilung (*HEUR*) gegenüber gestellt wird. Beide Verfahren verwenden die Ein-/Ausganglinearisierung als Stabilisierungsregler und verzichten der Übersichtlichkeit wegen auf aktive Sensormodelle (kein Messrauschen). Der reale DS wird beim reduzierten Modell zur Berechnung der Stellgrößenbeschränkungen nicht berücksichtigt, da dieser im Vergleich zur MKS deutlich kürzer ist (vgl. Abschnitt 3.2.3). Aus diesem Grund führt die zusätzliche Analyse von *HEUR MOD* beim reduzierten Modell zu den gleichen Resultaten wie *HEUR*, weshalb darauf verzichtet wird. Ein ausführlicher Vergleich von *HEUR MOD* und *OPT* folgt in Kapitel 7 im Rahmen der MKS. Ebenfalls wird an dieser Stelle auf eine Simulation mit externer Störung verzichtet, da die Resultate der *ungestörten* Laufsimulation zur Verteilungsanalyse ausreichende Informationen liefern. Tabelle 6.3 fasst die wichtigsten Simulationsparameter zusammen.

Simulationsparameter	Werte
Modell	Reduziertes Modell
Szenario	Laufen
Störung	Keine externe Störung
Sensormodell	Aus
Stabilisierungsregler	<i>EA Lin</i>
Kräfteverteilung	<i>HEUR</i> vs. <i>OPT</i>
Kostenfaktoren	$C_{T_x} = 1$ und $C_{T_y} = 4$

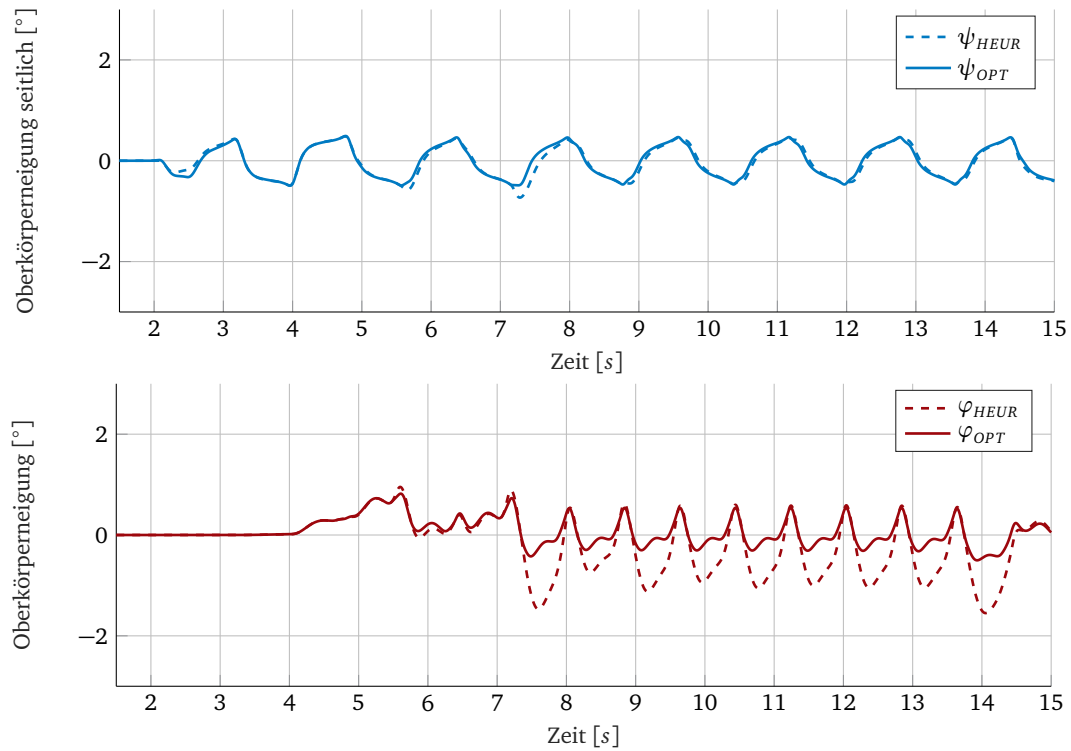
**Tabelle 6.3:** Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Kontaktkräfteverteilung am reduzierten Modell.

### Kinematische Analyse

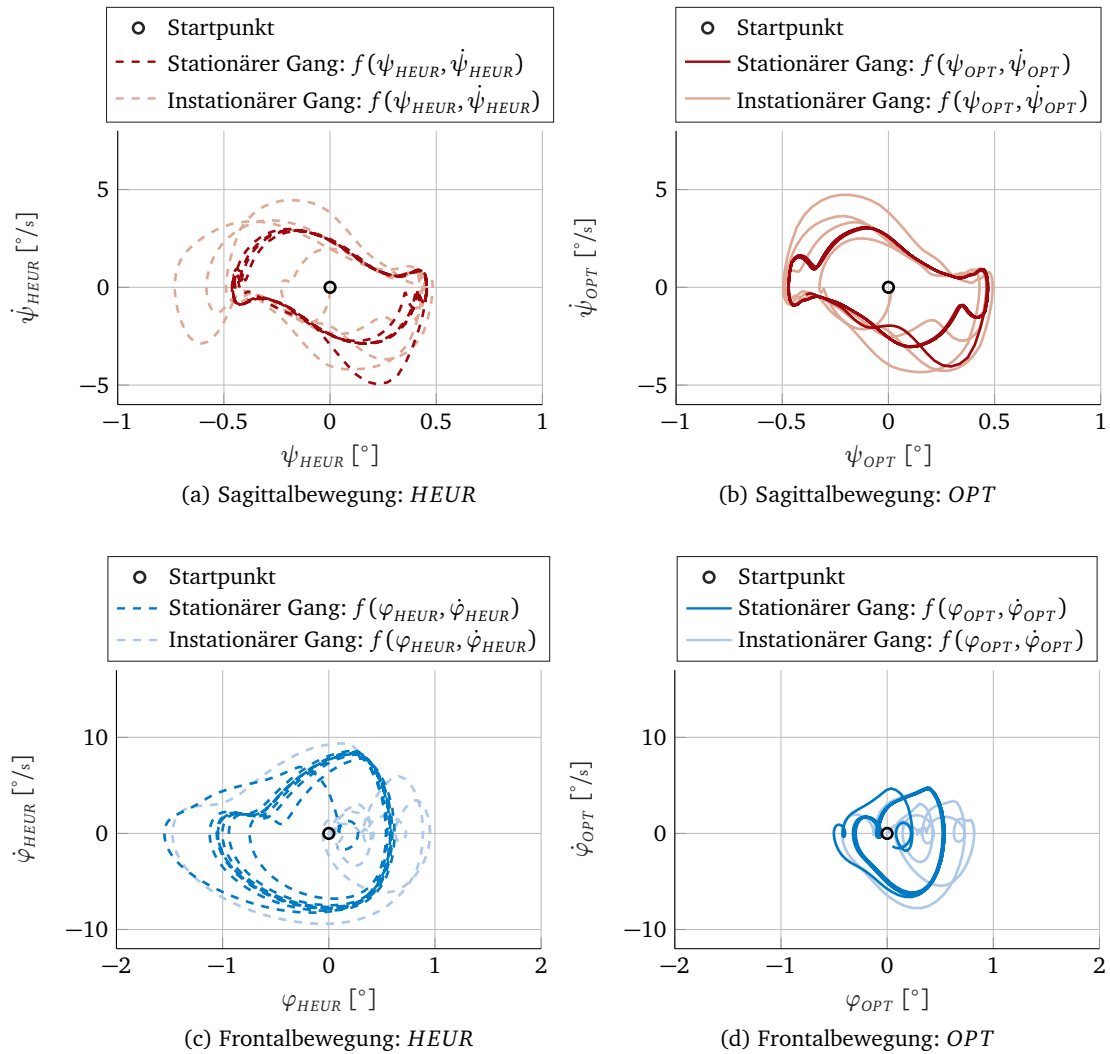
Abb. 6.5 stellt die simulierten Winkelverläufe beider Verteilungskonzepte dar. Die seitliche Oberkörperneigung bleibt nahezu unverändert, wohingegen sich in der Sagittalebene ein deutlicher Unterschied abzeichnet: *OPT* reduziert die maximale Rückwärtsneigung des Robotermodells im Vergleich zu *HEUR* um mehr als 50 %. Damit behebt das optimierte Verteilungskonzept die, der Reglerauslegung geschuldete, Problematik: Vergrößerung der negativen Winkelamplitude in Sagittalebene (vgl. Abschnitt 6.1.1).

Der Vergleich von Oberkörperneigung  $\varphi_{OPT}$  und seitlicher Neigung  $\psi_{OPT}$  zeigt, dass die Wahl der verschiedenen Zieldynamiken, eine in etwa gleiche maximale Neigung ( $\varphi_{OPT}, \psi_{OPT} \leq \pm 0,8^\circ$ ) für beide Richtungen erreicht. Die Winkelverläufe der ursprünglichen Stabilisierungsmethode unterscheiden sich im Gegensatz dazu deutlich stärker (vgl. Abb. 6.1).

Abb. 6.6 zeigt die Phasengänge der unterschiedlichen Bewegungen für *HEUR* und *OPT* im Vergleich und ermöglicht damit einen genaueren Einblick in die Dynamik des Systems. Maximale Amplituden der Sagittalbewegung bleiben annähernd unverändert, konträr dazu senkt *OPT* sowohl den maximalen Winkelausschlag als auch die maximale Winkelgeschwindigkeit deutlich. Darüber hinaus ist für beide Bewegungsrichtungen beim stationären Gang eine Annäherung an den perfekten Grenzyklus erkennbar (vgl. Abschnitt 6.1.1).



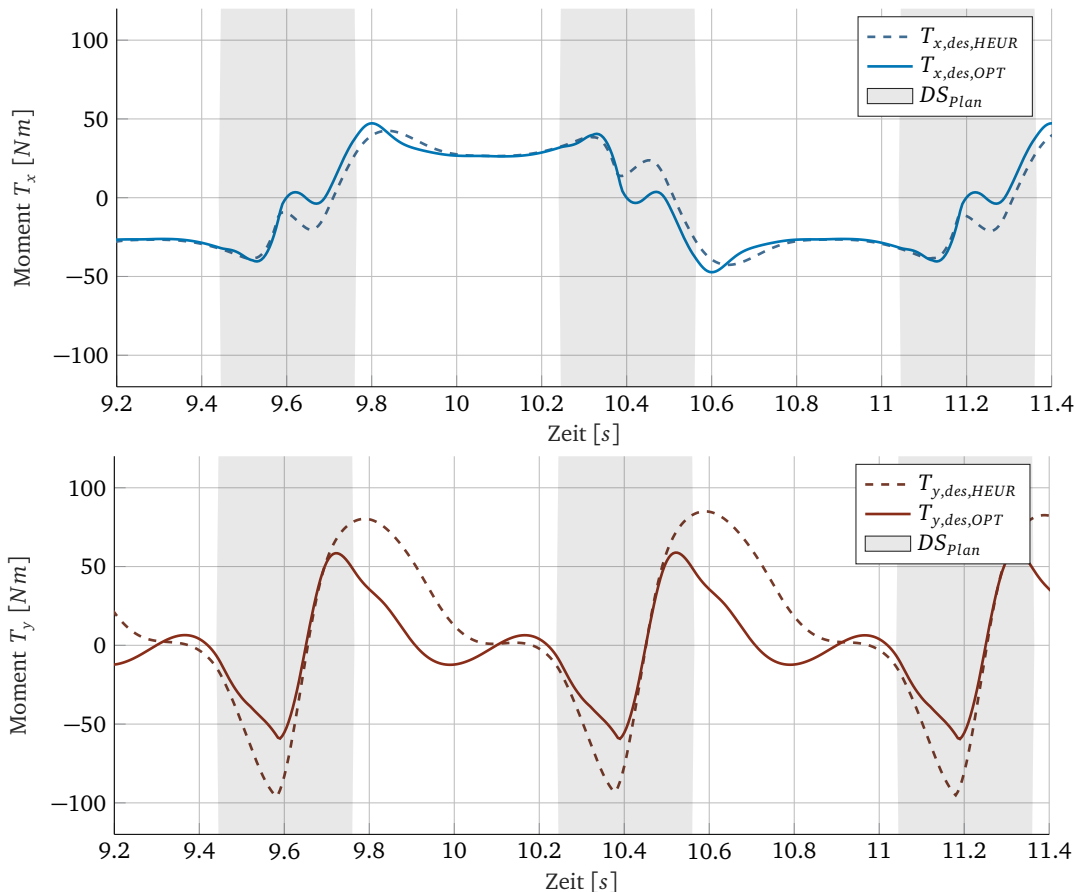
**Bild 6.5:** Simulation der Winkelverläufe für die Kontaktkräfteverteilungen *HEUR* und *OPT* am reduzierten Modell: die optimierte Verteilung *OPT* ermöglicht einen deutlich reduzierten, negativen Frontal-Winkel Ausschlag  $\varphi$  (unten). Der Sagittal-Winkel  $\psi$  (oben) bleibt nahezu unverändert.



**Bild 6.6:** Auswirkung der optimierten Kontaktkräfteverteilung *OPT* auf die Phasenportraits der Sagittal- und Frontalbewegung: die Frontalbewegung zeigt eine deutliche Verringerung der Amplitude für Winkel und Winkelgeschwindigkeit. Das Phasenportrait der Sagittalbewegung bleibt nahezu unverändert.

## Kinetische Analyse

Die Veränderung der Stellgrößen  $T_{x,des}/T_{y,des}$  durch optimierte Kontaktkräfte verdeutlicht Abb. 6.7. In Frontalrichtung reduziert sich das maximal benötigte Rückstellmoment von etwa  $80 \text{ Nm}$  ( $-90 \text{ Nm}$ ) auf ca.  $60 \text{ Nm}$  ( $-60 \text{ Nm}$ ). Das Rückstellmoment für die seitliche Oberkörperneigung ändert lediglich im DS seinen Verlauf etwas. Positiver und negativer Maximalwert bleiben annähernd gleich. Um die Mitte des Double Supports weisen beide Stellgrößenverläufe eine markante Gemeinsamkeit auf: die benötigten Rückstellmomente für Sagittal- und Frontalbewegung nehmen den Wert Null an. Grund hierfür ist die natürliche Bewegung des Roboters, für welche beim Fußwechsel im Allgemeinen der Schwerpunkt über den CoP wandert und damit kein Moment erzeugt.



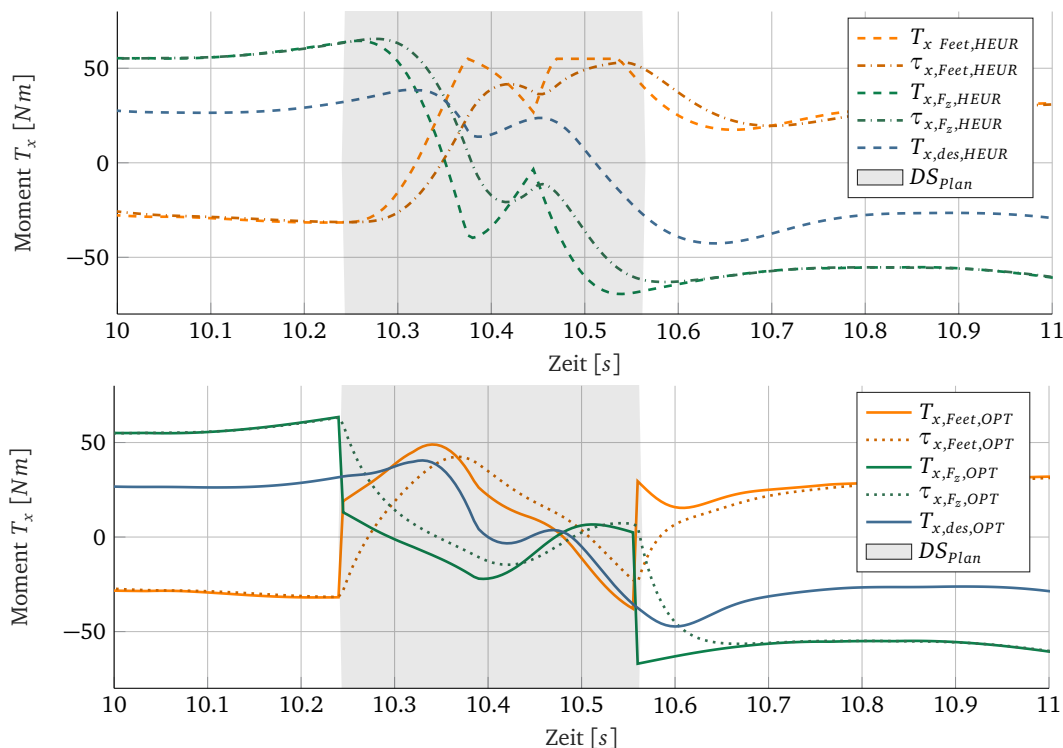
**Bild 6.7:** Einfluss von optimierter Kontaktkräfteverteilung auf die berechneten Reglermomente der Ein-/Ausgangslinearisierung: die Rückstellmomente in Frontalrichtung (unten) sind deutlich reduziert.

