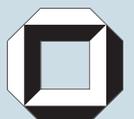
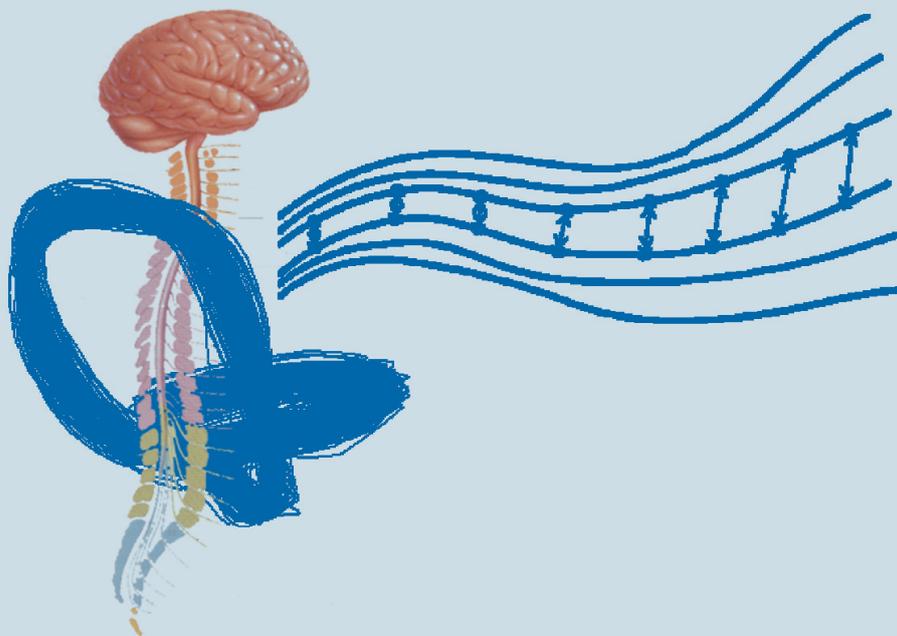


Dipl.-Ing. Matthias Schablowski-Trautmann

**Konzept zur Analyse der Lokomotion  
auf dem Laufband bei inkompletter  
Querschnittlähmung mit Verfahren  
der nichtlinearen Dynamik**





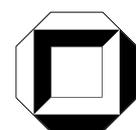
Matthias Schablowski-Trautmann

**Konzept zur Analyse der Lokomotion auf dem Laufband bei  
inkompletter Querschnittlähmung mit Verfahren der nichtlinearen  
Dynamik**

Schriftenreihe des Instituts für  
Angewandte Informatik / Automatisierungstechnik  
Universität Karlsruhe (TH)  
Band 12

# **Konzept zur Analyse der Lokomotion auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung mit Verfahren der nichtlinearen Dynamik**

von  
Matthias Schablowski-Trautmann



---

universitätsverlag karlsruhe

Dissertation, Universität Karlsruhe (TH),  
Fakultät für Maschinenbau, 2005

## **Impressum**

Universitätsverlag Karlsruhe  
c/o Universitätsbibliothek  
Straße am Forum 2  
D-76131 Karlsruhe  
www.uvka.de



Dieses Werk ist unter folgender Creative Commons-Lizenz  
lizenziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>

Universitätsverlag Karlsruhe 2006  
Print on Demand

ISSN 1614-5267  
ISBN 3-86644-002-2



# Konzept zur Analyse der Lokomotion auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung mit Verfahren der nichtlinearen Dynamik

Zur Erlangung des akademischen Grades eines  
**Doktors der Ingenieurwissenschaften**  
der Fakultät für Maschinenbau an der  
Universität Karlsruhe

genehmigte  
DISSERTATION  
von

Dipl.-Ing. Matthias Schablowski-Trautmann  
geboren am 28. November 1969 in Bonn

Mündliche Prüfung:  
Hauptreferent:  
Korreferenten:

22. Dezember 2005  
Prof. Dr.-Ing. habil. G. Bretthauer  
Prof. Dr. med. habil. H. J. Gerner  
Prof. Dr.-Ing. habil. J. Wernstedt

*Für Tanja und Amira*

*Meinen Eltern*

Gedruckt mit Genehmigung der Fakultät für Maschinenbau der Universität  
Fridericiana Karlsruhe.

Diese Arbeit wurde mit  $\text{\LaTeX}2_{\epsilon}$  unter Verwendung der jkthesis Dokument-  
klasse gesetzt.





# Danksagung

Diese Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter im Forschungsbereich der Stiftung Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg in Schlierbach.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Georg Bretthauer (Universität Karlsruhe (TH)) für die Betreuung der Arbeit und Herrn Prof. Dr. med. Hans Jürgen Gerner (Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg) für die Möglichkeit, in seiner Einrichtung diese Arbeit durchzuführen, sowie für die Übernahme des Korreferates. Des weiteren danke ich Herrn Prof. Dr.-Ing. Jürgen Wernstedt (Technische Universität Ilmenau) für die Übernahme des zweiten Korreferates.

Herrn Dipl.-Ing. Rüdiger Rupp bin ich für die langjährige kollegiale Zusammenarbeit und unzählige anregende fachliche Diskussionen zu größtem Dank verpflichtet. Meinen Kolleginnen der Physiotherapie (Heidi Pietron, Marie Dinkelaker, Dominique Jehle, Katharina Ziegler) danke ich für die hingebungsvolle Arbeit mit unseren Patienten insbesondere im Rahmen der Ganganalysen. Ebenso danke ich den Patienten selbst sowie allen Personen, die sich als Probanden zur Verfügung gestellt haben, für ihre Teilnahmebereitschaft und ihre Geduld bei der Durchführung der Messungen.

Herrn Dipl. Inf. Joachim Schweidler danke ich für die vielfältige Unterstützung bei zeitraubenden computertechnischen Alltagsproblemen. Darüber hinaus danke ich allen Kolleginnen und Kollegen aus der Orthopädischen Klinik für die angenehme und fruchtbare Zusammenarbeit.

Vom Forschungszentrum Karlsruhe danke ich den Herren Dr.-Ing. Tobias Loose und Dr.-Ing. Ralf Mikut für die Zusammenarbeit hinsichtlich der GaitCAD-Software. Ralf Mikut danke ich besonders für das minutiöse Korrekturlesen und zahlreiche Hinweise bei der Erstellung des Manuskripts.

Viele Freunde haben die Arbeit von Anfang an begleitet und auf vielfältige Weise zu ihrem Gelingen beigetragen. Insbesondere möchte ich mich da-

für bei Sven Eichkorn, Andreas Krösser, Henrich Mannel und Martin Mauden bedanken.

Meine Eltern Ursula und Peter Schablowski haben mir den notwendigen Rückhalt gegeben und in manchen Phasen mehr an die Vollendung der Arbeit geglaubt als ich selbst. Darüber hinaus haben sie durch klagloses Korrekturlesen auch der rohesten Rohversionen erheblich zur sprachlichen Verbesserung des Manuskripts beigetragen.

Meiner Tochter Amira danke ich dafür, dass sie mich vom ersten Tag ihres Lebens an hat erkennen lassen, dass die Wissenschaft nur *ein* spannender Bereich des Lebens ist. Meinen größten Dank möchte ich aber meiner Frau Tanja Trautmann aussprechen, die mich mit größtem Verständnis durch alle Phasen der Arbeit begleitet hat und mit großer Geduld die zusätzliche Arbeitsbelastung mitgetragen hat.

Heidelberg im Juni 2005

Matthias Schablowski-Trautmann

## Zusammenfassung

Die Frage nach pathologischen Veränderungen der Bewegungskontrolle im Gang inkomplett querschnittgelähmter Patienten ist bisher nur unvollständig geklärt. Die Hoffnung auf neuartige Therapieoptionen aus dem Bereich der Molekularbiologie, die das Potential haben, Umfang und funktionelle Auswirkungen einer Verletzung des Rückenmarks erheblich zu verringern, sowie der gestiegene Kostendruck im Gesundheitswesen erfordern vermehrt eine quantitative Überprüfung der Auswirkungen möglicher Therapieoptionen. Ein solcher Therapieansatz, der seit Ende der 80er Jahre vermehrt im Bereich der Rehabilitation bei Querschnittgelähmten eingesetzt wird, ist das Lokomotionstraining auf dem Laufband zur Verbesserung der Gehfähigkeit.

Der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit liegt auf der Überprüfung der Frage, ob Veränderungen im Gangbild inkomplett Querschnittgelähmter über den Verlauf der Rehabilitation hinweg Parallelen mit einem motorischen Lernprozess aufweisen. Die in dieser Arbeit eingesetzte Methode zur quantitativen Beschreibung des Gangbildes ist das Verfahren der instrumentellen Ganganalyse. Die erhobenen Daten werden einer umfangreichen Analyse mit Verfahren der nichtlinearen Dynamik unterzogen. Dabei stehen zwei innovative Aspekte der Bewegungsanalyse im Mittelpunkt: zum einen die Rekonstruktion der Bewegungstrajektorien im Zustandsraum sowie die Abschätzung der Attraktordimension und zum anderen die Untersuchung von Stabilität und Variabilität von Bewegung. Dadurch wird erstmalig ein Zusammenhang hergestellt zwischen der Bewegungsanalyse bei Querschnittlähmung und neuartigen Erklärungsansätzen für die Bewegungskontrolle und das Erlernen motorischer Aufgaben.



## Abstract

The nature of pathological changes of movement coordination in incomplete paraplegic patients is not fully understood. The emergence of novel options for therapeutical intervention from the field of molecular biology gives rise to the possibility of pharmacological enhancement of locomotor function after spinal cord injury. These options together with the increasing need to reduce health care costs require extended methods to quantify the effects of different therapy measures. Since the late eighties locomotion therapy on the treadmill has become a standard part of relevant rehabilitation programs.

The main focus of the present research project aims at the question whether changes of the gait pattern of incomplete paraplegic patients during rehabilitation can be associated with a motor learning process. The basic tool for quantitative description of walking on the treadmill used in this regard is the method of gait analysis. The resulting movement data undergo extended analysis using mathematical methods from nonlinear dynamics. Two innovative aspects of movement analysis stand in the center of data evaluation: first, reconstruction of movement trajectories in phase space together with estimation of attractor dimension, and second, analysis of stability and variability of movement. On this basis, for the first time a connection is established between the analysis of movement in paraplegic patients and novel approaches to explain movement control and acquisition of new motor tasks.



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b> . . . . .	<b>XIII</b>
<b>Abstract</b> . . . . .	<b>XV</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> . . . . .	<b>XXI</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> . . . . .	<b>XXIII</b>
<b>Symbole und Abkürzungen</b> . . . . .	<b>XXVII</b>
<b>1 Einleitung</b> . . . . .	<b>1</b>
1.1 Einordnung der Arbeit . . . . .	1
1.2 Darstellung des Entwicklungsstandes . . . . .	3
1.2.1 Rehabilitation bei Querschnittlähmung . . . . .	3
1.2.2 Dynamische Systemtheorie der Bewegungskontrolle . . . . .	8
1.2.3 Einführung in die Bewegungsanalyse . . . . .	12
1.2.4 Offene Probleme . . . . .	15
1.3 Ziele der Arbeit . . . . .	17
<b>2 Aufbau eines neuen Diagnostiksystems für die Laufbandlo-</b> <b>    motion</b> . . . . .	<b>21</b>
2.1 Erfassung von Bewegungsdaten bei Querschnittlähmung . . . . .	22
2.1.1 Messtechnik der Bewegungsanalyse . . . . .	22
2.1.2 Einschränkungen des bestehenden Systems . . . . .	24
2.1.3 Systemerweiterungen für die Ganganalyse bei Quer- <b>      schnittlähmung</b> . . . . .	<b>25</b>
2.1.4 Mess- und Steuersoftware für das Diagnostiklaufband . . . . .	28
2.2 Archivierung und Visualisierung von Bewegungsdaten . . . . .	31
2.2.1 Entwicklung einer Datenbank-Software . . . . .	31
2.2.2 Systemstruktur und Funktionsumfang der Software . . . . .	32
2.2.3 Durchführung einer Visualisierung . . . . .	36

2.2.4	Zusammenfassung . . . . .	40
2.3	Automatisierte Merkmalsgenerierung . . . . .	41
2.3.1	Funktionsumfang des Feature Manager . . . . .	41
2.3.2	Struktur der Merkmalsdatenbank . . . . .	43
2.3.3	Ablauf der automatisierten Merkmalsberechnung . . . . .	45
2.4	Gesamtstruktur des Diagnostiksystems . . . . .	48
<b>3</b>	<b>Neues Konzept zur Auswertung von Ganganalysedaten . . . . .</b>	<b>51</b>
3.1	Grundstruktur des neuen Konzepts . . . . .	51
3.2	Neuer Algorithmus zur Detektion von Schrittzyklen . . . . .	52
3.3	Rekonstruktion des Zustandsraums . . . . .	54
3.3.1	Einbettungstheorem . . . . .	55
3.3.2	Schätzung der Dimension des Attraktors . . . . .	61
3.4	Bewegungsstabilität . . . . .	66
3.4.1	Modifizierte Floquet-Multiplikatoren . . . . .	67
3.4.2	Lyapunov-Exponenten . . . . .	70
3.4.3	Gegenüberstellung der Stabilitätsmaße . . . . .	73
3.5	Implementierung der Algorithmen . . . . .	74
<b>4</b>	<b>Analyse des physiologischen Gehens auf dem Laufband . . . . .</b>	<b>77</b>
4.1	Analyse des Einflusses der Körpergewichtsentlastung . . . . .	77
4.1.1	Einfluss der Entlastung auf die Kinematik . . . . .	78
4.1.2	Einfluss der Entlastung auf die Variabilität . . . . .	84
4.1.3	Einfluss der Entlastung auf die Stabilität . . . . .	87
4.1.4	Zusammenfassung . . . . .	91
4.2	Analyse des Einflusses der Gehgeschwindigkeit . . . . .	92
4.2.1	Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Kinematik . . . . .	93
4.2.2	Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Variabilität . . . . .	96
4.2.3	Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Stabilität . . . . .	97
4.2.4	Zusammenhang zwischen Variabilität und Stabilität . . . . .	101
4.2.5	Optimierungsprozesse beim Gehen auf dem Laufband . . . . .	104
4.2.6	Zusammenfassung . . . . .	107
4.3	Rekonstruktion im Zustandsraum . . . . .	107
4.3.1	Rekonstruierte Attraktoren . . . . .	108
4.3.2	Dimensionsanalyse . . . . .	110
4.4	Zusammenfassung und Wertung . . . . .	115

<b>5</b>	<b>Analyse der Lokomotion bei Querschnittlähmung</b>	<b>117</b>
5.1	Gangbild bei inkompletter Querschnittlähmung	119
5.1.1	Abweichungen in der Kinematik	119
5.1.2	Änderungen der Kinematik im Rehabilitationsverlauf	123
5.2	Variabilität und Stabilität des Gehens bei Querschnittlähmung	129
5.2.1	Variabilität	129
5.2.2	Stabilität	133
5.3	Bewegungsdimensionalität bei Querschnittlähmung	139
5.3.1	Abweichungen in der Bewegungsdimensionalität	139
5.3.2	Bewegungsdimensionalität im Rehabilitationsverlauf	143
5.4	Laufbandtherapie als motorischer Lernprozess	148
5.4.1	Korrelation mit dem klinischen Status der Patienten	148
5.4.2	Bewegungseffizienz im Rehabilitationsverlauf	151
5.5	Zusammenfassung und Wertung	154
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>157</b>
6.1	Zusammenfassung wesentlicher Ergebnisse	157
6.1.1	Entwicklung und Realisierung neuartiger Konzepte	157
6.1.2	Kernaussagen der Datenauswertung	158
6.2	Ansätze für weiterführende Forschungsarbeiten	160
<b>A</b>	<b>Tabellarische Literaturübersicht zur Ganganalyse</b>	<b>161</b>
<b>B</b>	<b>Ergänzungen zur Datenauswertung</b>	<b>167</b>
B.1	Datenbasis der Arbeit	167
B.2	Klinische Scores bei Querschnittlähmung	167
B.3	Regressionsgleichungen für die Raum-Zeit-Parameter	172
B.4	Klassentrennung nach Entlastung (univariate Analyse)	173
B.5	Hauptkomponenten von Variabilität und Stabilität	174
B.6	Prä-Post-Vergleich über alle Merkmale	175
B.7	Prä-Post-Vergleich des Scaling Range	176
<b>C</b>	<b>Ergänzende mathematische Grundlagen</b>	<b>177</b>
C.1	Zustandsraumrekonstruktion	177
C.1.1	Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors	177
C.1.2	Berechnung der Attraktordimension	180
C.2	Weitere eingesetzte Verfahren	184
C.2.1	Normabstandsmaß	184

C.2.2	Variabilität der Fersenmarkertrajektorie . . . . .	185
C.2.3	Bewegungseffizienz . . . . .	186
C.2.4	Standardabweichungszeitreihen . . . . .	187
<b>Literaturverzeichnis</b>	. . . . .	<b>189</b>

# Tabellenverzeichnis

3.1	Definition der Raum-Zeit-Parameter auf dem Laufband. . . .	54
3.2	Klassifikation dynamischer Systeme anhand der Lyapunov-Exponenten. . . . .	71
4.1	Korrelationen der Maße für Bewegungsstabilität . . . . .	102
4.2	Korrelationen der Maße für Bewegungsvariabilität . . . . .	102
4.3	Zusammenhänge zwischen Variabilität und Stabilität . . . . .	103
5.1	Korrelation des Normabstandsmaßes und der Gehgeschwindigkeit zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	122
5.2	Lineare Korrelationen der mittleren Normabstandsmaße. . .	127
5.3	Anteil falscher Nachbarn für alle Einzelgelenke zur Beginn der Rehabilitation. . . . .	140
5.4	Einzelmerkmale der Patienten im Prä-Post Vergleich. . . . .	151
B.1	Einfluss der Gewichtsentlastung . . . . .	167
B.2	Einfluss der Gehgeschwindigkeit . . . . .	168
B.3	Kollektiv der Querschnittspatienten, <i>PatMin5GA</i> mit * markiert.	168
B.4	Schadensstufen der ASIA Impairment Scale. . . . .	169
B.5	Klassifikation der Gehfähigkeit nach dem WISCI-Index . . . .	171
B.6	Merkmalsliste zur Trennung nach Entlastungsstufen . . . . .	173
B.7	Erste Hauptkomponenten von Variabilität und Stabilität . . .	174
B.8	Prä-Post-Vergleich über alle Merkmale . . . . .	175
B.9	Prä-Post-Werte des Scaling Range. . . . .	176



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Faktoren der Erholung nach Rückenmarksverletzungen. . . .	2
1.2	Wesentliche Aspekte der drei maßgeblichen Forschungsgebiete für die vorliegende Arbeit. . . . .	3
1.3	Ursachen für eine Rückenmarksverletzung. . . . .	4
2.1	Marker für die Ganganalyse. . . . .	22
2.2	Echtzeit-Erfassung dreidimensionaler Markerpositionen. . . .	22
2.3	Definition des Helen-Hayes-Static-Markersatzes. . . . .	23
2.4	Entlastungsgurt für die Ganganalyse. . . . .	26
2.5	Kalibrationssystem des Systemherstellers. . . . .	27
2.6	Neuentwickeltes Kalibrationssystem. . . . .	28
2.7	Zusammenwirken der Module von <i>BioMACIT</i> . . . . .	29
2.8	Pulszug zur Synchronisierung der Digitalisierungstakte . . .	31
2.9	Software-Architektur von <i>HeiDATAProViT</i> . . . . .	34
2.10	Bezeichnerbasierte Achsendefinition in <i>HeiDATAProViT</i> . . . .	35
2.11	Ganganalyse-Chartsheet erstellt mit <i>HeiDATAProViT</i> . . . . .	37
2.12	Software-Architektur des <i>Heidelberg Feature Managers</i> . . . . .	43
2.13	Funktionsblöcke des <i>Heidelberg Feature Managers</i> . . . . .	44
2.14	Benutzeroberfläche des <i>Heidelberg Feature Managers</i> . . . . .	48
2.15	Gesamtstruktur des Diagnostiksystems. . . . .	49
3.1	Neues Konzept zur Analyse der Lokomotion bei inkompletter Querschnittlähmung. . . . .	52
3.2	Detektion der Schrittzyklen auf dem Laufband . . . . .	53
3.3	Rauscheinfluss auf die Berechnung der falschen Nachbarn. . .	57
3.4	Mittlere Transinformation bei unterschiedlichen Rauschniveaus. . . . .	59
3.5	Mittlere Delay-Zeiten für gesunde Normprobanden. . . . .	60
3.6	Rekonstruierter Attraktor eines Normprobanden. . . . .	61
3.7	Bedeutung des Theiler-Fensters. . . . .	62

3.8	Rauscheinfluss auf Gelenkwinkel, Spektrum und Local Scaling Exponents. . . . .	64
3.9	Definition des Lyapunov-Exponenten. . . . .	70
3.10	Verläufe der lokalen Divergenz bei $v_{LB} = 0.2, \dots, 1.4$ m/s. . . . .	73
3.11	Lineare Regression zur Ermittlung der lokalen Divergenzexponenten. . . . .	74
4.1	Entlastungseinfluss auf die Sagittalkinematik. . . . .	79
4.2	Entlastungseinfluss auf das sagittale Normabstandsmaß. . . . .	80
4.3	Bewegungsausmaße bei drei Geschwindigkeitsstufen. . . . .	81
4.4	Auswirkungen von Geschwindigkeit und Gewichtsentlastung auf Hüftstreckung und Dauer der Standphasen. . . . .	82
4.5	Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter über der Entlastung bei mittlerer Geschwindigkeit. . . . .	85
4.6	Entlastungseinfluss auf die mittleren Standardabweichungszeitreihen. . . . .	86
4.7	Floquet-Multiplikatoren über $v_{LB}$ bei vier Entlastungsstufen. . . . .	88
4.8	Beidseitig gemittelte Floquet-Multiplikatoren über der Gewichtsentlastung. . . . .	90
4.9	Lokale Divergenzexponenten über der Entlastung. . . . .	91
4.10	Lokale Divergenzexponenten der Heelmarkergeschwindigkeit über der Entlastung. . . . .	92
4.11	Geschwindigkeitseinfluss auf die Sagittalkinematik. . . . .	94
4.12	Abhängigkeit des sagittalen Normabstandsmaßes von der Gehgeschwindigkeit. . . . .	95
4.13	Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter über der Gehgeschwindigkeit. . . . .	96
4.14	$V_{Heel}$ über der Gehgeschwindigkeit. . . . .	97
4.15	Geschwindigkeitseinfluss auf die mittleren Standardabweichungszeitreihen. . . . .	98
4.16	Beidseitig gemittelte FM über der Gehgeschwindigkeit. . . . .	99
4.17	$\lambda_{LT}$ und $\lambda_{ST}$ über der Gehgeschwindigkeit. . . . .	100
4.18	Bewegungseffizienz über der Gehgeschwindigkeit. . . . .	106
4.19	Anteil falscher Nachbarn für verschiedene Geschwindigkeiten (Proband 10150). . . . .	108
4.20	Bestimmung von $T_D$ aus der mittleren Transinformation. . . . .	109
4.21	Attraktoren bei langsamer und schneller Geschwindigkeit. . . . .	110

4.22	Verlauf der Local Scaling Exponents über dem Abstand benachbarter Punkte des Attraktors. . . . .	111
4.23	Vergleich des Scaling Range für Hüfte, Knie- und Sprunggelenk. . . . .	112
4.24	Verlauf des Scaling Range über $v_{LB}$ . . . . .	113
4.25	Gegenüberstellung von Local Scaling Exponents und Spektrum bei $v_{LB} = 0.2 \dots 1.4\text{m/s}$ . . . . .	114
5.1	Prinzip der Laufbandtherapie unter Gewichtsentlastung. . . . .	118
5.2	Kinematik der Querschnittpatienten zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	120
5.3	Normabstandsmaße zu Beginn der Rehabilitation. . . . .	121
5.4	Interpolierte Verläufe des Kniegelenkwinkels. . . . .	122
5.5	Geschwindigkeitsänderungen im Rehabilitationsverlauf. . . . .	123
5.6	Raum-Zeit-Parameter für die erste und letzte Ganganalyse der Rehabilitation. . . . .	125
5.7	Normabstandsmaße der Patienten im Rehabilitationsverlauf. . . . .	126
5.8	Normabstandsmaß für PatID 10108 im Rehabilitationsverlauf. . . . .	128
5.9	Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter zu Beginn der Rehabilitation. . . . .	130
5.10	$V_{Heel}$ zu Beginn der Rehabilitation. . . . .	131
5.11	Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter zu Anfang und zum Ende der Rehabilitation. . . . .	132
5.12	$V_{Heel}$ zu Anfang und zum Ende der Rehabilitation. . . . .	133
5.13	Floquet-Multiplikatoren zu Beginn der Rehabilitation. . . . .	134
5.14	Langzeit- und Kurzzeit-Stabilität zu Beginn der Rehabilitation. . . . .	136
5.15	Beidseitig gemittelte Floquet-Multiplikatoren zu Anfang und Ende der Rehabilitation. . . . .	137
5.16	Langzeit- und Kurzzeit Stabilität im Rehabilitationsverlauf. . . . .	138
5.17	Anteil falscher Nachbarn zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	140
5.18	Rekonstruierte Attraktoren für PatID 10108. . . . .	141
5.19	Local Scaling Exponent zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	142
5.20	Scaling Range zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	143
5.21	Anteile falscher Nachbarn im Verlauf der Rehabilitation. . . . .	144
5.22	Local Scaling Exponent zu Beginn und Ende der Rehabilitation. . . . .	145
5.23	Scaling Range zu Anfang und Ende der Rehabilitation. . . . .	146
5.24	Korrelation LEMS und WISCI mit Geschwindigkeit. . . . .	149
5.25	LEMS im Rehabilitationsverlauf. . . . .	150
5.26	Bewegungseffizienz zu Rehabilitationsbeginn. . . . .	152
5.27	Entwicklung der Bewegungseffizienz im Rehabilitationsverlauf. . . . .	153

---

B.1	Erhebungsbogen für den ASIA-Score . . . . .	170
B.2	Raum-Zeit-Parameter über $v_{LB}$ . . . . .	172
C.1	Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors im Zustandsraum. . .	177
C.2	Zeitverläufe der Koordinaten des Lorenz-Attraktors. . . . .	178
C.3	Anteil falscher Nachbarn für die x-Komponente des Lorenz-Attraktors. . . . .	179
C.4	Delay-Zeit $T_D$ für die x-Komponente des Lorenz-Attraktors. .	179
C.5	Rekonstruierter Lorenz-Attraktor. . . . .	180
C.6	Korrelationssummen $C_2$ des Lorenz-Attraktors für $d_E = 1 \dots 3$	183
C.7	Differenzenquotienten der Korrelationssumme $C_2$ . . . . .	183
C.8	$C_2$ des Lorenz-Attraktors bei unterschiedlichen Rauschniveaus.	184
C.9	Variabilitätsmaß $V_{Heel}$ . . . . .	185

## Symbole und Abkürzungen

$\Theta$	Heaviside-Sprungfunktion: $\Theta(x) = 0$ für $x \leq 0$ , $\Theta(x) = 1$ für $x > 0$
$\beta$	Floquet-Multiplikatoren, (=Eigenwerte der Floquet-Matrix)
$\varepsilon$	Radius einer Umgebung im Einbettungsraum
$\lambda_{LT}$	Lokaler Divergenzexponent über den 4. bis 10. Schritt (Langzeitbereich - „Long Term“)
$\lambda_{ST}$	Lokaler Divergenzexponent über den ersten Schritt (Kurzzeitbereich - „Short Term“)
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit
$C_2$	Korrelationssumme
$D_2$	Korrelationsdimension
$ER_{int}$	Eingesparte Energie durch Austausch zwischen verschiedenen Energieformen innerhalb eines Körpersegments
$ER_{nb}$	Eingesparte Energie durch Austausch zwischen benachbarten Körpersegmenten
$E_{pot}$	Potentielle Energie eines Körpersegments
$E_{rot}$	Rotatorische Energie eines Körpersegments
$E_{seg}$	Mechanische Gesamtenergie eines Körpersegments
$E_{tr}$	Translatorische Energie eines Körpersegments
$I_s$	Trägheitsmoment des Körpersegments $s$
$J_p$	Jakobi- oder Floquet-Matrix ermittelt zum Zeitpunkt $p$ innerhalb der Periodendauer $T_p$ .
$S$	Dimension des Zustandsraum-Modells
$T_D$	Delay-Zeit für die Rekonstruktion im Zustandsraum
$T_p$	Periodendauer

---

$V_{Heel}$	Variabilität der Fersenmarkertrajektorie aufeinander folgender Schrittzyklen.
$W_{intra}$	Mechanische Arbeit bei Energieaustausch innerhalb der Segmente
$W_{nb}$	Mechanische Arbeit bei Energieaustausch zwischen benachbarten Segmenten
$W_{notr}$	Mechanische Arbeit ohne Energieaustausch
$d_A$	Dimension des Attraktors
$d_E$	Einbettungsdimension für die Rekonstruktion im Zustandsraum
$d_p$	Punkt-Dimension
$d_{box}$	Box Counting Dimension, Kapazität
$d_{sim}$	Ähnlichkeitsdimension
$f_{ana}$	Abtastfrequenz für Analogsignale.
$f_{vid}$	Abtastfrequenz für Videosignale.
$i, j, n, s$	Allgemeine Zählvariable
$k = 1, \dots, K$	Index für die Abtastzeitpunkte einer Zeitreihe
$m$	Theiler-Fenster zum Ausschluss dynamischer Korrelationen
$m_s$	Masse des Körpersegments $s$
$q$	Zustandsvariable eines Modells für den Bewegungsapparat
$s(k)$	skalare Zeitreihe mit diskreten Messwerten
$v_{LB}$	Laufbandgeschwindigkeit
$v_{sn}$	Subjektive Normalgeschwindigkeit
$\mathbf{x}_p^*$	Gleichgewichtsvektor im Zustandsraum
$\mathbf{x}_{d_E}$	Einbettungsvektor der Dimension $d_E$ im Zustandsraum
AKF	Autokorrelationsfunktion
AMI	Average Mutual Information, mittlere Transinformation
ASIA	American Spinal Injury Association
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine, die vordere obere Spitze des Beckenknochens.

---

BoS	Base of Support, Spurbreite
BWS	Body Weight Support, Entlastung in % vom Körpergewicht
CoM	Center of Mass, Körperschwerpunkt
CPG	Central Pattern Generator
CV	Coefficient of Variation, Variationskoeffizient
EMG	Elektrophysiologische Aktivität der Muskulatur
FES	Funktionelle Elektrostimulation
FG	Freies Gehen
FM	Floquet-Multiplikatoren
g	Erdbeschleunigung
GFNN	Global False Nearest Neighbors, Falsche Nachbarn, Verfahren zur Ermittlung der Einbettungsdimension $d_E$
GRF	Ground Reaction Forces, Bodenreaktionskräfte
GZ	Gangzyklus
HS	Heel Strike, Aufsetzen der Ferse zu Beginn des Schrittzklus
ICP	Infantile Cerebralparese, Folgen eines frühkindlichen Hirnschadens
L	Vorsilbe für Merkmale der linken Körperseite
LB	Laufband
LDE	Lokale Divergenz-Exponenten, Schätzwerte für die Lyapunov-Exponenten aus endlichen Datenreihen.
LEMS	Lower Extremities Motor Score
LR	Vorsilbe für kombinierte Merkmale beider Körperseiten
LSE	Local Scaling Exponent, Schätzgröße für die Korrelationsdimension eines Attraktors
MEAN	Mittelwert über einen definierten Abschnitt einer Zeitreihe.
MW	Mittelwert über ausgewählte Einzelmerkmale
NM sag	Sagittales Normabstandsmaß
OSG	Oberes Sprunggelenk

PSD	Power Spectrum Density, Spektrale Leistungsdichte
R	Vorsilbe für Merkmale der rechten Körperseite
RHS	Right Heel Strike
ROM	Range of Motion, Bewegungsausmaß eines Gelenks
RTO	Right Toe Off
RZP	Raum-Zeit-Parameter, Längen und Zeiten zur Beschreibung des Gangzyklus
SR	Scaling Range, Mittelwert der LSE bei mittleren $\varepsilon$
STD	Standardabweichung
TISEAN	Time Series ANalysis, Toolbox mit Algorithmen der nichtlinearen Dynamik entwickelt von ( <a href="#">HEGGER U. A., 1999</a> )
TO	Toe Off, Abheben der Zehen zum Ende des Schrittzyklus
WISCI	Walking Index for Spinal Cord Injury
ZRSTD	Zeitreihe aus den Standardabweichungen über die Einzelschritte einer Messung

---

# Einleitung

*Life is Movement*

KINETISCHE WINDSKULPTUR VON HANS-MICHAEL KISSEL VOR DER  
ORTHOPÄDISCHEN UNIVERSITÄTSKLINIK HEIDELBERG

## 1.1 Einordnung der Arbeit

Die Frage nach pathologischen Veränderungen der Bewegungskontrolle bei inkompletter Querschnittlähmung ist bisher nur unvollständig geklärt. Die Gangmuster der betroffenen Patienten weichen aus zwei Gründen von denen nicht behinderter Personen ab: Einerseits sind die Patienten aufgrund der limitierten Willkürkontrolle nicht in der Lage, alle notwendigen Muskeln aktiv zu kontrollieren und anzusteuern. Andererseits sind die sensiblen Rückmeldungen über Gelenkpositionen, Druck auf die Fußsohle und die Stellung des Rumpfes im Raum gestört, so dass verbliebene Funktionen nicht genutzt werden können.

Die Erholung nach einer Rückenmarksverletzung wird von mehreren Faktoren beeinflusst (siehe Abb. 1.1). Neuartige Verfahren aus dem Bereich der Molekularbiologie z. B. haben das Potential, Umfang und funktionelle Auswirkungen einer Verletzung des Rückenmarks erheblich zu verringern (Neuroregeneration). Daneben spielen physiotherapeutische Behandlungsmöglichkeiten weiterhin eine wesentliche Rolle. Sowohl zur Überprüfung der Wirksamkeit bei neuen Methoden als auch wegen des gestiegenen Kostendrucks im Gesundheitswesen ist vermehrt eine quantitative Untersuchung des Rehabilitationsverlaufs erforderlich.

Ein wichtiger Therapieansatz für die Rehabilitation bei Querschnittgelähmten ist das Lokomotionstraining auf dem Laufband. Das Ziel dieser Therapieform besteht darin, durch rhythmische Schrittbewegungen unter Gewichtsentlastung auf dem Laufband die Gehfähigkeit der Patienten zu verbessern. Für ein tiefergehendes Verständnis der Bewegungskontrolle bei

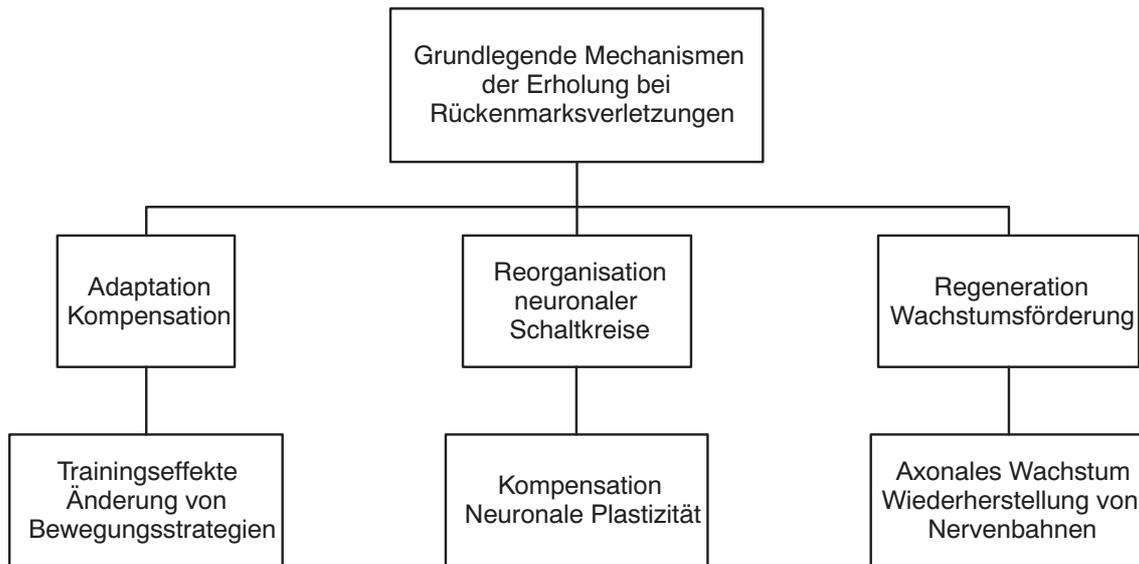


Abbildung 1.1: Grundlegende Einflussgrößen auf die neuronale Erholung bei Rückenmarksverletzungen (übernommen aus [CURT U. A., 2004](#))

einer Verletzung des Rückenmarks ist der Einsatz quantitativer Verfahren von größter Wichtigkeit. Dies spielt vor allem für die Ableitung prognostischer Kriterien und in Hinblick auf eine differenziertere Therapieplanung eine entscheidende Rolle.

Die vorliegende Arbeit zielt darauf ab, die Möglichkeiten zur differenzierten Bewertung des Therapieverlaufs bei der Laufbandlokomotion zu erweitern, indem sie einen interdisziplinären Ansatz verfolgt, der die drei in [Abb. 1.2](#) dargestellten Forschungsgebiete Querschnittlähmung, Bewegungskontrolle und Nichtlineare Dynamik umfasst.

Der besondere Schwerpunkt der Untersuchungen liegt auf der Frage, ob Veränderungen im Gangbild inkomplett Querschnittgelähmter im Verlauf der Rehabilitation Parallelen zu einem motorischen Lernprozess aufweisen. Dabei stehen zwei innovative Aspekte der Bewegungsanalyse im Mittelpunkt: zum einen die Rekonstruktion der Bewegungstrajektorien im Zustandsraum sowie die Abschätzung der Attraktordimension und zum anderen die Untersuchung von Stabilität und Variabilität von Bewegung. Dadurch wird erstmalig ein Zusammenhang hergestellt zwischen der Bewegungsanalyse bei Querschnittlähmung und neuartigen Erklärungsansätzen für die Bewegungskontrolle und das Erlernen motorischer Aufgaben.

## 1.2 Darstellung des Entwicklungsstandes

### 1.2.1 Rehabilitation bei Querschnittlähmung

**KRANKHEITSBILD** — Eine Verletzung des Rückenmarks führt zu Einschränkungen der motorischen und sensiblen Funktionen bei den betroffenen Patienten. Mit etwa 1000 jährlichen Neuerkrankungen ([DEUTSCHE STIFTUNG QUERSCHNITTLÄHMUNG, 1999](#); [SEKHON UND FEHLINGS, 2001](#)) ist die Häufigkeit einer solchen Läsion relativ gering, allerdings führt sie zu gravierenden psychischen und sozialen Konsequenzen für die Betroffenen und hohen Kosten für die Rehabilitation.

So kostet die Erstrehabilitation inklusive der Hilfsmittelversorgung abhängig von der Lähmungshöhe in Deutschland zwischen 125.000 und 250.000 €, die Gesamtkosten auf Lebenszeit eines 25-jährigen hochgelähmten Patienten liegen bei fast 2,5 Mio Dollar (Zahlen aus den USA [NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER 2003](#)).

Die Ursachen für eine Querschnittlähmung sind neben unfallbedingten traumatischen Verletzungen vielfach auch Erkrankungen und Missbildungen, wobei in den letzten Jahren eine Verschiebung von Arbeits- und Ver-

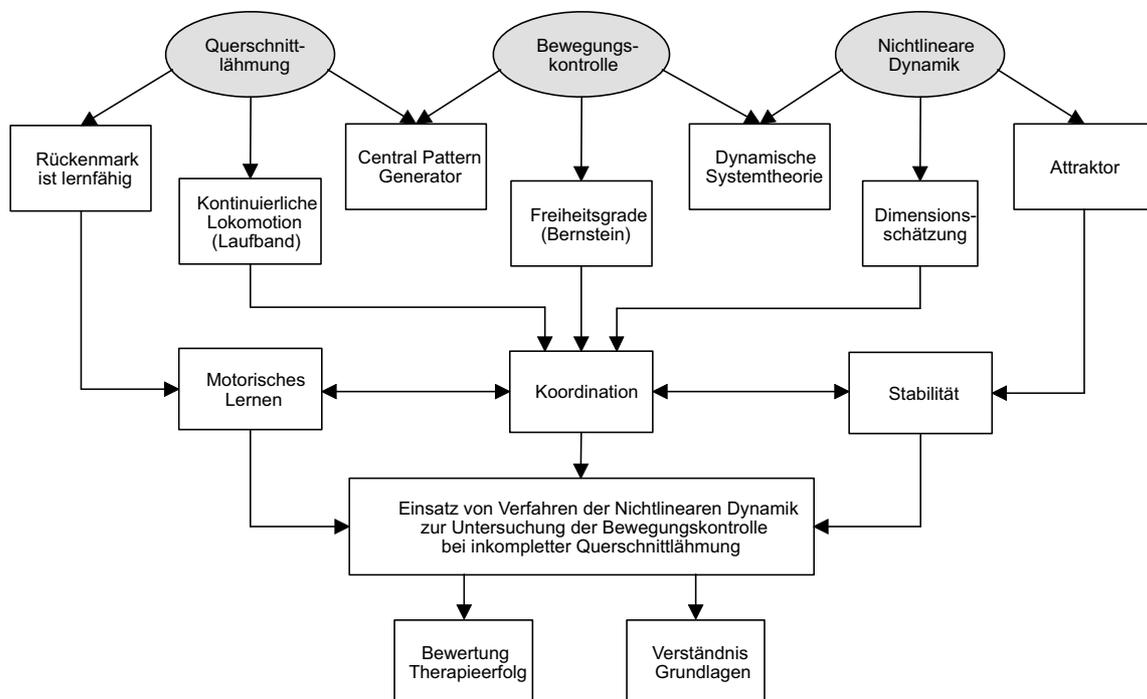


Abbildung 1.2: Wesentliche Aspekte der drei maßgeblichen Forschungsgebiete für die vorliegende Arbeit.

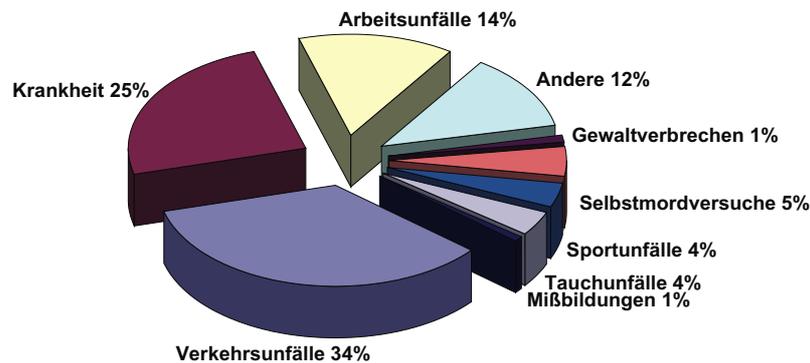


Abbildung 1.3: Verteilung der Ursachen für eine Rückenmarksverletzung (Zahlenmaterial aus [STARTRAMPE.NET E.V., 1976–1996](#)).

kehrsunfällen weg hin zu Freizeitunfällen zu beobachten ist (Abb. 1.3 sowie [SEKHON UND FEHLINGS, 2001](#); [STARTRAMPE.NET E.V., 1976–1996](#)).

Die beiden wichtigsten Aspekte zur Beurteilung einer Rückenmarksverletzung sind die Lähmungshöhe, d. h. das Segment, an dem die Verletzung vorliegt, und das Lähmungsmaß, d. h. die Unterscheidung zwischen kompletten und inkompletten Lähmungsbildern. Beide Kriterien werden anhand des Scores der *American Spinal Injury Association* (ASIA - vgl. Tabelle B.4 und [MAYNARD, 1996](#); [MAYNARD U. A., 1997](#)) festgelegt. Je nach Lähmungshöhe wird zwischen einer Tetraplegie (Lähmung oberhalb des 1. Brustwirbels - Th1) und einer Paraplegie (Lähmung unterhalb des 7. Halswirbels - C8) unterschieden. Eine Lähmung wird als komplett eingestuft, wenn unterhalb des 5. Kreuzbeinwirbels weder motorische noch sensorische Funktionen vorhanden sind ([WATERS U. A., 1991](#)).

Während früher etwa zwei Drittel aller Neuerkrankungen eine komplette Lähmung aufwiesen, erleiden heute, bedingt durch erhebliche Fortschritte im Bereich der Kraftfahrzeug- und Arbeitssicherheit, nur noch etwa 30% der Querschnittgelähmten eine komplette Lähmung ([SEKHON UND FEHLINGS, 2001](#); [TATOR U. A., 1993](#)). Daraus ergeben sich erhebliche Konsequenzen für die Planung und Durchführung der Rehabilitation, da die Chancen für anfänglich komplett gelähmte Patienten, wieder gehfähig zu werden, deutlich geringer sind als für inkomplett gelähmte ([BURNS UND DITUNNO, 2001](#); [DOBKIN U. A., 1995](#); [WATERS U. A., 1992, 1993](#)).

Die Frage nach der Gehfähigkeit Querschnittgelähmter stellt sich prinzipiell erst seit Einführung der umfassenden Pflege durch Sir Ludwig ([GUTTMANN, 1976](#)) während des 2. Weltkrieges. Vor dieser Zeit bedeutete eine Querschnittlähmung den sicheren Tod innerhalb weniger Wochen durch

Nierenversagen. Mittlerweile gleicht die Lebenserwartung nach dem Überleben der Akutphase mit Ausnahme hochgelähmter, beatmungspflichtiger Patienten derjenigen der Durchschnittsbevölkerung (GERNER, 1992). Die häufigsten Todesursachen während der Erstrehabilitation sind nicht mehr Harnwegsinfekte und Nierenversagen, sondern Erkrankungen der Atemwege und des Herz-Kreislaufsystems (DEVIVO U. A., 1999).

**THERAPIEOPTIONEN** — Heutzutage steht ein sehr breites Spektrum von Behandlungsmöglichkeiten bei Querschnittlähmungen zur Verfügung. So können durch den Einsatz der funktionellen Elektrostimulation (FES)<sup>1</sup> mit Hilfe sogenannter „Neuroprothesen“ (POPOVIC, 2003; PROCHAZKA U. A., 2001) spezifische motorische Funktionen in einem gewissen Umfang wiederhergestellt werden (GRILL U. A., 2001; PECKHAM, 1987; STEIN, 1999). Die bekanntesten Ansätze zielen dabei auf die Funktionen der Extremitäten (POPOVIC U. A., 2001), wobei vor allem bei der Wiederherstellung von Greiffunktionen an den Händen Erfolge zu verzeichnen sind. Diese reichen bis hin zur Entwicklung marktreifer implantierbarer Systeme (PECKHAM U. A., 2001; STROH WUOLLE U. A., 1999).

Im Bereich der Pharmakologie nähren die zunehmenden Kenntnisse über biochemisch entstehende Sekundärschäden einer Rückenmarksverletzung (TATOR UND FEHLINGS, 1991) die Vision eines „Notfallcocktails“, den Rettungssanitäter bereits am Unfallort applizieren könnten (SCHWARTZ, 2001). Die Ambitionen im Bereich der Neuroregeneration gehen noch einen Schritt weiter, indem hier versucht wird, die Fähigkeiten des zentralen Nervensystems, sich zu regenerieren, durch Hemmung körpereigener Substanzen pharmakologisch zu unterstützen (BREGMAN U. A., 1995; RAINETEAU UND SCHWAB, 2001). Solche Entwicklungen geben Anlass zu der Hoffnung, dass Schädigungen des Rückenmarks in Zukunft medikamentös behandelbar sein könnten (SCHWAB U. A., 2001; SCHWAB, 2002A,B).

Trotz der Erfolge, die in diesen beiden Bereichen erzielt werden konnten, ist die vollständige Wiederherstellung der Gehfunktion bei kompletten Lähmungen derzeit noch eine Vision. Die pharmakologischen Forschungsansätze haben bisher das Stadium des Tierversuchs nicht verlassen und müssen ihre Wertigkeit für gelähmte Patienten noch unter Beweis stellen (FAWCETT, 2002). Das FES-gestützte Gehen konnte wegen der hohen Zahl

<sup>1</sup>Der präzisere Begriff „Funktionelle Neuromuskuläre Stimulation“ (FNS) hat sich noch nicht umfassend durchgesetzt.

an Freiheitsgraden und der Stabilitätsproblematik sowie Ermüdungseffekten lediglich in Simulationsrechnungen (DAUNICHT U. A., 1998; POPOVIĆ U. A., 1999; YAMAGUCHI UND ZAJAC, 1990) und in wenigen Einzelfallstudien realisiert werden (KOBETIC U. A., 1999). Darüber hinaus wird der Einsatz beider Methoden auch in Zukunft nicht isoliert erfolgen, sondern immer durch zusätzliche Maßnahmen begleitet werden (CURT U. A., 2004; EDGER-TON UND ROY, 2002; RUPP UND GERNER, 2004).

Insofern kommt der Erforschung physiotherapeutischer Behandlungsoptionen als drittem wesentlichen Bereich der Rehabilitation querschnittgelähmter Patienten weiterhin eine wesentliche Bedeutung zu. Die Verfahren der Physiotherapie dienen im weitesten Sinne dem Training der gelähmten Extremitäten mit dem Ziel der Rückgewinnung eines funktionell nutzbaren Bewegungsausmaßes. Dies trifft insbesondere auf die Wiedererlangung der Gehfähigkeit bei inkomplett gelähmten Patienten zu.

LOKOMOTIONSTRAINING AUF DEM LAUFBAND — Vor allem für die inkomplett gelähmten Patienten wird seit Ende der 80er Jahre das Lokomotionstraining auf dem Laufband als Ergänzung zur konventionellen Physiotherapie eingesetzt (DIETZ U. A., 1994; WERNIG U. A., 1992). Die Patienten führen unter partieller Gewichtsentlastung auf einem Laufband repetitive Schrittbewegungen durch, die initial oftmals von Therapeuten manuell unterstützt werden (vgl. WERNIG U. A., 1995). Das Training wird zum Teil durch weitere Methoden wie die FES (BARBEAU U. A., 2002; FIELD-FOTE UND TEPAVAC, 2002; HESSE U. A., 2004) oder verschiedenartige Medikamente (NORMAN U. A., 1998) unterstützt. Neueste Entwicklungen gehen bis hin zum Einsatz von Gehrobotern, um die Effizienz der Lokomotionstherapie auf dem Laufband zu optimieren (COLOMBO U. A., 2000, 2001; DE LEON U. A., 2002; HESSE U. A., 2003). Diese Ansätze verdeutlichen den funktionellen Charakter des Laufbandtrainings, ein Aspekt, den HESSE (2004) mit dem Satz „*Who wants to relearn walking, has to walk!*“ zusammenfasst.

Neben dem Einsatz bei inkompletter Querschnittlähmung vor allem von den Gruppen um DIETZ U. A. (1994, 1995, 1998B), WERNIG U. A. (1992, 1995, 1999) und BARBEAU U. A. (1994, 1999) wird das Laufbandtraining darüber hinaus auch bei Schlaganfallpatienten (BARBEAU UND VISINTIN, 1989; HESSE U. A., 1994) und Kindern mit Infantiler Zerebralparese (ICP) (SCHINDL U. A., 2000) durchgeführt.

Ausgangspunkt für die Einführung der Laufbandlokomotion in der

Rehabilitation bei neurologischen Gangstörungen waren Erkenntnisse aus Tierversuchen. Dabei wurde festgestellt, dass Katzen mit durchtrenntem Rückenmark auch ohne die Verbindung zwischen Großhirn und Extremitäten in der Lage sind, verschiedene motorische Funktionen wie Stehen und Gehen auszuführen (BARBEAU UND ROSSIGNOL, 1987; FORSSBERG U. A., 1980; LOVELY U. A., 1986, 1990; PEARSON UND ROSSIGNOL, 1991; ROSSIGNOL U. A., 2004). Da das Großhirn dabei als Kontrollorgan eliminiert wurde, sind die für die Bewegungskontrolle verantwortlichen Strukturen im intakten Teil des Rückenmarks zu suchen. Weitere Tierexperimente vor allem von GRILLNER (1975; 1985; 1991) erhärteten diese Vermutung und führten zu der Modellvorstellung eines zentralen Mustergenerators („Central Pattern Generator“ - CPG) im Rückenmark (GRILLNER U. A., 1973; ROSSIGNOL UND DUBUC, 1994; SHIK U. A., 1976).

Neben seiner Fähigkeit zur eigenständigen Generierung von Bewegungsmustern kann der CPG mittels eines entsprechenden Trainingsregimes auch spezifische motorische Funktionen erlernen (EDGERTON, 2001; HODGSON U. A., 1994; WOLPAW UND CARP, 1993; WOLPAW UND TENNISSEN, 2001). So lernen spinalisierte Katzen, die nur für das Stehen trainiert werden, speziell das Stehen wieder (DE LEON U. A., 1998A), Tiere, die ein Gehtraining bekommen, lernen in einem gewissen Umfang wieder zu gehen (DE LEON U. A., 1998B; EDGERTON U. A., 1997; WOLPAW UND TENNISSEN, 2001) und können dabei zum Teil auch auf äußere Störungen reagieren (PRENTICE UND DREW, 2001). Solche aufgabenspezifischen Lernprozesse werden als Hinweise darauf gesehen, dass der hohe Grad an Plastizität des Zentralen Nervensystems nicht auf die Großhirnrinde beschränkt ist, sondern auch innerhalb der neuronalen Strukturen des Rückenmarks zum Tragen kommt (DOBKIN, 1993, 1998; EDGERTON U. A., 1992).

Im Gegensatz zur reichhaltigen Literatur zum CPG im Tierversuch beschränken sich die Hinweise auf die Existenz solcher Strukturen beim Menschen bisher auf Indizien aus Einzelfallstudien (BUSSEL U. A., 1996; CALANCIE U. A., 1994; DIMITRIJEVIC U. A., 1998; PINTER UND DIMITRIJEVIC, 1999) und Grundlagenuntersuchungen (BÄSSLER, 1986; BASSO, 2000; DIETZ, 1995). Insofern ist auch die Frage nach der Lernfähigkeit des menschlichen Rückenmarks noch weitgehend unerforscht. Eine Übersicht über die Arbeiten über CPG beim Menschen findet sich in (MACKAY-LYONS, 2002).

### 1.2.2 Dynamische Systemtheorie der Bewegungskontrolle

Eine Querschnittlähmung stellt eine sehr gravierende Einschränkung der Bewegungskontrolle dar. Das Verständnis der genauen Auswirkungen einer Rückenmarksverletzung auf die Willkürmotorik wird zusätzlich dadurch erschwert, dass auch im physiologischen Fall nicht alle Fragen vollständig geklärt sind. Aufbauend auf den Prinzipien der Informationstheorie (SHANNON UND WEAVER, 1949) und der Kybernetik (WIENER, 1948) wurden lange Zeit die programm-basierten Theorien für die Bewegungskontrolle propagiert (ADAMS, 1971; SCHMIDT, 1975, 1981). Im Mittelpunkt dieser Kontrollstrategien steht eine im Gehirn angelegte Verarbeitungsinstanz ähnlich einem Zentralrechner (auch „Homunculus“ genannt, TURVEY U. A., 1982), die Informationen aus der Umwelt verarbeitet und daraus im Zusammenspiel mit dem aktuellen Zustand des neuromuskulären Systems die nächsten Steuerbefehle generiert. Die Informationsverarbeitung basiert auf Bewegungsabbildungen im Gehirn, die als abrufbare Programme oder Bewegungspläne zu verstehen sind (Schmidt, 1981).

Die programm-basierten Bewegungstheorien weisen zwei wesentliche Unzulänglichkeiten auf: Zum einen stellt sich die Frage, wie die enorme Zahl an biomechanischen Freiheitsgraden und die daraus resultierenden Bewegungsvarianten durch übergeordnete Befehle kontrolliert werden. Zum anderen bleibt auch das Problem ungelöst, wie neue Bewegungsformen entstehen, für die a priori noch keine Programme existieren.

Die Zusammenführung von Erkenntnissen aus der Psychologie (ökologische Wahrnehmungstheorie, GIBSON (1979); TURVEY (1977)) und der Physik nichtlinearer Systeme (Selbstorganisation, Synergetik, HAKEN (1983); SCHÖNER UND KELSO (1988)) führte daher zur Entwicklung der Dynamischen Systemtheorie und somit zu einem Paradigmenwechsel in der Bewegungslehre, den STERNAD (2000, S. 408) als „rebellious rejection of the computer metaphor“ bezeichnet (CORBETTA UND VEREIJKEN, 1999; DAVIDS U. A., 2003; JEKA UND KELSO, 1989; KUGLER U. A., 1980).

Prominentester Vorreiter dieses neuen Verständnisses von Bewegungskontrolle war N. A. BERNSTEIN (1967), der das Problem der Bewegungskoordination als...

...overcoming excessive degrees of freedom of our movement organs, that is, turning the movement organs into controllable systems

formulierte. Eine zentrale Stellung in dieser Definition nimmt der Begriff des Freiheitsgrades ein. Der menschliche Bewegungsapparat verfügt über  $10^{11}$  Neuronen, 620 paarig angeordneten Skelettmuskeln, 200 Knochen und etwa 100 Gelenke. Im Sinne BERNSTEINS wird Koordination dadurch erreicht, dass diese Vielzahl biomechanischer Freiheitsgrade durch geeignete Verkopplungen auf ein beherrschbares Maß reduziert wird.

Im Rahmen der Dynamischen Systemtheorie werden solche Verkopplungen als koordinative Strukturen bezeichnet (KUGLER U. A., 1980). Entscheidend dabei ist, dass die Strukturen nicht aufgrund eines zentralen Befehls gebildet, sondern als selbstorganisierte Kopplungen synergistischer Muskelgruppen verstanden werden, die in einem festen funktionellen Verhältnis zueinander stehen. Durch diese Kopplungen entstehen autonome Subsysteme, die durch je eine eigene Kontrollgröße, den dynamischen Freiheitsgrad, angesteuert werden. Systemtheoretisch betrachtet muss eine niederdimensionale, aufgabenspezifische Beschreibung der komplexen Strukturen des Bewegungsapparates ermittelt werden (TULLER U. A., 1982).

Im Allgemeinen kann die Herausbildung koordinativer Strukturen lediglich phänomenologisch auf Grund von experimentellen Daten beschrieben werden (ARUTYUNYAN U. A., 1968; VEREIJKEN U. A., 1992), eine mathematische Modellierung gelingt nur sehr selten. Das wichtigste Beispiel für eine niederdimensionale mathematische Beschreibung einer komplexen Bewegung ist das aus den Prinzipien der Synergetik abgeleitete Haken-Kelso-Bunz-Modell für die Koordination rhythmischer Bewegungen (HAKEN, 1995; HAKEN U. A., 1985; KELSO, 1995).

Prinzipien der Selbstorganisation im Sinne von Phasenübergängen wurden darüber hinaus auch herangezogen, um die Entstehung der unterschiedlichen Gangarten bei Vierbeinern zu erklären (SCHÖNER U. A., 1990; SCHÖNER UND KELSO, 1988; SCHÖNER U. A., 1992; TULLER U. A., 1982). Bei diesen Untersuchungen werden die verschiedenen Gangarten (Schritt, Trab, Galopp) als Attraktoren (vgl. Abschnitt 3.3) aufgefasst und die Gehgeschwindigkeit als Kontrollparameter, der bei bestimmten kritischen Werten zu plötzlichen Wechseln zwischen den Attraktoren führt.

Für die Relevanz derartiger Überlegungen aus dem Bereich der theoretischen Biologie lassen sich verschiedene experimentelle Belege anführen. So findet die Vorstellung von einem unspezifischen Kontrollparameter für die Koordination rhythmischer Bewegungen ihre Entsprechung in neurologischen Untersuchungen (IWAHARA U. A., 1992; SHIK U. A., 1976). Bei Katzen, denen das Rückenmark auf der Höhe des Hirnstamms durchtrennt

wurde, konnten durch Elektrostimulation im Bereich der Lendenwirbelsäule koordinierte Bewegungen der Extremitäten hervorgerufen werden. Abhängig von der Amplitude der Stimulationspulse wurden unterschiedliche Gangarten erzeugt. Da die eingesetzten kontinuierlichen Pulszüge weder selektiv auf einzelne Nervenfasern gerichtet waren noch spezifische Informationen über das erzeugte Muster enthielten, müssen die Bewegungsmuster im Rückenmark generiert worden sein. Die Stimulation dient lediglich als Trigger für die Initiierung der Bewegung, die Bewegungsfrequenz wird durch die Stimulationsamplitude bestimmt. Mit einer ähnlichen Vorgehensweise konnten [DIMITRIJEVIC U. A. \(1998\)](#) bei einem kompletten Paraplegiker periodische Schrittbewegungen anregen, erste Einsätze der Methodik als Ergänzung zur Laufbandlokomotion wurden von [FIELD-FOTE UND TEPAVAC \(2002\)](#) und [CARHART U. A. \(2004\)](#) durchgeführt. [SCHALOW UND ZACH \(1998, 2000\)](#) sprechen im Zusammenhang mit der Rehabilitation bei Rückenmarksverletzungen auch von „Oscillator Formation Training“.

Die Dynamische Systemtheorie versteht die Durchführung koordinierter Bewegungen als Entstehung von Mustern aus dem komplexen System Bewegungsapparat ([KELSO, 1995](#)). Weitere Anwendungen sind in den Überblicksarbeiten von [STERNAD \(2000\)](#), [JEKA UND KELSO \(1989\)](#) und [BEEK U. A. \(1995\)](#) für die Bewegungskoordination, sowie [HANDFORD U. A. \(1997\)](#) und [DAVIDS U. A. \(1994\)](#) für die Sportwissenschaften zu finden.

Darüber hinaus liefert die Dynamische Systemtheorie auch Erklärungsansätze für die Entstehung neuer Bewegungsformen, etwa im Rahmen der motorischen Entwicklung beim Kleinkind ([KELSO U. A., 1993](#); [SMITH UND THELEN, 1993](#)). Besonderes Gewicht liegt dabei auf der Untersuchung von motorischen Lernprozessen. Dabei wird motorisches Lernen als Lösung des oben angeführten „Bernstein-Problems der Bewegungskoordination“ verstanden und somit als ein Prozess, in dem der Bewegungsapparat in kontrollierbare Untereinheiten eingeteilt wird ([KAY, 1988](#); [MITRA U. A., 1998](#)).

Gemäß den Überlegungen [BERNSTEINS \(1967\)](#) gliedert sich ein solcher Lernvorgang in mehrere Phasen ([NEWELL UND VAILLANCOURT, 2001](#)):

**1. Phase:** Damit eine neue Bewegung überhaupt ausführbar ist, werden einige biomechanische Freiheitsgrade zunächst von der Bewegung ausgeschlossen. Dazu werden etwa bestimmte Gelenke fixiert oder die Phasenbeziehungen zwischen einzelnen Gelenkwinkeln konstant gehalten. Die Bewegungen wirken demzufolge steif und unbeholfen

und werden zunächst nur langsam mit geringem Bewegungsausmaß durchgeführt (VEREIJKEN U. A., 1992).

- 2. Phase:** Mit fortschreitendem Lernprozess werden die starren Kopplungen der ersten Phase mehr und mehr aufgehoben, es bilden sich koordinative Strukturen heraus. Die Phase geht mit einer zunehmenden Anzahl unabhängig voneinander kontrollierter biomechanischer Freiheitsgrade einher (NEWELL U. A., 1989). Die Gelenke werden zunehmend unabhängig voneinander bewegt, wodurch die Bewegung eleganter wirkt. Aufgrund der zunehmenden Sicherheit wird das Bewegungsausmaß in den Gelenken vergrößert.
- 3. Phase:** Der weitere Lernprozess besteht dann in einer fortschreitenden Verfeinerung der Zuordnung von biomechanischen Freiheitsgraden zu den funktionellen Strukturen. Durch die zunehmende Einbeziehung passiver Kräfte wie Schwerkraft und Trägheit wird eine Ökonomisierung der Bewegung erreicht (VEREIJKEN U. A., 1992).

Die Bedeutung dieser Hypothesen konnte in verschiedenen Arbeiten experimentell untermauert werden. So untersuchten VEREIJKEN U. A. (1992) den Lernprozess auf einem Slalom-Ski-Simulator. Über sieben Tage hinweg wurden die Gelenkwinkel an den unteren Extremitäten fünf gesunder Testpersonen bestimmt. In Übereinstimmung mit BERNSTEINs (1967) Hypothesen waren die Hüft- und Sprunggelenke anfänglich relativ starr, was sich durch sehr kleine Standardabweichungen der zugehörigen Gelenkwinkelverläufe äußerte. Diese nahmen im Verlauf des Lernprozesses ebenso zu wie die Bewegungsausmaße in den Gelenken. Die Kopplungen zwischen den einzelnen Gelenken, ausgedrückt durch die Kreuzkorrelation, nahmen hingegen über die Versuchsdauer ab, was die Autoren als Hinweis auf die zunehmend unabhängige Kontrolle der beteiligten Freiheitsgrade interpretieren.

Welche Veränderungen hinsichtlich funktioneller Strukturen ein Lernprozess mit sich bringt, erläutern TULLER U. A. (1982) anhand des Beispiels Pistolenschießen (Daten von ARUTYUNYAN U. A. (1968)): die Pistolenmündung in der Schusshand eines ungeübten Schützen schwankt relativ stark um den Mittelpunkt der Zielscheibe. Das liegt den Autoren zufolge daran, dass die Aktivitäten von Agonist und Antagonist nicht ausreichend synchronisiert sind, um die Hand ruhig zu halten. Beim Experten sind die notwendigen Muskelpartien so miteinander verbunden, dass die Synchronisation ohne bewusstes Aktivieren entsprechender Einzelmuskeln erfolgt.

Für die Ökonomisierung, die [BERNSTEIN \(1967\)](#) für die letzte Phase des Lernens postuliert, wurden ebenfalls experimentelle Belege gefunden. So konnten [SPARROW UND IRIZARRY-LOPEZ \(1987\)](#) für das Krabbeln auf einem Laufband mit Hilfe von Sauerstoffverbrauchsmessungen eine Effizienzsteigerung im Verlauf des Lernprozesses nachweisen. Weitere Beispiele finden sich bei [SPARROW UND IRIZARRY-LOPEZ \(1987\)](#); [SPARROW UND NEWELL \(1994\)](#) und [ALMASBAKK U. A. \(2001\)](#).

### 1.2.3 Einführung in die Bewegungsanalyse

Sowohl für eine detaillierte Beschreibung des Patientenstatus im Verlauf der Rehabilitation auf dem Laufband als auch für die Untersuchung von Grundlagenaspekten ist die messtechnische Erfassung von Bewegungsvorgängen eine unabdingbare Voraussetzung. Speziell für die quantitative Beurteilung des Gehens ist seit längerem die instrumentelle Ganganalyse etabliert ([CAPPOZZO, 1984](#); [DAVIS, 1997](#); [HARRIS UND SMITH, 1996](#); [PERRY, 1992](#)), deren primäre Zielsetzung in der umfassenden Quantifizierung von Bewegungsvorgängen besteht, die in ihrer Komplexität visuell nicht in ausreichendem Umfang erfasst werden können.

Aus der vielfältigen Literatur zur kinematischen Ganganalyse werden im Folgenden zwei weniger häufige Anwendungsbereiche herausgegriffen. Eine tabellarische Literaturübersicht über die Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung des Laufbandes, der Gewichtsentlastung und der Gehgeschwindigkeit ist in Anhang [A](#) zu finden.

NICHTLINEARE BEWEGUNGSANALYSE — Eine wesentliche Komponente der Dynamischen Systemtheorie besteht in einer geänderten Sichtweise von Bewegungsveränderlichkeit ([LATASH U. A., 2002](#)). Die Theorie geht davon aus, dass Variabilität von Bewegung nicht Ausdruck von zufälligem Rauschen ist, sondern notwendige Voraussetzung für Flexibilität und Anpassbarkeit ([DAVIDS U. A., 2003](#); [NEWELL UND SLIFKIN, 1998](#); [VAN EMMERIK UND VAN WEGEN, 2000](#)). Das wird gestützt durch Hinweise auf Chaos in gesundem Verhalten in verschiedensten Bereichen der Physiologie ([MITRA U. A., 1997](#); [OTERO-SILICEO UND ARRIADA-MENDICOA, 2003](#); [POOL, 1989](#)).

Üblicherweise werden Schwankungen in den gemessenen Bewegungsgrößen als stochastische Fehler angesehen, die es nach Möglichkeit zu unterdrücken gilt ([SADEGHI U. A., 2003](#)). Sowohl die Struktur als auch die Amplitude der Störgrößen werden statisch durch die Standardabweichung be-

schrieben. Dabei wird eine Normalverteilung zu Grunde gelegt, wobei diese Annahme im Einzelfall nicht überprüft wird (NEWELL UND SLIFKIN, 1998). Die Zulässigkeit der Annahme wird etwa von DINGWELL U. A. (1999B) in Frage gestellt, die zeigen konnten, dass die Schwankungen in der Schrittlänge beim Gehen nicht durch einen Gaußschen Rauschprozess modelliert werden können. HAUSDORFF U. A. (1995) ermittelten darüber hinaus Korrelationen in der Schrittdauer über mehrere hundert Schritte hinweg, so dass selbst Signalmodelle auf der Grundlage von Autokorrelationsprozessen die Fluktuationen nur unzureichend erfassen können.

Durch die stark vereinfachte Betrachtung von Bewegungsvervariabilität wird die Information, die im zeitlichen Verlauf aufeinander folgender Veränderungen enthalten ist, vollständig eliminiert. Insbesondere bei rhythmischen Bewegungsabläufen wie dem Gehen ist davon auszugehen, dass dadurch wesentliche Informationen über die Kontrollstrukturen des neuromuskulären Systems verborgen bleiben (HAUSDORFF U. A., 1995).

Diese Einschränkungen führten zur Einführung von Verfahren in die Bewegungsanalyse, die speziell auf die Auswertung langer Zeitreihen ausgerichtet sind. So stellen HAMILL U. A. (2000) eine Reihe von Verfahren zur Berechnung der Variabilität vor, die auf Phasenbeziehungen zwischen kinematischen Signalverläufen beruhen. Eine wesentliche Erweiterung des Gebietes stellen insbesondere die Verfahren zur Analyse nichtlinearer dynamischer Systeme dar (Kapitel 3). Diese Verfahren ermöglichen die Bestimmung wichtiger Eigenschaften der Systemstruktur aus gemessenen Langzeitsignalverläufen, wie etwa die Rekonstruktion des Attraktors im Zustandsraum oder die Zahl aktiver dynamischer Freiheitsgrade des Systems. Darüber hinaus können mit Hilfe der Lyapunov-Exponenten Aussagen über die Stabilität des rekonstruierten Attraktors getroffen werden.

Pionierarbeit bei der Anwendung von Verfahren der nichtlinearen Dynamik auf Ganganalysedaten leistete DINGWELL (1998; 1999A; 2000A; 2000B; 2001A; 2001B). Er untersuchte unter anderem die Stabilität und die Variabilität der sagittalen Gelenkwinkelverläufe bei gesunden Probanden auf dem Laufband und beim freien Gehen (DINGWELL U. A., 2001B). Dabei zeigte sich, dass das Gehen auf dem Laufband im Sinne der Lyapunov-Exponenten signifikant stabiler ist als das freie Gehen. Auf Grund dieser Ergebnisse stellen die Autoren die Gültigkeit des Laufbands als Modell für das freie Gehen in Frage (DINGWELL U. A., 2001B). Des Weiteren fand sich keine Korrelation zwischen den Lyapunov-Exponenten der sagittalen Gelenkwinkel und den Standardabweichungen der zugehörigen Maxima und der

Mittelwerte. Die Autoren schlussfolgern daraus, dass die bisher vielfach vorgenommene Gleichsetzung von erhöhter Variabilität mit vermehrter Instabilität für das physiologische Gehen auf dem Laufband nicht zutrifft (siehe dazu auch [VAN EMMERIK UND VAN WEGEN, 2000](#)).

Ähnliche Untersuchungen wurden auch mit Patienten mit Sensibilitätsstörungen an den Fußsohlen als Folge von Diabetes durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass die Bewegung im Oberkörper der betroffenen Patienten – gemessen mittels dreidimensionaler Beschleunigungssensoren im Lendenwirbelbereich – signifikant stabiler war als die gesunder Vergleichspersonen ([DINGWELL U. A., 2000B, 2001A](#)). Da die Unterschiede in den Stabilitätsmaßen in erster Linie mit der reduzierten Geschwindigkeit und nicht mit dem Ausmaß der Sensibilitätsstörungen korrelierten ([DINGWELL U. A., 2001A](#)), schließen die Autoren, dass die verminderte Geschwindigkeit eine Kompensationsstrategie darstellt, um ein stabileres Gangbild zu erreichen.

In der einzigen bekannten weiteren Anwendung von Lyapunov-Exponenten in der Bewegungsanalyse analysierten [BUZZI U. A. \(2003\)](#) den Einfluss des Alterns auf die Variabilität und die Stabilität des Gehens. Sie fanden für alle sagittalen Gelenkwinkelverläufe erhöhte Werte für die Lyapunov-Exponenten bei gleichzeitig signifikant erhöhten Standardabweichungen in den Extrema der Gelenkwinkel. Die erhöhten Werte der Lyapunov-Exponenten deuten auf eine verminderte Stabilität hin, die den Autoren zufolge ein Grund für das häufigere Fallen innerhalb der älteren Personengruppe sein könnte. Auch wenn die Korrelationen zwischen Variabilität und Stabilität der Einzelgelenke bei [BUZZI U. A. \(2003\)](#) nicht explizit berechnet wurden, so deutet sich hier im Gegensatz zu [DINGWELL U. A. \(2000B, 2001B\)](#) ein positiver Zusammenhang zwischen beiden Aspekten an. In sämtlichen bisher durchgeführten Untersuchungen wird die Stabilität explizit als Bewegungsstabilität interpretiert, eine systemdynamische Betrachtungsweise wie sie die Arbeiten von [HAKEN U. A. \(1985\)](#); [KELSO \(1984\)](#) und [LI \(2000\)](#) nahe legen, ist bisher nicht bekannt.

Erweiterte Aussagen bezüglich der Kontrollstrukturen des Bewegungsapparates können aus der geometrischen Struktur des rekonstruierten Attraktors im Zustandsraum abgeleitet werden. So fanden [BUZZI U. A. \(2003\)](#) eine signifikante Erhöhung der Korrelationsdimension der Gelenkwinkelverläufe, was den Autoren zufolge auf einen erhöhten intrinsischen Rauschanteil in der Bewegung der Älteren hinweist. [DINGWELL U. A. \(2000A\)](#) stellten im Vergleich gesunder Probanden und Patienten mit peripherer Neuropathie signifikante Unterschiede in der geometrischen Fein-

struktur der rekonstruierten Attraktoren fest (DINGWELL U. A., 2000A). Die Unterschiede wurden von den Autoren dahingehend interpretiert, dass die in Folge des Krankheitsbildes gestörte sensorische Rückkopplung die Feinmotorik des Gehens verändert. Das globale Gangmuster hingegen weist keine signifikanten Unterschiede bezüglich dieses Maßes auf.

DOKUMENTATION DER LAUFBANDTHERAPIE — Obwohl die besondere Bedeutung der Ganganalyse für die Rehabilitationsmedizin (COOPER U. A., 1999) insbesondere bei Querschnittlähmung (PATRICK, 2003) von verschiedenen Autoren betont wird, gibt es dazu bisher nur relativ wenige Arbeiten (GRASSO U. A., 2004; KRAWETZ UND NANCE, 1996; PEPIN U. A., 2003A,B). Für eine differenzierte Analyse der in Abb. 1.1 dargestellten Prozesse, die bei der Erholung nach einer Rückenmarksverletzung eine Rolle spielen, sind weiter gehende Untersuchungen unerlässlich. Das gilt insbesondere für die quantitative Untersuchung geänderter Bewegungsstrategien und von Trainingseffekten.

Innerhalb der Trainingseffekte lassen sich Wirkungen im Sinne eines Ausdauertrainings und Aspekte der Koordinationsschulung unterscheiden. Erstere kommen vor allem im Zusammenhang mit der vegetativen Lähmung, die massive Auswirkungen auf das Herz-Kreislaufsystem hat (DAVIS, 1993), zum Tragen und manifestieren sich in einer erhöhten Geschwindigkeit und einer verlängerten Gehdauer (BEHRMAN UND HARKEMA, 2000; FIELD-FOTE, 2002; WERNIG U. A., 1992, 1995). Die Koordinationsschulung im Rahmen der Therapie dient vor allem der Reorganisation der verbliebenen Kontrollmechanismen beispielsweise durch Training muskulärer Synergien (CHANTRAINE UND ONKELINX, 1975) oder durch Erlernen geänderter Bewegungsstrategien (FIELD-FOTE UND TEPAVAC, 2002). Die objektive Erfassung koordinativer Verbesserungen während der Laufbandtherapie ist bisher allerdings noch nicht zufriedenstellend gelöst. Das ist vor allem auch dadurch bedingt, dass es an geeigneten quantitativen Methoden fehlt, die solche koordinativen Veränderungen erfassen können.

#### 1.2.4 Offene Probleme

Zusammenfassend ist das Verständnis der Lokomotion auf dem Laufband insbesondere bei inkompletter Querschnittlähmung beim derzeitigen Stand der Forschung bezüglich der folgenden Aspekte eingeschränkt:

### 1. Quantitative Beschreibung der Gehfunktion bei inkompletter Querschnittlähmung:

Die bisher üblichen Verfahren zur Dokumentation des Patientenstatus weisen Einschränkungen in mehrerer Hinsicht auf. Semiquantitative Scores (ASIA, WISCI) liefern lediglich sehr grobe, nur eingeschränkt objektive Beschreibungen des aktuellen Patientenzustands unter speziellen klinischen Aspekten (CURT U. A., 2004). Die Aufzeichnung von Laufbandparametern und daraus abgeleitete Verbesserungen im Therapieverlauf tragen nicht zu einem tiefer gehenden Verständnis von Veränderungen bei und sagen nichts über die Qualität der Bewegung aus (WERNIG U. A., 1992).

Ein geeignetes Verfahren für eine objektive Beschreibung der Lokomotion bei Querschnittlähmung ist die instrumentelle Ganganalyse. Die eingeschränkte Gehfähigkeit querschnittgelähmter Patienten stellt jedoch hohe Anforderungen an das Messsystem, die von kommerziellen Systemen nicht in vollem Umfang erfüllt sind.

### 2. Einfluss der Gewichtsentlastung und der Gehgeschwindigkeit:

Es existieren nur wenige Arbeiten, die den Einfluss der Parameterkombination Entlastung und Geschwindigkeit auf das Gehen bei Gesunden untersuchen (IVANENKO U. A., 2002; THRELKELD U. A., 2003). Mangels geeigneter quantitativer Untersuchungsmethoden ist über den Einfluss der Größen auf die Lokomotion bei Rückenmarksverletzungen ebenfalls wenig bekannt.

### 3. Variabilität und Stabilität beim Gehen auf dem Laufband:

In der Literatur sind gegensätzliche Aussagen über den Zusammenhang zwischen Variabilität und Stabilität beim Gehen auf dem Laufband zu finden (BUZZI U. A., 2003 und DINGWELL U. A., 2000B, 2001B). Das bestätigt die Aussage von VAN EMMERIK UND VAN WEGEN (2000), dass für eine genaue Beurteilung des Zusammenhangs die Dynamik des zu Grunde liegenden Systems zu berücksichtigen ist.

Vor dem Hintergrund der großen Bedeutung dieser beiden Aspekte innerhalb neuartiger Modelle für die Bewegungskontrolle (LATASH U. A., 2002; NEWELL UND SLIFKIN, 1998; TURVEY U. A., 1982) und des motorischen Lernens (BERNSTEIN, 1967; VAN EMMERIK UND

VAN WEGEN, 2000) ist ein tiefergehendes Verständnis von Variabilität und Stabilität des Gehens auf dem Laufband von großem Interesse.

4. Erfassung koordinativer Veränderungen im Rehabilitationsverlauf:

Es ist inzwischen unbestritten, dass das Lokomotionstraining auf dem Laufband zu signifikanten Verbesserungen der Gehfähigkeit beiträgt (DIETZ U. A., 1994; WERNIG U. A., 1995). Allerdings sind die genauen Mechanismen der Verbesserungen noch unklar. Insbesondere herrscht Uneinigkeit bezüglich der Frage, ob die Verbesserungen in erster Linie von der Reaktivierung vorhandener Bewegungsmuster oder vom Erlernen neuer Bewegungsstrategien herrühren (DE LEON U. A., 2001; GRASSO U. A., 2004).

5. Rehabilitation auf dem Laufband als motorischer Lernprozess:

Für das Rückenmark konnte ein hohes Maß an Plastizität im Sinne eines Lernvorgangs (WOLPAW UND TENNISSEN, 2001) nachgewiesen werden. Allerdings wurden diese Erkenntnisse aus mikroskopischen Untersuchungen bisher kaum auf funktioneller Ebene überprüft. Insbesondere existieren keine Untersuchungen, die den Verlauf der Therapie explizit auf motorische Lernvorgänge analysieren. Eine theoretische Grundlage dafür liefert die Dynamische Systemtheorie (NEWELL UND VAILLANCOURT, 2001).

### 1.3 Ziele der Arbeit

Ein Ansatz für die Beseitigung der genannten Einschränkungen liegt in der Nutzung der instrumentellen Ganganalyse für die Erhebung objektiver Bewegungsdaten während der Laufbandtherapie. Ein wesentlicher Beitrag wird zusätzlich vom Einsatz von Verfahren der nichtlinearen Dynamik erwartet. Die Ziele der vorliegenden Arbeit lauten wie folgt:

1. Entwicklung eines Konzeptes für ein Diagnostiksystem zur biomechanischen Analyse des Gehens auf dem Laufband.
2. Aufbau und Realisierung eines Messsystems zur umfassenden und systematischen Erhebung von Ganganalysedaten bei der Laufbandlokomotion mit querschnittgelähmten Patienten.
3. Auswahl und Modifizierung von Algorithmen der nichtlinearen Dynamik zur verbesserten Analyse der Patientendaten.

4. Aufbau und Erprobung einer strukturierten Datenanalyse-Softwareumgebung mit modifizierten Algorithmen aus der nichtlinearen Dynamik.
5. Experimentelle Erprobung des Diagnostiksystems zur Klärung ausgewählter Fragen bezüglich der Lokomotion auf dem Laufband.

Dabei werden zunächst folgende offene Fragen bezüglich des Gehens auf dem Laufband bei Gesunden geklärt:

- Welchen Einfluss hat die Gewichtsentlastung auf Variabilität und Stabilität des Gehens auf dem Laufband?
- Welchen Einfluss hat die Gehgeschwindigkeit auf Variabilität und Stabilität des Gehens auf dem Laufband?
- Wie wird die Struktur der rekonstruierten Attraktoren beim physiologischen Gehen von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst?

Die Erkenntnisse aus diesen Untersuchungen werden im nächsten Schritt zur Beantwortung folgender Fragen bezüglich der Rehabilitation auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung genutzt:

- Inwiefern unterscheiden sich inkomplett Querschnittgelähmte hinsichtlich der Stabilität und der Variabilität ihrer Gehbewegung von gesunden Probanden?
- Inwiefern unterscheiden sich die rekonstruierten Attraktoren inkomplett Querschnittgelähmter vom gesunden Fall?
- Lassen sich im Rehabilitationsverlauf bei Querschnittlähmung Aspekte eines motorischen Lernprozesses nachweisen?