Zur genaueren Analyse des Kontaktkraftverhaltens zeigen Abb. 6.8 und Abb. 6.9 die verteilten Rückstellmomente auf Normalkräfte  $T_{i,F_z,j}$  und Fußgelenke  $T_{i,Feet,j}$  und daraus resultierende, PT1-verzögerte Kontaktmomente  $\tau_{i,F_z/Feet,j}$ . Zusätzlich dazu sind die Stellgrößen  $T_{i,des,j}$  abgebildet. Der folgende Abschnitt legt ein besonderes Augenmerk auf den Bereich des DS.

Beim Beginn und Verlassen der Double Support Phase ändern sich die optimierten Rückstellmomente schlagartig, wohingegen bei HEUR die Veränderung nur sehr langsam erfolgt. Grund hierfür ist die Erweiterung der Normalkraftlimitierungen bei OPT auf den gesamten Bereich des DS. Dagegen lässt HEUR lediglich ein beschränktes Gebiet um die geplanten Normalkräfte zu. Als Folge davon reduziert OPT während des DS die Oberkörperneigung und Winkelgeschwindigkeit effektiver, wodurch sich ein niedrigeres Reglermoment einstellt. Auf diese Weise resultiert ein geringerer Gebrauch der Fußmomente, sodass  $T_{x,Feet,OPT}$  die Stellgrößenbeschränkung beim

ungestörten Laufen nicht erreicht und  $T_{y,Feet,OPT}$  nur kurzzeitig vor und nach dem DS. Dagegen sind die Kontaktmomente von *HEUR* wesentlich häufiger und länger limitiert.

Das modellierte PT1-Verhalten der Kraftregelung ist anhand dieser Grafiken deutlich zu erkennen. Offensichtlich führen vor allem große Sprünge zu erhöhten Abweichungen zwischen den verteilten Kontaktmomenten und ihren verzögerten Effektivmomenten. Das Nichtberücksichtigen der geplanten Schwerpunktsbewegung im Double Support Bereich von *OPT* führt dazu, dass beim Übergang zum SS diese Abweichungen besonders groß sind. Da *HEUR* nur einen beschränkten Bereich um die geplanten Normalkräfte zur Verfügung stellt, ist dieser Effekt hier nicht zu erkennen. Eine geringere PT1-Verzögerung der Kraftregelung ist für beide Verteilungsstrategien vorteilhaft. Da *OPT* jedoch deutlich größere Sprünge zulässt, ist der Einfluss hierfür von noch größerer Bedeutung (vgl. Abschnitt 5.2).

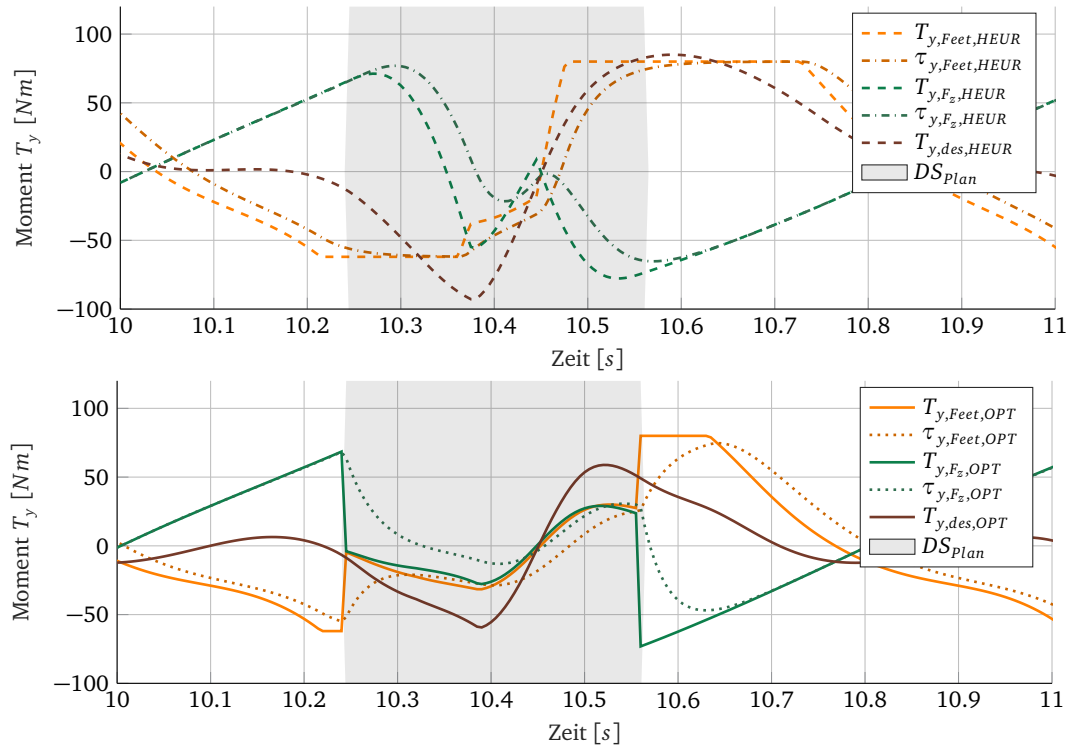


**Bild 6.8:** Kontaktkräfteverlauf während DS für die unterschiedlichen Verteilungsstrategien in Sagittalrichtung: Fußmoment  $T_{x,Feet}$  und Moment aus Normalkräften  $T_{x,F_z}$  werden verteilt, um das Reglermoment  $T_{x,des}$  zu erreichen. Die Erweiterung der Normalkraftlimitierung ermöglicht eine effektive Ausnutzung der zur Verfügung stehenden Kontaktkräfte (*OPT*).

Aus den gewählten Kostenfaktoren ( $C_{T_x} = 1$  und  $C_{T_y} = 4$ ) resultiert in der Kostenfunktion eine höhere Gewichtung von Kontaktmomenten der Frontalebene. Dies ist in Abb. 6.9 (unten) während des DS deutlich am fast identischen Verlauf von  $T_{y,Feet,OPT}$  und  $T_{y,Force,OPT}$  erkennbar. *OPT* berechnet gleichmäßig verteilte, minimale Kontaktmomente in dieser Richtung. Dagegen weichen die optimierten Momente der Fußgelenke und Normalkräfte in Sagittalebene weiter voneinander ab. Dies nimmt jedoch auf die Winkelverläufe nur indirekt und vor allem dann Einfluss, wenn eine Stellgrößenbeschränkung während des DS erreicht wird.

Abb. 6.10 visualisiert die Regelabweichung der verteilten Kontaktkräfte  $VIO_{x/y,HEUR/OPT}$  (vor PT1-Verzögerung der Kraftregelung) beider Verteilungskonzepte für zwei aufeinander folgende DS.  $VIO$  entspricht dem – zum Erreichen des geforderten Moments  $T_{x/y,des}$  – zusätzlich benötigten





**Bild 6.9:** Kontaktkräfteverlauf während DS für die unterschiedlichen Verteilungsstrategien in Frontalrichtung: Fußmoment  $T_{y,Feet}$  und Moment aus Normalkräften  $T_{y,F_z}$  werden verteilt, um das Reglermoment  $T_{y,des}$  zu erreichen. Die Erweiterung der Normalkraftlimitierung ermöglicht eine effektive Ausnutzung der zur Verfügung stehenden Kontaktkräfte (OPT). Die optimierte, gleichförmige Lastverteilung für  $T_{y,F_z,OPT}$  und  $T_{y,Feet,OPT}$  ist während des Double Supports gut zu erkennen.

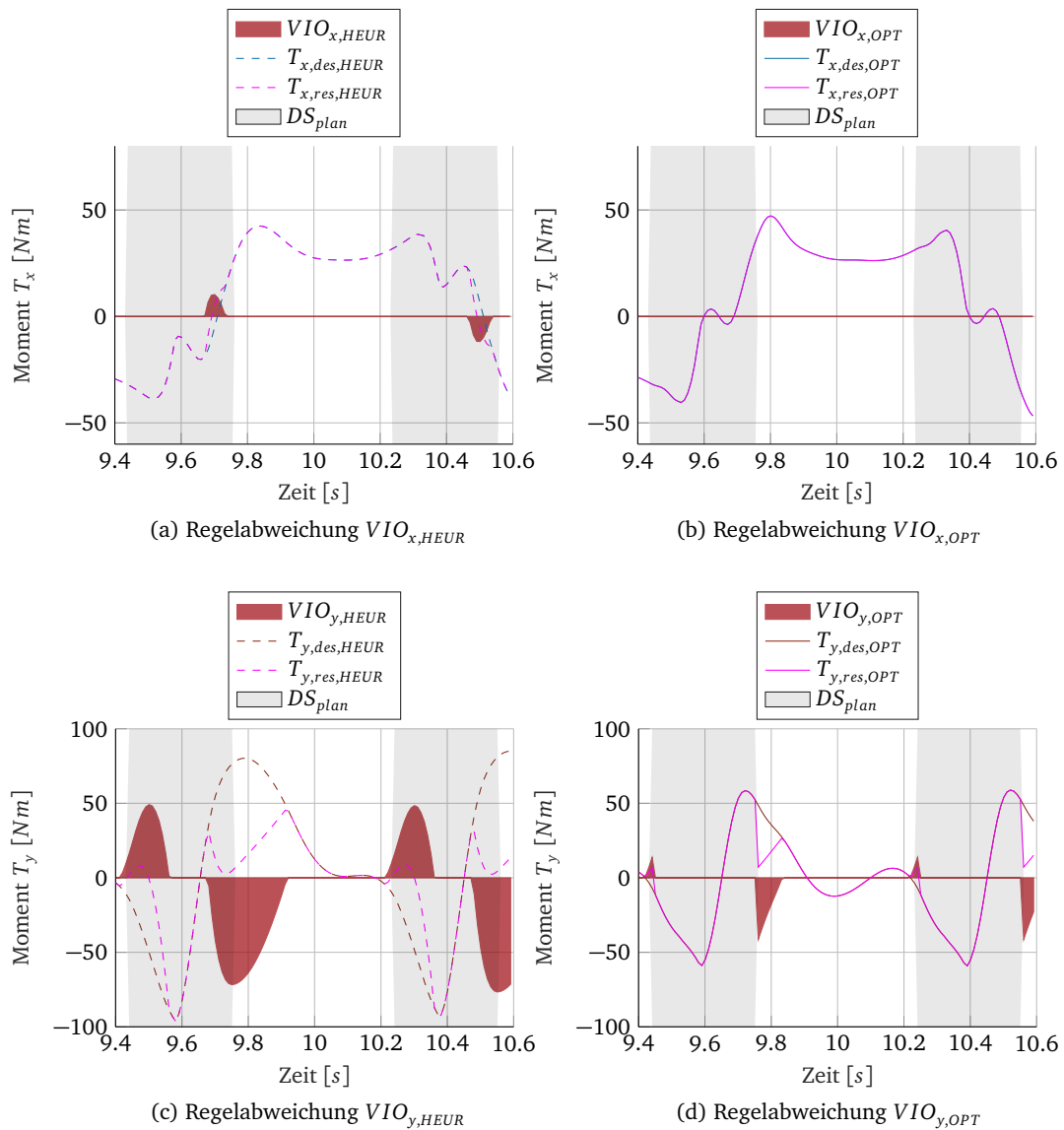
Anteil und berechnet sich durch

$$Vio_{x/y} = T_{x/y,res} - T_{x/y,des}, \quad (6.1)$$

wobei die Summe aus Fußmoment und Normalkraftmoment das resultierende Moment

$$T_{x/y,res} = T_{x/y,Feet} + T_{x/y,F_z} \quad (6.2)$$

ergeben. Der Links-Rechts-Vergleich (HEUR-OPT-Vergleich) zeigt, wie die Erweiterung des Stellgrößenbereichs bei OPT den Regelfehler  $VIO$  deutlich reduziert. Lediglich vor und nach des DS reichen die optimierten Fußmomente kurzzeitig nicht aus, um das geforderte Moment zur Verfügung zu stellen. Der beschränkte Bereich von HEUR führt dagegen dazu, dass vor allem  $VIO_{y,HEUR}$  erheblich größere Werte annimmt. Der nicht-kontinuierliche Verlauf des resultierenden Moments in Abb. 6.10 (d) ergibt sich aus der abrupten Beschränkung bzw. Erweiterung vom Normalkraftvariationbereich beim SS bzw. DS.



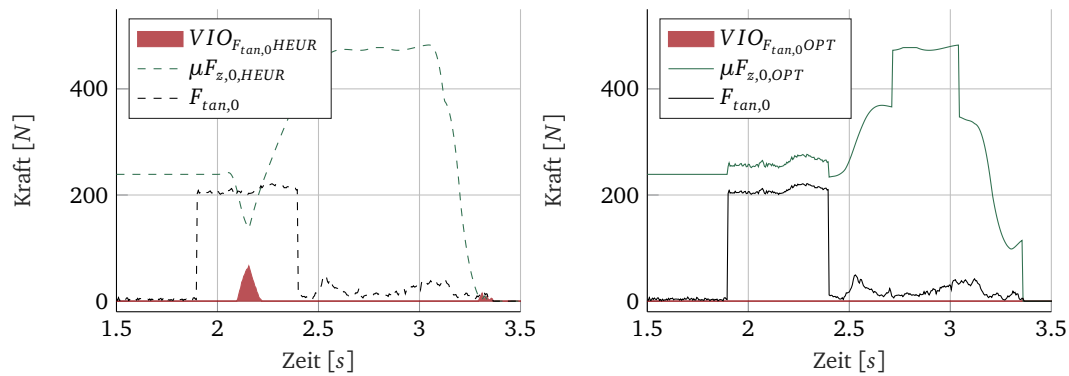
**Bild 6.10:** Regelabweichung der resultierenden Kontaktkraftmomente  $T_{x/y,res}$  von geforderten Rückstellmomenten  $T_{x/y,des}$  für die Kräfteverteilungen *HEUR* und *OPT*: die Regelabweichung der optimierten Verteilung verschwindet während des Double Supports (beim ungestörten Laufen) vollständig.

### Rutschunterdrückung

Der letzte Teil dieses Abschnitts dient zur schematischen Analyse der bei *OPT* implementierten Rutschunterdrückung. Dafür zeigt Abb. 6.11 die *gemessene* Tangentialkraft  $F_{tan,0}$  und Haftreibungskraft  $\mu F_{z,0}$  des rechten Fußes für *HEUR* und *OPT* bis zum erstmaligen Abheben dieses Fußes. Zusätzlich dazu ist die Verletzung der Rutschbedingung durch

$$VIO_{F_{0,tan}} = \begin{cases} F_{tan,0} - \mu F_{z,0}, & F_{tan,0} > \mu F_{z,0} \\ 0, & \text{sonst.} \end{cases} \quad (6.3)$$

quantifiziert. Zur schematischen Verdeutlichung der Funktionsweise ist die Tangentialkraft  $F_{tan,0}$  im Bereich  $1,9 < t < 2,4$  mit +200N modifiziert. Diese Modifikation forciert das Verletzen der Haftreibungsbedingung für *HEUR* um die Zeit  $t = 2,2$  sec. Dagegen sind die optimierten Normalkräfte so angepasst, dass 80 % von  $F_z$  ausreichen um ein Rutschen zu verhindern, falls dadurch keine Bedingung des Optimierungsproblems verletzt wird<sup>1</sup>. Neben dem künstlich herbeigeführten *Rutschen* tritt bei *HEUR* um  $t = 3,25$  sec auch kurzzeitig *reales* Rutschen auf. Dieser Effekt ist während der Simulation beim Übergang von DS zu SS (und umgekehrt) häufiger zu beobachten. Inwieweit das Verhalten mit der Realität übereinstimmt bleibt noch zu klären.



**Bild 6.11:** Verletzung der Haftreibungsbedingung des rechten Fußes  $\mu F_{z,0} > F_{tan,0}$  für die Kontaktkräfteverteilungen *HEUR* und *OPT*: die Tangentialkraft  $F_{tan,0}$  ist im Bereich  $1,9 < t < 2,4$  mit +200N modifiziert. Die optimierte Kräfteverteilung *OPT* berücksichtigt die Tangentialkräfte in der Kostenfunktion und kann somit im DS ein Rutschen verhindern.

<sup>1</sup>Die 80 % ergeben sich aus der Wahl des Parameters  $p = 0,8$  (vgl. hierzu Abschnitt 5.2)



# Kapitel 7

## Simulative Untersuchung der Konzepte am detaillierten Mehrkörpermodell

In diesem Kapitel werden die MKS-Ergebnisse der entwickelten Stabilisierungskonzepte für zwei typische Störfälle eines humanoiden Roboters präsentiert und mit der bestehenden inertialen Stabilisierung *PD, HEUR* verglichen. Die beiden entwickelten Kräfteverteilungen *HEUR MOD* und *OPT* sind in Kapitel 5 beschrieben und verwenden als Stabilisierungsregler die Ein-/Ausgangslinearisierung aus Abschnitt 4.1. Um den Reglereinfluss von den Auswirkungen der Kräfteverteilungen abzugrenzen, wird darüber hinaus die Ein-/Ausgangslinearisierung mit der ursprünglichen Normalkraft-Modifikation analysiert (*EA Lin, HEUR*).

### 7.1 Stoß im Stehen

Beim Störfall *Stoß im Stehen* steht LOLA ruhig und aufrecht in ihrer Ausgangsstellung (vgl. Abb. 3.1) und erhält zur Zeit  $t = 3,5$  sec einen impulsartigen Stoß am Schwerpunkt ( $F_{x,ext Force} = 50$  N,  $F_{y,ext Force} = 100$  N). Dies bewirkt eine schräge Neigung des Roboters. Die gewählte Ausgangsstellung bedingt, dass zur Ausregelung der Neigung in Laufrichtung  $\varphi$  ausschließlich die Fußmomente verwendet werden können. Dagegen kann einer seitlichen Neigung  $\psi$  sowohl durch die Fußmomente, als auch durch die Variation der Normalkräfte, entgegen gewirkt werden. In Tabelle 7.1 sind die wichtigsten Simulationsparameter aufgelistet.

Simulationsparameter	Werte
Modell	Detailliertes Mehrkörpermodell
Szenario	Stehen
Störung	Impulsartiger Stoß $F_{x,ext Force} = 50$ N, $F_{y,ext Force} = 100$ N
Sensormodell	An
Stabilisierungsregler	<i>PD</i> vs. <i>EA Lin</i>
Kräfteverteilung	<i>HEUR</i> vs. <i>HEUR MOD</i> vs. <i>OPT</i>
Kostenfaktoren	$C_{T_x} = 1$ und $C_{T_y} = 1$

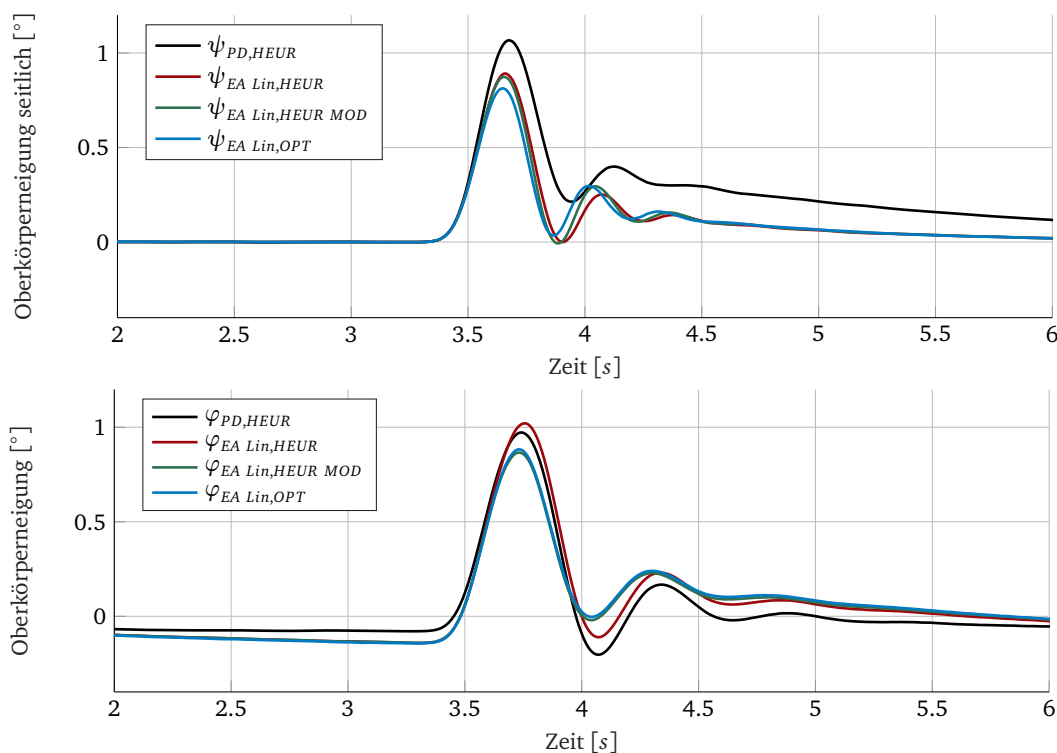
**Tabelle 7.1:** Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Verhalten der entwickelten Regelungskonzepte beim Stoß im Stehen am Mehrkörpermodell

In Abb. 7.1 sind die Winkelverläufe der Stoßsimulation für die vier genannten Stabilisierungskonzepte dargestellt. Durch die Verwendung der *EA Lin, OPT*-Methode ist zeitweise eine Reduzierung der Sagittal-Winkel Amplitude  $\psi$  um mehr als 35 % möglich, wobei ein wesentlicher

Anteil dabei der Reglerauslegung zugute kommt. Dies lässt sich von den geringen Unterschieden zwischen *HEUR* und *HEUR MOD* ableiten. Mithilfe des verbesserten Übertragungsverhaltens zur Erzeugung eines Rückstellmoments – durch die gleichförmige Verwendung von Fußmomenten und Normalkräften (*OPT*-Verteilung) – kann der Neigungswinkel weiter reduziert werden. Dieser Einfluss ist jedoch relativ gering.

Für den Frontal-Winkel Verlauf  $\varphi$  führt die alleinige Verwendung der Ein-/Ausgangslinearisierung zur einer leichten Verschlechterung. Dies hängt mit der erhöhten relativen Dämpfung  $\xi_\varphi$  für *EA Lin* im Vergleich zu *PD* zusammen: der nichtlineare Regler ist in Frontalrichtung etwas robuster und dafür weniger agil (vgl. Abb. 4.3). Trotzdem sind die *EA Lin*-Verläufe für *OPT* bzw. *HEUR MOD* im Vergleich zu *PD*, *HEUR* leicht reduziert, obwohl zur Erzeugung eines Rückstellmoments in dieser Richtung lediglich die Fußmomente zur Verfügung stehen. Dies ist erklärbar durch eine effektivere Momentenverteilung auf die beiden Füße: die ursprüngliche Methode verteilt das Rückstellmoment nach den geplanten Lastfaktoren, wohingegen die beiden anderen Methoden optimierte Lastfaktoren verwenden.

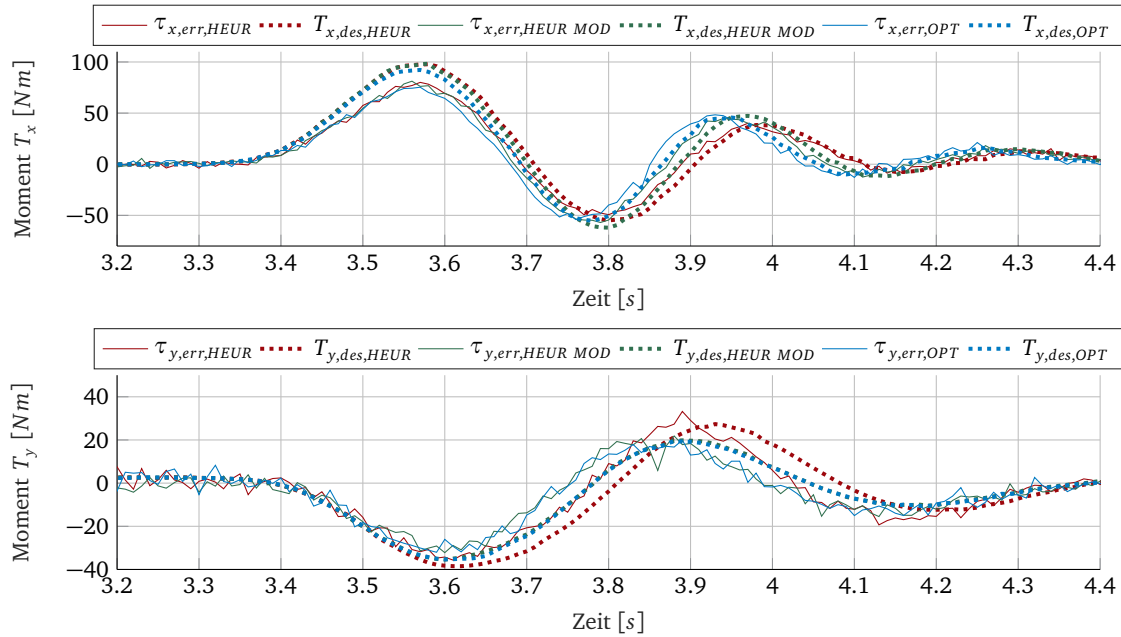
Die stationären Unterschiede zu Beginn und am Ende der Simulation können durch die Definition des IMU-Koordinatensystems und die Unterschiede beim stationären Verhalten beider Regelungen erklärt werden (vgl. Kapitel 4). Darüber hinaus spielt die Interaktion zwischen Kraft- und Positionsregelung eine Rolle, welche zu diesem Zeitpunkt gleichermaßen *angeschaltet* sind und sich möglicherweise negativ beeinflussen.



**Bild 7.1:** Winkelverläufe einer Mehrkörper-Stoßsimulation für die vier verschiedenen Stabilisierungsmethoden. Der Roboter steht aufrecht und erhält zur Zeit  $t = 3,5$  sec einen impulsartigen Stoß (Amplituden:  $F_{x,ext\ Force} = 50\text{ N}$ ,  $F_{y,ext\ Force} = 100\text{ N}$ ): durch die Ein-/Ausgangslinearisierung in Kombination mit der optimierten Kontaktkräfteverteilung ist eine Verringerung der Neigungswinkel sowohl in Sagittalrichtung  $\psi$  (oben) als auch in Frontalrichtung  $\varphi$  (unten) möglich. Es fällt ein leicht erhöhter, durch die relative Dämpfung  $\xi_{varphi}$  bedingter Neigungsfehler  $\varphi_{EA\ Lin,HEUR}$  auf.

Abb. 7.2 zeigt die geforderten Rückstellmomente  $T_{x,des}$  bzw.  $T_{y,des}$  und die simulierten Regel-

abweichungen  $\tau_{x,err}$  bzw.  $\tau_{y,err}$  (nach dem Übertragungsverhalten der Kraftregelung) für die 3 verschiedenen Kräfteverteilungen. Die Regelfehler korrelieren mit den geforderten Momenten, weshalb eine unabhängige Analyse nicht sinnvoll ist. Die Verläufe der unterschiedlichen Konzepte für die seitliche Neigung ähneln sich stark. Trotzdem ist eine leichte zeitliche Verschiebung der *HEUR MOD/OPT*-Verläufe in die Richtung *Früh* zu erkennen. Dieser Effekt deutet wiederum auf eine verbesserte Effektivität des entwickelten Verfahrens hin und könnte möglicherweise durch eine schnellere Kraftregelung noch verstärkt werden. Etwas stärker weicht die ursprüngliche Verteilung für die Neigung in Laufrichtung ab. Als Grund hierfür kann wiederum die effektivere Verteilung der Fußmomente bei *HEUR MOD* bzw. *OPT* genannt werden.



**Bild 7.2:** Gemessene Regelabweichungen  $\tau_{x,err,i}$  und Stellgrößen der Ein-/Ausganglinearisierung  $T_{x,des,i}$  für die 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen *HEUR*, *HEURMOD* und *OPT*: die optimierte Kräfteverteilung zeigt bei der Regelabweichung  $\tau_{x,err}$  (oben) geringere Werte und ein schnelleres Übertragungsverhalten als die beiden anderen Verteilungen. Bei der Regelabweichung  $\tau_{y,err}$  (unten) fällt lediglich ein etwas schlechtes Verhalten der *HEUR*-Verteilung auf.

In Abb. 7.3 ist die Normalkraftkapazität des linken Fußes  $CAP_{F_{z,1}}$  für die unterschiedlichen Kräfteverteilungen dargestellt. Diese Kennzahl wird im Verlaufe des Kapitels als Analysekriterium verwendet und berechnet sich für die geforderte Normalkraft des linken Fußes  $F_{z,1,des}$  folgendermaßen:

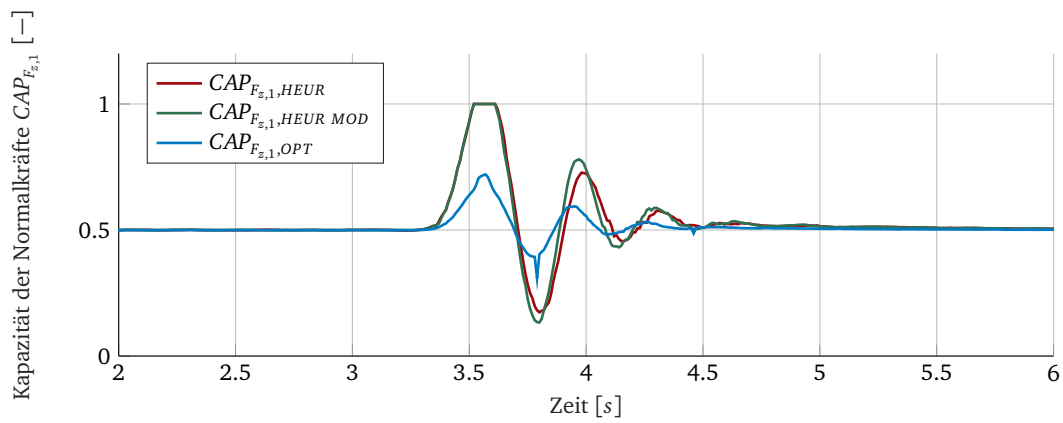
$$CAP_{F_{z,1}} = 1 - \frac{F_{z,1,max} - F_{z,1,des}}{F_{z,ges}} \quad (7.1)$$

$$\text{mit } F_{z,1,max} = \begin{cases} 0, & \rho_1 = 0 \\ F_{z,ges}, & \text{sonst.} \end{cases}$$

mit der maximal zulässigen Kraft  $F_{z,1,max}$  und der vertikalen Kraft am Schwerpunkt  $F_{z,ges}$ . Der zulässige Bereich ist auf  $0 \leq CAP \leq 1$  beschränkt, wobei für den Wert Eins die Normalkraftvariation vollständig ausgenutzt ist. Dagegen bedeutet  $CAP > 1$ , dass mehr Normalkräfte gefordert sind, als zum aktuellen Zeitpunkt zur Verfügung stehen.

Zu Beginn und am Ende der Simulation sind beide Füße zu gleichen Teilen belastet, weshalb sich der Wert  $CAP_{F_{z,1}} = 0,5$  einstellt. Da die optimierte Methode verstärkt die Fußmomente berücksichtigt, ergibt sich während der Störung für diese Verteilung eine erhöhte Reserve  $1 - CAP_{F_{z,1},OPT}$

im Vergleich zu den beiden anderen Verteilungen.