Der Nachweis von motorischen Lernprozessen während der Laufbandtherapie ist als Effektivitätsnachweis vor dem Hintergrund zusätzlicher therapeutischer Möglichkeiten zur Behandlung von Rückenmarksverletzungen (Neuroregeneration) von besonderer Bedeutung.

Die vorliegende Arbeit gliedert sich in sechs Kapitel. Im Anschluss an das Einführungskapitel beschreibt Kapitel 2 die Entwicklung der Datenerfassungs- und Auswertenumgebung. Kapitel 3 gibt eine Übersicht über die im Rahmen der Arbeit eingesetzten erweiterten Verfahren der Bewegungsanalyse. Im 4. Kapitel erfolgt die Bearbeitung der Hypothesen zum

physiologischen Gehen. Auf den Ergebnissen baut im Kapitel 5 die Analyse der Lokomotion bei inkompletter Querschnittlähmung auf. Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung in Kapitel 6.



---

## Aufbau eines neuen Diagnostiksystems für die Laufbandlokomotion

*Eine Intelligenz, welche für einen gegebenen Augenblick alle in der Natur wirkenden Kräfte sowie die gegenseitige Lage der sie zusammensetzenden Elemente kannte, würde in derselben Formel die Bewegungen der größten Weltkörper wie des leichtesten Atoms umschließen; nichts würde ihr ungewiss sein und Zukunft wie Vergangenheit würden ihr offen vor Augen liegen.*

PIERRE SIMON DE LAPLACE (1749 - 1827), PHILOSOPHISCHER VERSUCH  
ÜBER DIE WAHRSCHEINLICHKEIT

Das folgende Kapitel gibt zunächst eine Einführung in das Messprinzip der Bewegungsanalyse und beschreibt dann die Integration einer Mess- und Auswertumgebung zur Analyse der Lokomotion inkomplett querschnittgelähmter Patienten auf dem Laufband. Für den Aufbau des Datenerfassungssystems wurde ein kommerziell erworbenes Bewegungsanalyzesystem genutzt und für die speziellen Anforderungen für den Einsatz bei Querschnittlähmung weiter entwickelt. Die dazu notwendigen Arbeiten sind in Abschnitt 2.1 dargestellt und wurden in verschiedenen Publikationen veröffentlicht (RUPP U. A., 1998, 1999; SCHABLOWSKI U. A., 1999A,B, 2001A,D). Praktische Ergebnisse aus dem Einsatz des Systems sind in (ABEL U. A., 1999, 2002) zu finden. Für eine umfassende, flexible Datenaufbereitung und -auswertung in Hinblick auf die hier zu untersuchenden Fragen waren neben der Bereitstellung und der Weiterentwicklung der Messtechnik umfangreiche softwaretechnische Entwicklungsarbeiten erforderlich, die in den Abschnitten 2.2 bis 2.3 erläutert werden.

## 2.1 Erfassung von Bewegungsdaten bei Querschnittlähmung

### 2.1.1 Messtechnik der Bewegungsanalyse

Das Ziel der Messungen in der klinischen Ganganalyse ist die Bestimmung der Winkelverläufe an den für das Gehen wichtigsten Gelenken in allen drei Raumrichtungen. Das in dieser Arbeit verwendete messtechnische Prinzip basiert auf der Bestimmung der dreidimensionalen Koordinaten reflektierender Marker (siehe Abb. 2.1) an festgelegten anatomischen Positionen auf der Körperoberfläche.

Für die Datenerfassung wurde ein kommerziell erhältliches Bewegungsanalysesystem eingesetzt (*EVaRT, Motion Analysis*). Besonderes Charakteristikum des Systems ist es, dass die Umrechnung der 2D-Bilder in 3D-Koordinaten in Echtzeit erfolgt, was eine visuelle Kontrolle während der Messung ermöglicht und die Datenqualität im Vergleich zu Offline-Systemen erheblich verbessert. Die Bewegungen der Marker im Raum werden von sechs infrarot-empfindlichen, hochauflösenden CCD-Kameras erfasst und mit Hilfe von Framegrabberkarten digitalisiert (siehe Abb. 2.2).

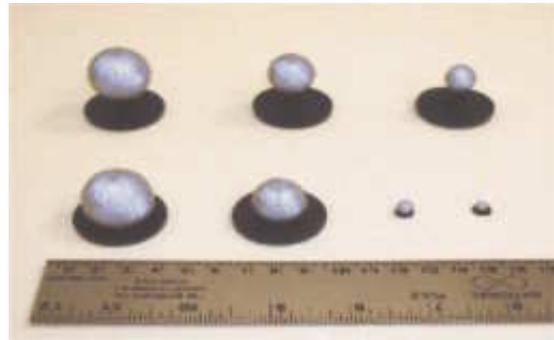


Abbildung 2.1: Reflektierende Marker unterschiedlicher Größe für die Bewegungsanalyse.

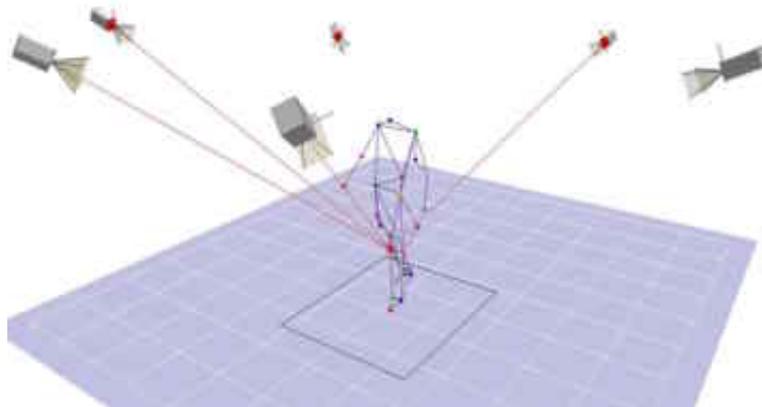


Abbildung 2.2: Echtzeit-Erfassung dreidimensionaler Markerpositionen.

Die so erhaltenen zweidimensionalen Abbilder der Markerkoordinaten werden mit Hilfe der Discrete Linear Transform (CHEN U. A., 1994; HATZE, 1988) in dreidimensionale Koordinaten umgerechnet. Prinzipiell werden für die Berechnung der 3D-Koordinaten eines Markers zwei Kameraperspektiven benötigt (Stereophotogrammetrie), der Einsatz von sechs Kameras erfolgt, um Überdeckungen einzelner Marker zu kompensieren und um Messfehler zu minimieren. Zwingend notwendige Voraussetzung zur Maximierung der Messgenauigkeit bei der Markerpositionsbestimmung ist eine initiale Systemkalibration. Dabei werden bekannte Markerpositionen aufgenommen, aus denen die Kamerapositionen und -orientierungen ermittelt werden.

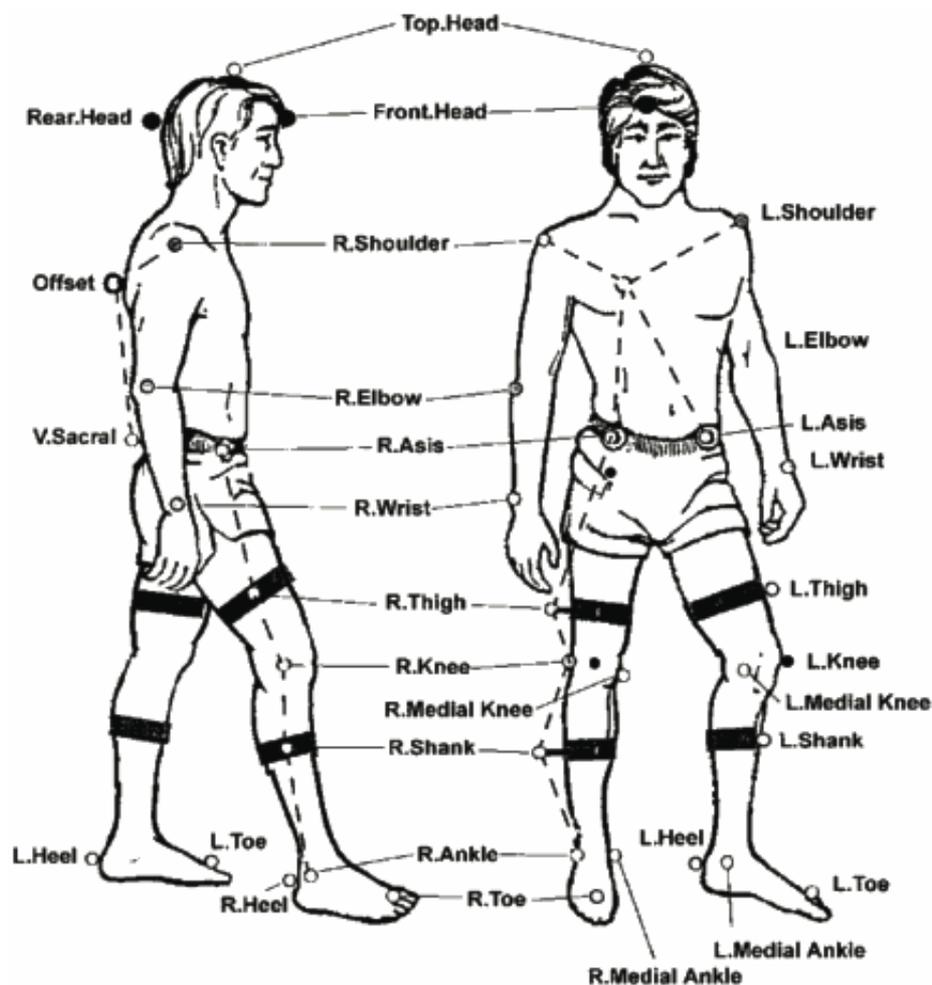


Abbildung 2.3: Anatomische Markerpositionen des Helen-Hayes-Static-Markersatz nach KADABA U. A. (1990)

Der Berechnung der Gelenkwinkel aus den dreidimensionalen Markerkoordinaten liegt ein Starrkörpermodell des Bewegungsapparates zu Grunde. Die zu berechnenden Gelenkwinkel entsprechen der Orientierung der einzelnen Segmente des Modells zueinander bzw. im Raum.

Das Modell legt die Anzahl der Segmente, die Gelenke und die jeweiligen Freiheitsgrade fest, für die die Winkel bestimmt werden sollen. Aus der Festlegung resultiert die Anzahl der Marker, die für die Winkelberechnung notwendig sind. Der in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Helen-Hayes-Static-Markersatz (KADABA U. A., 1990) ist in Abb. 2.3 dargestellt. Die darin angegebenen Markerpositionen sind im Wesentlichen identisch mit den Punkten, die die in Abb. 2.2 dargestellte Figur definieren. Der Zusatz „Static“ in der Bezeichnung des Markersatzes deutet darauf hin, dass zu Beginn jeder Messreihe eine statische Aufnahme des Probanden zur Berechnung der Gelenkzentren durchgeführt wird. Danach werden die medialen Marker (Innenseiten der Knie- und der Sprunggelenke, rechts im Bild) entfernt, um die Bewegungsfreiheit der Probanden nicht zusätzlich einzuschränken.

### 2.1.2 Einschränkungen des bestehenden Systems

Zur Untersuchung der in Kapitel 1 angeführten Fragestellungen mussten die folgenden Einschränkungen des kommerziellen Bewegungsanalysesystems beseitigt werden:

1. Querschnittgelähmte sind ohne Entlastung vom Körpergewicht nicht oder nur sehr eingeschränkt gehfähig. Daher wird ein Gurt benötigt, der sowohl ausreichenden Tragekomfort für die Therapie bietet als auch genügend Freiraum für die Platzierung der Marker lässt. Herkömmliche Fallschirmspringergurte können die Anforderungen nicht erfüllen, vor allem weil sie wesentliche Bereiche des Beckens abdecken, die zur Platzierung von Markern benötigt werden (Abschnitt 2.1.3).
2. Sämtliche im Rahmen der Arbeit durchgeführten Untersuchungen fanden auf einem Diagnostiklaufband statt, das für die Erfassung von Analogmesswerten, insbesondere der Bodenreaktionskräfte, aber auch der Gehgeschwindigkeit und der Gehdauer ausgerüstet ist (RUPP U. A., 1998; SCHABLOWSKI U. A., 2001A). Da das Bewegungsanalyse-system primär nicht für den Einsatz in Verbindung mit einem Messlaufband vorgesehen ist, musste die Verbindung zunächst in Hard- und Software realisiert werden.

3. Die Dokumentation der Laufbandtherapie mit ganganalytischen Methoden erfordert die Erfassung einer sehr großen Anzahl von Datenfiles, deren Verwaltung den Einsatz einer geeigneten Datenbank-Software verlangt. Darüber hinaus müssen Möglichkeiten zur Datenvisualisierung bereit gestellt werden, die sowohl die klinisch etablierten Standardvisualisierungen als auch neuartige Visualisierungsformen als Ergebnis laufender Forschungsarbeiten zulassen. Die hierfür im Rahmen der Arbeit entwickelte Softwarelösung *HeiDATAProViT* ist in Abschnitt 2.2 ausführlich dargestellt.
4. Neben der Archivierung und Visualisierung von Bewegungsdaten ist für eine detaillierte Analyse auch die Berechnung zusätzlicher Merkmale eine unabdingbare Voraussetzung. Aufgrund der hohen Anzahl von Datensätzen, die in unterschiedlichen Dateitypen abgelegt sind, ist eine effiziente Merkmalsgenerierung nur in automatisierter Form möglich. Der für die Problemstellung bereit gestellte *Heidelberg Feature Manager* wird in Abschnitt 2.3 beschrieben.

### 2.1.3 Systemerweiterungen für die Ganganalyse bei Querschnittlähmung

Die beiden wichtigsten Erweiterungen des Gesamtsystems waren zunächst die Bereitstellung eines geeigneten Entlastungsgurtes und die Entwicklung eines Kalibrationssystems.

EIGENENTWICKLUNG EINES GURTSYSTEMS — Die Anforderungen an den Entlastungsgurt wurden nach einer eingehenden Überprüfung kommerziell erhältlicher Gurtsysteme wie folgt formuliert:

**Einfache Handhabung**, die das zügige, patientenschonende Anlegen des Gurtes bei Therapie und Diagnostik ermöglicht.

**Ausreichender Tragekomfort**, der auch bei längeren Therapieeinheiten unangenehme Druck- oder Zugbelastungen für die Patienten ausschließt. Das ist insbesondere wegen der Empfindlichkeit Querschnittgelähmter gegenüber Druckgeschwüren ein sehr wichtiges Kriterium.

**Vollständige Bewegungsfreiheit**, damit die Dynamik der Gehbewegung nicht über den durch die Rückenmarksverletzung gegebenen Umfang

hinaus eingeschränkt wird. Dadurch wird zum einen die volle Wirksamkeit der Laufbandtherapie aufrechterhalten und zum anderen die Verfälschung der Analyseergebnisse ausgeschlossen.

**Problemlose Markerplatzierung** an den durch den verwendeten Markersatz definierten Stellen, was insbesondere im Beckenbereich schwierig umzusetzen ist (siehe Abb. 2.3, Marker *L.ASIS*, *R.ASIS*, *V.Sacral*).

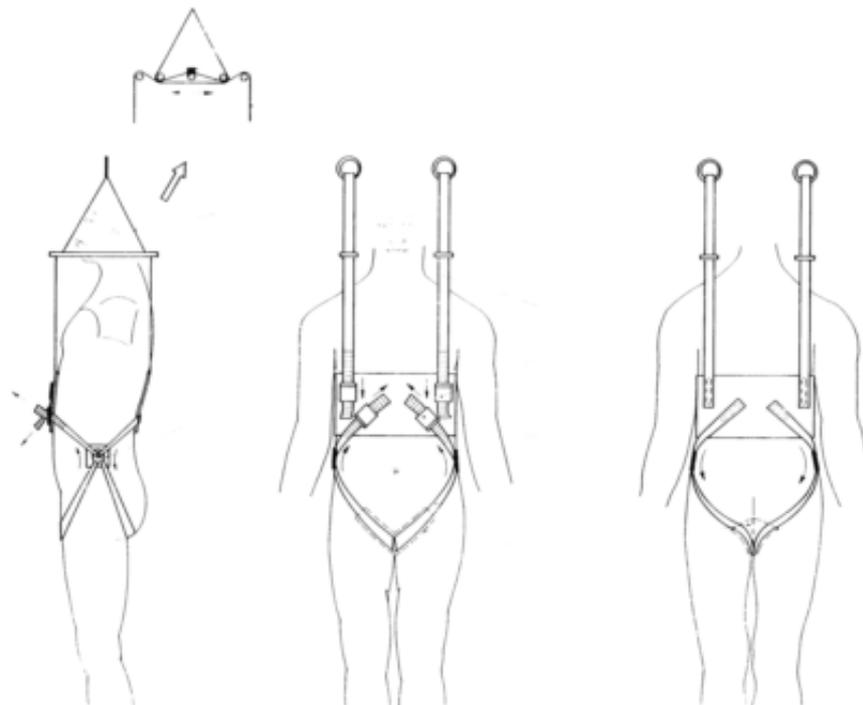


Abbildung 2.4: Gurt zur Gewichtsentslastung während der Ganganalyse.

Der gemäß den Spezifikationen entwickelte Gurt ist in Abb. 2.4 dargestellt. Zentraler Bestandteil des Gurtdesigns ist die intelligente Linienführung der beiden großen Gurtschlaufen unter Verwendung zweier Ringe an den Außenseiten des Beckens. Dadurch wird der Materialeinsatz minimiert und gleichzeitig ein hohes Maß an Flexibilität bei der Anpassung des Gurtes an unterschiedliche Patientengrößen gesichert. Insbesondere bleiben durch diese Konstruktion die beiden entscheidenden Markerpositionen auf den oberen Spitzen der vorderen Beckenschaufeln frei (vgl. Abb. 2.3, ASIS-Marker). Der Gurt wurde im gesamten Verlauf der Arbeit sowohl für die Therapie als auch im Rahmen der Diagnostik eingesetzt.

BEREITSTELLUNG EINES KALIBRATIONSSYSTEMS — Eine weitere wesentliche Ergänzung des Systems bestand in der Bereitstellung eines geeigneten Kalibrationssystems, das die reproduzierbare räumliche Zuordnung der Koordinatensysteme sicherstellt. Von Seiten des Herstellers wurde ein rollbares Gestell mitgeliefert, das acht exakt vermessene Markerpositionen für die Kalibration des Kamerasystems vorgibt. Das System ist flexibel einsetzbar, wenn Ganganalysedaten beim freien Gehen durch den Raum aufgenommen werden. Allerdings ist die feste, reproduzierbare Positionierung des Gestells wegen der Ungenauigkeit der Rollen nicht möglich (siehe Abb. 2.5).



Abbildung 2.5: Vom Hersteller bereitgestellter Wagen für die Kalibration des Bewegungsanalyse-Systems.

Zur Lösung des Problems wurde die Rahmenkonstruktion des Wagens aus Stahlstäben nachgebildet, die Marker wurden durch Holzkugeln, die mit Reflektionsfarbe besprüht sind, ersetzt (siehe Abb. 2.6). Die Stäbe werden für die Kalibration in vorhandene Gewindebohrungen der Laufbandplattform eingeschraubt, so dass eine feste, reproduzierbare Anordnung der Kalibrationsstäbe gesichert ist. Mit dem neu entwickelten System wird eine hochpräzise Systemkalibration erzielt, die eine hohe Datenqualität der aufgenommenen Ganganalysedaten sichergestellt.

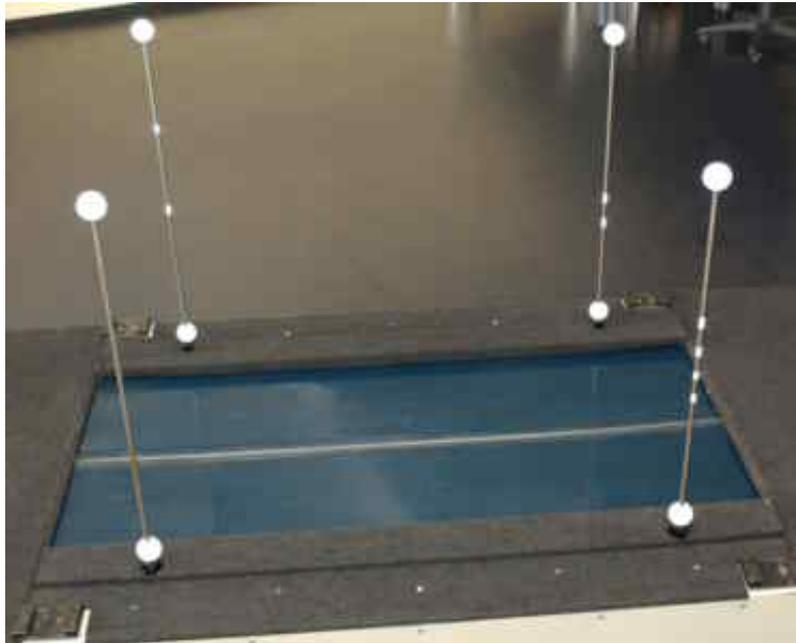


Abbildung 2.6: Neu entwickeltes Kalibrationssystem mit fest montierten Stäben.

#### 2.1.4 Mess- und Steuersoftware für das Diagnostiklaufband

Neben der Bereitstellung wichtiger Zusatzkomponenten für das Diagnostiksystem bestand ein wesentlicher Teil der Entwicklungsarbeiten in der Kopplung des Laufbandes und des Bewegungsanalysesystems. Als zentraler Bestandteil der Kopplung wurde eine Software entwickelt, die sowohl die Steuerung des Laufbandes realisiert als auch die synchronisierte Aufnahme von Messwerten ermöglicht (*BioMACIT* - Biomechanical Analysis and Control of an Instrumented Treadmill).

Bei dem Laufband handelt es sich um einen Prototypen, der aus zwei getrennten Laufflächen besteht, die über Frequenzumrichter von zwei Drehstromasynchronmotoren angetrieben werden (RUPP U. A., 1998; SCHABLOWSKI U. A., 2001D). Zur Erfassung analoger Messgrößen (Bodenreaktionskräften, Elektromyogramm (EMG) oder Druckverteilungen) sowie wichtiger Kenngrößen des Antriebssystems (Laufbandgeschwindigkeit, Motormoment) wird eine 64-Kanal-A/D-Wandlerkarte eingesetzt.

Die hard- und softwaremäßige Verbindung zwischen Laufband und Bewegungsanalysesystem gliedert sich in die folgenden Teilaufgaben (vollständige Software-Beschreibung in SCHABLOWSKI U. A., 2001A):

1. PC-gestützte Ansteuerung der Frequenzumrichter zur Steuerung des Laufbandes unter Berücksichtigung der Patientensicherheit,
2. Realisierung eines automatisierten Protokolls zur Erfassung der Messparameter (Laufbandgeschwindigkeit, Gehstrecke, Messdauer),
3. Synchronisierung der Digitalisierungstakte zwischen der Datenerfassung des Bewegungsanalysesystems und des Laufbands.

Als Entwicklungsumgebung wurde *LabWindows/CVI (National Instruments)* gewählt. Die Struktur der Software ist in Abb. 2.7 dargestellt. Die einzelnen Module sind jeweils hinter eigenen grafischen Benutzeroberflächen abgelegt, wobei die Einzelfunktionen zum Teil in unterschiedlichen Threads ablaufen. Die drei folgenden Abschnitte erläutern die drei angeführten Funktionen für die Kopplung zwischen Laufband und Bewegungsanalysesystem.

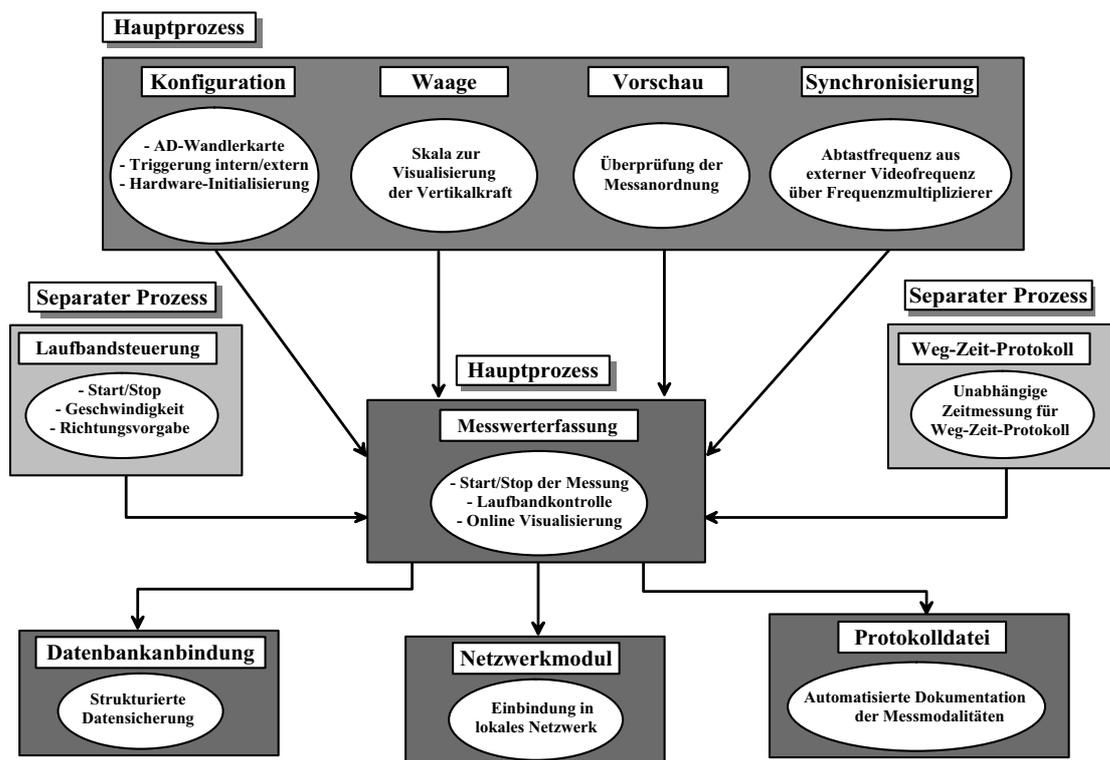


Abbildung 2.7: Zusammenwirken der Module von *BioMACIT*.

STEUERUNG DES LAUFBANDES — Da die Patienten, mit denen innerhalb der Arbeit eine Ganganalyse durchgeführt wird, zum Teil nur über sehr eingeschränkte Bewegungskontrolle verfügen, ist die Gewährleistung eines sicheren Laufbandbetriebs von größter Bedeutung. Zur Minimierung der Risiken wurden neben der Bereitstellung zweier unabhängiger Notaus-Schalter softwareseitig zweierlei Maßnahmen getroffen: Zum einen wurden die Funktionen zur Ansteuerung des Laufbands als unabhängiger Prozess implementiert, so dass sie unabhängig vom sonstigen Betriebszustand der Software genutzt werden können. Zum anderen wird die Geschwindigkeit aus dem zugehörigen Benutzerinterface heraus zeitverzögert nur solange bis zum gewünschten Endwert erhöht, wie der Benutzer den zugehörigen Steuerknopf gedrückt hält.

SYNCHRONISIERTE AUFNAHME VON MESSWERTEN — Für die Anbindung der A/D-Wandlerkarte des Laufbands an das Bewegungsanalysesystem wurden zunächst die Hardwarevoraussetzungen für ein gemeinsames Triggersignal für die Steuerung der Messungen geschaffen. Dazu wurden das vom Bewegungsanalysesystem generierte Videosignal (i. A. 60 Hz) sowie das Start- und Stoppsignal an die A/D-Wandlerkarte angekoppelt. Die Karte muss je nach Art des verwendeten Triggersignals (extern/intern) per Software für den jeweiligen Anwendungszweck konfiguriert werden. Der zweite Schritt zur Verkopplung der beiden Systeme besteht in der Synchronisierung der beiden unabhängigen Digitalisierungstakte. Dazu wurde in Ergänzung zu den von *LabWindows/CVI* angebotenen Timerapplikationen ein Frequenzmultiplizierer implementiert, der direkt auf Registerebene programmiert ist. Der Frequenzmultiplizierer generiert aus dem externen Videosignal der Frequenz  $f_{vid}$  ein Signal mit der Frequenz  $f_{ana} = k \cdot f_{vid}$  (z. B. 960 Hz,  $k=16$ ). Die Frequenz  $f_{ana}$  dient als Abtastrate für die Aufnahme von Analogmesswerten. Entscheidend dabei ist, dass  $f_{ana}$  mit jeder fallenden Flanke erneut synchronisiert wird, so dass sichergestellt ist, dass zu jedem aufgenommenen Bild ein Satz von zugehörigen Analogmesswerten aufgenommen wird. Der Signalverlauf für  $k = 5$  ist in Abb. 2.8 dargestellt ( $f_{ana} = 300$  Hz). Dabei triggert  $f_{vid}$  in Kanal 1 (CH1) den Pulszug für  $f_{ana}$  in Kanal 2 (CH2).

DOKUMENTATION VON LAUFBANDPARAMETERN — Die Grundlage für die automatisierte Dokumentation von Laufbandgeschwindigkeit, Gehstrecke und -dauer während einer Messung ist eine unabhängige Zeiterfassung.

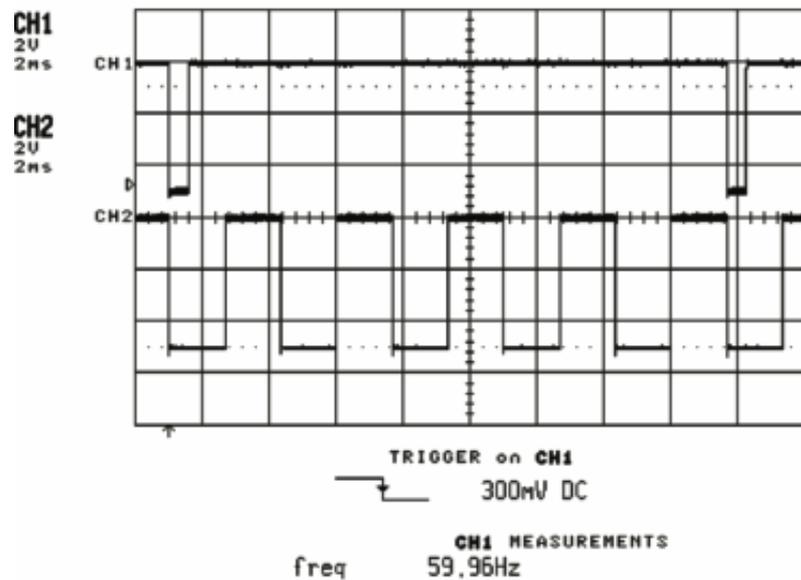


Abbildung 2.8: Pulszug zur Synchronisierung der Digitalisierungstakte (CH1: Kanal 1, CH2: Kanal 2).

Diese wird in einem unabhängigen Prozess realisiert. Die Geschwindigkeit bzw. die Zeitpunkte von Geschwindigkeitsänderungen während jeder Messung werden in einer Protokolldatei ausgegeben, die in einer Datenbank weiterverarbeitet werden kann. Darüber hinaus können weitere Parameter zur Beschreibung der Messbedingungen dokumentiert werden (z. B. die bis zum Messbeginn absolvierte Gehstrecke).

## 2.2 Archivierung und Visualisierung von Bewegungsdaten

### 2.2.1 Entwicklung einer Datenbank-Software

Im Rahmen der Erfassung von Bewegungsdaten bei der Laufbandlokomotion wird eine sehr große Anzahl von Messdatenfiles generiert. Darüber hinaus sind für eine vollständige Beschreibung des Patientenstatus neben persönlichen Informationen auch klinische Daten wie Diagnosen und Testergebnisse (ASIA, WISCI) unerlässlich. Um die Vielzahl von Parametern gemeinsam mit den Datenfiles strukturiert verwalten zu können, ist es unabdingbar, sie in einer elektronischen Datenbank abzulegen.

Neben dem dedizierten Zugriff auf spezifische Datensätze müssen in die Datenbank auch Funktionen zur Datenverarbeitung und -visualisierung integriert sein. Dabei sind zwei unterschiedliche Anwendungsbereiche zu

unterscheiden: Zum einen sollen klinische Routineauswertungen und vorgegebene Standardvisualisierungen abrufbar sein und zum anderen ist es für Forschungszwecke zwingend erforderlich, ein Höchstmaß an Flexibilität und Anpassbarkeit zu gewährleisten.

Bestehende Softwarelösungen für die Auswertung von Ganganalysedaten erfüllen die Anforderungen nur unzureichend (so auch die mit dem System mitgelieferte Software *OrthoTrak*, [MOTION ANALYSIS, 2001](#)). Insbesondere weisen sie Einschränkungen in den folgenden Punkten auf:

1. Es können lediglich die von dem zugehörigen Messsystem generierten Datenformate verarbeitet werden,
2. Methoden der Signalverarbeitung stehen nur in sehr eingeschränktem Umfang zur Verfügung,
3. die Anzahl möglicher Visualisierungsformate ist sehr beschränkt.

Erweiterungen der Software hinsichtlich eines der Aspekte sind ohne Änderungen des Quellcodes praktisch nicht durchführbar. Dieser Nachteil betrifft kommerzielle Lösungen genauso wie selbstentwickelte Softwarepakete ([BERGHOF UND ZWICK, 1995](#); [CAVANAGH U. A., 2001](#)).

### 2.2.2 Systemstruktur und Funktionsumfang der Software

Da die genannten Einschränkungen für die Durchführung der vorliegenden Arbeit nicht akzeptabel waren, wurde eine eigene Datenbank-Software entwickelt<sup>1</sup>, deren Details in ([SCHABLowski U. A., 2002, 2004](#)) und ([SCHWEIDLER U. A., 2002](#)) ausführlich dargestellt werden. Sie weist im Gegensatz zu bestehenden Softwaretools die folgenden Eigenschaften auf:

**Verwaltung der Datenfiles über Verweise** Das Datenbank-Backend enthält an Stelle der tatsächlichen Rohdatenfiles lediglich Verweise auf die Speicherorte der Dateien. Dadurch wird einerseits ein übermäßiges Anwachsen der Datenbankdatei vermieden ([BERGHOF UND ZWICK, 1995](#)), andererseits ermöglicht nur eine solche Strukturierung den separaten Zugriff auf die Rohdatenfiles mit externen Programmen.

Die aus einer Messung hervorgehenden Dateien werden über die Schlüssel Patienten-ID, Messdatum und -nummer sowie den Dateityp

<sup>1</sup>HeiDATAProViT = Heidelberg Data Archiving Tag Assembling Processing and Visualization Tool

in eindeutiger Art und Weise gekennzeichnet. Die Hierarchie ist auf eine Vielzahl von Arbeitsbereichen übertragbar und dient darüber hinaus als Grundlage für Klassifikationsprobleme (LOOSE U. A., 2003A).

**Offene Systemarchitektur** Die Software kann jegliche Art von Datenformaten verarbeiten, die potentiell von computergestützten Messsystemen erzeugt werden. Außerdem ist sie in der Lage, praktisch beliebige Signalverarbeitungsroutinen in die Auswertungen zu integrieren.

**Bezeichnerbasierter Zugriff auf Datensätze** Für den Zugriff auf die in den Rohdatenfiles abgelegten Datensätze wurde durchgängig das Bezeichnerkonzept verwendet. Das Konzept beruht auf einer Erweiterung des vielfach eingesetzten Strukturprinzips, Zeitreihen oder Einzelwerte innerhalb von Messdatenfiles über eindeutige Bezeichner zu kennzeichnen (z. B. als Spaltenüberschriften innerhalb von Textfiles).

**Aufteilung in Verwaltungs - und Anwendungsebene** Die Trennung der Software-Architektur in zwei unterschiedliche Systemebenen ermöglicht die Vereinigung zweier gegensätzlicher Anforderungen innerhalb eines Programms. Die Trennung gewährt einerseits maximale Flexibilität bei der Erstellung neuer Auswerteprozeduren und der Konfiguration von Visualisierungsformaten und ermöglicht andererseits ein Höchstmaß an Standardisierung und Benutzerfreundlichkeit bei der Anwendung vordefinierter Auswerteverfahren.

Für die Entwicklung wurden zwei kommerzielle Softwarepakete miteinander verknüpft. So wurden die Datenbank-Tabellen und die Benutzeroberflächen für den strukturierten Zugriff auf die Datenbasis unter *MS Access* und in *Visual Basic* erstellt. Die Routinen für die Signalverarbeitung und die Visualisierung wurden in *MATLAB (The MathWorks)* bereitgestellt.

Die gegensätzlichen Anforderungen hinsichtlich maximaler Flexibilität und einfacher Anwendbarkeit werden durch die Einführung zweier Benutzerebenen erfüllt (Abb. 2.9): die Verwaltungsebene macht das Programm hinreichend flexibel und die Anwendungsebene erlaubt es, die Software als grundlegendes Werkzeug zur Durchführung von Standardauswertungen einzusetzen, ohne dass dazu detaillierte Kenntnisse über die eingesetzten Algorithmen benötigt werden.

Entscheidende Voraussetzung für das Zusammenspiel der beiden Benutzerebenen ist ein Pool an vordefinierten Auswertearbeitsabläufen. Der Pool ist

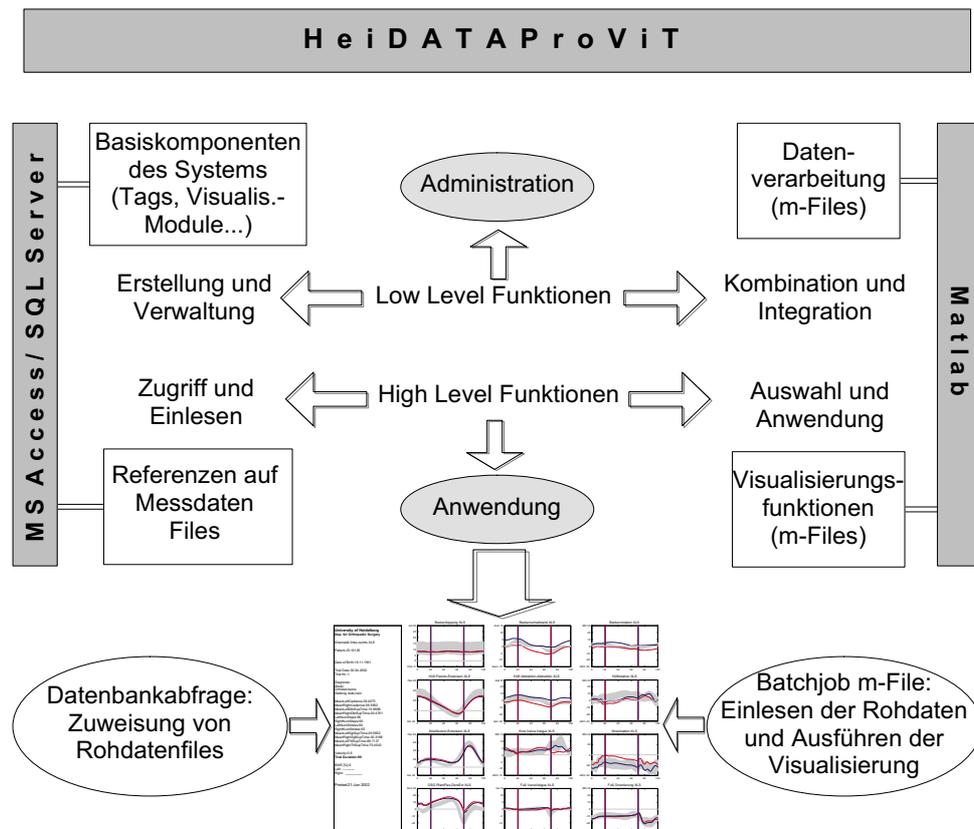


Abbildung 2.9: Datenbank-Architektur mit zwei Benutzerebenen.

in einem eigenen Datenbank-Backend abgelegt. Die Aufgaben der Verwaltungsebene bestehen darin, dem Pool neue Auswerteabläufe hinzuzufügen. Diese Aufgaben erfordern detaillierte Kenntnisse über die internen Strukturen von *HeiDATAProViT* und im Bereich der digitalen Signalverarbeitung. Die Anwendungsebene bietet einen bequemen Zugang zu den vordefinierten Auswerteabläufen und hilft dem Benutzer bei der Zuordnung der in der Datenbasis abgelegten Messdaten.

Zur Umsetzung der Software-Architektur wurden drei methodische Neuentwicklungen eingesetzt, die die grundlegenden Elemente für die flexible Zusammensetzung einer Auswerteprozedur darstellen:

**Bezeichnerkonzept:** Das Konzept ist eine Methode zur Bezeichnung der einzelnen Elemente der drei allgemeinen Stufen der Datenauswertung. Die Stufen sind im Einzelnen: 1. *Lesen* von Daten aus der Datenbasis, 2. *Verarbeiten* der Daten, 3. *Visualisieren* der Ergebnisse. Jeder dieser drei Stufen ist ein eigener Tagtyp zugeordnet:

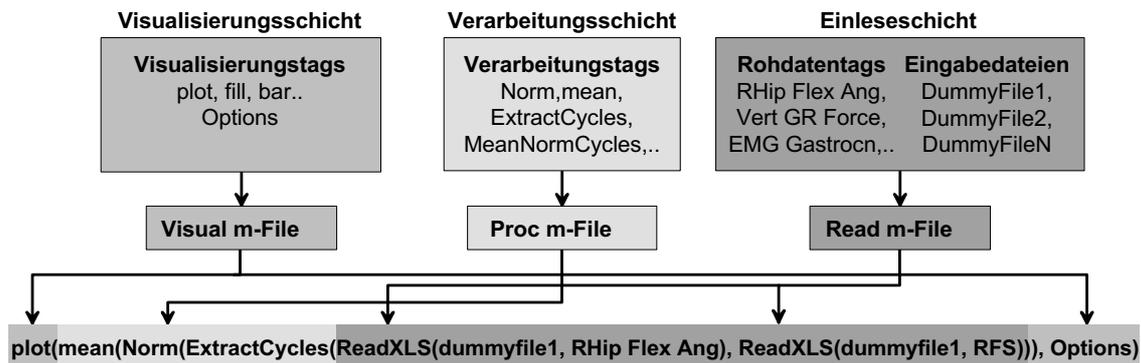


Abbildung 2.10: Definition einer Achse aufbauend auf den unterschiedlichen Ausprägungen des Bezeichnerkonzepts.

**Rohdatentag:** Ein Rohdatentag bezeichnet einen Datensatz innerhalb einer Eingangsdatei.

**Verarbeitungstag:** Verarbeitungstags bezeichnen typischerweise eine Kette aus verschachtelten MATLAB-Routinen, die die Verarbeitungsalgorithmen enthalten. Als Eingangsargumente dienen dabei Rohdatentags, die in mehreren Schritten weiterverarbeitet und für die anschließende Visualisierung bereit gestellt werden.

**Visualisierungstag:** Visualisierungstags bezeichnen MATLAB-Visualisierungsbefehle, deren Aufrufstruktur an die Erfordernisse von *HeiDATAProViT* angepasst wurden.

Die unterschiedlichen Ausprägungen des Bezeichnerkonzepts teilen die Verwaltungsebene in drei interagierende Schichten. Das in Abb. 2.10 dargestellte Implementierungsbeispiel für die drei Bezeichnertypen zeigt den Aufbau einer Befehlskette zur Darstellung des rechten Hüftbeugungswinkels über dem normierten Gangzyklus.

**Modulare Visualisierung:** Ähnlich dem objektorientierten Ansatz in MATLAB wird mit diesem Konzept ein gegebenes Darstellungsschema in einzelne, hierarchisch angeordnete Bestandteile zerlegt, die als eigene Strukturelemente in der Datenbank abgelegt werden können. Dabei setzt sich jede Komponente einer Visualisierung aus den untergeordneten Elementen zusammen:

**Achse:** Eine Achse ist das unterste Element der Visualisierungshierarchie. Die Definition einer Achse enthält die Informationen darüber, welche Daten in welcher Form dargestellt werden sollen.

Die Informationen sind durch die Kombination eines Visualisierungstags und eines Rohdatentags gegeben (vgl. Abb. 2.10).

**Chart:** Die nächsthöhere Stufe einer Visualisierung enthält die Chartdefinitionen, die angeben, welche Achsen innerhalb eines Koordinatensystems zusammen dargestellt werden sollen.

**ChartSheet:** Die für ein Chartsheet gespeicherten Informationen legen fest, welche Charts innerhalb einer Darstellung zusammengefasst werden sollen und wie sie angeordnet werden.

**Dummy-File-Konzept:** Die Notwendigkeit für das Dummy-File-Konzept ergibt sich aus folgendem Problem: jeder Rohdatentag einer Auswerteprozedur bezeichnet einen Datensatz innerhalb einer konkreten Eingangsdatei. Die Auswerteprozeduren sollen jedoch in abstrakter Form definiert werden, um auf beliebige Datenfiles anwendbar zu sein. Daher wurden sogenannte Dummy-Files als Platzhalter eingeführt, die angeben, an welcher Stelle innerhalb einer Verarbeitungskette eine konkrete Eingangsdatei benötigt wird (vgl. Abb. 2.10). Die Dummy-Files werden als Eingabeargumente an die Matlabfunktionsaufrufe übergeben.

### 2.2.3 Durchführung einer Visualisierung

Die Funktionsweise der vorgestellten Softwarekonzepte soll im Folgenden anhand der Definition und der Anwendung einer standardisierten Darstellungsform von Ganganalysedaten erläutert werden (siehe Abb. 2.11). Die Bereitstellung solcher Visualisierungen ist die grundlegende Anforderung an die Software und zwingende Voraussetzung für den Einsatz als Standardwerkzeug zur Auswertung von Ganganalysen in der klinischen Routine. Die hochflexible Vorgehensweise bei der Definition erlaubt darüber hinaus auch die Zusammenstellung fast beliebiger weiterer Visualisierungsformate wie sie für Forschungszwecke unabdingbar sind.

Die folgenden Erläuterungen sind in zwei Abschnitte gegliedert, die die beiden Anwendungsebenen der Software widerspiegeln. Zunächst wird erklärt, wie eine neue Visualisierungsprozedur zusammengestellt wird (Verwaltungsebene). Anschließend wird gezeigt, wie diese bestehende Visualisierung im konkreten Fall angewandt wird (Anwendungsebene). Die Erläuterungen orientieren sich dabei an der in Abb. 2.10 dargestellten Achsendefinition einschließlich der drei in ihr enthaltenen Schichten.

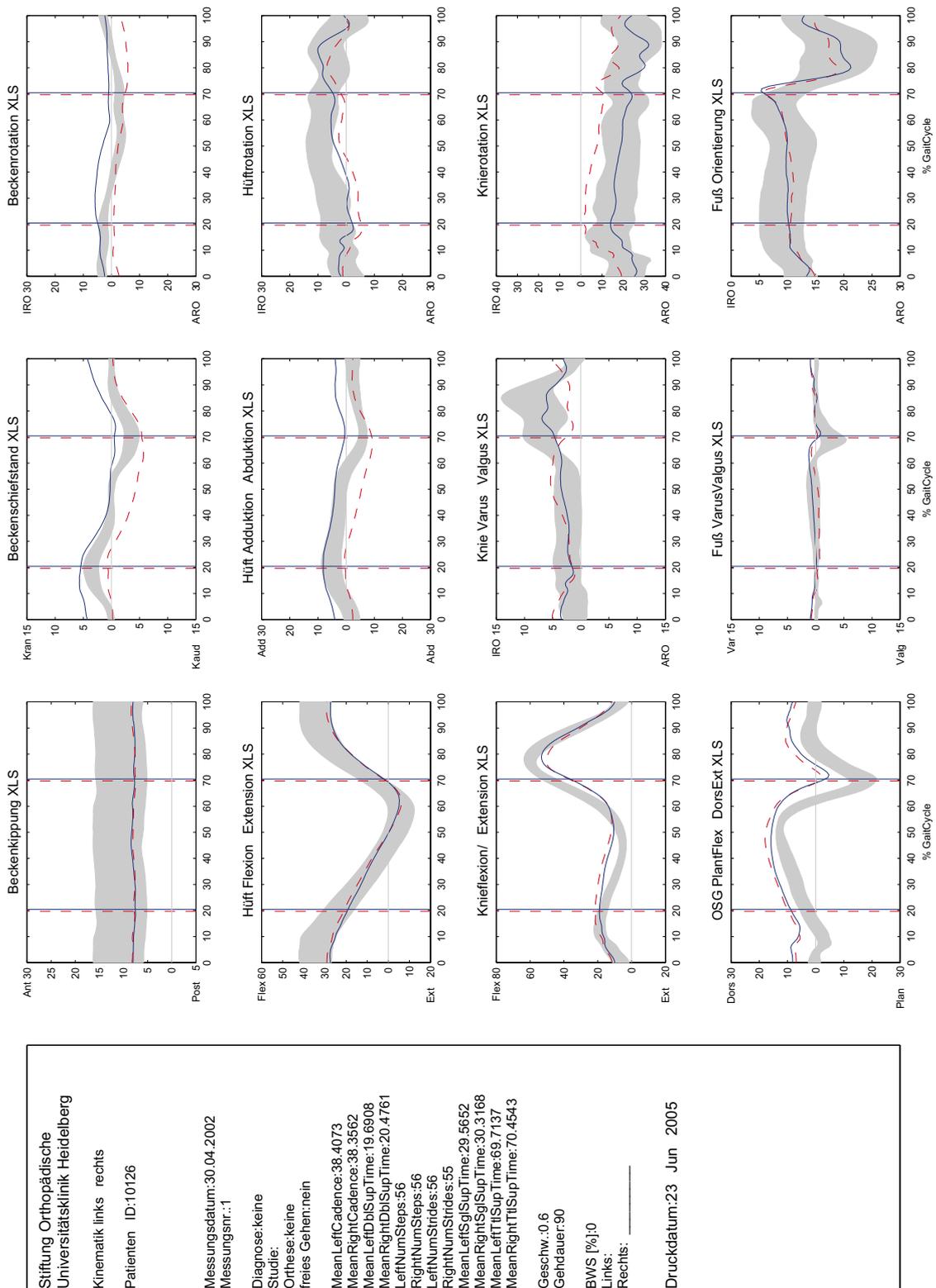


Abbildung 2.11: Beispiel für eine standardisierte Visualisierung von Ganganalysedaten (Chartsheet mit 12 Charts).

Im ersten Schritt müssen die innerhalb der Visualisierung verwendeten Rohdatenbezeichner und deren zugehörige Dateitypen in die Datenbank eingetragen werden. Die Definition enthält neben dem Dateityp und den zugeordneten Bezeichnern auch die MATLAB-Routine zum Einlesen der Datensätze. So enthält der Dateityp *XLS* beispielsweise die Gelenkwinkelverläufe, aus denen der Verlauf des rechten Hüftgelenkwinkels über den Bezeichner *R\_HIP\_Flex\_ANG* ausgewählt wird. Der standardisierte Befehl zum Einlesen eines ausgewählten Datensatzes lautet demzufolge:

$$\text{ReadXLS}(\text{„Inputfile.XLS“}, \text{„R\_HIP\_Flex\_ANG“}) \quad (2-1)$$

Mit Hilfe einer solchen Strukturierung ist der bezeichnerbasierte Zugriff auf Datensätze innerhalb von Eingangsdateien mit beliebigen Formaten möglich. Nachdem der Datensatz mit Hilfe dieses Befehls (2-1) eingelesen wurde, können beliebige Signalverarbeitungsschritte darauf angewandt werden. Die Gesamtheit der dazu verwendbaren MATLAB-Routinen bildet die Verarbeitungsschicht der Software.

Ein typischer Signalverarbeitungsschritt für Ganganalysedaten besteht beispielsweise darin, für einen Gelenkwinkel die einzelnen Schrittzyklen zu detektieren und nach geeigneter Normierung zu mitteln. Die allgemeine Form des dazu benötigten Befehls lautet wie folgt:

$$\text{MeanNormCycles} = \text{mean}(\text{Norm}(\dots \\ \text{ExtractCycles}(\text{RawDataTag}, \text{RawDataTag}))) \quad (2-2)$$

Dabei ist *MeanNormCycles* der Verarbeitungstag, der die Befehlskette innerhalb der Datenbank eindeutig identifiziert. Derartige Befehlsketten können sowohl interne MATLAB-Befehle wie *mean* als auch selbstgeschriebene Routinen wie *ExtractCycles* und *Norm* enthalten. Dementsprechend können neue Verarbeitungstags je nach Programmierkenntnissen des Benutzers entweder aus den vorhandenen zusammengesetzt oder mit Hilfe eigener Routinen neu definiert werden. Damit der Befehl (2-2) auf beliebige Eingangsgrößen angewandt werden kann, wird der Platzhalter „*RawDataTag*“ verwendet, der in einer konkreten Implementierung (Abb. 2.10) durch einen Lesebefehl der Form (2-1) ersetzt wird.

Um die in der Verarbeitungsschicht vorhandenen Verarbeitungstags komfortabel verwalten zu können, wurde ein spezielles Benutzerinterface entwickelt („Verarbeitungstag-Editor“). Damit können neue Verarbeitungstags entweder durch Auswahl der dazu gehörigen MATLAB m-Files oder

durch graphisches Zusammensetzen einer neuen Befehlskette aus existierenden Verarbeitungstags erstellt werden.

Die mit *MeanNormCycles* bezeichnete Befehlskette erzeugt einen mittleren Gelenkwinkelverlauf, der mit Hilfe einer Achsendefinition in einer Visualisierung verwendet werden kann. So enthält Abb. 2.11 insgesamt zwölf Charts, die jeweils unterschiedliche Implementierungen des Verarbeitungstags (2-2) für die gemittelten Verläufe der einzelnen Gelenkwinkel darstellen. Der Verlauf des normierten rechten Hüftbeugungswinkels ist durch die durchgezogene Linie im ersten Koordinatensystem der zweiten Zeile der Visualisierung in Abb. 2.11 dargestellt.

Für die Definition einer solchen Achse werden zunächst die Platzhalter *RawDataTag* in (2-2) durch Lesebefehle gemäß Definition (2-1) ersetzt:

$$\text{mean}(\text{Norm}(\text{ExtractCycles}(\text{ReadXLS}(\text{dummyfile}\#1, \dots \\ \text{RHipFlexAng}), \text{ReadXLS}(\text{dummyfile}\#1, \text{RHS})))) \quad (2-3)$$

Neben dem Gelenkwinkelverlauf gehen in *MeanNormCycles* noch die ebenfalls in XLS-Files enthaltenen Zeitpunkte ein, zu denen der Fuß auf den Boden aufsetzt (Right Heelstrikes - *RHS*). Beide Rohdatentags werden aus der gleichen, abstrakt definierten Datei *dummyfile#1* gelesen.

Im zweiten Schritt der Achsendefinition wird die in (2-3) enthaltene Befehlskette mit einem Visualisierungsbefehl kombiniert, so dass folgende Befehlsfolge entsteht:

$$\text{plot}(\text{MeanNormCycles}(\text{RHipFlexAng}), \text{Options}) \quad (2-4)$$

Die MATLAB-Variable *Options* ist Teil der Definition des Visualisierungstags und enthält Angaben zum Layout (Farbe, Linienart) der betreffenden Kurve. Genauso wie Gelenkwinkelverläufe können mit den beschriebenen Strukturen auch andersartige Informationen wie Text, einzelne Zahlenwerte oder Videodaten dargestellt werden. Diese sind beispielsweise in der Legende im linken Teil von Abb. 2.11 aufgelistet.

Auf der nächsthöheren Ebene der Visualisierungshierarchie werden die vordefinierten Achsen als Charts in gemeinsamen Koordinatensystemen zusammengefasst. Die Charts bekommen in der Chartsheetdefinition eine bestimmte Position zugewiesen. Die Gesamtheit aller Informationen wird in einem MATLAB m-File zusammengefasst, das als Visualisierungsfunktion in der Datenbank abgelegt wird. In dieser Funktion markieren die Dummyfile-Platzhalter die Positionen innerhalb der einzelnen Befehlsketten, an denen

die unterschiedlichen Rohdatenfiles stehen. Die Argumente dieser Funktion sind die Namen der Dateien, aus denen die Rohdaten gelesen werden. Die Gesamtheit der Visualisierungsfunktionen bildet den Vorrat an Auswertebläufen, der dem Benutzer zur Anwendung zur Verfügung steht.

Die Durchführung einer Auswerteprozedur erfolgt auf der Anwender-ebene, auf der keinerlei Detailkenntnisse über die internen Befehlsaufrufe der Visualisierungsfunktion erforderlich sind. Der Abruf einer gegebenen Visualisierungsvorlage besteht im Wesentlichen darin, die Dummyfile-Platzhalter durch die gewünschten Rohdatenfiles zu ersetzen. Dazu existiert eine grafische Benutzeroberfläche, innerhalb derer die Zuordnung auf sehr einfache Weise durchführbar ist. Nach Zuweisung aller benötigten Datenfiles wird MATLAB gestartet, das die notwendigen Verarbeitungsbefehle durchführt und anschließend die Visualisierung erstellt.

#### **2.2.4 Zusammenfassung**

Die im vorliegenden Abschnitt vorgestellte Software ist ein zentraler Bestandteil der gesamten entwickelten Diagnostikumgebung. Im Rahmen der Arbeit erfüllt sie vor allem zwei wesentliche Funktionen:

1. Sie garantiert die strukturierte Archivierung sämtlicher Messdaten und Parameter, die im Rahmen der Dokumentation der Laufbandtherapie erhoben werden.
2. Über die in ihr abgelegten standardisierten Visualisierungsabläufe dient sie der unmittelbaren Plausibilitätskontrolle für aufgenommene Ganganalysedaten. Dabei ist das Konzept der einfachen Abrufbarkeit solcher Visualisierungen auf der Anwenderebene insofern unverzichtbar, als dadurch auch Personen ohne detaillierte Computerkenntnisse nach kurzer Einarbeitung in der Lage sind, Ganganalysedaten zu visualisieren.

Insbesondere bilden die offene Systemarchitektur und die Verwaltung der Rohdatenfiles über Verweise sowie die durchgängige Anwendung des erweiterten Bezeichnerkonzepts eine wesentliche Grundlage für die im nächsten Abschnitt beschriebene dritte Komponente der Diagnostikumgebung, die der automatisierten Generierung neuer Merkmale dient.

## 2.3 Automatisierte Merkmalsgenerierung

Neben der Bereitstellung der geeigneten Messtechnik und der im vorangehenden Abschnitt beschriebenen Datenbank-Software wird zur Vervollständigung des Diagnostiksystems ein Werkzeug benötigt, das es erlaubt, komfortabel, flexibel und schnell neue Merkmalsdaten zu generieren. Im Rahmen der Datenerfassung bei der Ganganalyse werden umfangreiche Messdatensätze bereitgestellt, die auf mehrere Dateien verteilt sind. Die Auswertung dieser Datenmengen wird vor allem dadurch erschwert, dass es zunächst keine Möglichkeit gibt, effizient auf die innerhalb der verteilten Eingangsdateien vorhandenen Datensätze zuzugreifen. Das gilt sowohl für das geschlossene Einlesen von messtechnisch erfassten Rohdaten aus der ständig erweiterten Datenbasis als auch für die automatisierte Anwendung von Auswerteverfahren zur einfachen Generierung von abgeleiteten Größen. Dabei ist insbesondere die flexible problemspezifische Auswahl und Gruppierung von Eingangsdateien wünschenswert.

Die mit dem Bewegungsanalysesystem mitgelieferten Softwaretools ([MOTION ANALYSIS, 2001, 2003](#)) bieten keine Optionen für die genannten Fragestellungen. Die Stärke der in Abschnitt 2.2 vorgestellten Datenbank-Software *HeiDATAProViT* liegt vor allem in der Möglichkeit, häufig wiederkehrende Auswerteabläufe und Visualisierungen zu konfigurieren und aus einem separaten Datenbank-Backend in strukturierter Weise abzurufen. Als Datenbasis dienen dabei von Messsystemen erzeugte Rohdatenfiles, auf deren Inhalt über Datensatzbezeichner zugegriffen wird. Von einfachen Filteroperationen innerhalb einer Auswerteprozedur abgesehen, ist die Software nur eingeschränkt zur Generierung neuer Merkmale geeignet.

### 2.3.1 Funktionsumfang des Feature Manager

Zur Lösung des Problems wurde ein speziell auf diese Fragestellung abgestimmtes Softwaretool entwickelt ([SCHABLOWSKI UND SCHWEIDLER, 2005A,B](#)). Die grundlegenden Anforderungen für die Entwicklung dieses Werkzeuges waren zum einen die automatisierte Berechnung neuer Merkmale aus einer Vielzahl von Eingangsdatensätzen und zum anderen die flexible Erweiterbarkeit sowohl der Datenbasis als auch der Menge berechenbarer Parameter. Daraus ergaben sich folgende Spezifikationen:

1. Die Software soll einen strukturierten, komfortablen Zugriff auf eine sehr große Anzahl von Datenfiles ermöglichen. Dabei sollen beliebige

ge Kombinationen von Dateien anhand benutzerdefinierter Auswahlkriterien für die gemeinsame Verarbeitung zusammengefasst werden können.

2. Fortlaufende Erweiterungen der Datenbasis aus zusätzlichen Messreihen oder als Ergebnis durchgeführter Berechnungen sollen für die Weiterverarbeitung zur Verfügung gestellt werden, ohne dass manuelle Benutzereingriffe notwendig sind. So entsteht ein geschlossener Kreislauf zur Datenauswertung, bei dem berechnete Parameter wiederum als Eingangsgrößen für nachfolgende Verarbeitungsschritte verwendet werden können (vgl. Abb. 2.13).
3. Es soll eine Datenstruktur bereit gestellt werden, die die Struktur der in den Dateien abgelegten Datenreihen in der Software abbildet. Auf diese Weise wird die flexible Auswahl spezifischer Datensätze über ein grafisches Benutzerinterface ermöglicht.
4. Ebenso wie die bestehende Basis von Datenfiles soll auch die Menge der in den Dateien vorhandenen Merkmale nicht durch die Softwarearchitektur begrenzt sein und flexibel erweitert werden können. Das gilt sowohl für neue Formate von Messdatenfiles als auch für die Hinzunahme neuer berechneter Parameter. Dazu muss ein Konzept bereit gestellt werden, das beide Arten von Merkmalen gleichermaßen erfassen kann.

Um die vollständige Umsetzung der angeführten Spezifikationen zu gewährleisten, wurde der *Heidelberg Feature Manager* entwickelt, dessen Software-Architektur in Abbildung 2.12 dargestellt ist. Als zentrales Entwicklungswerkzeug wurde MATLAB eingesetzt. Die Anforderungen bezüglich der flexiblen Erweiterbarkeit unter Einhaltung konsistenter Bezeichnungsweisen werden durch die Verwendung einer Merkmalsdatenbank erfüllt, die auf der in *HeiDATAProViT* enthaltenen Datenbankstruktur basiert. Die Anbindung zwischen MATLAB und der Datenbank wird durch die Database Toolbox (*The MathWorks*) realisiert.

Der Einsatz einer Merkmalsdatenbank hat zwei wesentliche Vorteile: Erstens steht zu jedem Zeitpunkt eine aktuelle Liste mit Verweisen auf sämtliche vorhandenen Eingangsdateien bereit. Die für eine bestimmte Fragestellung relevanten Dateien werden aus der Gesamtliste mittels SQL-basierter Abfragen anhand benutzerdefinierter Kriterien ausgewählt. Die Abfragen

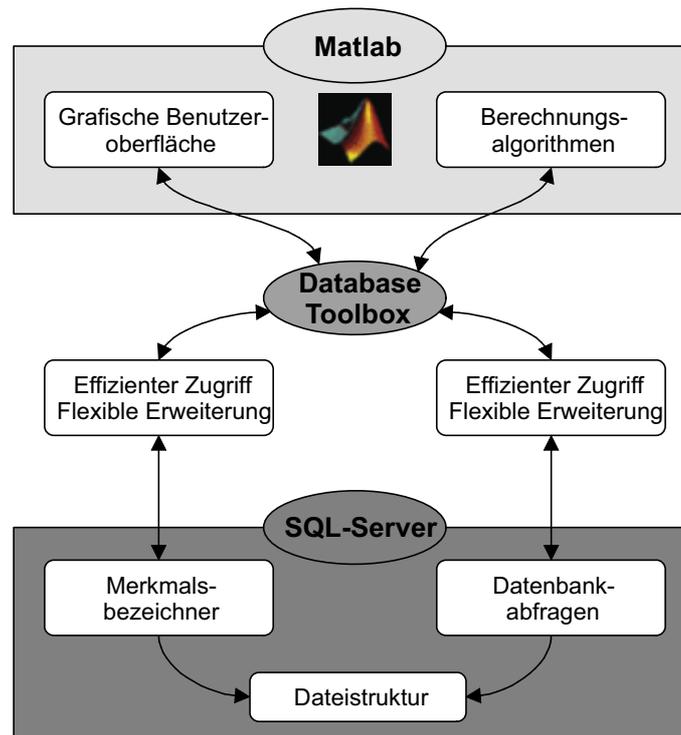


Abbildung 2.12: Software-Architektur des *Heidelberg Feature Managers*.

stehen in der Folge für die graphische Auswahl zur Verfügung. Die zweite wichtige Funktion der Datenbank besteht in der Verwaltung charakteristischer Informationen, die für den bezeichnerbasierten Zugriff auf die in der Verzeichnisstruktur abgelegten Daten notwendig sind. Dazu gehören neben dem Merkmalsbezeichner auch der ihm zugeordnete Dateityp und die dateitypspezifischen Leseroutinen.

### 2.3.2 Struktur der Merkmalsdatenbank

Auf der Grundlage der Merkmalsdatenbank wurde die in Abbildung 2.13 dargestellte Softwarestruktur des *Heidelberg Feature Managers* entwickelt. Die Struktur fußt auf wesentlichen Eigenschaften von *HeiDATAProViT* (vgl. Abschnitt 2.2.2, Seite 32) und gliedert sich in folgende Funktionsblöcke:

#### 1. Funktionsblock Datenbasis:

Die Verwaltung der Datenbasis über Verweise ist eine zwingend notwendige Voraussetzung für den separaten Zugriff auf die Rohdatenfiles mit externen Programmen.

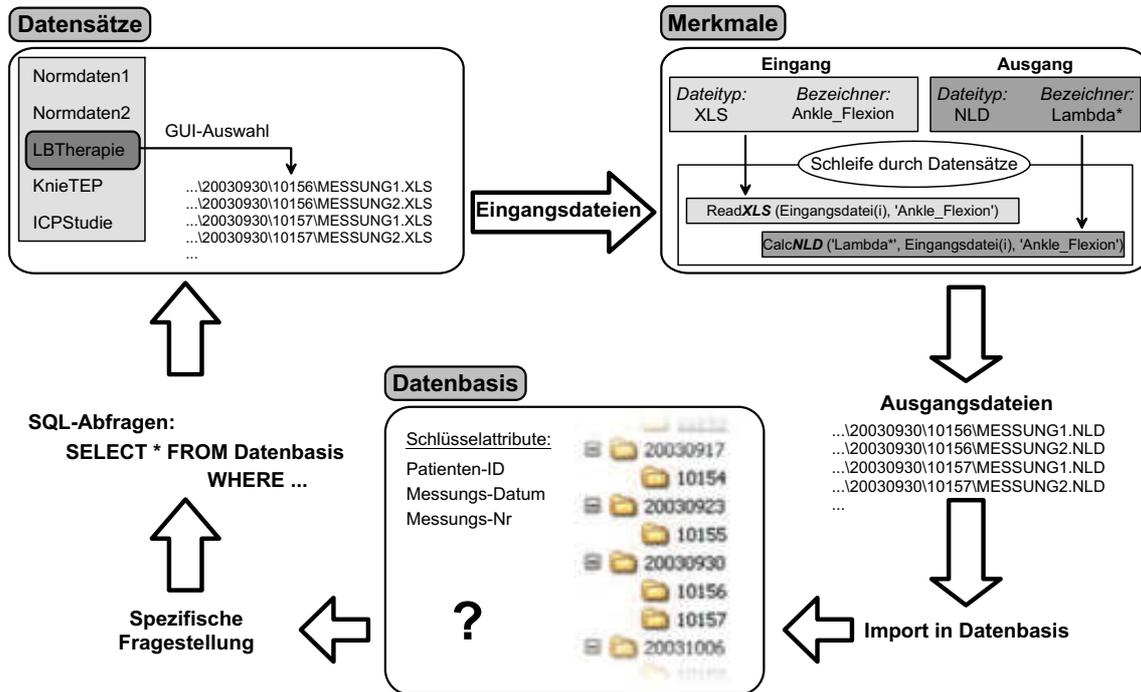


Abbildung 2.13: Funktionsblöcke innerhalb der Software-Architektur des Heidelberg Feature Managers.

## 2. Funktionsblock Datensätze:

Der Zugriff auf die Datenfiles über Schlüsselattribute ist die Voraussetzung für die Formulierung geeigneter Abfragen, die ausgewählte Datensätze für eine bestimmte Fragestellung zur Verfügung stellen.

## 3. Funktionsblock Merkmal:

Für den flexiblen Zugriff auf die Datensätze in den Rohdatenfiles wurde das in Abschnitt 2.2.2 beschriebene Bezeichnerkonzept in zweierlei Hinsicht erweitert:

Zum einen umfasst die erweiterte Definition neben dem Bezeichner auch den Dateityp, in dem der Datensatz enthalten ist, sowie die zugehörige Einleseroutine. Dadurch ist es möglich, die zum Einlesen eines bestimmten Datensatzes notwendige MATLAB-Befehlsfolge allein durch die Selektion der entsprechenden Merkmale festzulegen.

Zum anderen wurde das Konzept auf die Kennzeichnung von Variablennamen innerhalb von MATLAB-Binärfiles ausgedehnt. Daraus ergeben sich geringfügige syntaktische Einschränkungen, wie sie für

gültige MATLAB-Variablenbezeichner einzuhalten sind. Dies schränkt jedoch die Allgemeingültigkeit des Konzepts nicht wesentlich ein.

### 2.3.3 Ablauf der automatisierten Merkmalsberechnung

Auf die in der Merkmalsdatenbank enthaltenen Informationen wird über die Database Toolbox aus MATLAB heraus zugegriffen. Damit werden neben einigen Angaben über die aktuelle Systemkonfiguration (z. B. Pfadangaben für die Datenverzeichnisse) die Definitionen der vorhandenen Datensatzbezeichner (Merkmalsinformationen) und die vorab definierten Dateilisten in MATLAB-Datenstrukturen zur Verfügung gestellt. Die Projektdateilisten enthalten die für ein Projekt relevanten Schlüsseltripel aus Patienten-ID, Messdatum und Messnummer. Die Definition der Abfragen wird in *MS Access* (mit Hilfe des Abfrageassistenten oder als SQL-Befehle) durchgeführt, da die Abfragen auf diese Weise direkt in der Merkmalsdatenbank abgelegt und die Abfrageergebnisse auf aktuellem Stand gehalten werden. Sämtliche relevanten Informationen werden beim Aufruf des Feature Managers im Rahmen einer Initialisierungsroutine eingelesen und stehen dann innerhalb der grafischen Benutzeroberfläche für den Zugriff bereit.

Der prinzipielle Ablauf der automatisierten Datenauswertung besteht in einer Schleife durch die in Abbildung 2.13 dargestellten Funktionsblöcke innerhalb der Software-Architektur des *Heidelberg Feature Managers*. Die Schleife beginnt bei der initialen, problemspezifischen Auswahl der Datenfiles und endet bei der Erweiterung der Datenbasis um die neu berechneten Merkmalsdatenfiles. Die Grundlage für die Software-Architektur besteht in den folgenden drei Strukturmerkmalen:

1. Strukturierung der Datenauswertung nach Dateitypen:

Um die automatisierte Auswertung von Datensätzen zu realisieren, werden die Dateien innerhalb der Datenbasis nach Dateitypen unterschieden. Dabei sind zwei Arten von Dateitypen zu unterscheiden: Zum einen *extern*, etwa in Messsystemen definierte Dateitypen, die im Allgemeinen unverändert bleiben und auf die lediglich lesend zugegriffen wird. Dies sind die Dateitypen, die der ursprünglichen Entwicklung von *HeiDATAProViT* zu Grunde gelegt wurden. Dem gegenüber stehen selbst definierte Dateitypen im MATLAB-Binärformat, die innerhalb des Feature Managers erzeugt werden, um die neu berechneten Merkmale aufzunehmen. Dabei werden die in den *mat-Files* ge-

speicherten Variablen als Merkmalsbezeichner aufgefasst und müssen dementsprechend bestimmten syntaktischen Anforderungen genügen.

Den Dateitypen sind in eindeutiger Art und Weise jeweils eine Lese- und eine Berechnungsroutine zugeordnet, die ebenso wie die Merkmale selbst innerhalb der Datenbank verwaltet werden.

## 2. Standardisierung der Verarbeitungsfunktionen:

Auf der Grundlage der Dateitypen sind die Funktionen zur Verarbeitung der Merkmalsdatensätze nach einem einfachen Schema standardisiert: Für den bezeichnerbasierten Zugriff auf vorhandene Daten werden standardisierte Einleseroutinen verwendet, die dem Format `ReadEXT(InputFile, Tag)` genügen, wobei *EXT* für die Dateierweiterung steht. Die Berechnungsroutinen für die Datengenerierung folgen dem Schema `CalcEXT(InputFile, Tag)`, wobei der für einen konkreten Tag notwendige Algorithmus über eine `switch-case`-Struktur innerhalb von `CalcEXT.m` ausgewählt wird.

Diese Form der Standardisierung ist Voraussetzung für eine sehr kompakte Vorgehensweise bei der Programmierung und ermöglicht einen stark modularisierten Aufbau der Software. Darüber hinaus können neue Dateitypen und ihre zugehörigen Verarbeitungsroutinen ebenso einfach eingebunden werden wie zusätzlich zu berechnende Merkmale innerhalb von existierenden Dateitypen.

## 3. Einsatz generischer Merkmalsbezeichner zur allgemeinen Anwendbarkeit von Berechnungsroutinen:

Grundsätzlich können zwei verschiedene Merkmalsarten generiert werden: Einerseits fixe Merkmale, deren Berechnungsroutinen einschließlich der notwendigen Eingangsmerkmale eindeutig festgelegt sind. Hier muss lediglich die Liste mit den Eingangsdateien vorgegeben werden. Andererseits gibt es Merkmale, die für unterschiedliche Eingangsgrößen berechnet werden können, welche im konkreten Fall ebenfalls angegeben werden müssen. Für den zweiten Fall wurden generische Merkmalsbezeichner in Form von Wildcards (Bezeichner + \*) eingeführt. Die neuen Ausgangsgrößen werden durch Verkettung der Bezeichner automatisch erzeugt. So können etwa Lyapunov-Exponenten als nichtlineares Maß für die Stabilität einer Zeitreihe

mit Hilfe des generischen Bezeichners  $Lyap^*$  berechnet werden (vgl. Abb. 2.13, Funktionsblock *Merkmale*).

Zusammenfassend stehen mit diesen grundlegenden Strukturelementen der Software die folgenden Funktionen innerhalb der grafischen Benutzeroberfläche des Feature Managers bereit (Abb. 2.14):

1. Das automatisierte Einlesen einer Vielzahl von Merkmalsdaten aus wählbaren Listen von Eingangsdateien, die entweder aus Messungen stammen oder als MATLAB-Binärfiles selbst berechnete Merkmalsdaten enthalten.
2. Die einfache und flexible Generierung neuer Merkmale aus den gelesenen Eingangsdaten. Der Einsatz von generischen Merkmalsbezeichnern ermöglicht dabei die flexible Verkettung von Berechnungsvorschriften und Eingangsgrößen und sichert die strukturelle Integrität der Datenbasis durch Reimport der Ergebnisdateien.
3. Das Generieren von Dateilisten zur Anwendung beliebiger Funktionen auf eine Vielzahl von Eingangsdateien innerhalb der Datenbasis.
4. Sicherung der Konsistenz der Merkmalsdatenbasis durch Überprüfung von neu berechneten Merkmalen.
5. Durch die Bereitstellung geeignet strukturierter Visualisierungsroutinen können multiple Datensätze in einem Aufruf auf einfache Art und Weise visualisiert werden.

Die unter Punkt 1 aufgeführte Möglichkeit zum Einlesen von Merkmalsdaten wird innerhalb des Feature Managers vor allem zur Bereitstellung der Eingangsdaten für die Merkmalsberechnung benötigt.

Soll die Gesamtheit der Daten für eine Liste mit Eingangsdateien in eine einheitliche Datenstruktur eingelesen werden, die es erlaubt, die Struktur der Datenbank beizubehalten, müssen entsprechende Variablenstrukturen bereit gestellt werden. Ein möglicher Ansatz für eine solche Datenstruktur ist in der von Loose u. a. (2003b) entwickelten MATLAB-Software *GaitCAD* implementiert. Sie erlaubt den schnellen und flexiblen Zugriff auf einzelne Datensätze über Merkmalsbezeichner sowie deren variable Verknüpfung zu Übergabeargumenten für eine Vielzahl von MATLAB-Routinen. Die Zusammenstellung von Datensätzen zu einem *GaitCAD*-Projekt erforderte bisher

ein hohes Maß an manueller Vorverarbeitung, die Änderungen oder Ergänzungen existierender Projekte sehr aufwändig machte und so die Flexibilität des Programms stark einschränkte. Die in den Feature Manager integrierte Exportfunktion für GaitCAD-Projekte ermöglicht hingegen die menügeführte Auswahl von Datensätzen und Zuordnung der gewünschten Merkmale sowie das automatisierte Einlesen der Merkmalsdaten und das anschließende Speichern in einer Projektdatei.

Sämtliche Merkmalsberechnungen, die für die in der Arbeit durchgeführten Untersuchungen benötigt wurden, konnten erst mit Hilfe des neu entwickelten *Heidelberg Feature Managers* effizient und schnell vorgenommen werden. Durch die flexible, stark modularisierte Programmstruktur ist das Hinzufügen zusätzlicher Berechnungsroutinen auf ebenso einfache Art und Weise möglich wie Erweiterungen der Datenbasis hinsichtlich zusätzlicher Merkmalsbezeichner oder Eingangsdateien.

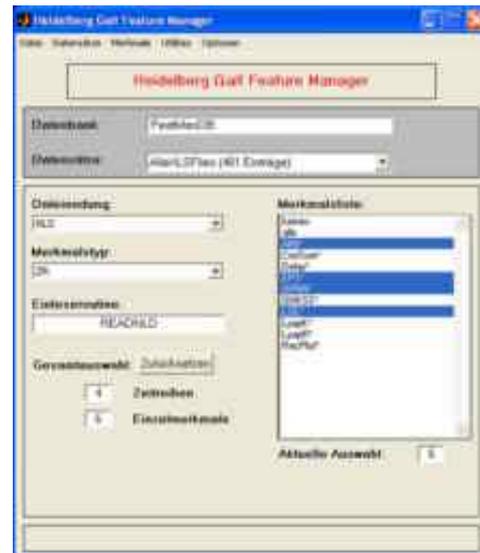


Abbildung 2.14: Benutzeroberfläche des *Heidelberg Feature Managers*

## 2.4 Gesamtstruktur des Diagnostiksystems

Das Zusammenwirken der einzelnen Hard- und Softwarekomponenten in der integrierten Gesamtstruktur der Mess- und Auswertumgebung ist in Abb. 2.15 dargestellt. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Eigenentwicklungen sind dabei durch Fettdruck hervorgehoben, schraffiert unterlegte Komponenten wurden durch wesentliche Ergänzungen in die Umgebung eingebunden.

Durch die Entwicklung dieses Diagnostiksystems steht eine vollständige Auswertumgebung für die messtechnische Erfassung und Analyse von Bewegungsdaten bei Querschnittgelähmten zur Verfügung. Der durchgängige Einsatz von Datenbankstrukturen für die Archivierung, Visualisierung und Weiterverarbeitung der aufgenommenen Messdaten sichert die volle Datenintegrität auf jeder Ebene des Analyseprozesses. Insbesondere die automatisierte Merkmalsgenerierung mit Hilfe des *Heidelberg Feature Managers*

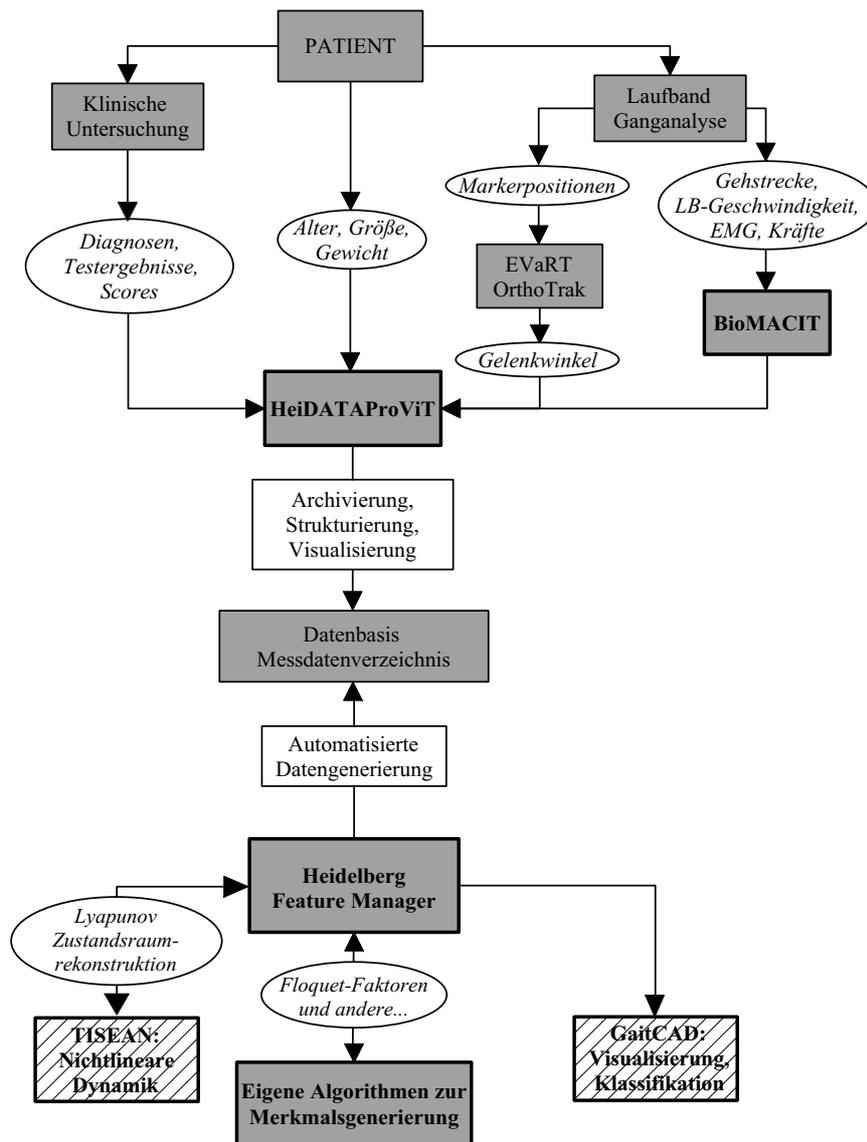


Abbildung 2.15: Zusammenwirken der einzelnen Auswertesoftwarekomponenten im Rahmen der Auswertung von Ganganalysedaten.

bietet die Möglichkeit zur einfachen, flexiblen Erweiterung des Merkmalsraumes. Die neu entwickelte Umgebung war die Grundlage für alle Auswertungen, die im Rahmen der Arbeit zur Untersuchung der eingangs angeführten Fragestellungen durchgeführt wurden.