**Bild 7.3:** Ausnutzung der Normalkraftkapazität  $CAP_{F_z,1}$  (linker Fuß) zur Stabilisierung des impulsartigen Stoßes: durch die verstärkte Berücksichtigung der Fußmomente ergibt sich die erhöhte Reserve  $1 - CAP_{F_z,1,OPT}$  gegenüber den beiden anderen Verteilungen.



## 7.2 Laufen mit unerkannter Erhöhung des Untergrundes

In diesem Abschnitt werden Ergebnisse zum Problemfall *Laufen mit unerkannter Erhöhung des Untergrundes* dargestellt und analysiert. Zur Zeit  $t \approx 7 \text{ sec}$  tritt LOLA mit dem rechten Fuß auf ein 9 cm dickes Brett und bei ca.  $t \approx 8,2 \text{ sec}$  steigt LOLA vom Brett herab. Der Fuß befindet sich dabei vollständig auf dem Brett. Einen Überblick über die wichtigsten Simulationsparameter bietet Tabelle 7.2.

Simulationsparameter	Werte
Modell	Detailliertes Mehrkörpermodell
Szenario	Laufen
Störung	Rechter Fuß tritt auf 9 cm dickes Brett
Sensormodell	An
Stabilisierungsregler	<i>PD</i> vs. <i>EA Lin</i>
Kräfteverteilung	<i>HEUR</i> vs. <i>HEUR MOD</i> vs. <i>OPT</i>
Kostenfaktoren	$C_{T_x} = 1$ und $C_{T_y} = 1$

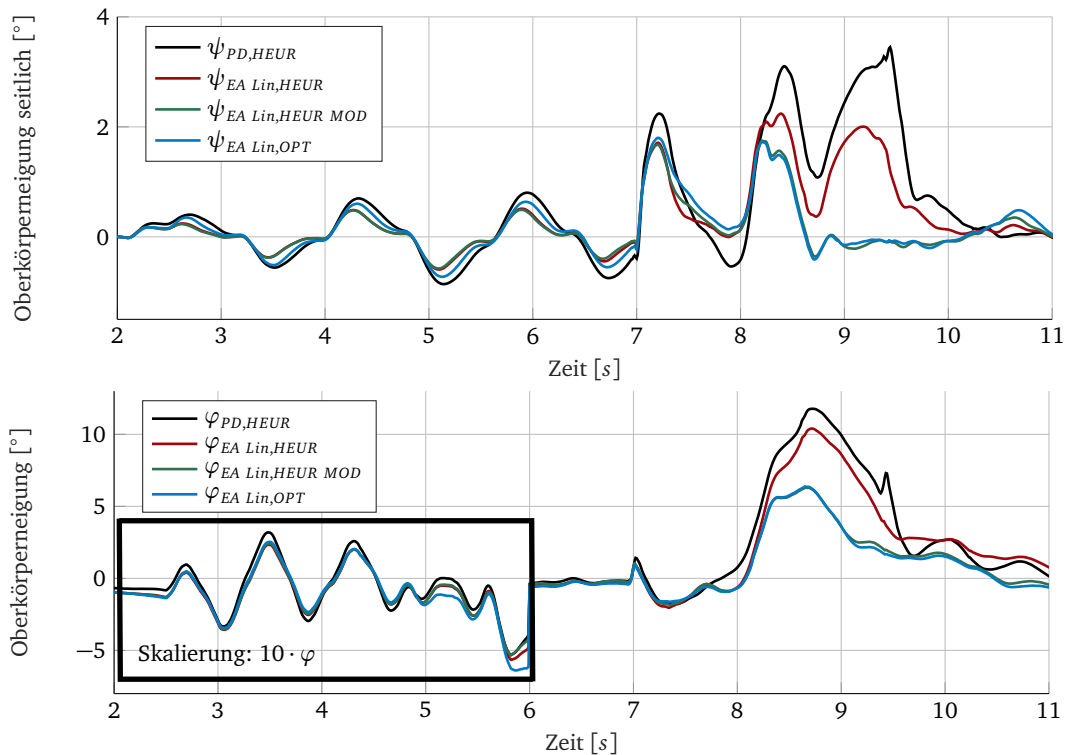
**Tabelle 7.2:** Aufstellung der Simulationsparameter zur Untersuchung: Verhalten der entwickelten Regelungskonzepte beim Stoß im Stehen am Mehrkörpermodell

In Abb. 7.4 sind die Winkelverläufe der unterschiedlichen Stabilisierungsmethoden dargestellt. Insgesamt kann durch den Einsatz der entwickelten Konzepte eine deutliche Reduzierung der Winkelverläufe erreicht werden. Die Ein-/Ausganglinearisierung der seitlichen Bewegung verringert den Neigungsfehler  $\psi$  bereits stark. Eine Verbesserung durch den Gebrauch von modifizierter bzw. optimierter Kräfteverteilung fällt erst beim Herabsteigen vom Brett ins Gewicht: im Gegensatz zur ursprünglichen Verteilung verwenden *HEUR MOD* und *OPT* die realen Lastfaktoren zur Berechnung der Stellgrößenbeschränkungen und können dadurch den Neigungsfehler wesentlich schneller ausgleichen, wohingegen *HEUR* mit einem früheren Bodenkontakt plant und auf diese Weise verstärkt Normalkräfte einzusetzen versucht. Die Fußmomente erhalten als Folge davon nur einen Anteil des geforderten Rückstellmomentes, obwohl sich der Roboter noch im SS befindet.

Auch der Frontal-Fehler wird durch die entworfenen Stabilisierungsverfahren verringert. Der Einfluss auf das *ungestörte Laufen* ist geringer, da das ursprüngliche Verfahren *PD, HEUR* mit einer maximalen Winkelabweichung von  $|\varphi_{PD, HEUR}|_{max} \leq 0,35^\circ$  nur wenig Spielraum bietet. Beim Herabsteigen vom Brett wird dagegen der Vorteil von *HEUR MOD* und *OPT* ersichtlich: die maximale Amplitude ist von  $|\varphi_{PD, HEUR}|_{max} \approx 11,8^\circ$  auf  $|\varphi_{EA Lin, HEUR MOD/OPT}|_{max} \approx 6,3^\circ$  um fast die Hälfte reduziert. Die *OPT*-Verteilung erreicht die Güte von *HEUR MOD* lediglich für den Simulationsabschnitt mit Störung. Beim ungestörten Laufen führt der Einsatz von *HEUR/HEUR MOD* zu geringeren Winkelfehlern. Mögliche Ursachen hierfür werden im folgenden Abschnitt analysiert.

Abb. 7.5 und Abb. 7.6 zeigen Regelabweichungen und geforderte Rückstellmomente um die x-Achse (Sagittal-Bewegung) bzw. um die y-Achse (Frontal-Bewegung). Zur Wahrung der Übersichtlichkeit sind die Teile *ungestörtes Laufen* und *unerkannte Störung* getrennt voneinander dargestellt. Bereits beim normalen Laufen ergeben sich wiederkehrende, erhöhte Regelabweichungen  $T_{x, err, OPT}$  nach den Double Support Phasen. Zwar ermöglicht diese Darstellung keine direkten Schlüsse auf die Effektivität der Verteilungen, da während der DS die Abweichung im Allgemeinen gleich Null ist, dennoch kann indirekt auf Ineffizienzen aufgrund dieser Fehlererhöhungen geschlossen werden.

Da in Frontal-Richtung oben genannter Effekt nicht derart ausgeprägt beobachtet werden kann,



**Bild 7.4:** Winkelverläufe einer Mehrkörper-Laufs simulation für die vier verschiedenen Stabilisierungsmethoden mit Störung. Der Roboter setzt zur Zeit  $t = 7$  sec seinen rechten Fuß einmalig, horizontal auf ein 9 cm dickes Brett. Der Winkel  $\varphi$  ist für die Zeit  $2 < t < 6$  mit dem Faktor 10 skaliert. Die entwickelten Stabilisierungsmethoden zeigen im Vergleich zur ursprünglichen Methode in beiden Richtungen einen deutlich reduzierten Neigungswinkel im Störungsfall.

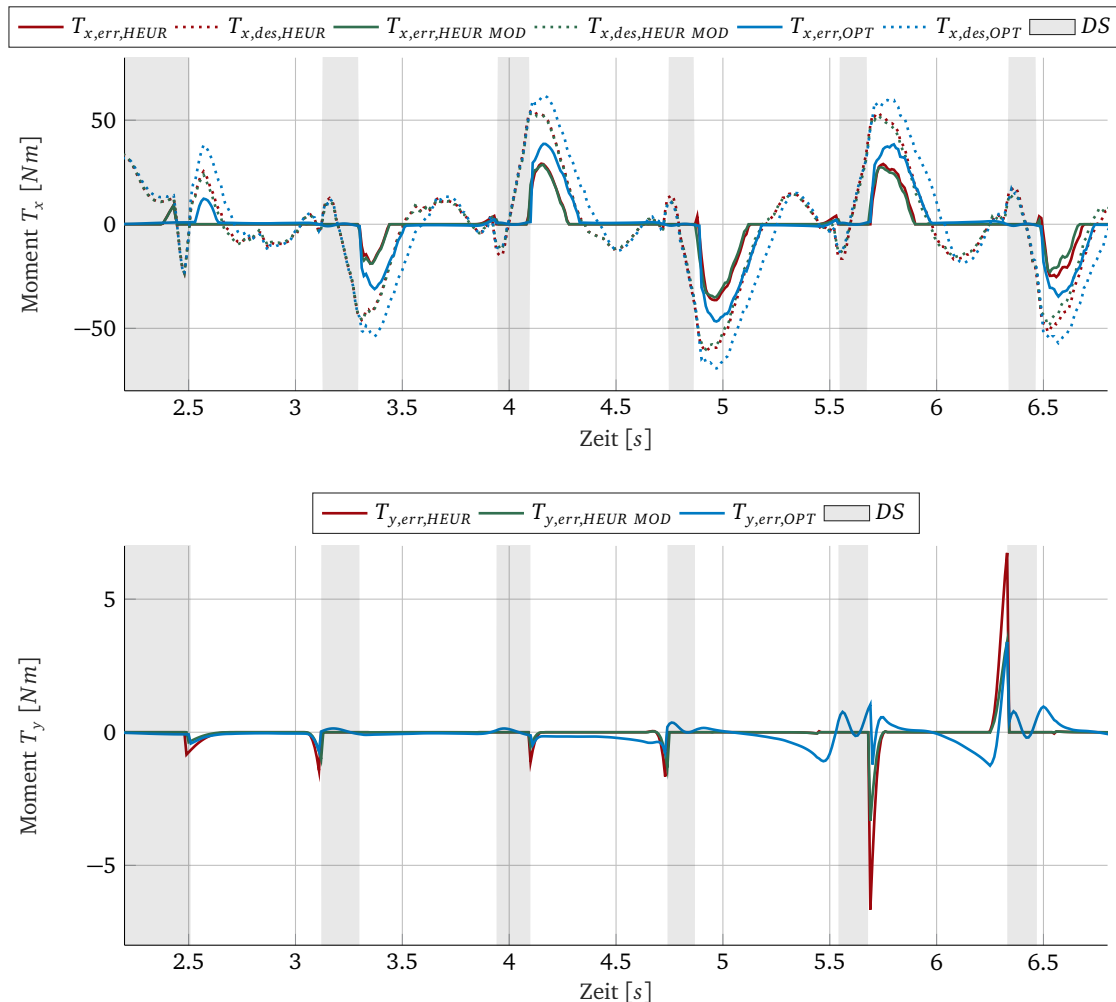
ist davon auszugehen, dass es sich um ein spezifisches Verhalten der Sagittal-Bewegung handelt. Eine mögliche Erklärung kann die Wahl der Kostenfaktoren darstellen, welche auf den jeweiligen Zeitkonstanten basiert: das Übertragungsverhalten der Kraftregelung wurde für die Normalkräfte und für die Momente um die y-Achse experimentell bestimmt, nicht jedoch für Momente um die x-Achse.

Es hat sich gezeigt, dass das Verhalten der *OPT*-Verteilung verbessert werden kann, wenn eine Beschränkung der Normkraftlimitierungen um die geplanten Normalkräfte stattfindet. Dagegen führt der erweiterte Bereich  $0 \leq F_{z,i} \leq F_{z,max}$  zu erhöhten Regelabweichungen und daraus resultierenden größeren Neigungsfehlern. Die Begründung hierfür liegt beim Übergang von *SS* zu *DS*. Kontinuierliches Umschalten von Kraft- zur Positionsregelung beim abhebenden Fuß gegen Ende des Double Supports führt zu einer Verengung der realen Normkraftlimitierungen, welche die Optimierung nicht berücksichtigt. Dagegen bezieht *HEUR/HEUR MOD* die geplanten Normalkräfte mit ein und beachtet dadurch indirekt den Umschaltvorgang. Dieses Phänomen erklärt einen Teil der reduzierten Güte von *OPT* gegenüber *HEUR MOD* und kann durch die Integration dieser Beschränkung behoben werden.

An dieser Stelle soll auf eine weitere Problematik der Optimierung aufmerksam gemacht werden: die Problemformulierung berücksichtigt keine Systemträgheit und nimmt stattdessen perfektes Übertragungsverhalten der Kraftregelung an. Durch das Einbeziehen der geplanten Normalkräfte beachtet im Gegensatz dazu *HEUR/HEUR MOD* die realen Fußkräfte näherungsweise. Dieser Unterschied kann ebenfalls Grund für eine geringere Güte sein (vgl. Abschnitt 6.2). Abhilfe könnte eine Annäherung der Kraftregelung an perfektes Übertragungsverhalten oder die Berücksichtigung der geplanten/realen Kontaktkräfte bei der Formulierung des Optimierungsproblems

schaffen.

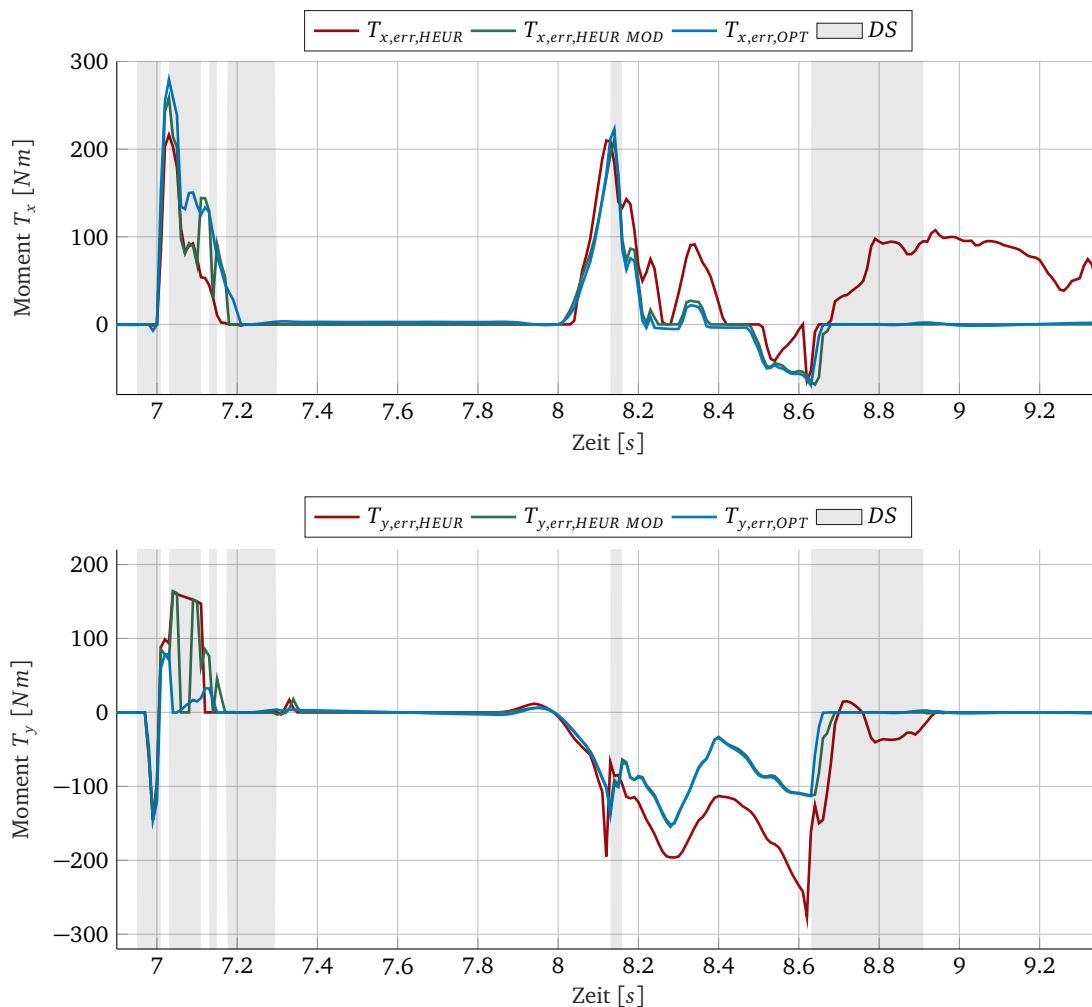
Beim Herabsteigen vom Brett zeigt sich analog zu den Winkelverläufen der Vorteil von *HEUR MOD* und *OPT* gegenüber der ursprünglichen Verteilung. Die Regelfehler werden für beide Richtungen deutlich reduziert.



**Bild 7.5:** Regelabweichungen in Sagittal-  $T_{x,err,i}$  und Frontalebene  $T_{y,err,i}$  der 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen *HEUR*, *HEUR MOD* und *OPT* für ungestörtes Laufen: in Sagittalebene (oben) ergibt sich eine erhöhte Regelabweichung für die *OPT*-Verteilung. In Frontalebene (unten) treten planungsbedingte, geringe Regelabweichungen um die DSs auf. Es ist auf die Achsenskalierung zu achten.

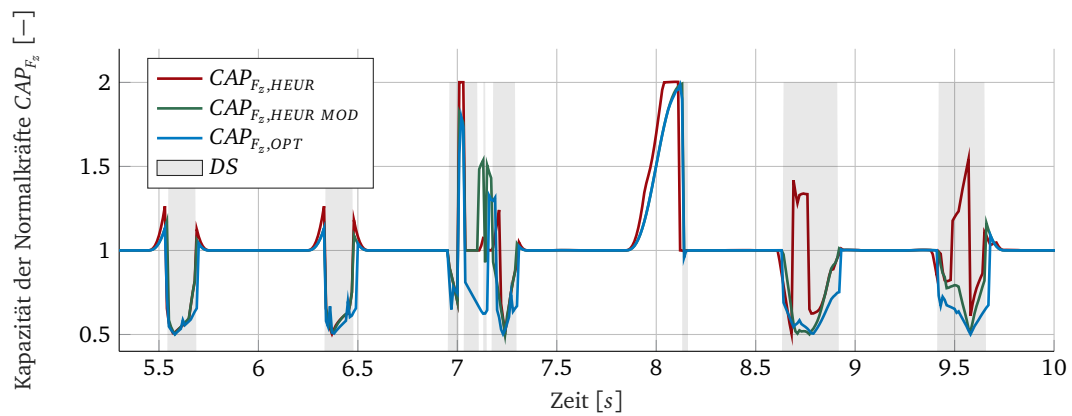
Die verhältnismäßig geringen Regelfehler  $T_{y,err,OPT}$  beim ungestörten Laufen sind der unberücksichtigten Driftkompensation geschuldet<sup>1</sup>. In der selben Größenordnung treten bei allen Verteilungskonzepten zu Beginn und am Ende der Double Support Phasen Regelabweichungen auf. Dies sind Planungsfehler, welche sich auf die Kraftverteilungen auswirken (vgl. Kapitel 5). Zur genaueren Analyse dieser Fehler stellt Abb. 7.7 die Normalkraftkapazitäten  $CAP_{F_z} = \max(CAP_{F_z,0}, CAP_{F_z,1})$  dar.  $CAP_{F_z}$  beschreibt das verwendete Potential der Normalkräfte: bei einem Wert  $CAP_{F_z} < 1$  wird das zur Verfügung stehende Potential nicht vollständig ausgenutzt, wohingegen für  $CAP_{F_z} > 1$  die Normalkraft-Limitierungen verletzt sind. Ein Verstoß gegen diese Bedingung reduziert die Effektivität der Verteilung und ist zu vermeiden.

<sup>1</sup>Die Driftkompensation dient der Stabilisation des Schwerpunkts in vertikaler Richtung und wird von *OPT* nicht berücksichtigt.



**Bild 7.6:** Regelabweichungen in Sagittal-  $T_{x,err,i}$  und Frontalebene  $T_{y,err,i}$  der 3 verschiedenen Kontaktkräfteverteilungen *HEUR*, *HEUR MOD* und *OPT* für Laufen mit Störung; beim Herabsteigen vom Brett können *HEUR MOD* und *OPT* den Regelfehler wesentlich schneller reduzieren.

Das Berücksichtigen der geplanten Normalkräfte zur Limitberechnung bei allen Verteilungskonzepten – auch bei *OPT*, durch die Beschränkung der Normalkraftlimits um  $F_{z,0/1,plan}$  – führt dazu, dass Planungsfehler während des Single Supports Werte  $CAP_{F_z} > 1$  ermöglichen. Häufige Überschreitungen des Grenzwertes für *HEUR* beim Herabsteigen vom Brett sind maßgebend für die erhöhten Neigungsfehler dieser Verteilung. Im Bereich der Double Support Phasen sind die Werte für *OPT* im Allgemeinen etwas geringer als für *HEUR MOD*, was aus der intensiveren Verwendung der Fußmomente resultiert.



**Bild 7.7:** Ausnutzung der Normalkraftkapazität  $CAP_{F_z}$  zur Stabilisierung der Laufsimulation mit Störung. Das Überschreiten des Grenzwertes  $CAP_{F_z} = 1$  entspricht einer Verletzung der Normalkraft-Limitierung und reduziert die Effektivität der Kontaktkräfteverteilung.



## Kapitel 8

# Ergebnisse der Stabilisierungskonzepte am realen Roboter

Anhand zweier Laufszenarien analysiert dieses Kapitel die Auswirkungen der Stabilisierungskonzepte auf den realen Roboter. Aufgrund der begrenzten Laborfläche ist die Untersuchung in *ungestörtes Laufen* und *Laufen über unerkanntes Brett* aufgeteilt. Auf die experimentelle Evaluation des Stoßversuchs wird verzichtet, da man hierfür den Roboter mehrfach mit einer annähernd gleichen, impulsartigen Störung auslenken müsste und dies nicht ohne weitere Vorbereitungen möglich wäre. An dieser Stelle soll auch darauf hingewiesen werden, dass die jeweiligen Versuche lediglich einmal durchgeführt wurden. Da bereits kleine Unterschiede – etwa den Tritt auf das Brett betreffend – große Effekte auf das Stabilitätsverhalten haben können, sollten zur Bekräftigung der Resultate die Experimente mehrmals wiederholt werden.

Bereits vor den Versuchen, beim sukzessiven Einschalten der Kraftregelung für die Normalkräfte, hat sich gezeigt, dass der Roboter für die gewählten Simulationsparameter der nichtlinearen inertialen Stabilisierung *EA Lin* zu schwingen beginnt. Durch schrittweises Reduzieren der relativen Dämpfung von  $\xi_{\psi,EA Lin} = \xi_{\varphi,EA Lin} = 1$  auf  $\xi_{\psi,EA Lin} = \xi_{\varphi,EA Lin} = 0.4$  und Anpassen der Eigenkreisfrequenz von  $\omega_{\psi,EA Lin} = 7 \text{ rad} / \omega_{\varphi,EA Lin} = 3 \text{ rad}$  auf  $\omega_{\psi,EA Lin} = \omega_{\varphi,EA Lin} = 3,8 \text{ rad}$  konnte diese Problematik behoben werden. Dabei liegen die neuen Pole von *EA Lin* deutlich näher bei den ursprünglichen Polen des PD-Reglers (vgl. Abschnitt 4.1) und gerade der geschwindigkeitsproportionale Regleranteil wurde experimentell als limitierender Faktor ermittelt. Dementsprechend sind die Resultate der Reglerauslegung nur bedingt mit denen der Simulationen zu vergleichen.

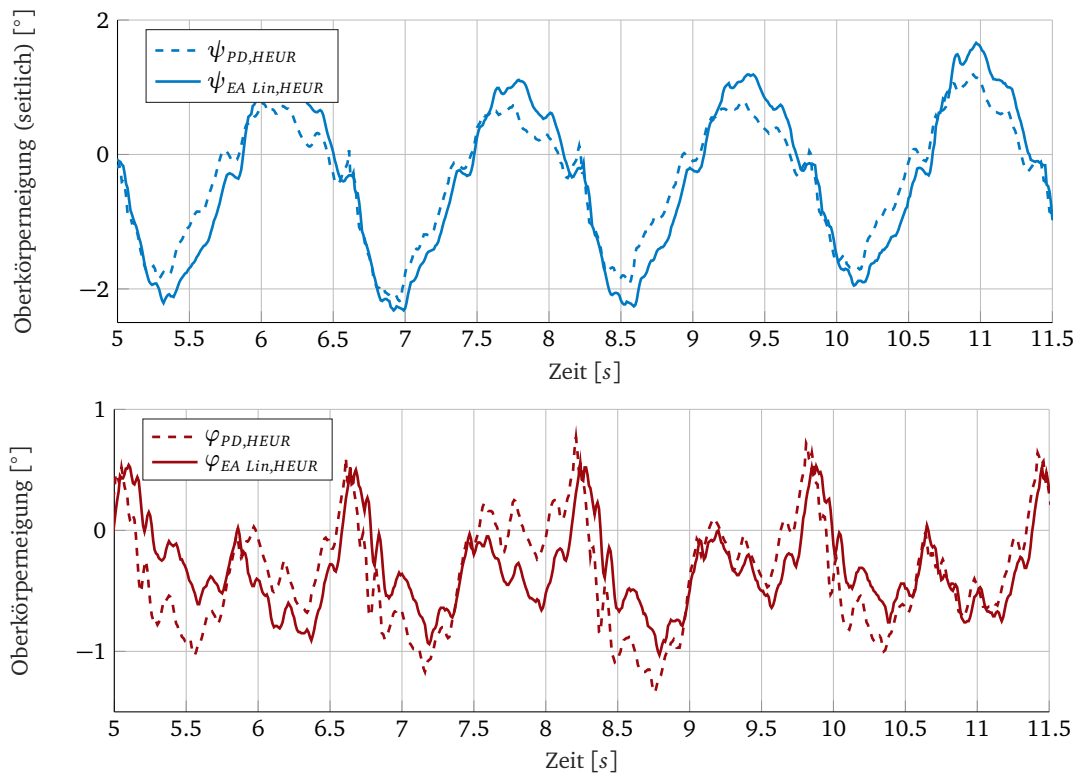
Als mögliche Ursache für die großen Unterschiede zwischen MKS und realem Roboter bzgl. der Reglerauslegung ist einerseits das Nichteinbeziehen von Systemeigenfrequenzen beim Mehrkörpermodell zu nennen, denn gerade das Verbindungselement von IMU zum Roboterrumpf – als Schnittstelle von Messgrößen zu Kontaktkräften – kann in diesem Zusammenhang großen Einfluss auf die Systemdynamik haben. Andererseits entspricht das reale Übertragungsverhalten der Kraftregelung für Normalkräfte eher einem Übertragungsglied höherer Ordnung (vgl. Abschnitt 3.2.1), wohingegen PT1-Verhalten angenommen wird.

### 8.1 Ungestörtes Laufexperiment

Ausgehend von der Ausgangsstellung erreicht LOLA nach wenigen Schritten einen stationären Laufzyklus und hält nach etwa fünf Metern wieder an. Die folgenden Abbildungen zeigen einen Teilbereich der Winkelverläufe vom stationären Gang, um die Einflüsse von Stabilisierungsregler und Kräfteverteilung zu analysieren.

## Reglervergleich

Die Oberkörperneigungen in Sagittal- und Frontalebene – dargestellt in Abb. 8.1 – unterscheiden sich für beide Regler (*PD* und *EA Lin*) grundsätzlich nicht sehr stark. Zum Einen ist die maximale Amplitude der seitlichen Neigung bei *PD* etwas geringer, dagegen weist in Frontalebene *EA Lin* hierbei kleinere Werte auf. Da die Auslenkungen im Allgemeinen relativ gering sind, hat die nichtlineare Kompensation von *EA Lin* nur geringen Einfluss. Von entscheidender Bedeutung sind geschwindigkeits- bzw. auslenkungsproportionale Regleranteile.

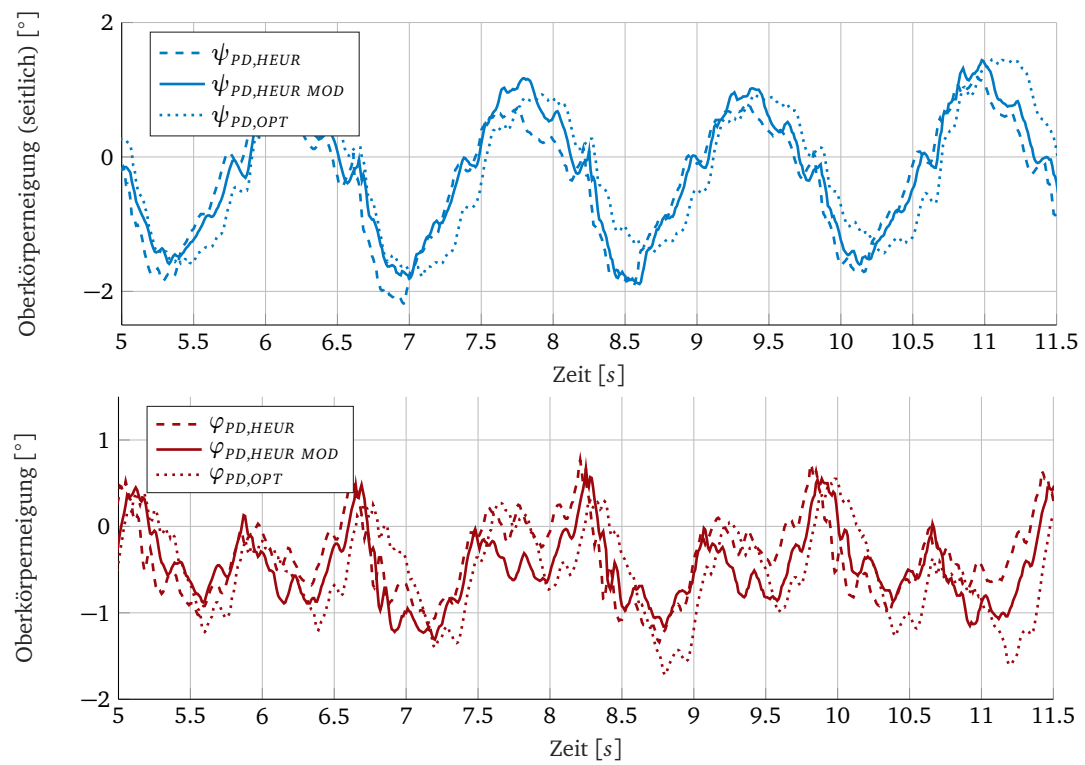


**Bild 8.1:** Reglervergleich durch gemessene Winkelverläufe beim *ungestörten Laufen*: auf die kleinen Auslenkungen ( $\psi, \varphi \leq \pm 2, 2^\circ$ ) hat die nichtlineare Kompensation von *EA Lin* nur geringen Einfluss. Von entscheidender Bedeutung ist die Wahl der Verstärkungsfaktoren.

## Vergleich der Kontaktkräfteverteilungen

Zur Gegenüberstellung der Verteilungskonzepte *HEUR*, *HEUR MOD* und *OPT* wird auf den ursprünglichen Stabilisierungsregler *PD* zurückgegriffen. Abb. 8.2 zeigt hierfür die Winkelverläufe beider Neigungsrichtungen. Weder in Sagittal- noch Frontalebene lässt sich eine eindeutige Verbesserung bzw. Verschlechterung durch die optimierten Konzepte feststellen, obwohl nach den Resultaten der MKS mit einer leichten Erhöhung der seitlichen Oberkörperneigung für *OPT* zu rechnen ist.