---

## Neues Konzept zur Auswertung von Ganganalysedaten

*Only a new kind of science could begin to cross the great gulf between knowledge of what one thing does - one water molecule, one cell of heart tissue, one neuron - and what millions of them do*  
JAMES GLEICK, CHAOS

Das vorangegangene Kapitel beschreibt den Aufbau eines neuen Diagnostiksystems zur systematischen Erhebung und universellen Weiterverarbeitung von Ganganalysedaten bei inkomplett querschnittgelähmten Patienten. Zur Bearbeitung der spezifischen Fragestellungen der vorliegenden Arbeit wird darüber hinaus ein neues Konzept zur Auswertung von Ganganalysedaten benötigt, welches die notwendigen mathematischen Verfahren bereitstellt. Das folgende Kapitel beschreibt in den Abschnitten 3.1 bis 3.4 die einzelnen Komponenten des Gesamtkonzeptes und im Abschnitt 3.5 die softwaretechnische Implementierung.

### 3.1 Grundstruktur des neuen Konzepts

Die Grundstruktur des neu entwickelten Konzepts ist in Abb. 3.1 dargestellt. Grundlage für die Anwendung der in das Konzept integrierten Verfahren ist die Erkennung von Schrittzyklen auf dem Laufband. Darauf aufbauend wurden im Weiteren geeignete Verfahren und Algorithmen aus dem Bereich der nichtlinearen Dynamik insbesondere für die Rekonstruktion des Zustandsraumes ausgewählt. Während bei den Verfahren zur Stabilitätsanalyse mit Hilfe der lokalen Divergenzexponenten auf wesentliche Vorarbeiten von DINGWELL U. A. (2000A) zurückgegriffen werden konnte, mussten die von HURMUZLU UND BASDOGAN (1994) in die Ganganalyse eingeführten Floquet-Multiplikatoren für die Anwendung auf dem Laufband modifiziert werden. Die in Abschnitt 3.5 dargestellte Implementierung der Berechnungsalgorithmen in der TISEAN-Toolbox (HEGGER U. A., 1999) unter Matlab

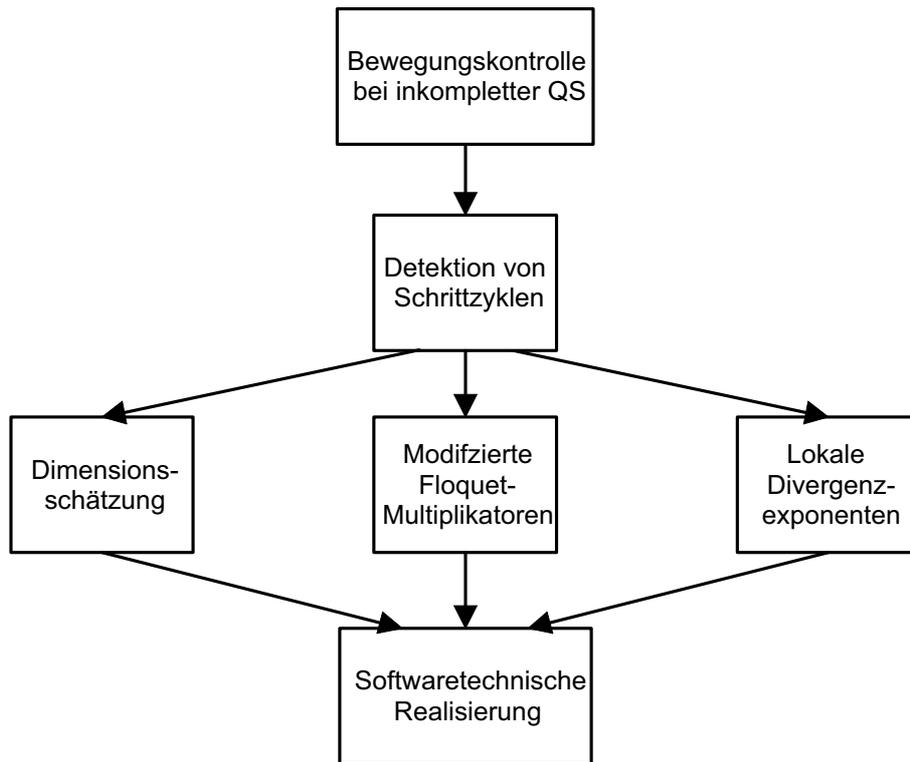


Abbildung 3.1: Neues Konzept zur Analyse der Lokomotion bei inkompletter Querschnittlähmung.

bildet die Grundlage für die Anbindung des Konzepts an das im vorangehenden Kapitel beschriebene Diagnostiksystem.

### 3.2 Neuer Algorithmus zur Detektion von Schrittzyklen

Die Auswertesoftware des Bewegungsanalysesystems (*OrthoTrak*, [MOTION ANALYSIS, 2001](#)) ist nicht auf die Verarbeitung von Ganganalysedaten beim Gehen auf dem Laufband ausgerichtet. Das macht insbesondere die automatisierte Detektion der einzelnen Schrittzyklen innerhalb länger andauernder Messungen aufwendig. Die praktikable Verarbeitung von Laufbanddaten erfordert daher einen Algorithmus, der das zuverlässig leistet.

Die von [PERRY \(1992\)](#) eingeführte Beschreibung des Gehens unterteilt den Gangzyklus (GZ) in mehrere Phasen, deren wichtigste die Stand- und die Schwungphase sind. Diese Einteilung ist auch die Basis für die standardisierte Darstellung der Gelenkwinkelverläufe, wie sie allgemein in der Ganganalyse gebräuchlich ist (vgl. [Abb. 2.11](#)). Zwingend notwendige Voraussetzung für diese Art der Darstellung ist die zuverlässige Erkennung der

Zeitpunkte (Events), zu denen der Fuß auf den Boden aufsetzt (Heel Strike) und wieder abhebt (Toe Off). Die Auswertesoftware *OrthoTrak* des Bewegungsanalysesystems enthält zwar einen Algorithmus zur Eventdetektion; dieser wurde allerdings für das freie Gehen entwickelt und liefert für das Laufband keine sinnvollen Ergebnisse. Eine manuelle Detektion der Schritphasen scheidet wegen des hohen Aufwands bei der Vielzahl von Schrittzyklen auf dem Laufband aus.

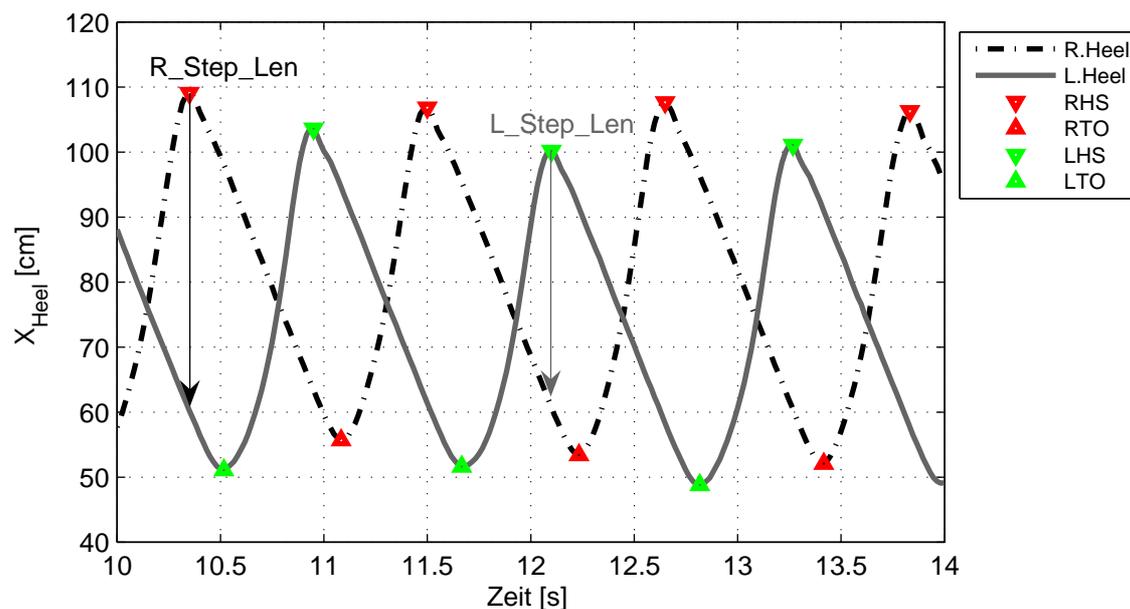


Abbildung 3.2: Detektion der Schrittzyklen auf dem Laufband aus der X-Koordinate des Fersenmarkers.

Daher wurde im Rahmen der Arbeit ein eigener Algorithmus zur Erkennung der Schrittzyklen entwickelt, der auf dem periodischen Verlauf der X-Koordinate der beiden Fersenmarker basiert (positive X-Achse in Laufrichtung, Bezeichnung der Fersenmarker *R.Heel*, *L.Heel*, vgl. Markersatz in Abb. 2.3)<sup>1</sup>. Dabei wird ein Heel Strike als Maximum und ein Toe Off als Minimum im Kurvenverlauf detektiert (siehe Abb. 3.2). Die Extremwerte werden aus den Nulldurchgängen der ersten Ableitung des mit 6 Hz tiefpassgefilterten Originalsignals (Butterworth 4.Ordnung) ermittelt, wobei grundsätzlich eine regelmäßige Schrittfolge vorausgesetzt wird. Das Verfahren ist jedoch aufgrund eines speziellen Korrekturalgorithmus robust gegen einzelne Ab-

<sup>1</sup>Ein alternativer Ansatz, der allerdings die Messung der Motorströme im Laufbandantrieb voraussetzt, ist in (SCHABLOWSKI U. A., 2001C) beschrieben.

Parameter	Kurzbezeichnung	Definition
Heel Strike	RHS	$RHS_i, i = 1 \dots N$
Toe Off	RTO	$RTO_i, i = 1 \dots N - 1$
Schrittlänge	R_Step_Len	$R.Heel(RHS_i) - L.Heel(RHS_i)$
Doppelschrittlänge	R_Stride_Len	$L.Step\_Len_i + R.Step\_Len_i$
Schrittfrequenz (1/min)	R_Cadence	$N / (RHS_N - RHS_1) \cdot 3600$
Standphase	R_Total_Support	$(RTO_i - RHS_i) / (RHS_{i+1} - RHS_i) \cdot 100$
Einzelstandphase	R_Single_Support	$(LHS_i - LTO_i) / (RHS_{i+1} - RHS_i) \cdot 100$
Doppelstandphase	R_Dbl_Support	$(LTO_i - RHS_i) / (RHS_{i+1} - RHS_i) \cdot 100$
Anzahl Schritte	R_NumSteps	$N$
Anzahl Doppelschritte	R_NumStrides	$N - 1$

Tabelle 3.1: Definition der Raum-Zeit-Parameter (RZP) auf dem Laufband (Beispiel rechte Körperseite, nur vollständige Schrittzyklen).

weichungen (Stolpern). Dazu werden Minima mit positivem und Maxima mit negativem Vorzeichen eliminiert, nachdem der (positive) Mittelwert aus dem Originalsignal entfernt wurde (vgl. Abb. 3.2).

Auf der Grundlage der detektierten Eventfolge wurden die in Tabelle 3.1 angeführten Berechnungsvorschriften für die Raum-Zeit-Parameter (RZP) definiert (Beispiel rechte Seite: RHS — Right Heel Strike, RTO — Right Toe Off). Die von PERRY (1992) angegebene prozentuale Einteilung des Gangzyklus gilt für eine Gehgeschwindigkeit von 80 m/min. Die genaue Dauer der einzelnen Phasen hängt jedoch von der Geschwindigkeit ab. Die Definitionen in Tabelle 3.1 berücksichtigen diese Geschwindigkeitsabhängigkeit und liefern die tatsächlichen RZP. DANION U. A. (2003) beschreiben ein ähnliches Verfahren zur Berechnung der Doppelschrittlängen. Die dort angegebene Definition liefert jedoch keine Doppelschrittlänge, sondern eine modifizierte Einzelschrittlänge. Letztere ergibt sich aus der Summe der von beiden Füßen während der Schwungphase des Schwungbeines zurückgelegten Distanz (Distanz Schwungbein nach vorne *plus* Distanz Standbein mit Laufband nach hinten). Die in Tabelle 3.1 aufgeführten Definitionen gewährleisten die exakte Übertragung der für das freie Gehen definierten Parameter auf das Laufband, indem nach VAN INGEN SCHENAU (1980) lediglich ein Wechsel in ein mit Laufbandgeschwindigkeit bewegtes Koordinatensystem vorgenommen wird.

### 3.3 Rekonstruktion des Zustandsraums

Der folgende Abschnitt erläutert wesentliche Grundlagen für die Zustandsraumrekonstruktion und wichtige Aspekte bei der Anwendung auf Gang-

analysedaten. Weitere Details sowie die beispielhafte Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors sind in Anhang C.1 zu finden.

### 3.3.1 Einbettungstheorem

Ein autonomes, deterministisches, dynamisches System lässt sich vektoriell durch folgende gewöhnliche Differentialgleichungssystem beschreiben:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{F}(\mathbf{x}(t)) \quad (3-1)$$

$\mathbf{F}$  ist eine nichtlineare Funktion, die den aktuellen Systemzustand mit dessen zeitlichen Änderungen verknüpft. Die exakte Formulierung der beschreibenden Differentialgleichungen ist bei einem komplexen System nicht möglich, da weder Anzahl noch Art der Zustandsgrößen  $x_i$  bekannt sind. Daher wurden mathematische Verfahren entwickelt, die die qualitative Beschreibung wichtiger Systemeigenschaften aus gemessenen Daten ermöglichen (KANTZ UND SCHREIBER, 1997). Ein entscheidender Vorteil dieser Verfahren liegt darin, dass die Anzahl der Zustandsgrößen bei der Messung nicht bekannt sein muss. Es ist nicht notwendig, für jede Zustandsgröße eine eigene Messgröße zu bestimmen, um die Dynamik des Systems in vollem Umfang zu erfassen. Die Dimension des Messraumes kann weitgehend unabhängig von der Dimension des Zustandsraumes festgelegt werden. In der experimentellen Praxis ist daher oftmals eine diskrete skalare Messgröße  $s(k)$  ausreichend. Diese skalare Größe erfasst die Projektion des mehrdimensionalen Zustandsvektors  $\mathbf{x}(t)$  auf eine Dimension. Um das System in seinem vollständigen Zustandsraum untersuchen zu können, muss der zeitliche Verlauf von  $\mathbf{x}(t)$  aus dieser Projektion rekonstruiert werden.

Das häufigste dazu eingesetzte Verfahren ist die Einbettungsmethode (Takens-Verfahren) basierend auf dem Embedding Theorem nach TAKENS (1981). Die prinzipielle Vorgehensweise bei der Rekonstruktion basiert darauf, dass aus der skalaren Messgröße  $s(k)$  ein Vektor einer geeignet zu wählenden Dimension gebildet wird (KENNEL U. A., 1992; TAKENS, 1981). Die Komponenten des Vektors ergeben sich durch Entnahme von Werten aus dem ursprünglichen Signal in bestimmten zeitlichen Abständen:

$$\mathbf{x}_{d_E}(k) = [s(k - (d_E - 1)T_D), s(k - (d_E - 2)T_D), \dots, s(k - T_D), s(k)]^T \quad (3-2)$$

mit:

- $\mathbf{x}_{d_E}(k)$  - Zustandsvektor der Dimension  $d_E$  (Einbettungsvektor)

- $d_E$  - Einbettungsdimension
- $T_D$  - Delay-Zeit in ganzzahligen Vielfachen der Abtastzeit  $\tau_s$

Sind die Zustandsgleichungen eines Systems bekannt, so bestimmt deren Anzahl die Dimension des Lösungsraumes und damit auch des Zustandsraumes des Systems (vgl. Gleichung (C-1) für den Lorenz-Attraktor). Liegt keine formale Systembeschreibung vor, so muss die Einbettungsdimension  $d_E$ , d. h. die Dimension des Raumes, in dem eine eindeutige Rekonstruktion der Systemtrajektorien (des „Attraktors“) möglich ist, aus der gemessenen Zeitreihe ermittelt werden.

Der Attraktor umfasst die Menge zusammengehöriger Zustände, auf die das System aus einer Umgebung des Attraktors (den Bassingrenzen) heraus nach langen Zeiten zuläuft.  $d_E$  ist dabei ganzzahlig und größer als die Attraktordimension  $d_A$ , aber nicht unbedingt minimal. Der Attraktor ist eine Untermenge des Einbettungsraumes und muss nicht zwangsläufig eine ganzzahlige Dimension besitzen (vgl. Abschnitt 3.3.2).

DIE METHODE DER FALSCHEN NACHBARN — Nach dem Einbettungstheorem muss für den ganzzahligen Wert der Einbettungsdimension gelten:  $d_E > 2d_A$  (ABARBANEL U. A., 1993; TAKENS, 1981). Diese geometrisch begründete Bedingung liefert einen hinreichend großen Wert  $d_E$ . Insbesondere bei kurzen Messreihen ist es jedoch von besonderem Interesse, einen möglichst kleinen Wert für  $d_E$  zu ermitteln, um die zur Verfügung stehende Datenmenge nicht weiter zu reduzieren.

Ein dazu geeignetes Verfahren ist die Methode der „falschen Nachbarn“ (Global False Nearest Neighbors - GFNN) (KENNEL U. A., 1992). Das Prinzip dabei beruht darauf, durch sukzessive Hinzunahme weiterer Dimensionen sogenannte falsche Nachbarn zu eliminieren. Solche falschen Nachbarn entstehen dadurch, dass Punkte, die bei Einbettung des Attraktors in einen Raum der Dimension  $d$  noch benachbart sind, durch Erhöhen der Einbettungsdimension auf  $d + 1$  nicht mehr in der gleichen Umgebung liegen. Die konkrete Vorgehensweise besteht darin, für alle  $k$  den Euklidischen Abstand  $R_d$  der Einbettungsvektoren  $\mathbf{x}_d(k)$  zu ihren nächsten Nachbarn  $\mathbf{x}_d^{NN}(k)$  im  $d$ -dimensionalen Raum zu berechnen:

$$R_d = \|\mathbf{x}_d(k) - \mathbf{x}_d^{NN}(k)\| \quad (3-3)$$

Dieser Abstand wird beim Übergang zur Dimension  $d + 1$  zu:

$$R_{d+1}^2 = R_d^2 + (s(k + T_D) - s^{NN}(k + T_D))^2. \quad (3-4)$$

Falsche Nachbarn werden daher anhand des Quotienten

$$R_t = \frac{|s(k + T_D) - s^{NN}(k + T_D)|}{R_d} \quad (3-5)$$

erkannt (HEGGER U. A., 1999; KENNEL U. A., 1992). Übersteigt der Wert  $R_t$  des Quotienten (3-5) einen heuristisch zu wählenden Wert, so hat der Punkt  $x_d(k)$  einen falschen Nachbarn im  $d$ -dimensionalen Einbettungsraum. Laut ABARBANEL U. A. (1993) liefert das Verfahren für Werte im Bereich von  $10 \leq R_t \leq 50$  vernünftige Werte für  $d_E$ . In der vorliegenden Arbeit wurde durchweg ein Wert von 10 verwendet. Das Kriterium für eine ausreichend große Einbettungsdimension  $d = d_E$  ist, dass der Anteil der Punkte  $x_d(k)$  mit falschen Nachbarn Null oder zumindest hinreichend klein ist. Anschaulich gesprochen kann das als sukzessive Elimination von Schnittpunkten der Systemtrajektorien aufgefasst werden. Auf diese Art und Weise wird der Attraktor um eine ganzzahlige Dimension nach der anderen entfaltet.

Eine Schwierigkeit bei der Rekonstruktion des Zustandsraumes ist die Überlagerung experimentell erhobener Daten durch Rauschen. Ein unkorrelierter Rauschprozess weist keinerlei dynamische Struktur im Sinne einer Vorzugsrichtung im Zustandsraum auf und hat somit eine unendlich große Einbettungsdimension. Der Rauscheinfluss auf die Berechnung der GFNN für Ganganalysedaten ist in Abb. 3.3 veranschaulicht:

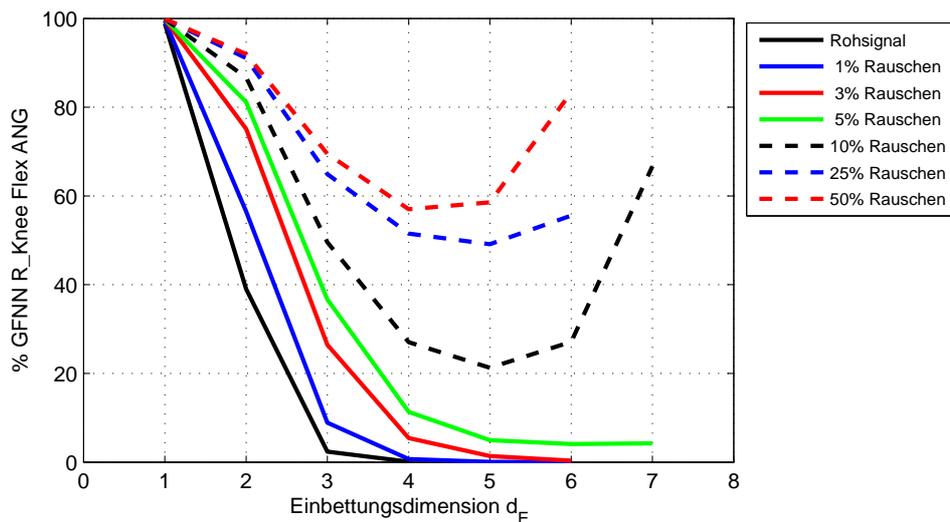


Abbildung 3.3: Verläufe der GFNN bei unterschiedlichen Rauschniveaus (Gauß-Verteilung, R\_Knee Flex ANG, Proband 10143).

Dargestellt sind die %GFNN für den rechten Kniegelenkwinkel eines Normprobanden über  $d_E$  bei unterschiedlichen Rauschniveaus (Gauß-Verteilung in % des Signalhubs)<sup>2</sup>. Während die GFNN für das Originalsignal und bei Rauschniveaus von 1 und 3% bei Werten von  $d_E \geq 5$  praktisch auf Null abgefallen sind, führt ein noch größerer Rauschanteil zu wieder ansteigenden Werten der GFNN bei höheren Einbettungsdimensionen. Das ist dadurch bedingt, dass die determinierten Signalkomponenten, die in einem niederdimensionalen Raum darstellbar sind, mehr und mehr von stochastischen Anteilen überlagert werden, die ein  $d_E = \infty$  erfordern.

Das zeigt, dass das Verfahren der GFNN für Ganganalyse-Zeitreihen zuverlässig sinnvolle Werte für  $d_E$  liefert und robust ist gegen mäßige Anteile von Messrauschen ( $\lesssim 5\%$ , siehe Abb. 3.3). Der in Abb. 3.3 dargestellte Effekt kann in der Praxis als zusätzliche Qualitätskontrolle für die Rohdaten eingesetzt werden.

**BESTIMMUNG DER DELAY-ZEIT** — Der zweite wichtige Parameter des Einbettungstheorems ist die Delay-Zeit  $T_D$  (Gleichung (3-2)). Ein geeigneter Wert für  $T_D$  hängt naturgemäß von der Struktur des zunächst unbekanntem Attraktors ab. Für sehr kleine  $T_D$  ändern sich die Werte von  $s(k)$  zwischen zwei Zeitschritten nur geringfügig. Die Werte von  $\mathbf{x}_{d_E}(k)$  im  $d_E$ -dimensionalen Einbettungsraum bewegen sich daher nahe an der Diagonalen, der rekonstruierte Attraktor ist nur zu einem geringen Umfang „entfaltet“. Wird  $T_D$  dagegen zu groß gewählt, so liegen mehrere Attraktorumläufe innerhalb der Delay-Zeit und die Topologie der Attraktorrekonstruktion stimmt nicht mit der des tatsächlichen Attraktors überein.

Da vor der Attraktorrekonstruktion zunächst nur die gemessene skalare Zeitreihe vorliegt, muss die Delay-Zeit aus  $s(k)$  bestimmt werden.  $T_D$  ist Ausdruck dafür, wie die Werte der Zeitreihe  $s(k)$  für verschiedene  $k$  miteinander zusammenhängen. Ein Maß für diese Zusammenhänge ist die mittlere Transinformation (Average Mutual Information — AMI, [ABARBANEL U. A., 1993](#)) in Bits. Diese berechnet sich nach folgendem Ausdruck:

$$I(T) = \sum_{k=1}^K P(s(k), s(k+T)) \log_2 \left[ \frac{P(s(k), s(k+T))}{P(s(k))P(s(k+T))} \right] \quad (3-6)$$

<sup>2</sup>Es handelt sich um simuliertes, zusätzliches Rauschen, da bereits das Rohsignal mit Messfehlern behaftet ist.

Dabei gibt  $P(s(k))$  die Wahrscheinlichkeit an, dass der Wert  $s(k)$  in der Zeitreihe  $s$  auftritt,  $P(s(k+T))$  die Wahrscheinlichkeit dafür, dass der Wert  $s(k+T)$  auftritt.  $P(s(k),s(k+T))$  ist die Verbundwahrscheinlichkeit für das gemeinsame Auftreten von  $s(k)$  und  $s(k+T)$ .  $K$  ist die Anzahl der Abtastwerte in der Zeitreihe. Demgemäß liefert die AMI die mittlere Information zwischen Werten derselben Zeitreihe, die zu unterschiedlichen Abtastzeitpunkten gemessen wurden.

Nach FRASER UND SWINNEY (1986) liefert das erste Minimum der AMI einen guten Wert für die Delay-Zeit  $T_D$ . Ist kein Minimum zu ermitteln, so ist  $T_D$  so zu wählen, dass gilt:  $I(T_D) \approx I(0)/5$  (ABARBANEL U. A., 1993).

Der Rechenaufwand bei der Bestimmung von  $I(T)$  nach Gleichung (3-6) kann durch Vorgabe eines Maximalwertes von  $T$  reduziert werden. Das erste Minimum für die quasiperiodische Gehbewegung auf dem Laufband ist mit Sicherheit innerhalb der mittleren Doppelschrittzeit (Stride\_Time) zu finden, so dass die Suche auf diesen Zeitraum beschränkt werden kann.

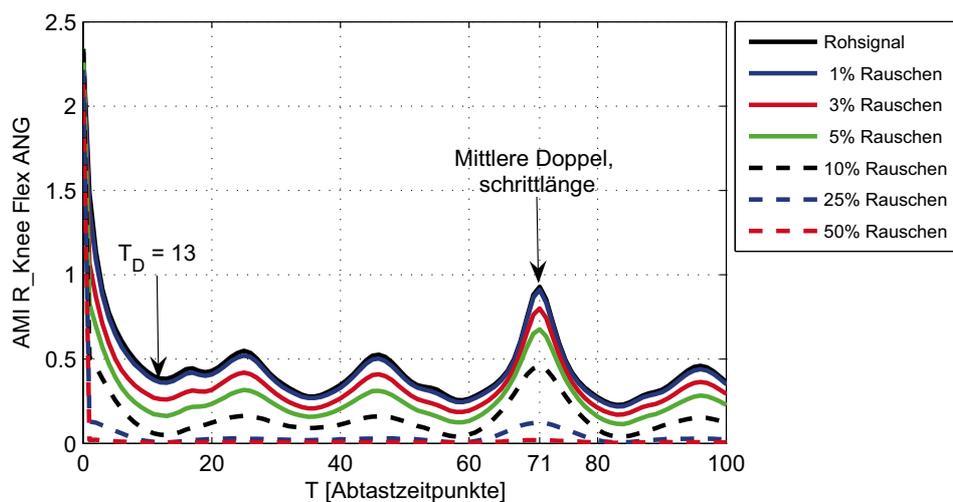


Abbildung 3.4: Verläufe der AMI bei unterschiedlichen Rauschniveaus (R\_Knee Flex ANG, Proband 10143).

Die Kurvenverläufe in Abb. 3.4 bestätigen diese Annahme. Dargestellt ist die mittlere Transinformation für den rechten Kniegelenkwinkel (Proband 10143) über  $T$  bei unterschiedlichen Rauschniveaus. Die Zeiten des ersten Minimums und der mittleren Doppelschrittlänge sind durch Pfeile markiert. Es zeigt sich zum einen ein charakteristisches Maximum bei der mittleren Doppelschrittlänge, welches Ausdruck der zyklischen Schrittfolge ist. Zum anderen ergibt sich ein deutlich erkennbares Minimum bei  $T = T_D = 13$ .

Beide Extrema sind praktisch unbeeinflusst vom Rauschniveau, so dass die AMI als robuste Grundlage für die Ermittlung von  $T_D$  anzusehen ist.

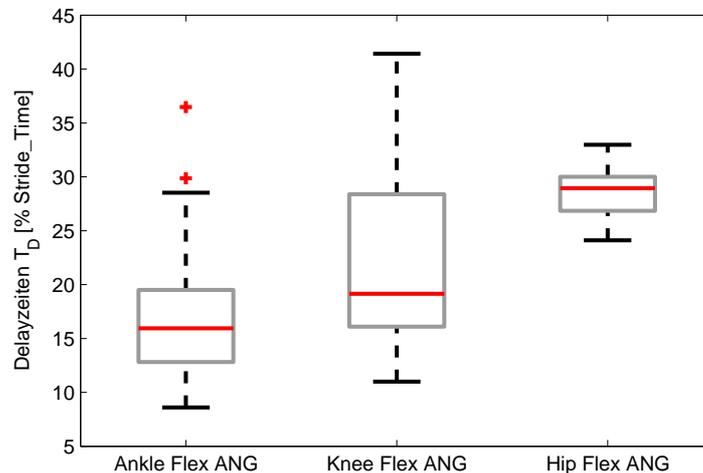


Abbildung 3.5: Mittlere Delay-Zeiten für gesunde Normprobanden.

Die Delay-Zeiten in % Stride\_Time für die Flexionswinkel im Sprunggelenk, dem Knie und der Hüfte sind in Abbildung 3.5 dargestellt. Es ergeben sich signifikant unterschiedliche Werte für die einzelnen Gelenke. Eine anschaulich begründete Erklärung für die Unterschiede liegt in der Charakteristik der Kurvenverläufe: sie sind für das Sprunggelenk deutlich prägnanter als für die Hüfte und enthalten damit zu einem früheren Zeitpunkt mehr Information über den Gesamtverlauf. Die hier gezeigten Mittelwerte für die Hüfte und mit Abstrichen für das Sprunggelenk können als Faustregeln für die Wahl der Delay-Zeit angesehen werden: danach ist  $T_D$  Hip bei etwa 30% und  $T_D$  Ankle bei ungefähr 15% der Stride\_Time zu wählen.

REKONSTRUIERTE ATTRAKTOREN — Auf der Grundlage der Einbettungsdimension und der Delayzeit wird die Attraktorrekonstruktion durchgeführt. Abb. 3.6 zeigt den Attraktor für den rechten Kniegelenkwinkel eines Normprobanden bei normaler Gehgeschwindigkeit. Während der Einbettungsraum wie oben ausgeführt fünfdimensional ist, beschränkt sich die Darstellung naturgemäß auf drei Raumrichtungen, deren Achsen durch die ersten drei Delay-Koordinaten festgelegt sind. Der Verlauf des Attraktors spiegelt die periodische Bewegung im Kniegelenk über die Anzahl gemessener Schrittzyklen wider.

Die Darstellung führt den zeitlichen Verlauf des Gelenkwinkels in eine komplexe räumliche Struktur über, die nach dem Einbettungstheorem (TAKENS, 1981) die Dynamik des Systems vollständig widerspiegelt. Die Struktur des Attraktors wird über seine Dimension beschrieben und entspricht der Zahl aktiver Freiheitsgrade, die die Systemdynamik bestimmen. Nach der Sichtweise der Dynamischen Systemtheorie liefert diese Zahl wichtige Hinweise für ein erweitertes Verständnis der Bewegungskontrolle.

### 3.3.2 Schätzung der Dimension des Attraktors

Gemäß dem geometrischen Dimensionsbegriff sind für eine eindeutige Festlegung eines Punktes im dreidimensionalen (Euklidischen) Raum drei Koordinaten notwendig. In diesem Sinne haben geometrische Formen ganzzahlige Dimensionen: Kurven haben die Dimension Eins, Flächen haben die Dimension zwei und räumliche Körper die Dimension drei (endliche Punkt-mengen haben der Definition zufolge die Dimension Null).

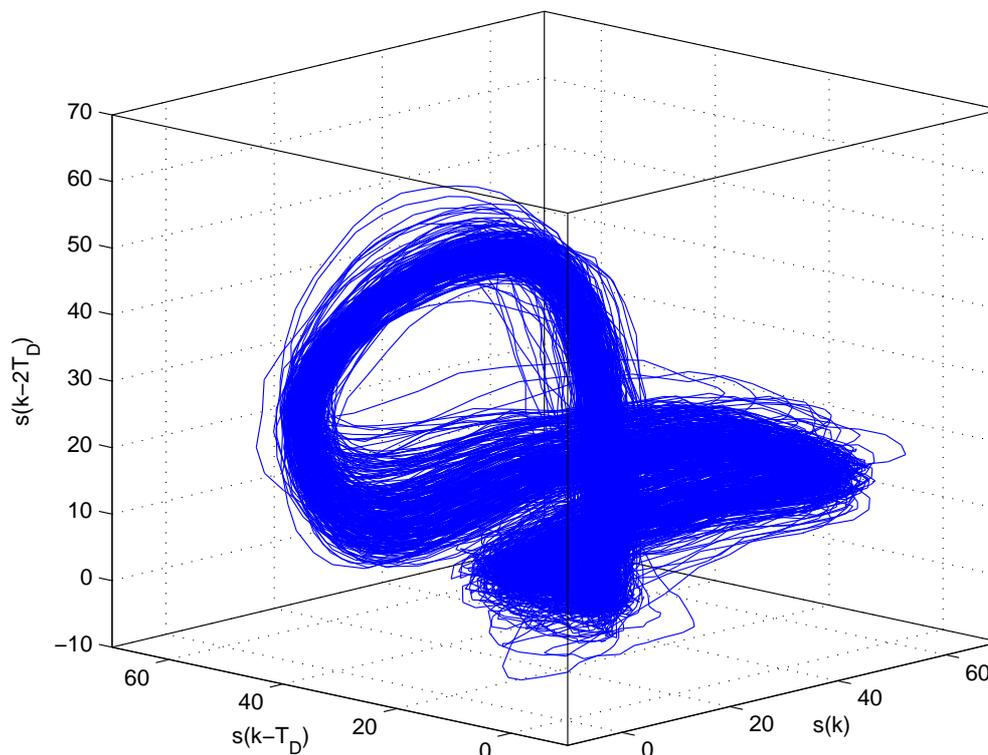


Abbildung 3.6: Rekonstruierter Attraktor bei normaler Gehgeschwindigkeit (R\_Knee Flex ANG, Proband 10143,  $d_E = 5$ ,  $T_D = 13$ ).

Zur Bestimmung der Dimension eines Attraktors muss der geometrische Dimensionsbegriff auf gebrochene Werte erweitert werden (vgl. Anhang C.1). Ein etabliertes Verfahren dazu ist die Schätzung der Korrelationsdimension aus der Korrelationssumme einer gemessenen Zeitreihe nach GRASSBERGER UND PROCACCIA (1983):

$$C_2(\varepsilon, K, m) = \frac{2}{(K-m)(K-m-1)} \sum_{i=m+1}^K \sum_{j=i+1}^K \Theta(\varepsilon - \|\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)\|) \quad (3-7)$$

wobei  $\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j \in R^{d_E}$ .  $\Theta$  ist die Heaviside-Sprungfunktion, für die gilt  $\Theta(x) = 0$  für  $x \leq 0$  und  $\Theta(x) = 1$  für  $x > 0$ .  $\varepsilon$  bezeichnet den Radius der Umgebung  $U_i$  des Referenzpunktes  $\mathbf{x}_i$  und  $K$  die Anzahl der Punkte der Zeitreihe.  $C_2(\varepsilon)$  für den Lorenz-Attraktor ist in Anhang C.1 dargestellt.

$m$  bezeichnet das sogenannte Theiler-Fenster (THEILER, 1986), das dazu dient, zeitliche Zusammenhänge innerhalb einer Trajektorie von den gesuchten geometrischen Korrelationen zu unterscheiden. Diese Unterscheidung ist in Abb. 3.7 veranschaulicht. Während die Umgebung  $U_1$  des Punktes  $\mathbf{x}(k)$  Punkte enthält, die auf benachbarten Trajektorien liegen und somit auf geometrische Korrelationen hinweisen, befinden sich innerhalb von  $U_2$  lediglich zeitliche Nachbarpunkte auf der gleichen Trajektorie. Die Dimensionsschätzung auf der Grundlage der Punkte in  $U_2$  liefert einen Wert von 1 (Dimension einer Linie), so dass der Schätzwert unter Berücksichtigung aller Werte der Zeitreihe vom korrekten Wert scheinbar nach unten abweicht (THEILER, 1986). Um diesen systematischen Fehler zu vermeiden, werden zeitlich benachbarte Punkte innerhalb des Theiler-Fensters aus der Berechnung ausgeschlossen. Die gleiche Problematik findet sich auch bei der Methode der falschen Nachbarn sowie bei der Berechnung von Lyapunov-Exponenten (KANTZ, 1994; ROSENSTEIN U. A., 1993).

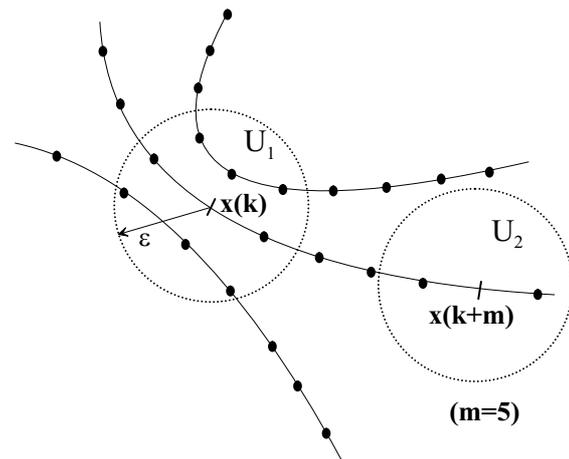


Abbildung 3.7: Elimination dynamischer Korrelationen durch Ausschluss zeitlich aufeinander folgender Punkte einer Trajektorie (Abbildung nach KANTZ UND SCHREIBER 1997, S.74).

Ein geeigneter Wert für  $m$  kann mit Hilfe von Space-Time-Separation-Plots nach [PROVENZALE U. A. \(1992\)](#) ermittelt werden, wobei der tatsächliche Wert bei ausreichend großen Datensätzen großzügig bemessen werden kann. Ein anderer von [ROSENSTEIN U. A. \(1993\)](#) vorgeschlagener Ansatz schließt Punkte aus der Berechnung aus, die innerhalb einer heuristisch zu bestimmenden, mittleren Periode der Zeitreihe liegen. Für die Untersuchung von Ganganalysedaten bietet sich ein Theiler-Fenster einer mittleren Doppelschrittlänge an (vgl. Abschnitt [4.2.3](#), sowie [DINGWELL U. A., 2000B](#)).

Aus der in Gleichung [\(3-7\)](#) definierten Korrelationssumme ergibt sich die Korrelationsdimension wie folgt ([KANTZ UND SCHREIBER, 1997](#)):

$$D_2 = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0, K \rightarrow \infty} d(K, \varepsilon) \quad (3-8)$$

$$d(K, \varepsilon) = \frac{\partial \ln C_2(\varepsilon, K)}{\partial \ln \varepsilon} \quad (3-9)$$

Hierbei ist zwischen der theoretischen Größe der Korrelationsdimension  $D_2$ , die als Grenzwert für infinitesimal kleine  $\varepsilon$ -Umgebungen und unendlich viele Punkte definiert ist (Gleichung [\(3-8\)](#)) und ihrem endlichen Schätzwert  $d(K, \varepsilon)$  zu unterscheiden (Gleichung [\(3-9\)](#)). Die Schätzung besteht aus einer Regression über die linearen Bereiche der Korrelationssumme  $C_2$  in doppelt logarithmischem Maßstab ([GRASSBERGER UND PROCACCIA, 1983](#)).

Für messtechnisch beschriebene Systeme muss der Differenzenquotient in Gleichung [\(3-9\)](#) in Abhängigkeit von  $\varepsilon$  ausgewertet werden.  $d(K, \varepsilon)$  beschreibt das Skalierungsverhalten des Attraktors für eine gegebene  $\varepsilon$ -Kugel im Zustandsraum und wird daher auch als „Local Scaling Exponent“ (LSE) bezeichnet. Die LSEs können mittels eines Drei-Punkte-Differenzenquotienten berechnet werden ([DINGWELL U. A., 2000A](#)):

$$LSE(i) = \frac{\ln[C_2(\varepsilon, K)]_{(i-1)} - \ln[C_2(\varepsilon, K)]_{(i+1)}}{2 \cdot \Delta \ln \varepsilon} \quad (3-10)$$

Der LSE-Verlauf für den Attraktor aus [Abb. 3.6](#) ist in [Abb. 3.8](#) dargestellt (untere Bildhälfte, schwarze Kurve - Rohsignal). Zur besseren Vergleichbarkeit der LSE von Attraktoren unterschiedlicher Gesamtgröße, wurden die räumlichen Abstände  $\varepsilon$  jeweils auf ihren Maximalwert  $\varepsilon_0$  normiert. Daher stehen negative Werte für kleiner werdende Abstände. Der Verlauf ist wie folgt zu verstehen: für sehr kleine  $\varepsilon$ , also bei mikroskopischer Betrachtung, wird die dynamische Struktur des Attraktors vollständig von stochastisch

verteiltem Messrauschen überlagert. Der Attraktor füllt auf dieser Längenskala den gesamten Einbettungsraum aus und die LSE steigen bis auf den Wert der Einbettungsdimension an ( $LSE \approx 5$  für  $\ln \varepsilon \lesssim -4$ ). Für sehr große  $\varepsilon$  ( $\ln \varepsilon > -0.6$ ), d. h. bei Betrachtung großer Distanzen innerhalb des Attraktors, erreichen die LSE einen Wert von maximal 4. Dies übersteigt die geometrische Dimension eines Würfels im Einbettungsraum, was anhand der Struktur des Attraktors in Abb. 3.6 nachvollziehbar ist: die beiden großen Schleifen haben jeweils eine flächige also zweidimensionale Ausdehnung

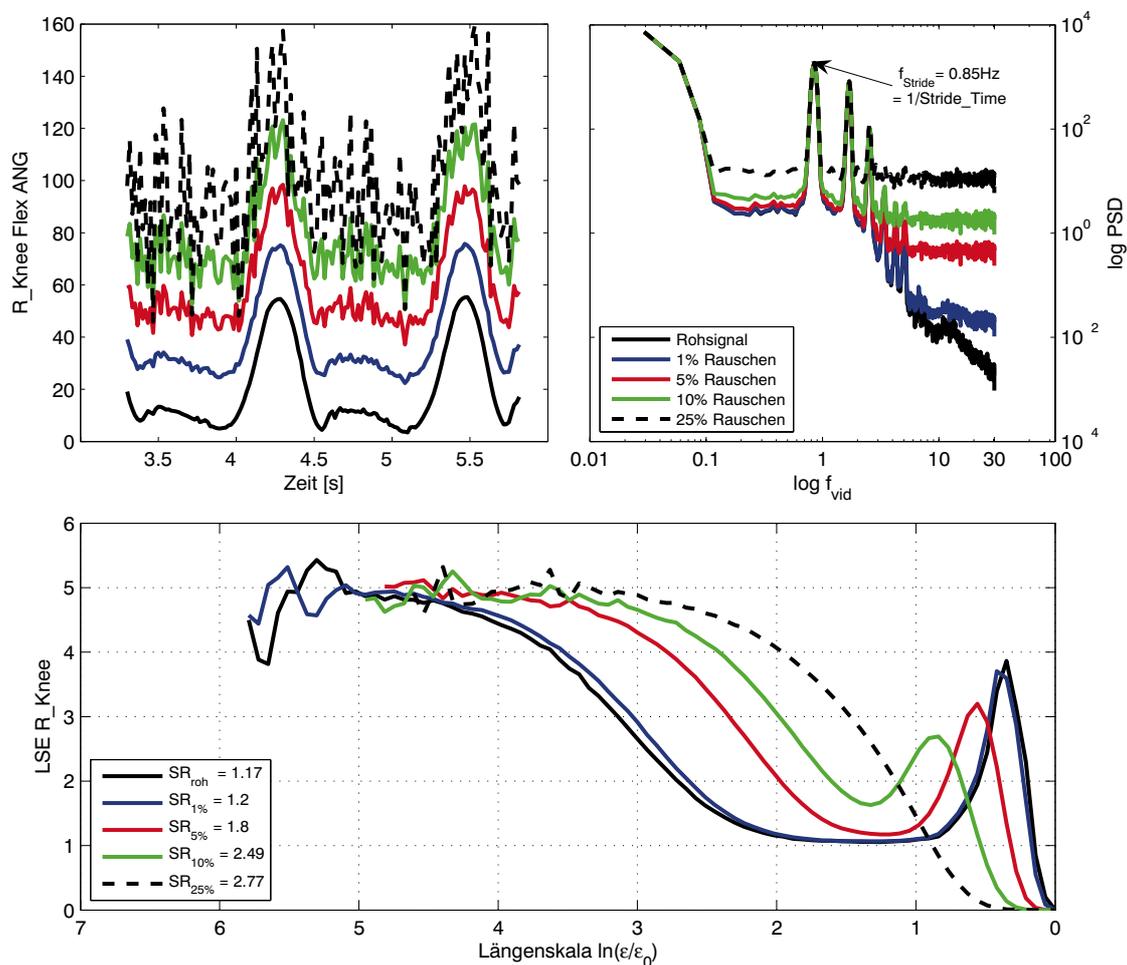


Abbildung 3.8: Rauscheinfluss auf Gelenkwinkel, Spektrum und LSE bei normaler Gehgeschwindigkeit (R\_Knee Flex ANG, Proband 10143). Die Winkelverläufe im Teilbild oben links wurden für eine deutlichere Darstellung durch Addition von Offsets auseinander gezogen (PSD - Power Spectrum Density, Leistungsdichtespektrum).

und sind entlang zweier unterschiedlicher Achsen orientiert. Daraus ergibt sich ein insgesamt dreidimensional ausgedehntes Gebilde. Die zusätzliche kleine Schleife am rechten unteren Ende erweitert dieses Gebilde offensichtlich um eine weitere Dimension.

Im Bereich mittlerer  $\varepsilon$  ( $-2.4 \lesssim \ln \varepsilon \lesssim -0.6$ ) sind die LSE für das Rohsignal weitestgehend konstant. Hier lässt sich unabhängig von der Größenordnung  $\varepsilon$  ein fester Zahlenwert für die Dimension des Attraktors ermitteln. Dieser  $\varepsilon$ -Bereich wird daher als „Scaling Range“ bezeichnet. Die Eigenschaft einer festen Dimension unabhängig von der Längenskala wird auch als Skaleninvarianz oder Selbstähnlichkeit bezeichnet und gilt als Merkmal von niederdimensionalem Chaos (KANTZ UND SCHREIBER, 1995).

Als Schätzwert für die Attraktordimension (im Sinne der Korrelationsdimension  $D_2$ , vgl. Gleichung (3-8)) wird für die vorliegenden Fragestellungen der Parameter Scaling Range (SR) neu eingeführt, der sich aus dem Mittelwert der LSE im Bereich  $-2.4 \leq \varepsilon \leq -0.6$  ergibt. Die Grenzen zur Berechnung von SR wurden empirisch anhand der Kurvenverläufe in Abb. 3.8 festgelegt. Der Parameter ermöglicht die quantitative Untersuchung von Unterschieden in der Bewegungskomplexität. Die Werte für SR für die unterschiedlichen Rauschniveaus sind exemplarisch als Legende in das untere Teilbild eingeblendet.

Die Genauigkeit der experimentellen LSE-Schätzung ist in zweierlei Hinsicht eingeschränkt:

1. Für sehr große  $\varepsilon$  kann  $d(K, \varepsilon)$  nicht ermittelt werden, da die Größe der jeweiligen Umgebung den Durchmesser des Attraktors überschreitet, so dass hier keine Punkte mehr zu finden sind (lack-of-neighbors).
2. Unterhalb einer Länge von einigen Vielfachen des Rauschanteils im Signal können die Feinstrukturen der Fraktalgeometrie nicht rekonstruiert werden, da die gemessenen Punkte sich nicht nur auf dem Attraktor befinden, sondern über den ganzen Einbettungsraum verteilt sind. Die LSE nähern sich daher dem Wert der Einbettungsdimension.

Die Auswirkungen des Rauschens auf die Dimensionsschätzung sind in Abb. 3.8 veranschaulicht. Die beiden oberen Teilbilder zeigen links einen Ausschnitt aus dem Zeitverlauf des rechten Kniegelenkwinkels und rechts die zugehörigen Spektraldichten in doppelt logarithmischem Maßstab. Wie zu erwarten, bleibt das Spektrum im niederfrequenten Bereich bei steigendem Rauschanteil nahezu unverändert; insbesondere der Peak bei der

Schrittfrequenz  $f_{Stride}$  von etwa 0.85 Hz sticht deutlich heraus<sup>3</sup>; im höherfrequenten Bereich bis zur halben Abtastfrequenz (Nyquist-Frequenz) steigt die Spektraldichte dagegen mit zunehmenden Rauschanteil deutlich an.

Der Rauscheinfluss auf die LSE-Schätzung zeigt sich im unteren Teilbild an der deutlichen Verschiebung des LSE-Verlaufs hin zu größeren  $\varepsilon$ . Zu beachten ist, dass auf der  $\varepsilon$ -Achse eine räumliche Information aufgetragen ist, die keinerlei Zeitinformation mehr enthält. Als räumliches Gegenstück zu den Zeitverläufen erreichen die LSE den Wert der Einbettungsdimension  $d_E = 5$  bei immer größeren Längenskalen. Mit steigender Rauschamplitude wird die räumliche Struktur des Attraktors immer mehr verwischt.

### 3.4 Bewegungsstabilität

Studien, die sich aus klinischer Sicht mit Bewegungsstabilität befassen, verwenden zumeist biomechanische Stabilitätskriterien, die auf der vertikalen Projektion des Körperschwerpunkts (Center of Gravity - CoG) auf den Untergrund basieren (HAHN UND CHOU, 2003; KREBS U. A., 2002; SLIWINSKI U. A., 2004). Grundlage für die Berechnung des CoG ist ein anthropometrisches Modell des Bewegungsapparates. Im stabilen Fall liegt dieser Punkt innerhalb der Spurbreite, d. h. dem Abstand zwischen den Massenmittelpunkten der beiden Füße. Die Studien interessieren sich primär für die Frage, wie der Körper während des Gehens in aufrechter Position gehalten wird. Es geht hierbei um die Auswirkungen makroskopischer Störungen, die den Körper an den Rand der Gleichgewichtsgrenze bringen. Diese Frage ist bei der Laufbandlokomotion mit querschnittgelähmten Patienten auf dem Laufband von untergeordneter Bedeutung, da das aufrechte Gehen grundsätzlich durch den Entlastungsgurt sichergestellt wird.

Für die Untersuchung der Bewegungsstabilität in dem hier vorliegenden Kontext muss daher ein anderer Stabilitätsbegriff verwendet werden. Die Frage lautet: Wie stabil kann der Bewegungsapparat die makroskopisch messbaren Bewegungsabläufe gegen kleinste Störungen aufrecht erhalten? Zur Untersuchung dieser Frage werden in der vorliegenden Arbeit Stabilitätsmaße aus dem Bereich der nichtlinearen Dynamik eingesetzt: Floquet-Multiplikatoren (GUCKENHEIMER UND HOLMES, 1990; HURMUZLU UND BASDOGAN, 1994) und Lyapunov-Exponenten (KANTZ, 1994; ROSENSTEIN

<sup>3</sup>Aus Abb. 3.4 ergibt sich  $\text{StrTime}=71$ , d. h. mit  $f_{vid} = 60 \text{ Hz}$ :  $f_{Stride} = 60 \text{ Hz}/71 \approx 0.85 \text{ Hz}$

U. A., 1993; WOLF U. A., 1985). Beide Maße basieren auf der Dynamik aufeinander folgender Attraktorumläufe und quantifizieren die Veränderung einer infinitesimal kleinen Anfangsstörung mit der Zeit.

### 3.4.1 Modifizierte Floquet-Multiplikatoren

Zur Bestimmung der Floquet-Multiplikatoren (FM) wird der Attraktor auf eine Hyperebene projiziert, deren Dimension um Eins kleiner ist als die des Attraktors. Es werden lediglich die Durchstoßpunkte durch die senkrecht zum Attraktorverlauf stehende Schnittebene betrachtet („Poincaré-Map“). Dabei wird eine konstante Periodendauer  $T_p$  angenommen. Die Floquet-Multiplikatoren geben ein Maß dafür an, wie stark die Punkte mit jedem neuen Umlauf streuen. Eine exakt periodische Schwingung hat einen maximal stabilen Attraktor, da sich die Bewegungsbahn von einer zur nächsten Periode nicht ändert. Eine solche Bewegung durchstößt eine zu ihr senkrechte Ebene immer am gleichen Punkt.

Die Bestimmung der Floquet-Multiplikatoren geht aus von einer diskreten Zustandsraumdarstellung des Bewegungsapparates mit dem Zustandsvektor:

$$\mathbf{x}(k) = [q_1(k), \dots, q_S(k), \dot{q}_1(k), \dots, \dot{q}_S(k)]^T \quad (3-11)$$

wobei  $k$  den Abtastzeitpunkt bezeichnet. Für die Untersuchung der Stabilität beim Gehen kommen als Zustandsvariable  $q$  und  $\dot{q}$  primär Gelenkwinkel und Positionen ausgewählter Punkte auf der Körperoberfläche in Frage. Deren Anzahl  $S$  hängt von der zur Verfügung stehenden Messtechnik und dem gewünschten Differenzierungsgrad des Modells ab. Die Darstellung (3-11) wird durch eine Poincaré-Abbildung in folgende Form überführt:

$$\mathbf{x}_{n+1} = \mathbf{P}_p(\mathbf{x}_n) \quad (3-12)$$

$\mathbf{P}_p$  ist dabei eine nichtlineare Vektorfunktion, die den Zustandsvektor  $\mathbf{x}$  zum Zeitpunkt  $p$  des Umlaufs  $n$  auf den Zustandsvektor zum gleichen Zeitpunkt des  $(n + 1)$ -ten Umlaufs abbildet ( $p$  ist beliebig aber fest innerhalb der Periodendauer). Dabei werden lediglich streng periodische Lösungen von Gleichung (3-12) im Gleichgewichtszustand betrachtet, d. h. es gilt:

$$\mathbf{x}_p^* = \mathbf{P}_p(\mathbf{x}_p^*) \quad (3-13)$$

Zur Untersuchung der Stabilität der Ruhelage  $x^*$  gegenüber infinitesimalen Störungen  $\delta x$  wird  $P_p$  um  $x^*$  wie folgt linearisiert:

$$J_p = \frac{\partial P_p}{\partial x}(x_p^*) \quad (3-14)$$

$$\delta x_{n+1} = J_p \delta x_n \quad (3-15)$$

Dabei ist  $J_p$  die Jakobi- oder Floquet-Matrix (GUCKENHEIMER UND HOLMES, 1990). Der Vorteil der Linearisierung besteht darin, dass an Stelle der nichtlinearen Vektorfunktion  $P_p$  die lineare Matrix  $J_p$  aus den gemessenen Daten zu schätzen ist (siehe unten). Die Stabilität der Gleichgewichtslage  $x_p^*$  des linearen Systems (3-15) wird anhand der Eigenwerte  $\beta_s^p, s = 1, \dots, 2S$  von  $J_p$  bestimmt.  $x_p^*$  ist stabil, wenn gilt:  $|\beta_s^p| < 1 \forall s$ . Im stabilen Fall dominiert der betragsmäßig größte Eigenwert  $|\beta_{max}^p|$  das Systemverhalten.

Floquet-Multiplikatoren wurden von HURMUZLU UND BASDOGAN (1994) in die Bewegungsanalyse eingeführt und durch HURMUZLU U. A. (1994, 1996) zur Quantifizierung der Stabilität des Gehens bei Post-Polio-Patienten eingesetzt. Dort wurde das freie Gehen untersucht, wobei insbesondere der Übergang in den dynamischen Gleichgewichtszustand analysiert wurde. Dazu wurden die ersten vier Schritte aus dem Stand heraus unter der Annahme untersucht, dass der Gleichgewichtszustand im vierten Schritt erreicht wird. Die FM quantifizieren hier die Stabilisierung der Gehbewegung nach einer sehr großen „Störung“ (dem Stillstand).

Beim Gehen auf dem Laufband ist dagegen die Stabilität gegenüber sehr kleinen Abweichungen vom dynamischen Gleichgewicht von Interesse. Die Gleichgewichtslage wird daher in der vorliegenden Arbeit als der Mittelwert des Zustandsvektors  $x$  zum Zeitpunkt  $p$  über alle aufgenommenen Schrittzyklen definiert:

$$x_{p,s}^* = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_s(p + n \cdot T_p), \quad s = 1, \dots, 2S \quad (3-16)$$

Die Abweichungen von  $x_p^*$  für alle N Gangzyklen ergeben sich zu:

$$\delta x_n = x(p + n \cdot T_p) - x_p^*, \quad n = 0, \dots, N - 1 \quad (3-17)$$

Die Elemente  $J_{p,ns}$  der Jakobi-Matrix  $J_p$  werden nun aus einem linearen Gleichungssystem geschätzt:

$$\delta x_{n+1} = \sum_{s=1}^{2S} J_{p,ns} \cdot \delta x_{ns}, \quad n = 1, \dots, N - 1 \quad (3-18)$$

Die  $N - 1$  Gleichungen des Systems (3-18) beschreiben die lineare Entwicklung der Abweichungen vom  $n$ -ten zum  $(n + 1)$ -ten Schrittzyklus. Das bedeutet, dass die minimale Anzahl der zu erfassenden Schrittzyklen durch die Dimension des Zustandsraum-Modells bestimmt ist. Als notwendige Bedingung zur eindeutigen Lösung von Gleichung (3-18) muss gelten<sup>4</sup>:

$$N \geq 2S + 1 \quad (3-19)$$

Dieser Zusammenhang wird von HURMUZLU U. A. (1996) nicht explizit erwähnt, die Bedingung (3-19) ist jedoch dadurch erfüllt, dass die ersten drei Schrittzyklen aus 16 Durchläufen zu einer Messreihe von 48 Schritten zusammengesetzt wurden (Schritt vier ist jeweils das Gleichgewicht). Die Autoren verwenden ein Modell der Dimension 36, so dass 12 Schritte pro Patient verworfen wurden, wobei keine Angaben über die dabei zu Grunde gelegten Kriterien gemacht wurden (HURMUZLU U. A., 1996).

Theoretisch sind die FM unabhängig von der Wahl des Zeitpunktes  $p$ , zu dem die Poincaré-Map ermittelt wird. In der messtechnischen Praxis zeigt sich aber, dass es dennoch Unterschiede bei der Betrachtung unterschiedlicher Zeitpunkte im Gangzyklus gibt (HURMUZLU U. A. (1996) verwenden die Zeitpunkte der maximalen Knieflexion, weil diese zu den „konsistentesten“ Ergebnissen führten). Die Unterschiede entstehen zum einen durch Fehler bei der Detektion der Zeitpunkte aus gemessenen Daten. Zum anderen aber ist der menschliche Gang grundsätzlich nicht exakt periodisch (siehe etwa STD\_Stride\_Time in Abb. 4.13).

Daher wurden in der vorliegenden Arbeit unterschiedliche Varianten für die Berechnung der Floquet-Multiplikatoren verglichen. Das zu Grunde liegende Modell für den Bewegungsapparat (Gleichung (3-11)) setzt sich aus den drei Sagittalwinkeln des linken und des rechten Beines sowie deren zeitlichen Ableitungen zusammen (Dimension des Modells:  $2S = 12$ ). Die Schätzung der Ableitungen zum Zeitpunkt  $k$  erfolgt mittels

$$\dot{q}(k) = (q(k + 1) - q(k - 1)) / 2 \quad (3-20)$$

Als Stabilitätsmaße wurden jeweils die maximalen Beträge der Eigenwerte der Floquet-Matrix zu den Zeitpunkten des Heel Strike (LR\_FM\_HS), des Toe Off (LR\_FM\_TO) und der maximalen Kniebeugung (Knieflexion,

<sup>4</sup>Zur Lösung des Systems (3-18) muss darüber hinaus die Systemdeterminante ungleich Null sein.

LR\_FM\_KF) im Gangzyklus berechnet. Um die Bevorzugung eines ausgewählten Zeitpunktes für die Stabilitätsberechnung zu eliminieren, wurde darüber hinaus der Mittelwert der Floquet-Multiplikatoren über alle  $K$  Punkte des normierten Gangzyklus untersucht (LR\_FM\_Stride):

$$LR\_FM\_Stride = 1/K \sum_{p=1}^K \beta_{max}^p \quad (3-21)$$

### 3.4.2 Lyapunov-Exponenten

Lyapunov-Exponenten liefern eine quantitative Beschreibung für die Entwicklung der Zustandsraumtrajektorien eines nichtlinearen dynamischen Systems nach einer infinitesimalen Anfangsstörung (vgl. Abb. 3.9).

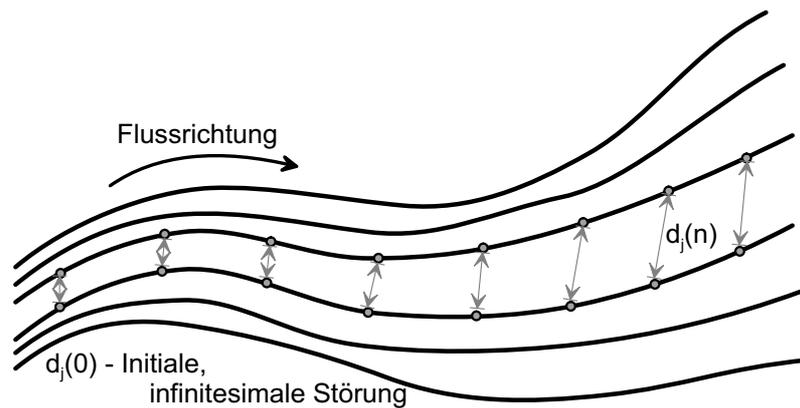


Abbildung 3.9: Quantifizierung der zeitlichen Entwicklung von infinitesimalen Anfangsstörungen entlang der Systemtrajektorien mit der Zeit durch den Lyapunov-Exponenten (nach [DINGWELL U. A. \(2000A\)](#)).

Sie sind ein Maß für die Empfindlichkeit des Systems gegenüber solchen Störungen und Ausdruck für die Vorhersagbarkeit der Systemzustände aus den Anfangsbedingungen ([ROSENSTEIN U. A., 1993](#)). Um die Auswirkungen der Störung vollständig zu erfassen, muss die Entwicklung des Systems in allen Richtungen des Einbettungsraumes verfolgt werden. Die Zahl der Lyapunov-Exponenten eines Systems entspricht daher der Dimension des Einbettungsraumes  $d_E$ .

Das Systemverhalten wird vom größten Exponenten  $\lambda_{max}$  dominiert, so dass dieser zur Beschreibung der Systemdynamik ausreicht. Anhand von

$\lambda_{max}$  können verschiedene Arten von Systemdynamik unterschieden werden (siehe Tabelle 3.2). Für  $\lambda_{max} < 0$ , handelt es sich um ein dissipatives System, d. h. Störungen werden exponentiell unterdrückt, der Zustandsraum kontrahiert. Das System gibt mit der Zeit Energie ab und die Bewegung kommt irgendwann zum Stillstand (Fixpunkt-Attraktor). Eine Störung in Richtung der Trajektorien entspricht einer Verschiebung der Zeit und geht mit einem maximalen Lyapunov-Exponenten von  $\lambda_{max} \equiv 0$  einher. Das zugehörige System bewegt sich auf einem Grenzyklus (periodische Schwingung) oder einem Torus (Quasiperiodizität).

$\lambda_{max}$	Systemtyp
$< 0$	Fixpunkt (alle Trajektorien konvergieren zu diesem Punkt)
$\equiv 0$	Periodischer Grenzyklus oder Torus
$> 0$	Chaos, „seltsamer“ Attraktor (falls Dimension $S \geq 3$ )
$\infty$	Unkorreliertes Rauschen

Tabelle 3.2: Klassifikation dynamischer Systeme anhand der Lyapunov-Exponenten.

In Systemen der Dimension  $S \geq 3$  gibt es eine weitere Art von Systemdynamik, bei der die Trajektorien zwar in einer begrenzten Region des Zustandsraums bleiben, aber nie in einen Fixpunkt münden oder auf einen Grenzyklus zulaufen. Die Dynamik derartiger Systeme ist aperiodisch, deterministisch und sehr empfindlich gegenüber kleinen Änderungen in den Anfangsbedingungen (STROGATZ, 1994). Solche Systeme werden als „chaotisch“ bezeichnet, die geometrischen Objekte, auf denen sie sich bewegen sind (seltsame) Attraktoren (GRASSBERGER UND PROCACCIA, 1983).

Chaotische Systeme besitzen einen maximalen Lyapunov-Exponenten  $\lambda_{max} > 0^5$ . Je größer der Betrag von  $\lambda_{max}$ , desto kürzer ist die Zeitspanne, für die zukünftige Systemzustände vorhersagbar sind ( $\lambda_{max}$  ist der Kehrwert dieser Zeitspanne). Dementsprechend haben unkorrelierte Rauschprozesse einen maximalen Lyapunov-Exponenten von  $\lambda_{max} = \infty$ , was besagt, dass gar keine Vorhersagen über künftiges Systemverhalten möglich sind.  $\lambda_{max}$  berechnet sich wie folgt (ROSENSTEIN U. A., 1993):

$$d(t) = d_0 e^{\lambda_{max} t} \quad (3-22)$$

Dabei bezeichnet  $d(t)$  den mittleren Abstand zwischen benachbarten Trajektorien zum Zeitpunkt  $t$ .  $d_0$  ist der Anfangsabstand zwischen den Referenz-

<sup>5</sup>Die Existenz eines Attraktors schließt instabile Systeme prinzipiell aus

punkten  $x_j$  und ihren nächsten Nachbarn  $x_k$ , der sich wie folgt berechnet (ROSENSTEIN U. A., 1993):

$$d_0 = \min_{x_k} \|x_j - x_k\|, \quad j, k = 1, \dots, M, \quad j \neq k \quad (3-23)$$

Dabei ist  $M$  die Anzahl der untersuchten Referenztrajektorien. Diese Definition der Lyapunov-Exponenten  $\lambda_{max}$  ist lediglich im zweifachen Grenzübergang für  $t \rightarrow \infty$  und  $d_0 \rightarrow 0$  gültig. Für die praktische Anwendung mit endlichen Abtastzeiten werden die  $\lambda_{max}$  durch finite Schätzwerte  $\lambda^*$  approximiert, die sich wie folgt berechnen (ROSENSTEIN U. A., 1993):

$$\ln d_j(i) \approx \lambda^* \cdot i \cdot \Delta t + \ln d_0 \quad (3-24)$$

Dabei bezeichnet  $d_j(i)$  den Abstand des  $j$ -ten Paares nächster Nachbarn nach  $i$  diskreten Zeitschritten (lokale Divergenz). Da die Lyapunov-Exponenten ein Maß für die *mittlere* Änderung der  $d_0$  über die Zeit sind, werden die  $d_j(i)$  im nächsten Schritt über alle  $M$  Referenztrajektorien gemittelt:

$$\bar{d}(i) = \frac{1}{\Delta t} \langle \ln d_j(i) \rangle \quad (3-25)$$

Dabei steht  $\langle \cdot \rangle$  für die Mittelwertbildung über alle  $j$ . Die Verläufe der mittleren lokalen Divergenz  $\bar{d}(i)$  über der Anzahl Doppelschritte für den linken Sprunggelenkwinkel des Normprobanden 10150 sind in Abb. 3.10 dargestellt. Farblich kodiert sind sieben Gehgeschwindigkeiten zwischen 0.2 und 1.4 m/s. Um Unterschiede in der Gehgeschwindigkeit auszugleichen und eine gemeinsame Darstellung zu ermöglichen, wurden die Verläufe auf die Dauer eines Doppelschrittes skaliert (DINGWELL, 1998). Die vor allem bei niedriger Geschwindigkeit innerhalb des ersten Doppelschrittes erkennbaren Oszillationen (schwarze Kurve) sind durch die unterschiedlich dicht verteilten Punkte bei der Verfolgung von Referenztrajektorien in unterschiedlichen Raumrichtungen bedingt.

$\lambda^*$  wird aus diesen Kurven mittels linearer Regression ermittelt (DINGWELL U. A., 2000A; ROSENSTEIN U. A., 1993). Um die so ermittelten Näherungsgrößen  $\lambda^*$  von den theoretisch definierten Lyapunov-Exponenten  $\lambda_{max}$  abzugrenzen, werden sie im weiteren Verlauf der Arbeit als lokale Divergenz-Exponenten (LDE) bezeichnet (DINGWELL U. A., 2000A). Der hier vorgestellte Algorithmus nach (ROSENSTEIN U. A., 1993) nutzt im Gegensatz zu (WOLF U. A., 1985) sämtliche Punkte der Messreihe und lässt daher auch für kurze Messzeiten eine zuverlässige Abschätzung zu.

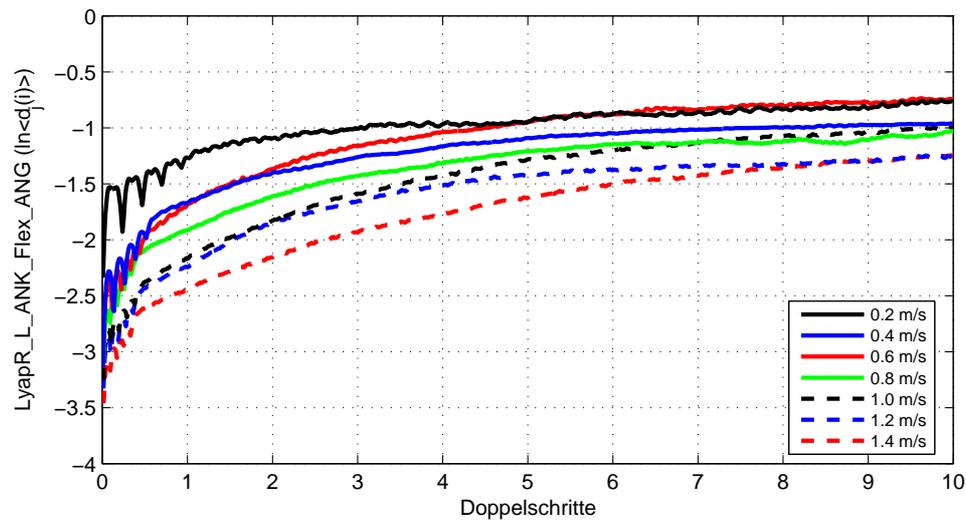


Abbildung 3.10: Verläufe der lokalen Divergenz bei  $v_{LB} = 0.2, \dots, 1.4$  m/s (L\_ANK Flex ANG, Proband 10150).

Diese Vorgehensweise ist abhängig von der Wahl eines Bereichs mit konstanter Steigung in den Verläufen der  $\bar{d}(i)$  (ROSENSTEIN U. A., 1993). Das ist in experimentell ermittelten Daten jedoch nur sehr selten in objektiver Weise und mit ausreichender Genauigkeit möglich. Um aus den Verläufen der lokalen Divergenz die LDE zu ermitteln, wurde daher in dieser Arbeit ein Ansatz gewählt, der sich an der Bewegungsanalyse orientiert (DINGWELL, 1998): es wurden lineare Regressionen über zwei verschiedene Zeitbereiche berechnet, einmal über den ersten Doppelschritt und zum zweiten über den Bereich vom 4. bis zum 10. Doppelschritt (DINGWELL, 1998). Daraus ergeben sich die beiden Stabilitätsmaße  $\lambda_{ST}$  als Maß für die (Kurzzeit-)Stabilität über den jeweils nächsten Schritt und  $\lambda_{LT}$  als Maß für (Langzeit-)Stabilität über die Schritte 4 bis 10. Abb. 3.11 demonstriert die Ermittlung der beiden Stabilitätsmaße anhand der blauen Kurve aus Abb. 3.10 ( $v_{LB} = 0.4$  m/s).

### 3.4.3 Gegenüberstellung der Stabilitätsmaße

Sowohl die LDE als auch die FM sind geometrische Maße, die die Entwicklung des Abstands zwischen zwei benachbarten Systemtrajektorien mit der Systemdynamik quantifizieren. Beim Einsatz der Maße für Stabilitätsuntersuchungen beim Gehen (DINGWELL U. A., 2000A, 2001A; HURMUZLU UND BASDOGAN, 1994; HURMUZLU U. A., 1994, 1996) sind allerdings einige wesentliche Unterschiede zu beachten:

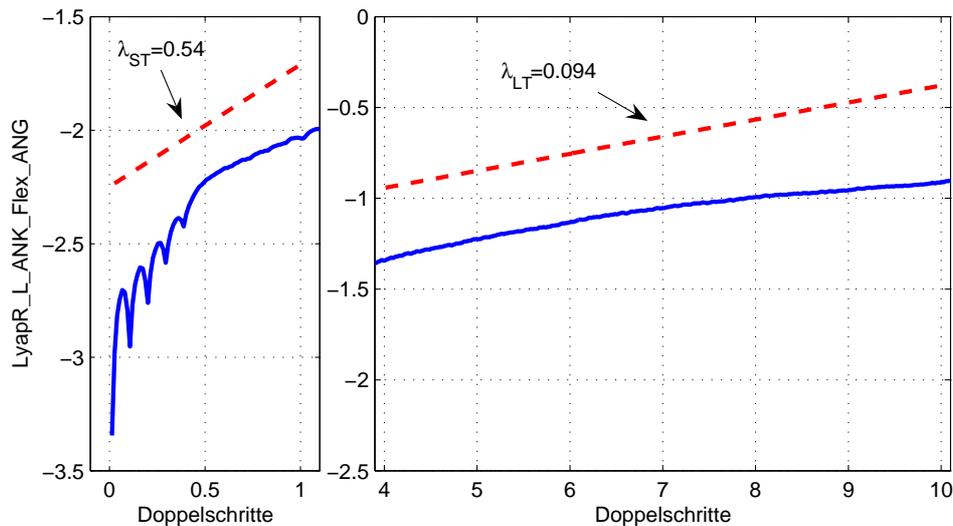


Abbildung 3.11: Regressionsgeraden zur Ermittlung der LDE aus der lokalen Divergenz der Gelenkwinkelverläufe (Proband 10150).

**Periodizität:** Die FM beruhen auf der Annahme eines im Gegensatz zur quasiperiodischen Gehbewegung streng periodischen Systems, dessen Attraktor zu ausgewählten Zeitpunkten analysiert wird (HURMUZLU UND BASDOGAN, 1994). Die LDE stellen keinerlei Anforderungen bezüglich der Periodizität.

**Linearisierung:** Die FM sind die Eigenwerte einer linearisierten Abbildungsmatrix für die Systemdynamik zwischen den ausgewählten periodischen Zeitpunkten, die LDE nutzen keinerlei Linearisierung.

**Modellierung:** Den FM liegt ein a priori definiertes Modell des Bewegungsapparates zu Grunde (HURMUZLU U. A., 1996), wodurch die Dimension des Zustandsraums festgelegt ist. Für die LDE wird die Einbettungsdimension erst im Rahmen der Zustandsraumrekonstruktion aus den experimentell erhobenen Daten ermittelt. Dementsprechend beschreiben die FM die Stabilität des Gesamtmodells, die LDE dagegen die einzelner Gelenkwinkeltrajektorien.

### 3.5 Implementierung der Algorithmen

Die hier vorgestellten Verfahren der nichtlinearen Dynamik wurden mit Ausnahme der Floquet-Multiplikatoren von der Arbeitsgruppe „Nichtlineare Dynamik und Zeitreihenanalyse“ um KANTZ am Max-Planck-

Institut für Physik komplexer Systeme in Dresden algorithmisch umgesetzt<sup>6</sup>. Eine Dokumentation der Algorithmen einschließlich von Aspekten der mathematisch-numerischen Implementierung ist bei [HEGGER U. A. \(1999\)](#) zu finden.

Wie in Kapitel 2 dargestellt, wurde ein Großteil der Datenauswertungen in der vorliegenden Arbeit mit Hilfe von selbst entwickelten Auswertumgebungen (*HeiDATAProViT*, *Heidelberg Feature Manager*) vorgenommen, die zu wesentlichen Teilen in MATLAB implementiert wurden. Um die Einbindung der in TISEAN implementierten Verfahren in die bestehende Auswertumgebung zu ermöglichen (vgl. Abb. 2.15), musste zunächst ein standardisiertes Interface von MATLAB zu den DOS-basierten ausführbaren Programmdateien von TISEAN entwickelt werden. Die Verknüpfung ist vor allem deshalb von besonderem Interesse, weil MATLAB über eine Vielzahl von Visualisierungsmethoden verfügt, während TISEAN keinerlei Möglichkeit zur graphischen Darstellung von Ergebnissen anbietet.

Die Einbindung der TISEAN-Routinen basiert auf dem MATLAB-Befehl `dos`, der es ermöglicht, externe Routinen aufzurufen und die Ergebnisse an MATLAB zurück zu liefern. Für die Realisierung des Interfaces wurde jeder TISEAN-Routine eine MATLAB-Schnittstellen-Funktion mit zwei Übergabeargumenten zugeordnet (Eingangsdaten und MATLAB-Datenstruktur (Cell Array) für die Parameter). Innerhalb des m-Files werden der Befehlsstring für den `dos`-Aufruf erzeugt, die externe TISEAN-Routine aufgerufen und die an MATLAB zurückgelieferten Ergebnisse aus den Rückgabewerten des Befehlsaufrufs extrahiert. Die Implementierung der TISEAN-Methoden war die Grundlage für wesentliche Berechnungen in der vorliegenden Arbeit, deren Ergebnisse in den beiden nächsten Kapiteln dargestellt werden.

<sup>6</sup><http://www.mpipks-dresden.mpg.de/~tisean>



---

## Analyse des physiologischen Gehens auf dem Laufband

*Langsam wird man durch schöne Lehren belehrt, schnell und wirksam durch drastische Beispiele.*

FRIEDRICH VON SCHLEGEL (1772–1829)

Die beiden wesentlichen Stellgrößen bei der Laufbandtherapie sind der Grad der Entlastung vom Körpergewicht und die Gehgeschwindigkeit. In Vorbereitung der Analyse des Gangbildes bei Querschnittlähmung (siehe Kapitel 5) werden die Auswirkungen der beiden Parameter auf das physiologische Gangbild untersucht. Dazu werden im vorliegenden Kapitel umfangreiche Untersuchungen an zwei Gruppen von Probanden ohne relevante Einschränkungen der Gehfähigkeit durchgeführt. Das Kapitel gliedert sich in drei Teile: Während Abschnitt 4.1 die Auswirkungen der Gewichtsentlastung auf das Gangbild beschreibt, wird der Geschwindigkeitseinfluss in Abschnitt 4.2 untersucht. Der dritte Abschnitt befasst sich mit der Rekonstruktion des Zustandsraumes beim Gehen auf dem Laufband.

### 4.1 Analyse des Einflusses der Körpergewichtsentlastung

Der folgende Abschnitt basiert auf den Bewegungsdaten in der Sagittalebene von neun gesunden Probanden. Das Kollektiv der Normprobanden und das Messprotokoll für die Datenerhebung sind in Tabelle B.1 aufgelistet. Die Gehgeschwindigkeiten entsprechen den durch die Probanden selbst gewählten Geschwindigkeitsstufen „normales“, „möglichst schnelles“ und „sehr langsames“ Gehen. Die Entlastungsstufen decken den Bereich ab, der im Rahmen der Laufbandtherapie zur Anwendung kommt. Die durchgeführten Messungen lassen sich nach den folgenden vier Kriterien klassifizieren:

1. Mit und ohne Festhalten am Barren
2. Linke, rechte Körperseite

3. Vier Entlastungsstufen: 0%, 10%, 25%, 40% des Körpergewichts
4. Drei Geschwindigkeitsstufen: langsam, mittel, schnell

In Einklang mit den Ergebnissen von [SILER U. A. \(1997\)](#) ergab die Überprüfung des ersten Kriteriums keinen Unterschied in Hinblick auf die Sagittalkinematik. Da sich die in Kapitel 5 untersuchten Querschnitt-Patienten grundsätzlich am Barren festhalten, werden daher im Folgenden auch für die Probanden nur die Messungen mit Festhalten am Barren berücksichtigt. Ebenso wenig zeigten sich Unterschiede beim Vergleich der beiden Körperseiten (vgl. Review in [SADEGHI U. A., 2000](#)). Aufgrund dieses Ergebnisses werden im weiteren Verlauf des Kapitels die Daten der linken und rechten Seite zu je einem Datensatz zusammengefasst. Die Variation der Geschwindigkeit ist hier lediglich eine Nebenbedingung, eine ausführliche Diskussion folgt in Abschnitt 4.2.

#### 4.1.1 Einfluss der Entlastung auf die Kinematik

ÄNDERUNGEN IN DER SAGITTALKINEMATIK — In Abb. 4.1 sind die sagittalen Gelenkwinkelverläufe bei Variation der Gewichtsentlastung aufgeschlüsselt nach den drei Geschwindigkeitsstufen aufgetragen.

Die visuelle Analyse ergibt, dass die Gewichtsentlastung in erster Linie das Bewegungsausmaß (Range of Motion — ROM) beeinflusst. Dabei nimmt der Einfluss im Wesentlichen mit steigender Geschwindigkeit zu. Bei Betrachtung der Einzelgelenke zeigt sich eine gegenläufige Tendenz: Während der ROM im Sprunggelenk leicht zunimmt, verringert sich das Bewegungsausmaß sowohl im Knie als auch in der Hüfte. Zusätzlich lässt sich mit zunehmender Entlastung vor allem eine deutliche Verminderung der maximalen Hüftstreckung (Minima in der obersten Zeile)<sup>1</sup> erkennen. Das bestätigt die Ergebnisse von [THRELKELD U. A. \(2003\)](#). Ein weiterer Effekt der Gewichtsentlastung ist eine reduzierte Kniestreckung in der mittleren Standphase (um 40% Gangzyklus), ein Merkmal, welches im pathologischen Gangbild auch als Ausdruck eines Streckdefizites im Kniegelenk interpretiert wird ([PERRY, 1992](#)). Die ebenfalls erhöhte Streckung im Sprunggelenk kurz vorm Toe Off (etwa 60% Gangzyklus) resultiert aus der entlastungsbedingten Schwierigkeit, ausreichenden Bodenkontakt zu erzielen.

<sup>1</sup>Nach klinischer Bezeichnungsweise entspricht ein negativer Hüftwinkel einer *Streckung*, ein positiver Winkel kennzeichnet eine *Hüftbeugung*. Das (negative) Minimum des Hüftwinkels entspricht demzufolge der maximalen Hüftstreckung.