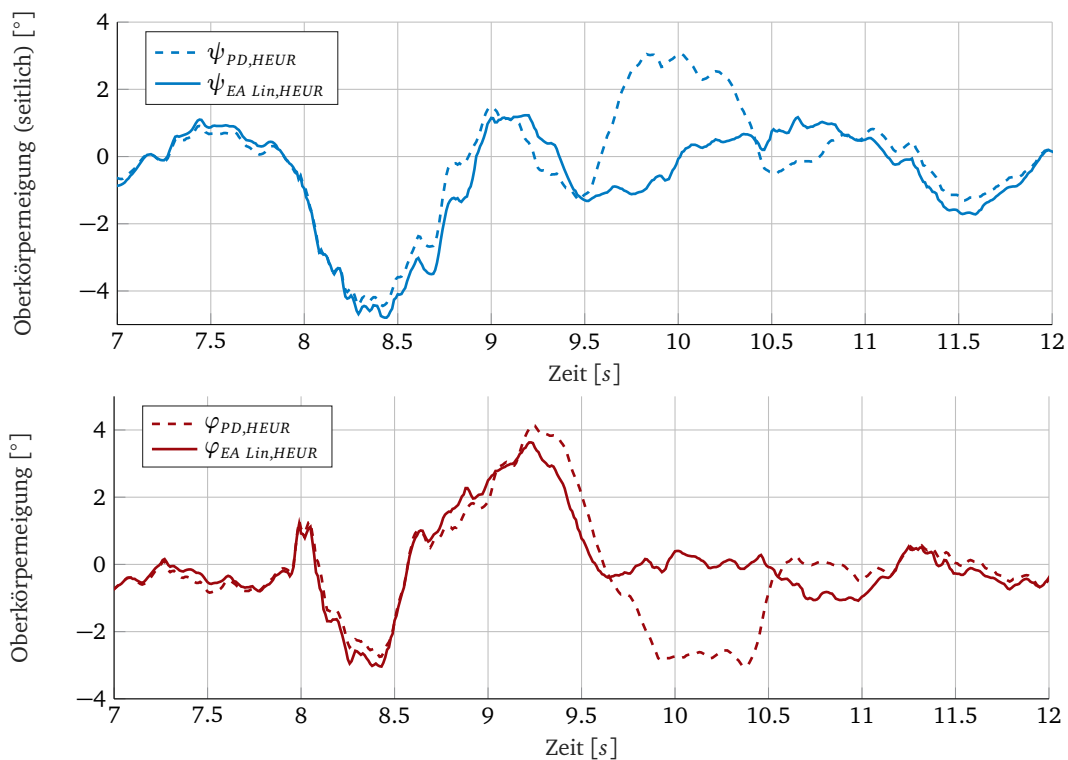
**Bild 8.2:** Vergleich der Verteilungskonzepte durch gemessene Winkelverläufe beim *ungestörten Laufen*: *HEUR*, *HEUR MOD* und *OPT* weisen in Sagittal- und Frontalebene keine charakteristischen Unterschiede auf.

## 8.2 Laufen über unerkanntes Brett

In diesem Szenario tritt LOLA mit ihrem dritten Schritt des rechten Fußes vollständig auf ein 5 cm dickes Holzbrett, welches vorher von der Objekterkennung nicht detektiert wurde. Als problematisch hat sich bei der MKS vor allem die Phase *Tritt ins Leere* – vom Brett auf den Boden – herausgestellt. Dabei findet der reale DS später als geplant statt, was bei *HEUR* zu charakteristischen Stabilisierungsproblemen führt. Regler und Verteilungskonzepte werden entsprechend zum vorherigen Abschnitt getrennt voneinander verglichen.

### Reglervergleich

Abb. 8.3 stellt die Winkelverläufe der seitlichen und frontalen Oberkörperneigung für die Störungsphase dar. Offensichtlich stabilisiert sich der ursprüngliche PD-Regler deutlich langsamer und mit größeren Auslenkungen als die nichtlineare Stabilisierung. Es ist zwar naheliegend, dass aus dem linearen Pendant zu *EA Lin* für größere Auslenkungen verstärkt Fehler resultieren. Ob sich diese ausgeprägte Verbesserung allerdings, alleine durch die Reglerauslegung ergibt, ist dennoch fraglich. Insbesondere da Vergleichbares bei der MKS nicht zu beobachten ist. Dies bleibt durch ein mehrmaliges Wiederholen der Versuche noch zu untersuchen.



**Bild 8.3:** Reglervergleich durch gemessene Winkelverläufe beim *Laufen über unerkanntes Brett*: *EA Lin* stabilisiert das *Steigen vom Brett* merklich schneller als der ursprüngliche lineare PD-Regler.

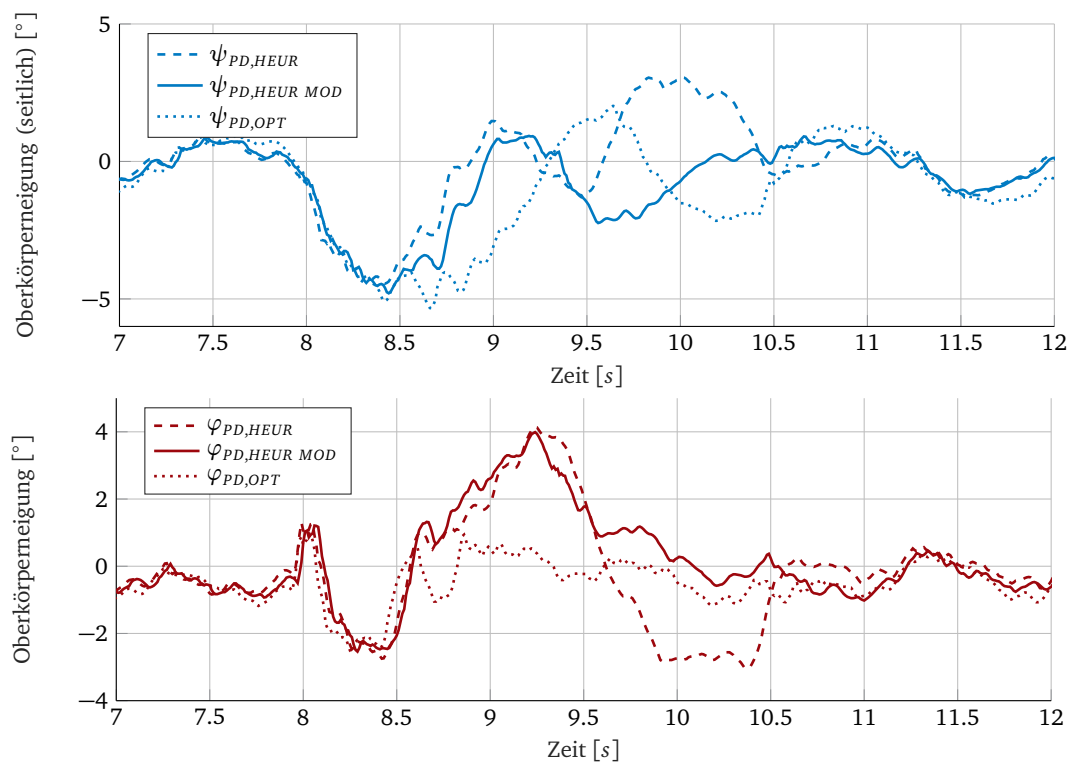
### Vergleich der Kontaktkräfteverteilungen

Die Neigungsverläufe der verschiedenen Verteilungskonzepte unterscheiden sich zum Teil sehr stark für die Zeit der unerkannten Störung (vgl. Abb. 8.4). In Sagittalrichtung stabilisiert sich *HEUR MOD* etwa 0,5 sec schneller als *HEUR* bzw. *OPT* und die ursprüngliche Verteilung weißt

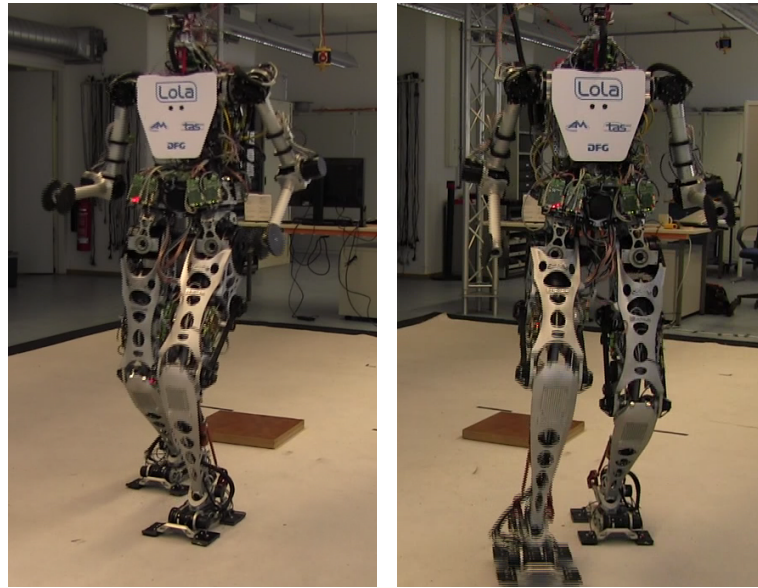
in positiver Richtung – entsprechend der MKS (vgl. Abb. 7.4) – die größte Auslenkung auf. Der Verlauf von *OPT* wirkt zeitlich etwas verzögert. In Laufrichtung ist *OPT* beträchtlich stabiler als die beiden anderen Konzepte und wird beim *Tritt ins Leere* kaum merklich ausgelenkt, wohingegen diese Problematik besonders bei *HEUR* den  $\varphi$ -Verlauf erkennbar verschlechtert.

An dieser Stelle soll auch erwähnt werden, dass sich LOLA besonders bei *HEUR* für das *Herabsteigen vom Brett* um die Vertikalachse dreht. Damit ändert sich die Laufrichtung um mehr als  $30^\circ$ , wohingegen *OPT* unverändert geradeaus läuft (vgl. Abb. 8.5). *HEUR MOD* ist mit einer leichten Verdrehung zwischen den beiden anderen Konzepten einzuordnen.

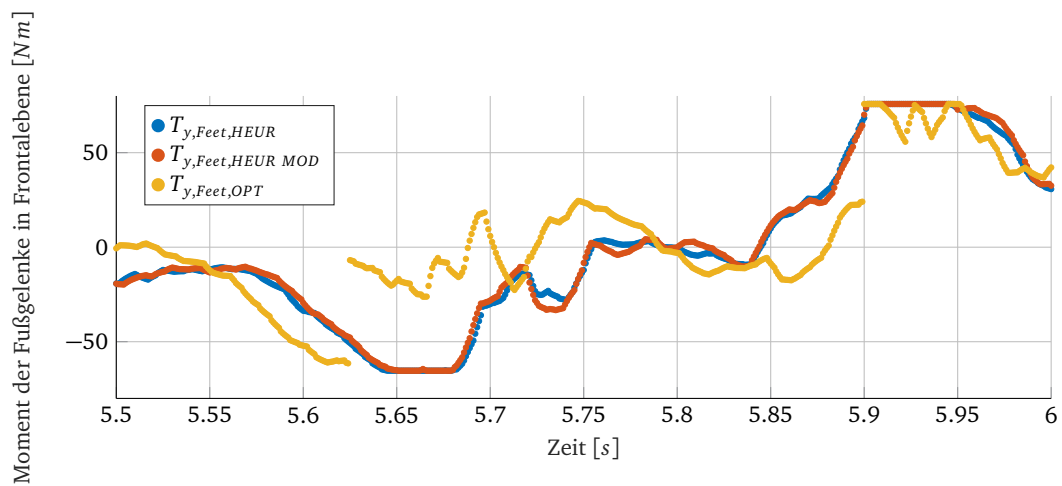
Abb. 8.6 stellt exemplarisch die geforderten Fußmomente in Frontalebene  $T_{y,Feet}$  dar, um auf eine Problematik der optimierten Verteilung aufmerksam zu machen: beim Übergang von DS zu SS und umgekehrt springen die geforderten Größen (Fußmomente und Normalkräfte) schlagartig (vgl.  $t = 5,625\text{ sec}$  bzw.  $t = 5,900\text{ sec}$ ) und können somit zu einer Schädigung der Motoren führen. Während des Experiments waren für *OPT* auch leichte *Schläge* wahr zu nehmen. Grund hierfür ist die nicht kontinuierliche Bereitstellung bzw. Beschränkung der Kontaktkräfte (vgl. Abb. 5.4). Damit stimmt die Annahme, dass die Kraftregelung als Tiefpassfilter fungiert und somit keine Schädigung der Elektromotoren zu befürchten ist (vgl. Abschnitt 6.1.1), nur bedingt: die PT1-Zieldynamik des Fehlers beinhaltet die reale, physikalische Strecke von Fußmoment bzw. Normalkraft. Damit verhindert der PT1-Charakter nicht zwangsläufig eine zu starke Änderung der angelegten Stromstärke – als Motoreingangsgröße –, sondern prägt dem *Gesamtsystem* lediglich Tiefpassverhalten auf.



**Bild 8.4:** Vergleich der Verteilungskonzepte durch gemessene Winkelverläufe beim *Laufen über unerkanntes Brett*: beim *Steigen vom Brett* weichen die Winkelverläufe der drei Konzepte in beide Richtungen unvorhergesehen stark von einander ab. *OPT* sichert die aufrechte Oberkörperhaltung vor allem in Laufrichtung wesentlich besser als die beiden anderen Verteilungen.



**Bild 8.5:** LOLA beim Ausgleichen der Störung für *OPT* (links) und *HEUR* (rechts): beim *Herabsteigen vom Brett* dreht LOLA für die ursprüngliche Verteilung um ihre eigene Hochachse, was in einer Änderung der Laufrichtung resultiert. Dieser Effekt bleibt bei *OPT* weitgehend unbeobachtet.



**Bild 8.6:** Exemplarischer Auszug des geforderten Fußmoments  $T_{y,Feet}$  in Frontalebene für die drei Stabilisierungskonzepte: der Übergang von DS (hier  $5,625 \leq t_{DS} \leq 5,900$ ) zu SS (und umgekehrt) führt bei *OPT* zur schlagartigen Änderung des geforderten Moments.

# Kapitel 9

## Fazit und Ausblick

Im Rahmen dieser Forschungsarbeit wird die Inertiale Stabilisierung von LOLA ausführlich analysiert und auf Grundlage eines reduzierten Modells bzw. Mehrkörpermodells neue Konzepte entwickelt. Die auf einem nichtlinearen, inversen Pendel basierende Ein-/Ausganglinearisierung *EA Lin* ersetzt den linearen PD-Regler *PD* und die Kontaktkräfte werden beim DS – anstatt des heuristischen Ansatzes *HEUR* – mittels der Lösung eines beschränkten Optimierungsproblems *OPT* verteilt. Zusätzlich dazu wurde *HEUR* um zwei Eigenschaften modifiziert und als zusätzliches Verteilungskonzept *HEUR MOD* untersucht.

Die Untersuchungen am reduzierten Modell zeigen für die Reglerauslegung und gerade bei Verwendung der optimierten Verteilungsmethode eine ausgeprägte Reduzierung der Neigungsverläufe in beide Richtungen. Das Erhöhen von relativer Dämpfung in Verbindung mit einem erweiterten Stellgrößenbereich durch *OPT* hat großen Einfluss auf die Balance. Dagegen fließt die Kompensation der Nichtlinearitäten bei den niedrigen Neigungswinkeln nur verhältnismäßig gering ein. Bei den *dynamischen Szenarien* der MKS *ungestörtes Laufen* und *Laufen mit Störung* sorgt *EA Lin* für ein stabileres Verhalten und reduziert gegenüber *PD* die Winkelverläufe. Lediglich beim Stoßversuch resultiert aus der langsameren  $\varphi$ -Dynamik eine leicht erhöhte Amplitude. Die entwickelten Verteilungskonzepte zeigen gerade für das *Laufen mit Störung* deutlich ihre Vorteile gegenüber der ursprünglichen Methode.

Durch die Berücksichtigung des realen Kontaktzustands setzen *HEUR MOD* und *OPT* im Vergleich zu *HEUR* die Kontaktkräfte im Falle einer Störung wesentlich effektiver ein. Im ungestörten Fall reicht die Güte der optimierten Verteilung trotz gleichmäßiger Verwendung von Fußmomente und Normalkraftvariation nicht an die von *HEUR* bzw. *HEUR MOD* heran. Als Grund hierfür ist für *OPT* die schlagartige Erweiterung/Begrenzung der Stellgrößenbeschränkung zu nennen, wobei von idealem Übertragungsverhalten der Kraftregelung ausgegangen wird. Im Gegensatz dazu berücksichtigt *HEUR* die Planungsfaktoren und bezieht damit den kontinuierlichen Umschaltvorgang von Kraft- zu Positionsregelung und indirekt die Systemträgheit mit ein.

MKS und reduziertes Modell weisen beträchtliche Unterschiede bzgl. der *realen* Fußkontaktzeiten auf (vgl. Abschnitt 3.2.3). Des Weiteren hat sich, beim reduzierten Modell zusätzlich zum impulsartigen Fußaufsetzen eine realitätsnahe Störung aufzuprägen, als problematisch herausgestellt. Beide Effekte haben erheblichen Einfluss auf die Stabilität des Roboters, weshalb in den Augen des Autors, Stabilitätsuntersuchungen mithilfe des reduzierten Modells lediglich als grobe Richtungsweisung angesehen werden können. Gerade *realer* Fußkontakt und die Effektivität des Verteilungskonzepts beim Übergang von DS zu SS wirken sich aufs Stabilitätsverhalten vom detaillierten Modell unvorhergesehen stark aus und werden bei der reduzierten Variante nicht berücksichtigt.

Darüber hinaus hat sich auch die Reglerauslegung am detaillierten Modell als problematisch her-

ausgestellt: beim Einschalten der Normalkraftregelung im Experiment für *EA lin* beginnt die Struktur von LOLA zu schwingen, wohingegen Mehrkörpersimulation ein derartiges Verhalten nicht zeigen. Erst ein Angleich der Verstärkungsfaktoren von *EA Lin* an die des PD-Reglers, die damit als limitierender Faktor verstanden werden kann, ermöglichen einen Einsatz der nichtlinearen Regelung. Nichtmodellerte Bauteileigenfrequenzen sind eine logische Begründung für dieses Verhalten. Alternativ hierzu hat sicherlich das reale Übertragungsverhalten der Normalkraftregelung, welches eher einem PT4-Charakter gleicht, Wichtigkeit in diesem Zusammenhang. Besonders, da LOLA ausschließlich beim Einschalten dieses Anteils und nicht dem Momentenanteil das Schwingen anfängt.

Das Laufexperiment mit Störung zeigt für die beiden entwickelten Verteilungskonzepte großes Potential. Gerade *OPT* wird in Laufrichtung im Vergleich zu den beiden anderen Konzepten kaum merklich ausgelenkt, aber auch *HEUR MOD* stabilisiert sich durch die Berücksichtigung der realen Fußkontakte entsprechend schneller. Dennoch sind die experimentell gewonnenen Ergebnisse durch weitere Tests noch zu bestätigen, da bereits kleine Unterschiede bei einem Testlauf – z. B. Position von LOLA zum Brett – große Auswirkungen auf den Verlauf haben können.

Unabhängig von den Resultaten der Oberkörperstabilisierung ermöglicht die modellbasierte Reglerauslegung und die Formulierung der Kontaktkräfteredundanz als Optimierungsproblem eine anschauliche und flexible Beschreibung der Problematik. Gerade für die Kräfteverteilung konnten dadurch vorher unscheinbare Effekte aufgedeckt werden. Insbesondere in Verbindung mit einer verbesserten/schnelleren Kraftregelung ist der Autor überzeugt, dass der *OPT*-Ansatz großes Potential besitzt. Allerdings bleiben die optimalen Parameter noch experimentell zu bestimmen. Folgende Probleme sind bekannt und sollten nach Möglichkeit behoben werden: (1a) Konvergenzprobleme durch Beschränkungsqualifikation<sup>1</sup>, (1b) im Falle eines SS wird das Optimierungsproblem derzeit mit angepassten Normalkraftgrenzen gelöst – obwohl in diesem Fall offensichtlich keine Redundanz vorliegt –, was hinsichtlich dem Rechenaufwand keine Ideallösung darstellt, (2) nichtkontinuierliche Beschränkung/Erweiterung der Limits im Gegensatz zum kontinuierlichen Umschalten zwischen Kraft- und Positionsregelung und (3) keine Berücksichtigung von Systemträgheiten, stattdessen Annahme eines perfekten Verhaltens der Kraftregelung. Zumindest (1) und (2) sollten vor dem regelmäßigen Einsatz von *OPT* behoben sein.

Erste MKS-Untersuchungen mit der Verwendung von realen statt geplanten Lastfaktoren zur Berechnung des maximalen Normalkraftvariationsbereich (vgl. Kapitel 5)) zeigten für das Szenario *ungestörtes Laufen* vielversprechende Ergebnisse. Demgegenüber konnte der Lastfall *Laufen mit Störung* nicht stabilisiert werden, weshalb dieses Konzept der Vollständigkeit halber aufgeführt aber nicht detailliert analysiert wird. Der Stellgrößenbereich ist im Vergleich zu den anderen Methoden am kleinsten, weshalb es womöglich zu den genannten Stabilisierungsproblemen kommt. Dafür wird vollständig auf Planungsfehler verzichtet, wodurch sich beim ungestörten Laufen eine erhöhte Güte in den Neigungswinkelverläufen als für *HEUR*, *HEUR MOD* und *OPT* ergibt. Die wahre Leistungsfähigkeit dieses Ansatzes bleibt noch zu untersuchen.

---

<sup>1</sup>Diese können beim Durchlauf der Methode zu Fehlermeldungen wie *Halted because roundoff errors limited progress* oder *Generic failure code* führen. In diesem Fall kann das berechnete Ergebnis häufig dennoch verwendet werden.

## Anhang A

### Bewegungsdifferentialgleichungen des reduzierten Modells

BDGLs des reduzierten Modells aus Abschnitt 3.2.2 in Zustandsraummodelldarstellung:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \boldsymbol{\lambda}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, F_{z,0/1}, \mathbf{T}_{0/1}) \quad (\text{A.1})$$

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{12} & M_{22} & M_{23} \\ M_{13} & M_{23} & M_{33} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{h} = \begin{pmatrix} h_z \\ h_\psi \\ h_\varphi \end{pmatrix}, \quad \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{Q}_{NK} \quad (\text{A.2})$$

$$M_{11} = m \quad (\text{A.3})$$

$$M_{12} = my_b \cos(\psi) - m \sin(\psi)z_b \cos(\varphi) \quad (\text{A.4})$$

$$M_{13} = -mx_b \cos(\varphi) - m \sin(\varphi)z_b \cos(\psi) \quad (\text{A.5})$$

$$M_{22} = my_b^2 + mz_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 - mz_b^2 \cos(\psi)^2 + mz_b^2 - \Theta_z^T \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 + \Theta_x^T \cos(\varphi)^2 + \Theta_z^T \cos(\psi)^2 \quad (\text{A.6})$$

$$M_{23} = m \sin(\psi)x_b z_b - m \sin(\varphi)y_b z_b - m x_b y_b \cos(\varphi) \cos(\psi) - \Theta_z^T \sin(\varphi) \sin(\psi) \cos(\varphi) \cos(\psi) - m \sin(\varphi) \sin(\psi) z_b^2 \cos(\varphi) \cos(\psi) \quad (\text{A.7})$$

$$M_{33} = m x_b^2 + m z_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 - m z_b^2 \cos(\varphi)^2 + m z_b^2 - \Theta_z^T \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 + \Theta_z^T \cos(\varphi)^2 + \Theta_y^T \cos(\psi)^2 \quad (\text{A.8})$$

$$h_z = g m - m \sin(\varphi) \ddot{x}_b + m \sin(\psi) \ddot{y}_b - 2m \cos(\varphi) \dot{\varphi} \dot{x}_b + m \cos(\psi) \dot{y}_b \dot{\psi} + m \cos(\varphi) \cos(\psi) \ddot{z}_b + m \sin(\varphi) x_b \dot{\varphi}^2 - m \sin(\psi) y_b \dot{\psi}^2 - 2m \sin(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi} \dot{z}_b - m \sin(\psi) \cos(\varphi) \dot{z}_b \dot{\psi} - m z_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 - m z_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + m \sin(\varphi) \sin(\psi) z_b \dot{\varphi} \dot{\psi} \quad (\text{A.9})$$

$$h_\psi = g m y_b \cos(\psi) + \Theta_y^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 - \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + 2m y_b \dot{\psi} \dot{y}_b + m y_b \cos(\varphi) \ddot{z}_b - m z_b \cos(\varphi) \ddot{y}_b + 2m z_b \dot{\psi} \dot{z}_b + 2m \sin(\psi) z_b \dot{\varphi} \dot{x}_b - m \sin(\varphi) y_b \dot{z}_b \dot{\varphi} - m \sin(\psi) z_b \cos(\psi) \ddot{z}_b - g m \sin(\psi) z_b \cos(\varphi) - 2m z_b \cos(\psi)^2 \dot{\psi} \dot{z}_b - m y_b z_b \cos(\varphi) \dot{\varphi}^2 - \Theta_x^T \sin(\varphi) \cos(\varphi) \dot{\psi} \dot{\varphi} - 3\Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 - m \sin(\varphi) y_b \cos(\psi) \ddot{x}_b - m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 - m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + m \sin(\psi) z_b \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \ddot{z}_b + m \sin(\varphi) x_b y_b \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + m z_b \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 \dot{z}_b \dot{\psi} - 2m y_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi} \dot{x}_b + \Theta_z^T \sin(\varphi) \cos(\varphi) \cos(\psi)^2 \dot{\psi} \dot{\varphi} - 2m \sin(\varphi) z_b^2 \cos(\varphi) \cos(\psi)^2 \dot{\varphi} \dot{\psi} - 2m \sin(\varphi) \sin(\psi) z_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi} \dot{z}_b \quad (\text{A.10})$$

$$h_\varphi = g m y_b \cos(\psi) + \Theta_y^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 - \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + 2m y_b \dot{\psi} \dot{y}_b + m y_b \cos(\varphi) \ddot{z}_b - m z_b \cos(\varphi) \ddot{y}_b + 2m z_b \dot{\psi} \dot{z}_b + 2m \sin(\psi) z_b \dot{\varphi} \dot{x}_b - m \sin(\varphi) y_b \dot{z}_b \dot{\varphi} - m \sin(\psi) z_b \cos(\psi) \ddot{z}_b - g m \sin(\psi) z_b \cos(\varphi) - 2m z_b \cos(\psi)^2 \dot{\psi} \dot{z}_b - m y_b z_b \cos(\varphi) \dot{\varphi}^2 - \Theta_x^T \sin(\varphi) \cos(\varphi) \dot{\psi} \dot{\varphi} - 3\Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + \Theta_z^T \sin(\psi) \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 - m \sin(\varphi) y_b \cos(\psi) \ddot{x}_b - m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 - m \sin(\psi) z_b^2 \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \dot{\psi}^2 + m \sin(\psi) z_b \cos(\varphi)^2 \cos(\psi) \ddot{z}_b + m \sin(\varphi) x_b y_b \cos(\psi) \dot{\varphi}^2 + m z_b \cos(\varphi)^2 \cos(\psi)^2 \dot{z}_b \dot{\psi} - 2m y_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi} \dot{x}_b + \Theta_z^T \sin(\varphi) \cos(\varphi) \cos(\psi)^2 \dot{\psi} \dot{\varphi} - 2m \sin(\varphi) z_b^2 \cos(\varphi) \cos(\psi)^2 \dot{\varphi} \dot{\psi} - 2m \sin(\varphi) \sin(\psi) z_b \cos(\varphi) \cos(\psi) \dot{\varphi} \dot{z}_b \quad (\text{A.11})$$



## Anhang B

### Gradienten des Optimierungsproblems

#### Gradienten der Kostenfunktion

$$\frac{\partial f}{\partial F_{z,0}} = \begin{cases} 2 c_{T_x} r_{y,CoG0} (g_1 + T_{PT1,F_z} T_{x,F_z}) - 2 c_{T_y} r_{x,CoG0} (g_2 + T_{PT1,F_z} T_{y,F_z}) - p \mu F_{tan,0} (F_{tan,0} - p \mu F_{z,0})^{n-1}, & F_{z,0} < \frac{F_{tan,0}}{p \mu} \\ 2 c_{T_x} r_{y,CoG0} (g_1 + T_{PT1,F_z} T_{x,F_z}) - 2 c_{T_y} r_{x,CoG0} (g_2 + T_{PT1,F_z} T_{y,F_z}), & \text{sonst} \end{cases} \quad (\text{B.1})$$

$$\frac{\partial f}{\partial F_{z,1}} = \begin{cases} 2 c_{T_x} r_{y,CoG1} (g_1 + T_{PT1,F_z} T_{x,F_z}) - 2 c_{T_y} r_{x,CoG1} (g_2 + T_{PT1,F_z} T_{y,F_z}) - p \mu F_{tan,1} (F_{tan,1} - p \mu F_{z,1})^{n-1}, & F_{z,1} < \frac{F_{tan,1}}{p \mu} \\ 2 c_{T_x} r_{y,CoG1} (g_1 + T_{PT1,F_z} T_{x,F_z}) - 2 c_{T_y} r_{x,CoG1} (g_2 + T_{PT1,F_z} T_{y,F_z}), & \text{sonst} \end{cases} \quad (\text{B.2})$$

$$\frac{\partial f}{\partial T_x} = 2 c_{T_x} (g_1 + T_{PT1,Feet} T_x) \quad (\text{B.3})$$

$$\frac{\partial f}{\partial T_y} = 2 c_{T_y} (g_2 + T_{PT1,Feet} T_y) \quad (\text{B.4})$$

## Gradienten der Gleichheitsbedingungen

$$\frac{\partial g_1}{\partial F_{z,0}} = r_{y,CoG0} \quad \frac{\partial g_2}{\partial F_{z,0}} = -r_{x,CoG0} \quad \frac{\partial g_3}{\partial F_{z,0}} = 1 \quad (\text{B.5})$$

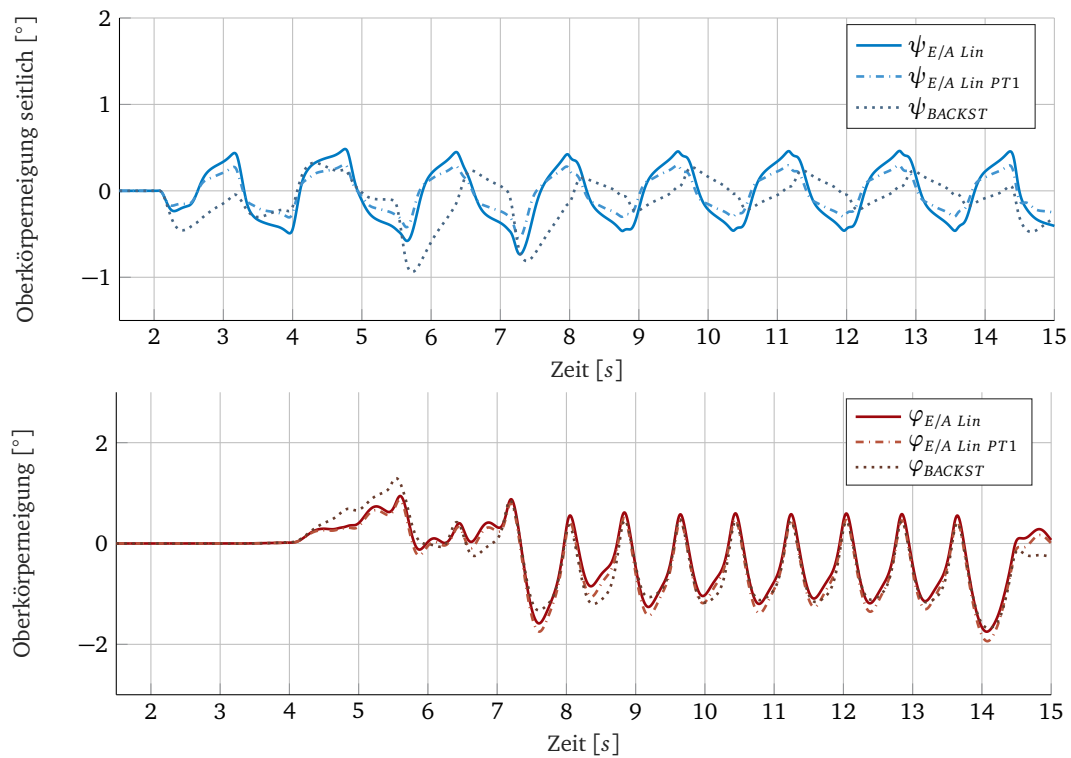
$$\frac{\partial g_1}{\partial F_{z,1}} = r_{y,CoG1} \quad \frac{\partial g_2}{\partial F_{z,1}} = -r_{x,CoG1} \quad \frac{\partial g_3}{\partial F_{z,1}} = 1 \quad (\text{B.6})$$

$$\frac{\partial g_1}{\partial T_x} = 1 \quad \frac{\partial g_2}{\partial T_x} = 0 \quad \frac{\partial g_3}{\partial T_x} = 0 \quad (\text{B.7})$$

$$\frac{\partial g_1}{\partial T_y} = 0 \quad \frac{\partial g_2}{\partial T_y} = 1 \quad \frac{\partial g_3}{\partial T_y} = 0 \quad (\text{B.8})$$