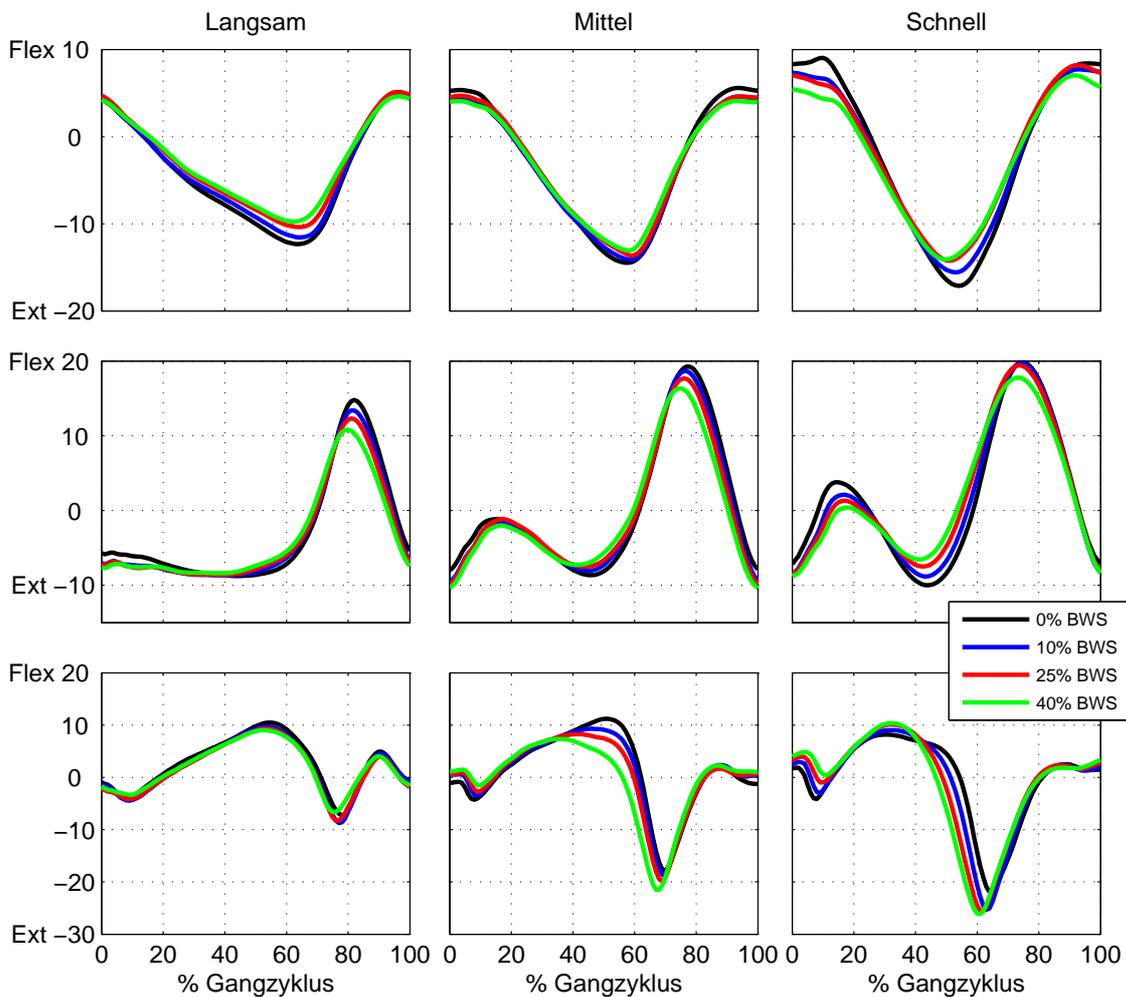


Abbildung 4.1: Mittlere sagittale Gelenkwinkelverläufe bei vier Entlastungsstufen (0, ..., 40% BWS — Body Weight Support).

Das von [MIKUT U. A. \(2002\)](#) vorgeschlagene Normabstandsmaß  $NM_{sag}$  fasst Abweichungen in den Gelenkwinkelverläufen im Vergleich zu einer Referenz in einem festen Zahlenwert zusammen (vgl. [DIETERLE U. A. \(2002\)](#); [LOOSE U. A. \(2002A, 2003A\)](#), sowie Anhang [C.2.1](#)). Definitionsgemäß hängt der Normabstand davon ab, welches Referenzkollektiv zum Vergleich herangezogen wird. [Abb. 4.2](#) zeigt, dass auch der Faktor Entlastung einen signifikanten Einfluss hat ( $r = 0.44, p < 0.01$ ) und zu steigenden Normabständen führt. Allerdings bleiben die resultierenden Normabstände im physiologischen Bereich ( $NM_{sag} \approx 1$ ), so dass der Einfluss der Entlastung auf dieses Maß bei der Beurteilung pathologischer Bewegungen vernachlässigt werden kann.

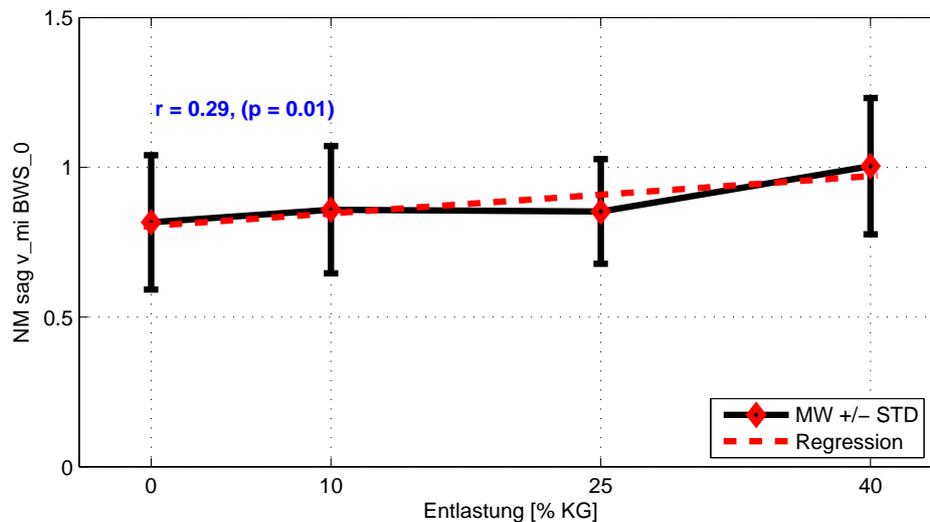


Abbildung 4.2: Auswirkung der Entlastungsstufen 0, ..., 40% auf das Normabstandsmaß bezüglich mittlerer Referenzgeschwindigkeit und 0% BWS (für Messungen mit mittlerer Geschwindigkeit).

Die Veränderungen des Bewegungsausmaßes könnten potentiell durch den Entlastungsgurt verursacht sein (0% BWS ohne Gurt gemessen). Bei der Entwicklung des hier eingesetzten Gurtsystems wurde dieser Einfluss jedoch durch die Linienführung der Trägergurte minimiert (vgl. Abb. 2.4). Der Einsatz des gleichen Gurtes bei Normprobanden und Patienten sichert darüber hinaus konstante Bedingungen für beide Gruppen, so dass verbleibende Einflüsse in gleicher Art und Weise in die Analyse eingehen.

STATISTISCHE AUSWERTUNG ABGELEITETER EINZELMERKMALE — Zur statistischen Absicherung der bisherigen Beobachtungen werden aus den Winkelverläufen einzelne Merkmale extrahiert und einer Varianz-Analyse unterzogen. Die Auswahl der Einzelmerkmale erfolgte heuristisch nach der Relevanz ihres Einflusses auf die Therapie<sup>2</sup>.

Eine ausreichende Hüftstreckung ist einer der wesentlichen Triggermechanismen, die den physiologischen Ablauf des Gangzyklus steuern (DUYSENS U. A., 1998). Sie ist demzufolge neben ausreichendem Druck auf die Fußsohlen von entscheidender Bedeutung für die effiziente Durchführung

<sup>2</sup>Der in LOOSE U. A. (2004) und LOOSE (2004) vorgestellte Ansatz für eine automatisierte Bewertung und Auswahl von Merkmalen führt zu der in Tabelle B.6 dargestellten Liste, die aber im vorliegenden Fall deutlich schwieriger zu interpretieren ist (siehe dazu auch (GERNER U. A., 2002; MIKUT U. A., 2001; WOLF U. A., 2005)).

der Therapie auf dem Laufband (CROMMERT U. A., 1998). Zur genaueren Untersuchung der Auswirkungen der Gewichtsentlastung auf diese therapierelevanten Aspekte werden die folgenden Merkmale aus den Gelenkwinkelverläufen extrahiert:

**ROM Hip, ROM Knee, ROM Ankle** Bewegungsausmaß in Hüfte, Knie und Sprunggelenk

**MIN Hüfte** Minimum des Hüftgelenkwinkels (maximale Hüftstreckung)

**Total\_Support** Dauer der Standphase in % Gangzyklus

Die angeführten Einzelmerkmale werden für jeweils 20 Einzelschritte der linken und rechten Seite ermittelt, so dass pro Messung jeweils 40 Werte zur Verfügung stehen, die einer Varianzanalyse (2 Faktoren  $\times$  3  $v_{LB}$ -Stufen  $\times$  4 BWS-Stufen) mit den unabhängigen Faktoren Geschwindigkeit ( $v_{LB}$ ) und Gewichtsentlastung (BWS) unterzogen werden.

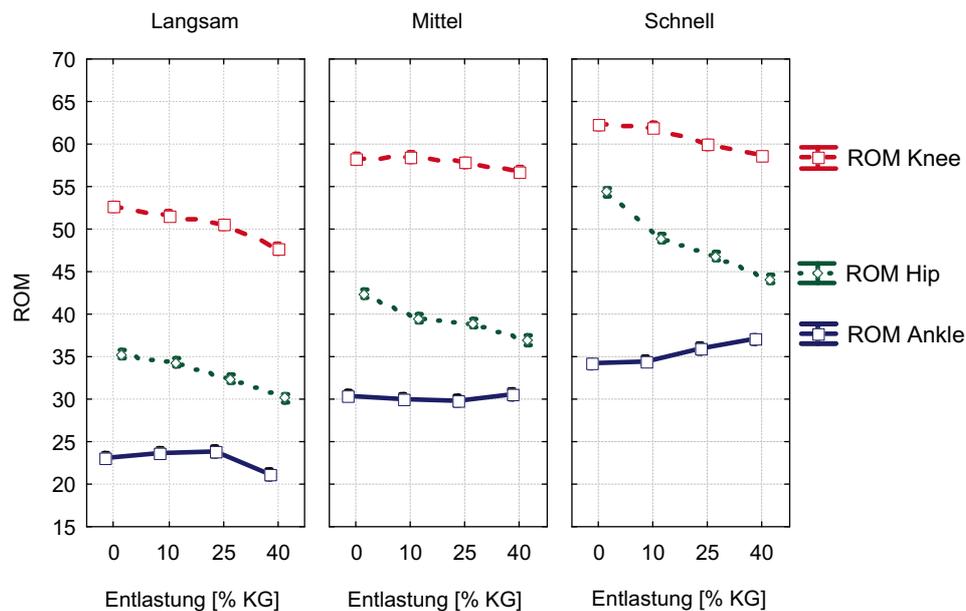


Abbildung 4.3: Auswirkung unterschiedlicher Entlastungsstufen auf die Bewegungsausmaße der Einzelgelenke bei langsamer, mittlerer und schneller Geschwindigkeit (Ablehnung der Nullhypothese mit  $p < 0.01$ ).

Die Analyse ergibt einen signifikanten Einfluss beider Faktoren auf die meisten der abgeleiteten Einzelmerkmale ( $p < 0.001$ ). Abb. 4.3 zeigt die Abhängigkeit der Bewegungsausmaße von Entlastung und Geschwindigkeit,

dargestellt für Hüfte, Knie und Sprunggelenk. Die Einzelspalten entsprechen den drei Geschwindigkeitsstufen. Es zeigt sich, dass *ROM Hip* und *ROM Knie* mit steigender Geschwindigkeit deutlich zunehmen, innerhalb einer Geschwindigkeitsstufe aber mit zunehmender Entlastung abfallen.

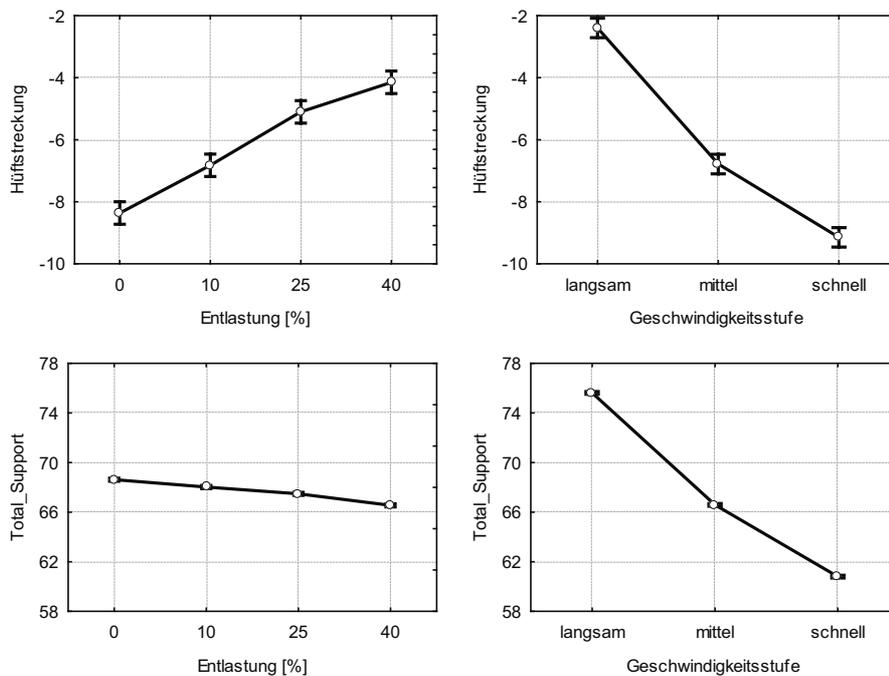


Abbildung 4.4: Kombinierte Auswirkungen von Gewichtsentlastung und Gehgeschwindigkeit auf Hüftstreckung und Dauer der Standphasen.

Eine solche gegenläufige Tendenz ist beim Sprunggelenk nicht gegeben. Klar erkennbar ist auch hier der Anstieg des Bewegungsausmaßes mit zunehmender Geschwindigkeit. Allerdings steigt der ROM darüber hinaus auch innerhalb der Geschwindigkeitsstufen mit der Entlastung an.

Das gilt für alle  $v_{LB}$ -BWS-Kombinationen mit einer Ausnahme: bei langsamer Gehgeschwindigkeit und maximaler Entlastung ist das Bewegungsausmaß des Sprunggelenks im Verhältnis zu den anderen Faktorstufen deutlich kleiner. Das ist wie folgt zu erklären: während im Knie und in der Hüfte zur Durchführung der Schrittbewegung ein minimales Bewegungsausmaß erreicht werden muss, ist das für das Sprunggelenk nicht der Fall. Beim Gehen unter diesen Rahmenbedingungen kommt es nicht darauf an, wie die Fußbewegung abläuft, d. h. vor allem wie der Fuß aufgesetzt wird. Eine Dämpfung durch das Aufsetzen der Ferse beim initialen Bodenkontakt ist ebenso wenig

notwendig wie ein Abstoßen mit dem Vorfuß beim Abheben des Fußes. Die Folge ist ein stark vermindertes Bewegungsausmaß im Sprunggelenk. Die Vorgabe einer hohen Entlastung verleitet bei langsamer Gehgeschwindigkeit gewissermaßen zu „Faulheit“ im Fußgelenk.

Die Verminderung von *ROM Hip* geht mit einer Verringerung der maximalen Hüftstreckung einher. Die Varianzanalyse der Kombination von BWS und  $v_{LB}$  liefert die in Abb. 4.4 dargestellten Ergebnisse. Beide Parameter sind assoziiert mit signifikanten Veränderungen des minimalen Hüftwinkels (d. h. der Hüftstreckung), die Gehgeschwindigkeit mit einer Erhöhung, die Gewichtsentlastung mit einer Verminderung.

Die mit zunehmender Geschwindigkeit ansteigende Hüftstreckung ist Ausdruck der Fähigkeit der Probanden, die vom Laufband vorgegebene Bewegung auszuführen. Hier ist die Geschwindigkeit Ursache und die vermehrte Hüftstreckung Wirkung. Beim freien Gehen dagegen kehrt sich dieser Zusammenhang um, hier sind eine erhöhte Hüftstreckung und folglich eine größere Schrittlänge Voraussetzung für eine Geschwindigkeitssteigerung. Die Alternative, d.h. eine Erhöhung der Schrittfrequenz bei gleichem ROM, ist aus biomechanischen Gründen nicht sinnvoll (DANION U. A., 2003). Die wegen der Entlastung reduzierte Hüftstreckung läuft einer optimierten Therapiedurchführung zuwider, da sie zu veränderten Reizmodalitäten im Sinne der Triggermechanismen für einen physiologischen Bewegungsablauf führt (CROMMERT U. A., 1998; DUYSSENS U. A., 1998). Das ist ein quantitativer Beleg dafür, dass die Entlastung vom Körpergewicht bei der Therapie so gering wie möglich gehalten werden sollte.

Dieser Hinweis für die Vorgabe von  $v_{LB}$  und BWS bei der Therapie wird durch die in der zweiten Zeile von Abb. 4.4 dargestellten Ergebnisse noch erhärtet. Neben einer adäquaten Hüftstreckung ist eine ausreichende Druckbelastung der Fußsohlen während der Standphase ein wichtiger Aspekt für einen physiologischen Ablauf des Gangzyklus (CROMMERT U. A., 1998; DUYSSENS U. A., 1998). Es ist klar, dass eine Erhöhung der Gewichtsentlastung diesen Druck reduziert. Abb. 4.4 zeigt jedoch darüber hinaus mit erhöhter Entlastung auch eine signifikante Verkürzung der Standphase. THRELKELD U. A. (2003) assoziieren die Verkürzung mit abnehmender Stabilität des Gehens und weisen auf die diesbezüglich kontraproduktive Wirkung der Gewichtsentlastung hin. Eine genaue Definition von Stabilität ist dort allerdings nicht zu finden. Neben dem Einfluss auf die Biomechanik ist auch davon auszugehen, dass die Verkürzung der Standphase eine weitere Abweichung vom physiologischen Lastmuster und damit veränderte Reizmo-

dalitäten nach sich zieht. Das ist als weiterer Hinweis auf eine möglichst geringe Entlastung zu werten. Eine genaue Analyse entlastungsbedingter Änderungen in der Druckverteilung kann etwa durch den Einsatz von Druckmesssohlen erreicht werden (SCHULD U. A., 2003).

Zusammenfassend legen die gezeigten Auswirkungen der Geschwindigkeit und der Entlastung auf das physiologische Gangbild die folgenden Schlüsse für die Durchführung der Lokomotionstherapie nahe:

1. Um das Bewegungsausmaß im Fußgelenk nicht über das lähmungsbedingte Ausmaß hinaus zu reduzieren, sollte die Kombination aus hoher Gewichtsentlastung und sehr langsamer Gehgeschwindigkeit vermieden werden. Sofern eine hohe Entlastung (in der Regel zu Beginn der Therapie) erforderlich ist, kann die Geschwindigkeit erhöht werden. Der Ansatz einer eher normalen Gehgeschwindigkeit bei einer hohen Entlastung wird beispielsweise von HARKEMA (2001) verfolgt.
2. Der Grad der Körpergewichtsentlastung ist so hoch wie nötig, aber so gering wie möglich einzustellen, um einer unphysiologischen Einschränkung der Hüftstreckung und einer Verkürzung der Standphase entgegenzuwirken. Dies ergänzt die neurologisch begründeten Ergebnisse von DIETZ UND DUYSSENS (2000) aus biomechanischer Sicht.

#### 4.1.2 Einfluss der Entlastung auf die Variabilität

Der folgende Abschnitt dient der Untersuchung des Einflusses der Gewichtsentlastung auf die Variabilität der Gehbewegung. Da der Geschwindigkeitseinfluss noch detailliert in Abschnitt 4.2.2 untersucht wird, werden die Untersuchungen in diesem und im folgenden Abschnitt 4.1.3, sofern nicht anders vermerkt, bei mittlerer Gehgeschwindigkeit durchgeführt.

Die Gewichtsentlastung erfordert vom Bewegungsapparat die Anpassung an ungewohnte Rahmenbedingungen (EDGERTON UND ROY, 2000). Ein Ausdruck für die Fähigkeit zu solchen Anpassungen ist gemäß der Dynamischen Systemtheorie die mikroskopische Variabilität von Bewegung. Sie sichert die Reproduzierbarkeit der makroskopischen Bewegungsmuster (DAVIDS U. A., 2003; STERNAD, 2000). Insofern ist bei zunehmender Entlastung eine erhöhte Variabilität zu erwarten. Diese These wird anhand unterschiedlicher Variabilitätsmaße überprüft.

Abb. 4.5 zeigt den Verlauf der Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter (STD\_RZP) über der Gewichtsentlastung. Dabei sind unterschied-

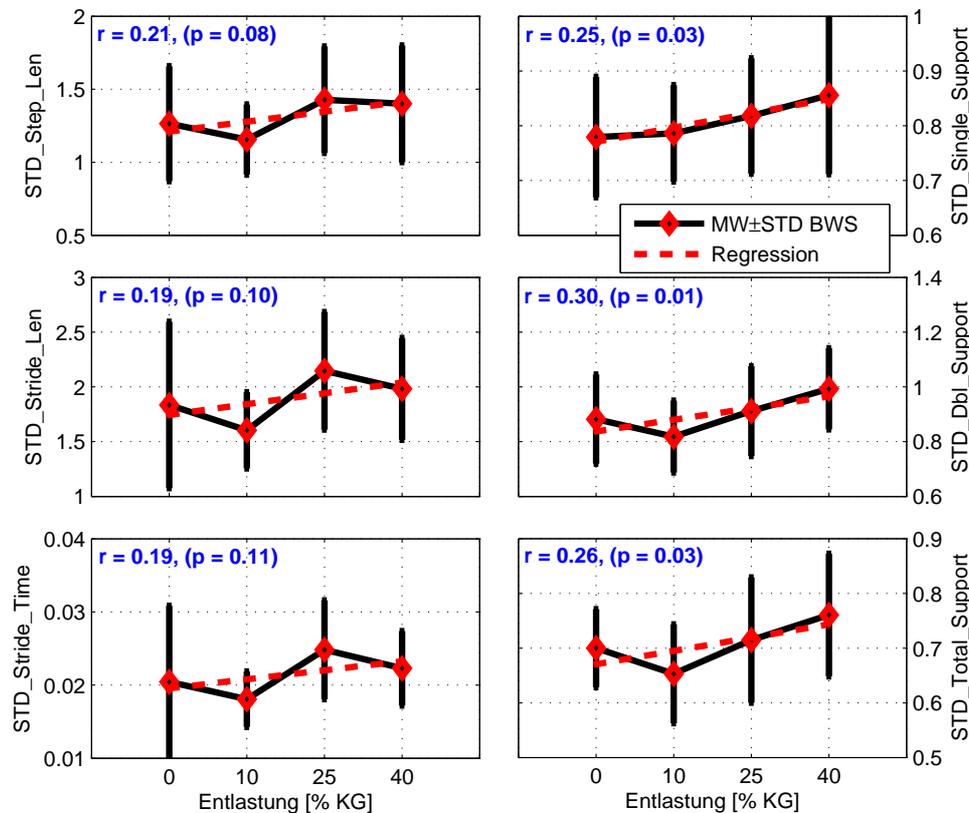


Abbildung 4.5: Standardabweichungen der RZP über der Gewichtsentlastung bei mittlerer Geschwindigkeit.

liche Effekte des BWS zu erkennen: die Standardabweichungen der Dauer der vollständigen Bewegungszyklen ((Doppel-)Schritte, linke Spalte) zeigen keinen eindeutigen Verlauf über der Entlastung mit einem schwach ansteigenden, nicht signifikanten Trend ( $p > 0.05$ ). Dagegen nehmen die Änderungen der Phasen des Bodenkontakts mit zunehmender Entlastung durchweg deutlich zu, und die Regression erreicht statistische Signifikanz (rechte Spalte in Abb. 4.5:  $p = 0.01$  bzw.  $p = 0.03$  (2x)). Offensichtlich ist die Bewegungskontrolle bei erhöhter Entlastung hinsichtlich der Periodendauer weitgehend unbeeinträchtigt. Die Herausforderung scheint in der Suche nach einer geeigneten Bodenkontaktzeit zu bestehen. Die Tatsache, dass sämtliche Parameter bei 10% BWS zunächst unter den Wert ohne Entlastung abfallen, ist durch den Einfluss des Entlastungsgurtes zu erklären. Der Gurt zwingt den Probanden in eine feste Position auf dem Laufband unterhalb der Gurtaufhängung und führt offensichtlich zu einer verringerten Bewegungsvariabilität. Werden lediglich die Messungen, die mit Gurt durchge-

führt wurden, in die Bewertung einbezogen, so ist der Anstieg der Variabilität mit zunehmender Entlastung noch deutlicher (z. B.  $STD\_Total\_Support$ :  $r = 0.39, p = 0.00$ ).

Die hier dargestellten Ergebnisse ergänzen diejenigen von [THRELKELD U. A. \(2003\)](#). Die Autoren fanden für Entlastungen von 50 und 70% KG signifikante Verkürzungen der Standphase und der Doppelstandphase. Gemäß Interpretation der Autoren führen diese Änderungen zu einer reduzierten Gangstabilität bei höherer Entlastung. Die untersuchten Parameter stellen allerdings kein explizites Maß für Stabilität dar, so dass es sich um eine lediglich indirekt begründete Hypothese handelt. Die Frage, ob die Gewichtsentslastung tatsächlich zu einer Reduktion der Bewegungsstabilität führt, wird im folgenden Abschnitt [4.1.3](#) untersucht.

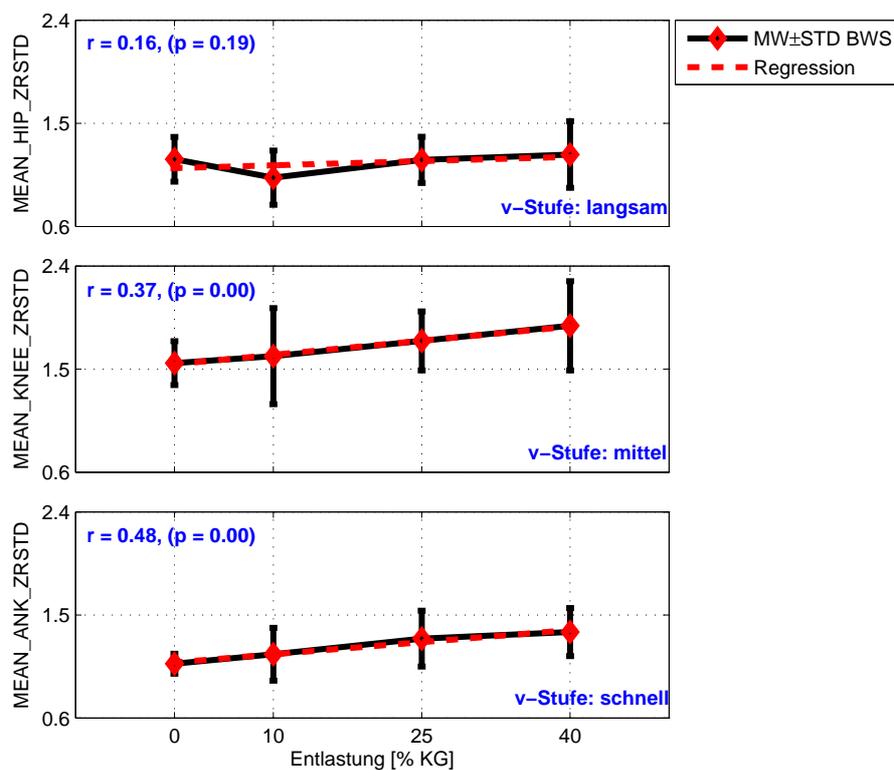


Abbildung 4.6: Mittelwerte der Standardabweichungszeitreihen über der Entlastung bei drei Geschwindigkeitsstufen.

Die RZP beruhen auf der Bewegung des Fersenmarkers (vgl. Abschnitt [3.2](#)), die die Gelenkbewegungen der unteren Extremitäten in sich vereinigt. Das gleiche Prinzip liegt dem Variabilitätsmaß  $V_{Heel}$  nach [ABEL U. A.](#)

(2003, vgl. Abb. C.9) zu Grunde, dessen Entlastungsabhängigkeit gut mit der von *STD\_Total\_Support* in Abb. 4.5 übereinstimmt ( $r = 0.29, p = 0.01$ ).

Im Gegensatz dazu erfassen die von DINGWELL U. A. (2001A; 2001B) und LOOSE U. A. (2004) in ähnlicher Weise definierten Streuungsmaße die Variabilität der Bewegungen an den Einzelgelenken (z. B. *MEAN\_ANK\_ZRSTD* für das Sprunggelenk). Der Verlauf dieser Maße über BWS ist in Abb. 4.6 dargestellt. Danach nimmt die Variabilität in den Einzelgelenken mit der Entfernung vom Rumpf (von proximal nach distal) deutlich zu. Das zeigt, dass die Suche nach der richtigen Bewegungsstrategie für die ungewohnten Rahmenbedingungen vor allem in der Peripherie erfolgt, während das rumpfnahes Hüftgelenk weniger beeinflusst wird.

### 4.1.3 Einfluss der Entlastung auf die Stabilität

Der Grund für den Einsatz der Gewichtsentlastung bei der Lokomotionstherapie ist die mangelnde Fähigkeit der Patienten zu einer ausreichenden Kraftentwicklung vor allem zu Beginn der Rehabilitation. Insofern dient die Gewichtsentlastung im pathologischen Fall der Erhöhung der Stabilität. Gemäß den Ergebnissen von THRELKELD U. A. (2003) führt die Entlastung aber zu einer Verkürzung der Standphase und der Doppelstandphase, was die Autoren als Zeichen für eine reduzierte Stabilität ansehen. Demnach führt die Gewichtsentlastung zu einer Destabilisierung.

Zur Auflösung dieses Widerspruches werden im vorliegenden Abschnitt Floquet-Multiplikatoren (FM) und lokale Divergenzexponenten (LDE) zur Stabilitätsuntersuchung eingesetzt. Im Gegensatz zu den von THRELKELD U. A. (2003) angeführten indirekten Indikatoren, quantifizieren diese Maße direkt die Stabilität der Gehbewegung.

Zunächst werden die Varianten der FM bezüglich ihrer Wertigkeit für die vorliegende Fragestellung verglichen (vgl. Abschnitt 3.4). Abb. 4.7 zeigt die Kollektiv-Mittelwerte der einzelnen Varianten getrennt nach Entlastungsstufen über den Geschwindigkeitsstufen langsam, mittel und schnell. Aus der Darstellung lassen sich mehrere Aussagen ableiten:

1. Sämtliche Werte der FM sind kleiner als 1 und weisen somit auf ein stabiles Gangbild hin. Die Werte sind größer als die von HURMUZLU U. A. (1996) angegebenen (0.37 als Mittelwert der Normprobanden), was auf weniger stabile Bewegungen hindeutet. Allerdings wird dort eine grundsätzlich andere Definition des dynamischen Gleichgewichtszustandes verwendet als hier: während bei HURMUZLU U. A. (1996) der

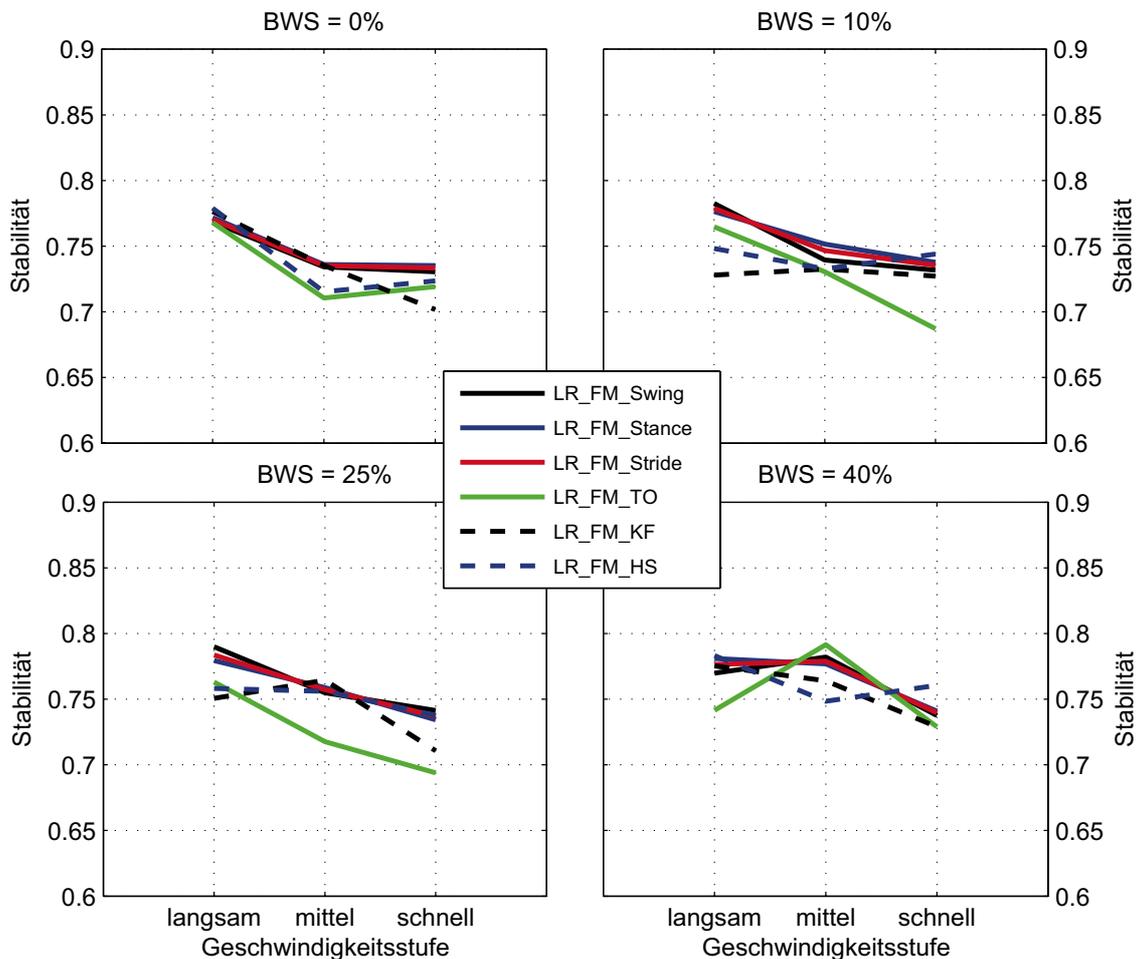


Abbildung 4.7: Floquet-Multiplikatoren über der Geschwindigkeit bei vier Entlastungsstufen (Instabilität steigt mit zunehmenden Werten).

Übergang aus dem Stand ins freie Gehen untersucht wird, wurde der Gleichgewichtszustand für das Gehen auf dem Laufband in der vorliegenden Arbeit als Mittelwert über alle Schritte einer Messung definiert (siehe Kapitel 3, Seite 68).

- Im Vergleich der unterschiedlichen Entlastungsstufen erweisen sich die neu eingeführten phasenbezogenen FM (LR\_FM\_Stride, LR\_FM\_Stance, LR\_FM\_Swing - durchgezogene Linien) als deutlich konsistentere Maße im Vergleich zu den zeitpunktbezogenen Werten (LR\_FM\_HS, LR\_FM\_TO, LR\_FM\_KF - gestrichelte Linien). Insofern ist die Aussage von [HURMUZLU UND BASDOGAN \(1994\)](#), die zum Zeitpunkt der maximalen Knieflexion (KF) die „konsistentesten“

Ergebnisse erhielten, hier nicht nachvollziehbar.

3. Entgegen der Anschauung findet sich kein Unterschied zwischen der Stabilität in der Stand- und der Schwungphase (LR\_FM\_Stance vs. LR\_FM\_Swing).
4. Das Stabilitätsverhalten (phasenbezogene Maße) im Vergleich der drei Geschwindigkeitsstufen ist deutlich durch die Entlastung beeinflusst. Während sich bei fehlender BWS ein Minimum (=maximale Stabilität) bei mittlerer Geschwindigkeit andeutet, flacht dieser Verlauf mit steigender Entlastung ab und kehrt sich bei 40% BWS um.

Während die Auswirkungen der Gehgeschwindigkeit auf die Stabilität in Abschnitt 4.2 ausführlich analysiert werden, stützt sich die Untersuchung des BWS-Einflusses hier aufgrund der Ergebnisse aus Abb. 4.7 auf die FM für den gesamten Gangzyklus (LR\_FM\_Stride). Dabei werden die einzelnen Geschwindigkeitsstufen getrennt voneinander untersucht.

Abb. 4.8 zeigt die über den Doppelschritt gemittelten Floquet-Multiplikatoren beider Seiten (LR\_FM\_Stride) aufgetragen über dem Grad der Gewichtsentlastung. Es ist allenfalls bei mittlerer Geschwindigkeit eine schwache Tendenz zu einer Destabilisierung der Bewegung mit zunehmender Entlastung zu erkennen. Übergreifend allerdings ist zu sagen, dass sich bei keiner der Geschwindigkeitsstufen ein signifikanter Einfluss der Entlastung auf die Bewegungsstabilität ausmachen lässt.

Während die Floquet-Multiplikatoren ein modellgestütztes Maß für die Stabilität der Gesamtbewegung darstellen, erlauben die lokalen Divergenz-exponenten (LDE) als zweites hier eingesetztes Maß Aussagen über die Stabilität eines einzelnen Gelenkwinkelverlaufs. Die LDE liefern einen Schätzwert dafür, wie schnell benachbarte Trajektorien des rekonstruierten Attraktors auseinander driften. Hinsichtlich der Stabilitätsanalyse des Gehens ist dies Ausdruck der Fähigkeit des Bewegungsapparates, die natürlichen Schwankungen zwischen einzelnen Schrittzyklen auszugleichen (vgl. Abschnitt 3.4.2 und DINGWELL U. A., 2000A).

Die Ergebnisse für die Variabilität (vgl. Abb. 4.6) legen den Schluss nahe, dass sich die Entlastung stärker auf distale Gelenke auswirkt als auf proximale. Eine solche Differenzierung ist mit den Floquet-Multiplikatoren nicht möglich. Abb. 4.9 zeigt die LDE im Kurzzeit- ( $\lambda_{ST}$ ) und im Langzeitbereich ( $\lambda_{LT}$ ) über BWS. Entgegen der Annahme ergeben sich hier jedoch in keinem der Gelenke Auswirkungen der Entlastung auf die Bewegungsstabili-

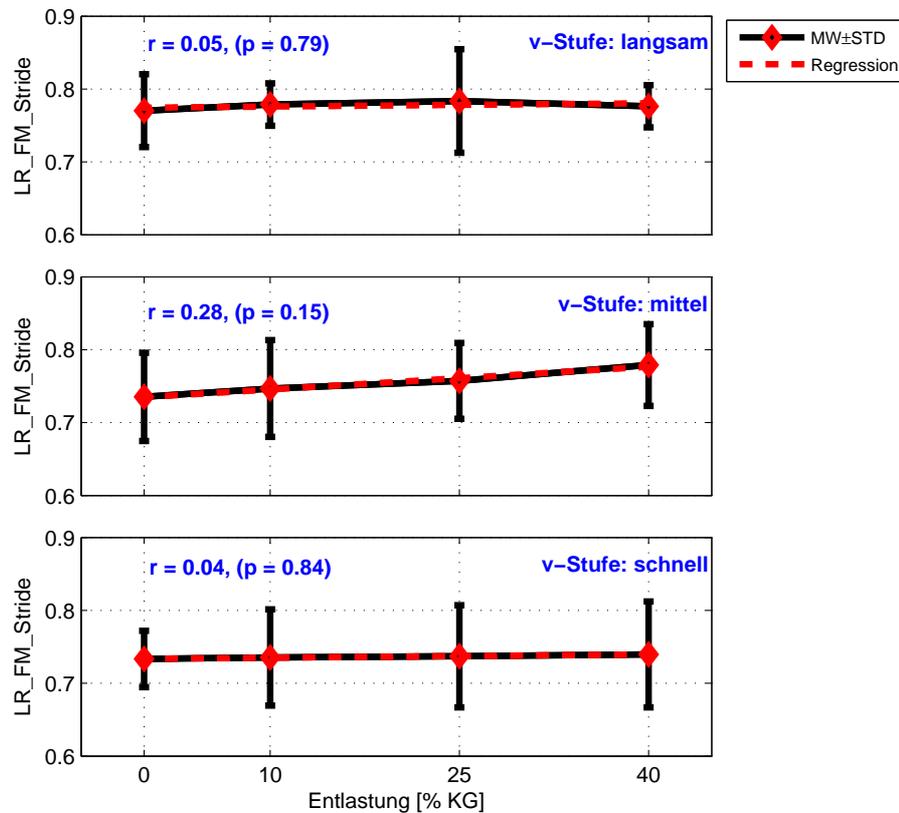


Abbildung 4.8: LR\_FM\_Stride über der Gewichtsentlastung bei langsamer, mittlerer und schneller Geschwindigkeit. Ansteigende Werte weisen auf zunehmende Instabilität hin.

tät. Die distalen Effekte des BWS werden daher anhand der Bewegung des Heelmarkers in Laufrichtung genauer untersucht (vgl. Abb. 4.10). Um Drifteffekte in den absoluten Markerpositionen zu eliminieren, werden dazu die LDE der Geschwindigkeitstrajektorie (Schätzung gemäß Gleichung (3-10)) berechnet. Während der im oberen Teilbild dargestellte Verlauf der Langzeitstabilität auch hier keine Entlastungsabhängigkeit erkennen lässt, findet sich für  $\lambda_{ST}$  im unteren Teilbild ein signifikanter Einfluss des BWS. Während die Bewegung während des jeweils ersten Schrittes also offensichtlich durch die Gewichtsentlastung destabilisiert wird, ist der Bewegungsapparat in der Lage, diesen Einfluss über mehrere Schritte hinweg auszugleichen.

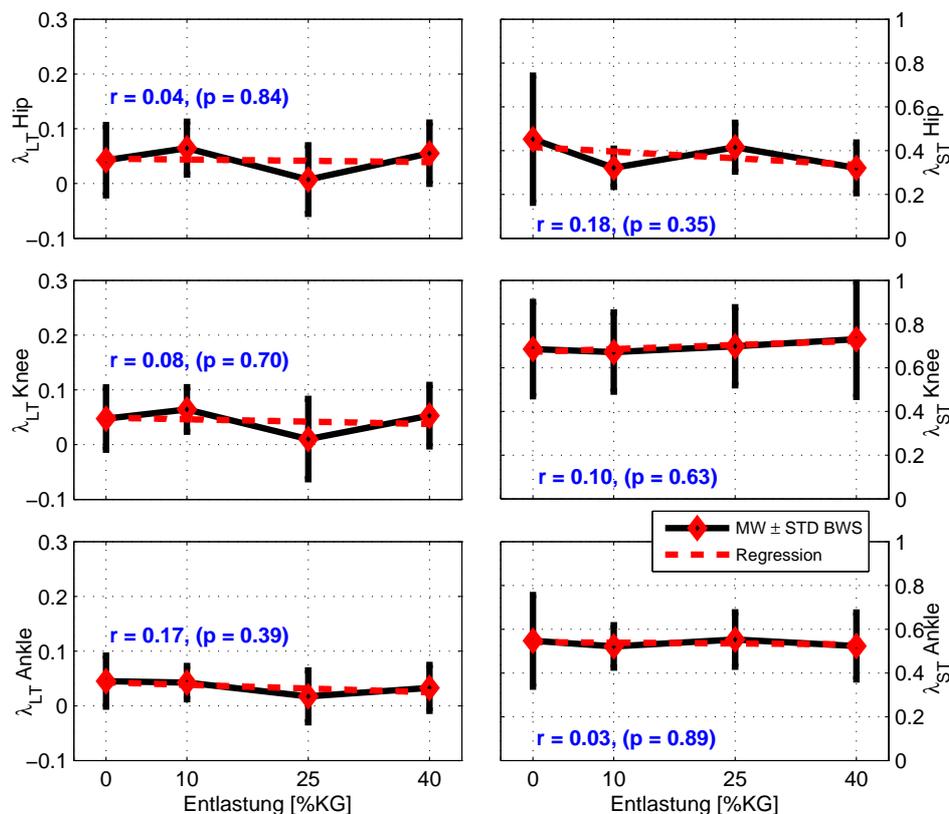


Abbildung 4.9: Lokale Divergenzexponenten (LDE) über der Gewichts-entlastung (mittlere Geschwindigkeit). Ansteigende Werte weisen auf zunehmende Instabilität hin.

#### 4.1.4 Zusammenfassung

Im vorliegenden Abschnitt werden folgende Ergebnisse hinsichtlich des Einflusses der Gewichts-entlastung auf die Kinematik, die Variabilität und die Stabilität des physiologischen Gehens auf dem Laufband erarbeitet:

**Kinematik:** Die Entlastung hat lediglich geringfügige Auswirkungen auf die Sagittalkinematik. Allerdings finden sich therapierrelevante Größen (ROM Hip, Total\_Support), die signifikant von der Entlastung beeinflusst werden. Nach diesen Ergebnissen ist die Entlastung bei der Therapie möglichst zu minimieren (DIETZ UND DUYSSENS, 2000).

**Variabilität:** Die Gehbewegung wird mit höherer Entlastung variabler. Das kommt insbesondere in den Streuungen der sagittalen Gelenkwinkel zum Ausdruck, wobei der Effekt von proximal nach distal größer wird.

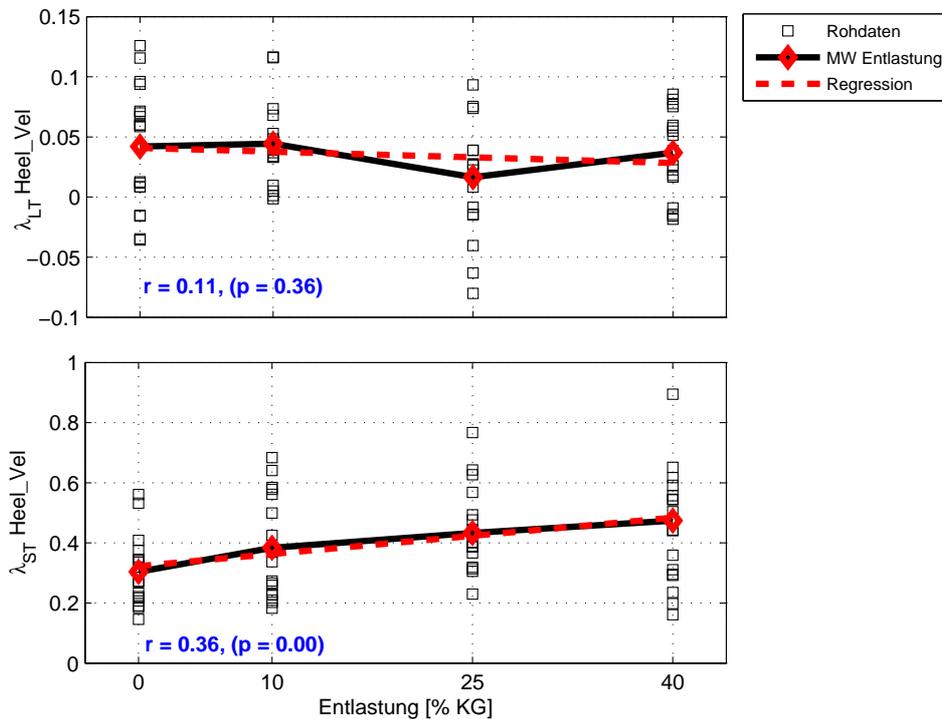


Abbildung 4.10: Lokale Divergenzexponenten der Heelmarkergeschwindigkeit über BWS (mittlere Geschwindigkeit).

**Stabilität:** Entgegen der Hypothese von [THRELKELD U. A. \(2003\)](#) konnte weder mit den Floquet-Multiplikatoren noch mit den lokalen Divergenzexponenten der Gelenkwinkelverläufe eine destabilisierende Wirkung der Entlastung nachgewiesen werden. Allerdings ergab sich ein signifikanter Einfluss auf die Bewegung des Heelmarkers.

Die von [THRELKELD U. A. \(2003\)](#) postulierte Destabilisierung der Gehbewegung durch die Gewichtsentlastung konnte dementsprechend nur zum Teil reproduziert werden. Der eingangs des Abschnitts [4.1.3](#) angeführte Widerspruch zur offensichtlich hilfreichen Wirkung der Gewichtsentlastung für die Patienten konnte hier also im Wesentlichen aufgelöst werden.

## 4.2 Analyse des Einflusses der Gehgeschwindigkeit

Im vorangegangenen Abschnitt deutete sich an, dass die Variation der Geschwindigkeit in den Stufen mittel, langsam und schnell gravierenden Einfluss auf das Gangbild hat (vgl. Abb. [4.1](#), [4.3](#) und [4.4](#)). Dieser Einfluss wird

im Folgenden einer detaillierten Analyse unterzogen. Die klinische Relevanz dieser Fragestellung gründet sich darauf, dass eine Steigerung der Gehgeschwindigkeit in mehreren Studien zur Laufbandlokomotion als Merkmal für die Verbesserung des Patientenstatus angeführt wird (BEHRMAN UND HARKEMA, 2000; FIELD-FOTE, 2002; WERNIG U. A., 1992). Eine aktuelle Studie in den USA zieht die Gehgeschwindigkeit gar als zentrales Zielkriterium für das Studiendesign heran (DOBKIN U. A., 2003). Des Weiteren hängen eine Vielzahl von Parametern, die aus der Kinematik abgeleitet werden, merklich von der Gehgeschwindigkeit ab (KIRTLEY U. A., 1985).

In einer zweiten Messreihe wurden die sagittalen Gelenkwinkel von 10 Probanden ohne Einschränkungen der Gehfähigkeit aufgenommen. Neben den Geschwindigkeitsstufen mittel, langsam und schnell wurde ein Raster mit Geschwindigkeiten von  $v_{LB} = 0,2, 0,4, \dots, 1,4 \text{ m/s}$  vorgegeben. Durch dieses Raster wird der gesamte Bereich der Geschwindigkeiten, die von den in der vorliegenden Arbeit untersuchten Patienten gegangen wurden, abgedeckt. Während für das freie Gehen bereits Referenzdaten existieren (LARSSON U. A., 1980; ÖBERG U. A., 1993, 1994), wird für das Gehen auf dem Laufband damit erstmalig eine Normdatenbasis für ein engmaschig angelegtes Geschwindigkeitsspektrum zur Verfügung gestellt. Auszüge der hier dargestellten Ergebnisse wurden in (SCHABLOWSKI UND GERNER, 2005; SCHABLOWSKI UND SCHWEIDLER, 2005B) veröffentlicht.

#### 4.2.1 Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Kinematik

SAGITTALE GELENKWINKELVERLÄUFE — Die sagittalen Gelenkwinkelverläufe bei Variation der Geschwindigkeit sind in Abb. 4.11 zu sehen. Dargestellt sind jeweils die Mittelwertskurven der Winkel in der Hüfte, im Knie und im Sprunggelenk, wobei die Daten beider Körperseiten zu je einer Zeitreihe zusammengefasst wurden (Symmetrieannahme, Seite 78).

Deutlich zu erkennen sind ein mit der Geschwindigkeit zunehmendes Bewegungsausmaß und eine Verschiebung der Extremwerte (ÖBERG U. A., 1994). Das Ausmaß dieser Veränderungen verdeutlicht, dass Abweichungen im Gangbild unbedingt unter Berücksichtigung solcher geschwindigkeitsbedingten Änderungen beurteilt werden müssen. Dieser Aspekt wird allerdings oftmals bei der Analyse pathologischer Gangmuster vernachlässigt (TSUBOYAMA U. A., 1994; WEBSTER U. A., 2003).

Als Beispiel sei der Verlauf des Kniegelenkwinkels in der Phase der „Loading Response“ (10% bis 20% des GZ, PERRY, 1992) genannt: bei mitt-

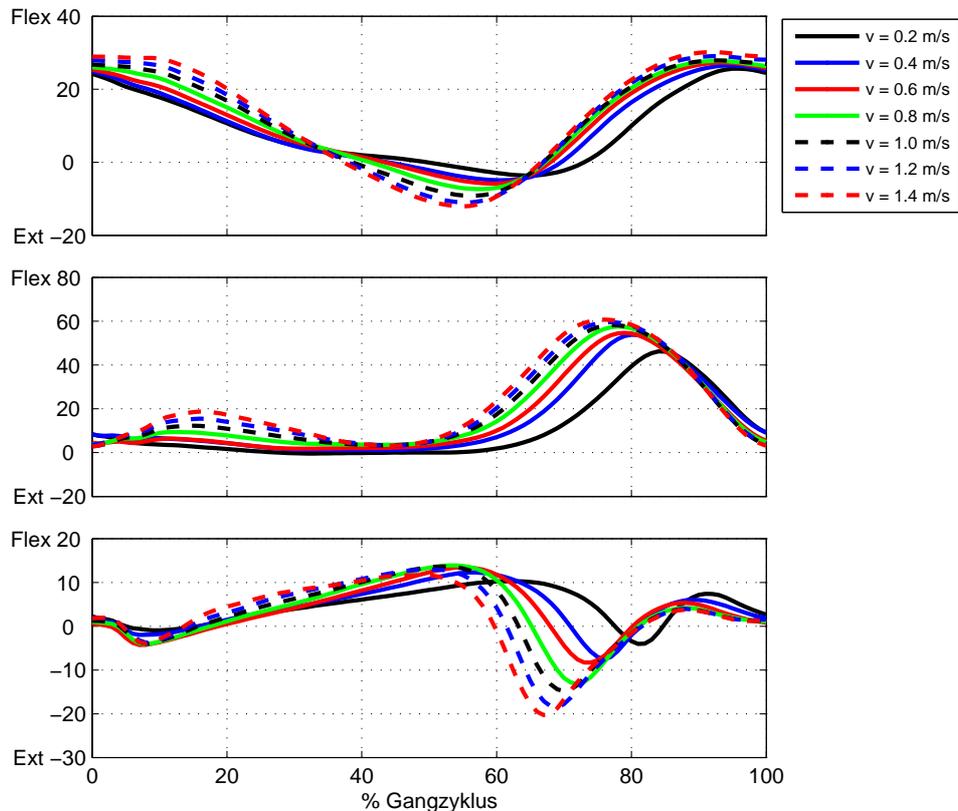


Abbildung 4.11: Veränderungen der Sagittalkinematik der unteren Extremitäten mit der Gehgeschwindigkeit.

leren Geschwindigkeiten erfolgt hier eine leichte Kniebeugung zur Lastaufnahme (positive y-Achse in Abb. 4.11). Bei sehr langsamen Geschwindigkeiten von 0.2 und 0.4 m/s verschwindet dieses Phänomen zu Gunsten eines flachen Kurvenverlaufs (durchgezogene Kurven). Gerade ein solcher flacher Verlauf wird jedoch im Allgemeinen als charakteristisches Zeichen für pathologische Gangmuster angesehen, die auf eine spezifische Schwäche im Halteapparat des Kniegelenks hinweisen. Besonders deutlich ist das bei Patienten mit Knieprothesen zu erkennen, bei denen nach Knochentumoren umfangreiche Weichteilresektionen vorgenommen wurden (OCHS U. A., 2005; SCHULD U. A., 2005).

EINFLUSS DER GEHGESCHWINDIGKEIT AUF DAS NORMABSTANDSMASS — Die geschwindigkeitsbedingten Veränderungen des Gangbildes müssen auch bei einem quantitativen Referenzvergleich mit mathematischen Methoden berücksichtigt werden (Normabstandsmaß, ABEL U. A., 2002; DIETER-

LE U. A., 2002; LOOSE U. A., 2003A; MIKUT U. A., 2002, erste Ansätze siehe MIKUT, 2003).

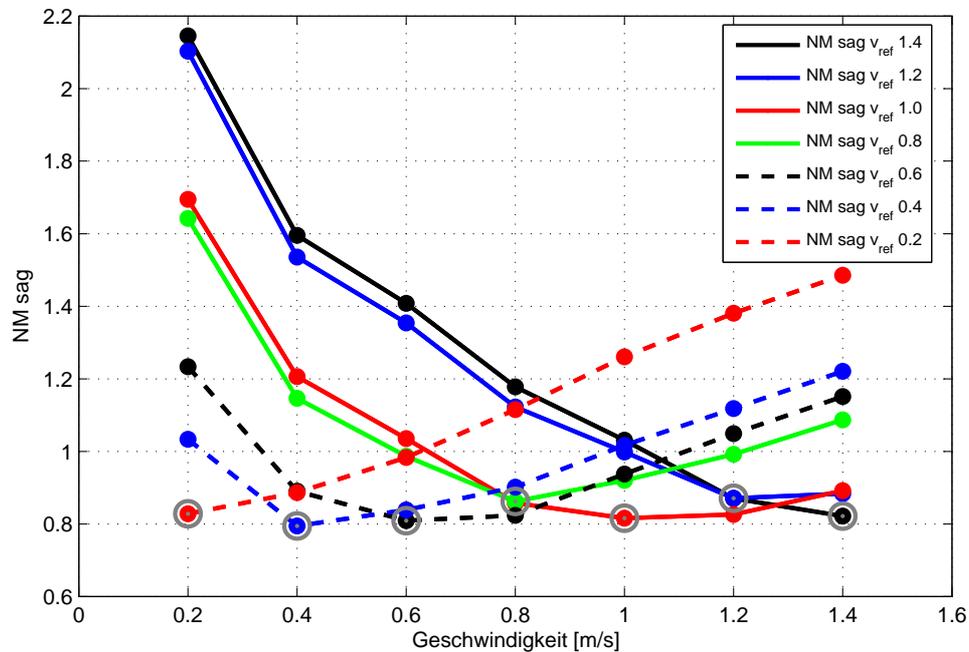


Abbildung 4.12: Abhängigkeit des sagittalen Normabstandsmaßes von der Gehgeschwindigkeit. Mit Kreisen markiert sind die jeweiligen Minima, die dem Abstand zur Referenzgeschwindigkeit entsprechen.

Abb. 4.12 zeigt einen Vergleich der sagittalen Normabstandsmaße innerhalb der Referenzdatenbasis, wobei die Normgruppe bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten jeweils mit sich selbst verglichen wird. Es ergeben sich charakteristische Verläufe für die unterschiedlichen Geschwindigkeiten mit einem ausgeprägten Minimum bei der jeweiligen Referenzgeschwindigkeit. Unter der Annahme, dass ein Wert für  $NM\ sag > 1$  auf ein pathologisches Gangbild schließen lässt, sind die Normprobanden bei einer Geschwindigkeit von  $v_{LB} = 0.2\text{ m/s}$  im Vergleich mit dem Normabstandsmaß bezüglich  $v_{ref} = 1.4\text{ m/s}$  als pathologisch einzustufen (schwarze Kurve in Abb. 4.12 — „links oben“). Das gleiche gilt in vermindertem Ausmaß auch für das physiologische Gehen bei  $v_{LB} = 1.4\text{ m/s}$  im Vergleich mit einer Referenz von  $v_{ref} = 0.2\text{ m/s}$  (rot gestrichelte Kurve — „rechts oben“). Daher muss ein Normvergleich immer bei vergleichbarer Geschwindigkeit durchgeführt werden. Sonst mischen sich Abweichungen, die aus der Gruppenzugehörigkeit resultieren, mit den geschwindigkeitsbedingten Unterschieden.

#### 4.2.2 Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Variabilität

Eine Reihe von Untersuchungen untermauern die Vorstellung von minimaler Variabilität als Kriterium für optimale Bewegungsausführung (SEKIYA U. A., 1997). Mit Hilfe dieses Kriteriums werden sowohl pathologische (ABEL U. A., 2003; HEIDERSCHEIT, 2000) als auch altersbedingte Veränderungen im Gangbild charakterisiert (MAKI, 1997). Für das physiologische Gehen ist von großem Interesse, inwieweit das Gehen bei subjektiver normaler Gehgeschwindigkeit ( $v_{sn}$ ) als „optimal“ im Sinne minimaler Variabilität anzusehen ist. Über die Abhängigkeit der Variabilität von der Gehgeschwindigkeit ist jedoch wenig bekannt (DANION U. A., 2003; SEKIYA U. A., 1997). Dieser Aspekt soll im folgenden Abschnitt näher beleuchtet werden.

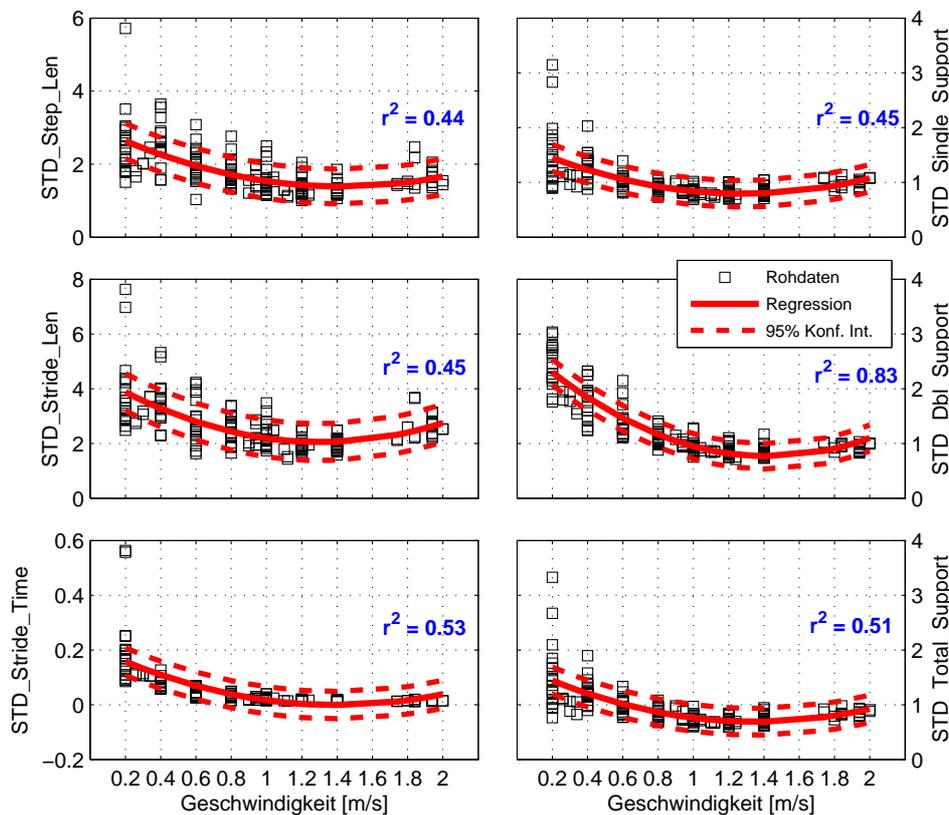


Abbildung 4.13: Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter über der Gehgeschwindigkeit.

Abb. 4.13 zeigt die Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter (RZP) über der Gehgeschwindigkeit. In die Untersuchungen werden sämtliche Geschwindigkeiten einbezogen ( $v_{LB} = 0,2, \dots, 1,4$  m/s, mittel, langsam

und schnell). Die Zusammenhänge lassen sich durch quadratische Regressionen (durchgezogene Kurven) annähern;  $r^2$  bezeichnet den erklärten Anteil der Varianz in den Daten, der hier im Mittel bei etwa 50% liegt (aber  $r^2 = 0.83$  für STD\_Dbl\_Support (rechts, Mitte)).

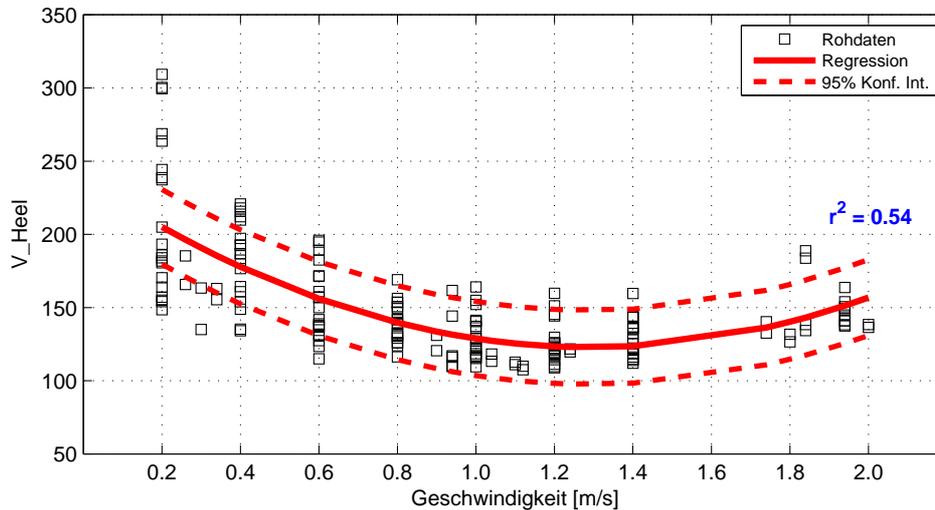


Abbildung 4.14: Variabilität des Fersenmarkers  $V_{Heel}$  über  $v_{LB}$ .

Ein Maß, das ebenso wie die STD\_RZP integralen Charakter hat, ist das Variabilitätsmaß nach ABEL U. A. (2003). Der Verlauf von  $V_{Heel}$  zeigt ebenfalls ein deutliches Minimum bei mittlerer Geschwindigkeit mit ähnlich ausgeprägter Regressionsgüte (Abb. 4.14,  $r^2 = 0.54$ ).

Bezüglich des Einflusses der Gewichtsentlastung erwiesen sich die Standardabweichungszeitreihen (ZRSTD) nach LOOSE U. A. (2003A) im vorangegangenen Abschnitt als das deutlich empfindlichere Maß (vgl. Abb. 4.6). Im Gegensatz dazu ist die (quadratische) Abhängigkeit der ZRSTD von der Geschwindigkeit eher schwächer ausgeprägt als die der vorangegangenen Parameter (vgl. Abb. 4.15). Der Geschwindigkeitseinfluss macht sich an allen Gelenken gleichermaßen bemerkbar, eine Zunahme der Empfindlichkeit von proximal nach distal wie beim BWS ist nicht erkennbar.

### 4.2.3 Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Stabilität

Ähnlich wie für die Bewegungsvariabilität legt die Anschauung auch für die Stabilität ein Optimum bei frei gewählter Gehgeschwindigkeit nahe. Im Gegensatz zu ersterer, wo zumindest einige wenige Belege für die Richtigkeit einer solchen Annahme existieren (HEIDERSCHEIT, 2000), gibt es hinsicht-

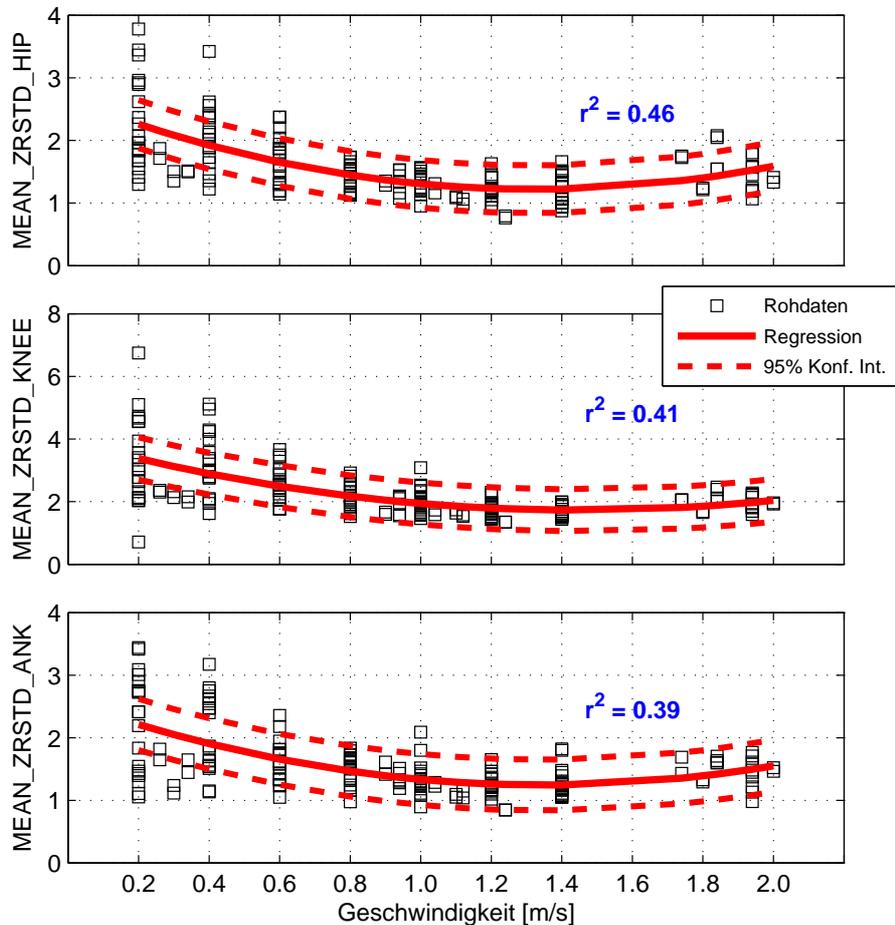


Abbildung 4.15: Mittelwerte der Standardabweichungszeitreihen für die sagittalen Gelenkwinkel über der Geschwindigkeit.

lich der Stabilität mit Ausnahme der Arbeit von [HOLT U. A. \(1995\)](#) kaum experimentelle Nachweise. Anhand der Untersuchung der Stabilität der Kopfbewegung, kommen die Autoren zu der Schlussfolgerung, dass die frei gewählte Schrittfrequenz bezüglich einer Kombination aus Stabilität und Energieverbrauch (im Sinne der  $O_2$ -Aufnahme) optimiert wird.

Die Gründe für den Mangel sind die bisher fehlenden experimentellen Möglichkeiten und die Untersuchung von Stabilität mit Hilfe indirekter Indikatoren. Der folgende Abschnitt soll die Lücke durch den Einsatz von Floquet-Multiplikatoren und lokalen Divergenzexponenten schließen.

FLOQUET-MULTIPLIKATOREN ÜBER DER GESCHWINDIGKEIT — Im Rahmen des Vergleichs der unterschiedlichen Varianten der FM deutete sich im

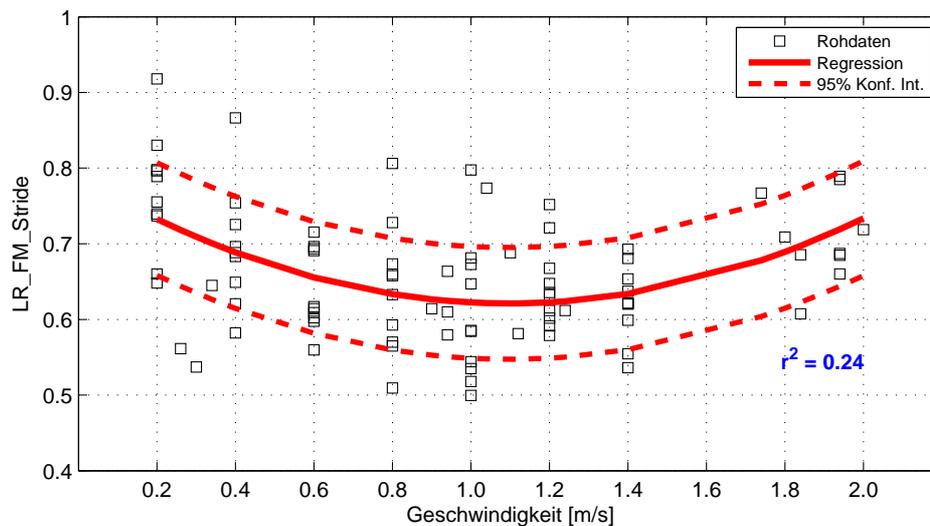


Abbildung 4.16: Über den Gangzyklus gemittelte FM beider Seiten (LR\_FM\_Stride) über der Gehgeschwindigkeit.

vorangegangenen Abschnitt ein Minimum (=maximale Stabilität) bei mittlerer Geschwindigkeit an (Abb. 4.7, links oben). Die Tendenz wird in Abb. 4.16 auf der Grundlage einer breiteren Datenbasis zusätzlich untermauert. Dargestellt sind die über den Gangzyklus gemittelten FM (LR\_FM\_Stride) über der Geschwindigkeit. Die quadratische Regression erklärt 24% der Varianz in den Rohdaten. Auch wenn das keine sehr genaue Beschreibung des tatsächlichen Zusammenhangs darstellt, ist es in Kombination mit Abb. 4.7 dennoch als zusätzlicher Hinweis für eine signifikante Abhängigkeit der Stabilität von der Gehgeschwindigkeit zu sehen.

LOKALE DIVERGENZEXONENTEN ÜBER DER GESCHWINDIGKEIT — Die Stabilitätsanalyse für die Bewegung der Einzelgelenke mit Hilfe der LDE führt zu den in Abb. 4.17 dargestellten Verläufen über der Geschwindigkeit (SCHABLOWSKI, 2005). Offensichtlich unterscheidet sich der Geschwindigkeitseinfluss im Kurzzeitbereich (rechte Spalte) deutlich von den Auswirkungen im Langzeitbereich (linke Spalte). Der Verlauf von  $\lambda_{ST}$  weist für das Sprunggelenk und im Knie keine eindeutige Geschwindigkeitsabhängigkeit auf, im Hüftgelenk jedoch zeigt sich ein deutliches Minimum bei mittleren Geschwindigkeiten.  $\lambda_{LT}$  dagegen steigt für alle Gelenke kontinuierlich mit der Geschwindigkeit an.

Das Minimum für  $\lambda_{ST}$  verstärkt die durch die FM angedeutete Tendenz (Abb. 4.16) und ergänzt die Aussagen von HOLT U. A. (1995) bezüglich

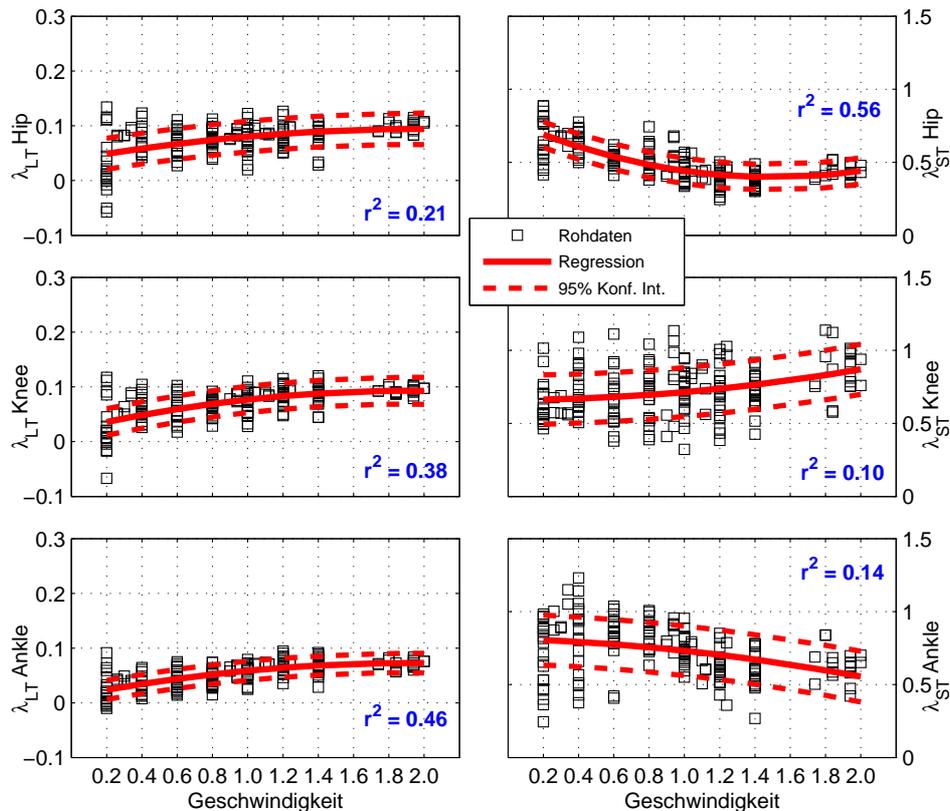


Abbildung 4.17: Langzeit- ( $\lambda_{LT}$ ) und Kurzzeit-Stabilität ( $\lambda_{ST}$ ) der sagittalen Gelenkbewegungen über der Gehgeschwindigkeit.

maximaler Stabilität bei frei gewählter Gehgeschwindigkeit. Die Tatsache, dass es nur eine schwache (quadratische) Geschwindigkeitsabhängigkeit der Stabilität gibt, passt zur Schlussfolgerung der Autoren, dass die Stabilität nur ein Nebenkriterium für die Wahl von  $v_{fg}$  ist (HOLT U. A., 1995).

Entgegen diesen Ergebnissen fanden MARIN UND DINGWELL (2004) für die Bewegung eines Markers im Kreuzbeinbereich einen kontinuierlichen Anstieg sowohl für  $\lambda_{ST}$  als auch für  $\lambda_{LT}$ . Der Grund für die Unterschiede liegt mit hoher Wahrscheinlichkeit in dem schmalen Geschwindigkeitsbereich ( $v_{fg}, v_{fg} \pm 20\%, v_{fg} \pm 40\%$ ), der dort untersucht wurde.

Der deutliche Anstieg von  $\lambda_{LT}$  mit der Gehgeschwindigkeit weist auf zunehmende Instabilität beim schnelleren Gehen hin. Das steht in gutem Einklang mit der Vorstellung, dass die LDE die Fähigkeit des Bewegungsapparates quantifizieren, geringe Schwankungen zwischen aufeinander folgenden Schrittzyklen zu kompensieren. Mit zunehmender Geschwindigkeit nimmt die Fähigkeit offensichtlich mehr und mehr ab. Die höchsten hier

untersuchten Geschwindigkeiten liegen nahe am Übergang zum Rennen<sup>3</sup>; daher ist es im Einklang mit der Arbeit von BRISSWALTER UND MOTTET (1996) durchaus vorstellbar, dass die zunehmende Instabilität des dynamischen Systemzustands „Gehen“ zum Wechsel der Gangart führt (DIEDRICH UND WARREN, 1995; LI, 2000).

Sämtliche Werte für  $\lambda$  liegen hier im positiven Bereich. Prinzipiell sind positive Lyapunov-Exponenten ein Anzeichen für chaotische Systeme, d. h. Systeme, deren Dynamik stark von den Anfangsbedingungen abhängig ist (vgl. Kapitel 3). Aus den experimentell ermittelten, positiven Werten darf jedoch nicht zwingend geschlossen werden, dass die Gehbewegung an sich chaotisch ist. THEILER U. A. (1992) weisen etwa darauf hin, dass Rauschen in vielen Fällen mit Chaos zu verwechseln ist. Zur Unterscheidung zwischen stochastischen Signalkomponenten und chaotischen, aber deterministischen Anteilen wird der Vergleich mit Surrogatdaten vorgeschlagen (THEILER U. A., 1992).

#### 4.2.4 Zusammenhang zwischen Variabilität und Stabilität

Vor allem in Studien, die sich mit alters- oder pathologiebedingt erhöhtem Sturzrisiko befassen, wird oftmals erhöhte Variabilität mit geringerer Stabilität gleichgesetzt (BLIN U. A., 1990; BRACH U. A., 2001; MAKI, 1997). Allerdings konnte DINGWELL U. A. (2001B) zeigen, dass diese Annahme nicht in jedem Fall zutrifft (vgl. auch VAN EMMERIK UND VAN WEGEN, 2000).

Die Tabellen 4.1 bis 4.3 veranschaulichen die Zusammenhänge zwischen den hier eingesetzten Maßen für Stabilität und Variabilität. Hohe positive Korrelationen sind dunkler gefärbt, negative Werte heller; statistische Signifikanz ist durch Fettdruck hervorgehoben, nicht signifikante Zusammenhänge stehen in Klammern.

Tabelle 4.1 zeigt die Korrelationen für die Stabilität, wobei hier zusätzlich  $\lambda_{STHeel\_V}$  und  $\lambda_{LTHeel\_V}$  für die Geschwindigkeit des Heelmarkers in Laufrichtung eingefügt sind. Bei Nichtberücksichtigung von  $\lambda_{STKnee}$  sind im Wesentlichen drei Blöcke mit Korrelationen unterschiedlichen Vorzeichens erkennbar: die Merkmale  $x_1$  bis  $x_5$  korrelieren schwach positiv untereinander und negativ mit den Merkmalen  $x_6$  bis  $x_9$ . Diese wiederum hängen sehr stark positiv voneinander ab. Die Ausprägung der Korrelationen und ihre Signifikanz nimmt vom ersten zum dritten Block deutlich zu.

<sup>3</sup>Mittelwert bei  $v_{LB} = 1.89 \pm 0.08$  m/s, Vergleichswerte für die Übergangsgeschwindigkeit nach DIEDRICH UND WARREN (1995) bei  $v_{LB} = 2.17$  m/s

Stabilität	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$	$x_6$	$x_7$	$x_8$	$x_9$
$x_1$ : LR_FM_Str	0.27	(0.08)	(-0.07)	0.17	-0.28	-0.27	-0.20	-0.19
$x_2$ : $\lambda_{ST}$ Hip	★	(0.05)	0.39	0.25	-0.30	-0.44	-0.58	-0.54
$x_3$ : $\lambda_{ST}$ Knee	-	★	(-0.02)	(-0.10)	0.20	(0.12)	(0.10)	(0.14)
$x_4$ : $\lambda_{ST}$ Ankle	-	-	★	0.24	(-0.02)	-0.16	-0.28	-0.26
$x_5$ : $\lambda_{ST}$ Heel_V	-	-	-	★	-0.25	-0.28	-0.27	-0.34
$x_6$ : $\lambda_{LT}$ Hip	-	-	-	-	★	0.88	0.72	0.76
$x_7$ : $\lambda_{LT}$ Knee	-	-	-	-	-	★	0.87	0.87
$x_8$ : $\lambda_{LT}$ Ankle	-	-	-	-	-	-	★	0.93
$x_9$ : $\lambda_{LT}$ Heel_V	-	-	-	-	-	-	-	★

Tabelle 4.1: Lineare Korrelationen der Stabilitätsmaße.

Da der Block  $x_1 - x_5$  vor allem aus den  $\lambda_{ST}$  besteht, die über den ersten Doppelschritt berechnet werden, liegt es nahe, ihn der Kurzzeitstabilität zuzuordnen. LR\_FM\_Floquet korreliert positiv mit  $\lambda_{ST}Hip$  und  $\lambda_{ST}Heel_Vel$ . Das steht in Einklang damit, dass bei der Berechnung dieses Maßes eine feste Periode von einer Doppelschrittlänge vorausgesetzt wurde (vgl. Abschnitt 3.4.1). Der zweite Block, bestehend aus den  $\lambda_{LT}$ , beschreibt dagegen eine Stabilität, die über mehrere Schritte hinweg zum Tragen kommt. Die Tatsache, dass LR\_FM\_Floquet die Stabilität des gesamten Bewegungsapparates beschreibt und die LDE die Stabilität einzelner Bewegungsgrößen, kommt hier weiter nicht zum Tragen.

Variabilität	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$	$x_6$	$x_7$	$x_8$
$x_1$ : MEAN_ANK_ZRSTD	0.85	0.87	0.71	0.70	0.69	0.72	0.80
$x_2$ : MEAN_HIP_ZRSTD	★	0.85	0.75	0.64	0.77	0.70	0.80
$x_3$ : MEAN_KNEE_ZRSTD	-	★	0.73	0.62	0.72	0.67	0.71
$x_4$ : STD_Dbl_Support	-	-	★	0.74	0.73	0.77	0.79
$x_5$ : STD_Single_Support	-	-	-	★	0.67	0.71	0.76
$x_6$ : STD_Stride_Len	-	-	-	-	★	0.73	0.84
$x_7$ : STD_Total_Support	-	-	-	-	-	★	0.81
$x_8$ : $V_{Heel}$	-	-	-	-	-	-	★

Tabelle 4.2: Lineare Korrelationen der Variabilitätsmaße.

Bei der Variabilität finden sich keine entscheidenden Unterschiede zwischen den einzelnen Maßen (Tabelle 4.2). Insbesondere korrelieren die Streuungen der Gelenkwinkelverläufe (MEAN\_ZRSTD) stark mit denen der Raumzeitparameter (STD\_RZP). Auch  $V_{Heel}$ , das die Variabilität in allen drei Dimensionen erfasst, ist stark mit den übrigen Maßen verknüpft.

Tabelle 4.3 zeigt den Zusammenhang zwischen Variabilität und Stabilität. Um die Darstellung übersichtlicher zu gestalten, werden mit  $\lambda_{LT}$  HK,

$\lambda_{ST}$  HK,  $STD\_RZP$  HK und  $MEAN\_ZRSTD$  HK die ersten Hauptkomponenten der jeweiligen Variablengruppen verwendet. Die Informationsreduktion ist aufgrund der hohen Korrelationen innerhalb der Gruppen gerechtfertigt. Die erklärte Varianz der ersten Hauptkomponenten liegt zwischen 74.5 und 91% (siehe Tabelle B.7 im Anhang).  $\lambda_{LT}$  HK und  $\lambda_{ST}$  HK sind durchweg negativ geladen und messen somit — im Gegensatz zu den Ausgangsgrößen — zunehmende Stabilität. Um die Vorzeichen der Korrelationen im Vergleich zu Tabelle 4.1 zu erhalten, werden für die Korrelationsberechnung positive Vorzeichen der HK angenommen (damit sind wachsende Werte der HK genau wie bei den Ausgangsgrößen Ausdruck zunehmender Instabilität, der Wert der HK im Sinne der Informationsreduktion ändert sich durch den Vorzeichenwechsel nicht).

Stabilität - Variabilität	Variabilität				Stabilität			
	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$	$x_6$	$x_7$	$x_8$	$x_9$
$x_1: v_{LB}$	(-0.13)	-0.55	-0.60	-0.52	-0.18	-0.50	0.61	0.57
$x_2: LR\_FM\_Stride$	★	0.41	0.45	0.44	0.17	(0.02)	-0.19	-0.27
$x_3: ZRSTD$ HK	-	★	0.81	0.78	0.33	0.24	-0.58	-0.57
$x_4: STDRZP$ HK	-	-	★	0.89	0.28	0.41	-0.55	-0.52
$x_5: V\_Heel$	-	-	-	★	0.40	0.35	-0.56	-0.50
$x_6: \lambda_{ST}$ Heel_Vel	-	-	-	-	★	0.27	-0.34	-0.28
$x_7: \lambda_{ST}$ HK	-	-	-	-	-	★	-0.37	-0.24
$x_8: \lambda_{LT}$ Heel_Vel	-	-	-	-	-	-	★	0.89
$x_9: \lambda_{LT}$ HK	-	-	-	-	-	-	-	★

Tabelle 4.3: Lineare Zusammenhänge zwischen Stabilität und Variabilität (erste Hauptkomponenten).

Entgegen den Ausführungen von [DINGWELL U. A. \(2001B\)](#) finden sich hier durchweg ausgeprägte Korrelationen, die bis auf Ausnahmen ( $x_1 \sim x_2$ ,  $x_2 \sim x_7$ ) signifikant sind. Im Gegensatz zu den vorangegangenen Abschnitten geht die Geschwindigkeitsabhängigkeit nur linear ein.

Hier sind wiederum zwei Blöcke erkennbar: während  $x_3$  bis  $x_7$  untereinander durchweg positiv und mit  $v_{LB}$  negativ korrelieren, ist dies bei  $x_8$  und  $x_9$  umgekehrt. Die Zusammenhänge innerhalb des ersten Blocks zeigen, dass im Kurzzeitbereich steigende Variabilität ( $x_{3-5}$ ) mit abnehmender Stabilität (=zunehmender Instabilität  $x_{6-7}$ ) einhergeht.  $LR\_FM\_Stride$  ist dabei sehr viel deutlicher mit den Maßen für Variabilität verknüpft als mit den Stabilitätsmaßen. Im Langzeitbereich dagegen ist die mit der Geschwindigkeit abnehmende Variabilität mit einer erhöhten Instabilität verbunden ( $x_{8-9}$ ).

Die Ergebnisse lassen folgenden Schluss zu: Der Zusammenhang zwi-

schen Variabilität und Stabilität hängt davon ab, welche Art von Stabilität untersucht wird. Während im Kurzzeitbereich die in der Literatur übliche Gleichsetzung steigende Variabilität – abnehmende Stabilität zutrifft, ist das im Langzeitbereich nicht der Fall. Diese Differenzierung ist eine wesentliche neue Erkenntnis bezüglich des Gehens auf dem Laufband.

#### 4.2.5 Optimierungsprozesse beim Gehen auf dem Laufband

Die Tatsache, dass praktisch alle Untersuchungsparameter quadratisch von der Geschwindigkeit abhängen (quadratischer Term positiv), wirft die Frage auf, ob die Geschwindigkeiten, bei denen die jeweiligen Minima zu finden sind, Ausdruck eines geschwindigkeitsspezifischen Optimums sind.

Die Minima der resultierenden Regressionskurven für die STD\_RZP liegen im Mittel bei  $v_{min} = 1.35 \pm 0.06$  m/s (vgl. Abb. 4.13). Ein etwas kleinerer Wert ergibt sich für  $V_{Heel}$  ( $v_{min} = 1.30$  m/s); die Minima der ZRSTD liegen bei geringfügig größeren Werten ( $v_{min} = 1.38 \pm 0.06$  m/s). Die Bewegungsvariabilität der hier untersuchten Probanden ist folglich bei einer Gehgeschwindigkeit von etwa  $v_{min} = 1.3 - 1.4$  m/s minimal.

Die Ergebnisse erweitern die Erkenntnis von SEKIYA U. A. (1997), dass es eine Geschwindigkeit mit minimaler Variabilität gibt, von STD\_Stride\_Len auf etliche weitere Parameter. Allerdings kann die Hypothese, dass die Wahl der freien Gehgeschwindigkeit im Hinblick auf die Minimierung der Variabilität erfolgt, nicht bestätigt werden. Der Mittelwert für  $v_{fg}$  bei den hier untersuchten Probanden lag bei  $1.02 \pm 0.14$  m/s und damit deutlich unter der Geschwindigkeit mit minimaler Variabilität. Ein möglicher Grund für den Unterschied ist die Tatsache, dass die Daten von SEKIYA U. A. (1997) nicht auf dem Laufband aufgenommen wurden.

Die Minima der in den Abb. 4.16 und 4.17 dargestellten Bewegungsstabilität ergeben kein eindeutiges Bild. Während sich im Knie und im Sprunggelenk kein verlässlicher Wert findet, ergibt sich für  $\lambda_{ST}Hip$  ein Minimum bei etwa 1.53 m/s. Zusätzlich werden für die Geschwindigkeiten in Laufrichtung der Fersen- und des Kreuzbeinmarkers (V.Sacral, vgl. Abb. 2.3) Minima bei 1.17 m/s bzw. 1.37 m/s ermittelt. Im Langzeitbereich ist im untersuchten Geschwindigkeitsbereich kein Extremwert bestimmbar. Die maximale Stabilität im Sinne der Floquet-Multiplikatoren wird bei  $v_{min} = 1.10$  m/s erzielt. Die hier ermittelten Geschwindigkeitswerte für die Maximierung der Stabilität stimmen in etwa mit denjenigen überein, die von HOLT U. A. (1995) für die Trajektorie der Kopfbewegung beim Gehen gefunden wurden. Dort

wurde eine Schrittfrequenz mit maximaler Stabilität bestimmt, die mit umgerechnet  $v_{min} = 1.25$  m/s nahe bei den hier ermittelten Werten liegt.

Neben der Maximierung der Stabilität führen HOLT U. A. (1995) die Minimierung des Energieverbrauchs im Sinne der  $O_2$ -Aufnahme als zweites Kriterium für die Wahl der freien Gehgeschwindigkeit an. Diese Hypothese wurde erstmals von HOYT UND TAYLOR (1981) in einer Untersuchung mit Pferden experimentell belegt. Dabei wurde gezeigt, dass der Sauerstoffverbrauch bei Pferden innerhalb der Gangarten Schritt, Trab und Galopp durch parabelförmige Verläufe angenähert werden kann. Die Autoren folgern daraus, dass der Wechsel der Bewegungsarten vor allem auf energetische Ursachen zurückgeführt werden kann. Der Zusammenhang zwischen selbst gewählter Geschwindigkeit und minimalem Energieaufwand wurde seither auch beim Menschen in mehreren Untersuchungen nachgewiesen (BUNC UND DLOUHA, 1997; CAVAGNA U. A., 2000; HOLT U. A., 1991, 1995; MC-NEILL, 2002; SAIBENE UND MINETTI, 2003).

Für die genaue Untersuchung des Energieverbrauchs ist die Messung des Sauerstoffverbrauchs während des Gehens erforderlich, was aufgrund des zusätzlichen apparativen Aufwands im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt wurde (vgl. Bemerkungen auf Seite 153). Aus der Berechnung der mechanischen Energieverläufe mit Hilfe eines anthropometrischen Modells des Bewegungsapparates (DE LEVA, 1996; ZATSIORSKY UND SELUYANOV, 1983) kann jedoch eine Abschätzung für die Effizienz der Bewegung vorgenommen werden. Das Maximum der vom Bewegungsapparat geleisteten Arbeit ergibt sich aus den Beträgen der zeitlichen Änderungen in den Energieverläufen der Einzelsegmente. Der Maximalwert wird jedoch durch verschiedene Energieaustauschprozesse reduziert, die zum einen innerhalb der Segmente (Umwandlung zwischen kinetischer und potentieller Energie, Pendelmechanismus) und zum anderen zwischen den Körpersegmenten ablaufen (Details siehe Anhang; PIERRYNOWSKI U. A., 1980; WILLIAMS UND CAVANAGH, 1983). Die Verhältnisse zwischen der tatsächlich geleisteten Arbeit und dem theoretischen Maximalwert liefern ein Maß für die Effizienz der Bewegung (CAVANAGH UND KRAM, 1985).

Diese Verhältnissgrößen sind in Abb. 4.18 dargestellt. Die obere Kurve zeigt die Abhängigkeit der Energierückgewinnung durch Austausch zwischen verschiedenen Energieformen, die untere das Maß für den Energietransfer zwischen benachbarten Segmenten. Es zeigen sich auch hier quadratische Abhängigkeiten mit zwei deutlichen Maxima bei  $v_{max} = 0.91$  m/s ( $ER_{int}$ ) bzw.  $v_{max} = 0.93$  m/s ( $ER_{nb}$ ). Der Wert von 35% beim Maximum

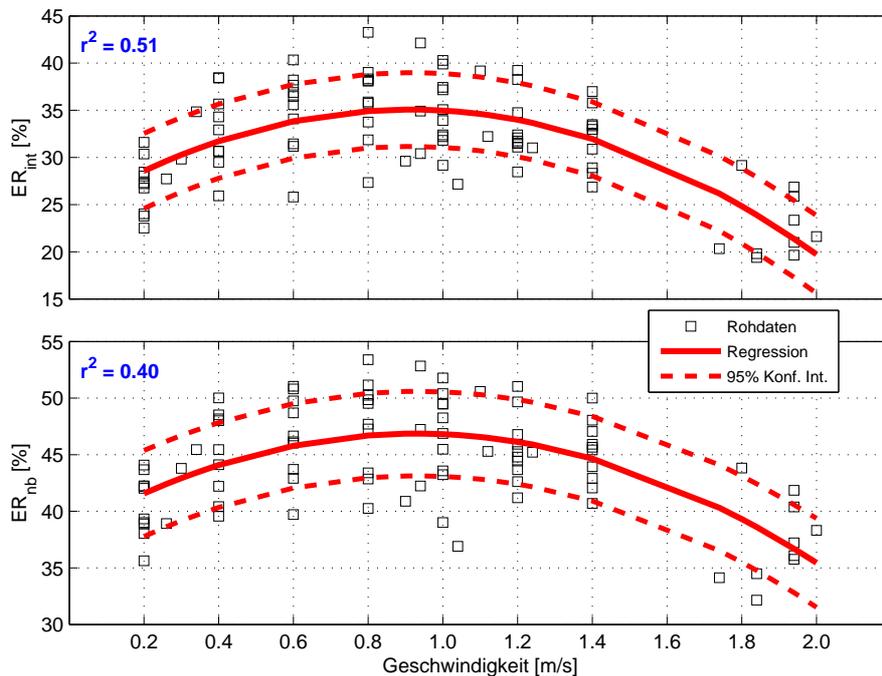


Abbildung 4.18: Energieaustausch innerhalb von und zwischen benachbarten Körpersegmenten über der Gehgeschwindigkeit.

der oberen Kurve gibt an, dass etwa 65% der insgesamt notwendigen Arbeit durch den pendelähnlichen Energieaustausch eingespart werden (TESIO U. A., 1998). Die Bedeutung der intrasegmentalen Energieaustauschprozesse wurde von HOLT U. A. (1991) anhand eines Pendelmodells für den Bewegungsapparat demonstriert, dessen Resonanzfrequenz mit guter Genauigkeit der frei gewählten Gehgeschwindigkeit entspricht.

Die Geschwindigkeiten, bei denen die Bewegungseffizienz in Abb. 4.18 maximiert wird, stimmen gut mit der von den Probanden der zweiten Messreihe frei gewählten Gehgeschwindigkeit von  $v_{fg} = 1.02 \text{ m/s}$  überein. Darüber hinaus liegen sie nahe bei der von BUNC UND DLOUHA (1997) ermittelten energetisch optimalen Geschwindigkeit von  $1.1 \text{ m/s}$  für das Gehen auf dem Laufband. Das unterstreicht die Hypothese, dass die freie Gehgeschwindigkeit vor allem unter dem Aspekt minimalen Energieaufwands gewählt wird. Stabilität und Variabilität sind im physiologischen Fall offensichtlich zunächst nur Nebenkriterien, die aber unter gewissen Voraussetzungen (hohe Geschwindigkeiten) zum Tragen kommen. Eine extreme Änderung der Rahmenbedingungen ist eine Verletzung des Rückenmarks; die Rolle der verschiedenen Untersuchungsparameter in einem solchen pathologischen Fall wird im nächsten Kapitel untersucht.

#### 4.2.6 Zusammenfassung

Im vorliegenden Abschnitt wurde ein signifikanter Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf praktisch alle untersuchten Parameter nachgewiesen. Dies führt zu den folgenden Kernaussagen:

**Kinematik:** ROM und Lage der Extrema der Sagittalkinematik werden entscheidend von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst. Das hat wichtige Konsequenzen für die Entwicklung mathematischer Methoden für einen Referenzvergleich (Normabstandsmaß).

**Variabilität/Stabilität:** Sämtliche Maße für diese Aspekte hängen quadratisch von der Geschwindigkeit ab. Die vielfach geäußerte Annahme, dass erhöhte Variabilität mit abnehmender Stabilität verknüpft ist, trifft jedoch nur im Kurzzeitbereich zu. Im Langzeitbereich ist der Zusammenhang genau umgekehrt.

**Optimierung:** Die freie Gehgeschwindigkeit wird im Sinne minimalen Energieaufwands gewählt. Variabilität und Stabilität kommen als Nebenkriterien unter bestimmten Bedingungen zum Tragen.

Insgesamt ist der Einfluss der Gehgeschwindigkeit wesentlich gravierender als der im vorigen Abschnitt untersuchte Einfluss der Gewichtsentlastung. Das ist bei der Analyse der Lokomotion bei Querschnittlähmung entsprechend zu berücksichtigen (vgl. Kapitel 5).

### 4.3 Rekonstruktion im Zustandsraum

Die in den beiden vorangegangenen Abschnitten untersuchten Parameter liefern wichtige Erkenntnisse hinsichtlich der Biomechanik des Bewegungsapparates. Sie ermöglichen allerdings nur einen begrenzten Einblick in die dynamische Struktur des zu Grunde liegenden Systems. Die Schätzung der Zahl aktiver Freiheitsgrade eines Systems mit Hilfe der Zustandsraumrekonstruktion liefert wichtige Informationen bezüglich der Systemstruktur. Das Verfahren wurde im Rahmen der Dynamischen Systemtheorie in den letzten Jahren in die Bewegungsanalyse eingeführt (STERNAD, 2000). Im vorliegenden Abschnitt wird mit Hilfe des Verfahrens die Analyse des Geschwindigkeitseinflusses beim Gehen auf dem Laufband weiter vertieft (siehe auch SCHABLOWSKI-TRAUTMANN UND GERNER, 2005).

### 4.3.1 Rekonstruierte Attraktoren

Die Rekonstruktion des Zustandsraumes wurde hier mit der Einbettungsmethode nach TAKENS (1981) durchgeführt (vgl. Abschnitt 3.3). Die Einbettungsdimension  $d_E$  wurde mit Hilfe der Methode der falschen Nachbarn ermittelt (GFNN, KENNEL U. A., 1992, Abschnitt 3.3.1), die Delay-Zeit  $T_D$  (angegeben in Abtastzeitpunkten) wurde aus dem ersten Minimum der Average Mutual Information (AMI) bestimmt (FRASER UND SWINNEY, 1986).

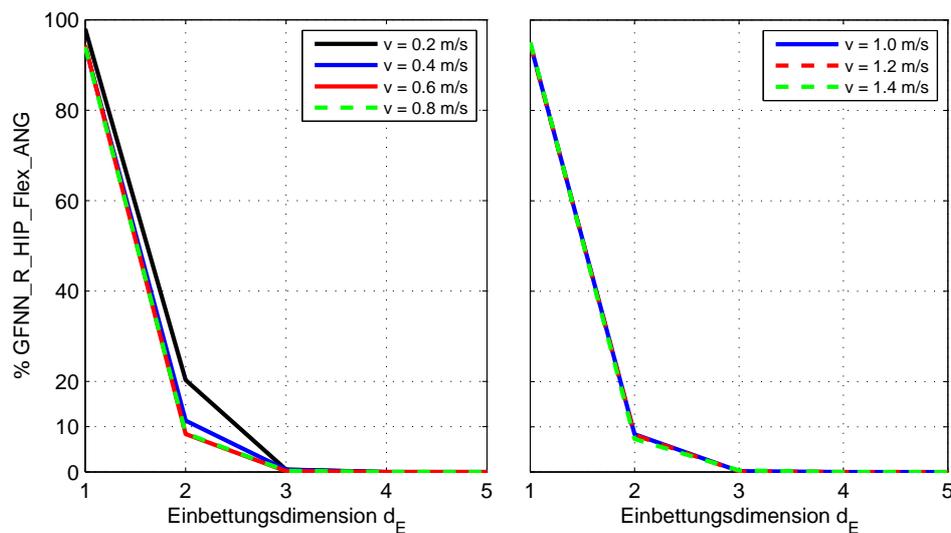


Abbildung 4.19: Anteil falscher Nachbarn (GFNN) über der Einbettungsdimension für  $v_{LB} = 0.2, \dots, 1.4$  m/s (Proband 10150).

Abb. 4.19 zeigt den Verlauf von GFNN über der Einbettungsdimension für  $R\_HIP\_Flex\_ANG$  des Probanden 10150 (die Verläufe der anderen Probanden sind ähnlich). Entscheidend für die Festlegung von  $d_E$  ist das Erreichen eines Niveaus, das zumindest sehr nahe bei Null liegt. Das ist hier ab einer Einbettungsdimension von  $d_E = 3$  gegeben. Um jedoch über alle Messungen einen einheitlichen Wert zu verwenden und die Vergleichbarkeit mit der Literatur zu sichern (BUZZI U. A., 2003; DINGWELL U. A., 2000A), wurde in der vorliegenden Arbeit durchweg  $d_E = 5$  gewählt.

Offensichtlich hat die Gehgeschwindigkeit nach Abb. 4.19 nur sehr geringen Einfluss auf die Einbettungsdimension. Das weist darauf hin, dass sich die Zahl der aktiven Freiheitsgrade in dem hier untersuchten Geschwindigkeitsbereich nicht gravierend ändert. Die Frage, ob beim Rennen eine grundsätzlich andere dynamische Struktur gegeben ist, wurde hier nicht überprüft; allerdings liefern Arbeiten von (DIEDRICH UND WARREN, 1995)

und (LI, 2000) Argumente für die Interpretation des Übergangs vom Gehen zum Rennen als einem nichtlinearen Phasenübergang, der eine geänderte Dynamik nach sich zieht (vgl. auch die Anmerkungen zur Geschwindigkeitsabhängigkeit der Stabilität auf Seite 101).

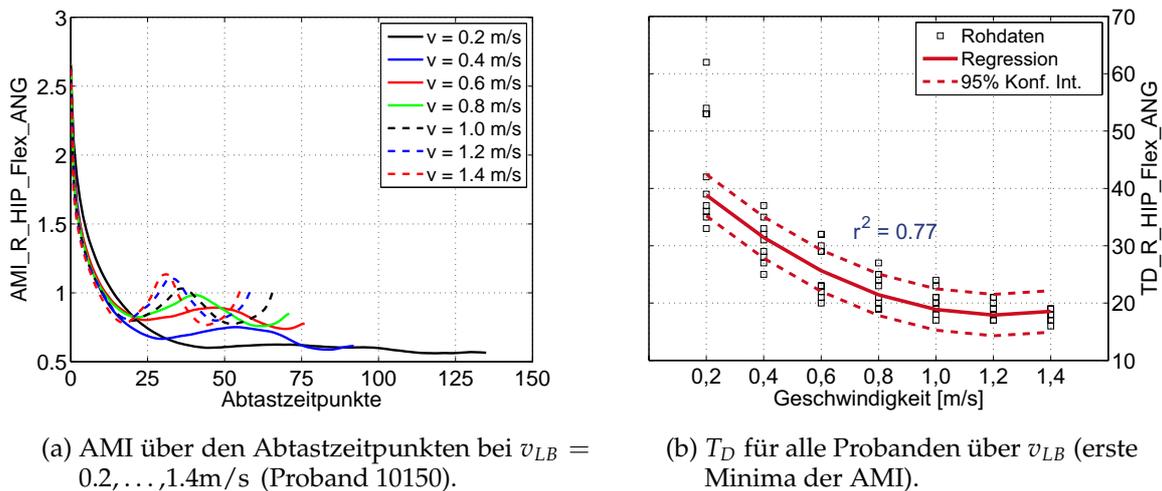


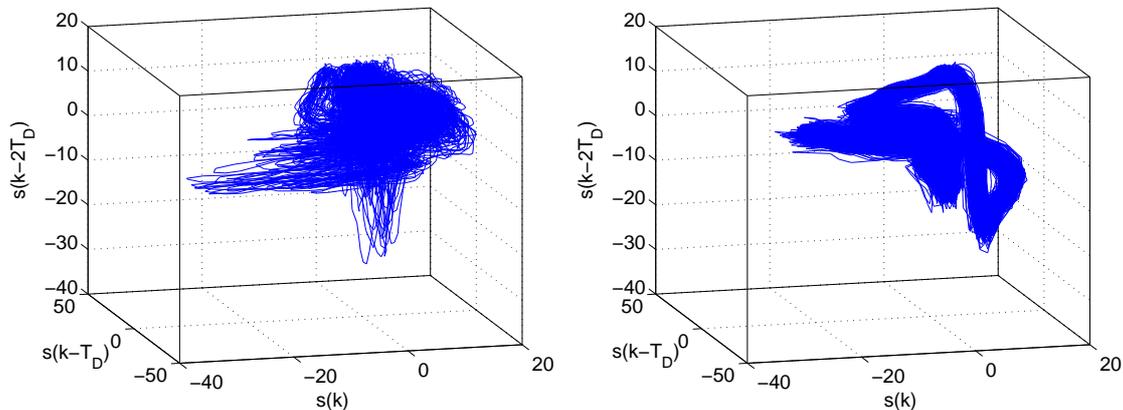
Abbildung 4.20: Bestimmung der Delay-Zeit  $T_D$  für die Zustandsraumrekonstruktion aus dem ersten Minimum der mittleren Transinformation (AMI).

Die Verläufe der AMI für den rechten Hüftgelenkwinkel eines Probanden bei  $v_{LB} = 0.2, 0.4, \dots, 1.4$  m/s sind in Abb. 4.20(a) dargestellt. Die Minima in den Kurven bilden die Grundlage für die Ermittlung der Delay-Zeit (FRASER UND SWINNEY, 1986). Für die höheren Geschwindigkeiten sind die Extrema gut ausgeprägt, bei  $v_{LB} = 0.2$  m/s verschwinden sie fast. In diesen Fällen kommt das Nebenkriterium  $I(T_D) \approx I(0)/5$  zum Tragen, das sich hier im Wesentlichen als zutreffend erweist.

Abb. 4.20(b) zeigt die aus Abb. 4.20(a) abgeleiteten Delay-Zeiten aller Probanden. Es ist deutlich eine quadratische Geschwindigkeitsabhängigkeit zu erkennen, die insofern plausibel ist, als die *Stride\_Time* mit steigender Geschwindigkeit abnimmt. Die Gelenkwinkelverläufe kehren früher wieder zu ähnlichen Werten zurück und die Zeitpunkte, zu denen der Informationsgehalt minimal ist, folgen in kürzeren Abständen aufeinander.

Aus der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Delay-Zeit ist zu schließen, dass sich auch die Struktur der rekonstruierten Attraktoren bei verschiedenen Geschwindigkeiten voneinander unterscheiden. Abb. 4.21 zeigt die rekonstruierten Attraktoren für den Sprunggelenkwinkel des Normprobanden 10150, links bei langsamer und rechts bei schneller Gehgeschwindigkeit. Auch wenn die genaue Auflösung geschwindigkeitsspezifischer Unterschie-

de nur schwer möglich ist, so zeigt sich bei langsamer Geschwindigkeit ein etwas diffuserer Verlauf, wohingegen der Attraktor bei schneller Geschwindigkeit in sich klarer strukturiert ist.



(a) Attraktor für R\_ANK\_Flex\_ANG bei langsamer Geschwindigkeit ( $d_E = 5, T_D = 21$ ). (b) Attraktor für R\_ANK\_Flex\_ANG bei schneller Geschwindigkeit ( $d_E = 5, T_D = 6$ ).

Abbildung 4.21: Attraktoren bei langsamer und schneller Geschwindigkeit (Proband 10150, Sprunggelenkwinkel rechts).

### 4.3.2 Dimensionsanalyse

Eine wohldefinierte, quantitative Beschreibung der räumlichen Struktur der rekonstruierten Attraktoren (vgl. Abb. 4.21) liefert in der Theorie die Korrelationsdimension  $D_2$  (Gleichung (3-8)). In der Praxis wird  $D_2$  durch die Local Scaling Exponents (LSE) angenähert (vgl. Abschnitt 3.3.2).

Die LSE für die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten bei Gehgeschwindigkeiten zwischen 0.2 und 1.4 m/s sind in Abb. 4.22 exemplarisch für die rechte Seite dargestellt. Um bei veränderlichen Gesamtgrößen der Attraktoren eine vergleichbare Darstellungsform zu ermöglichen, wurden die räumlichen Abstände  $\varepsilon$  jeweils auf ihren Maximalwert  $\varepsilon_0$  normiert (vgl. Abb. 3.8). Negative Werte stehen somit für abnehmende Abstände.

Der Kurvenverlauf ist für alle sieben Geschwindigkeiten qualitativ ähnlich. Während sich die Kurven für das Knie und die Hüfte nur geringfügig unterscheiden, zeigt sich für das Sprunggelenk bei großen Längenskalen ein deutlich flacherer Verlauf ( $\ln \varepsilon / \varepsilon_0 \approx -1$ ). Die lokalen Maxima sind hier weniger deutlich ausgeprägt und erreichen Werte von maximal etwa  $LSE \approx 2$ . Die Maxima von  $LSE \approx 3$  für das Knie und die Hüfte bei großen Längen-

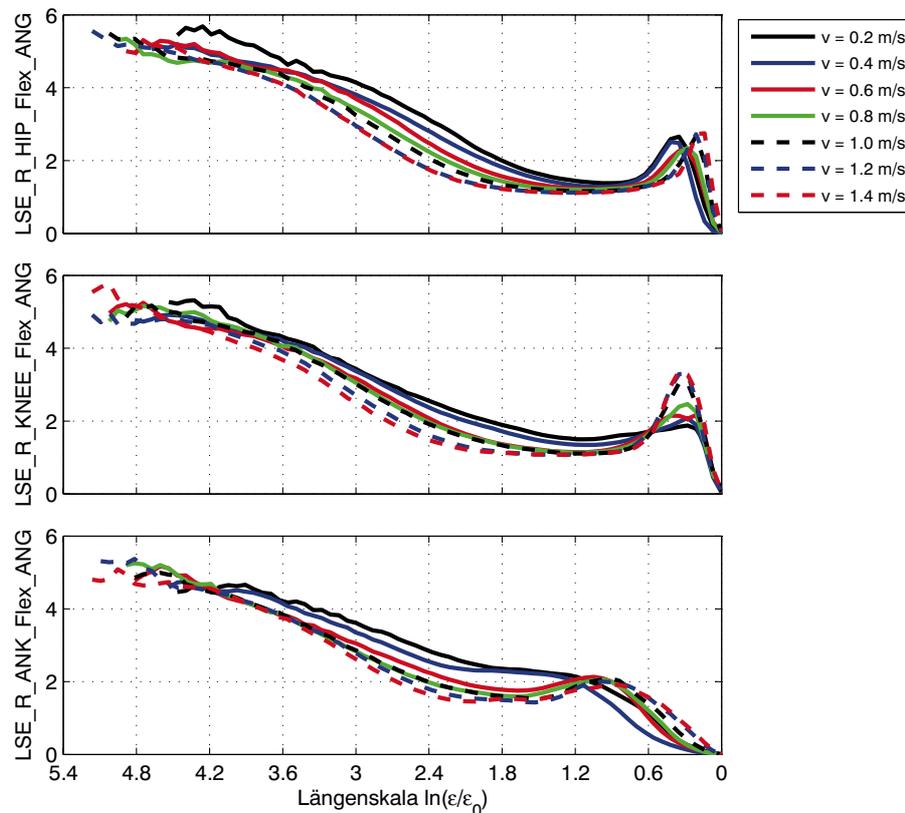


Abbildung 4.22: Verlauf der Local Scaling Exponents über dem Abstand benachbarter Punkte des Attraktors.

skalen deuten auf eine im Makroskopischen dreidimensionale Struktur hin, die durch die beiden großen Schleifen des Attraktors gegeben ist (Abb. 3.6). Der in Abb. 3.8 abzulesende Wert von  $LSE \approx 4$  wird in Folge der Mittelung hier nicht erreicht; die kleine Zusatzschleife des Attraktors in Abb. 3.6 kann dementsprechend hier nicht mehr aufgelöst werden. Für kleine Längenskalen (hohe negative Werte für  $\ln \varepsilon / \varepsilon_0$ ) steigen die LSE aufgrund des Messrauschen bis zur Einbettungsdimension an.

Ein Vergleich des im Abschnitt 3.3.2 definierten Parameters SR für die drei Gelenkwinkelverläufe bei mittlerer Gehgeschwindigkeit ist in Abb. 4.23 zu sehen. Daraus ergibt sich, dass auch, wenn die LSE in ihrem Verlauf ähnlich aussehen (Abb. 4.22), sie sich in ihren Werten doch unterscheiden. Die höheren SR für den Sprunggelenkwinkel sind quantitativer Ausdruck des komplexeren Verlaufs der Attraktoren in Abb. 4.21 im Vergleich etwa zum in Abb. 3.6 dargestellten Attraktor für den Kniegelenkwinkel.

Die in Abb. 4.22 visuell erkennbaren Geschwindigkeitsunterschiede ma-

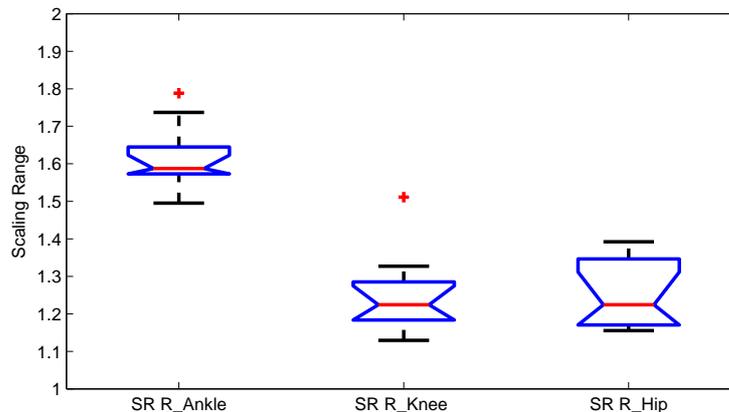


Abbildung 4.23: Vergleich des Scaling Range für Hüfte, Knie- und Sprunggelenk bei mittlerer Gehgeschwindigkeit.

nifestieren sich noch deutlicher im Verlauf des SR über  $v_{LB}$  in Abb. 4.24. Die Werte fallen für alle drei Gelenke mit steigender Gehgeschwindigkeit deutlich ab und zeigen quadratische Abhängigkeiten. Insbesondere die Regressionen für die Hüfte und das Knie erklären einen hohen Anteil der Varianz in den Daten ( $r^2 \approx 0.6$ ). Der Verlauf von SR über  $v_{LB}$  sichert somit die in Abb. 4.22 erkennbaren geschwindigkeitsabhängigen Unterschiede statistisch ab. Der Definitionsbereich für SR liegt bei mittleren Längenskalen, d. h. oberhalb des Rauschniveaus, aber unterhalb der globalen Bewegungskontrolle im Sinne ganzer Schrittzyklen. Insofern ist das Maß Ausdruck der Feinkontrolle der Bewegungen. Die Komplexität der Bewegungsmuster im Sinne der Zahl aktiver, dynamischer Freiheitsgrade nimmt mit sinkender Geschwindigkeit offensichtlich deutlich zu.

Eine mögliche Erklärung für die Zunahme ist die zunehmend bewusste Kontrolle der Bewegungsabläufe bei langsamen Geschwindigkeiten. Im Gegensatz zum Gehen bei höheren Geschwindigkeiten herrschen hier geringere Beschleunigungen und der Bewegungsapparat wird weit entfernt von seiner Eigenfrequenz betrieben (HOLT U. A., 1991). Der deutliche Anstieg der Variabilität und die geringere Effizienz bei sehr langsamen Geschwindigkeit im vorangegangenen Abschnitt 4.2 unterstreichen diese Auswirkungen der langsamen Gehgeschwindigkeit.

Ein weiterer Beleg für die angeführte Erklärung wird von OTTER U. A. (2004) beschrieben, die in einer der sehr wenigen Arbeiten zum langsamen Gehen die EMG-Aktivität an den Beinen bei Geschwindigkeiten bis hinunter zu 0.06 m/s untersuchten. Bei solch niedrigen Geschwindigkeiten traten zusätzliche Bursts in den EMG-Signalen auf, die von den Autoren als Aus-

druck für die vermehrte Notwendigkeit zur aktiven Gleichgewichtskontrolle gewertet wurden. Das ist auch eine mögliche Erklärung für die ansteigende Komplexität der Bewegungsmuster bei niedrigeren Geschwindigkeiten.

Derartige Interpretationen sind rein geometrisch begründet. Die Koordinaten in Abb. 3.6 sind jedoch nicht geometrischer, sondern dynamischer Natur. Die Zuordnung zwischen den dynamischen Freiheitsgraden und biomechanischen Parametern ist zur Zeit noch nur sehr begrenzt möglich. Das ist auch dadurch begründet, dass das Wissen über konkrete neuromuskuläre Kontrollgrößen im zentralen Nervensystem vielfach noch auf Spekulationen beschränkt ist (STEIN, 1982). Ein erweiterter Zugewinn beim Verständnis der Bewegungskontrolle ist von der Weiterentwicklung im Bereich der biomechanischen Modellbildung zu erwarten (DELP UND LOAN, 2000; PANDY, 2001; SCHABLOWSKI U. A., 2001B).

In Anlehnung an die in Abb. 3.8 dargestellten Auswirkungen von normalverteiltem Rauschen ist ein möglicher Grund für den Anstieg der SR

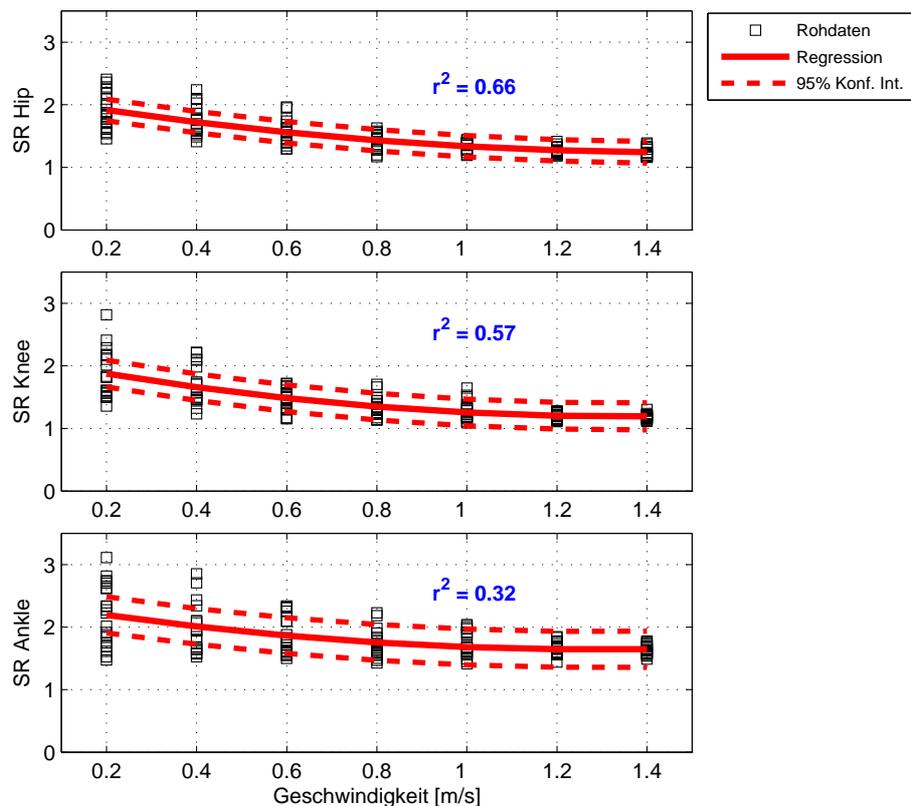


Abbildung 4.24: Verlauf des Scaling Range über  $v_{LB}$ .

auch ein bei niedrigen Geschwindigkeiten erhöhtes Rauschniveau. Diese Vermutung bestätigt sich hier jedoch nicht. Abb. 4.25 stellt die LSE-Verläufe für den linken Sprunggelenkwinkel den zugehörigen Spektren gegenüber. Überraschenderweise findet sich hier eine genau gegenläufige Geschwindigkeitsabhängigkeit: die Spektren nehmen bis in die höherfrequenten Bereiche hinein mit der Geschwindigkeit zu<sup>4</sup>. Das widerspricht der Annahme, dass die erhöhte Komplexität in Abb. 4.22 alleine durch ein erhöhtes Rauschniveau verursacht wird.

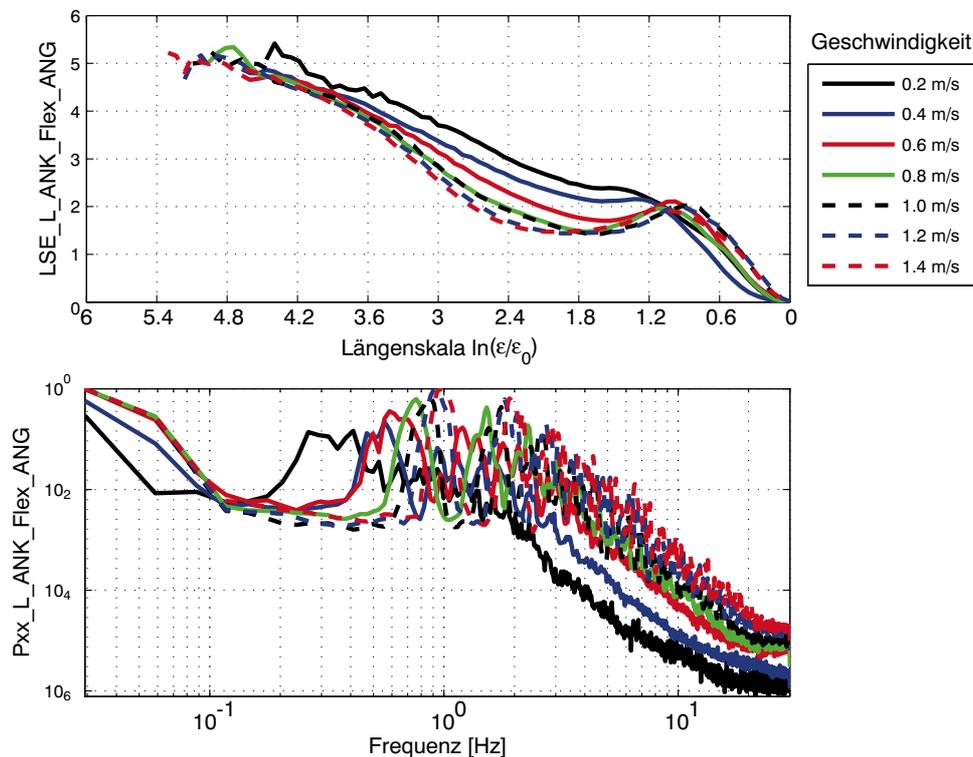


Abbildung 4.25: Gegenüberstellung Local Scaling Exponents und Spektrum bei  $v_{LB} = 0.2 \dots 1.4 \text{ m/s}$  für den linken Sprunggelenkwinkel der Normprobanden.

Im Gegensatz zur Simulation in Abb. 3.8 sind hier vor allem zwei verschiedene Rauschquellen denkbar, die prinzipiell nicht voneinander zu trennen sind: neben dem Messrauschen ist auch ein bewegungsimmanentes Rauschen vorhanden, das durch Fehler bei der Bewegungsausführung entsteht (NEWELL UND SLIFKIN, 1998). Die genaue Ursache für die höheren

<sup>4</sup>Die Spektraldichten wurden auf ihre jeweiligen Maximalwerte normiert, so dass absolute Amplitudenunterschiede eliminiert wurden.

Spektraldichten bei zunehmender Geschwindigkeit ist hier nicht zu klären, zumal die Charakteristik der Rauscheffekte unbekannt ist.

#### 4.4 Zusammenfassung und Wertung

Das vorliegende Kapitel behandelt die Auswirkungen der Entlastung und der Gehgeschwindigkeit auf eine Reihe von biomechanischen Messgrößen beim physiologischen Gehen auf dem Laufband. Dabei konnten folgende neue Erkenntnisse gewonnen werden:

**Gewichtsentlastung:** Abgesehen von geringen Änderungen der Kinematik und der Variabilität hat die Gewichtsentlastung keinen nennenswerten Einfluss auf die hier untersuchten Bewegungsgrößen. Angesichts der gravierenden Abweichungen im Gangbild bei inkompletter Querschnittlähmung kann der Einfluss bei den dort durchgeführten Analysen folglich vernachlässigt werden.

**Geschwindigkeit:** Im Vergleich zum BWS hat die Gehgeschwindigkeit erheblich größeren Einfluss auf sämtliche Untersuchungsparameter, der zumeist durch quadratische Abhängigkeiten beschrieben werden kann. Die hier gefundenen Zusammenhänge bilden eine wesentliche Grundlage für eine differenzierte Analyse der Lokomotion bei inkompletter Querschnittlähmung.

**Zustandsraumrekonstruktion:** Mit Hilfe des neu eingeführten Maßes SR konnte gezeigt werden, dass die Komplexität des Gehens mit abnehmender Geschwindigkeit ansteigt.



---

## Analyse der Lokomotion bei Querschnittlähmung

*Wir behalten von unseren Studien am Ende doch nur das,  
was wir praktisch anwenden.*

JOHANN WOLFGANG VON GOETHE (1749–1832)

Das vorliegende Kapitel dient der Untersuchung der in Abschnitt 1.3 formulierten Fragestellungen bezüglich des Gehens auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung. Dabei wird das Gangbild der Patienten hinsichtlich der im vorangegangenen Kapitel behandelten Aspekte Kinematik, Variabilität, Stabilität und Bewegungsdimensionalität untersucht. Für jeden dieser Aspekte stellt sich zum einen die Frage nach den Unterschieden im Vergleich zum gesunden Gang und zum anderen nach den Veränderungen im Rehabilitationsverlauf. Der abschließende Abschnitt 5.4 beleuchtet die Frage, inwiefern die Patienten im Verlauf ihrer Rehabilitation einen motorischen Lernprozess durchlaufen. Ein besonderer Schwerpunkt im gesamten Kapitel liegt auf der Berücksichtigung des Geschwindigkeitseinflusses auf die Untersuchungsparameter, wobei die im vorangegangenen Abschnitt dargestellten Zusammenhänge beim physiologischen Gehen eine wesentliche Grundlage bilden.

Die Analysen wurden mit einem Kollektiv von 18 inkomplett querschnittgelähmten Patienten durchgeführt (Details der individuellen Krankheitsbilder siehe Tabelle B.3 im Anhang). Die Patienten waren stationär im Rahmen ihrer Erstrehabilitation in der Orthopädischen Universitätsklinik Schlierbach und erhielten als Ergänzung zur regulären Physiotherapie regelmäßig Laufbandtherapie. Diese wurde auf einem Therapielaufband durchgeführt, wobei der Grad der Körpergewichtsentlastung und der Umfang der manuellen Hilfestellung durch die Physiotherapeuten an die individuellen Bedürfnisse der Patienten angepasst wurden (vgl. Abb. 5.1).

Soweit keine klinische Indikation (Infekte, Kreislaufsituation) dagegensprach, wurden im Abstand von 14 Tagen kinematische Ganganalysedaten

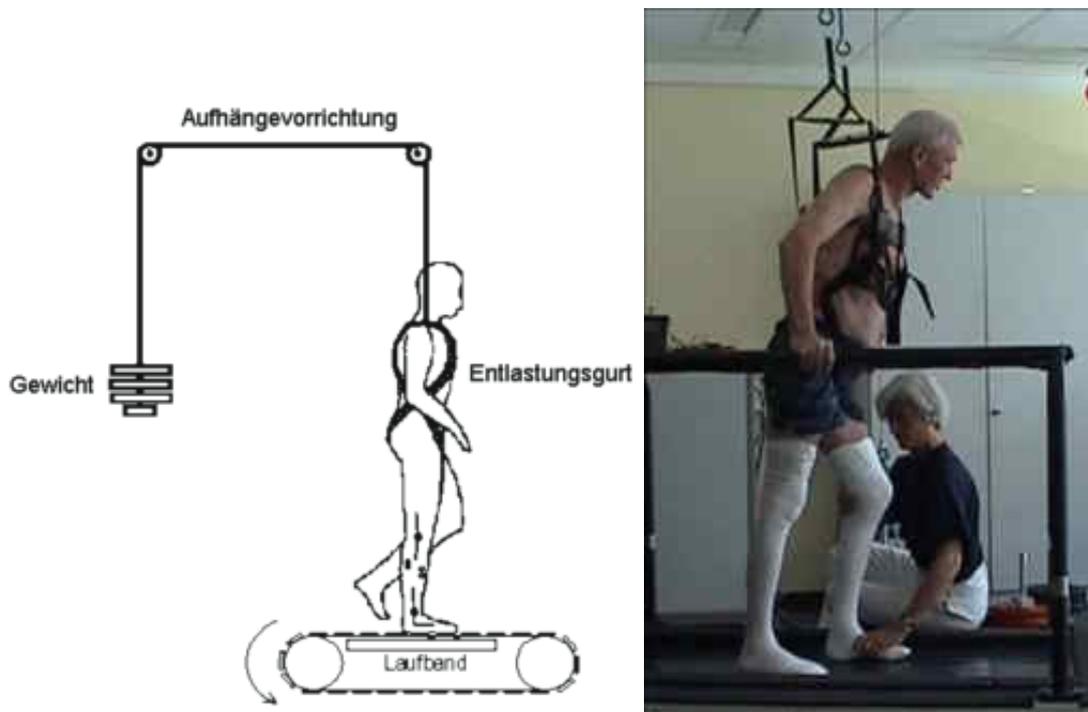


Abbildung 5.1: Prinzip der Laufbandtherapie unter Gewichtsentlastung.

erhoben. Abhängig von der körperlichen Leistungsfähigkeit der Patienten wurden bis zu drei Messungen bei unterschiedlichen Geschwindigkeitsstufen vorgenommen, wobei jeweils die aktuelle Therapieschwindigkeit als mittlere Geschwindigkeit vorgegeben wurde und zwei weitere Messungen mit  $\pm 20\%$  dieses Wertes durchgeführt wurden. Die Entlastung vom Körpergewicht wurde für die Messungen entsprechend den Therapieeinstellungen gewählt. Da in Kapitel 4 gezeigt wurde, dass die Gewichtsentlastung nur geringe Auswirkungen auf die Untersuchungsparameter hat, wird ihr Einfluss im vorliegenden Kapitel vernachlässigt.

Da das Gangbild inkomplett Querschnittgelähmter keine systematischen seitenspezifischen Unterschiede aufweist, beschränken sich die folgenden Ausführungen aus Gründen der Übersichtlichkeit zumeist auf die rechte Seite. Für die Verlaufsuntersuchungen wurden zumeist nur Patienten berücksichtigt, die mindestens zu fünf Terminen untersucht wurden (Patientengruppe *PatMin5GA* vgl. Tabelle B.3).

## 5.1 Gangbild bei inkompletter Querschnittlähmung

Die Gangmuster bei Querschnittgelähmten weichen aus zwei Gründen von denen nicht behinderter Personen ab: zum einen sind die Patienten wegen der limitierten Willkürkontrolle nicht in der Lage, alle für eine normale Bewegung notwendigen Muskeln aktiv zu kontrollieren. Zum anderen ist die sensible Rückmeldung über Gelenkpositionen, Druck auf die Fußsohle und die Stellung des Rumpfes im Raum gestört, so dass verbliebene Funktionen nur zum Teil genutzt werden können (DIETZ UND DUYSSENS, 2000).

### 5.1.1 Abweichungen in der Kinematik

SAGITTALE GELENKWINKEL — Abb. 5.2 zeigt die Gelenkwinkelverläufe der untersuchten Patienten bei Rehabilitationsbeginn. Dargestellt sind die Patientenkurven beim ersten Ganganalysetermin des Rehabilitationszeitraumes im Vergleich mit den Winkelverläufen der gesunden Probanden bei mittlerer Gehgeschwindigkeit.

Die Gelenkwinkelverläufe bei inkomplett Querschnittgelähmten weisen im Gegensatz etwa zu Patienten mit ICP (Infantile Cerebralparese) keine ausgeprägten pathologischen Bewegungsmuster auf. Dementsprechend existiert für diese Patienten auch keine klinische Klassifikation in Subgruppen, wie sie für ICP gegeben ist (WINTERS U. A., 1987). Das ist allerdings auch darauf zurückzuführen, dass die instrumentelle Ganganalyse bisher kaum zur Dokumentation der Laufbandlokomotion eingesetzt wurde.

Eine bei einigen Patienten (PatID 10125, 10138, 10140) dennoch deutlich erkennbare Abweichung von der Norm ist das durchschlagende Knie (Genu Recurvatum), das auf eine Schwäche der Kniestreckmuskulatur im Oberschenkel (Rectus femoris, Vastus medialis) zurückzuführen ist. Bei der Bewertung der Abweichungen muss jedoch berücksichtigt werden, dass auch das physiologische Gangbild bei sehr langsamen Gehgeschwindigkeiten eine Tendenz zu derartigen Bewegungsmustern aufweist. Wie bereits in Kapitel 4 diskutiert, muss daher unbedingt die jeweilige Gehgeschwindigkeit in die Analyse einbezogen werden.

NORMABSTANDSMASS — Das gilt insbesondere auch für das von MIKUT U. A. (2002) vorgeschlagene Normabstandsmaß (DIETERLE U. A., 2002; LOOSE U. A., 2004), welches in Abb. 5.3 zu sehen ist. Dargestellt sind die sagittalen Normabstandsmaße für die Querschnittpatienten zu Beginn der

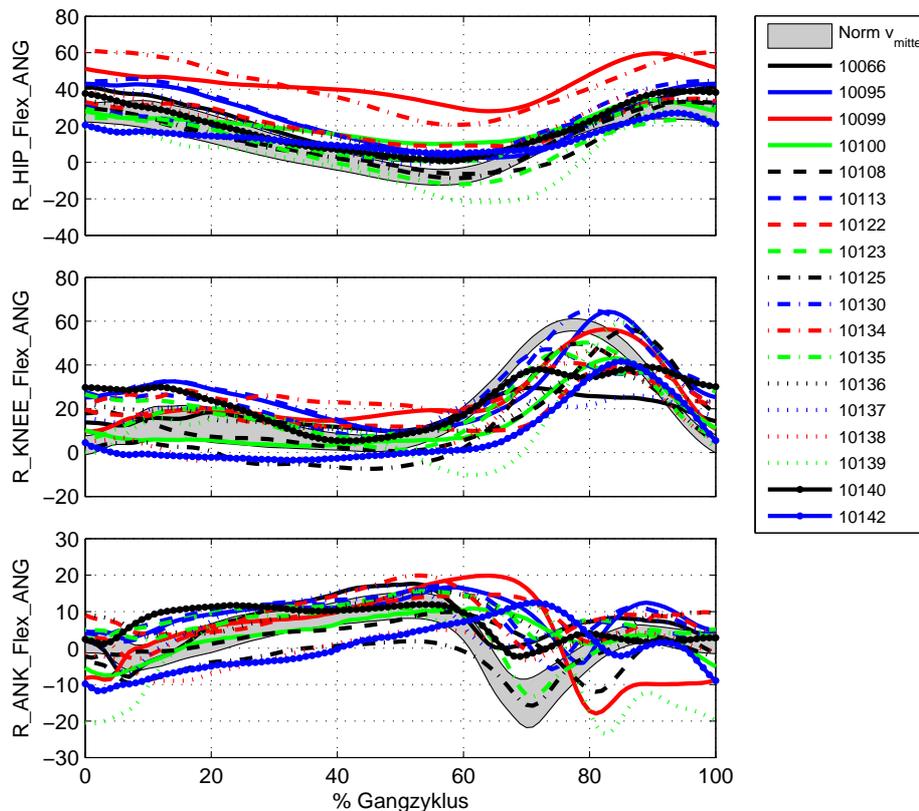


Abbildung 5.2: Kinematik der unteren Extremitäten in der Sagittalebene bei inkompletter Querschnittlähmung zu Beginn der Rehabilitation.

Rehabilitation (Definition siehe Abschnitt C.2.1). Als Referenzdaten wurden dabei die Gelenkwinkelverläufe der Normprobanden bei langsamer, mittlerer und schneller Gehgeschwindigkeit herangezogen. Es zeigt sich, dass die Werte für  $NM_{sag}$  entscheidend davon abhängen, welche Referenzgeschwindigkeit zu Grunde gelegt wird. Bei langsamen Geschwindigkeiten der Patienten ( $v_{LB} < 0.8\text{m/s}$ ) liefert  $NM_{sag}$   $v_{ref}$  *langsam* die kleinsten Werte, mittlere und schnelle Geschwindigkeiten führen zu deutlich größeren Abweichungen in diesem Geschwindigkeitsbereich.

Die Abhängigkeit von der jeweiligen Geschwindigkeit des Referenzkollektivs schränkt die Universalität des Normabstandsmaßes deutlich ein. Insbesondere ist die Differenzierung zwischen einer Verbesserung des Gangbildes und einer Steigerung der Gehgeschwindigkeit nicht möglich. Um diese Einschränkung zu beseitigen, wird in der vorliegenden Arbeit eine Erweiterung des Maßes vorgeschlagen, die auf einem Referenzvergleich bei der individuellen, messungsspezifischen Gehgeschwindigkeit basiert. Die

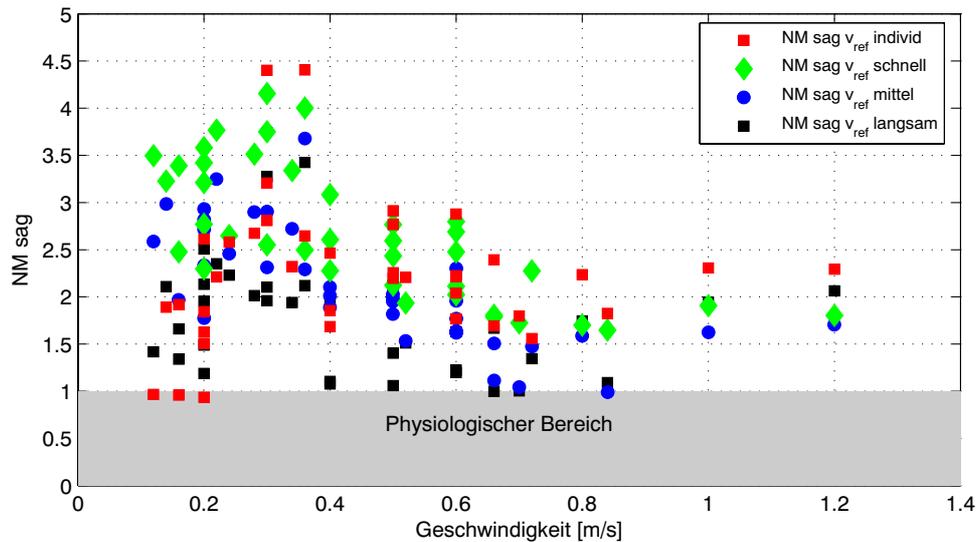


Abbildung 5.3: Normabstandsmaße zu Beginn der Rehabilitation bei langsamer, mittlerer und schneller Geschwindigkeit des Referenzkollektivs im Vergleich mit  $NM\ sag\ v_{ref}\ individ$ .

im Anhang angeführte Rechenvorschrift für das Normabstandsmaß (vgl. Gleichung (C-7)) wird dazu wie folgt erweitert:

$$N(k) = \frac{|U_{v_{Pat}}(k) - U_{norm}(k, v_{Pat})|}{\sigma_{norm}(k, v_{Pat})} \quad (5-1)$$

Dabei sind  $U_{v_{Pat}}(k)$  die Werte der Gelenkwinkel eines Patienten, der bei der Geschwindigkeit  $v_{Pat}$  geht.  $U_{norm}(k, v_{Pat})$  und  $\sigma_{norm}(k, v_{Pat})$  sind die entsprechenden Werte des Normkollektivs bei gleicher Geschwindigkeit bzw. deren Standardabweichungen. Da die messtechnische Erfassung eines ausreichend engmaschigen Geschwindigkeitsprofils zu aufwendig ist, wird die Referenzdatenbasis durch lineare Interpolation aus gemessenen Daten generiert. Dazu werden aus den in Abschnitt 4.2 beschriebenen Normdaten, die zwischen 0.2 und 1.4 m/s in Abständen von 0.2 m/s aufgenommen wurden, Zwischenwerte in Stufen von 0.02 m/s berechnet. Das erfolgt sowohl für die Kollektivmittelwerte als auch für die zugehörigen Standardabweichungen. Abb. 5.4 zeigt beispielhaft das resultierende Geschwindigkeitsprofil für den sagittalen Kniegelenkwinkel.

Auf der Grundlage dieses engmaschigen Geschwindigkeitsprofils wird das geschwindigkeitsspezifische Normabstandsmaß  $NM\ sag\ v_{ref}\ individ$  berechnet. Die resultierenden Werte sind in Abb. 5.3 durch rote Quadrate markiert. Es zeigt sich, dass das neu entwickelte Maß vor allem bei langsamen

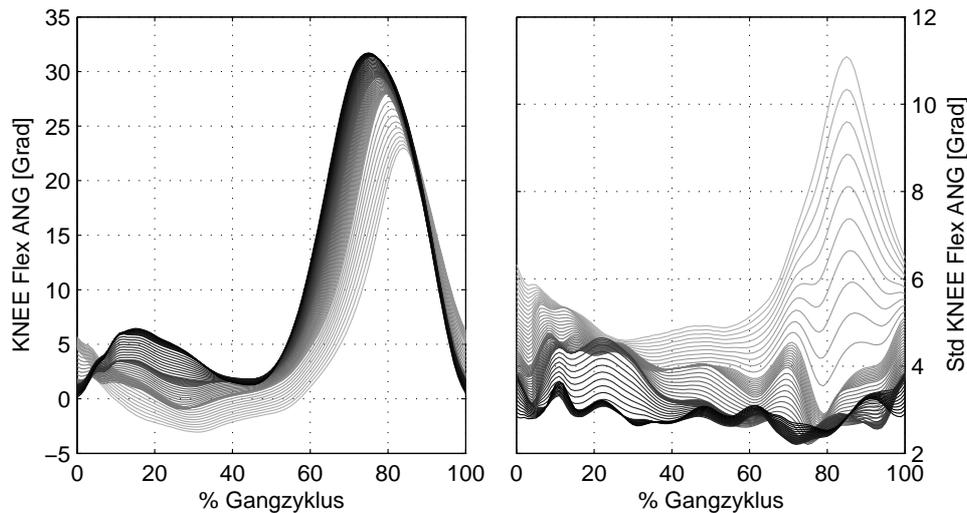


Abbildung 5.4: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniegelenkwinkels für das Referenzkollektiv zwischen 0.2 und 1.4 m/s interpoliert in Stufen von 0.02 m/s.

Geschwindigkeiten  $v_{LB} < 0.5$  m/s ein deutlich größeres Wertespektrum annimmt. Das lässt darauf schließen, dass es prinzipiell empfindlicher für die Veränderungen im Gangbild ist, die nicht von der Geschwindigkeit verursacht werden. Darüber hinaus ist die fallende Tendenz über dem dargestellten Geschwindigkeitsbereich, die bei *NM sag  $v_{ref}$  mittel* und *NM sag  $v_{ref}$  schnell* zu sehen ist, weniger deutlich ausgeprägt. Der visuelle Eindruck, der auf eine größere Unabhängigkeit von der verwendeten Referenzgeschwindigkeit hinweist, wird durch die in Tabelle 5.1 aufgeführten Korrelationen zwischen den verschiedenen Normabstandsmaßen und der Geschwindigkeit zusätzlich untermauert.

$NM\ sag \sim v_{LB}$	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$
$x_1: v_{LB}$ [m/s]	★	(-0.24)	-0.67	-0.67	(0.06)
$x_2: NM\ sag\ v_{ref}$ langsam	-	★	0.74	0.47	0.75
$x_3: NM\ sag\ v_{ref}$ mittel	-	-	★	0.92	(0.43)
$x_4: NM\ sag\ v_{ref}$ schnell	-	-	-	★	(0.26)
$x_5: NM\ sag\ v_{ref}$ indiv	-	-	-	-	★

Tabelle 5.1: Lineare Korrelation der Normabstandsmaße und der Geschwindigkeit zu Beginn der Rehabilitation.

Die Maße für  *$v_{ref}$  mittel* und  *$v_{ref}$  schnell* korrelieren signifikant mit  $v_{LB}$ . Der Zusammenhang für  *$v_{ref}$  langsam* ist zwar nicht signifikant, hat aber das gleiche Vorzeichen wie bei den beiden anderen Maßen und ist deutlich stärker ausgeprägt als für das geschwindigkeitsspezifische Normabstandsmaß.

Die starke Korrelation zwischen  $v_{ref}$  langsam und  $v_{ref}$  indiv ist darauf zurückzuführen, dass die langsamen Geschwindigkeiten hier überrepräsentiert sind, so dass die Unterschiede zwischen langsamer Referenz und den individuellen Patientengeschwindigkeiten deutlich geringer sind als für die höheren Referenzgeschwindigkeiten. Prinzipiell darf aus den Ergebnissen aber in jedem Fall geschlossen werden, dass der weiter entwickelte Parameter  $NM$  sag  $v_{ref}$  indiv keine direkte Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit mehr aufweist. Er ermöglicht demzufolge die isolierte Bewertung der pathologiebedingten Abweichungen im Gangbild unabhängig von den geschwindigkeitsbedingten Veränderungen.

### 5.1.2 Änderungen der Kinematik im Rehabilitationsverlauf

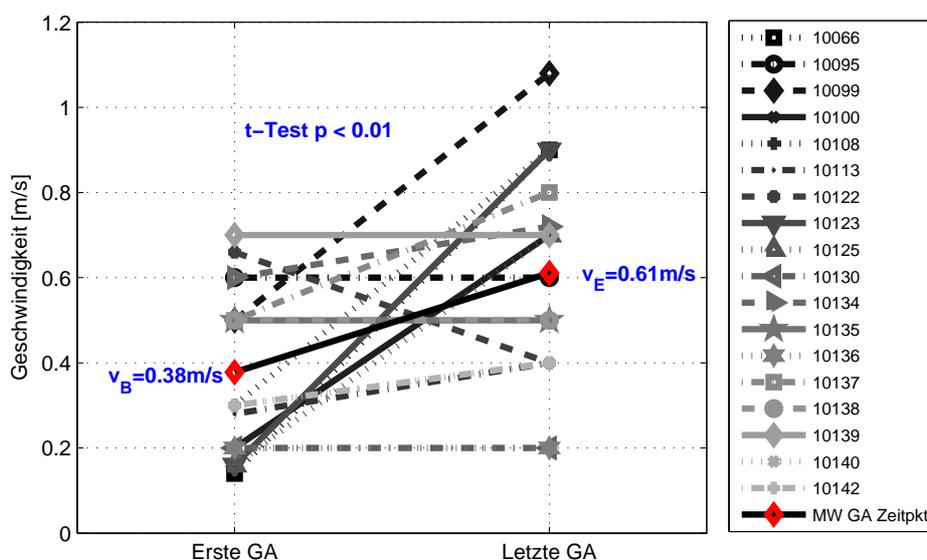


Abbildung 5.5: Mittlere Geschwindigkeiten zu Beginn ( $v_B$ ) und zum Ende ( $v_E$ ) des Rehabilitationsverlaufs für alle Patienten (t-Test für verbundene Stichproben signifikant  $p < 0.01$ ).

**GESCHWINDIGKEITSÄNDERUNGEN** — Ein wesentliches in der Literatur beschriebenes Charakteristikum des Rehabilitationsverlaufs bei inkompletter Querschnittlähmung ist die deutliche Steigerung der Gehgeschwindigkeit (BEHRMAN UND HARKEMA, 2000; FIELD-FOTE, 2002; WERNIG U. A., 1992, 1995). Das gilt im Mittel auch für das in der vorliegenden Arbeit untersuchte Patientenkollektiv (Abb. 5.5). Dargestellt ist hier die jeweilige mittlere Gehgeschwindigkeit bei der ersten und der letzten Ganganalyse, die ein

guter Basis-Indikator für die Leistungsfähigkeit der Patienten ist.

Auch wenn individuell unterschiedliche Trends zu erkennen sind, bestätigt der t-Test für verbundene Stichproben zwischen beiden Zeitpunkten — im Folgenden als „Prä-Post-Vergleich“ bezeichnet — eine signifikante Geschwindigkeitssteigerung im Verlauf der Rehabilitation ( $p < 0.01$ ). Dabei konnten sich vor allem diejenigen Patienten steigern, die anfänglich sehr niedrige Geschwindigkeiten hatten. Die Verläufe der Geschwindigkeiten zeigen aber auch, dass trotz ähnlicher Intensität der Therapie nicht in allen Fällen eine Leistungssteigerung erreichbar ist.

**RAUM-ZEIT-PARAMETER** — Wie in Abb. 5.6 zu erkennen, drückt sich die Steigerung der mittleren Geschwindigkeit auch in den zugehörigen Raum-Zeit-Parametern aus. Im Therapieverlauf erreichen die Patienten eine größere Schritt- bzw. Doppelschrittlänge ( $R\_Step\_Len$ ,  $R\_Stride\_Len$ ), benötigen eine kürzere Doppelstützphase ( $R\_Dbl\_Support$ ) und durchlaufen den Schrittzyklus in einer deutlich kürzeren Zeit ( $R\_Stride\_Time$ ).

Es ist in der Literatur beschrieben (LARSSON U. A., 1980), dass die RZP stark geschwindigkeitsabhängig sind. An Stelle der dort für das freie Gehen angegebenen linearen Zusammenhänge wurden in der vorliegenden Arbeit quadratische Abhängigkeiten ermittelt. Die zugehörigen Gleichungen sind im Anhang B.3 aufgelistet. Um diese Abhängigkeiten auch bei der Untersuchung der RZP im Rehabilitationsverlauf zu berücksichtigen, wurde die in Abb. 5.6 dargestellte Visualisierungsform entwickelt: abgebildet sind die RZP aller Patienten für die erste und letzte Ganganalyse des Rehabilitationszeitraumes („Rohdaten“) einschließlich der Mittelwerte zu den beiden Zeitpunkten („MW GA Zeitpkt“). Als Referenz wurde jeweils ein Ausschnitt aus den quadratischen Regressionskurven für die Norm einschließlich der 95%-Konfidenzintervalle („Referenzband“) eingeblendet. Die Grenzen des Ausschnitts entsprechen den mittleren Geschwindigkeiten des Patientenkollektivs zu Beginn und zum Ende der Rehabilitation (vgl. Abb. 5.5:  $v_B = 0.38 \text{ m/s}$ ,  $v_E = 0.61 \text{ m/s}$ ). Der Eindruck eines linearen Verlaufs des Referenzbandes ist dabei durch den schmalen Geschwindigkeitsbereich bedingt. Diese Form der Visualisierung verdeutlicht die Veränderungen der RZP über den Rehabilitationszeitraum relativ zu den Normwerten bei passender Geschwindigkeit.

Die neue Darstellungsform verdeutlicht zweierlei: einerseits gibt es praktisch durchweg signifikante Änderungen der RZP (nach Entfernung

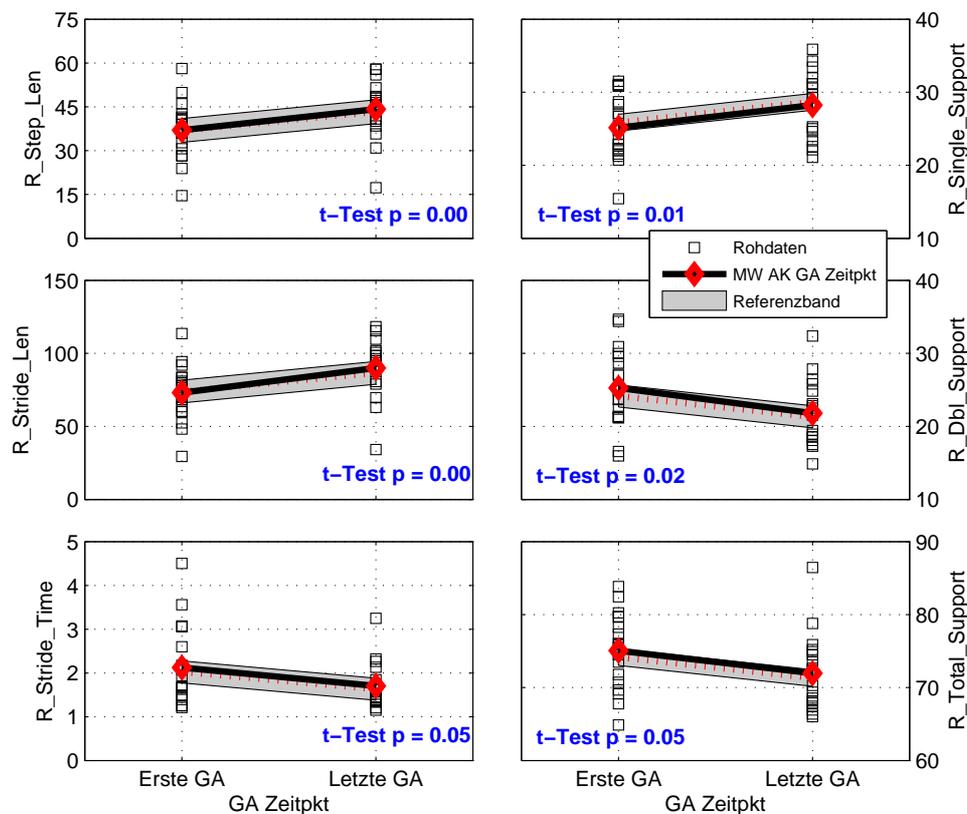


Abbildung 5.6: Raum-Zeit-Parameter für die erste und letzte Ganganalyse des Rehabilitationsverlaufs (alle Patienten).

der Ausreißer bei „Letzte GA“ (Daten von PatID 10130), wird auch  $R\_Total\_Support$  signifikant ( $p = 0.03$ ),  $R\_Stride\_Time$  dagegen nicht:  $p = 0.09$ ). Andererseits aber zeigt der Vergleich mit der Norm, dass die mittleren Werte zu beiden Zeitpunkten innerhalb des geschwindigkeitsspezifischen Referenzbandes bleiben. Daher ist mit hoher Wahrscheinlichkeit davon auszugehen, dass die veränderten Raum-Zeit-Parameter eine Folge der erhöhten Geschwindigkeit sind und nicht die Ursache für die erzielte Geschwindigkeitssteigerung.

Durch zusätzliche Messung der Bodenreaktionskräfte sind prinzipiell weitere Schlüsse bezüglich des Zusammenhangs von Ursache und Wirkung möglich. Für die Rehabilitation bei Hemiplegikern (Halbseitenlähmung) identifizierten [OLNEY U. A. \(1994\)](#) mit Hilfe eines Regressionsverfahrens ausgewählte kinematische und kinetische Größen, die nach den Autoren Ursache für Geschwindigkeitsunterschiede zwischen einzelnen Patienten sind. Im Einzelnen waren das die Leistung im Sprung- und im Hüftgelenk auf

der betroffenen Seite und das Beugemoment in der Hüfte der nicht betroffenen Seite. Sie schlugen vor, in der Physiotherapie speziell auf die Verbesserung dieser Größen einzuwirken, um den Patienten zu einer Steigerung der Gehgeschwindigkeit zu verhelfen. Vor dem Hintergrund der in der vorliegenden Arbeit entwickelten Zusammenhänge sind diese Schlussfolgerungen allerdings in Frage zu stellen, da die von [OLNEY U. A. \(1994\)](#) ermittelten Zusammenhänge rein datenbasiert bestimmt wurden. Dabei wurde eine positive Korrelation als ursächlicher Zusammenhang interpretiert. Gerade das ist jedoch problematisch: unter Umständen sind die Geschwindigkeitsunterschiede zwischen den Patienten anderen, unbekanntem Gründen zuzuschreiben und die erhöhten Werte der Gelenkleistungen lediglich eine Folge der höheren Geschwindigkeiten. Dann ist der Nutzen der zusätzlichen physiotherapeutischen Behandlung zur Steigerung der Gehgeschwindigkeit bei hemiplegischen Patienten fraglich. Dieses Beispiel unterstreicht, dass zur Ermittlung kausaler Zusammenhänge bei der Analyse von pathologischen Bewegungsmustern die Gehgeschwindigkeit von größter Bedeutung ist.

**NORMABSTANDSMASS** — Dazu müssen über die Bestimmung der Geschwindigkeit hinaus differenziertere Methoden für die Quantifizierung von Therapiefortschritten eingesetzt werden, wie etwa das im letzten Abschnitt weiter entwickelte Normabstandsmaß ([DIETERLE U. A., 2002](#); [LOOSE U. A., 2004](#); [MIKUT U. A., 2002](#)).

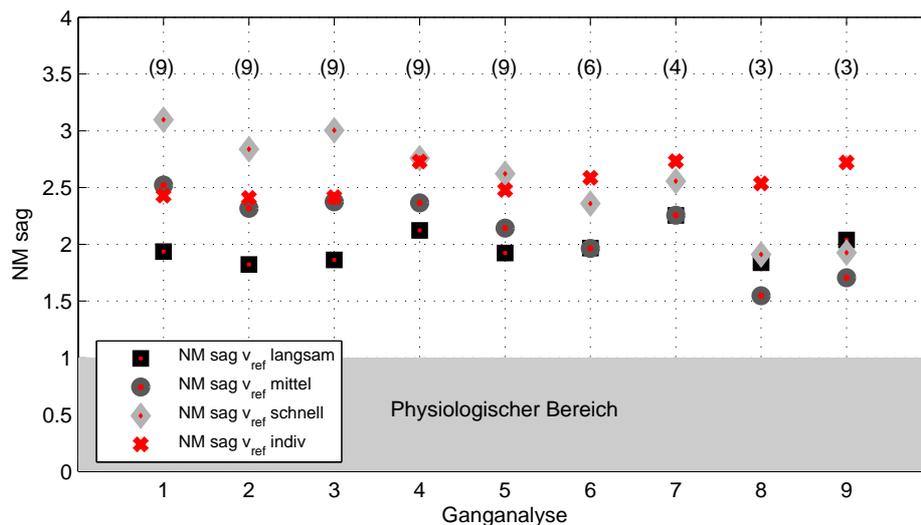


Abbildung 5.7: Normabstandsmaß für die Querschnittpatienten im Rehabilitationsverlauf (*PatMin5GA*).

Abb. 5.7 zeigt die Mittelwertverläufe der unterschiedlichen Varianten des Maßes für das Patientenkollektiv aufgetragen über den einzelnen Ganganalyseterminen<sup>1</sup>. Die beiden Kurven für die mittlere und die schnelle Geschwindigkeit des Referenzkollektivs fallen mit fortschreitendem Rehabilitationsverlauf ab, wobei die Werte von *NM sag  $v_{ref}$  schnell* etwas über denen von *NM sag  $v_{ref}$  mittel* liegen. Das weist grundsätzlich auf eine Verbesserung der Patienten im Sinne dieses Maßes für Gangqualität hin. Unter Berücksichtigung der Mittelwerte für  *$v_{ref}$  mittel* ( $1.0 \pm 0.1$  m/s) und  *$v_{ref}$  schnell* ( $1.9 \pm 0.1$  m/s) und einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 0.8 m/s (drei Patienten) zum 9. Ganganalysetermin wird allerdings deutlich, dass der Kurvenverlauf auch die Annäherung der Gehgeschwindigkeit an die jeweilige Normgeschwindigkeit enthält.

Hingegen zeigt die Kurve für *NM sag  $v_{ref}$  langsam*, die den Vergleich mit einem „langsamen“ Referenzkollektiv widerspiegelt, bis zur 7. Ganganalyse ansteigende Tendenz, was eher auf eine Verschlechterung der Gangqualität hinweist. Das weiter entwickelte Maß *NM sag  $v_{ref}$  indiv* nivelliert die geschwindigkeitsbedingten Unterschiede weitgehend und liegt konstant bei mittleren Werten. Die Unterschiede zwischen den Maßen kommen auch in den in Tabelle 5.2 aufgeführten Korrelationen zum Ausdruck:

<i>NM sag</i> ~ $v_{LB}$ GA	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$
$x_1$ : $v_{LB}$ m/s	★	(0.10)	<b>-0.93</b>	<b>-0.94</b>	(0.51)
$x_2$ : <i>NM sag <math>v_{ref}</math> langsam</i>	-	★	(0.14)	(-0.08)	<b>0.86</b>
$x_3$ : <i>NM sag <math>v_{ref}</math> mittel</i>	-	-	★	<b>0.97</b>	(-0.31)
$x_4$ : <i>NM sag <math>v_{ref}</math> schnell</i>	-	-	-	★	(-0.51)
$x_5$ : <i>NM sag <math>v_{ref}</math> indiv</i>	-	-	-	-	★

Tabelle 5.2: Lineare Korrelationen der mittleren Normabstandsmaße.

Während die *NM sag* mit mittlerer und schneller Referenz sehr stark mit  $v_{LB}$  abnehmen, sind die beiden anderen Varianten nicht signifikant mit der Geschwindigkeit verbunden. Dabei ist hier das „langsame“ *NM sag* empfindlicher als das geschwindigkeitsspezifische. Dies ist durch die hohe Anzahl von Datensätzen mit langsamer Geschwindigkeit bedingt (vgl. Seite 121), die mittleren Geschwindigkeiten der Patienten weichen bis zur 7. Ganganalyse kaum von der langsamen Referenz ab ( $v_{Pat} = 0.47 \pm 0.09$  m/s,  $v_{ref}$  langsam =  $0.35 \pm 0.07$  m/s). Das zeigt, dass der datenbasierte Vergleich der absoluten Werte des Normabstandsmaßes für Patienten mit

<sup>1</sup>In Klammern angegeben ist die jeweilige Anzahl von Datensätzen zu jedem Ganganalysetermin.

Problemen behaftet ist. Dennoch sind mit Hilfe der angeführten Maße für den einzelnen Patienten wichtige Aussagen möglich, wie in Abb. 5.8 für den Patienten 10108 gezeigt ist.

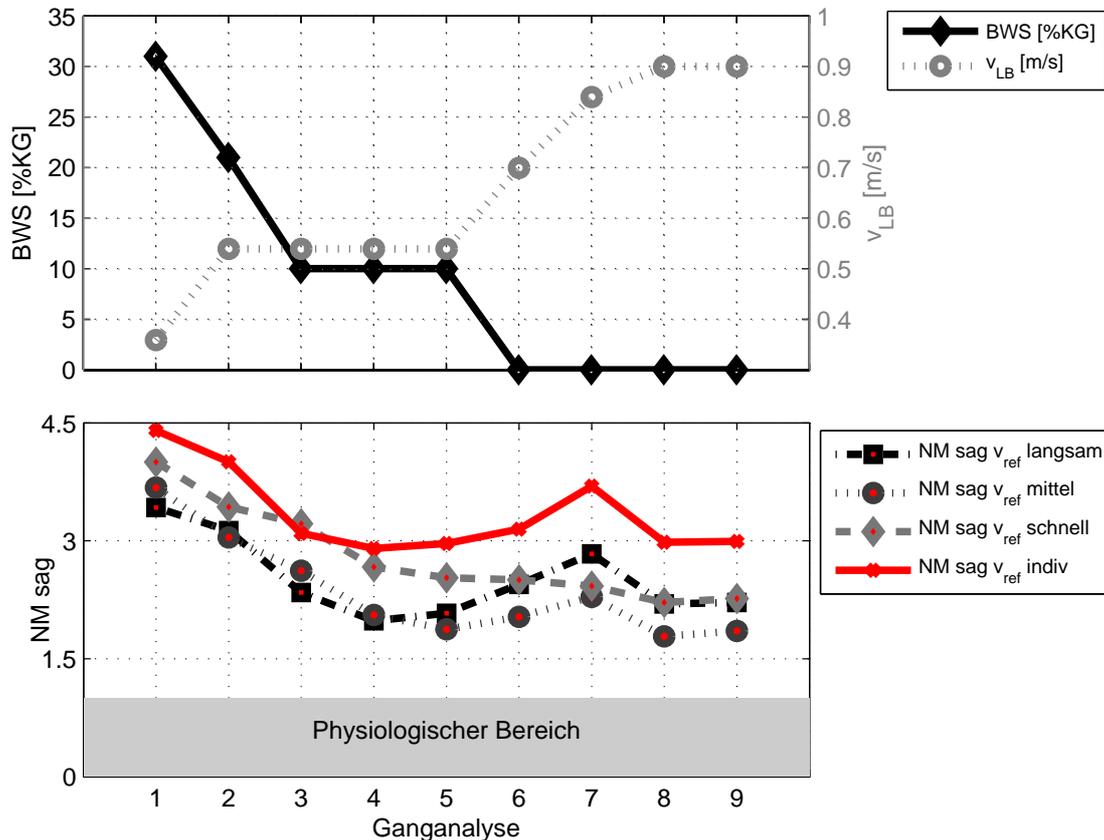


Abbildung 5.8: Normabstandsmaß für Patient 10108 im Rehabilitationsverlauf im Vergleich mit  $v_{LB}$  und BWS.

In der Gegenüberstellung der verschiedenen Varianten von  $NM\ sag$  mit dem Verlauf von BWS und  $v_{LB}$  für den Patienten wird deutlich, wie sich die Leistungssteigerung in Hinblick auf geringere Entlastung und ansteigende Geschwindigkeit auch in den Gelenkwinkelverläufen bemerkbar macht. Der hohe Normabstand zum 7. Ganganalysetermin weist darauf hin, dass die gleichzeitige Reduktion der Gewichtsentlastung und die Geschwindigkeitssteigerung der Leistungsfähigkeit des Patienten nicht entsprach.