## Anhang C

### Winkelverläufe der erweiterten Regelstrukturen



**Bild C.1:** Erweiterte Regelkonzepte unter Berücksichtigung des PT1-Verhaltens der Kraftregelung bei der Reglerauslegung: Roll-Winkel  $\psi$  (oben) und Nick-Winkel  $\varphi$  (unten)



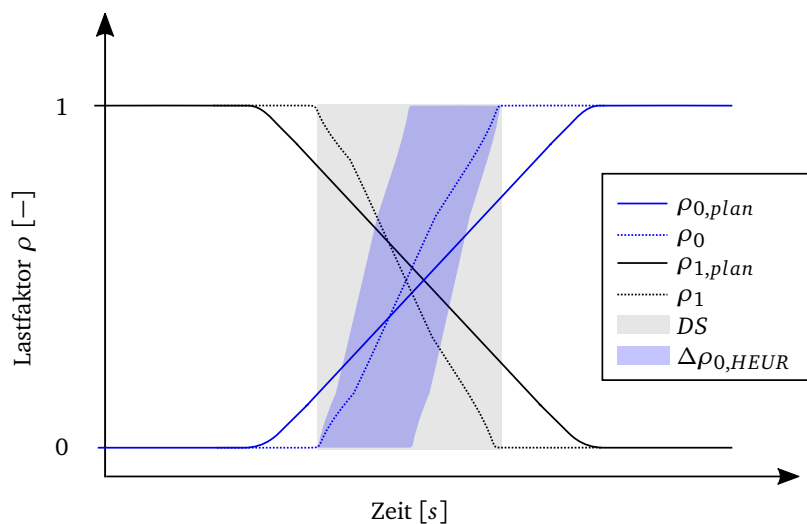
## Anhang D

### Normalkraftlimitierung unter realen Lastfaktoren

Die Berechnung des maximalen Normalkraftvariationsbereich mit realen statt geplanten Lastfaktoren

$$\begin{aligned}\Delta F_{z,min} &= \max(-\rho_0 F_{z,ges}, -\rho_1 F_{z,ges}) \\ \Delta F_{z,max} &= \min(\rho_0 F_{z,ges}, \rho_1 F_{z,ges}),\end{aligned}\tag{D.1}$$

zeigte für das Szenario *ungestörtes Laufen* vielversprechende Ergebnisse. Der Lastfall *Laufen mit Störung* konnte dagegen nicht stabilisiert werden.



**Bild D.1:** Schematische Darstellung der Normalkraftlimitierung vom rechten Fuß während eines DS in Lastfaktorform mit realen statt geplanten Lastfaktoren: der Stellgrößenbereich ist im Vergleich zu den anderen Methoden (vgl. Kapitel 5) am kleinsten, dafür wird vollständig auf Planungsfehler verzichtet.



## Literatur

- [1] Bauer, F. *Optimierung der Energieeffizienz zweibeiniger Roboter durch elastische Kopplungen*. Bd. 24. KIT Scientific Publishing, 2014.
- [2] Buschmann, T. „Simulation and control of biped walking robots“. Diss. München, Techn. Univ., Diss., 2010.
- [3] Buschmann, T. „Dynamics and Control of Redundant Robots“. Diss. München, Techn. Univ., Habil., 2014.
- [4] Buschmann, T., Ewald, A., Ulbrich, H. und Büschges, A. „Event-based walking control— from neurobiology to biped robots“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2012, S. 1793–1800.
- [5] Buschmann, T., Favot, V., Lohmeier, S., Schwienbacher, M. und Ulbrich, H. „Experiments in fast biped walking“. In: *Mechatronics (ICM), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE. 2011, S. 863–868.
- [6] Buschmann, T., Lohmeier, S. und Ulbrich, H. „Biped walking control based on hybrid position/force control“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2009, S. 3019–3024.
- [7] Caron, S., Pham, Q. und Nakamura, Y. „ZMP Support Areas for Multicontact Mobility Under Frictional Constraints“. In: *IEEE Transactions on Robotics* 33.1 (2017), S. 67–80.
- [8] Collins, S. H., Wisse, M. und Ruina, A. „A three-dimensional passive-dynamic walking robot with two legs and knees“. In: *The International Journal of Robotics Research* 20.7 (2001), S. 607–615.
- [9] Dekker, M. „Zero-moment point method for stable biped walking“. In: *Eindhoven University of Technology* (2009).
- [10] Engelsberger, J., Ott, C., Roa, M. A., Albu-Schäffer, A. und Hirzinger, G. „Bipedal walking control based on capture point dynamics“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2011, S. 4420–4427.
- [11] Engelsberger, J., Werner, A., Ott, C., Henze, B., Roa, M. A., Garofalo, G., Burger, R., Beyer, A., Eiberger, O., Schmid, K. u. a. „Overview of the torque-controlled humanoid robot TORO“. In: *Humanoid Robots (Humanoids), 2014 14th IEEE-RAS International Conference on*. IEEE. 2014, S. 916–923.
- [12] Feil-Seifer, D. und Mataric, M. J. „Defining socially assistive robotics“. In: *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. IEEE. 2005, S. 465–468.
- [13] Föllinger, O. *Nichtlineare Regelung, Bd. 1 und 2*. Oldenbourg Verlag, München, 1998.
- [14] Föllinger, O. *Regelungstechnik*. Hrsg. von 11. VDE Verlag, 2013.
- [15] Fujimoto, Y. und Kawamura, A. „Proposal of biped walking control based on robust hybrid position/force control“. In: *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*. Bd. 3. IEEE. 1996, S. 2724–2730.
- [16] Graichen, K. „Methoden der Optimierung und optimalen Steuerung“. In: *Vorlesungsmanuskript WS* (2012).

- [17] Hemami, H. und Golliday, C. „The inverted pendulum and biped stability“. In: *Mathematical Biosciences* 34.1-2 (1977), S. 95–110.
- [18] Herzog, A., Righetti, L., Grimminger, F., Pastor, P. und Schaal, S. „Balancing experiments on a torque-controlled humanoid with hierarchical inverse dynamics“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), 2014 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2014, S. 981–988.
- [19] Hof, A. L. „The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance“. In: *Journal of biomechanics* 40.2 (2007), S. 451–457.
- [20] Hof, A. L. „The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking“. In: *Human movement science* 27.1 (2008), Human movement science.
- [21] Hohenbichler, N. „Auslegung robuster PID-Regler für Totzeitsysteme“. Magisterarb. München, Techn. Univ., 2002.
- [22] Hu, J. und Pratt, G. „Nonlinear Switching Control of Bipedal Walking Robots with Provable Stability“. In: *Humanoid conference, Boston, USA*. 2000.
- [23] Hyon, S.-H. „Compliant terrain adaptation for biped humanoids without measuring ground surface and contact forces“. In: *IEEE Transactions on Robotics* 25.1 (2009), S. 171–178.
- [24] Hyon, S.-H., Hale, J. G. und Cheng, G. „Full-body compliant human–humanoid interaction: balancing in the presence of unknown external forces“. In: *IEEE Transactions on Robotics* 23.5 (2007), S. 884–898.
- [25] Johnson, D. O., Cuijpers, R. H., Juola, J. F., Torta, E., Simonov, M., Frisiello, A., Bazzani, M., Yan, W., Weber, C., Wermter, S. u. a. „Socially assistive robots: a comprehensive approach to extending independent living“. In: *International journal of social robotics* 6.2 (2014), S. 195–211.
- [26] Johnson, S. G. *NLOpt*. Mai 2014.  
<http://ab-initio.mit.edu/wiki/index.php/NLOpt> (besucht am 20.05.2014).
- [27] Kajita, S., Morisawa, M., Miura, K., Nakaoka, S., Harada, K., Kaneko, K., Kanehiro, F. und Yokoi, K. „Biped walking stabilization based on linear inverted pendulum tracking“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2010, S. 4489–4496.
- [28] Kajita, S. und Tani, K. „Study of dynamic biped locomotion on rugged terrain-theory and basic experiment“. In: *Advanced Robotics, 1991. 'Robots in Unstructured Environments', 91 ICAR., Fifth International Conference on*. IEEE. 1991, S. 741–746.
- [29] Kelly, M. und Ruina, A. „Non-linear robust control for inverted-pendulum 2D walking“. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE. 2015, S. 4353–4358.
- [30] Khalil, H. *Nonlinear Systems*. Prentice-Hall, New Jersey, 2002.
- [31] Koolen, T., De Boer, T., Rebula, J., Goswami, A. und Pratt, J. „Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1: Theory and application to three simple gait models“. In: *The International Journal of Robotics Research* 31.9 (2012), The International Journal of Robotics Research.
- [32] Kraft, D. „A software package for sequential quadratic programming“. In: *Forschungsbericht-Deutsche Forschungs- und Versuchsanstalt für Luft- und Raumfahrt* (1988).
- [33] Kraft, D. „Algorithm 733: TOMP–Fortran modules for optimal control calculations“. In: *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)* 20.3 (1994), S. 262–281.
- [34] Lee, S.-H. und Goswami, A. „A momentum-based balance controller for humanoid robots on non-level and non-stationary ground“. In: *Autonomous Robots* 33.4 (2012), S. 399–414.



- [35] Lee, Y., Hwang, S. und Park, J. „Balancing of humanoid robot using contact force/moment control by task-oriented whole body control framework“. In: *Autonomous Robots* 40.3 (2016), S. 457–472.
- [36] Ludyk, G. *Theoretische Regelungstechnik 2: Zustandsrekonstruktion, optimale und nichtlineare Regelungssysteme*. Springer-Verlag, 2013.
- [37] Lunze, J. *Regelungstechnik 1*. Hrsg. von 5. Springer-Verlag, 2006.
- [38] Maki, B. E., Mcilroy, W. E. und Fernie, G. R. „Change-in-support reactions for balance recovery“. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22.2 (2003), S. 20–26.
- [39] MATLAB. Curve Fitting Toolbox Release 2015b, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States., 2015.
- [40] MATLAB. *Constrained Nonlinear Optimization Algorithms*. Optimization Toolbox Release 2017a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States., 2017.
- [41] Mertins, A. *Signaltheorie*. Springer, 1996.
- [42] Mistry, M., Buchli, J. und Schaal, S. „Inverse dynamics control of floating base systems using orthogonal decomposition“. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*. IEEE. 2010, S. 3406–3412.
- [43] Müller, W. H. *Technische Mechanik für Ingenieure*. München: Hanser Verlag, 2012.
- [44] *Advanced Control of Biped Robot Motion*. 2015.
- [45] Nachtigall, W. und Möhl, B. „Dynamik und Anpassungsvorgänge bei der Laufkoordination des Menschen“. In: *Autonomes Laufen*. Springer, 2005, S. 97–106.
- [46] Nocedal, J. und Wright, S. J. *Numerical Optimization*. Hrsg. von 2. Springer Science & Business Media, 2006.
- [47] Ogawa, M., Honda, K., Sato, Y., Kudoh, S., Oishi, T. und Ikeuchi, K. „Motion generation of the humanoid robot for teleoperation by task model“. In: *Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN), 2015 24th IEEE International Symposium on*. IEEE. 2015, S. 71–76.
- [48] Ott, C., Roa, M. A. und Hirzinger, G. „Posture and balance control for biped robots based on contact force optimization“. In: *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on*. IEEE. 2011, S. 26–33.
- [49] Pratt, J., Carff, J., Drakunov, S. und Goswami, A. „Capture point: A step toward humanoid push recovery“. In: *Humanoid Robots, 2006 6th IEEE-RAS International Conference on*. IEEE. 2006, S. 200–207.
- [50] Radford, N. A., Strawser, P., Hambuchen, K., Mehling, J. S., Verdeyen, W. K., Donnan, A. S., Holley, J., Sanchez, J., Nguyen, V., Bridgwater, L. u. a. „Valkyrie: Nasa’s first bipedal humanoid robot“. In: *Journal of Field Robotics* 32.3 (2015), S. 397–419.
- [51] Righetti, L., Buchli, J., Mistry, M., Kalakrishnan, M. und Schaal, S. „Optimal distribution of contact forces with inverse-dynamics control“. In: *The International Journal of Robotics Research* 32.3 (2013), S. 280–298.
- [52] Riley, P. O., Benda, B. J., Gill-Body, K. M. und Krebs, D. E. „Phase plane analysis of stability in quiet standing“. In: *Journal of rehabilitation research and development* 32.3 (1995).
- [53] Saab, L., Ramos, O. E., Keith, F., Mansard, N., Soueres, P. und Fourquet, J.-Y. „Dynamic whole-body motion generation under rigid contacts and other unilateral constraints“. In: *IEEE Transactions on Robotics* 29.2 (2013), IEEE Transactions on Robotics.
- [54] Sato, A. „A planar hopping robot with one actuator“. Diss. Department of Mechanical Engineering, McGill University, Montreal, Canada, 2004.

- [55] Sepulchre, R., Jankovic, M. und Kokotovic, P. V. *Constructive nonlinear control*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [56] Seydel, R. *Practical bifurcation and stability analysis*. Bd. 5. Springer Science & Business Media, 2009.
- [57] Stephens, B. J. und Atkeson, C. G. „Dynamic balance force control for compliant humanoid robots“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2010, S. 1248–1255.
- [58] Svaricek, F. „Nullodynamik linearer und nichtlinearer Systeme: Definitionen, Eigenschaften und Anwendungen (Zero Dynamics of Linear and Nonlinear Systems: Definitions, Properties and Applications)“. In: *at-Automatisierungstechnik* 54.7/2006 (2006), S. 310–322.
- [59] Tajima, R., Honda, D. und Suga, K. „Fast running experiments involving a humanoid robot“. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on*. IEEE. 2009, S. 1571–1576.
- [60] Takenaka, T., Matsumoto, T., Yoshiike, T., Hasegawa, T., Shirokura, S., Kaneko, H. und Oriata, A. „Real time motion generation and control for biped robot-4 th report: Integrated balance control“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2009, S. 1601–1608.
- [61] Tapus, A., Mataric, M. J. und Scassellati, B. „Socially assistive robotics“. In: *IEEE Robotics and Automation Magazine* 14.1 (2007), S. 35.
- [62] Vukobratović, M. und Borovac, B. „Zero-moment point—thirty five years of its life“. In: *International Journal of Humanoid Robotics* 1.01 (2004), S. 157–173.
- [63] Wittmann, R., Hildebrandt, A.-C., Ewald, A. und Buschmann, T. „An estimation model for footstep modifications of biped robots“. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), 2014 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2014, S. 2572–2578.

## Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten und nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit ist in gleicher oder ähnlicher Form – auch auszugsweise – noch nicht im Rahmen einer anderen Prüfung vorgelegt worden.

Garching, 25. April 2017

---

(Unterschrift)