## 5.2 Variabilität und Stabilität des Gehens bei Querschnittlähmung

### 5.2.1 Variabilität

Die in Kapitel 4 gezeigten Effekte von BWS und  $v_{LB}$  auf die Bewegungsvariabilität zeigen, wonach die Genauigkeit, mit der zyklische Bewegungen reproduziert werden können, stark von den herrschenden Randbedingungen abhängt. Das unterstreicht die Sichtweise der Dynamischen Systemtheorie, dass Variabilität nicht wie vielfach angenommen aus Fehlern in der Ausführung und der messtechnischen Erfassung der Bewegung resultiert, sondern ein grundlegendes Prinzip der Bewegungskontrolle ist (DAVIDS U. A., 2003; LATASH U. A., 2002; NEWELL UND SLIFKIN, 1998).

Neben externen haben naturgemäß auch die internen Voraussetzungen großen Einfluss auf die Bewegungsdurchführung. Insbesondere konnte in jüngster Zeit die Aussagekraft verschiedener Variabilitätsmaße für die Bewertung pathologischer Bewegungsmuster experimentell untermauert werden (HEIDERSCHEIT, 2000; KAUFMAN U. A., 1996). Während es diverse Untersuchungen in Hinblick auf die Diagnostik verschiedener Gangpathologien gibt (ABEL U. A., 2003; CAVANAGH U. A., 1998; DINGWELL U. A., 2001A; HAUSDORFF U. A., 1998), sind Anwendungen, die auf die Bewertung von Therapieverfahren abzielen, eher selten (HARRIS-LOVE U. A., 2001).

Im Folgenden wird zunächst untersucht, inwiefern sich Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung durch eine erhöhte Variabilität ausgewählter Parameter von der Norm unterscheiden. Anschließend wird analysiert, welchen Veränderungen vorhandene Abweichungen im Verlauf der Rehabilitation unterworfen sind.

ABWEICHUNGEN ZU REHABILITATIONSBEGINN — Abb. 5.9 zeigt die Standardabweichungen der Raum-Zeit-Parameter für alle Patienten zum Zeitpunkt der ersten Ganganalyse. Die durchgezogene rote Kurve zeigt jeweils die Regression für das Normkollektiv (Kapitel 4, Abb. 4.13).

Im Gegensatz zu den RZP selbst (vgl. Abb. 5.6) weisen deren Standardabweichungen zu Rehabilitationsbeginn zum Teil deutliche Normabweichungen auf. Durch die hier gewählte Darstellungsform können die Abweichungen unter Berücksichtigung ihrer Geschwindigkeitsabhängigkeit genauer analysiert werden: diejenigen Patienten, die in der Lage sind, mit höherer Geschwindigkeit ( $v_{LB} \gtrsim 0.7$  m/s) zu gehen, liegen mit ihrer Bewe-

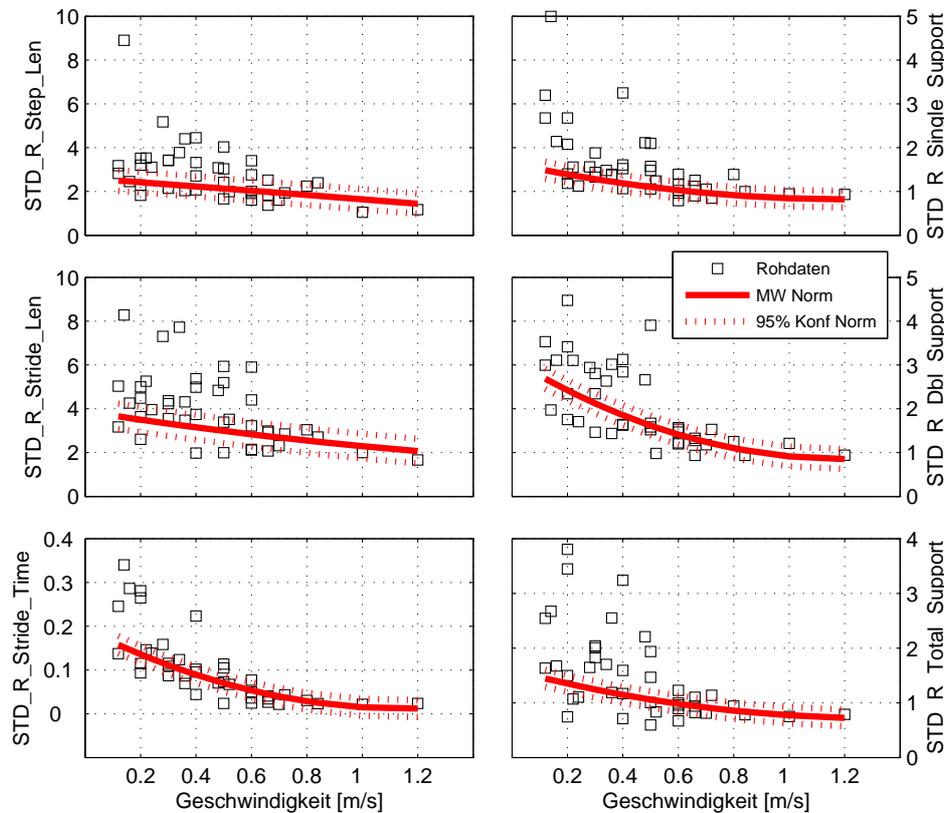


Abbildung 5.9: STD der RZP der Patienten zu Rehabilitationsbeginn über  $v_{LB}$  im Vergleich zur quadratischen Regression der Normprobanden.

gungsvariabilität im Normbereich. Diejenigen allerdings, die zunächst nur mit sehr langsamer Geschwindigkeit ( $v_{LB} \lesssim 0.5 \text{ m/s}$ ) gehen können, weisen eine erhöhte Bewegungsvariabilität im Sinne der Standardabweichungen der RZP auf. Diese geht dabei deutlich über den in der Normgruppe bei langsamer Geschwindigkeit gegebenen Variabilitätsanstieg hinaus.

Das von ABEL U. A. (2003) vorgeschlagene Variabilitätsmaß nutzt alle drei Raumrichtungen der Fersenmarkertrajektorie und erlaubt insofern potentiell detailliertere Aussagen über die Bewegungsvariabilität. Im Kapitel 4 wurde gezeigt, dass  $V_{Heel}$  in hohem Maße mit den STD der RZP korreliert (Tabelle 4.2). Abb. 5.10 zeigt, dass die Querschnittpatienten zu Beginn der Rehabilitation bezüglich dieses Maßes ähnliche geschwindigkeitsspezifische Normabweichungen aufweisen wie hinsichtlich der STD der RZP. Entsprechende Zusammenhänge ergeben sich auch für die mittleren Standardabweichungszeitreihen (hier nicht aufgeführt).

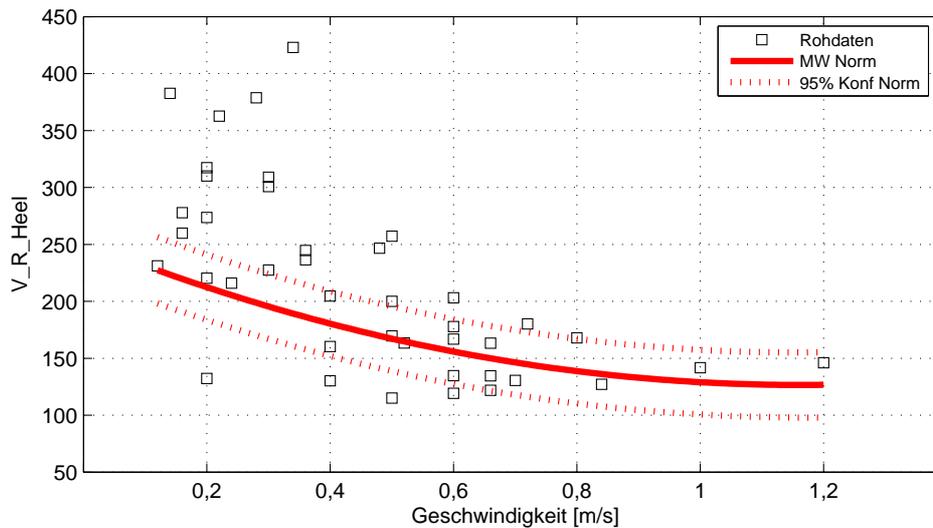


Abbildung 5.10:  $V_{Heel}$  der Patienten zu Rehabilitationsbeginn über  $v_{LB}$  im Vergleich mit der quadratischen Regression für die Normprobanden.

Die angeführten Ergebnisse zeigen, dass das Gangbild Querschnittgelähmter zu Beginn der Rehabilitation grundsätzlich durch eine erhöhte Bewegungsvariabilität geprägt ist. Das gilt insbesondere für die Patienten, die lediglich mit sehr langsamen Geschwindigkeiten gehen können.

VARIABILITÄT IM REHABILITATIONSVERLAUF — Die erhöhte Bewegungsvariabilität der Querschnittpatienten zu Rehabilitationsbeginn deutet auf eine nicht optimale Bewegungsdurchführung hin. Eines der Therapieziele der Rehabilitation liegt in der Verbesserung der koordinativen Fähigkeiten der Patienten. Insofern ist eine Verringerung der Variabilität im Verlauf der Rehabilitation wünschenswert. Grundsätzlich werden abnehmende Schwankungen in der Bewegungsausführung als Maß für das Fortschreiten eines Lernvorgangs angesehen (MAGILL, 1997; MANOEL UND CONNOLLY, 1995), wobei zumeist diskrete Bewegungen der oberen Extremitäten wie Werfen oder Greifen untersucht werden (MANOEL UND CONNOLLY, 1995). Grobmotorische, zyklische Bewegungen werden seltener analysiert (VEREIJKEN U. A., 1997, 1992). Ein experimenteller Nachweis für die Wertigkeit des Kriteriums bei der Analyse der Rehabilitation bei Bewegungsstörungen ist bisher in der Literatur nicht beschrieben.

Die Frage, welchen Änderungen die dargestellten Erhöhungen der Bewegungsvariabilität im Rehabilitationsverlauf unterworfen sind, wird wiederum unter besonderer Berücksichtigung des Geschwindigkeitseinflusses

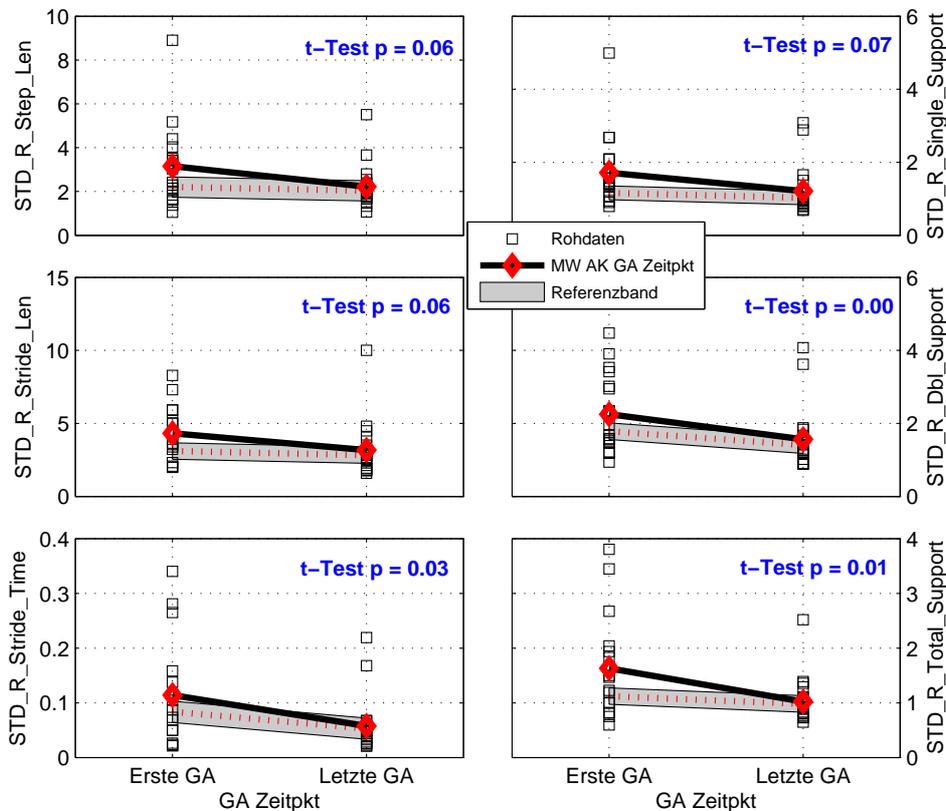


Abbildung 5.11: STD der RZP der Querschnittpatienten für die erste und letzte Ganganalyse des Rehabilitationsverlaufs.

untersucht. Dazu wird die bei der Darstellung der RZP im Rehabilitationsverlauf in Abb. 5.6 eingeführte Visualisierungsform eingesetzt.

Abb. 5.11 zeigt die Änderungen der STD RZP zu den Zeitpunkten der ersten und der letzten Ganganalyse. Im Prä-Post Vergleich zeigen sämtliche dargestellten Größen, dass die Variabilität der Raum-Zeit-Parameter im Therapieverlauf — zumindest annähernd statistisch signifikant — abnimmt. Im Gegensatz zum Verlauf der RZP (Abb. 5.6) bewegt sich hier der Mittelwert zwischen den beiden Zeitpunkten von deutlich erhöhten Werten aus in das Referenzband hinein.

Wie in Abb. 5.12 zu sehen, kommt dieser Verlauf auch in  $V_{Heel}$  zum Ausdruck. Auch hier liefert der Prä-Post-Vergleich signifikante Werte. Der Ausreißer zum Zeitpunkt „Letzte GA“ gehört zu einem Patienten, dessen mittlere Geschwindigkeit zu beiden Zeitpunkten bei  $v_{LB} = 0.5\text{m/s}$  lag.  $V_{Heel}$  nimmt hier also geringfügig ab, liegt aber zu beiden Zeitpunkten noch weit über dem zugehörigen Referenzband.

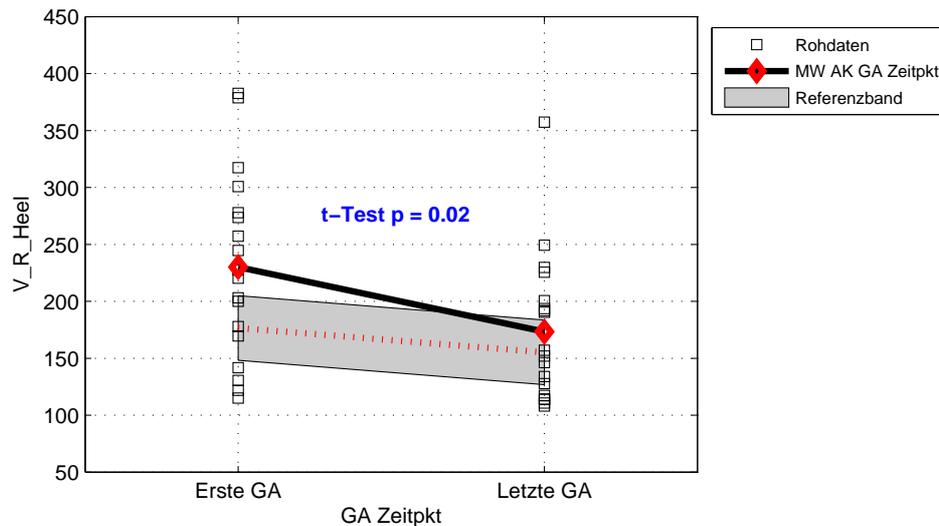


Abbildung 5.12:  $V_{Heel}$  für die erste und letzte Ganganalyse des Rehabilitationsverlaufs.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die Bewegungsvariabilität der untersuchten Patientengruppe bezüglich der hier eingesetzten Maße im Rehabilitationsverlauf statistisch signifikant verringert. Allerdings ist dabei zu berücksichtigen, dass gleichzeitig eine deutliche Geschwindigkeitssteigerung erfolgt, die in die Analyse einbezogen werden muss. Die Antwort auf die Frage, ob für ein schnelleres Gehen eine Reduktion der Variabilität Voraussetzung ist oder ob eine erhöhte Gehgeschwindigkeit zu einer verminderten Variabilität führt, lässt sich aus den Daten nicht ablesen.

### 5.2.2 Stabilität

Studien, die sich aus klinischer Sicht mit Bewegungsstabilität befassen, stellen zumeist die Frage in den Mittelpunkt, wie bei eingeschränkter Bewegungskontrolle Stolpern und Fallen vermieden und aufrechtes Gehen sichergestellt wird (HAHN UND CHOU, 2003; KREBS U. A., 2002; SLIWINSKI U. A., 2004). Es geht hierbei um die Auswirkungen makroskopischer Störungen, die den Körper an den Rand der Gleichgewichtsgrenze bringen.

Diese Frage ist bei der Laufbandlokomotion mit querschnittgelähmten Patienten auf dem Laufband von untergeordneter Bedeutung, da das aufrechte Gehen grundsätzlich durch den Entlastungsgurt sichergestellt wird. Von Interesse ist hier vielmehr, wie stabil der Bewegungsapparat bei gestörter Bewegungskontrolle die Gelenkwinkelverläufe reproduzieren kann. Geeignete Stabilitätsmaße (Lokale Divergenzexponenten,  $LR_{FM\_Stride}$ ) quan-

tifizieren die Auswirkungen sehr kleiner Störungen, die durch Ungenauigkeiten innerhalb des neuromuskulären Kontrollsystems entstehen oder von außen auf den Bewegungsapparat einwirken. Studien, die die Stabilität des Gehens in diesem Sinne untersuchen, gibt es nur einige wenige BUZZI U. A. (2003); DINGWELL U. A. (2001B); HURMUZLU U. A. (1996). Der folgende Abschnitt untersucht die Frage, inwiefern die infolge einer Rückenmarksverletzung beeinträchtigte Bewegungskontrolle mit einer veränderten Bewegungsstabilität einher geht.

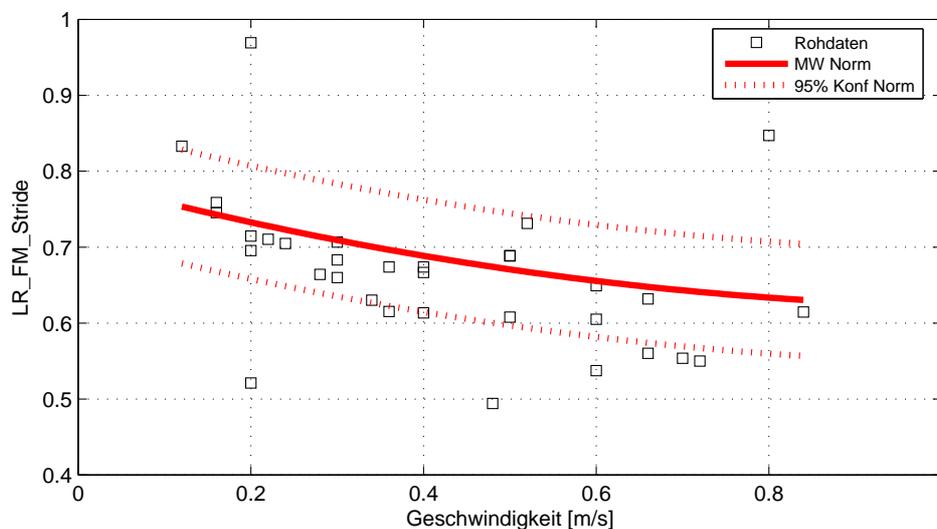


Abbildung 5.13:  $LR_{FM\_Stride}$  zu Rehabilitationsbeginn (alle Patienten).

ABWEICHUNGEN DER STABILITÄT ZU REHABILITATIONSBEGINN — In Abschnitt 4.2.3 wurden die über den Gangzyklus gemittelten Floquet-Faktoren  $LR_{FM\_Stride}$  als diejenige der getesteten Varianten ausgewählt, die bezüglich des Geschwindigkeitseinflusses auf die Stabilität die größte Aussagekraft hat. Das Maß ist für die Querschnittpatienten zu Beginn der Rehabilitation in Abb. 5.13 dargestellt, dabei ist die Geschwindigkeitsabhängigkeit durch die Regressionskurve wiedergegeben.

Abgesehen von wenigen Ausreißern sind keine wesentlichen Abweichungen von der Norm erkennbar. Allerdings ist auch der Verlauf der Regressionskurve über der Geschwindigkeit für das physiologische Gehen nur schwach ausgeprägt. Das kommt zum einen durch den kleinen Anteil erklärter Varianz in den Daten (24%) und zum anderen durch das relativ breite 95%-Konfidenzintervall zum Ausdruck (vgl. Abb. 4.16). Danach zeigen

Querschnittgelähmte bezüglich dieses Maßes zu Rehabilitationsbeginn keine wesentlich geringere Stabilität als gesunde Probanden. Das deutet darauf hin, dass die Patienten, die grundsätzlich für ein Gehtraining auf dem Laufband geeignet sind, bereits eine adäquate Bewegungsstabilität besitzen. Diese wird unter Umständen durch die stabilisierende Wirkung des Laufbands auf das Gangbild noch unterstützt (DINGWELL U. A., 2001B). Dabei ist sicherlich für einige Patienten die anfänglich hohe Entlastung vom Körpergewicht zusätzlich hilfreich. Die Entlastung hat jedoch laut den Ergebnissen aus Abschnitt 4.1.3 keine Auswirkungen auf die Floquet-Multiplikatoren, so dass dieser Aspekt damit nicht quantifiziert werden kann.

Dieses Maß wurde von HURMUZLU U. A. (1996) zur Beschreibung der Stabilisierung des freien Gehens aus dem Stand heraus — d. h. nach einer sehr großen „Störung“ — erfolgreich eingesetzt. Nach den hier ermittelten Ergebnissen erscheint es trotz der in Abschnitt 3.4.1 beschriebenen Weiterentwicklung fraglich, ob der Parameter die Stabilität auf dem Laufband gegenüber Störungen im Sinne kleiner Schritt-zu-Schritt-Abweichungen erfassen kann. Eine zusätzliche Tiefpassfilterung (8 Hz-Butterworth, keine Phasenverschiebung) konnte die Aussagekraft ebenso wenig verbessern wie zwei alternative Zustandsraum-Modelle, die auf den Geschwindigkeiten bzw. den Beschleunigungen der Markerkoordinaten basieren.

Im Gegensatz zu den modellbasierten Floquet-Multiplikatoren ermöglichen die lokalen Divergenzexponenten die Analyse der Bewegungsstabilität an den Einzelgelenken. Abb. 5.14 zeigt die LDE der rechten Seite für die Querschnittpatienten zu Beginn der Rehabilitation (linke Spalte Langzeitbereich  $\lambda_{LT}$ , rechte Spalte Kurzzeitbereich  $\lambda_{ST}$ ). Die roten Kurven beschreiben wiederum die in Kapitel 4 nachgewiesene quadratische Geschwindigkeitsabhängigkeit für das Normkollektiv.

Die Verteilung der Werte für die Querschnittpatienten ist für die beiden betrachteten Zeitskalen unterschiedlich: während sich im Kurzzeitbereich eine relativ starke Streuung um die Normregression zeigt, liegen die Werte im Langzeitbereich praktisch durchweg innerhalb des Konfidenzintervalls. Im Wesentlichen ist die Stabilität der Querschnittpatienten aber auch für die Bewegung der Einzelgelenke ähnlich der bei Gesunden.

Im Gegensatz zur Bewegungsvariabilität, die bei langsamen Geschwindigkeiten deutlich über der Norm liegt (Abb. 5.9), finden sich also für die Stabilität keine wesentlichen Unterschiede zur geschwindigkeitsspezifischen Norm. Das unterstreicht die Aussage aus Abschnitt 4.2.4, dass Variabilität und Stabilität nur teilweise in Zusammenhang stehen.

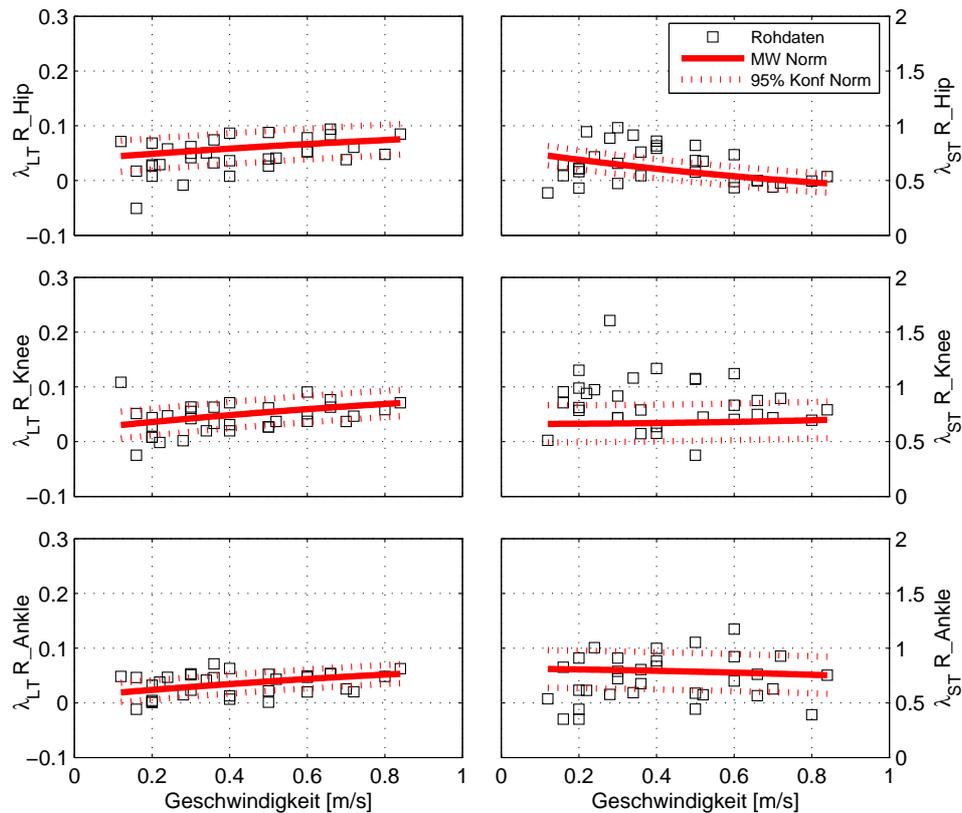


Abbildung 5.14: Langzeit- und Kurzzeit-Stabilität für die Sagittalwinkel der rechten Körperseite zum ersten Ganganalysetermin (alle Patienten).

STABILITÄT IM REHABILITATIONSVERLAUF — Da bereits zu Beginn der Rehabilitation, wenn potentiell die größten Abweichungen zwischen Patienten und Normprobanden auftreten, kaum Unterschiede nachzuweisen sind, verbleibt für den weiteren Verlauf kaum mehr Spielraum für eine Verbesserung der Stabilität im Sinne einer Annäherung an die Norm. Die ganz eindeutige Annahme der Nullhypothese („Mittelwerte sind gleich“,  $p=0.91$ ) in Abb. 5.15 bestätigt diese Vermutung.

Die Veränderungen der Bewegungsstabilität bezüglich der Einzelgelenke in Abb. 5.16 ergeben ein differenzierteres Bild. Während sich im Kurzzeitbereich visuell eine Abnahme der Werte andeutet, die allerdings in keiner Weise statistisch nachzuweisen ist, zeigen die  $\lambda_{LT}$  für den Langzeitbereich für das Knie und das Sprunggelenk signifikant höhere Werte zum Ende des Rehabilitationszeitraumes. In beiden Fällen weichen die Werte jedoch kaum von dem geschwindigkeitsspezifischen Referenzband ab.

Die Verläufe im Kurzzeitbereich sind zwar grundsätzlich vorsichtig zu

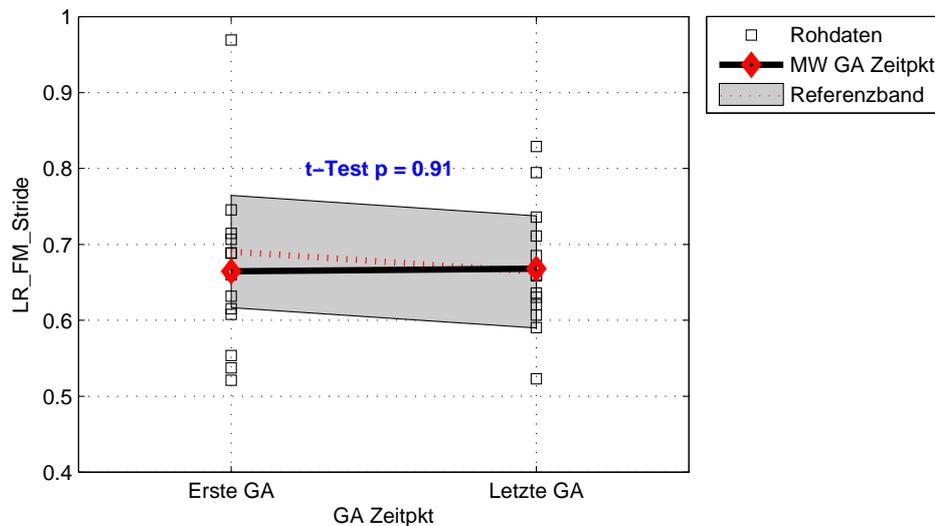


Abbildung 5.15:  $LR_{FM\_Stride}$  zu Anfang und Ende der Rehabilitation.

interpretieren, jedoch entspricht eine Abnahme der Werte und eine somit zunehmende Stabilität der anschaulichen Erwartung an einen erfolgreichen Rehabilitationsverlauf. Die Erwartung erfüllt sich für die Stabilität im Langzeitbereich nicht. Die  $\lambda_{LT}$  zeigen für alle drei sagittalen Gelenkwinkel signifikant ansteigende positive Werte und damit eine vordergründig zunehmende Instabilität. Ein solcher Anstieg mit der Gehgeschwindigkeit konnte im vorangegangenen Kapitel auch für das physiologische Gehen nachgewiesen werden. Aus den Ergebnissen ist somit zu schließen, dass die Abnahme der Stabilität eine Auswirkung der erhöhten Geschwindigkeit ist, die auch bei inkomplett querschnittgelähmten Patienten voll zum Tragen kommt.

In der Biomechanik wird unter Bewegungsstabilität typischerweise die Aufrechterhaltung der Gehbewegung gegen makroskopische äußere Störungen verstanden (HAHN UND CHOU, 2003). Die hier untersuchte Trajektorienstabilität der Gelenkwinkelattraktoren quantifiziert dagegen die Empfindlichkeit gegenüber sehr kleinen Störungen. Aus systemtheoretischer Sicht führt das zu folgender Interpretation: der Bewegungsattraktor spiegelt den augenblicklichen dynamischen Systemzustand wider, daher sagt seine Stabilität etwas darüber aus, wie stark das System an diesen Zustand gebunden ist. Sie liefert somit Hinweise auf die Flexibilität des Systems bzw. auf eventuelle zukünftige Veränderungen seines dynamischen Zustands. So werden in der Synergetik zunehmende Fluktuationen der kollektiven Variablen als Anzeichen für bevorstehende Zustandsänderungen (Attraktorwechsel) betrachtet (HAKEN U. A., 1985). Der Anstieg der LDE über den Rehabilitati-

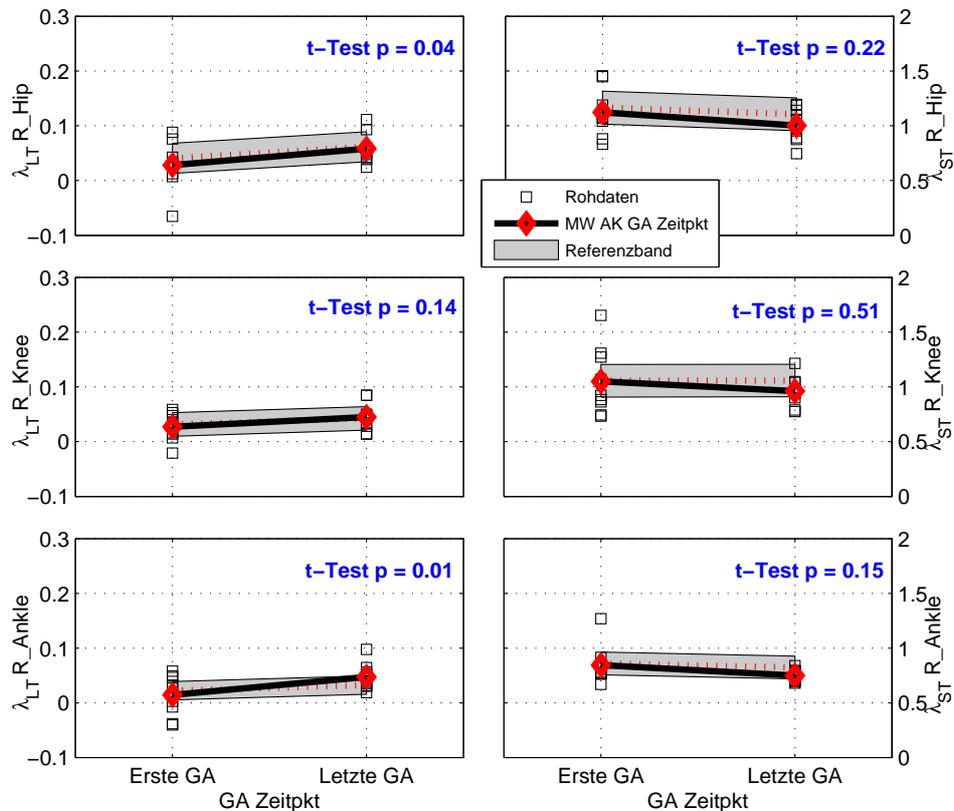


Abbildung 5.16: Langzeit- (links) und Kurzzeit-Stabilität (rechts) zwischen erster und letzter Ganganalyse im Rehabilitationsverlauf (alle Patienten) für Hüft-, Knie- und OSG-Verläufe (von oben nach unten).

onsverlauf lässt sich daher so deuten, dass die Querschnittpatienten in die Lage versetzt werden, mit der erhöhten Instabilität umzugehen, sie werden souveräner in der Ausführung ihrer Gehbewegung.

Neben diesen systemtheoretischen Überlegungen unterstreichen auch die Ergebnisse bezüglich der Stabilität im Rehabilitationsverlauf die Notwendigkeit einer klaren Abgrenzung von Stabilität und Variabilität: während die Variabilität zwischen erster und letzter Ganganalyse signifikant abnimmt, sinkt entgegen der gängigen Betrachtungsweise gleichzeitig auch die Stabilität. Die Ergebnisse werden auch durch die Arbeiten von [DINGWELL U. A. \(2001B\)](#) und [LI U. A. \(2005\)](#) bekräftigt.

## 5.3 Bewegungsdimensionalität bei Querschnittlähmung

### 5.3.1 Abweichungen in der Bewegungsdimensionalität

Ein zentraler Aspekt der Dynamischen Systemtheorie ist die Assoziation biomechanischer Freiheitsgrade mit der Anzahl dynamischer Freiheitsgrade eines nichtlinearen Systems. Diese werden erfasst durch die Dimension der rekonstruierten Attraktoren (NEWELL U. A., 2001). Die einzige bekannte Untersuchung, die sich mit der Dimensionsberechnung beim Gehen befasst, wurde von (DINGWELL U. A., 2000A) durchgeführt. Beim Vergleich gesunder Probanden und Patienten mit peripherer Neuropathie fanden sich signifikante Unterschiede in den LSE auf mittleren Längenskalen (DINGWELL U. A., 2000A). Die Unterschiede wurden von den Autoren als Folge einer veränderten Feinmotorik durch die bei den Patienten gestörten sensorischen Rückkopplung interpretiert. Das globale Gangmuster hingegen weist keine signifikanten Unterschiede bezüglich dieses Maßes auf.

Während bei den von DINGWELL U. A. (2000A) untersuchten Patienten lediglich eine sensorische Störung vorliegt, die nur in der Peripherie lokalisiert ist, führt eine Rückenmarksverletzung zu zentral bedingten Beeinträchtigungen. Diese betreffen sowohl sensorische als auch motorische Funktionen. Der folgende Abschnitt untersucht die Auswirkungen derartiger Störungen auf die Bewegungsdimensionalität.

REKONSTRUIERTE ATTRAKTOREN — Eine erste Abschätzung der Attraktordimension nach oben ergibt sich durch die Ermittlung der Einbettungsdimension mit Hilfe des Verfahrens der falschen Nachbarn. Für das physiologische Gangbild wurde im vorangegangenen Kapitel festgestellt, dass die Gelenkwinkelattraktoren in einem verhältnismäßig niederdimensionalen Einbettungsraum ( $d_E \lesssim 5$ ) vollständig rekonstruiert werden können (DINGWELL, 1998). Drastische Veränderungen in der Dimensionalität der Bewegungstrajektorien in Folge einer Rückenmarksverletzung sollten zu deutlich veränderten Werten der Einbettungsdimension führen.

Abb. 5.17 zeigt die %GFNN über der Einbettungsdimension für den rechten Kniegelenkwinkel zu Rehabilitationsbeginn. Die Verläufe ähneln denen bei gesunden Probanden, auch hier sinkt der Anteil falscher Nachbarn bei  $d_E \lesssim 5$  praktisch auf Null. Tabelle 5.3 zeigt die Werte für die sechs sagittalen Gelenkwinkel bis zu  $d_E = 8$ . Die Werte für die beiden Sprunggelenkwinkel erreichen erst bei höheren Einbettungsdimensionen vollständig die

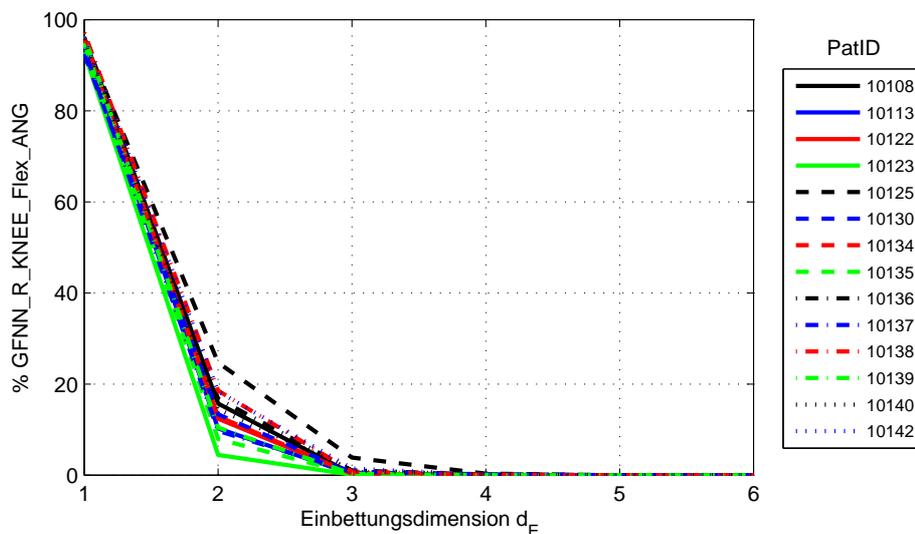


Abbildung 5.17: Anteil falscher Nachbarn (GFNN) für den rechten Kniegelenkwinkel der Querschnitt-Patienten zu Rehabilitationsbeginn.

Nulllinie, was zum einen auf eine erhöhte Komplexität dieser Winkelverläufe und zum anderen auf einen höheren Rauschanteil hindeutet. Allerdings sind die %GFNN auch hier hinreichend klein, um ebenfalls eine Einbettungsdimension von  $d_E = 5$  anzunehmen.

Insgesamt bestätigen diese Ergebnisse die Aussagen, die bereits aus der Kinematik abzulesen sind (vgl. Abb. 5.2): das Gangbild von inkomplett gelähmten Patienten, die in der Lage sind, an einem Gehtraining teilzunehmen, weicht nicht in solch drastischer Weise von der Norm ab, wie das von Patienten mit andersartigen Bewegungsstörungen (z. B. ICP-Patienten). Als Konsequenz daraus sind die Attraktoren bei inkompletter Querschnittlähmung in einem niederdimensionalen Einbettungsraum mit ähnlicher Größe rekonstruierbar wie beim physiologischen Gehen.

Gelenk	% GFNN							
	dE1	dE2	dE3	dE4	dE5	dE6	dE7	dE8
L_Ankle	96.41	26.90	3.17	0.68	0.42	1.94	0.01	0.00
L_Knee	95.52	14.25	1.11	0.05	0.00	0.00	0.00	0.00
L_Hip	94.21	7.66	0.17	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00
R_Ankle	96.46	25.13	2.67	0.66	0.22	0.20	0.36	0.00
R_Knee	95.31	13.57	0.80	0.09	0.00	0.00	0.00	0.00
R_Hip	94.20	7.66	0.25	0.03	0.00	0.00	0.00	0.00

Tabelle 5.3: % GFNN für die Einzelgelenke zu Rehabilitationsbeginn.

Aufbauend auf diesem Ergebnis können die Gelenkwinkelattraktoren

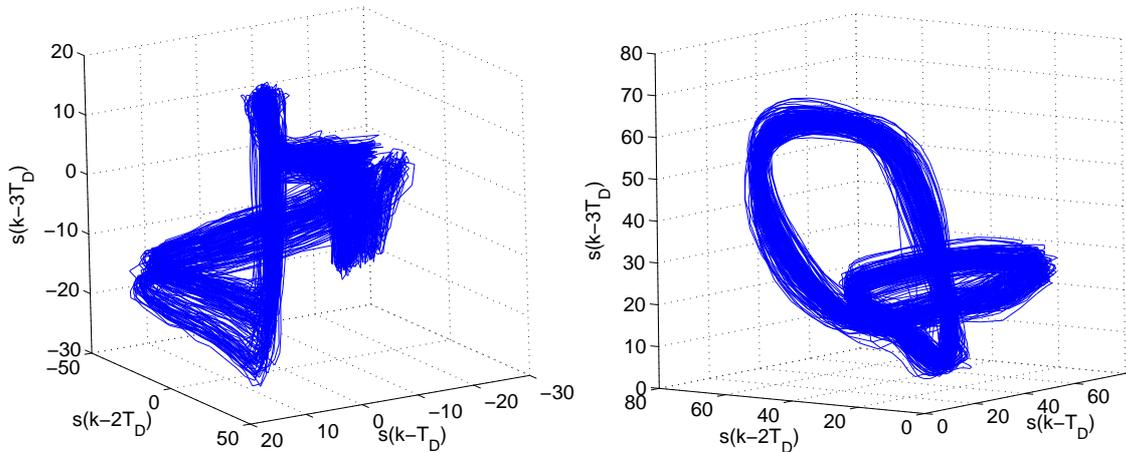
(a) Sprunggelenk links ( $d_E = 5, T_D = 10$ ).(b) Kniegelenk rechts ( $d_E = 5, T_D = 10$ ).

Abbildung 5.18: Rekonstruierte Attraktoren für PatID 10108.

mit einer geeignet gewählten Delay-Zeit im Zustandsraum rekonstruiert werden. Als Beispiele für die Attraktoren bei inkompletter Querschnittlähmung sind die Rekonstruktionen des linken Sprunggelenks und des rechten Kniegelenkwinkels für Patient 10108 in Abb. 5.18 dargestellt. Es bestätigt sich der aus den GFNN gewonnene Eindruck einer komplexeren Attraktorstruktur beim Sprunggelenk im Vergleich zu den anderen Winkeln.

**DIMENSIONSANALYSE** — Auch wenn sich im Hinblick auf die Einbettungsdimension keine Unterschiede in der Bewegungsdimensionalität bei Querschnittlähmung finden lassen, stellt sich darüber hinaus doch die Frage, ob sich die Feinstrukturen der Attraktoren vom gesunden Gang unterscheiden. Dazu ist die alleinige Ermittlung der %GFNN nicht geeignet, da diese Größe nicht ausreichend differenziert ist. Zur quantitativen Beschreibung der räumlichen Struktur des Attraktors werden die in Kapitel 3 eingeführten Local Scaling Exponenten (LSE) eingesetzt.

Abb. 5.19 zeigt den Verlauf der LSE für den linken Sprunggelenkwinkel der Querschnittpatienten zu Beginn der Rehabilitation im Vergleich mit der Norm (jeweils bei mittleren Geschwindigkeiten). Entsprechend dem klinisch sehr heterogenen Charakter der Lähmungsbilder zeigt sich ein sehr inhomogenes Bild. Es kann demzufolge geschlossen werden, dass die lähmungsbedingten Funktionsausfälle unterschiedliche Auswirkungen auf die Bewegungsdimensionalität haben. Auch wenn geschwindigkeitsbedingte Unter-

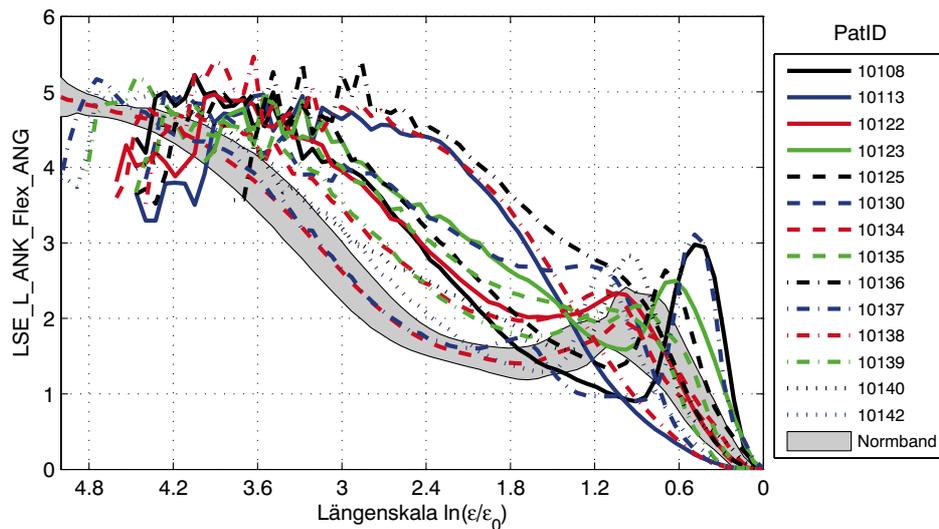


Abbildung 5.19: Local Scaling Exponent (LSE) des linken Sprunggelenkwinkels der Querschnitt-Patienten zu Rehabilitationsbeginn.

schiede hier nicht explizit berücksichtigt sind, nehmen die LSE-Verläufe der Patienten deutlich höhere Werte an als die der gesunden Probanden.

Zur Quantifizierung der Unterschiede wurde in Kapitel 3 der Parameter SR (Scaling Range) eingeführt, der einen Schätzwert für die Attraktordimension im Bereich mittlerer Längenskalen liefert (vgl. Seite 65). Die resultierenden SR für die sagittalen Gelenkwinkelverläufe sind in Abb. 5.20 dargestellt. Der Parameter hängt für gesunde Probanden von der Gehgeschwindigkeit ab (vgl. Abschnitt 4.3.2), was hier durch eine quadratische Regressionskurve berücksichtigt ist.

Die gewählte Darstellungsform ermöglicht einen geschwindigkeitsabhängigen Normvergleich, der folgenden Zusammenhang offenbart: bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten zeigen sich in der Tendenz deutliche Abweichungen der SR von der Norm. Bei höheren Geschwindigkeiten dagegen liegen die SR fast durchweg sehr nahe am Normverlauf.

Die SR sind ein quantitatives Maß zur Beschreibung der Attraktorstruktur und erfassen dessen Komplexität bezüglich einer bestimmten Längenskala im Zustandsraum. Eine Verbindung zwischen der systemdynamischen Größe SR und der Bewegungskontrolle lässt sich über die Zahl aktiver Freiheitsgrade des Systems herstellen (NEWELL UND VAILLANCOURT, 2001). Im Sinne dieses Zusammenhangs sind die Abweichungen von der Norm in Abb. 5.20 wie folgt zu interpretieren: zu Beginn der Rehabilitation sind die Patienten auf der Suche nach der für sie besten Kombination biomechani-

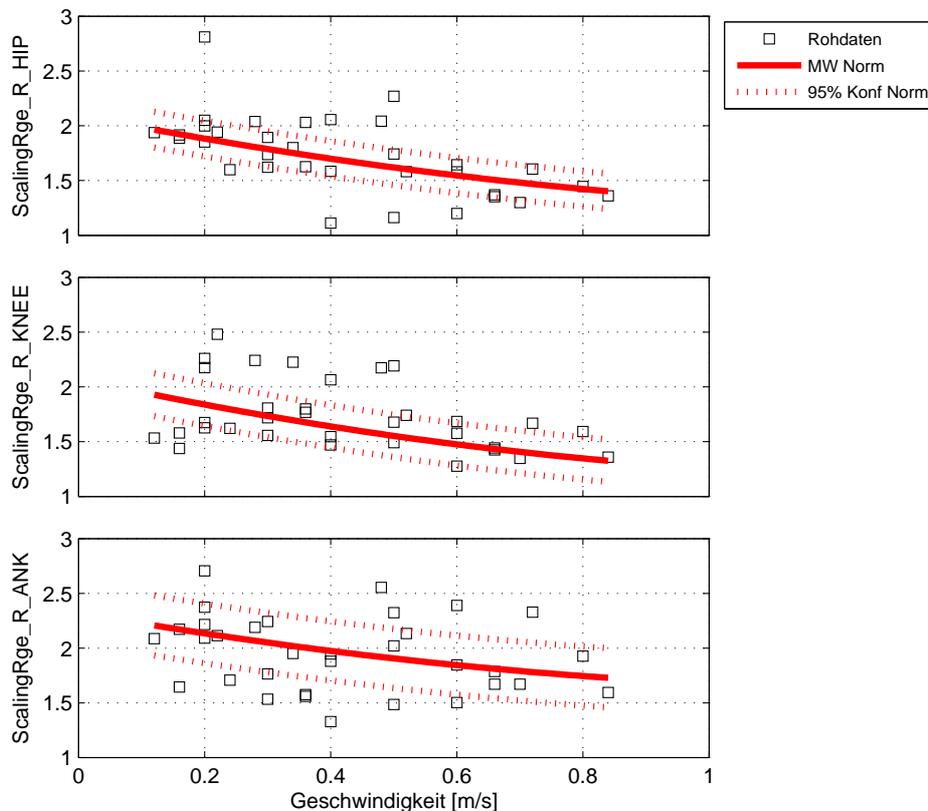


Abbildung 5.20: Scaling Range (SR) der Querschnitt-Patienten zu Rehabilitationsbeginn (alle Messungen).

scher Freiheitsgrade. Aufgrund des hohen Grades an Redundanz innerhalb des Bewegungsapparates stehen für die Lösung der motorischen Aufgabe Gehen unterschiedliche Ansätze zur Verfügung. Aus diesen werden je nach verbliebener Willkürmotorik und sensorischen Restfunktionen die effektivsten ausgewählt. Die Tatsache, dass die SR bei höheren Geschwindigkeiten keine großen Normabweichungen zeigen (Ausnahme rechtes Kniegelenk), deutet darauf hin, dass sich der Bewegungsapparat hier der physiologischen Attraktorstruktur angenähert hat. Gerade das ist eine mögliche Ursache dafür, dass die Patienten mit höheren Geschwindigkeiten gehen können.

### 5.3.2 Bewegungsdimensionalität im Rehabilitationsverlauf

Veränderungen in der Bewegungsdimensionalität konnten etwa von [MITRA U. A. \(1998\)](#) und [NEWELL U. A. \(2001\)](#) für das Erlernen neuer motorischer Aufgaben nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse untermauern die Aussagekraft systemdynamischer Freiheitsgrade für die Analyse von Veränderun-

gen in der Bewegungskontrolle. Die Auswirkungen von Therapieverfahren auf die Parameter wurden bisher noch nicht untersucht.

Im letzten Abschnitt wurden die Abweichungen in der Struktur der Gelenkwinkelattraktoren bei einer Rückenmarksverletzung untersucht. Im Folgenden wird nun überprüft, welchen Veränderungen die Bewegungsdimensionalität im Verlauf der Rehabilitation unterworfen ist.

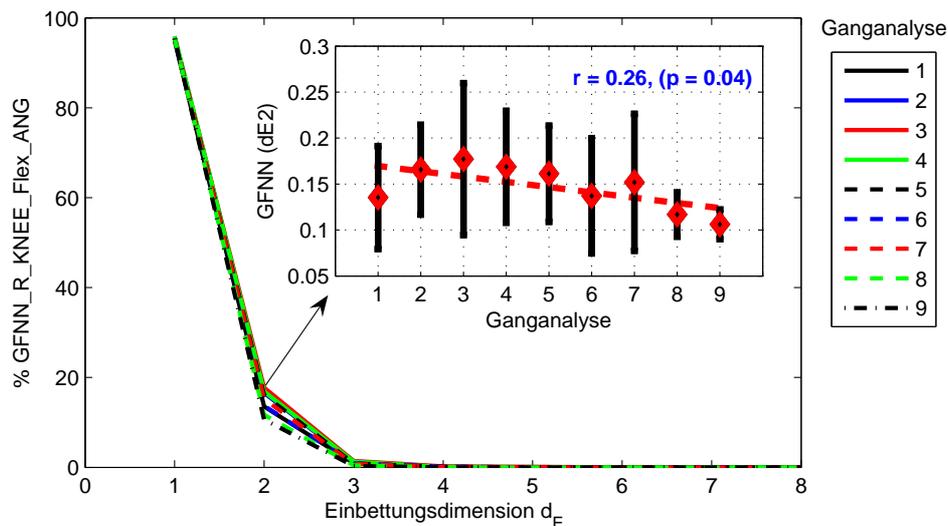


Abbildung 5.21: Anteile falscher Nachbarn (GFNN) für den rechten Kniegelenkwinkel der Querschnitt-Patienten im Verlauf der Rehabilitation.

REKONSTRUIERTE ATTRAKTOREN — In Abb. 5.17 wurde gezeigt, dass die Attraktoren zu Beginn der Rehabilitation, die potentiell die größten Abweichungen zeigen sollten, keine andere Einbettungsdimension verlangen als die gesunder Probanden. Es ist davon auszugehen, dass sich daran im Verlauf der Rehabilitation auch nichts ändert. Diese Annahme wird durch die in Abb. 5.21 dargestellten Verläufe der GFNN des rechten Kniegelenkwinkels über  $d_E$  für die 9 Untersuchungstermine bestätigt.

Das Verfahren der GFNN liefert eine ganze Zahl als Minimalwert für die Einbettungsdimension. Die %GFNN in den Einzeldimensionen ermöglichen jedoch darüber hinaus Aussagen darüber, wie „falsch“, die Attraktorrekonstruktion in der jeweiligen Dimension ist. Das ist praktisch die Vorstufe zur Berechnung der Attraktordimension. MITRA U. A. (1998) konnten für eine zweihändige Synchronisierungsaufgabe zeigen, dass die %GFNN für  $d_E = 4$  und 5 über den Lernprozess signifikant abnehmen.

In Abb. 5.21 sind im großen Maßstab nur für die Einbettungsdimension  $d_E = 2$  unterschiedliche Werte für die %GFNN zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten zu erkennen. Die Ausschnittvergrößerung im kleinen Teilbild zeigt die Werte über dem Rehabilitationsverlauf. Die Kurve zeigt deutlich fallende Tendenz und deutet somit auf abnehmende Komplexität der Attraktorstrukturen hin. Gemäß den Ergebnissen von MITRA U. A. (1998) ist das Ausdruck eines fortschreitenden Lernvorgangs. Allerdings ist diese Schlussfolgerung hier aufgrund der unterschiedlichen Anzahl von Datensätzen für die einzelnen Untersuchungszeitpunkte (vgl. Abb. 5.7) problematisch. Die statistischen Angaben sind somit lediglich als Hinweise zu werten. Eine gepaarter t-Test zwischen dem ersten und letzten Ganganalysetermin über das gesamte Kollektiv liefert für keines der Gelenke eine signifikante Abnahme der %GFNN( $d_E = 2$ ).

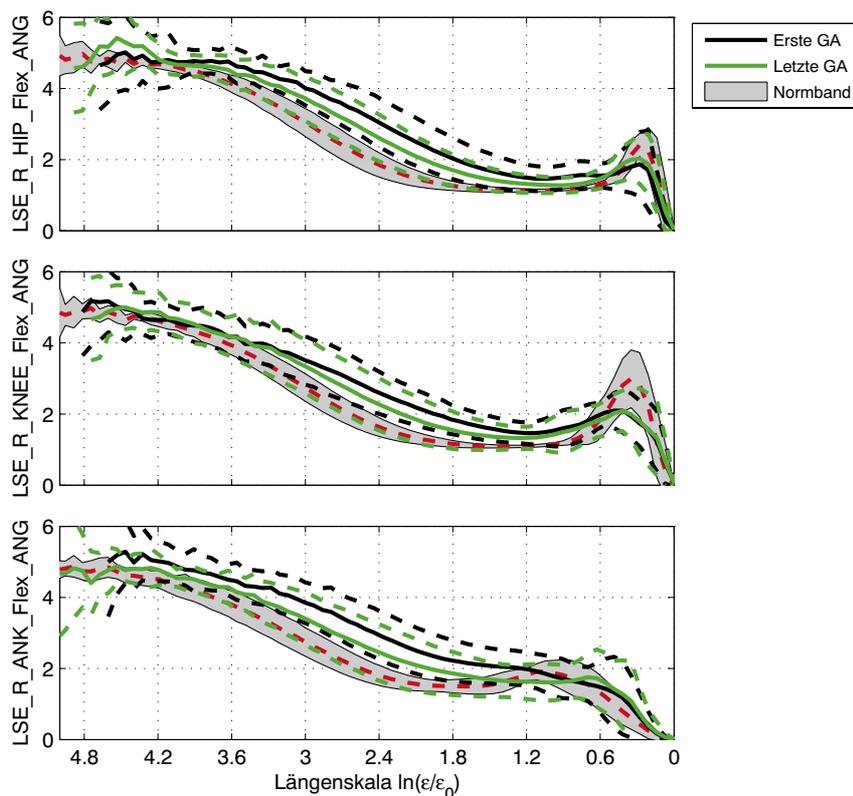


Abbildung 5.22: Local Scaling Exponent (LSE) für die sagittalen Gelenkwinkelverläufe (rechts) zu Beginn und Ende der Rehabilitation.

VERLAUF DER LOCAL SCALING EXPONENTS — Während die %GFNN für die Einzeldimensionen lediglich eine indirekte Aussage über die Komplexität des Attraktors liefern, beschreibt der Local Scaling Exponent (LSE) die Dimension der Attraktoren selbst. Abb. 5.22 zeigt den Verlauf des Parameters für die Sagittalwinkel der rechten Seite im Vergleich zwischen erster und letzter Ganganalyse des Rehabilitationszeitraumes. Es zeigt sich, dass die LSE für alle drei Gelenke bei mittleren Längenskalen ( $-3.6 < \ln \varepsilon / \varepsilon_0 < -1.2$ ) zum Ende der Rehabilitation deutlich unter denen zu Therapiebeginn liegen (mittlere Geschwindigkeiten für Patienten und Norm).

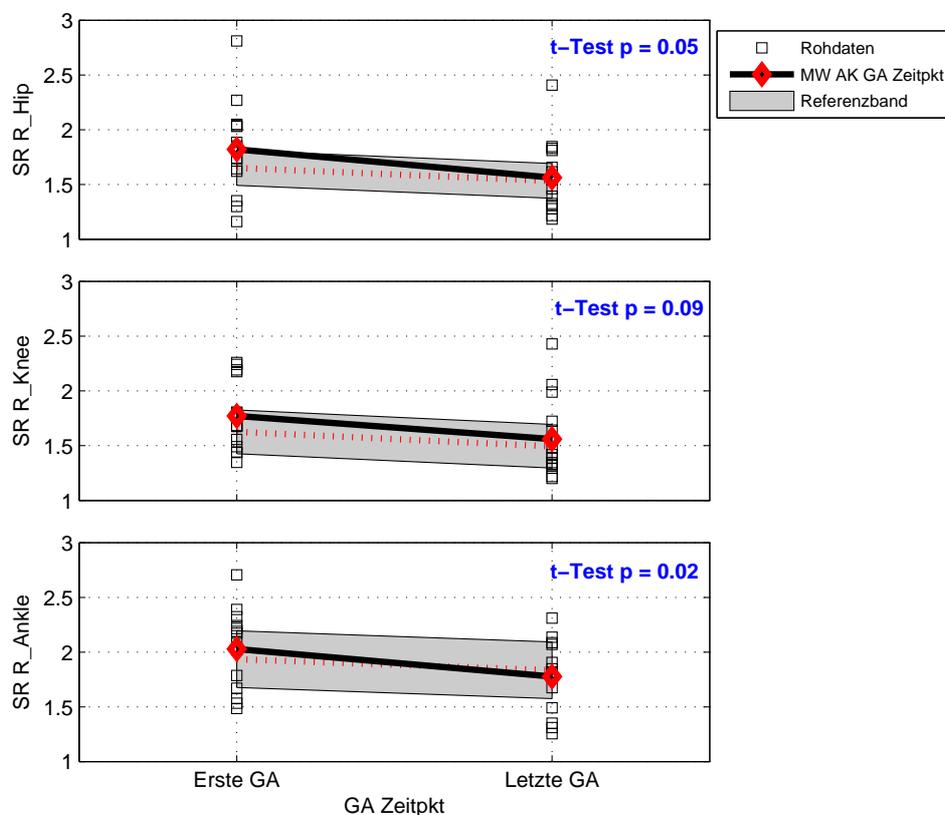


Abbildung 5.23: Vergleich der sagittalen SR zu Beginn und Ende der Rehabilitation (p-Werte aus gepaarten t-Tests).

Zur genaueren Untersuchung der Veränderungen in der Bewegungsdimensionalität zwischen den beiden Untersuchungszeitpunkten wird das Dimensionsmaß SR herangezogen. Das Maß ist für die gezeigten LSE-Verläufe in Abb. 5.23 dargestellt. Die Gruppenmittelwerte zum ersten Ganganalysetermin liegen etwas über den geschwindigkeitsspezifischen Normwerten am oberen Rand des 95%-Konfidenzintervalls. Aufgrund des signifikanten Ge-

schwindigkeitseinflusses ist es allerdings nur eingeschränkt möglich, diesen Normvergleich statistisch abzusichern.

Im Gegensatz dazu können die SR für die Patienten zwischen den beiden Untersuchungszeitpunkten einer statistischen Überprüfung unterzogen werden (t-Tests verbundene Stichproben). Die resultierenden p-Niveaus (vgl. Abb. 5.23) zeigen eine deutlich fallende Tendenz der SR im Rehabilitationsverlauf (die Werte für die linke Seite liegen mit 0.07, 0.09 und 0.07 etwas höher). Bei zwei Patienten (PatID 10122 und 10139) steigen die SR in praktisch allen Gelenken an; lässt man diese beiden Ausreißer unberücksichtigt, so wird der Abfall durchweg signifikant ( $p \approx 0.01$ ). Tabelle B.9 enthält die vollständige Liste der Prä-Post-SR. Der visuelle Eindruck aus den Kurvenverläufen in Abb. 5.22 und der Trend aus den %GFNN sind also auch statistisch nachweisbar.

Nach BERNSTEIN (1967) ist ein motorischer Lernprozess mit einer Reduktion der biomechanischen Freiheitsgrade verbunden. Die Dynamische Systemtheorie postuliert, dass sich die Reduktion auch in der Verringerung der Bewegungsdimensionalität widerspiegelt. Hieraus lässt sich der Schluss ziehen, dass die Patienten im Verlauf der Rehabilitation einen motorischen Lernprozess durchlaufen. Allerdings nennt NEWELL U. A. (2001) Untersuchungen aus der Literatur, in denen für unterschiedliche Bewegungsaufgaben sowohl Erhöhungen als auch Verringerungen der Dimensionen der jeweiligen Bewegungsgrößen angegeben werden.

Abb. 5.23 zeigt, dass die Bewegungsdimension des Kollektivs im Mittel abnimmt. Die in einzelnen Fällen zu findenden Zunahmen sind insofern nachvollziehbar, als ein Abklingen von Lähmungserscheinungen anschaulich eher zu einem Zugewinn an Freiheitsgraden führen sollte. Die valide Verknüpfung zwischen den abstrakten, systemdynamisch ermittelten Freiheitsgraden der nichtlinearen Dynamik und konkreten neuromuskulären Kontrollgrößen ist zum derzeitigen Kenntnisstand auch für physiologische Bewegungsabläufe nicht möglich. Mögliche Kontrollparameter werden in der Übersichtsarbeit von STEIN (1982) vorgeschlagen. Ein erweitertes Verständnis der Bewegungskontrolle bei Querschnittgelähmten ist durch den Einsatz von Methoden der biomechanischen Modellbildung zu erwarten (SCHABLOWSKI U. A., 2000, 2001B). Mögliche Verbindungen zwischen der Bewegungsdimensionalität und dem neurologischen Status der Querschnittpatienten werden im nächsten Abschnitt dargestellt.

## 5.4 Laufbandtherapie als motorischer Lernprozess

Im Tierversuch konnte gezeigt werden, dass die Plastizität des Nervensystems auch auf der Ebene des Rückenmarks zum Tragen kommt (DE LEON U. A., 1998B; WOLPAW UND TENNISSEN, 2001). Ebenso nutzen wichtige physiotherapeutische Verfahren Prinzipien des motorischen Lernens im Sinne des wiederholten, funktionsorientierten Übens (LEE U. A., 1991). Das wirft die Frage auf, inwiefern sich für die Laufbandtherapie bei Rückenmarksverletzungen motorische Lernprozesse nachweisen lassen.

Der vorliegende Abschnitt stellt zunächst die bisherigen Ergebnisse in Zusammenhang mit dem klinischen Status der Patienten. Dazu werden der ASIA-Score (neurologischer Status) und der WISCI (funktionelle Fähigkeiten) herangezogen (vgl. Anhang B.2). Darüber hinaus wird das Gangbild der Patienten hinsichtlich seiner Ökonomie untersucht. Dieser Aspekt ist nach BERNSTEIN (1967) neben Veränderungen der Zahl aktiver Freiheitsgrade ein wichtiges Kennzeichen eines fortschreitenden Lernprozesses.

### 5.4.1 Korrelation mit dem klinischen Status der Patienten

Der ASIA Score (MAYNARD U. A., 1997) beschreibt die neurologischen Defizite eines Patienten anhand von Ausfallerscheinungen an spezifischen Kennmuskeln. Er dient zunächst der Festlegung der Lähmungshöhe und des Lähmungsmaßes (WATERS U. A., 1991)<sup>2</sup>. Die ASIA Scores der Beine werden auch im LEMS (Lower Extremities Motor Score) zusammengefasst. Dieser Score stellt eine im Vergleich zu bildgebenden Verfahren einfache Methode zur Quantifizierung des „Impairment“ dar (WHO, 2005). Dagegen beschreibt der WISCI mit der Gehfähigkeit der Patienten in Abhängigkeit von benötigten Hilfsmitteln die Ebene der „Disability“ (vgl. Tabelle B.5).

Abb. 5.24 setzt den klinischen Status der hier untersuchten Patienten zum ersten Untersuchungszeitpunkt ins Verhältnis zu den Therapieparametern (BWS, mittlere  $v_{LB}$ ). Die rechte Spalte zeigt den LEMS und den WISCI im Vergleich zur Laufbandgeschwindigkeit. Überraschenderweise erreicht keiner der beiden Zusammenhänge statistische Signifikanz<sup>3</sup>. Beim WISCI er-

<sup>2</sup>Als ASIA Score wird hier verkürzt der ASIA Motor Score bezeichnet. Das sensorische Analogon des Tests, der sensible ASIA, bleibt hier unberücksichtigt (vgl. Formular B.2 im Anhang).

<sup>3</sup>Zur Beschreibung der Zusammenhänge mit dem WISCI als ordinal skaliertes Variable ist korrekterweise die Spearman-Rangkorrelation einzusetzen. Die beiden Werte sind allerdings hier sehr ähnlich und die auf der Grundlage des Pearson-Korrelationskoeffizienten berechnete Regressionsgerade wurde lediglich zur grafischen Veranschaulichung der Zusammenhänge eingetragen.

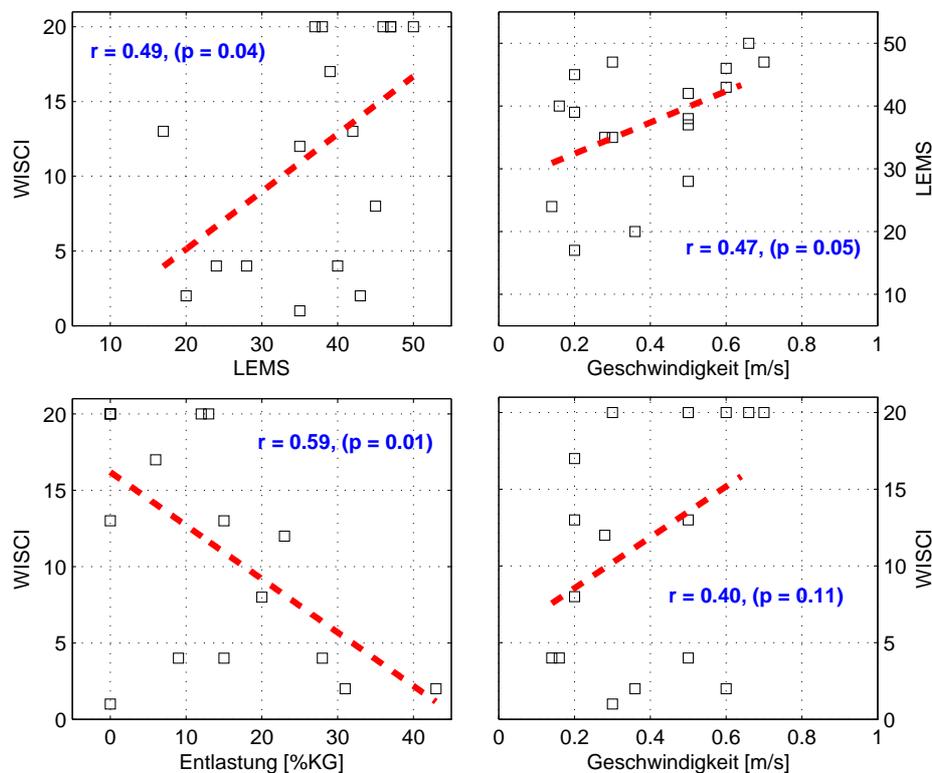


Abbildung 5.24: Korrelation LEMS (Lower Extremities Motor Score) und des WISCI mit der Laufbandgeschwindigkeit.

klärt sich dieser Umstand durch die vom Therapeuten festgelegte Entlastung vom Körpergewicht, die auf dem Laufband zum Teil höhere Geschwindigkeiten zulässt als beim freien Gehen (siehe Teilbild links unten). Insofern ist sie auf dem Laufband als Gegenstück zu den verschiedenen Gehhilfen des WISCI-Tests zu sehen.

Das obere linke Teilbild zeigt den Zusammenhang zwischen dem LEMS und dem WISCI, also zwischen der neurologischen Schädigung und der Gehfunktion. Es findet sich eine signifikante Korrelation, die in etwa den von [MORGANTI U. A. \(2005\)](#) angegebenen Werten entspricht. Da der LEMS die Ursache für die Funktionsausfälle beschreibt, ist eigentlich eine deutlich ausgeprägtere Abhängigkeit zu erwarten. Der mäßige Zusammenhang ist auf zwei Ursachen zurückzuführen: zum einen erfasst der LEMS nicht alle für das Gehen einsetzbaren Muskeln, so dass der Score nur eingeschränkte Aussagekraft bezüglich der Gehfunktion hat. Zum anderen kommen während des Gehens auch dynamische Kompensationseffekte zum Tragen, die nicht auf der statischen Aktivierung ausgewählter Muskeln beruhen.

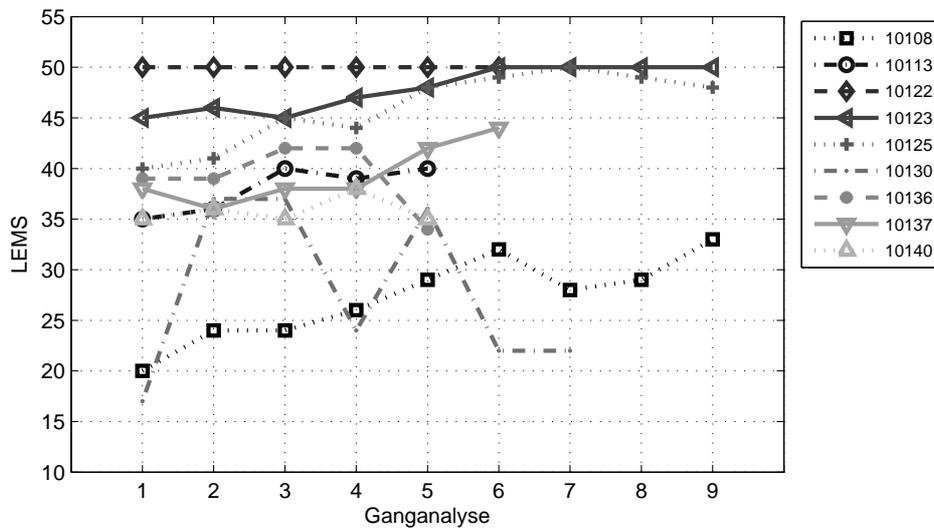


Abbildung 5.25: LEMS im Verlauf der Rehabilitation.

Der Einfluss der Laufbandtherapie auf funktionelle Verbesserungen muss daher unter Berücksichtigung der Verbesserungen im neurologischen Status untersucht werden. Abb. 5.25 zeigt den LEMS über den Verlauf der Rehabilitation hinweg, wobei sich zumeist deutliche Verbesserungen, zum Teil aber auch Verschlechterungen erkennen lassen (die starken Schwankungen bei Patient 10130 sind dadurch bedingt, dass die ASIA Scores einer Seite teilweise wegen Spastik nicht zu testen waren – Testergebnis „NT“). Es ist davon auszugehen, dass die Verbesserungen sowohl aus Spontanerholungseffekten resultieren als auch durch therapeutische Maßnahmen gefördert werden. Eine genauere Analyse der jeweiligen Anteile beider Ursachen ist hier vor allem deswegen nicht möglich, weil alle untersuchten Patienten noch in der Akutphase waren (vgl. Tabelle B.3, Lähmungseintritt). Dazu ist eine Untersuchung an einer größeren Anzahl von Patienten im chronischen Stadium ( $\geq 2$  Jahre nach Lähmungseintritt) erforderlich.

Um zu untersuchen, ob es zu Verbesserungen im Rehabilitationsverlauf kommt, die nicht von wesentlichen Verbesserungen des neurologischen Status begleitet werden, wurden die Patienten mit einem Unterschied prä-post im LEMS von  $\Delta LEMS > 5$  aus der Analyse ausgeschlossen. Ein gepaarter t-Test zwischen der ersten und letzten Ganganalyse liefert die in Tabelle 5.4 dargestellten Signifikanzniveaus. Während die Gehgeschwindigkeit selbst nicht in der Liste auftaucht ( $p=0.16$ ), finden sich mit den Schrittlängen an den ersten drei Positionen Parameter, die wesentlicher Ausdruck eines schnelleren Gehens sind. Darüber hinaus ergeben sich aber auch signifikante Ver-

Merkmal	Erste GA-Letzte GA
L_Step_Len	0.0031
L_Stride_Len	0.0053
R_Stride_Len	0.0054
LambdaLT_L_HIP_Flex_ANG	0.011
STD_L_Dbl_Support	0.013
WISCI	0.014
Entlastung [%KG]	0.016
R_Step_Len	0.019
STD_R_Dbl_Support	0.024
STD_L_Single_Support	0.036
LambdaLT_L_ANK_Flex_ANG	0.038
STD_R_Total_Support	0.043
dE2_GFNN_L_KNEE_Flex_ANG	0.045
dE2_GFNN_R_KNEE_Flex_ANG	0.046

Tabelle 5.4: p-Werte für gepaarten t-Test zwischen der ersten und letzten Ganganalyse (nur die 12 Patienten mit  $\Delta\text{LEMS} \leq 5$ ).

besserungen in der Stabilität der Einzelgelenke ( $\lambda_{LT}$ ) und der Variabilität. Das lässt zwei Interpretationen zu: 1. es kommt zu signifikanten funktionellen Verbesserungen der Gehfunktion trotz sehr geringer Verbesserungen des neurologischen Status, 2. es ist gerade die Verbesserung um 5 Punkte im LEMS, die für relevante Verbesserungen notwendig ist. Welche der beiden Möglichkeiten eher zutrifft, kann wegen der hier vorliegenden Patientenzahlen nicht entschieden werden. Für die zweite Erklärung spricht folgendes: bei Auswahl der neun Patienten, die sich um weniger als 5 Punkte verbessert haben, ergibt sich lediglich für die L\_Step\_Len eine knapp signifikante Verbesserung ( $p = 0.049$ ).

#### 5.4.2 Bewegungseffizienz im Rehabilitationsverlauf

Die von [BERNSTEIN \(1967\)](#) vertretene Hypothese, dass ein Lernprozess mit einer Ökonomisierung der Bewegungsabläufe einhergeht, wird durch experimentelle Studien unter anderem von [SPARROW UND NEWELL \(1994\)](#) und [ALMASBAKK U. A. \(2001\)](#) gestützt. In Hinblick auf die Bewertung von Rehabilitationsverläufen wird diese These hier erstmals untersucht.

Als Maß für Bewegungseffizienz wurden im vorangegangenen Kapitel die Parameter  $ER_{int}$  und  $ER_{nb}$  eingeführt. Sie erfassen den Austausch zwischen kinetischer und potentieller Energie innerhalb eines Körpersegments ( $ER_{int}$ ) und den Energieaustausch zwischen benachbarten Segmenten ( $ER_{nb}$ ). Da

beide Parameter dort ähnliche Aussagen lieferten, wird hier nur  $ER_{nb}$  weiter untersucht (dieser erfasst laut [CAVANAGH U. A. \(1985\)](#) die tatsächlichen biomechanischen Gegebenheiten am besten).

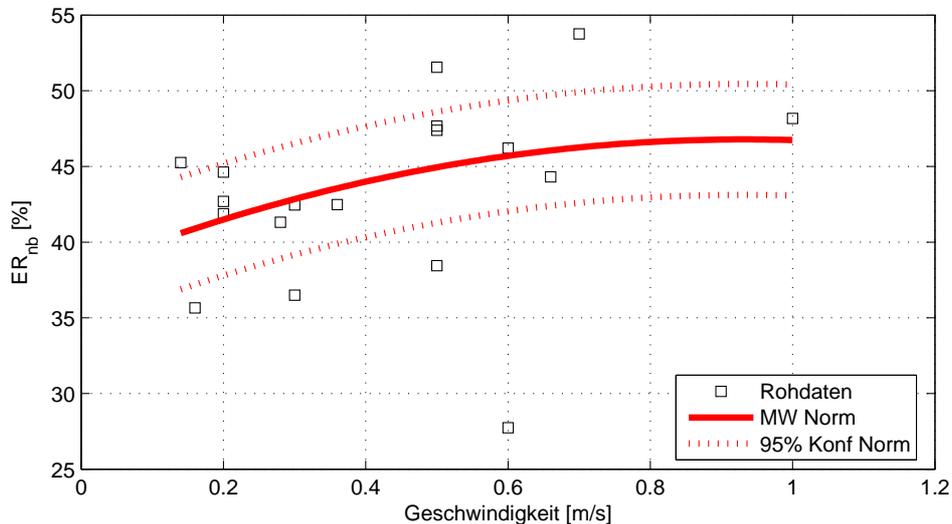


Abbildung 5.26: Bewegungseffizienz zu Beginn der Rehabilitation über der Geschwindigkeit im geschwindigkeitsspezifischen Normvergleich.

Abb. 5.26 zeigt den Parameter für das Kollektiv der Querschnittpatienten zu Beginn der Rehabilitation. Der Vergleich mit der Geschwindigkeitsabhängigkeit des Parameters für das physiologische Gehen zeigt, dass die Patienten im Wesentlichen ähnlich effizient gehen wie die Norm. Auffällig ist eine „schwache“ Gruppe, die bei langsamen Geschwindigkeiten geht und deutlich weniger von energetischen Austauschprozessen profitiert. Letzteres mag ein Grund dafür sein, dass diese Patienten keine höheren Geschwindigkeiten erreichen können.

Die Betrachtung der Bewegungseffizienz im Verlauf der Rehabilitation liefert die in Abb. 5.27 dargestellten Resultate (Gruppe PatMin5GA). Es zeigt sich eine ansteigende Tendenz über den Untersuchungsterminen (Prä-Post Vergleich signifikant mit  $p < 0.01$ ). Das deutet darauf hin, dass die Patienten im Rehabilitationsverlauf mehr und mehr in der Lage sind, sich energetische Austauschprozesse für die Gehbewegung zu Nutze zu machen. In diesem Sinne erlernen sie im Rehabilitationsverlauf eine energetisch effizientere Fortbewegungsweise. Die Literatur beschreibt ähnliche Veränderungen für weniger alltägliche Formen der Fortbewegung. So konnten [SPARROW UND NEWELL \(1994\)](#) für das Krabbeln auf dem Laufband anhand des Sauerstoffverbrauchs zeigen, dass die Probanden über die Untersuchungsdauer

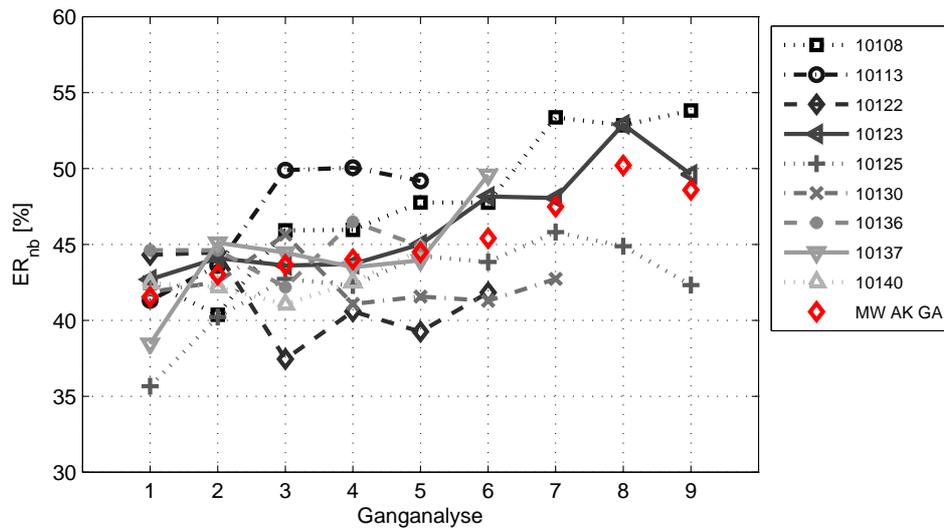


Abbildung 5.27: Austausch von mechanischer Energie zwischen benachbarten Segmenten im Rehabilitationsverlauf (Gruppe PatMin5GA).

tatsächlich eine Effizienzsteigerung im Sinne eines reduzierten Stoffwechselenergieverbrauchs erreichen.

Ein wichtiger Unterschied zur Rehabilitation bei Bewegungsstörungen besteht darin, dass die Probanden in der angeführten Studie eine *neue* Bewegungsaufgabe erlernen. Für die letzte Phase eines solchen Lernvorgangs postuliert [BERNSTEIN \(1967\)](#) eine Steigerung der Effizienz in dem Sinne, dass trägheitsbedingte Gegenbewegungen der beteiligten Körpersegmente, die bis dahin störende Nebeneffekte waren, nun mehr und mehr für die Bewegungsdurchführung genutzt werden können. Bei der Rückgewinnung der Gehfähigkeit bei Querschnittslähmungen handelt es allerdings nicht um das Erlernen einer völlig neuen Bewegung, insbesondere dann, wenn es sich um erwachsene Patienten geht, die vor ihrer Rückenmarksverletzung bereits gehen konnten. Die Überlegungen [BERNSTEINs](#) müssen nicht zwangsläufig auf solche Vorgänge übertragbar sein.

Messungen des Sauerstoffverbrauchs wurden wegen des zusätzlichen apparativen Aufwands und der mangelnden Compliance der Patienten im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt. Darüber hinaus ist es für den validen Einsatz der Methode Voraussetzung, dass die Patienten sich im anaeroben Bereich bewegen (keine „Sauerstoffschuld“, [CAVANAGH UND KRAM \(1985\)](#)). Die therapiebedingte Erhöhung der Konzentration bestimmter Stoffwechselmarker (Laktat) weist jedoch darauf hin, dass diese Voraussetzung nicht unter allen Umständen gegeben ist ([ONASCH U. A., 2001](#)).

## 5.5 Zusammenfassung und Wertung

Das vorliegende Kapitel untersucht das Gangbild bei inkompletter Querschnittlähmung anhand einer Vielzahl von Parametern. Dabei wurden praktisch sämtliche relevanten Aspekte der Gehbewegung erfasst. Darüber hinaus wurde die Analyse auf die Methoden der nichtlinearen Dynamik ausgeweitet. Ein statistisch vollständig abgesichertes Studiendesign für Fragestellungen im Bereich der Querschnittlähmung ist aufgrund begrenzter Patientenzahlen und des sehr inhomogenen Krankheitsbildes prinzipiell schwierig (vgl. Studien aus den USA, „Miami-Project“, DOBKIN U. A., 2003). Diese Einschränkungen gelten auch für das hier untersuchte Patientenkollektiv (vgl. Tabelle B.3), so dass integrale Aussagen nur bedingt möglich sind.

Trotzdem konnten im vorliegenden Kapitel eine Reihe neuer Erkenntnisse bezüglich der Laufbandlokomotion gewonnen werden:

**Geschwindigkeitseinfluss** Die Bedeutung der Gehgeschwindigkeit für die Bewertung des Rehabilitationsverlaufs ist weitaus größer als bisher angenommen. Sie ist nicht nur ein Maß für die aktuelle Leistungsfähigkeit der Patienten, sondern hat auch gravierenden Einfluss auf sämtliche relevanten Untersuchungsparameter. Dieser Einfluss wurde hier erstmalig ausführlich in die Bewegungsanalyse einbezogen. Das wurde zum einen durch geeignete Visualisierungsformen im Vergleich zu einem Normkollektiv und zum anderen durch eine geschwindigkeits-spezifische Weiterentwicklung eines bestehenden Maßes für die Gangqualität erreicht ( $NM_{\text{Sag}} v_{\text{ref}} \text{ indiv}$ ).

**Rehabilitationsverlauf** Der Rehabilitationsverlauf bei inkompletter Querschnittlähmung ist durch folgende Aspekte charakterisiert:

- Die Abweichungen in der Kinematik, beschrieben durch  $NM_{\text{Sag}} v_{\text{ref}} \text{ indiv}$ , ändern sich im Vergleich zur geschwindigkeitsäquivalenten Norm nicht.
- Die Raum-Zeit-Parameter verändern sich entsprechend den geschwindigkeitsbedingten Normwerten.
- Die Bewegungsvervariabilität nimmt signifikant ab.
- Die Langzeitstabilität ( $\lambda_{LT}$ ) nimmt ab.
- Die Bewegungseffizienz nimmt signifikant zu.

**Motorisches Lernen** Durch den neu eingeführten Parameter SR konnte gezeigt werden, dass die Dimension der rekonstruierten Gelenkwinkelattraktoren im Therapieverlauf auf mittleren Längenskalen statistisch signifikant abnimmt. In Verbindung mit der verringerten Bewegungsvariabilität und der erhöhten Bewegungseffizienz weist das auf Aspekte eines motorischen Lernprozesses im Rehabilitationsverlauf hin. Entscheidend ist dabei allerdings eine minimale Verbesserung des neurologischen Status (LEMS).

Während die Prä-Post-Vergleiche zumeist signifikante Ergebnisse lieferten, konnten — bei adäquater Berücksichtigung der Gehgeschwindigkeit — kaum geschwindigkeitsunabhängige Unterschiede zur Norm nachgewiesen werden. Das kann zum einen an der begrenzten Zahl von Patienten liegen, zum anderen ist zu vermuten, dass das eine prinzipielle Eigenschaft der Lokomotion bei Querschnittlähmung ist: sowohl die Verläufe der Gelenkwinkel als auch die komplexeren Parameter der nichtlinearen Dynamik ( $\lambda$ , SR) weisen darauf hin, dass die Patienten, die grundsätzlich in der Lage sind, an einem Gehtraining teilzunehmen, nur wenig von der Norm abweichen.

Im Sinne der Theorie dynamischer Systeme führt eine Verletzung des Rückenmarks also nicht zu einem Wechsel des dynamischen Systemzustands. Die Frage, ob es das Ziel der Therapie sein soll, unter den geänderten Rahmenbedingungen neue Bewegungsmuster zu erlernen oder zu den gewohnten zurückzufinden, ist in vielen Bereichen der Rehabilitation relevant (LATASH UND ANSON, 1996). Für die Lokomotion bei Querschnittlähmung ist diese Frage aufgrund der hier vorliegenden Arbeit zu Gunsten der zweiten Option beantwortet.



---

## Zusammenfassung

*Die Naturwissenschaft beschreibt und erklärt die Natur nicht einfach so, wie sie „an sich“ ist. Sie ist vielmehr ein Teil des Wechselspiels zwischen der Natur und uns selbst. Sie beschreibt die Natur, die unserer Fragestellung und unseren Methoden ausgesetzt ist.*

WERNER HEISENBERG (1901–1976)

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung eines neuartigen Diagnostiksystems zur biomechanischen Analyse des Gehens auf dem Laufband (Kapitel 2). Das System ermöglicht die systematische Anwendung erweiterter Verfahren der Bewegungsanalyse (Kapitel 3). Als Basis für die differenzierte Bewertung des Gangbildes bei inkompletter Querschnittlähmung wurden umfangreiche Untersuchungen der Lokomotion auf dem Laufband bei gesunden Probanden durchgeführt (Kapitel 4). Auf dieser Grundlage wurde erstmals der Rehabilitationsverlauf bei Querschnittlähmung unter Berücksichtigung der Prinzipien der Dynamischen Systemtheorie untersucht. Dadurch konnten wesentliche neue Aussagen sowohl in Bezug auf Grundlagenfragen als auch hinsichtlich klinischer Anwendungen getroffen werden (Kapitel 5).

### 6.1 Zusammenfassung wesentlicher Ergebnisse

#### 6.1.1 Entwicklung und Realisierung neuartiger Konzepte

Die zentrale, innovative Idee der vorliegenden Arbeit besteht in der Zusammenführung verschiedener Stoßgebiete der medizinisch-technischen Forschung zu einem neuartigen Untersuchungsansatz der Lokomotion bei Querschnittlähmung. Dabei wurden folgende wesentliche Neuerungen eingeführt:

1. Die erforderlichen technischen Voraussetzungen wurden geschaffen, um die Erfassung von Ganganalysedaten bei inkomplett querschnitt-

gelähmten Patienten im Rahmen dieser Arbeit zu ermöglichen (SCHABLOWSKI U. A., 1999B, 2001D).

2. Auf der Grundlage neuer, hardwarenaher Algorithmen wurde die exakte Synchronisierung eines Bewegungsanalysesystems und eines Diagnostiklaufbands realisiert. Dadurch konnte die konsistente Erfassung der Messgrößen, die zur Bearbeitung der offenen Fragen notwendig waren, gesichert werden. Insbesondere gelang es, die lückenlose Dokumentation des Rehabilitationsverlaufs bei inkompletter Querschnittlähmung in teilautomatisierter Art und Weise durchzuführen (SCHABLOWSKI U. A., 1999A, 2001A).
3. Ein Verfahren zur automatisierten Erkennung von Schrittzyklen auf dem Laufband wurde entwickelt und implementiert. Dieser neue Ansatz ist die notwendige Grundlage für die Verarbeitung langer Messreihen beim Gehen auf dem Laufband, die die Voraussetzung für die Anwendung der in der Arbeit eingesetzten Methoden ist.
4. Ein neuartiges Datenbankkonzept wurde entwickelt, welches zum einen die strukturierte Archivierung umfangreicher Datenmengen mit unterschiedlichsten Messmodalitäten sicherstellt und zum anderen ein Maximum an Flexibilität bei der Konfiguration mit einem Höchstmaß an Standardisierung bei der Anwendung von Datenvisualisierungen verknüpft (SCHABLOWSKI U. A., 2004).
5. Auf der Grundlage eines erheblich erweiterten Bezeichnerkonzepts wurde die enge Verknüpfung einer Datenauswertumgebung mit einer Merkmalsdatenbank realisiert. Die so ermöglichte teilautomatisierte Berechnung neuer Merkmale auf der Grundlage von messtechnisch erfassten Daten war die notwendige Voraussetzung für die Verarbeitung der umfangreichen Datensätze in dieser Arbeit (SCHABLOWSKI UND SCHWEIDLER, 2005A,B).

### 6.1.2 Kernaussagen der Datenauswertung

Unter Nutzung der neuen Möglichkeiten für die Datenerfassung und -auswertung wurden umfangreiche Analysen des Gehens bei Gesunden und bei inkomplett Querschnittgelähmten vorgenommen, deren Ergebnisse die bisher bekannten Arbeiten in vieler Hinsicht ergänzen. Darüber hinaus konnten folgende neue Ergebnisse erzielt werden:

1. Die Gewichtsentlastung hat beim physiologischen Gehen geringen aber signifikanten Einfluss auf die Kinematik und die Variabilität, die Stabilität wird dagegen kaum beeinflusst.
2. Die Gehgeschwindigkeit hat beim physiologischen Gehen gravierenden Einfluss auf die Kinematik, die Variabilität, die Stabilität und die Bewegungseffizienz. Der Einfluss lässt sich bei Gesunden für viele Parameter mit hoher Genauigkeit durch quadratische Regressionen modellieren.
3. Die Struktur der rekonstruierten Attraktoren für die Gelenkwinkelverläufe wird bei Gesunden merklich von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst. Dies wurde anhand des neu eingeführten Merkmales ScalingRge (SR) statistisch untermauert.
4. Anhand physiologischer Bewegungsdaten wurde gezeigt, dass bestehende Maße zur Quantifizierung pathologischer Abweichungen von einem Referenzgangbild stark von der Gehgeschwindigkeit abhängen, bei der die jeweiligen Referenzdaten aufgenommen wurden. Für die quantitative Bewertung des Gangbildes bei inkompletter Querschnittlähmung wurde eine geschwindigkeitsspezifische Erweiterung des Maßes eingeführt, die die Abhängigkeit nicht mehr aufweist.
5. Die Gehgeschwindigkeit ist die zentrale Einflussgröße zur Bewertung sämtlicher relevanten Untersuchungsparameter für die Rehabilitation bei Querschnittlähmung und muss daher durch geschwindigkeitsspezifische Normvergleiche besonders berücksichtigt werden.
6. Der Rehabilitationsverlauf bei inkompletter Querschnittlähmung zeigt Anzeichen eines motorischen Lernprozesses im Sinne der Theorie von [BERNSTEIN \(1967\)](#). Dies ist vor allem an der Reduktion dynamischer Freiheitsgrade, quantifiziert durch das Dimensionsmaß SR und die Erhöhung der Bewegungseffizienz, festzumachen.
7. Das globale Gangbild inkomplett Querschnittgelähmter unterscheidet sich nur geringfügig von der geschwindigkeitsäquivalenten Norm. Dies weist darauf hin, dass die Patienten nicht etwa neue Bewegungsmuster suchen, sondern im Rehabilitationsverlauf wieder zu den gewohnten Mustern zurückstreben.

## 6.2 Ansätze für weiterführende Forschungsarbeiten

Aus den hier vorgestellten Zusammenhängen lassen sich mehrere verfolgbare Ansätze für weiterführende Forschungsarbeiten ableiten:

### 1. Multisensorische Beanspruchung der Patienten:

Die in der vorliegenden Arbeit erstmals durchgeführte Verknüpfung zwischen der Lokomotion bei Querschnittlähmung und der dynamischen Systemtheorie weist Parallelen auf mit der seit einigen Jahren von Mulder (1991; 2002) propagierten prozessorientierten Betrachtungsweise des Rehabilitationsprozesses bei Bewegungsstörungen. Während die hier untersuchten Patienten weitgehend „störungsfrei“ auf dem Laufband gingen, ist es darüber hinaus von großem Interesse, die Auswirkungen gleichzeitiger kognitiver und visueller Beanspruchungen der Patienten beim Bewegungstraining zu quantifizieren. Daraus ergeben sich wichtige Aussagen über eine zunehmend autonome Bewegungskontrolle im Rehabilitationsverlauf.

### 2. Bewegungsfeedback:

Arbeiten aus dem Bereich des motorischen Lernens und des Sports konnten zeigen, dass zusätzliche Informationen über den Bewegungsablauf den Lernvorgang beschleunigen können (SCHMIDT UND LEE, 1999). Bisher gibt es jedoch nur sehr wenige Versuche, diese Erkenntnisse in die Rehabilitation bei Bewegungsstörungen zu übertragen (WANN UND TURNBULL, 1993). Aufbauend auf den in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Erkenntnissen bezüglich des motorischen Lernens sind durch die Nutzung von Bewegungsfeedback erweiterte therapeutische Möglichkeiten für eine effektivere Lokomotionstherapie auf dem Laufband erreichbar. Erste Ansätze dazu sind in (KÖGEL U. A., 2005) sowie (SCHABLOWSKI-TRAUTMANN U. A., 2005) beschrieben.

### 3. Robotik:

Die in Kapitel 4 gewonnenen Erkenntnisse hinsichtlich der Bewegungsoptimierung beim physiologischen Gehen sind eine wichtige Grundlage für die Ableitung neuer Zielfunktionen im Rahmen von vorwärtsdynamischen Simulationsrechnungen und die Weiterentwicklung von zweibeinigen Laufmaschinen.

---

# **Tabellarische Literaturübersicht zur Ganganalyse**

LITERATURÜBERSICHT GANGANALYSE: VERGLEICH LAUFBAND - FREIES GEHEN		
	Phasendiagramm Kniegelenkwinkel	Visualisierung des Gewöhnungsprozesses
CHARTERIS UND TAVES (1978); WALL UND CHARTERIS (1980)	Theoretische Überlegungen	Aus mechanischer Sicht kein Unterschied bei Verwendung eines mit $v_{LB}$ bewegten Bezugssystems
VAN INGEN SCHENAU (1980)	17 gesunde Probanden (M/F) @ $v_{SH}$ , RZP, Kinematik	F: Max_Hip_Flex_ANG ↑, M: Max_Knee_Flex_ANG und Kadenz ↑, M+F: ROM_Hip und Kadenz ↑, Total_Support verkürzt
ALTON U. A. (1998)	12 ältere, 12 jüngere Probanden @ $v_{SH}$ , Herzfrequenz (HF), Kadenz	Beide Gruppen: Kadenz LB<FG, Stride_Len LB um 3% ↑, LB: HF bei Älteren um 6 Schläge/min ↑
GREIG U. A. (1993)	12 gesunde Probanden, 10min FG/LB @ $v_{SH}$ , ZRSTD, $\lambda_{max}$	Gehen auf LB ist signifikant stabiler und weniger variabel
DINGWELL U. A. (2001B)	18 Schlaganfallpatienten	LB verbessert Symmetrie des Gangbildes zwischen betroffener und gesunder Seite
HARRIS-LOVE U. A. (2001)	18 Schlaganfallpatienten, verschiedene % BWS; RZP, EMG	LB + BWS verbessert Gangsymmetrie, reduziert Spastik
HESSE U. A. (1999)	10 Probanden, Videos von Tibia- und Fersenbewegung	kein signifikanter Unterschied
LEMKE U. A. (1995)	16 Probanden, Kinematik Knie, RZP	Nach 6 min keine signifikanten Unterschiede ⇒ Gewöhnung abgeschlossen
MATSAS U. A. (2000)	7 Probanden @ 3 $v_{LB}$ , Kinematik, EMG, HF	LB: Kadenz, HF ↑, Kinematik, EMG: keine signifikanten Unterschiede
MURRAY U. A. (1985)	20 junge, 22 ältere Probanden, 4 $v_{LB}$ , O <sub>2</sub> -Verbrauch	signifikanter Einfluss von Alter und Gewicht auf $v_{LB}$ ; O <sub>2</sub> -Verbrauch LB<FG; 2x4 quadratische Gleichungen $VO_2$ $v_{LB}$ LB/FG
PEARCE U. A. (1983)	12 Erwachsene, 14 Kinder (6-7 J), gleiche Geschwindigkeiten, Kinematik, RZP	LB: Kadenz ↑ (7% E, 10% K); Stride_Len, Total_Support in Swing; bei E 5% ↑, bei K keine Änderung; Step_Width, Foot_Rot ↑ ⇒ Verschiebung der Gangphasen, Änderung der Gleichgewichts- kontrolle; LB: unterschiedliche Modulation des CPG wegen unter- schiedlichen afferenten Einflüssen
STOLZE U. A. (1997)	24 Probanden; 3 v-Stufen, vertikale GRF	keine Unterschiede in Kraftverläufen, 5-9% Unterschiede in Amplituden in MidStance und LateStance
WHITE U. A. (1998)		

LITERATURÜBERSICHT GANGANALYSE: EINFLUSS DER GEWICHTSENTLASTUNG		
	verschiedene	Überblicksarbeiten
DAVIS UND CAVANAGH (1993) EDGERTON UND ROY (2000) COLBY U. A. (1999)	10 Probanden, 0, 20, 40% BWS; $v_{LB} = 1.34 \text{ m/s}$ ; EMG, $O_2$	$O_2$ -Verbrauch, EMG-Quadriceps signifikant ↓ bei 40%
DONELAN UND KRAM (1997)	gesunde Probanden, BWS: 0,25, 0,5, 0,75, 1g; Total_Support, Froude number $F = v^2 / g L_{leg}$ , $rS = Stride\_Len / L_{leg}$	1. $F = \text{const} \Rightarrow \text{Total\_Support} = \text{const}$ , rS unverändert, 2. $v_{LB} = \text{const} \Rightarrow \text{Total\_Support}$ um 10% ↓, rS um 16% ↓ ⇒ Gehen ist nicht dynamisch ähnlich
FINCH U. A. (1991)	10 Probanden, 0, 30, 50, 70% BWS, EMG, RZP, Kinematik	Total_Support, Double_Support, Max_Hip_Flex, Max_Knee_Flex ↓, EMG stance muscles ↓
FLYNN U. A. (1997)	10 Probanden, Gehen/Rennen bei 0 und 20% BWS, Fußdruckverteilung, vertikale GRF	Force Peaks etwas stärker reduziert als vorgegeben, Kraft-Zeit-Integral entsprechend Vorgabe reduziert; Reduzierung des Fußdrucks je nach Bereich unterschiedlich ⇒ Druckreduktion in spezifischem Fußbereich schwierig
GRIFFIN U. A. (1999)	gesunde Probanden, verschiedene $v_{LB}$ : 0, 25, 50 und 75% BWS, mechanische Energie	Austausch $E_{pot} \leftrightarrow E_{kin}$ (Pendel) unabhängig von BWS ⇒ mechanische Arbeit bzgl. des Massenmittelpunktes liefert keine Erklärung für den hohen $O_2$ Verbrauch beim Gehen mit BWS
IVANENKO U. A. (2002)	gesunde Probanden, 0, 35, 50, 75, 95, 100% BWS, $v_{LB} = 0.7, 1.1, 2, 3, 5 \text{ km/h}$ , vertikale GRF, Kinematik, EMG	signifikante Änderungen GRF, kaum Änderungen Kinematik ⇒ kurzer Bodenkontakt ausreichend für genaue Kontrolle der Fuß-Trajektorie
NEWMAN U. A. (1994)	gesunde Probanden, Unterwasser LB; BWS, vertikale GRF, RZP	max GRF und Kadenz ↓ mit Schwerkraft (g) ↓, Total_Support unabhängig von g, Energieverbrauch ↓ mit g ↓
THRELKELD U. A. (2003)	17 Probanden; $v_{LB} = 1.25 \text{ m/s}$ , 0, 10, 30, 50 und 70% BWS	signifikante Änderungen RZP und Kinematik bei 50 and 70% BWS

LITERATURÜBERSICHT GANGANALYSE: EINFLUSS DER GEHGESCHWINDIGKEIT		
DINGWELL U. A. (2000B)	14 Patienten Neuropathie (NP), 12 Probanden (CO), 10min FG @ $v_{SN}$ , Sagittalkinematik, Beschleunigungen Oberkörper, max Lyap.-Exp. ( $\lambda$ )	NP gehen langsamer und lokal stabiler als CO Unterschiede in $\lambda$ korrelieren mit Geschwindigkeitsunterschieden, aber nicht mit Unterschiede im sensorischen Status ⇒ kleineres $v_{SN}$ der NP als Ausdruck einer Bewegungsstrategie, um stabileres Gehen zu erreichen
HESSE U. A. (2001)	24 Schlaganfallpatienten, LB 3 Stufen $v_{LB}$ : $v_{SN}$ , $v_{SN} \pm 25\%$ ; RZP, EMG, O2-Verbrauch	O2-Verbrauch ( $r = -.67$ ), Cardiac Cost ( $r = -.55$ ) ↓ mit $v_{LB}$ ↑ ⇒ zur Erhöhung der Bewegungseffizienz sollte $v_{LB}$ so hoch wie möglich gewählt werden
HOF U. A. (2002)	2 Gruppen gesunder Probanden, FG 5 $v_{FG}$ zwischen 0.75 und 1.75 m/s, EMG von 14 Muskeln	mittlere EMG-Aktivität aller 14 Muskeln aus 6 Konstanten und 10 geschwindigkeitsabhängigen Basismustern berechenbar, Ergebnisse als Grundlage eines CPC
LARSSON U. A. (1980)	23 Probanden, 20 bis 70 Jahre, FG fünf Stufen $v_{FG}$	Regressionsgleichungen für Stride_Len und Kadenz vs. vOG sowie Schrittphasen vs. Stride_Time
ÖBERG U. A. (1993)	116 Männer, 117 Frauen, 10 und 79 Jahre, freies Gehen bei mittlerer, langsamer und schneller Geschwindigkeit	Referenzdaten für RZP, Signifikante Unterschiede M-F in allen RZP, Step_Len alters- und geschlechtsabhängig
OLNEY U. A. (1994)	32 Schlaganfallpatienten, LB Kinematik, GRF, RZP	Regressionsgleichungen für $v_{LB}$ : beste Prädiktoren gesunden Seite: Gelenkleistungen in OSG und Hüfte, betroffene Seite: Hüftebeuge- moment und Double_Support ⇒ spezifische Verbesserung durch gezielte Therapiemaßnahmen
WARREN U. A. (2004)	19 Männer, LB 7 Stufen: $0.45 < v_{LB} < 1.79$ m/s, Fußdruckverteilung, EMG	minimaler Einfluss von $v_{LB}$ auf EMG und Druckverlauf, $P_{max} \sim v_{LB}$

LITERATURÜBERSICHT GANGANALYSE: VARIABILITÄT UND STABILITÄT	
<b>BLIN U. A. (1990)</b>	21 Parkinson Patienten, 58 Probanden, RZP, Kinematik
<b>BRACH U. A. (2001)</b>	54 Frauen, 41 Männer >65J, FG @ $v_{FG}$ mittel, schnell, RZP mit Kraftmessplatten
<b>BUZZI U. A. (2003)</b>	20 Frauen: 10 bei 20-37J, 10 bei 71-79J, LB, Kinematik 30 Doppelschritte, Lyapunov-Exponent ( $\lambda$ ), Korrelationsdimension (CD); STD / CV Sagittalwinkel
<b>DANION U. A. (2003)</b>	8 gesunde Probanden, LB, 25 Komb. Kadenz-Schrittlänge (F-L) CV von F und L
<b>DINGWELL U. A. (2001A)</b>	14 Patienten Neuropathie (NP), 12 Probanden (CO), 10min FG @ $v_{sn}$ , Kinematik; Beschl. Oberkörper; ZRSTD
<b>HAHN UND CHOU (2003)</b>	2 Gruppen Älterer: a) gesund, b) Gleichgewichtsstörungen; FG, Hindernisse; Schwerpunkte: Segmente (CoS), Körper (CoM)
<b>HAUSDORFF U. A. (1996)</b>	Gesunde Probanden, 1h FG bei $v_{FG}$ =mittel, langsam, schnell, mit und ohne Metronom; Stride_Time
<b>MAKI (1997)</b>	14 Männer, 61 Frauen, Alter $82 \pm 6$ Jahre, FG, RZP, Score für Angst vor Stürzen
<b>SAMSON U. A. (2001)</b>	118 Frauen, 121 Männer; Alter 19-90J, FG über Kraftmessplatten, Kadenz, $v_{FG}$ , Stride_Len
<b>SEKIYA U. A. (1997)</b>	5 gesunde Probanden, FG, 1. 5 $v_{FG}$ mit freier Kadenz 2. 3 $v_{FG}$ bei 5 vorgegebenen Kadenzen
<b>SLIWINSKI U. A. (2004)</b>	16 gesunde, 16 einseitige Hüft-TEP vertikale Projektion des CoM zur Base of Support (BoS)
	<p>Variabilität von Stride_Length korreliert mit klinischem Bewertungsscore</p> <p>Probanden mit langsamen <math>v_{FG}</math> mit max CV_Step_Length und min CV_Step_Width</p> <p>⇒ Variabilität von Step_Length und Step_Width haben bei älteren Personen gegenläufige Abhängigkeit von <math>v_{FG}</math></p> <p><math>\lambda</math>, CD und Variabilität der Älteren signifikant ↑</p> <p>⇒ geringe Bewegungsschwankungen sind deterministisch, Kontrolle lässt im Alter nach ⇒ erhöhte lokale Instabilität</p> <p>1. CV Stride_Len min bei F=1Hz 2. CV Stride_Len ↑ mit L ↓</p> <p>⇒ Freies Gehen ⇒ minimale Bewegungsvariabilität</p> <p>NP gehen langsamer und variabler, Unterschiede korrelieren mit kleinerem <math>v_{LB}</math>, nicht mit Unterschieden in sensorischem Status</p> <p>Größere Schwankungen in medio-lateraler Position der CoS, aber: nur Schwankungen in CoM signifikant</p> <p>⇒ CoM besseres Maß für Gleichgewichtsstörungen als CoS</p> <p>FG: Langzeitkorrelationen über bis zu 1000 Doppelschritte, verschwinden mit Metronom</p> <p>⇒ unter normalen Bedingungen ist Gehbewegung fraktal</p> <p>1. Stride_Len, <math>v_{FG}</math> ↓ und Dbl_Support ↑ Anzeichen für Angst aber nicht für erhöhtes Sturzrisiko</p> <p>2. ↑ STD für Stride_Len, <math>v_{FG}</math> und Dbl_Support ⇒ erhöhtes Sturzrisiko aber kein Anzeichen für Angst</p> <p>⇒ STD für Stride_Len als Prädiktor für Sturzrisiko</p> <p><math>v_{FG}</math>, Stride_Len alt &lt; jung; <math>v_{FG}</math> F &lt; M; Kadenz unabhängig von Alter, Größe und Gewicht</p> <p>⇒ <math>v_{FG}</math>, Stride_Len ↓ mit Alter</p> <p>1. FG: Variabilität Step_Len min bei <math>v_{sn}</math></p> <p>2. Kadenz vorgegeben: Variabilität Step_Len min bei Kadenz <math>\approx v_{sn}</math></p> <p>signifikanter Unterschied in Double_Support zwischen Seite der gesunden Gruppe und zwischen den Gruppen</p> <p>⇒ Hüft-TEP Gruppe mit längerer Double_Support Phase, CoM näher an der Gangmittellinie</p>



## Ergänzungen zur Datenauswertung

### B.1 Datenbasis der Arbeit

Tabelle B.1: Einfluss der Gewichtsentslastung

PROBANDENKOLLEKTIV						
Pat-ID	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	mittel (m/s)	langsam (m/s)	schnell (m/s)
10001	30	180	71	0.78	0.36	1.7
10004	36	172	71	1.04	0.24	1.94
10022	29	175	64	0.88	0.28	1.82
10023	25	173	60	0.9	0.43	1.86
10024	57	169	57	0.88	0.5	1.88
10025	29	175	76	0.94	0.32	1.92
10028	31	175	55	1.06	0.22	1.86
10029	59	172	64	0.9	0.32	1.72
10124	27	196	85	1.12	0.3	2.02

MESSPROTOKOLL			
Messung	Geschwindigkeit	Barren	Entlastung [%]
1	mittel	Nein	0
2	mittel	Ja	0
3	langsam	Nein	0
4	langsam	Ja	0
5	schnell	Nein	0
6	schnell	Ja	0
7	mittel	Ja	10
8	langsam	Ja	10
9	schnell	Ja	10
10	mittel	Ja	25
11	langsam	Ja	25
12	schnell	Ja	25
13	mittel	Ja	40
14	langsam	Ja	40
15	schnell	Ja	40

### B.2 Klinische Scores bei Querschnittlähmung

Klinische Scores basieren im Allgemeinen auf einem standardisierten Test, der mit Punkten bewertet wird und stellen somit ein semiquantitatives Ver-

Tabelle B.2: Einfluss der Gehgeschwindigkeit

PROBANDENKOLLEKTIV						
Pat-ID	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	mittel (m/s)	langsam (m/s)	schnell (m/s)
10143	27	180	72	0.8	0.2	1.94
10144	27	172	73	1.12	0.4	2
10145	33	175	85	1.2	0.4	1.94
10146	31	173	66	0.94	0.4	1.84
10147	24	169	69	1.04	0.34	1.84
10149	30	163	54	0.9	0.26	1.74
10150	32	170	58	0.94	0.4	1.8
10151	31	175	69	0.94	0.4	1.94
10152	25	172	98	1.24	0.3	1.94
10153	27	196	83	1.1	0.4	1.94

MESSPROTOKOLL		
Messung	v-Stufe	Geschwindigkeit [m/s]
1	mittel	$\varnothing 1.02 \pm 0.14$
2	langsam	$\varnothing 0.35 \pm 0.07$
3	schnell	$\varnothing 1.89 \pm 0.08$
4	fix	0.2
5	fix	0.4
6	fix	0.6
7	fix	0.8
8	fix	1.0
9	fix	1.2
10	fix	1.4

Tabelle B.3: Kollektiv der Querschnittpatienten, *PatMin5GA* mit \* markiert.

PatID	Höhe	Ursache	Lähmungseintritt	Erste GA	Anzahl GA
10066	Th 10	Infektion	27.06.00	19.09.00	3
10095	L 1	Trauma	20.04.01	21.06.01	2
10099	L 5	Infektion	09.04.01	25.07.01	2
10100	C 6	Bandscheibenvorfall	09.01.01	18.09.01	3
10108*	L 3	Bandscheibenvorfall	18.09.01	18.10.01	10
10113*	Th 10	Tumor	13.12.01	10.01.02	5
10122*	C 5	Trauma	15.01.02	12.04.02	6
10123*	C 5	Trauma	15.03.02	12.04.02	11
10125*	C 4	Trauma	13.03.02	25.04.02	10
10130*	C 6	Tumor	23.05.02	20.08.02	7
10134	C 4	Bandscheibenvorfall	15.06.02	08.10.02	3
10135	C 4	Bandscheibenvorfall	22.08.02	10.10.02	2
10136*	C 6	Trauma	20.06.02	15.10.02	5
10137*	L 4	Trauma	10.10.02	20.11.02	6
10138	C 4	Bandscheibenvorfall	26.08.02	13.03.03	2
10139	L 1	Trauma	03.03.02	26.03.03	3
10140	C 4	Trauma	11.03.03	30.04.03	5
10142	C 6	Trauma	11.03.03	09.07.03	3

fahren dar. Zur Dokumentation des Patientenstatus bei Querschnittlähmung werden im Wesentlichen die folgenden Scores eingesetzt (CURT U. A., 2004; DIETZ U. A., 1998A):

**ASIA-Score** Der ASIA-Score (DITUNNO U. A., 1994; MAYNARD, 1996; MAYNARD U. A., 1997) erfasst die lähmungsbedingten sensomotorischen Funktionsausfälle anhand eines festgelegten Untersuchungsschemas (siehe Abb. B.2). Der ASIA-Motorscore bewertet die verbliebene aktive Kraftentwicklung an funktionell bedeutsamen Kennmuskeln (Stufen 0..5). Der sensible ASIA-Score ermittelt die verbliebenen sensorischen Funktionen bezüglich spezifischer sensibler Kennzonen auf der Hautoberfläche. Auf der Grundlage der Ergebnisse dieser Tests wird das Lähmungsbild auf der ASIA-Impairment Scale („American Spinal Cord Injury Association“) eingeordnet (siehe Tabelle B.4). Der ASIA-Score bewertet neurologische Defizite und hat daher nur be-

Klassifikation	Definition
A	Komplett. Keine sensible oder motorische Funktion ist in den Segmenten S4 bis S5 erhalten.
B	Inkomplett. Sensible aber keine motorische Funktion unterhalb des neurologischen Niveaus erhalten, sie dehnt sich bis in die sakralen Segmente S4/S5 aus.
C	Inkomplett. Motorische Funktion ist unterhalb des neurologischen Niveaus erhalten, und die Mehrzahl der Kennmuskeln unterhalb des neurologischen Niveaus hat einen Kraftgrad von weniger als 3.
D	Inkomplett. Motorische Funktion ist unterhalb des neurologischen Niveaus erhalten, und die Mehrzahl der Kennmuskeln unterhalb des neurologischen Niveaus hat einen Kraftgrad von größer oder entsprechend 3.
E	Normal. Sensible und motorische Funktionen sind normal.

Tabelle B.4: Klassifikation der Schadensstufen nach der ASIA Impairment Scale. Die einzelnen Stufen A-E sind an das Frankel-Schema angelehnt (FRANKEL U. A., 1969).

grenzte Aussagekraft bezüglich funktioneller Einschränkungen, speziell der Gehfähigkeit. DIETZ U. A. (1998A) konnten beispielsweise zeigen, dass intensives Lokomotionstraining die Gehfähigkeit verbessern kann, ohne dass dies mit einer Verbesserung des ASIA-Scores einhergehen muss. Andere Arbeiten konnten allerdings zeigen, dass mit Hilfe des ASIA-Scores zu einem gewissen Umfang auch Vorhersagen über den weiteren Verlauf der Lähmung möglich sind (BURNS UND DITUNNO, 2001; CURT U. A., 1997).



**WISCI** Zur spezifischen Bewertung der Gehfähigkeit nach einer Rückenmarksverletzung wurde in jüngster Zeit der WISCI-Score („Walking Index for Spinal Cord Injury“) entwickelt (DITUNNO U. A., 2000; DITUNNO UND DITUNNO, 2001). Dieser Score bewertet die Fähigkeit, sich über eine Strecke von 10 Metern fortzubewegen in Abhängigkeit von der dazu benötigten Unterstützung bzw. Hilfsmitteln (1 oder 2 Hilfspersonen, Schienenapparate und andere Gehhilfen). Die Zeit, die dazu benötigt wird, geht nicht in die Bewertung ein (siehe Tabelle B.5).

BEWERTUNGSSTUFEN DES WISCI-INDEX				
Stufe	Hilfsmittel	Apparate	Hilfe	Strecke
0	-	-	-	Nicht möglich
1	Barren	Apparate	2 Personen	<10 Meter
2	Barren	Apparate	2 Personen	10 Meter
3	Barren	Apparate	1 Person	10 Meter
4	Barren	Keine Apparate	1 Person	10 Meter
5	Barren	Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
6	Gehbock	Apparate	1 Person	10 Meter
7	Zwei Gehstöcke	Apparate	1 Person	10 Meter
8	Gehbock	Keine Apparate	1 Person	10 Meter
9	Gehbock	Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
10	Ein Gehstock	Apparate	1 Person	10 Meter
11	Zwei Gehstöcke	Keine Apparate	1 Person	10 Meter
12	Zwei Gehstöcke	Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
13	Gehbock	Keine Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
14	Ein Gehstock	Keine Apparate	1 Person	10 Meter
15	Ein Gehstock	Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
16	Zwei Gehstöcke	Keine Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
17	Keine Hilfsmittel	Keine Apparate	1 Person	10 Meter
18	Keine Hilfsmittel	Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
19	Ein Gehstock	Keine Apparate	Keine Hilfe	10 Meter
20	Keine Hilfsmittel	Keine Apparate	Keine Hilfe	10 Meter

Tabelle B.5: Klassifikation der Gehfähigkeit für eine Strecke von 10 Metern nach dem WISCI-Index.

Gemäß des Klassifikationsschemas „International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)“ der Weltgesundheitsorganisation WHO bewertet der ASIA-Score, das „Impairment“, d. h. die Defizite auf organischer Ebene, während der WISCI die Ebene der „Disability“, also die handlungsspezifischen Einschränkungen quantifiziert (WHO, 2005).

### B.3 Regressionsgleichungen für die Raum-Zeit-Parameter

Die Regressionsgleichungen **B-1** beschreiben den Zusammenhang zwischen den Raum-Zeit-Parametern und der Gehgeschwindigkeit auf dem Laufband für das untersuchte Normkollektiv:

$$\begin{aligned}
 \text{Step\_Len} &= -6.14 \cdot v_{LB}^2 + 39.12 \cdot v_{LB} + 22.11 \\
 \text{Single\_Support} &= -4.80 \cdot v_{LB}^2 + 19.31 \cdot v_{LB} + 18.27 \\
 \text{Stride\_Len} &= -12.27 \cdot v_{LB}^2 + 78.21 \cdot v_{LB} + 44.23 \\
 \text{Dbl\_Support} &= +4.80 \cdot v_{LB}^2 - 19.31 \cdot v_{LB} + 31.72 \\
 \text{Stride\_Time} &= +1.03 \cdot v_{LB}^2 - 3.20 \cdot v_{LB} + 3.33 \\
 \text{Total\_Support} &= +4.80 \cdot v_{LB}^2 - 19.29 \cdot v_{LB} + 81.72
 \end{aligned}$$

Wie aus Abb. **B.2** ersichtlich, ergibt sich eine sehr hohe Regressionsgüte, die praktisch durchweg bei über 90% liegt. An Stelle der von **LARSSON U. A. (1980)** für das freie Gehen angegebenen linearen Regressionsgleichungen

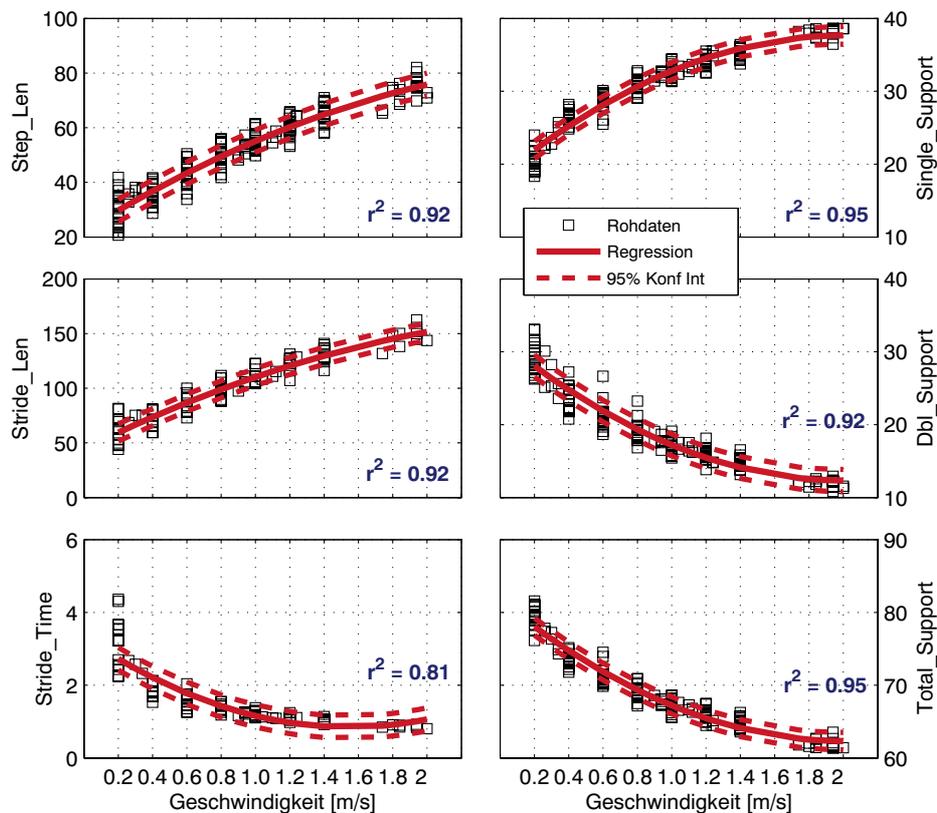


Abbildung B.2: Raum-Zeit-Parameter über  $v_{LB}$ .

wurden hier quadratische Abhängigkeiten ermittelt. Der Unterschied ist mit hoher Wahrscheinlichkeit auf das breiter und engmaschiger angelegte Geschwindigkeitsspektrum in dieser Untersuchung zurückzuführen. Dagegen ist davon auszugehen (hier aber nicht untersucht), dass der Unterschied zwischen freiem Gehen und dem Laufband hierbei keine Rolle spielt.

#### B.4 Klassentrennung nach Entlastung (univariate Analyse)

Position	Merkmal	Bezeichnung	Güte
1	$x_{43}$	MAPO ST KNEE-Flex-ANG	0.320
2	$x_{144}$	MAX STRI HIP-Flex-ANG V	0.300
3	$x_{110}$	MAX SW KNEE-Flex-ANG V	0.232
4	$x_{40}$	MIPO ST KNEE-Flex-ANG	0.227
5	$x_{119}$	MEAN SW KNEE-Flex-ANG V	0.137
6	$x_{53}$	MIN SW HIP-Flex-ANG	0.122
7	$x_{71}$	MIN SW ANK-Flex-ANG V	0.101
8	$x_{77}$	MIPO SW ANK-Flex-ANG V	0.091
9	$x_{100}$	MEAN ST ANK-Flex-ANG A	0.089
10	$x_{11}$	NM sag v-mi BWS-0	0.081
11	$x_{97}$	MAPO ST ANK-Flex-ANG A	0.071
12	$x_{101}$	MEAN SW ANK-Flex-ANG A	0.065
13	$x_{160}$	MIN ST HIP-Flex-ANG A	0.048
14	$x_{48}$	ROM STRI KNEE-Flex-ANG	0.043
15	$x_{69}$	MIN STRI ANK-Flex-ANG V	0.041
		⋮	
69	$x_1$	Cadence	0.000
70	$x_2$	Dbl-Support	0.000
71	$x_3$	Single-Support	0.000
72	$x_4$	Step-Len	0.000
73	$x_5$	Stride-Len	0.000
74	$x_6$	Total-Support	0.000
75	$x_7$	Stride-Time	0.000
76	$x_8$	NM Betr-STRI-ANK-Flex-ANG	0.000
77	$x_9$	NM Betr-STRI-KNEE-Flex-ANG	0.000
78	$x_{10}$	NM Betr-STRI-HIP-Flex-ANG	0.000
79	$x_{13}$	MEAN-KNEE-ZRSTD	0.000
80	$x_{14}$	MEAN-HIP-ZRSTD	0.000

Tabelle B.6: Merkmalsliste zur Trennung nach Entlastungsstufen

## B.5 Hauptkomponenten von Variabilität und Stabilität

Tabelle B.7 zeigt die Zusammensetzung der ersten Hauptkomponenten der Maße für Variabilität und Stabilität. Die Gewichtungsfaktoren der Hauptkomponenten für  $\lambda_{LT}$  und  $\lambda_{ST}$  sind durchweg negativ. Damit die Vorzeichen der Korrelationen in Tabelle 4.3 im Vergleich mit den Tabellen 4.1 und 4.2 erhalten bleiben, wurden diese beiden Hauptkomponenten mit -1 gewichtet.

Erste HK	Erklärte Varianz	Zusammensetzung
$\lambda_{LT}$	89.36%	$-0.444 \cdot \lambda_{LT} Ankle$ $-0.632 \cdot \lambda_{LT} Knee$ $-0.636 \cdot \lambda_{LT} Hip$
$\lambda_{ST}$	74.46%	$-0.910 \cdot \lambda_{ST} Ankle$ $-0.415 \cdot \lambda_{ST} Hip$
MEAN_ZRSTD	91.98%	$+0.446 \cdot MEAN_A NK_Z RSTD$ $+0.781 \cdot MEAN_K NEE_Z RSTD$ $+0.437 \cdot MEAN_H IP_Z RSTD$
STD_RZP	84.74%	$+0.452 \cdot STD\_Dbl\_Support$ $+0.231 \cdot STD\_Single\_Support$ $+0.819 \cdot STD\_Stride\_Len$ $+0.267 \cdot STD\_Total\_Support$

Tabelle B.7: Zusammensetzung der ersten Hauptkomponenten der Maße für Variabilität und Stabilität.

## B.6 Prä-Post-Vergleich über alle Merkmale

Merkmal	Erste GA-Letzte GA
$x_5$ (L_Step_Len )	0.00053
$x_{13}$ (R_Stride_Len )	0.00057
$x_6$ (L_Stride_Len )	0.00058
$x_{27}$ (STD_R_Dbl_Support )	0.00069
$x_{21}$ (STD_L_Dbl_Support )	0.0011
$x_{12}$ (R_Step_Len )	0.0013
$x_{33}$ (LambdaLT_L_ANK )	0.0022
$x_{35}$ (LambdaLT_L_HIP )	0.0037
$x_{36}$ (LambdaLT_R_ANK )	0.0071
$x_{38}$ (LambdaLT_R_HIP )	0.011
$x_{32}$ (STD_R_Total_Support )	0.012
$x_{22}$ (STD_L_Single_Support )	0.012
$x_{11}$ (R_Single_Support )	0.014
$x_8$ (L_Total_Support )	0.014
$x_{53}$ (ScalingRge_L_HIP )	0.014
$x_{34}$ (LambdaLT_L_KNEE )	0.016
$x_{51}$ (ScalingRge_L_ANK )	0.02
$x_1$ (Geschwindigkeit [m/s] )	0.021
$x_{56}$ (ScalingRge_R_HIP )	0.021
$x_{18}$ (ER_tr [%] )	0.021
$x_{10}$ (R_Dbl_Support )	0.022
$x_{19}$ (V_L_Heel )	0.022
$x_{20}$ (V_R_Heel )	0.022
$x_{54}$ (ScalingRge_R_ANK )	0.024
$x_{23}$ (STD_L_Step_Len )	0.028
$x_{25}$ (STD_L_Stride_Time )	0.029
$x_{37}$ (LambdaLT_R_KNEE )	0.03
$x_{16}$ (ER <sub>int</sub> [%] )	0.03
$x_{31}$ (STD_R_Stride_Time )	0.031
$x_{52}$ (ScalingRge_L_KNEE )	0.034
$x_{24}$ (STD_L_Stride_Len )	0.035
$x_{14}$ (R_Stride_Time )	0.05

Tabelle B.8: Prä-Post-Vergleich über alle Merkmale

## B.7 Prä-Post-Vergleich des Scaling Range

PatID	SR L_Ankle		SR L_Knee		SR L_Hip	
10108	1.58	1.45	1.49	1.38	1.90	1.60
10113	2.12	1.99	2.05	1.75	1.89	1.28
<b>10122</b>	<b>2.07</b>	<b>2.54</b>	<b>1.36</b>	<b>1.43</b>	<b>1.28</b>	<b>1.46</b>
10123	2.32	2.00	1.67	1.56	2.12	1.23
10125	2.00	1.70	1.59	1.24	1.85	1.33
10130	2.35	2.22	1.89	1.46	2.09	1.97
10134	1.94	1.83	1.31	1.26	1.41	1.37
10135	2.19	1.94	2.22	1.67	2.01	1.50
10136	2.99	2.30	1.94	1.67	2.46	1.42
10137	1.41	1.23	1.19	1.26	1.13	1.21
10138	2.28	2.07	2.58	2.83	2.07	2.39
<b>10139</b>	<b>1.85</b>	<b>2.12</b>	<b>1.37</b>	<b>1.87</b>	<b>1.40</b>	<b>1.92</b>
10140	1.96	1.52	1.62	1.23	1.54	1.21
10142	1.56	1.57	1.70	1.34	1.57	1.52

PatID	SR R_Ankle		SR R_Knee		SR R_Hip	
10108	1.57	1.49	1.80	1.42	2.03	1.66
10113	2.19	1.25	2.24	1.72	2.04	1.33
<b>10122</b>	<b>1.79</b>	<b>1.35</b>	<b>1.44</b>	<b>1.48</b>	<b>1.35</b>	<b>1.54</b>
10123	2.09	1.91	1.67	1.29	2.05	1.18
10125	2.17	1.82	1.44	1.32	1.89	1.28
10130	2.22	2.09	2.26	1.38	1.85	1.46
10134	2.39	1.81	1.68	1.33	1.64	1.39
10135	2.02	1.68	1.68	1.35	1.74	1.31
10136	2.71	2.14	2.18	1.64	2.81	1.85
10137	1.48	1.31	1.49	1.22	1.16	1.22
10138	2.32	2.31	2.19	2.43	2.27	2.41
<b>10139</b>	<b>1.67</b>	<b>2.07</b>	<b>1.35</b>	<b>1.99</b>	<b>1.30</b>	<b>1.83</b>
10140	2.24	1.85	1.56	2.06	1.74	1.81
10142	1.53	1.82	1.81	1.20	1.62	1.62

Tabelle B.9: Prä-Post-Werte des Scaling Range.

## Ergänzende mathematische Grundlagen

### C.1 Zustandsraumrekonstruktion

#### C.1.1 Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors

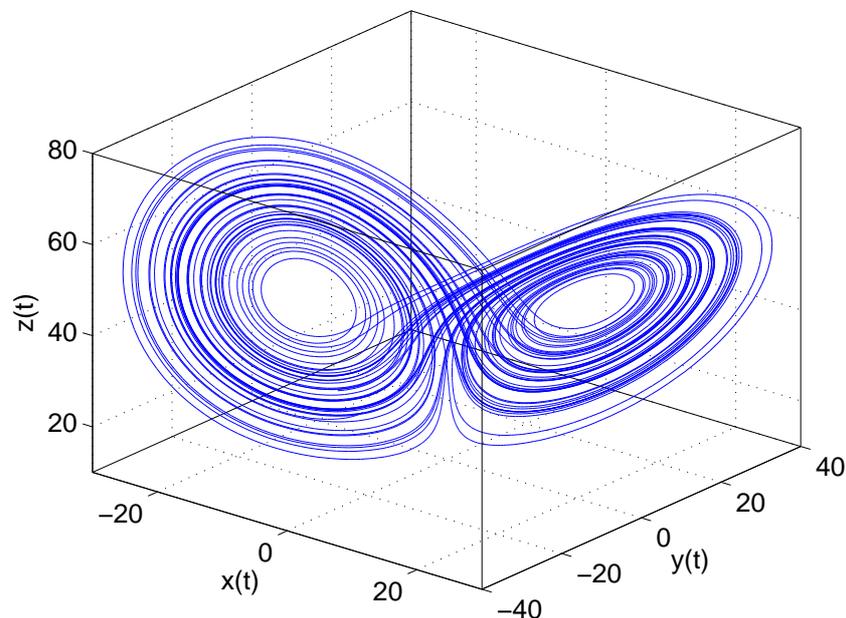


Abbildung C.1: Lorenz-Attraktor im dreidimensionalen Zustandsraum (Runge-Kutta-Integrator, variable Schrittgröße  $dT$ ).

Abb. C.1 zeigt das bekannteste Beispiel für ein chaotisches System, den „Lorenz-Attraktor“, benannt nach dem Begründer der Chaos-Theorie, dem Meteorologen Edward Lorenz (LORENZ, 1963). Die Verfahren zur Rekonstruktion des Zustandsraumes werden im Folgenden anhand dieses analytisch beschriebenen nichtlinearen Systems veranschaulicht. Der Lorenz-Attraktor wird durch folgende Differentialgleichungen beschrieben:

$$\dot{x}(t) = \sigma(y(t) - x(t)) \quad (\text{C-1a})$$

$$\dot{y}(t) = -x(t)z(t) + rx(t) - y(t) \quad (\text{C-1b})$$

$$\dot{z}(t) = x(t)y(t) - bz(t) \quad (\text{C-1c})$$

Da hier eine exakte Systembeschreibung durch die in **C-1** gegebenen Differentialgleichungen vorliegt, können die dem Attraktor zu Grunde liegenden Lösungskurven des Differentialgleichungssystems berechnet und in ihrem dreidimensionalen Lösungsraum dargestellt werden. Mit der Standardparametrisierung  $r = 28, \sigma = 10, b = 8/3$  (**GRASSBERGER UND PROCACCIA, 1983**) sehen die Zeitverläufe der Einzelkurven wie folgt aus:

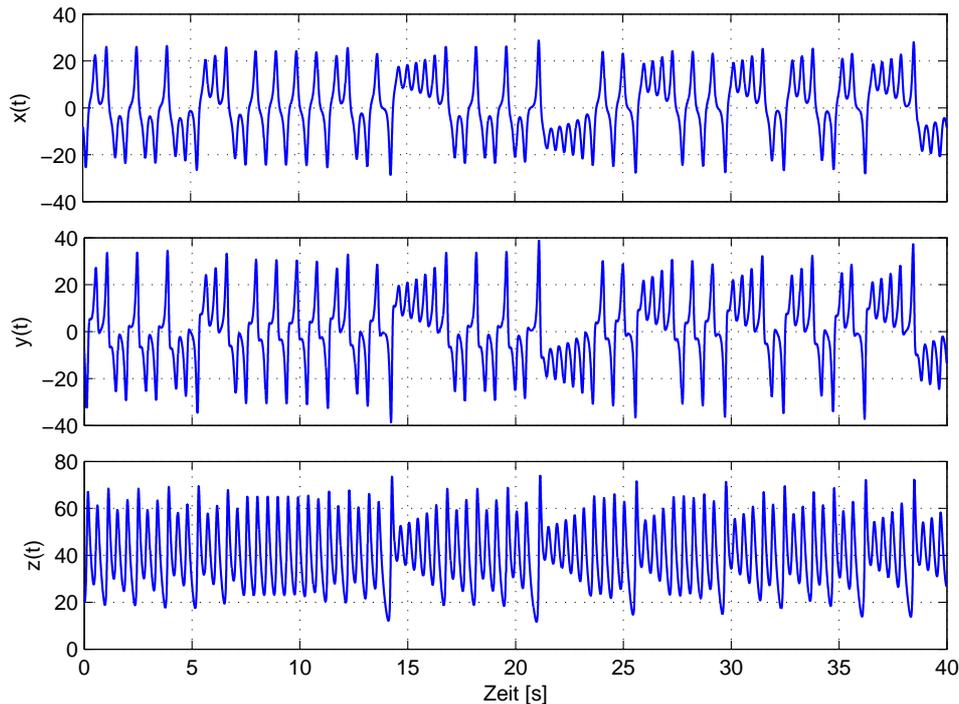


Abbildung C.2: Zeitverläufe der Koordinaten des Lorenz-Attraktors.

Die Aufgabe der Rekonstruktion des Zustandsraums aus einer skalaren Messgröße besteht nun darin, den in Abb. **C.1** dargestellten Attraktor anhand einer der drei Kurven in Abb. **C.2** zu rekonstruieren. Dies wird im Folgenden für die  $x$ -Koordinate durchgeführt. Die Anwendung des Verfahrens der Elimination falscher Nachbarn (GFNN) auf die Komponente  $x(t)$  liefert das in Abb. **C.3** dargestellte Ergebnis. Wie aufgrund des Vorwissens über das System zu erwarten ist, sinkt der Prozentsatz falscher Nachbarn ab der Einbettungsdimension  $d_e = 3$  auf den Wert Null, so dass dieser Wert für die Rekonstruktion des Attraktors als ausreichend angesehen werden darf.

Im nächsten Schritt wird eine geeignete Delay-Zeit ermittelt, wobei hier zwei aus der Literatur bekannte Methoden im Vergleich eingesetzt werden (siehe Abbildungen **C.4(a)** und **C.4(b)**). Der erste Nulldurchgang der Auto-

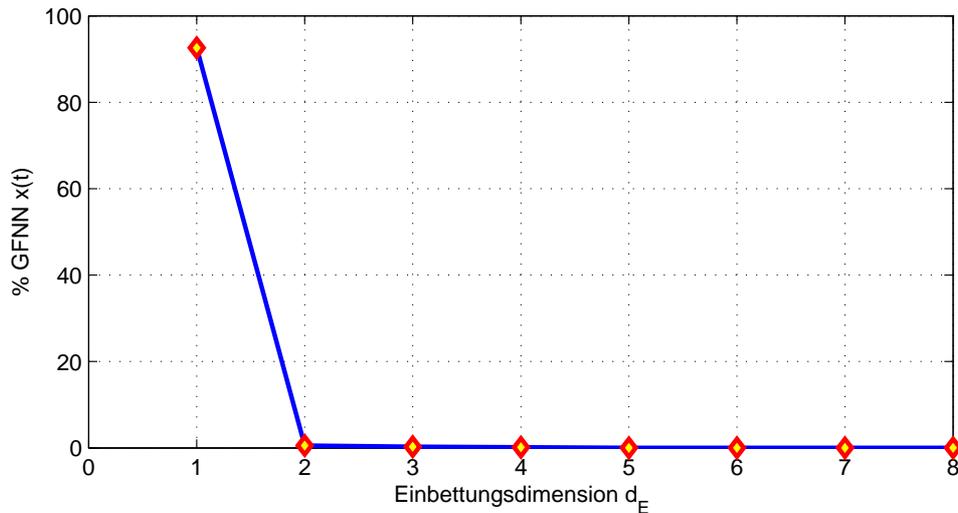
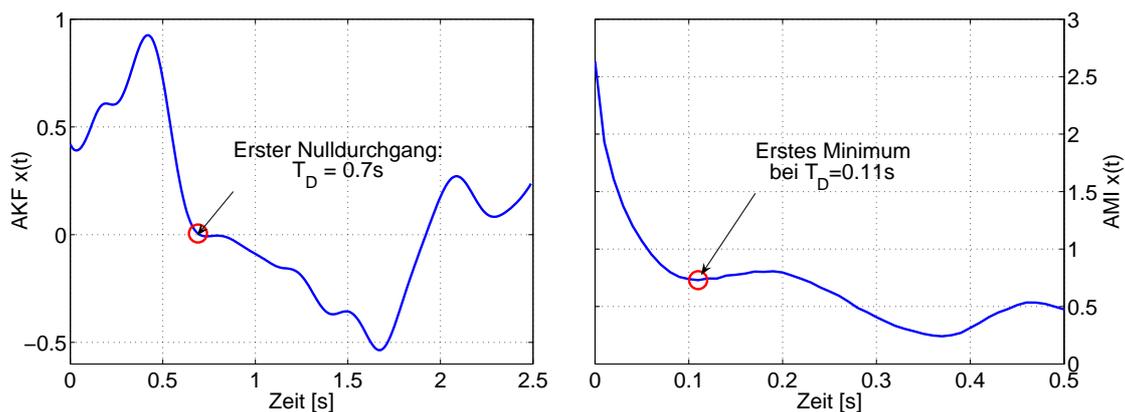


Abbildung C.3: Anteil falscher Nachbarn für die  $x$ -Komponente des Lorenz-Attraktors in über der Einbettungsdimension (vgl. Abb. C.2).

korrelationsfunktion (AKF, [ABARBANEL U. A., 1993](#)) liefert eine Delay-Zeit von etwa  $T_D = 0.7s$  und das erste Minimum der Average Mutual Information (AMI, ([FRASER UND SWINNEY, 1986](#))) einen Wert von  $T_D = 0.11s$ . Die AMI erfasst im Gegensatz zur AKF auch nichtlineare Zusammenhänge. Daher lässt der Unterschied zwischen den beiden Werten darauf schließen, dass die von der AKF nicht erfassten Nichtlinearitäten in den Gleichungen (C-1) Informationen liefern, die auf einer kürzeren Zeitskala wirksam werden.



(a) AKF der  $x$ -Komponente des Lorenz-Attraktors (erster Nulldurchgang:  $T_D=0.7s$ ).

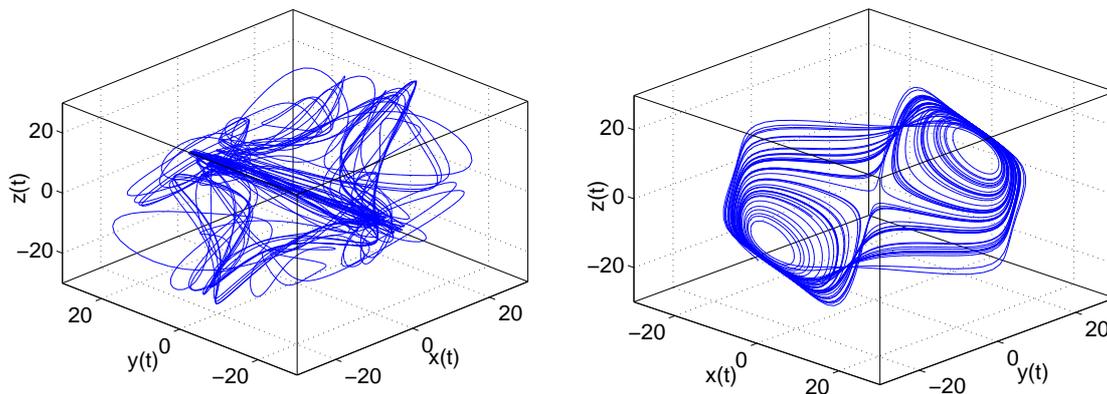
(b) AMI der  $x$ -Komponente des Lorenz-Attraktors (erstes lokales Minimum:  $T_D=0.11s$ ).

Abbildung C.4: Bestimmung der Delay-Zeit  $T_D$  für die  $x$ -Komponente des Lorenz-Attraktors.

Unter Verwendung von  $d_E = 3$  liefert Gleichung (3-2) folgenden Einbettungsvektor als Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors

$$\mathbf{x}_3(k) = [x(n - 2T_D), x(n - T_D), x(k)] \quad (\text{C-2})$$

wobei  $T_D = 0.7\text{s}$  bzw.  $T_D = 0.11\text{s}$  gesetzt wird. Die beiden rekonstruierten Attraktoren sind in Abb. C.5 dargestellt.  $T_D = 0.7\text{s}$  liefert eine stark aufgefächerte Attraktorstruktur (Abb. C.5(a)), während die Rekonstruktion in Abb. C.5(b) dem Original sehr viel näher kommt (vgl. Abb. C.5). Allerdings ist auch hier eine Verzerrung zu erkennen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass das rekonstruierte Koordinatensystem  $x(n - 2T_D), x(n - T_D), x(k)$  nicht mit dem Original-Koordinatensystem  $x(t), y(t), z(t)$  übereinstimmt (ABARBANEL U. A., 1993). Die Einbettungstheoreme von TAKENS (1981) und von SAUER U. A. (1991) garantieren jedoch unter bestimmten Voraussetzungen (Glattheit des Systems), dass der rekonstruierte Attraktor die gleichen topologischen Eigenschaften aufweist wie das Original.



(a) Rekonstruierter Lorenz-Attraktor für  $T_D = 0.7\text{s}$ .

(b) Rekonstruierter Lorenz-Attraktor für  $T_D = 0.11\text{s}$ .

Abbildung C.5: Rekonstruktion des Lorenz-Attraktors aus der x-Komponente.

### C.1.2 Berechnung der Attraktordimension

Eine grobe Abschätzung der geometrischen Struktur des rekonstruierten Attraktors ergibt sich aus der Dimension des Einbettungsraumes. Für eine genauere Beschreibung wird ein erweiterter Dimensionsbegriff eingesetzt. Zunächst sind zwei Ausprägungen des Begriffs „Dimension“ voneinander zu unterscheiden:

**Geometrische Dimension:** Sie gibt an, wie viele unterschiedliche Merkmale oder Merkmalskombinationen erforderlich sind, um einen dynamischen Zustand vollständig zu charakterisieren. „Vollständig“ bezieht sich hierbei darauf, dass sich die zukünftige Entwicklung durch die Hinzunahme weiterer Merkmale nicht genauer voraus berechnen lässt. Aus diesem minimalen Merkmalsatz ist der Zustandsraum des dynamischen Systems aufgebaut.

**Dynamische Dimension:** Während der Zustandsraum aus einer ganzzahligen Anzahl von Koordinaten aufgebaut ist, umfasst der Attraktor eines Systems eine Untermenge dieses Raumes, die nicht zwangsläufig eine ganzzahlige Dimension aufweisen muss. So haben etwa chaotische Attraktoren nicht-ganzzahlige („fraktale“) Dimensionen. Die Dimension des Attraktors gibt an, wie sich die Anzahl der Systemzustände in Abhängigkeit von der Größe des betrachteten Gebietes ändert.

Gemäß dem geometrischen Dimensionsbegriff sind für eine eindeutige Festlegung eines Punktes im dreidimensionalen (Euklidischen) Raum drei Koordinaten notwendig. In diesem Sinne haben geometrische Formen ganzzahlige Dimensionen: Kurven haben die Dimension eins, Flächen haben die Dimension zwei und räumliche Körper die Dimension drei (endliche Punkt-mengen haben dieser Definition zufolge die Dimension null).

Darüber hinaus sagt die Dimension darüber etwas aus, wie sich die von einem Gegenstand eingeschlossene Punktmenge verändert, wenn sich die Abmessungen des Gegenstandes verändern. Ein Flächeninhalt (Dimension = 2) vervierfacht (Faktor  $2^2$ ) sich mit einer Verdopplung der Seitenlängen und ein Volumen (Dimension = 3) vergrößert sich auf das achtfache (Faktor  $2^3$ ), wenn die Kantenlängen seiner einzelnen Volumenelemente verdoppelt werden (STROGATZ, 1994). Dieser Zusammenhang lässt sich wie folgt zur Definition der Ähnlichkeitsdimension verallgemeinern:

$$d_{sim} = \frac{\ln m}{\ln r} \quad (C-3)$$

wobei  $m$  die Vielfachen der Ausgangsmenge bezeichnet und  $r$  den Skalierungsfaktor (in den oben angeführten Beispielen ist  $m = 4$  und  $r = 2$  bzw.  $m = 8$  und  $r = 2$ ). Die so definierte Dimension  $d$  muss nicht zwangsläufig ganzzahlig sein, sondern schließt auch fraktale Dimensionen mit ein. Sie ist allerdings nur auf selbstähnliche, d. h. skaleninvariante Objekte anwendbar. Um auch nicht-selbstähnlichen Objekten eine Dimension zuzuordnen zu

können, muss die Definition weiter verallgemeinert werden. Dies führt zur Kapazität oder Box Counting Dimension:

$$d_{box} = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln K(\varepsilon)}{\ln 1/\varepsilon} \quad (\text{C-4})$$

Die Box Dimension bringt jedoch einen sehr hohen numerischen Aufwand mit sich und liefert in einigen Sonderfällen sogar falsche Ergebnisse (STROGATZ, 1994, S. 411). Sie wird daher in der Praxis kaum benutzt.

Ein etabliertes Verfahren zur Bestimmung der fraktalen Dimension eines chaotischen Attraktors ist der Ansatz von GRASSBERGER UND PROCACCIA (1983). Diese Methode ermittelt die Anzahl  $K_x(\varepsilon)$  der Punkte eines Attraktors, die in einer  $\varepsilon$ -Umgebung eines festen Punktes  $x$  auf dem Attraktor liegen. Anders gesagt  $K_x(\varepsilon)$  gibt an, wie oft eine typische Trajektorie diese  $\varepsilon$ -Umgebung durchläuft.  $K_x(\varepsilon)$  wächst exponentiell mit  $\varepsilon$ :

$$K_x(\varepsilon) \propto \varepsilon^{d_p} \quad (\text{C-5})$$

$d_p$  heißt Punkt-Dimension an der Stelle  $x$ . Da der Wert von  $d$  im allgemeinen von  $x$  abhängt, wird über viele  $x$  gemittelt, was zur sogenannten Korrelationsdimension (GRASSBERGER UND PROCACCIA, 1983) führt:

$$C_2(\varepsilon) \propto \varepsilon^{d_2} \quad (\text{C-6})$$

$C_2$  ist dabei die in Gleichung (3-7) definierte Korrelationssumme. Der entscheidende Unterschied zur Boxdimension liegt bei der Korrelationsdimension darin, dass sie die einzelnen Würfel gemäß der Zahl der Punkte, die sie enthalten, unterschiedlich gewichtet.

Die Korrelationssumme für den Lorenz-Attraktor in den Einbettungsdimensionen  $d_E = 1, \dots, 3$  ist in Abb. C.6 dargestellt. Die Schätzwerte für die jeweiligen Korrelationsdimensionen wurden als Steigungsfaktoren der eingezeichneten linearen Regressionsgeraden berechnet. Die linearen Bereiche innerhalb der einzelnen Kurven wurden heuristisch aus der Grafik ermittelt. Die so ermittelte fraktale Dimension des Attraktors von 2.06 stimmt gut mit dem aus der Literatur bekannten Wert von  $2.05 \pm 0.01$  überein (GRASSBERGER UND PROCACCIA, 1983).

Aus diesen Kurven werden anhand der Gleichungen (3-8)-(3-10) die Korrelationsdimension bzw. die LSE als Näherungsgrößen geschätzt. Daraus ergibt sich das in Abb. C.7 gezeigte Skalierungsverhalten des Lorenz-Attraktors. Folgende Aspekte der Schätzung von  $D_2$  über  $d(K, \varepsilon)$  sind in dieser Abbildung zu erkennen:

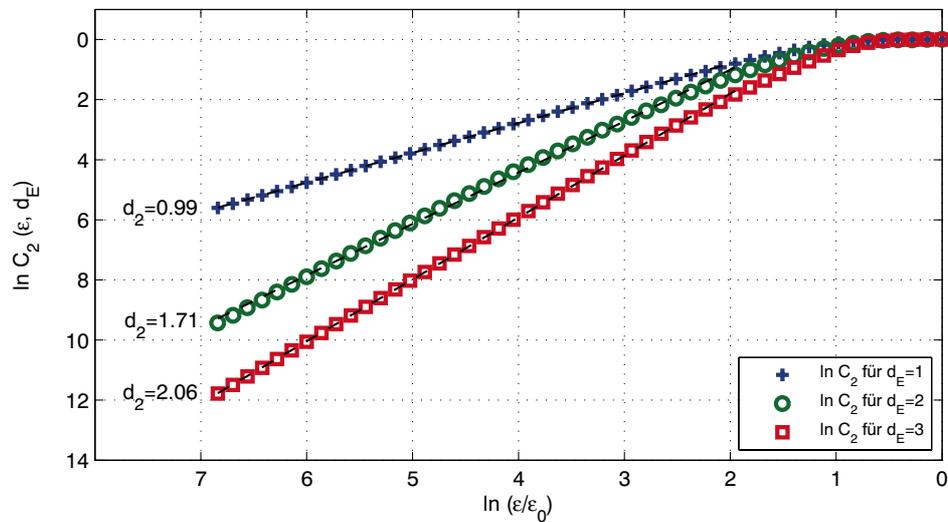


Abbildung C.6: Korrelationssummen des Lorenz-Attraktors mit Schätzwerten für  $D_2$  für  $d_E = 1 \dots 3$ .

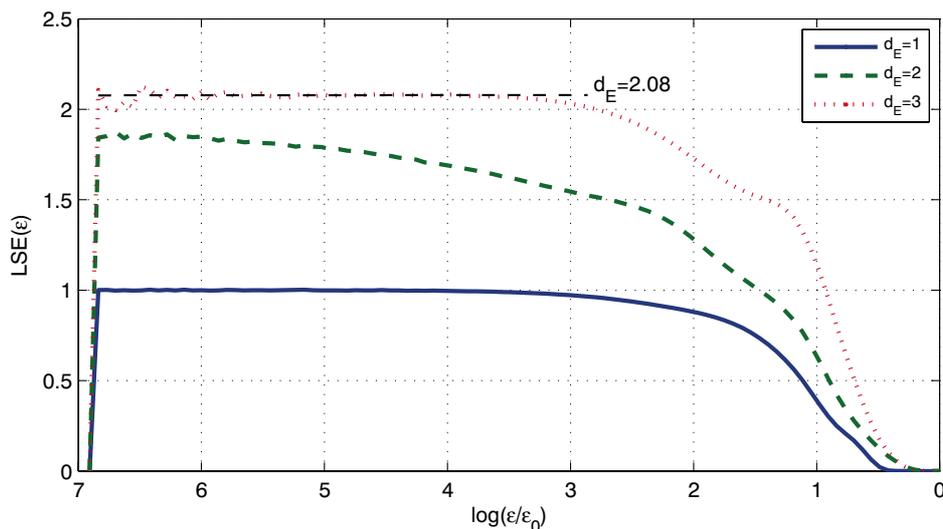


Abbildung C.7: Schätzung der Korrelationsdimension aus dem Differenzenquotienten der Korrelationssumme nach Gleichung (3-8) für den Lorenz-Attraktor (vgl. Abb. C.6).

1. Für die Einbettungsdimensionen  $d_E = 1$  und  $d_E = 2$  füllt der Attraktor den gesamten Einbettungsraum aus, der Wert von  $LSE(\epsilon)$  ist jeweils etwa gleich der Einbettungsdimension. Für  $d_E = 3$  kann der Attraktor vollständig entfaltet und seine fraktale Dimension ermittelt werden.
2. In großen  $\epsilon$ -Umgebungen ( $\ln \epsilon / \epsilon_0 > -3$ ) kann die selbstähnliche Struktur des Attraktors nicht aufrecht erhalten werden, weil nur ei-

ne endliche Anzahl an Datensätzen zur Verfügung steht. Dies kommt in Abb. C.6 dadurch zum Ausdruck, dass die Korrelationssumme für  $\ln \varepsilon / \varepsilon_0 > -1$  in die Sättigung geht, da ab hier alle Punkte des rekonstruierten Attraktors im Einbettungsraum berücksichtigt sind.

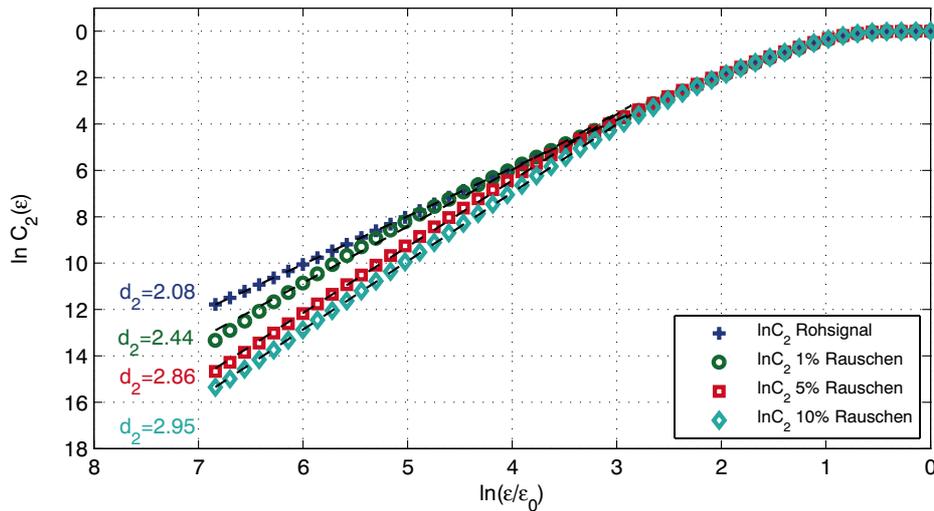


Abbildung C.8: Einfluss unterschiedlicher Rauschniveaus auf die Korrelationssumme und die Schätzung der Korrelationsdimension des Lorenz-Attraktors.

Der Einfluss des Rauschens ist in Abb. C.8 veranschaulicht. Dargestellt ist jeweils der Verlauf der Korrelationssumme für die Einbettungsdimension  $d_E = 3$  des Lorenz-Attraktors mit gleichverteiltem Rauschen von 0, 1, 5 und 10 %. Je höher der Rauschanteil, desto stärker knickt der Kurvenverlauf für kleine Längenskalen nach unten, d. h. hin zu größeren Steigungen, respektive größeren Korrelationsdimensionen, ab. Bei einem Rauschniveau von 10 % hat die geschätzte Korrelationsdimension mit 2.95 beinahe den Wert der Einbettungsdimension  $d_E = 3$  erreicht.

## C.2 Weitere eingesetzte Verfahren

### C.2.1 Normabstandsmaß

Das Prinzip des Normabstandsmaßes besteht darin, dass der Abstand eines pathologischen Gelenkwinkelverlaufs von einer Referenzkurve mit der Standardabweichung über das Normkollektiv gewichtet wird. Der Normabstand einer Zeitreihe  $U$  von der mittleren Referenzkurve  $U_{norm}$  zum Zeitpunkt  $k$

berechnet sich nach

$$N(k) = \frac{|U(k) - U_{norm}(k)|}{\sigma_{norm}(k)} \quad (\text{C-7})$$

Dabei bezeichnet  $\sigma_{norm}(k)$  die Standardabweichung über das Normkollektiv zum Abtastzeitpunkt  $k$  (LOOSE U. A., 2004, 2002B).

Das in dieser Arbeit verwendete sagittale Normabstandsmaß  $NM_{sag}$  berechnet sich als Mittelwert der über den Gangzyklus aufsummierten ( $k = 1 \dots K$ ) Normabstandsmaße für die sechs sagittalen Gelenkwinkelverläufe der linken und rechten Seite in der Hüfte, im Knie und im OSG:

$$NM_{sag} = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 \left( \sum_{k=1}^K N_j(k) \right) \quad (\text{C-8})$$

### C.2.2 Variabilität der Fersenmarkertrajektorie

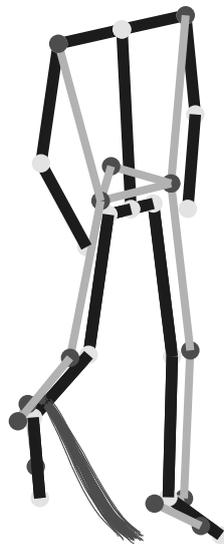


Abbildung C.9: Verlauf der Fersenmarkertrajektorien in der Schwungphase eines Normprobanden bei mittlerer Gehgeschwindigkeit.

Die Berechnung des Variabilitätsmaßes  $V_{Heel}$  basiert auf den in Abb. C.9 dargestellten dreidimensionalen Trajektorien des Fersenmarkers in der Schwungphase (Details siehe ABEL U. A., 2003).

### C.2.3 Bewegungseffizienz

Auf der Grundlage der Gelenkwinkelverläufe und der Positionsdaten können die biomechanischen Energieanteile der einzelnen Körpersegmente berechnet werden. Voraussetzung dazu ist ein biomechanisches Starrkörpermodell des Bewegungsapparates, das die Trägheitsparameter für die einzelnen Körpersegmente enthält. In dieser Arbeit wird dazu das Modell nach (DE LEVA, 1996) verwendet, das etwa im Gegensatz zum Dempster-Modell (DEMPSTER UND GAUGHRAN, 1955) geschlechtsspezifische Angaben enthält. Mit Hilfe dieses Modells berechnet sich der mechanische Energiegehalt des Körpersegmentes  $s$  nach folgender Vorschrift:

$$E_{seg,s} = E_{tr,s} + E_{rot,s} + E_{pot,s} \quad (C-9)$$

$$= \frac{1}{2}m_s v^2 + \frac{1}{2}\omega I_s \omega + m_s g h \quad (C-10)$$

wobei  $m_s$  die Masse,  $I_s$  das Trägheitsmoment bezüglich der Hauptachsen des Körpers,  $v$  die lineare Geschwindigkeit des Massenmittelpunktes und  $\omega$  die Winkelgeschwindigkeit des Körpers ist.  $h$  bezeichnet die Höhe des Massenmittelpunktes im gewählten Koordinatensystem.

Die zeitliche Ableitung dieser Energieverläufe liefert die vom Bewegungsapparat geleistete biomechanische Arbeit. Die obere Grenze der geleisteten Arbeit ergibt wie sich folgt (PIERRYNOWSKI U. A., 1980):

$$W_{notr} = \sum_{s=1}^S \sum_{k=1}^K |\Delta E_{pot,s}(k)| + |\Delta E_{tr,s}(k)| + |\Delta E_{rot,s}(k)| \quad (C-11)$$

Diese Maximalwerte werden allerdings durch zweierlei Arten von Energietransfer reduziert: zum einen die Umwandlung zwischen kinetischer und potentieller Energie innerhalb eines Körpersegments ähnlich einem Pendel (intrasegmentaler Transfer) und zum anderen der Energietransfer zwischen benachbarten Körpersegmenten (intersegmentaler Transfer).

Die Berücksichtigung der intrasegmentalen Energietransfers ist durch folgende Vorschrift gewährleistet (PIERRYNOWSKI U. A., 1980, beachte die Summationsreihenfolge!):

$$W_{intra} = \sum_{k=1}^K \sum_{s=1}^S |\Delta E_{pot,s}(k) + \Delta E_{tr,s}(k) + \Delta E_{rot,s}(k)| \quad (C-12)$$

Demnach wird an einem einzelnen Segment nur dann Nettoarbeit verrichtet, wenn dessen Gesamtenergie ansteigt, Umwandlungen zwischen den Energieformen werden nicht als Arbeitsleistung erfasst. Die Berücksichtigung des Energieaustauschs zwischen benachbarten Segmenten erfolgt gemäß eines von [WILLIAMS UND CAVANAGH \(1983\)](#) vorgeschlagenen Algorithmus, der für die benachbarten Segmente die Beträge der Energieänderungen aufsummiert und ansonsten die Vorzeichen beibehält.

Die unter dieser Annahme vom Bewegungsapparat geleistete mechanische Arbeit  $W_{nb}$  ist wiederum kleiner als die nach Gleichung (C-12) bestimmte. Das Ausmaß, in dem diese Austauschmechanismen die maximale Arbeit nach Gleichung (C-11) reduzieren, dient als Maß für die Bewegungseffizienz und wird durch folgende Verhältnisse quantifiziert:

$$ER_{intra} = \frac{W_{notr} - W_{intra}}{W_{notr}} \cdot 100\% \quad (C-13)$$

$$ER_{nb} = \frac{W_{notr} - W_{nb}}{W_{notr}} \cdot 100\% \quad (C-14)$$

#### C.2.4 Standardabweichungszeitreihen

Die in dieser Arbeit eingesetzten Variabilitätsmaße MEAN\_ZRSTD basieren auf den in [LOOSE U. A. \(2004\)](#) definierten Standardabweichungszeitreihen. Die  $K$  Werte der Standardabweichungszeitreihe  $S_n(k)$  des  $n$ . Doppelschrittes einer Messung mit  $N$  Doppelschritten sind wie folgt definiert:

$$S_n(k) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (U_n(k) - \bar{U}_N(k))^2} \quad (C-15)$$

Dabei ist  $\bar{U}_N$  der Mittelwert über alle  $N$  Doppelschritte. Für  $U_n(k)$  wurden in dieser Arbeit die sagittalen Gelenkwinkelverläufe der Hüfte, des Knie- und des Sprunggelenks verwendet.



## Literaturverzeichnis

[Abarbanel u. a. 1993] ABARBANEL, HDI ; BROWN, R ; SIDOROWICH, JJ ; TSIMRING, LS: The Analysis of Observed Chaotic Data in Physical Systems. In: *Reviews of Modern Physics* 65 (1993), Oct, Nr. 4, S. 1331–1392

[Abel u. a. 1999] ABEL, R ; PIETRON, H ; DINKELACKER, M ; SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: Gait Analysis on the Treadmill - Monitoring Exercise in the Treatment of Paraplegia. In: *Gait and Posture* 10 (1999), S. 83–84

[Abel u. a. 2003] ABEL, R ; RUPP, R ; SUTHERLAND, D: Quantifying the Variability of a Complex Motor Task Specifically Studying the Gait of Dyskinetic CP Children. In: *Gait and Posture* 17 (2003), Feb, Nr. 1, S. 50–8

[Abel u. a. 2002] ABEL, R ; SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: Gait Analysis on the Treadmill - Monitoring Exercise in the Treatment of Paraplegia. In: *Spinal Cord* 40 (2002), S. 17–22

[Adams 1971] ADAMS, JA: A Closed-Loop Theory of Motor Learning. In: *Journal of Motor Behavior* 3 (1971), S. 111–150

[Almasbakk u. a. 2001] ALMASBAKK, B ; WHITING, H. T. ; HELGERUD, J: The Efficient Learner. In: *Biological Cybernetics* 84 (2001), Feb, Nr. 2, S. 75–83

[Alton u. a. 1998] ALTON, F ; BALDEY, L ; CAPLAN, S ; MORRISSEY, MC: A Kinematic Comparison of Overground and Treadmill Walking. In: *Clinical Biomechanics* 13 (1998), Sep, Nr. 6, S. 434–440

[Arutyunyan u. a. 1968] ARUTYUNYAN, GH ; GURFINKEL, VS ; MIRSKII, ML: Investigation of Aiming at a Target. In: *Biophysics* 13 (1968), S. 536–538

[Barbeau u. a. 1994] BARBEAU, H u. a.: Enhancement of Locomotor Recovery following Spinal Cord Injury. In: *Current Opinion in Neurology* 7 (1994), Dec, Nr. 6, S. 517–24

- [Barbeau u. a. 2002] BARBEAU, H ; LADOUCEUR, M ; MIRBAGHERI, MM ; KEARNEY, RE: The Effect of Locomotor Training Combined with Functional Electrical Stimulation in Chronic Spinal Cord Injured Subjects: Walking and Reflex Studies. In: *Brain Research. Brain Research Reviews*. 40 (2002), Oct, Nr. 1-3, S. 274–91
- [Barbeau u. a. 1999] BARBEAU, H ; LADOUCEUR, M ; NORMAN, KE ; PEPIN, A ; LEROUX, A: Walking after Spinal Cord Injury: Evaluation, Treatment, and Functional Recovery. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (1999), Feb, Nr. 2, S. 225–35
- [Barbeau und Rossignol 1987] BARBEAU, H ; ROSSIGNOL, S: Recovery of Locomotion after Chronic Spinalization in the Adult Cat. In: *Brain Research* 412 (1987), May 26, Nr. 1, S. 84–95
- [Barbeau und Visintin 1989] BARBEAU, H ; VISINTIN, M: The Effects of Body Weight Support on the Locomotor Pattern of Spastic Paretic Patients. In: *Canadian Journal of Neurological Science* (1989), S. 315–325
- [Bässler 1986] BÄSSLER, U: On the Definition of Central Pattern Generator and its Sensory Control. In: *Biological Cybernetics* 53 (1986), S. 65–69
- [Basso 2000] BASSO, DM: Neuroanatomical Substrates of Functional Recovery after Experimental Spinal Cord Injury: Implications of Basic Science Research for Human Spinal Cord Injury. In: *Physical Therapy* 80 (2000), Aug, Nr. 8, S. 808–17
- [Beek u. a. 1995] BEEK, PJ ; PEPPER, CE ; STEGEMAN, DF: Dynamical Models of Movement Coordination. In: *Human Movement Science* 14 (1995), S. 573–604
- [Behrman und Harkema 2000] BEHRMAN, AL ; HARKEMA, SJ: Locomotor Training after Human Spinal Cord Injury: A Series of Case Studies. In: *Physical Therapy* 80 (2000), Jul, Nr. 7, S. 688–700
- [Berghof und Zwick 1995] BERGHOF, R ; ZWICK, E-B: Gaitbase – a Relational Database for the Management of Gait Laboratory Data. In: *Gait and Posture* 3 (1995), S. 291–292
- [Bernstein 1967] BERNSTEIN, NA: *The Coordination and Regulation of Movement*. New York : Pergamon Press, 1967

- [Blin u. a. 1990] BLIN, O ; FERRANDEZ, AM ; SERRATRICE, G: Quantitative Analysis of Gait in Parkinson Patients: Increased Variability of Stride Length. In: *Journal of the Neurological Sciences* 98 (1990), Aug, Nr. 1, S. 91–97
- [Brach u. a. 2001] BRACH, JS ; BERTHOLD, R ; CRAIK, R ; VANSWEARINGEN, JM ; NEWMAN, AB: Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 49 (2001), Dec, Nr. 12, S. 1646–50
- [Bregman u. a. 1995] BREGMAN, BS ; KUNKEL-BAGDEN, E ; SCHNELL, L ; DAI, HN ; GAO, D ; SCHWAB, ME: Recovery from Spinal Cord Injury Mediated by Antibodies to Neurite Growth Inhibitors. In: *Nature* 378 (1995), Nov 30, Nr. 6556, S. 498–501
- [Brisswalter und Mottet 1996] BRISSWALTER, J ; MOTTET, D: Energy Cost and Stride Duration Variability at Preferred Transition Gait Speed between Walking and Running. In: *Canadian Journal of Applied Physiology* 21 (1996), Dec, Nr. 6, S. 471–80
- [Bunc und Dlouha 1997] BUNC, V ; DLOUHA, RJ: Energy Cost of Treadmill Walking. In: *Sports Medicine and Physical Fitness* 37 (1997), Jun, Nr. 2, S. 103–9
- [Burns und Ditunno 2001] BURNS, AS ; DITUNNO, JF: Establishing Prognosis and Maximizing Functional Outcomes after Spinal Cord Injury: A Review of Current and Future Directions in Rehabilitation Management. In: *Spine* 26 (2001), Dec 15, Nr. 24 Suppl, S. S137–45
- [Bussel u. a. 1996] BUSSEL, B ; ROBY-BRAMI, A ; NERIS, OR ; YAKOVLEFF, A: Evidence for a Spinal Stepping Generator in Man. Electrophysiological Study. In: *Acta Neurobiologiae Experimentalis* 56 (1996), Nr. 1, S. 465–8
- [Buzzi u. a. 2003] BUZZI, UH ; STERGIU, N ; KURZ, MJ ; HAGEMAN, PA ; HEIDEL, J: Nonlinear Dynamics Indicates Aging Affects Variability during Gait. In: *Clinical Biomechanics* 18 (2003), Jun, Nr. 5, S. 435–43
- [Calancie u. a. 1994] CALANCIE, B ; NEEDHAM-SHROPSHIRE, B ; JACOBS, P ; WILLER, K ; ZYCH, G ; GREEN, BA: Involuntary Stepping after Chronic Spinal Cord Injury. Evidence for a Central Rhythm Generator for Locomotion in Man. In: *Brain* 117 (1994), Nr. Pt5, S. 1143–59

- [Capozzo 1984] CAPPOZZO, A: Gait Analysis Methodology. In: *Human Movement Science* 3 (1984), S. 27–50
- [Carhart u. a. 2004] CARHART, MR ; HE, J ; HERMAN, R ; D'LUZANSKY, S ; WILLIS, WT: Epidural Spinal-Cord Stimulation Facilitates Recovery of Functional Walking following Incomplete Spinal Cord Injury. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 12 (2004), March, Nr. 1, S. 32–42
- [Cavagna u. a. 2000] CAVAGNA, GA ; WILLEMS, PA ; HEGLUND, NC: The Role of Gravity in Human Walking: Pendular Energy Exchange, External Work and Optimal Speed. In: *Journal of Physiology* 528 (2000), Nov 1, Nr. Pt 3, S. 657–668
- [Cavanagh u. a. 1985] CAVANAGH, PR u. a.: Mechanical and Muscular Factors Affecting the Efficiency of Human Movement. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17 (1985), Jun, Nr. 3, S. 326–31
- [Cavanagh u. a. 2001] CAVANAGH, PR ; CHRISTINA, KA ; MILNER, CE ; OKITA, N ; SJ, Piazza ; HIGGINSON, JS: MARey: A Package of Motion Analysis Routines for Three Dimensional Segmental and Joint Dynamics in MATLAB. In: MÜLLER, R (Hrsg.) ; GERBER, H (Hrsg.) ; STACOFF, A (Hrsg.): *Proceedings of the ISB, International Society of Biomechanics, 2001*, S. 97
- [Cavanagh und Kram 1985] CAVANAGH, PR ; KRAM, R: The Efficiency of Human Movement - a Statement of the Problem. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17 (1985), Jun, Nr. 3, S. 304–8
- [Cavanagh u. a. 1998] CAVANAGH, PR ; PERRY, JE ; ULBRECHT, JS ; DERR, JA ; PAMMER, SE: Neuropathic diabetic patients do not have reduced variability of plantar loading during gait. In: *Gait and Posture* 7 (1998), May 1, Nr. 3, S. 191–199
- [Chantraine und Onkelinx 1975] CHANTRAINE, A ; ONKELINX, A: Analysis of Compensatory Muscles during Walking in Paraplegic Patients. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 7 (1975), Nr. 1, S. 9–12
- [Charteris und Taves 1978] CHARTERIS, J ; TAVES, C: The Process of Habituation to Treadmill Walking: A Kinematic Analysis. In: *Perception and Motor Skills* 47 (1978), Nr. 2, S. 659–66

- [Chen u. a. 1994] CHEN, L ; ARMSTRONG, CW ; RAFTOPOULOS, DD: An Investigation on the Accuracy of Three-Dimensional Space Reconstruction Using the Direct Linear Transformation Technique. In: *Journal of Biomechanics* 27 (1994), Apr, Nr. 4, S. 493–500
- [Colby u. a. 1999] COLBY, SM ; KIRKENDALL, DT ; BRUZGA, RF: Electromyographic Analysis and Energy Expenditure of Harness Supported Treadmill Walking: Implications for Knee Rehabilitation. In: *Gait and Posture* 10 (1999), Dec, Nr. 3, S. 200–5
- [Colombo u. a. 2000] COLOMBO, G ; JOERG, M ; SCHREIER, R ; DIETZ, V: Treadmill Training of Paraplegic Patients Using a Robotic Orthosis. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37 (2000), Nov-Dec, Nr. 6, S. 693–700
- [Colombo u. a. 2001] COLOMBO, G ; WIRZ, M ; DIETZ, V: Driven Gait Orthosis for Improvement of Locomotor Training in Paraplegic Patients. In: *Spinal Cord* 39 (2001), May, Nr. 5, S. 252–5
- [Cooper u. a. 1999] COOPER, RA u. a.: Gait Analysis in Rehabilitation Medicine: A Brief Report. In: *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 78 (1999), May-Jun, Nr. 3, S. 278–80
- [Corbetta und Vereijken 1999] CORBETTA, D ; VEREIJKEN, B: Understanding Development and Learning of Motor Coordination in Sport: The Contribution of Dynamic Systems Theory. In: *International Journal of Sport Psychology* 30 (1999), Oct-Dec, Nr. 4, S. 507–530
- [Crommert u. a. 1998] CROMMERT, HW Van d. u. a.: Neural Control of Locomotion: Sensory Control of the Central Pattern Generator and its Relation to Treadmill Training. In: *Gait and Posture* 7 (1998), May, Nr. 3, S. 251–263
- [Curt u. a. 1997] CURT, A u. a.: Prognosis of Traumatic Spinal Cord Lesions. Significance of Clinical and Electrophysiological Findings. In: *Nervenarzt* 68 (1997), Jun, Nr. 6, S. 485–95. – Review
- [Curt u. a. 2004] CURT, A ; SCHWAB, ME ; DIETZ, V: Providing the Clinical Basis for New Interventional Therapies: Refined Diagnosis and Assessment of Recovery after Spinal Cord Injury. In: *Spinal Cord* 42 (2004), Jan, Nr. 1, S. 1–6

[Danion u. a. 2003] DANION, F ; VARRAINE, E ; BONNARD, M ; PAILHOUS, J: Stride Variability in Human Gait: The Effect of Stride Frequency and Stride Length. In: *Gait and Posture* 18 (2003), Aug, Nr. 1, S. 69–77

[Daunicht u. a. 1998] DAUNICHT, WJ ; STEINER, R ; HOMBERG, V: Towards a Stance-Gait-Neuroprosthesis - the Meta-Attractor-Concept for Control. In: *European Journal of Neuroscience* 10 (1998), Jun, Nr. 3, S. 431–431

[Davids u. a. 2003] DAVIDS, K ; GLAZIER, P ; ARAUJO, D ; BARTLETT, R: Movement Systems as Dynamical Systems: The Functional Role of Variability and its Implications for Sports Medicine. In: *Journal of Applied Biomechanics* 33 (2003), Nr. 4, S. 245–260

[Davids u. a. 1994] DAVIDS, K ; HANDFORD, C ; WILLIAMS, M: The Natural Physical Alternative to Cognitive Theories of Motor Behaviour: An Invitation for Interdisciplinary Research in Sports Science? In: *Journal of Sports Sciences* 12 (1994), S. 495–528

[Davis und Cavanagh 1993] DAVIS, BL ; CAVANAGH, PR: Simulating Reduced Gravity: A Review of Biomechanical Issues Pertaining to Human Locomotion. In: *Aviation Space and Environmental Medicine* 64 (1993), Jun, Nr. 6, S. 557–66

[Davis 1993] DAVIS, GM: Exercise Capacity of Individuals with Paraplegia. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1993), Apr, Nr. 4, S. 423–32. – Review

[Davis 1997] DAVIS, RB: Reflections on Clinical Gait Analysis. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7 (1997), Dec, Nr. 4, S. 251–257

[De Leon u. a. 1998a] DE LEON, RD ; HODGSON, JA ; ROY, RR ; EDGER-TON, VR: Full Weight-Bearing Hindlimb Standing following Stand Training in the Adult Spinal Cat. In: *Journal of Neurophysiology* 80 (1998), Nr. 1, S. 83–91

[De Leon u. a. 1998b] DE LEON, RD ; HODGSON, JA ; ROY, RR ; EDGER-TON, VR: Locomotor Capacity Attributable to Step Training Versus Spontaneous Recovery after Spinalization in Adult Cats. In: *Journal of Neurophysiology* 79 (1998), Mar, Nr. 3, S. 1329–40

[De Leon u. a. 2002] DE LEON, RD ; KUBASAK, MD ; PHELPS, PE ; TIMOSZYK, WK ; REINKENSMEYER, DJ ; ROY, RR ; EDGERTON, VR: Using Robotics to Teach the Spinal Cord to Walk. In: *Brain Research. Brain Research Reviews*. 40 (2002), Oct, Nr. 1-3, S. 267–73

[De Leon u. a. 2001] DE LEON, RD ; ROY, RR ; EDGERTON, VR: Is the Recovery of Stepping following Spinal Cord Injury Mediated by Modifying Existing Neural Pathways or by Generating New Pathways? A Perspective. In: *Physical Therapy* 81 (2001), Dec, Nr. 12, S. 1904–11

[De Leva 1996] DE LEVA, P: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. In: *Journal of Biomechanics* 29 (1996), Sep, Nr. 9, S. 1223–30

[Delp und Loan 2000] DELP, SL ; LOAN, JP: A computational framework for simulation and analysis of human and animal movement. In: *IEEE Computing in Science and Engineering* 2 (2000), Nr. 5, S. 46–55

[Dempster und Gaughran 1955] DEMPSTER, WT ; GAUGHRAN, RL: Properties of Body Segments Based on Size and Weight. In: *American Journal of Anatomy* 120 (1955), S. 33–54

[Deutsche Stiftung Querschnittlähmung 1999] DEUTSCHE STIFTUNG QUERSCHNITTLÄHMUNG: Überblick Forschungsstand. (1999). – <http://www.dsqu.de/texte/infopresse/forschung.htm>

[DeVivo u. a. 1999] DEVIVO, MJ ; KRAUSE, JS ; LAMMERTSE, DP: Recent Trends in Mortality and Causes of Death among Persons with Spinal Cord Injury. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (1999), S. 1411–9

[Diedrich und Warren 1995] DIEDRICH, FJ ; WARREN, WH: Why change gaits? dynamics of the walk-run transition. In: *Journal for Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 21 (1995), Feb, Nr. 1, S. 183–202

[Dieterle u. a. 2002] DIETERLE, J ; LOOSE, T ; SCHABLOWSKI, M ; MIKUT, R ; RUPP, R ; ABEL, R: A New Measure for Assessing Gait Quality in SCI Patients with 3D Gait Analysis. In: *Gait and Posture* 16, Suppl. 1 (2002), S. S138

- [Dietz 1995] DIETZ, V: Locomotor Training in Paraplegic Patients. In: *Annals of Neurology* 38 (1995), Dec, Nr. 6, S. 965
- [Dietz u. a. 1994] DIETZ, V u. a.: Locomotor Activity in Spinal Man. In: *Lancet* 344 (1994), Nov 5, Nr. 8932, S. 1260–3
- [Dietz u. a. 1995] DIETZ, V u. a.: Locomotor Capacity of Spinal Cord in Paraplegic Patients. In: *Annals of Neurology* 37 (1995), May, Nr. 5, S. 574–82
- [Dietz u. a. 1998a] DIETZ, V u. a.: Locomotor Capacity and Recovery of Spinal Cord Function in Paraplegic Patients: A Clinical and Electrophysiological Evaluation. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 109 (1998), Apr, Nr. 2, S. 140–53
- [Dietz u. a. 1998b] DIETZ, V u. a.: Locomotor Pattern in Paraplegic Patients: Training Effects and Recovery of Spinal Cord Function. In: *Spinal Cord* 36 (1998), Jun, Nr. 6, S. 380–90
- [Dietz und Duysens 2000] DIETZ, V ; DUYSSENS, J: Significance of Load Receptor Input during Locomotion: A Review. In: *Gait and Posture* 11 (2000), Apr, Nr. 2, S. 102–10. – Review
- [Dimitrijevic u. a. 1998] DIMITRIJEVIC, MR u. a.: Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humans. In: *Annals of the New York Academy of Sciences* 16 (1998), Nov, Nr. 860, S. 360–76
- [Dingwell 1998] DINGWELL, JB: *Variability and Nonlinear Dynamics of Continuous Locomotion: Applications to Treadmill Walking and Diabetic Peripheral Neuropathy*, The Pennsylvania State University, PhD Thesis, 1998
- [Dingwell u. a. 1999a] DINGWELL, JB u. a.: Neuropathic Gait Shows only Trends Towards Increased Variability of Sagittal Plane Kinematics during Treadmill Locomotion. In: *Gait and Posture* 10 (1999), Sep, Nr. 1, S. 21–29
- [Dingwell u. a. 2000a] DINGWELL, JB u. a.: Nonlinear Time Series Analysis of Normal and Pathological Human Walking. In: *CHAOS* 10 (2000), Dec, Nr. 4, S. 848–863
- [Dingwell u. a. 2000b] DINGWELL, JB u. a.: Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000), Oct, Nr. 10, S. 1269–77

[Dingwell u. a. 2001a] DINGWELL, JB u. a.: Increased variability of continuous overground walking in neuropathic patients is only indirectly related to sensory loss. In: *Gait and Posture* 14 (2001), Jul, Nr. 1, S. 1–10

[Dingwell u. a. 2001b] DINGWELL, JB u. a.: Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 123 (2001), Feb, Nr. 1, S. 27–32

[Dingwell u. a. 1999b] DINGWELL, JB ; CUSUMANO, JP ; CAVANAGH, PR ; STERNAD, D: Stride-To-Stride Variability in Human Walking Is Not Noise. In: *Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. Pittsburgh : University of Pittsburgh, 1999, S. 58–59

[Ditunno u. a. 2000] DITUNNO, JF ; DITUNNO, PL ; GRAZSIANI, V ; SCIVOLLETTO, G ; BERNARDI, M ; CASTELLANO, V ; MARCHETTI, M ; BARBEAU, H ; FRANKEL, HL ; D'ANDREA GREVE, JM ; KO, HY ; MARSHALL, R ; NANCE, P: Walking Index for Spinal Cord Injury WISCI: An International Multicenter Validity and Reliability Study. In: *Spinal Cord* 38 (2000), S. 234–243

[Ditunno u. a. 1994] DITUNNO, JF ; YOUNG, W ; DONOVAN, WH ; CREASY, G: The International Standards Booklet for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. In: *Paraplegia* 32 (1994), S. 70–80

[Ditunno und Ditunno 2001] DITUNNO, PL ; DITUNNO, J: Walking Index for Spinal Cord Injury WISCI II: Scale Revision. In: *Spinal Cord* 39 (12) (2001), S. 654–656

[Dobkin 1993] DOBKIN, BH: Neuroplasticity. Key to Recovery after Central Nervous System Injury. In: *The Western Journal of Medicine* 159 (1993), Jul, Nr. 1, S. 56–60

[Dobkin 1998] DOBKIN, BH: Activity-Dependent Learning Contributes to Motor Recovery. In: *Annals of Neurology* 44 (1998), Nr. 2, S. 158–60

[Dobkin u. a. 2003] DOBKIN, BH ; APPLE, D ; BARBEAU, H ; BASSO, M ; BEHRMAN, A ; DEFORGE, D ; DITUNNO, J ; DUDLEY, G ; ELASHOFF, R ; FUGATE, L ; HARKEMA, S ; SAULINO, M ; SCOTT, M: Methods for a Randomized Trial of Weight-Supported Treadmill Training Versus Conventional

Training for Walking during Inpatient Rehabilitation after Incomplete Traumatic Spinal Cord Injury. In: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 17 (2003), Sep, Nr. 3, S. 153–67

[Dobkin u. a. 1995] DOBKIN, BH ; HARKEMA, S ; REQUEJO, P ; EDGERTON, VR: Modulation of Locomotor-Like EMG Activity in Subjects with Complete and Incomplete Spinal Cord Injury. In: *Journal of Neurologic Rehabilitation* 9 (1995), Nr. 4, S. 183–90

[Donelan und Kram 1997] DONELAN, JM ; KRAM, R: The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: A test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. In: *Journal of Experimental Biology* 200 (1997), Dec, Nr. Pt 24, S. 3193–201

[Duysens u. a. 1998] DUYSENS, J u. a.: Neural Control of Locomotion: The Central Pattern Generator from Cats to Humans. In: *Gait and Posture* 7 (1998), Mar, Nr. 2, S. 131–141

[Edgerton 2001] EDGERTON, R: Retraining the Injured Spinal Cord. In: *Journal of Physiology* 533 (2001), May, Nr. 1, S. 15–22

[Edgerton u. a. 1992] EDGERTON, VR u. a.: Potential of Adult Mammalian Lumbosacral Spinal Cord to Execute and Acquire Improved Locomotion in the Absence of Supraspinal Input. In: *Journal of Neurotrauma* 9 Suppl 1 (1992), Mar, S. S119–28

[Edgerton u. a. 1997] EDGERTON, VR u. a.: Use-Dependent Plasticity in Spinal Stepping and Standing. In: *Advances in Neurology* 72 (1997), S. 233–47

[Edgerton und Roy 2000] EDGERTON, VR ; ROY, RR: Invited Review: Gravitational Biology of the Neuromotor Systems: A Perspective to the Next Era. In: *Journal of Applied Physiology* 89 (2000), Sep, Nr. 3, S. 1224–31

[Edgerton und Roy 2002] EDGERTON, VR ; ROY, RR: Paralysis Recovery in Humans and Model Systems. In: *Current Opinion in Neurobiology* 12 (2002), Nr. 6, S. 658–67

[Fawcett 2002] FAWCETT, J: Repair of Spinal Cord Injuries: Where Are We, Where Are We Going? In: *Spinal Cord* 40 (2002), Nr. 12, S. 615–623

- [Field-Fote 2002] FIELD-FOTE, EC: Spinal cord stimulation facilitates functional walking in a chronic, incomplete spinal cord injured subject. In: *Spinal Cord* 40 (2002), Aug, Nr. 8, S. 428
- [Field-Fote und Tepavac 2002] FIELD-FOTE, EC ; TEPAVAC, D: Improved Intralimb Coordination in People with Incomplete Spinal Cord Injury following Training with Body Weight Support and Electrical Stimulation. In: *Physical Therapy* 82 (2002), Jul, Nr. 7, S. 707–15
- [Finch u. a. 1991] FINCH, L ; BARBEAU, H ; ARSENAULT, B: Influence of Body Weight Support on Normal Human Gait: Development of a Gait Retraining Strategy. In: *Physical Therapy* 71 (1991), Nov, Nr. 11, S. 842–55; discussion 855–6
- [Flynn u. a. 1997] FLYNN, T ; CANAVAN, P ; CHIANG, J ; CAVANAGH, P: Ground Reaction Force and Plantar Pressure Reduction in an Incremental Weight Bearing System. In: *Clinical Biomechanics* (1997), Apr, Nr. 3, S. S12
- [Forssberg u. a. 1980] FORSSBERG, H ; GRILLNER, S ; HALBERTSMA, J ; ROSSIGNOL, S: The Locomotion of the Low Spinal Cat II: Interlimb Coordination. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 108 (1980), Mar, Nr. 3, S. 283–95
- [Frankel u. a. 1969] FRANKEL, HL u. a.: The Value of Postural Reduction in the Initial Management of Closed Injuries of the Spine with Paraplegia and Tetraplegia. In: *Paraplegia* 73 (1969), S. 179–92
- [Fraser und Swinney 1986] FRASER, AM ; SWINNEY, HL: Independent Coordinates for Strange Attractors from Mutual Information. In: *Physical Reviews A* 33 (1986), Feb, Nr. 2, S. 1134–1140
- [Gerner 1992] GERNER, HJ: *Die Querschnittlähmung: Erstversorgung, Behandlungsstrategie, Rehabilitation*. Berlin : Blackwell Wissenschaft Verlag, 1992
- [Gerner u. a. 2002] GERNER, HJ ; DÖDERLEIN, L ; ABEL, R ; SCHABLOWSKI, S ; WOLF, S ; DIETERLE, J ; RUPP, R ; BRETTHAUER, G ; MALBERG, H ; LOOSE, T ; JÄKEL, J ; GRÖLL, L ; MIKUT, R: Arbeitsbericht zum 'DFG-Vorhaben Anwendung von Methoden der Computational Intelligence zur automatisierten Diagnoseerstellung in der Ganganalyse' / Stiftung Orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Forschungszentrum Karlsruhe. 2002. – Forschungsbericht

- [Gibson 1979] GIBSON, J: *The Ecological Approach to Visual Perception*. US : Lawrence Erlbaum Assoc, 1979
- [Grassberger und Procaccia 1983] GRASSBERGER, P ; PROCACCIA, I: Measuring the Strangeness of Strange Attractors. In: *Physica D* 9 (1983), S. 189–208
- [Grasso u. a. 2004] GRASSO, R u. a.: Distributed Plasticity of Locomotor Pattern Generators in Spinal Cord Injured Patients. In: *Brain* 127 (Pt 5) (2004), May, S. 1019–34
- [Greig u. a. 1993] GREIG, C ; BUTLER, F ; SKELTON, D ; MAHMUD, S ; YOUNG, A: Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 41 (1993), Jan, Nr. 1, S. 15–8
- [Griffin u. a. 1999] GRIFFIN, TM u. a.: Walking in Simulated Reduced Gravity Mechanical Energy Fluctuations and Exchange. In: *Journal of Applied Physiology* 86 (1999), Jan, Nr. 1, S. 383–90
- [Grill u. a. 2001] GRILL, WM ; CRAGGS, MD ; FOREMAN, RD ; LUDLOW, CL ; BULLER, JL: Emerging Clinical Applications of Electrical Stimulation: Opportunities for Restoration of Function. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38 (2001), Nov-Dec, Nr. 6, S. 641–53
- [Grillner 1975] GRILLNER, S: Locomotion in Vertebrates: Central Mechanisms and Reflex Interaction. In: *Physiological Reviews* 55 (1975), Apr, Nr. 2, S. 247–304
- [Grillner 1985] GRILLNER, S: Neurological Bases of Rhythmic Motor Acts in Vertebrates. In: *Science* 228 (1985), S. 143–149
- [Grillner u. a. 1973] GRILLNER, S u. a.: On the Descending Control of the Lumbosacral Spinal Cord from the "Mesencephalic Locomotor Region". In: *Acta Physiologica Scandinavica* 87 (1973), Mar, Nr. 3, S. 320–33
- [Grillner u. a. 1991] GRILLNER, S ; WALLEN, P ; BRODIN, L ; LANSNER, A: Neuronal Network Generating Locomotory Behavior in Lamprey: Circuitry, Transmitters, Membrane Properties and Simulation Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. In: *Annual Reviews in Neuroscience* 14 (1991), S. 169–200

- [Guckenheimer und Holmes 1990] GUCKENHEIMER, J ; HOLMES, P ; JOHN, F (Hrsg.) ; MARSDEN, JE (Hrsg.) ; SIROVICH, L (Hrsg.): *Applied Mathematical Sciences*. Bd. 42: *Nonlinear Oscillations, Dynamical Systems, and Bifurcations of Vector Fields*. 3rd. New York ; Berlin ; Heidelberg ; Tokyo [u.a.] : Springer-Verlag, 1990
- [Guttmann 1976] GUTTMANN, L: *Spinal Cord Injuries: Comprehensive Management and Research*. 2nd. Oxford : Blackwell Scientific Publications, 1976
- [Hahn und Chou 2003] HAHN, ME ; CHOU, LS: Can Motion of Individual Body Segments Identify Dynamic Instability in the Elderly? In: *Clinical Biomechanics* (2003), Oct, Nr. 8, S. 737–44
- [Haken 1983] HAKEN, H: *Advanced Synergetics*. Berlin : Springer, 1983
- [Haken 1995] HAKEN, H: *Erfolgsgeheimnisse der Natur. Synergetik: Die Lehre vom Zusammenwirken*. Rowohlt Taschenbuch-Verlag, 1995
- [Haken u. a. 1985] HAKEN, H ; KELSO, JAS ; BUNZ, H: A Theoretical Model of Phase Transitions in Human Hand Movements. In: *Biological Cybernetics* 51 (1985), S. 347–56
- [Hamill u. a. 2000] HAMILL, J ; HADDAD, JM ; MCDERMOTT, WJ: Issues in Quantifying Variability from a Dynamical Systems Perspective. In: *Journal of Applied Biomechanics* 16 (2000), Nov, Nr. 4
- [Handford u. a. 1997] HANDFORD, C ; DAVIDS, K ; BENNETT, S ; BUTTON, C: Skill Acquisition in Sport: Some Applications of an Evolving Practice Ecology. In: *Journal of Sports Sciences* 15 (1997), Dec, Nr. 6, S. 621–40. – Review
- [Harkema 2001] HARKEMA, SJ: Neural Plasticity after Human Spinal Cord Injury: Application of Locomotor Training to the Rehabilitation of Walking. In: *Neuroscientist* 7 (2001), Oct, Nr. 5, S. 455–468
- [Harris und Smith 1996] HARRIS, GF ; SMITH, PA: *Human Motion Analysis - Current Applications and Future Directions*. 445 Hoes Lane, P.O. Box 1331, Piscataway, NJ 08855-1331 : IEEE Press, 1996 (Design and Applications)

[Harris-Love u. a. 2001] HARRIS-LOVE, ML ; FORRESTER, LW ; MACKO, RF ; SILVER, KH ; SMITH, GV: Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. In: *Neurorehabilitation and Neural Repair* 15 (2001), Nr. 2, S. 105–12

[Hatze 1988] HATZE, H: High-Precision Three-Dimensional Photogrammetric Calibration and Object Space Reconstruction Using a Modified Dlt-Approach. In: *Journal of Biomechanics* 21 (1988), Nr. 7, S. 533–8

[Hausdorff u. a. 1998] HAUSDORFF, JM ; CUDKOWICZ, ME ; FIRTION, R ; WEI, JY ; GOLDBERGER, AL: Gait Variability and Basal Ganglia Disorders: Stride-To-Stride Variations of Gait Cycle Timing in Parkinson's Disease and Huntington's Disease. In: *Movement Disorders : Official Journal of the Movement Disorder Society* 13 (1998), May, Nr. 3, S. 428–37

[Hausdorff u. a. 1995] HAUSDORFF, JM ; PENG, CK ; LADIN, Z ; WEI, JY ; AL, Goldberger: Is Walking a Random Walk? Evidence for Long-range Correlations in Stride Interval of Human Gait. In: *Journal of Applied Physiology* 78 (1995), Jan, Nr. 1, S. 349–58

[Hausdorff u. a. 1996] HAUSDORFF, JM ; PURDON, PL ; PENG, CK ; LADIN, Z ; WEI, JY ; GOLDBERGER, AL: Fractal Dynamics of Human Gait: Stability of Long-range Correlations in Stride Interval Fluctuations. In: *Journal of Applied Physiology* 80 (1996), May, Nr. 5, S. 1448–57

[Hegger u. a. 1999] HEGGER, R ; KANTZ, H ; SCHREIBER, T: Practical Implementation of Nonlinear Time Series Methods: The TISEAN Package. In: *CHAOS* 9 (1999), Jun, Nr. 2, S. 413–435

[Heiderscheit 2000] HEIDERSCHEIT, BC: Movement Variability as a Clinical Measure for Locomotion. In: *Journal of Applied Biomechanics* 16 (2000), Nov, Nr. 4

[Hesse 2004] HESSE, S: Homepage des Laboratory for Movement Analysis and Therapy, Klinik Berlin. (2004). – <http://userpage.fu-berlin.de/bhesse/Laufband/laufbe.html>

[Hesse u. a. 1994] HESSE, S ; BERTELT, C ; SCHAFFRIN, A ; MALEZIC, M ; MAURITZ, KH: Restoration of Gait in Nonambulatory Hemiparetic Patients by Treadmill Training with Partial Body-Weight Support. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75 (1994), Oct, Nr. 10, S. 1087–93

- [Hesse u. a. 1999] HESSE, S ; KONRAD, M ; UHLENBROCK, D: Treadmill Walking with Partial Body Weight Support Versus Floor Walking in Hemiparetic Subjects. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (1999), Apr, Nr. 4, S. 421–7
- [Hesse u. a. 2003] HESSE, S ; SCHMIDT, H ; WERNER, C ; BARDELEBEN, A: Upper and Lower Extremity Robotic Devices for Rehabilitation and for Studying Motor Control. In: *Current Opinion in Neurology* 16 (2003), Dec, Nr. 6, S. 705–10
- [Hesse u. a. 2004] HESSE, S ; WERNER, C ; BARDELEBEN, A: Electromechanical Gait Training with Functional Electrical Stimulation: Case Studies in Spinal Cord Injury. In: *Spinal Cord* 42 (2004), Nr. 6, S. 346–352
- [Hesse u. a. 2001] HESSE, S ; WERNER, C ; PAUL, T ; BARDELEBEN, A ; CHALER, J: Influence of Walking Speed on Lower Limb Muscle Activity and Energy Consumption during Treadmill Walking of Hemiparetic Patients. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (2001), Nov, Nr. 11, S. 1547–50
- [Hodgson u. a. 1994] HODGSON, JA ; ROY, RR ; DE LEON, R ; DOBKIN, B ; EDGERTON, VR: Can the Mammalian Lumbar Spinal Cord Learn a Motor Task? In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (1994), Dec, Nr. 12, S. 1491–7
- [Hof u. a. 2002] HOF, AL ; ELZINGA, H ; GRIMMIUS, W ; HALBERTSMA, JP: Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. In: *Gait and Posture* 16 (2002), Aug, Nr. 1, S. 78–86
- [Holt u. a. 1991] HOLT, KG ; HAMILL, J ; ANDRES, RO: Predicting the Minimal Energy Costs of Human Walking. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (1991), Apr, Nr. 4, S. 491–8
- [Holt u. a. 1995] HOLT, KG ; JENG, SF ; RATCLIFFE, R ; HAMILL, J: Energetic Cost and Stability during Human Walking at the Preferred Stride Frequency. In: *Journal of Motor Behavior* 27 (1995), Nr. 2, S. 164–178
- [Hoyt und Taylor 1981] HOYT, DF ; TAYLOR, CR: Gait and the Energetics of Locomotion in Horses. In: *Nature* 292 (1981), S. 239–240

- [Hurmuzlu und Basdogan 1994] HURMUZLU, Y ; BASDOGAN, C: On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 116 (1994), Nr. 1, S. 30–36
- [Hurmuzlu u. a. 1994] HURMUZLU, Y ; BASDOGAN, C ; CAROLLO, JJ: Presenting Joint Kinematics of Human Locomotion Using Phase Plane Portraits and Poincare Maps. In: *Journal of Biomechanics* 27 (1994), Dec, Nr. 12, S. 1495–9
- [Hurmuzlu u. a. 1996] HURMUZLU, Y ; BASDOGAN, C ; STOIANOVICI, D: Kinematics and Dynamic Stability of the Locomotion of Post-Polio Patients. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 118 (1996), Aug, Nr. 3, S. 405–11
- [van Ingen Schenau 1980] INGEN SCHENAU, GJ van: Some Fundamental Aspects of the Biomechanics of Overground Versus Treadmill Locomotion. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 12 (1980), Nr. 4, S. 257–61
- [Ivanenko u. a. 2002] IVANENKO, YP ; GRASSO, R ; MACELLARI, V ; LACQUANITI, F: Control of Foot Trajectory in Human Locomotion: Role of Ground Contact Forces in Simulated Reduced Gravity. In: *Journal of Neurophysiology* 87 (2002), Jun, Nr. 6, S. 3070–89
- [Iwahara u. a. 1992] IWAHARA, T ; ATSUTA, Y ; GARCIA-RILL, E ; SKINNER, RD: Spinal Cord Stimulation-Induced Locomotion in the Adult Cat. In: *Brain Research Bulletin* 28 (1992), Jan, Nr. 1, S. 99–105
- [Jeka und Kelso 1989] JEKA, JJ ; KELSO, JAS: *Advances in Psychology*. Bd. 61: *The Dynamic Pattern Approach to Coordinated Behavior: A Tutorial Review*. S. 3–45. Siehe ([Wallace, 1989](#))
- [Kadaba u. a. 1990] KADABA, MP ; RAMAKRISHNAN, HK ; WOOTTEN, ME: Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking. In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), May, Nr. 3, S. 383–92
- [Kantz und Schreiber 1995] KANTZ, H ; SCHREIBER, T: Dimension Estimates and Physiological Data. In: *CHAOS* 5 (1995), S. 143–154
- [Kantz und Schreiber 1997] KANTZ, H ; SCHREIBER, T: *Nonlinear Time Series Analysis*. The Edinburgh Building, Cambridge CB2 2RU, UK : Cambridge University Press, 1997 (Cambridge Nonlinear Science Series:)

- [Kantz 1994] KANTZ, K: A Robust Method to Estimate the Maximal Lyapunov Exponent of a Time Series. In: *Physics Letters A* 185 (1994), S. 77
- [Kaufman u. a. 1996] KAUFMAN, KR ; CHAMBERS, HG ; SUTHERLAND, DH: Variability of Temporal Distance Measurements in Pathological Gait Studies. In: *Gait and Posture* 4 (1996), Apr, Nr. 2, S. 169
- [Kay 1988] KAY, BA: The Dimensionality of Movement Trajectories and the Degrees of Freedom Problem: A Tutorial. In: *Human Movement Science* 7 (1988), S. 343–364
- [Kelso 1984] KELSO, JAS: Phase Transitions and Critical Behavior in Human Bimanual Coordination. In: *American Journal of Physiology* 246 (1984), S. 1000–1004
- [Kelso 1995] KELSO, JAS: *Dynamic Patterns*. Cambridge, Massachusetts : MIT Press, 1995
- [Kelso u. a. 1993] KELSO, JAS ; DING, M ; SCHÖNER, G: *Dynamic Pattern Formation: A Primer*. Kap. 1, S. 13–47. In: *Dynamic Pattern Formation: A Primer*, MIT Press Cambridge Massachusetts, 1993
- [Kennel u. a. 1992] KENNEL, MB ; BROWN, R ; ABARBANEL, HDI: Determining Embedding Dimension for Phase-Space Reconstruction Using a Geometrical Approach. In: *Physical Reviews A* 45 (1992), Nr. 6, S. 3404–11
- [Kirtley u. a. 1985] KIRTLEY, C ; WHITTLE, MW ; JEFFERSON, RJ: Influence of walking speed on gait parameters. In: *Journal of Biomedical Engineering* 7 (1985), Oct, Nr. 4, S. 282–8
- [Kobetic u. a. 1999] KOBETIC, R ; TRIOLO, RJ ; UHLIR, JP ; BIERI, C ; WIBOWO, M ; POLANDO, G ; MARSOLAIS, EB ; DAVIS, JA ; FERGUSON, KA: Implanted Functional Electrical Stimulation System for Mobility in Paraplegia: A Follow-Up Case Report. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 7 (1999), Dec, Nr. 4, S. 390–8
- [Kögel u. a. 2005] KÖGEL, M ; RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M: A Novel System for Providing Realtime Feedback in Rehabilitation of Gait Disorders. In: *Biomedizinische Technik* 50 (2005), S. 1400–01

- [Krawetz und Nance 1996] KRAWETZ, P ; NANCE, P: Gait Analysis of Spinal Cord Injured Subjects: Effects of Injury Level and Spasticity. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77 (1996), Jul, Nr. 7, S. 635–8
- [Krebs u. a. 2002] KREBS, DE ; GOLDVASSER, D ; LOCKERT, JD ; PORTNEY, LG ; GILL-BODY, KM: Is Base of Support Greater in Unsteady Gait? In: *Physical Therapy* 82 (2002), Feb, Nr. 2, S. 138–47
- [Kugler u. a. 1980] KUGLER, PN ; KELSO, JAS ; TURVEY, MT: *On the Concept of Coordinative Structures as Dissipative Structures: I Theoretical Lines of Convergence*. S. 3–47. In: *Tutorials in Motor Behavior*. New York : North-Holland, 1980
- [Larsson u. a. 1980] LARSSON, LE ; ODENRICK, P ; SANDLUND, B ; WEITZ, P ; ÖBERG, PA: The Phases of the Stride and Their Interaction in Human Gait. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 12 (1980), Nr. 3, S. 107–12
- [Latash und Anson 1996] LATASH, ML ; ANSON, JG: What are Normal Movements in Atypical Populations? In: *Behavioral and Brain Sciences* 19 (1996), S. 55–106
- [Latash u. a. 2002] LATASH, ML ; SCHOLZ, JP ; G, Schoner: Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. In: *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30 (2002), Jan, Nr. 1, S. 26–31
- [Lee u. a. 1991] LEE, TD ; SWANSON, LR ; HALL, AL: What Is Repeated in a Repetition? Effects of Practice Conditions on Motor Skill Acquisition. In: *Physical Therapy* 71 (1991), Feb, Nr. 2, S. 150–6. – Review
- [Lemke u. a. 1995] LEMKE, K ; CORNWALL, MW ; MCP OIL, TG ; SCHUIT, D: Comparison of Rearfoot Motion in Overground Versus Treadmill Walking. In: *Journal of the American Podiatric Medical Association* (1995), S. 243–249
- [Li 2000] LI, L: Stability Landscapes of Walking and Running near Gait Transition Speed. In: *Journal of Applied Biomechanics* 16 (2000), Nov, Nr. 4
- [Li u. a. 2005] LI, L ; HADDAD, JM ; HAMILL, J: Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. In: *Human Movement Science* (2005)

- [Loose u. a. 2004] LOOSE, T ; DIETERLE, J ; MIKUT, R ; RUPP, R ; ABEL, R ; SCHABLOWSKI, M ; BRETTHAUER, G ; GERNER, HJ: Automatisierte Interpretation von Zeitreihen am Beispiel von klinischen Bewegungsanalysen. In: *Automatisierungstechnik (at)* 8 (2004), S. 359–369
- [Loose u. a. 2002a] LOOSE, T ; MALBERG, H ; MIKUT, R ; DIETERLE, J ; SCHABLOWSKI, M ; WOLF, S ; ABEL, R ; DÖDERLEIN, L ; RUPP, R: Ein modulares Verfahren zur automatisierten Auswertung von Ganganalysedaten. In: *Biomedizinische Technik* 47 (2002), S. 700–703
- [Loose u. a. 2003a] LOOSE, T ; MIKUT, R ; DIETERLE, J ; RUPP, R ; ABEL, R ; SCHABLOWSKI, M ; GERNER, HJ ; BRETTHAUER, G: Automatisierte Bewegungscharakterisierung für Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung. In: *AUTOMED 2003, 4. Workshop*. Karlsruhe : Forschungszentrum Karlsruhe, FZKA 6875, 2003, S. 20–21
- [Loose u. a. 2002b] LOOSE, T ; MIKUT, R ; MALBERG, H ; SIMON, J ; SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; DÖDERLEIN, L: A Computer Based Method to Assess Gait Data. In: *IFMBE Proceedings*, Hutten, H and Krösl, P, 2002, S. 798–799
- [Loose u. a. 2003b] LOOSE, T ; MIKUT, R ; RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M: GaitCAD - A Matlab Toolbox for Application of Data Mining Methods in Gait Analysis. In: *Gait and Posture* Bd. 18, 2003, S. 114–115
- [Loose 2004] LOOSE, TS: *Konzept für eine modellgestützte Diagnostik mittels Data Mining am Beispiel der Bewegungsanalyse*, Universität Karlsruhe (TH), Monographie, 2004
- [Lorenz 1963] LORENZ, EN: Deterministic Nonperiodic Flow. In: *Journal of Atmospheric Science* 20 (1963), Nr. 2, S. 130–141
- [Lovely u. a. 1986] LOVELY, RG ; GREGOR, RJ ; ROY, RR ; EDGERTON, VR: Effects of Training on the Recovery of Full-Weight-Bearing Stepping in the Adult Spinal Cat. In: *Experimental Neurology* 92 (1986), May, Nr. 2, S. 421–35
- [Lovely u. a. 1990] LOVELY, RG ; GREGOR, RJ ; ROY, RR ; EDGERTON, VR: Weight-Bearing Hindlimb Stepping in Treadmill-Exercised Adult Spinal Cats. In: *Brain Research* 514 (1990), Apr 30, Nr. 2, S. 206–18

- [MacKay-Lyons 2002] MACKAY-LYONS, M: Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. In: *Physical Therapy* 82 (2002), Jan, Nr. 1, S. 69–83
- [Magill 1997] MAGILL, R: *Motor Learning: Concepts and Applications*. New-York : McGraw-Hill, 1997
- [Maki 1997] MAKI, BE: Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 45 (1997), Mar, Nr. 3, S. 313–20
- [Manoel und Connolly 1995] MANOEL, E ; CONNOLLY, KJ: Variability and Development of Skilled Actions. In: *International Journal of Psychophysiology* 19 (1995), S. 129–147
- [Marin und Dingwell 2004] MARIN, CL ; DINGWELL, JB: Local Dynamic Stability Improves at Slower Walking Speeds. In: *Proceedings fo the 28th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics ASB (Veranst.)*, 2004
- [Matsas u. a. 2000] MATSAS, A ; TAYLOR, N ; MCBURNEY, H: Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. In: *Gait and Posture* 11 (2000), Feb, Nr. 1, S. 46–53
- [Maynard 1996] MAYNARD, FM: *International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury*. Chicago, IL : American Spinal Injury Association, 1996
- [Maynard u. a. 1997] MAYNARD, FM Jr ; BRACKEN, MB ; CREASEY, G ; DITUNNO, JF Jr ; DONOVAN, WH ; DUCKER, TB ; GARBER, SL ; MARINO, RJ ; STOVER, SL ; TATOR, CH ; WATERS, RL ; WILBERGER, JE ; YOUNG, W: International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. In: *Spinal Cord* 35 (1997), May, Nr. 5, S. 266–74
- [McNeill 2002] MCNEILL, AR: Energetics and Optimization of Human Walking and Running: The 2000 Raymond Pearl Memorial Lecture. In: *American Journal of Human Biology* 14 (2002), Sep-Oct, Nr. 5, S. 641–8

- [Mikut 2003] MIKUT, R: Geschwindigkeitsabhängige Normkurven - Methoden und Anwendungen bei Normprobanden und Querschnittgelähmten / Forschungszentrum Karlsruhe, Technik und Umwelt. 2003. – Forschungsbericht
- [Mikut u. a. 2002] MIKUT, R ; LOOSE, T ; MALBERG, H ; RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M ; DÖDERLEIN, L ; ABEL, R: Applied Data Mining for Diagnosis and Treatment Evaluation in Gait Analysis. In: *Gait and Posture* 16, Suppl. 1 (2002), S. 166–167
- [Mikut u. a. 2001] MIKUT, R ; PETER, N ; MALBERG, H ; JÄKEL, J ; GRÖLL, L ; BRETTHAUER, G ; RUPP, R ; ABEL, R ; SCHABLOWSKI, M ; SIEBEL, A ; DÖDERLEIN, L ; GERNER, HJ: Diagnoseunterstützung für die instrumentelle Ganganalyse (Projekt GANDI) / Forschungszentrum Karlsruhe, Technik und Umwelt. 2001 (FZKA 6613). – Forschungsbericht
- [Mitra u. a. 1997] MITRA, S ; AMAZEEN, PG ; TURVEY, MT: Chaos in Human Rhythmic Movement. In: *Journal of Motor Behavior* 29 (1997), Nr. 3, S. 195–198
- [Mitra u. a. 1998] MITRA, S ; AMAZEEN, PG ; TURVEY, MT: Intermediate Motor Learning as Decreasing Active Dynamical Degrees of Freedom. In: *Human Movement Science* 17 (1998), Jan, Nr. 1, S. 17–65
- [Morganti u. a. 2005] MORGANTI, B ; SCIVOLETTO, G ; DITUNNO, P ; DITUNNO, JF ; MOLINARI, M: Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI): Criterion Validation. In: *Spinal Cord* 43 (2005), S. 27–33
- [Motion Analysis 2001] MOTION ANALYSIS: *OrthoTrak5.0 - Gait Analysis Software Reference Manual*. 3617 Westwind Blvd., Santa Rosa, CA 95403: , 2001. – URL <http://www.motionanalysis.com/>
- [Motion Analysis 2003] MOTION ANALYSIS: *EVa RT 4.0 User's Manual*. 3617 Westwind Blvd., Santa Rosa, CA 95403: , 2003. – URL <http://www.motionanalysis.com/>
- [Mulder 1991] MULDER, T: A Process-Oriented Model of Human Motor Behavior: Toward a Theory-Based Rehabilitation Approach. In: *Physical Therapy* 71 (1991), Feb, Nr. 2, S. 157–64

- [Mulder u. a. 2002] MULDER, T ; ZIJLSTRA, W ; GEURTS, A: Assessment of Motor Recovery and Decline. In: *Gait and Posture* 16 (2002), S. 198–210
- [Murray u. a. 1985] MURRAY, MP ; SPURR, GB ; SEPIC, SB ; GARDNER, GM ; MOLLINGER, LA: Treadmill vs. Floor Walking: Kinematics, Electromyogram, and Heart Rate. In: *Journal of Applied Physiology* 59 (1985), Jul, Nr. 1, S. 87–91
- [National Spinal Cord Injury Statistical Center 2003] NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER: Facts and Figures at a Glance - December 2003. (2003)
- [Newell u. a. 1989] NEWELL, KM ; KUGLER, PN ; EMMERIK, REA van ; MCDONALD, PV: *Advances in Psychology*. Bd. 61: *Search Strategies and the Acquisition of Coordination*. S. 85–121. Siehe (Wallace, 1989)
- [Newell u. a. 2001] NEWELL, KM ; LIU, YT ; MAYER-KRESS, G: Time Scales in Motor Learning and Development. In: *Psychological Reviews* 108 (2001), Jan, Nr. 1, S. 57–82
- [Newell und Slifkin 1998] NEWELL, KM ; SLIFKIN, AB: *The Nature of Movement Variability*. Kap. 7, S. 143–160. In: *Motor Behavior and Human Skill - a Multidisciplinary Approach*. Champaign IL, USA : Human Kinetics, 1998
- [Newell und Vaillancourt 2001] NEWELL, KM ; VAILLANCOURT, DE: Dimensional Change in Motor Learning. In: *Human Movement Science* 20 (2001), Nr. 4-5, S. 695–715
- [Newman u. a. 1994] NEWMAN, DJ ; ALEXANDER, HL ; WEBBON, BW: Energetics and Mechanics for Partial Gravity Locomotion. In: *Aviation Space and Environmental Medicine* 65 (1994), Sep, Nr. 9, S. 815–23
- [Norman u. a. 1998] NORMAN, KE ; PEPIN, A ; BARBEAU, H: Effects of Drugs on Walking after Spinal Cord Injury. In: *Spinal Cord* 36 (1998), Oct, Nr. 10, S. 699–715
- [Öberg u. a. 1993] ÖBERG, T ; KARSZNIA, A ; ÖBERG, K: Basic Gait Parameters: Reference Data for Normal Subjects, 10-79 Years of Age. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 30 (1993), Nr. 2, S. 210–23

- [Öberg u. a. 1994] ÖBERG, T ; KARSZNIA, A ; ÖBERG, K: Joint Angle Parameters in Gait: Reference Data for Normal Subjects, 10-79 Years of Age. In: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 31 (1994), Aug, Nr. 3, S. 199–213
- [Ochs u. a. 2005] OCHS, G ; SCHABLOWSKI, M u. a.: Quantifying Gait Function in Patients with Total Knee Arthroplasty of the MUTARS-Type following Bone Tumor. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica* (2005). – in Arbeit
- [Olney u. a. 1994] OLNEY, SJ ; GRIFFIN, MP ; MCBRIDE, ID: Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects with Hemiplegia: A Regression Approach. In: *Physical Therapy* 74 (1994), Sep, Nr. 9, S. 872–85
- [Onasch u. a. 2001] ONASCH, A ; KEIL, M ; FIEHN, W ; ABEL, R: Effekt des Laufbandtrainings bei inkompletten Querschnittlähmungen auf das kardiozirkulatorische System. In: *37. Deutscher Kongress für Sportmedizin und Prävention Abstract Band* Bd. S 7-8 Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (Veranst.), Sep 2001, S. 30
- [Otero-Siliceo und Arriada-Mendicoa 2003] OTERO-SILICEO, E ; ARRIADA-MENDICOA, N: Is It Healthy to Be Chaotic? In: *Medical Hypotheses* 60 (2003), Feb, Nr. 2, S. 233–6
- [Otter u. a. 2004] OTTER, den A. ; GEURTS, AC ; MULDER, T ; DUYSSENS, J: Speed Related Changes in Muscle Activity from Normal to Very Slow Walking Speeds. In: *Gait and Posture* 19 (2004), Jun, Nr. 3, S. 270–8
- [Pandy 2001] PANDY, MG: Computer Modeling and Simulation of Human Movement. In: *Annual Review Of Biomedical Engineering* 3 (2001), S. 245–73. – Review
- [Patrick 2003] PATRICK, JH: Case for Gait Analysis as Part of the Management of Incomplete Spinal Cord Injury. In: *Spinal Cord* 41 (2003), Sep, Nr. 9, S. 479–82
- [Pearce u. a. 1983] PEARCE, ME ; CUNNINGHAM, DA ; DONNER, AP ; RECHNITZER, PA ; FULLERTON, GM ; HOWARD, JH: Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. In: *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52 (1983), Nr. 1, S. 115–9

- [Pearson und Rossignol 1991] PEARSON, KG ; ROSSIGNOL, S: Fictive Motor Patterns in Chronic Spinal Cats. In: *Journal of Neurophysiology* 66 (1991), Dec, Nr. 6, S. 1874–87
- [Peckham 1987] PECKHAM, PH: Functional Electrical Stimulation: Current Status and Future Prospects of Applications to the Neuromuscular System in Spinal Cord Injury. In: *Paraplegia* 25 (1987), S. 279–285
- [Peckham u. a. 2001] PECKHAM, PH u. a.: Efficacy of an Implanted Neuroprosthesis for Restoring Hand Grasp in Tetraplegia: A Multicenter Study. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (2001), Oct, Nr. 10, S. 1380–8
- [Pepin u. a. 2003a] PEPIN, A ; LADOUCEUR, M ; BARBEAU, H: Treadmill Walking in Incomplete Spinal-Cord-Injured Subjects: 2. Factors Limiting the Maximal Speed. In: *Spinal Cord* 41 (2003), May, Nr. 5, S. 271–9
- [Pepin u. a. 2003b] PEPIN, A ; NORMAN, KE ; BARBEAU, H: Treadmill Walking in Incomplete Spinal-Cord-Injured Subjects: 1. Adaptation to Changes in Speed. In: *Spinal Cord* 41 (2003), May, Nr. 5, S. 257–70
- [Perry 1992] PERRY, J ; WILLOUGHBY, CD (Hrsg.): *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*. Slack, Inc, 1992
- [Pierrynowski u. a. 1980] PIERRYNOWSKI, MR ; WINTER, DA ; NORMAN, RW: Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. In: *Ergonomics* 23 (1980), Feb, Nr. 2, S. 147–56
- [Pinter und Dimitrijevic 1999] PINTER, MM ; DIMITRIJEVIC, MR: Gait after Spinal Cord Injury and the Central Pattern Generator for Locomotion. In: *Spinal Cord* 37 (1999), Aug, Nr. 8, S. 531–537
- [Pool 1989] POOL, R: Is It Healthy to Be Chaotic? In: *Science* 243 (1989), Feb, Nr. 4891, S. 604–7
- [Popović u. a. 1999] POPOVIĆ, D ; STEIN, RB ; OGUZTORELI, N ; LEBIEDOWSKA, M ; JONIC, S: Optimal Control of Walking with Functional Electrical Stimulation: a Computer Simulation Study. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 7 (1999), Mar, Nr. 1, S. 69–79

- [Popovic 2003] POPOVIC, DB: Control of Current and Future Neural Prostheses. In: *Medical Engineering and Physics* 25 (2003), Jan, Nr. 1, S. 1–2
- [Popovic u. a. 2001] POPOVIC, MR ; CURT, A ; KELLER, T ; V, Dietz: Functional Electrical Stimulation for Grasping and Walking: Indications and Limitations. In: *Spinal Cord* 39 (2001), Aug, Nr. 8, S. 403–12
- [Prentice und Drew 2001] PRENTICE, SD ; DREW, T: Contributions of the Reticulospinal System to the Postural Adjustments Occurring during Voluntary Gait Modifications. In: *Journal of Neurophysiology* 85 (2001), Feb, Nr. 2, S. 679–98
- [Prochazka u. a. 2001] PROCHAZKA, A ; MUSHAHWAR, VK ; MCCREERY, DB: Neural Prostheses. In: *Journal of Physiology* 533 (2001), May, Nr. 1, S. 99–109
- [Provenzale u. a. 1992] PROVENZALE, A ; SMITH, LA ; VIO, R ; MURANTE, G: Distinguishing between Low-Dimensional Dynamics and Randomness in Measured Time Series. In: *Physica D* 58 (1992), S. 31–49
- [Raineteau und Schwab 2001] RAINETEAU, O ; SCHWAB, ME: Plasticity of Motor Systems after Incomplete Spinal Cord Injury. In: *Nature Reviews. Neuroscience* 2 (2001), Apr, Nr. 4, S. 263–73
- [Rosenstein u. a. 1993] ROSENSTEIN, MT ; COLLINS, JJ ; DELUCA, CJ: A Practical Method for Calculating Largest Lyapunov Exponents from Small Data Sets. In: *Physica D* 65 (1993), S. 117–134
- [Rossignol u. a. 2004] ROSSIGNOL, S ; BOUYER, L ; LANGLET, C ; BARTHELEMY, D ; CHAU, C ; GIROUX, N ; BRUSTEIN, E ; MARCOUX, J ; LEBLOND, H ; READER, TA: Determinants of Locomotor Recovery after Spinal Injury in the Cat. In: *Progress in Brain Research* 143 (2004), S. 163–72
- [Rossignol und Dubuc 1994] ROSSIGNOL, S ; DUBUC, R: Spinal Pattern Generation. In: *Current Opinion in Neurobiology* 4 (1994), Dec, Nr. 6, S. 894–902
- [Rupp und Gerner 2004] RUPP, R ; GERNER, HJ: Neuroprosthetics of the Upper Extremity - Clinical Application in Spinal Cord Injury and Future Perspectives. In: *Biomedizinische Technik* 49 (2004), Apr, Nr. 4, S. 93–98. – Review

- [Rupp u. a. 1998] RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M ; GERNER, HJ: Entwicklung und Evaluierung eines Diagnostiklaufbandes zur dreidimensionalen Erfassung der Gangdynamik. In: *Biomedizinische Technik* 43 (1998), S. 192–93
- [Rupp u. a. 1999] RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M ; GERNER, HJ ; STEPPAT, C ; BRÜGGEMANN, GP: A Novel Approach to Gait Analysis I: Development of an Instrumented Treadmill. In: *Gait and Posture* 10 (1999), Sep, Nr. 1, S. 82–83
- [Sadeghi u. a. 2000] SADEGHI, H ; ALLARD, P ; PRINCE, F ; LABELLE, H: Symmetry and Limb Dominance in Able-Bodied Gait: A Review. In: *Gait and Posture* 12 (2000), Sep, Nr. 1, S. 34–45. – review
- [Sadeghi u. a. 2003] SADEGHI, H ; MATHIEU, PA ; SADEGHI, S ; LABELLE, H: Continuous Curve Registration as an Intertrial Gait Variability Reduction Technique. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 11 (2003), Mar, Nr. 1, S. 24–30
- [Saibene und Minetti 2003] SAIBENE, F ; MINETTI, AE: Biomechanical and Physiological Aspects of Legged Locomotion in Humans. In: *European Journal of Applied Physiology* 88 (2003), Jan, Nr. 4-5, S. 297–316
- [Samson u. a. 2001] SAMSON, MM ; CROWE, A ; VREEDE, PL de ; DESSENS, JA ; DUURSMA, SA ; VERHAAR, HJ: Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. In: *Age and Ageing* 13 (2001), Feb, Nr. 1, S. 16–21
- [Sauer u. a. 1991] SAUER, T ; YORKE, J ; CASDAGLI, M: Embedology. In: *Journal of Statistical Physics* 65 (1991), S. 579–616
- [Schablowski 2005] SCHABLOWSKI, M: Speed Dependence of Local Dynamic Stability of Treadmill Walking. In: *Proceedings of the 3rd International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines (AMAM)*. Technische Universität Illmenau, 2005. – angenommen
- [Schablowski und Gerner 2005] SCHABLOWSKI, M ; GERNER, HJ: Gait Analysis of Treadmill Walking under Specific Consideration of Speed. In: *Lecture Notes in Control and Information Sciences* (2005). – angenommen
- [Schablowski u. a. 1999a] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: Measurement and Control Software for 3D Gait Analysis on an Instrumented

Treadmill. In: REHAK, R (Hrsg.) ; HUTTEN, H (Hrsg.): *Proceedings of the European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC '99, 1999*, S. 808–809

[Schablowski u. a. 1999b] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: A Novel Approach to Gait Analysis II: Additional Requirements for Application in Case of Paraplegia. In: *Gait and Posture* 10 (1999), Sep, Nr. 1, S. 83

[Schablowski u. a. 2000] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: Integration einer Modellierungsumgebung zur biomechanischen Analyse der Gangdynamik auf dem Laufband. In: *Biomedizinische Technik* 45 (2000), S. 145–146

[Schablowski u. a. 2001a] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: BioMACIT - Ein Softwarepaket zur differenzierten biomechanischen Analyse des Gehens auf dem Laufband. In: JAMAL, Rahman (Hrsg.) ; JASCHINSKI, Hans (Hrsg.): *Virtuelle Instrumente in der Praxis*. Heidelberg München : Hüthig-Verlag, 2001, Kap. 7: Allgemeine Medizintechnik, S. 297–303

[Schablowski u. a. 2001b] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: A Gait Analysis Environment for Model Based Investigation of Paraplegic Locomotion. In: MÜLLER, R (Hrsg.) ; GERBER, H (Hrsg.) ; STACOFF, A (Hrsg.): *Book of Abstracts International Society for Biomechanics (Veranst.)*, 2001, S. 204

[Schablowski u. a. 2001c] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; GERNER, HJ: Ein Verfahren zur Erkennung von Schrittphasen beim Gehen auf dem Laufband. In: *Biomedizinische Technik* 46 (2001), S. 286–287

[Schablowski u. a. 2001d] SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R ; SCHWEIDLER, J ; PIETRON, H ; DINKELAKER, M ; ABEL, R ; GERNER, HJ: Gait Analysis and Paraplegia: Technical Aspects and Clinical Perspectives. In: DUYSSENS, J (Hrsg.) ; SMITS-ENGELMANN, Bouwien C. (Hrsg.) ; KINGMA, Herman (Hrsg.): *Control of Posture and Gait International Society for Postural and Gait Research (Veranst.)*, 2001, S. 879–81

[Schablowski und Schweidler 2005a] SCHABLOWSKI, M ; SCHWEIDLER, J: Automated Processing of Large Biomedical Data Sets Using a Feature Database. In: *Biomedizinische Technik* 50 (2005), S. 1428–29

- [Schablowski und Schweidler 2005b] SCHABLOWSKI, M ; SCHWEIDLER, J: Automatisierte Datenverarbeitung auf der Grundlage einer bezeichnerbasierten Merkmalsdatenbank. In: *Automatisierungstechnik* (2005). – eingereicht
- [Schablowski u. a. 2002] SCHABLOWSKI, M ; SCHWEIDLER, J ; RUPP, R: HeiDATAProViT - Ein universelles Tool zur Auswertung biomedizinischer Datensätze. In: *Biomedizinische Technik* 47 (2002), S. 611–14
- [Schablowski u. a. 2004] SCHABLOWSKI, M ; SCHWEIDLER, J ; RUPP, R: HeiDATAProViT - Heidelberg Data Archiving Tag Assembling Processing and Visualization Tool. In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 73 (2004), Jan, Nr. 1, S. 61–70
- [Schablowski-Trautmann und Gerner 2005] SCHABLOWSKI-TRAUTMANN, M ; GERNER, HJ: State Space Analysis of Joint Angle Kinematics in Normal Treadmill Walking. In: *Biosignalverarbeitung: Impulsgeber in der Biomedizinischen Technik Stand - Entwicklungen - Tendenzen* (2005). – eingereicht
- [Schablowski-Trautmann u. a. 2005] SCHABLOWSKI-TRAUTMANN, M ; KÖGEL, M ; RUPP, R ; MIKUT, R ; GERNER, HJ: From Diagnostics to Therapy - Conceptual Basis for Realtime Movement Feedback in Rehabilitation Medicine. In: *Biosignalverarbeitung: Impulsgeber in der Biomedizinischen Technik Stand - Entwicklungen - Tendenzen* (2005). – eingereicht
- [Schalow und Zach 1998] SCHALOW, G ; ZACH, GA: Neuronal Reorganization through Oscillator Formation Training in Patients with CNS Lesions. In: *Journal of the Peripheral Nervous System* 3 (1998), S. 165–88
- [Schalow und Zach 2000] SCHALOW, G ; ZACH, GA: Reorganization of the Human Central Nervous System. In: *General Physiology and Biophysics* 19 Suppl 1 (2000), Oct, S. 11–240. – Review
- [Schindl u. a. 2000] SCHINDL, MR ; FORSTNER, C ; KERN, H ; HESSE, S: Treadmill Training with Partial Body Weight Support in Nonambulatory Patients with Cerebral Palsy. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81 (2000), Mar, Nr. 3, S. 301–6
- [Schmidt 1975] SCHMIDT, RA: A Schema Theory of Discrete Motor Skill Learning. In: *Psychological Reviews* 82 (1975), S. 225–260

- [Schmidt 1981] SCHMIDT, RA: *The Schema Concept*. Kap. 9, S. 219–235. In: *Human Motor Behavior: An Introduction*, Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Hillsdale, 1981
- [Schmidt und Lee 1999] SCHMIDT, RA ; LEE, T: *Motor Control and Learning*. Champaign, IL : Human Kinetics, 1999
- [Schöner u. a. 1990] SCHÖNER, G ; JIANG, WY ; KELSO, JAS: A Synergetic Theory of Quadrupedal Gaits and Gait Transitions. In: *Journal of Theoretical Biology* 142 (1990), S. 359–391
- [Schöner und Kelso 1988] SCHÖNER, G ; KELSO, JAS: Dynamic Pattern Generation in Behavioral and Neural Systems. In: *Science* 239 (1988), S. 1513–1520
- [Schöner u. a. 1992] SCHÖNER, G ; ZANONE, PG ; KELSO, JAS: Learning as Change of Coordination Dynamics: Theory and Experiment. In: *Journal of Motor Behavior* 24 (1992), S. 29–48
- [Schuld u. a. 2003] SCHULD, C ; GERNER, HJ ; RUPP, R ; SCHABLOWSKI, M: Integration of a System for Continuous Measurement of Dynamic Foot Pressure during Treadmill Walking. In: *Biomedizinische Technik* 48 (2003), S. 412–13
- [Schuld u. a. 2005] SCHULD, C ; OCHS, G ; SIMANK, HG ; RUPP, R ; GERNER, HJ ; SCHABLOWSKI, M: Analyzing Foot Pressure Distribution in Patients with Total Knee Endoprosthesis (TEP) Using Pattern Recognition Techniques. In: *Biomedizinische Technik* 50 (2005), S. 1454–55
- [Schwab u. a. 2001] SCHWAB, JM ; LEPPERT, CA ; KAPS, KH ; MONNIER, PP: Functional Recovery after Spinal Cord Injury: Basic Science Meets Clinic. In: *Trends in Neurosciences* 24 (2001), Aug, Nr. 8, S. 437–9
- [Schwab 2002a] SCHWAB, ME: Increasing Plasticity and Functional Recovery of the Lesioned Spinal Cord. In: *Progress in Brain Research* 137 (2002), S. 351–9
- [Schwab 2002b] SCHWAB, ME: Repairing the Injured Spinal Cord. In: *Science* 295 (2002), Feb 8, Nr. 5557, S. 1029–31

- [Schwartz 2001] SCHWARTZ, M: Immunological Approaches to the Treatment of Spinal Cord Injury. In: *Biodrugs: Clinical Immunotherapeutics Biopharmaceuticals and Gene Therapy* 15 (2001), Nr. 9, S. 585–93
- [Schweidler u. a. 2002] SCHWEIDLER, J ; SCHABLOWSKI, M ; RUPP, R: HeiDATAProViT - Heidelberg Data Archiving, Tag Assembling, Processing and Visualization Tool. In: *Gait and Posture* 16, Suppl. 1 (2002), S. S174–175
- [Sekhon und Fehlings 2001] SEKHON, LH ; FEHLINGS, MG: Epidemiology, Demographics, and Pathophysiology of Acute Spinal Cord Injury. In: *Spine* 26 (2001), Dec 15, Nr. 24 Suppl, S. S2–12
- [Sekiya u. a. 1997] SEKIYA, N ; NAGASAKI, H ; ITO, H ; FURUNA, T: Optimal Walking in Terms of Variability in Step Length. In: *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 26 (1997), Nov, Nr. 5, S. 266–72
- [Shannon und Weaver 1949] SHANNON, CE ; WEAVER, W: *The Mathematical Theory of Communication*. Urbana Champaign, IL, US : University of Illinois Press, 1949
- [Shik u. a. 1976] SHIK, ML u. a.: Neurophysiology of Locomotor Automatism. In: *Physiological Reviews* 56 (1976), Jul, Nr. 3, S. 465–501. – Review
- [Siler u. a. 1997] SILER, WL ; JORGENSEN, AL ; NORRIS, RA: Grasping the handrails during treadmill walking does not alter sagittal plane kinematics of walking. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78 (1997), Apr, Nr. 4, S. 393–8
- [Sliwinski u. a. 2004] SLIWINSKI, MM ; SISTO, SA ; BATAVIA, M ; CHEN, B ; FORREST, GF: Dynamic Stability during Walking Following Unilateral Total Hip Arthroplasty. In: *Gait and Posture* 19 (2004), Apr, Nr. 2, S. 141–7
- [Smith und Thelen 1993] SMITH, LB ; THELEN, E ; PALMER, SE (Hrsg.): *A Dynamic System Approach to Development: Applications*. MIT Press Cambridge Massachusetts, 1993 (Bradford Books Series in Cognitive Psychology)
- [Sparrow und Irizarry-Lopez 1987] SPARROW, WA ; IRIZARRY-LOPEZ, VM: Mechanical Efficiency and Metabolic Cost as Measures of Learning a Novel Gross Motor Task. In: *Journal of Motor Behavior* 19 (1987), S. 240–264

- [Sparrow und Newell 1994] SPARROW, WA ; NEWELL, KM: Energy Expenditure and Motor Performance Relationships in Humans Learning a Motor Task. In: *Psychophysiology* 31 (1994), Jul, Nr. 4, S. 338–46
- [Startrampe.NET e.V 1976–1996] STARTRAMPE.NET E.V: Homepage des Vereins zur Förderung der Volksbildung auf dem Gebiet der Querschnittslähmung. (1976-1996). – <http://www.startrampe.net/index.php3>
- [Stein 1982] STEIN, RB: What muscle variable(s) does the nervous system control in limb movements? In: *The Behavioral and Brain Sciences* 5 (1982), S. 535–577
- [Stein 1999] STEIN, RB: Functional Electrical Stimulation after Spinal Cord Injury. In: *Journal of Neurotrauma* 16 (1999), Aug, Nr. 8, S. 713–7. – Review
- [Sternad 2000] STERNAD, D: Debates in Dynamics: A Dynamical Systems Perspective on Action and Perception. In: *Human Movement Science* 19 (2000), S. 407–423
- [Stolze u. a. 1997] STOLZE, H ; KUHTZ-BUSCHBECK, JP ; MONDWURF, C ; BOCZEK-FUNCKE, A ; JOHNK, K ; DEUSCHL, G ; ILLERT, M: Gait Analysis during Treadmill and Overground Locomotion in Children and Adults. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 105 (1997), Dec, Nr. 6, S. 490–7
- [Strogatz 1994] STROGATZ, SH: *Nonlinear Dynamics and Chaos: with Applications to Physics, Biology, Chemistry, and Engineering*. Reading, Massachusetts : Perseus Books, 1994 (Studies in Nonlinearity)
- [Stroh Wuolle u. a. 1999] STROH WUOLLE, K ; VAN DOREN, CL ; BRYDEN, AM ; PECKHAM, PH ; KEITH, MW ; KILGORE, KL ; GRILL, JH: Satisfaction with and Usage of a Hand Neuroprosthesis. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (1999), Feb, Nr. 2, S. 206–13
- [Takens 1981] TAKENS, F: *Dynamical Systems and Turbulence*. S. 366–81. In: RAND, DA (Hrsg.) ; YOUNG, LS (Hrsg.): *Dynamical Systems and Turbulence*. New York : Springer-Verlag, 1981 (Lecture Notes in Math 898)
- [Tator u. a. 1993] TATOR, CH ; DUNCAN, EG ; EDMONDS, VE ; LAPCZAK, LI ; ANDREWS, DF: Changes in Epidemiology of Acute Spinal Cord Injury from 1947 to 1981. In: *Surgical Neurology* 40 (1993), Nr. 3, S. 207–215

- [Tator und Fehlings 1991] TATOR, CH ; FEHLINGS, MG: Review of the Secondary Injury Theory of Acute Spinal Cord Trauma with Emphasis on Vascular Mechanisms. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 75 (1991), Jul, Nr. 1, S. 15–26
- [Tesio u. a. 1998] TESIO, L ; LANZI, D ; DETREMBLEUR, C: The 3-D Motion of the Centre of Gravity of the Human Body during Level Walking. I. Normal Subjects at Low and Intermediate Walking speeds. In: *Clinical Biomechanics* 13 (1998), Mar, Nr. 2, S. 77–82
- [Theiler 1986] THEILER, J: Spurious Dimensions from Correlation Algorithms Applied to Limited Time-Series Data. In: *Physical Reviews A* 34 (1986), S. 2427–2432
- [Theiler u. a. 1992] THEILER, J ; EUBANK, S ; LONGTIN, A ; GALDRIKIAN, B ; FARMER, JD: Testing for Nonlinearity in Time Series: The Method of Surrogate Data. In: *Physica D* 58 (1992), S. 77–94
- [Threlkeld u. a. 2003] THRELKELD, AJ ; COOPER, LD ; MONGER, BP ; CRAVEN, AN ; HAUPT, HG: Temporospatial and Kinematic Gait Alterations during Treadmill Walking with Body Weight Suspension. In: *Gait and Posture* 17 (2003), Jun, Nr. 3, S. 235–45
- [Tsuboyama u. a. 1994] TSUBOYAMA, T ; WINDHAGER, R ; BOCHDANSKY, T ; YAMAMURO, T ; KOTZ, R: Gait after knee arthroplasty for femoral tumor. Foot pressure patterns recorded in 20 patients. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica* 65 (1994), Feb, Nr. 1, S. 51–4
- [Tuller u. a. 1982] TULLER, B ; TURVEY, MT ; FITCH, HL: *The Bernstein Perspective: II. The Concept of Muscle Linkage or Coordinative Structure*. Kap. 11, S. 253–270. In: *Human Motor Behavior: An Introduction*, Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Hillsdale, 1982
- [Turvey 1977] TURVEY, MT: *Preliminaries to a Theory of Action with Reference to Vision*. S. 211–65. In: SHAW, R (Hrsg.) ; BRANSFORD, J (Hrsg.): *Perceiving, Acting and Knowing: Toward an Ecological Psychology*. Hillsdale, New Jersey : Erlbaum, 1977
- [Turvey u. a. 1982] TURVEY, MT ; FITCH, HL ; TULLER, B: *The Bernstein Perspective: I. The Problem of Degrees of Freedom and Context Conditioned*

*Variability*. Kap. 10, S. 239–252. In: *Human Motor Behavior: An Introduction*, Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Hillsdale, 1982

[Van Emmerik und Van Wegen 2000] VAN EMMERIK, REA ; VAN WEGEN, EEH: On Variability and Stability in Human Movement. In: *Journal of Applied Biomechanics* 16 (2000), Nov, Nr. 4, S. 394–406

[Vereijken u. a. 1997] VEREIJKEN, B ; VAN EMMERIK, REA ; BONGAARDT, R ; BEEK, WJ ; NEWELL, KM: Changing Coordinative Structures in Complex Skill Acquisition. In: *Human Movement Science* 16 (1997), Nov, Nr. 6, S. 823–844

[Vereijken u. a. 1992] VEREIJKEN, B ; VAN EMMERIK, REA ; WHITING, HTA ; NEWELL, KM: Free(z)ing Degrees of Freedom in Skill Acquisition. In: *Journal of Motor Behavior* 24 (1992), S. 133–142

[Wall und Charteris 1980] WALL, JC ; CHARTERIS, J: The Process of Habituation to Treadmill Walking at Different Velocities. In: *Ergonomics* 23 (1980), May, Nr. 5, S. 425–35

[Wallace 1989] WALLACE, SA: *Advances in Psychology*. Bd. 61: *Perspectives on the Coordination of Movement*. Amsterdam, the Netherlands : Elsevier Science Publishers BV, 1989

[Wann und Turnbull 1993] WANN, JP ; TURNBULL, JD: Motor Skill Learning in Cerebral Palsy: Movement, Action and Computer-Enhanced Therapy. In: *Bailliere's Clinical Neurology* 2 (1993), Apr, Nr. 1, S. 15–28

[Warren u. a. 2004] WARREN, GL ; MAHER, RM ; HIGBIE, EJ: Temporal Patterns of Plantar Pressures and Lower-Leg Muscle Activity during Walking: Effect of Speed. In: *Gait and Posture* 19 (2004), Feb, Nr. 1, S. 91–100

[Waters u. a. 1991] WATERS, RL ; ADKINS, RH ; YAKURA, JS: Definition of Complete Spinal Cord Injury. In: *Paraplegia* 29 (1991), Nr. 9, S. 573–81

[Waters u. a. 1992] WATERS, RL ; ADKINS, RH ; YAKURA, JS ; SIE, I: Recovery following Complete Paraplegia. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 73 (1992), März, Nr. 9, S. 784–9

[Waters u. a. 1993] WATERS, RL ; ADKINS, RH ; YAKURA, JS ; SIE, I: Motor and Sensory Recovery following Complete Tetraplegia. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74 (1993), März, Nr. 3, S. 242–7

- [Webster u. a. 2003] WEBSTER, KE ; WITTEW, JE ; FELLER, JA: Quantitative Gait Analysis after Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty for Osteoarthritis. In: *The Journal of Arthroplasty* 18 (2003), Sep, Nr. 6, S. 751–9
- [Wernig u. a. 1992] WERNIG, A u. a.: Laufband Locomotion with Body Weight Support Improved Walking in Persons with Severe Spinal Cord Injuries. In: *Paraplegia* 30 (1992), Apr, Nr. 4, S. 229–38
- [Wernig u. a. 1995] WERNIG, A ; MÜLLER, S ; NANASSY, A ; CAGOL, E: Laufband Therapy Based on 'Rules of Spinal Locomotion' Is Effective in Spinal Cord Injured Persons. In: *European Journal of Neuroscience* 7 (1995), Nr. 4, S. 823–9
- [Wernig u. a. 1999] WERNIG, A ; NANASSY, A ; MÜLLER, S: Laufband (Treadmill) Therapy in Incomplete Paraplegia and Tetraplegia. In: *Journal of Neurotrauma* 16 (1999), Nr. 8, S. 719–726
- [White u. a. 1998] WHITE, SC ; YACK, HJ ; TUCKER, CA ; LIN, HY: Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30 (1998), Oct, Nr. 10, S. 1537–42
- [WHO 2005] WHO: Homepage der Weltgesundheitsorganisation (WHO). (2005). – <http://www3.who.int/icf/icftemplate.cfm>
- [Wiener 1948] WIENER, N: *Cybernetics: or Control and Communication in the Animal and the Machine*. Cambridge, MA, US : MIT Press, 1948
- [Williams und Cavanagh 1983] WILLIAMS, KR ; CAVANAGH, PR: A model for the calculation of mechanical power during distance running. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983), S. 115–128
- [Winters u. a. 1987] WINTERS, TF J. ; GAGE, JR ; HICKS, R: Gait Patterns in Spastic Hemiplegia in Children and Young Adults. In: *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 69 (1987), S. 437–41
- [Wolf u. a. 1985] WOLF, A ; SWIFT, JB ; SWINNEY, HL ; VASTANO, JA: Determining Lyapunov Exponents from a Time Series. In: *Physica D* 16 (1985), S. 285–317

- [Wolf u. a. 2005] WOLF, S ; LOOSE, T ; SCHABLOWSKI, M ; DÖDERLEIN, L ; RUPP, R ; GERNER, HJ ; BRETTHAUER, G ; MIKUT, R: Automated Feature Assessment in Instrumented Gait Analysis. In: *Gait and Posture* (2005). – im Druck
- [Wolpaw und Carp 1993] WOLPAW, JR ; CARP, JS: Adaptive Plasticity in Spinal Cord. In: *Advances in Neurology* 59 (1993), S. 163–74. – Review
- [Wolpaw und Tennissen 2001] WOLPAW, JR ; TENNISSEN, AM: Activity-Dependent Spinal Cord Plasticity in Health and Disease. In: *Annual Reviews in Neuroscience* 24 (2001), S. 807–43
- [Yamaguchi und Zajac 1990] YAMAGUCHI, GT ; ZAJAC, FE: Restoring Unassisted Natural Gait to Paraplegics Via Functional Neuromuscular Stimulation: A Computer Simulation Study. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37 (1990), Sep, Nr. 9, S. 886–902
- [Zatsiorsky und Seluyanov 1983] ZATSIORSKY, V ; SELUYANOV, V: The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body. In: MATSUI, H (Hrsg.) ; KOBAYASHI, K (Hrsg.): *Biomechanics VIII-B*. Champaign, IL : Human Kinetics, 1983, S. 1152–1159