

Friedrich-Schiller-Universität Jena
Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften
Institut für Sportwissenschaft

Einfluss der Fußhaltung und Laufgeschwindigkeit auf die Biomechanik des Gehens

Diplomarbeit
Zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Sportwissenschaftler

Vorgelegt von:

Christian Jäger
Ludwigshafener Str. 4
70499 Stuttgart
geboren am 28. Juli 1975

Erstprüfer: Dr. Andre Seyfarth
Zweitprüfer: Prof. Dr. Reinhard Blickhahn

Jena, den _____

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
1 EINLEITUNG	1
1.1 Darstellung der aktuellen Situation	1
1.2 Der menschliche Gang	5
1.2.1 Gangzyklus und Gangphasen	5
1.2.2 Unterphasen	6
1.2.2.1 Aufnahme der Körperlast	6
1.2.2.2 Monopedales Stehen	7
1.2.2.3 Vorschwingen des Beines	8
1.2.3 Gelenkbewegungen	9
1.2.3.1 Sprunggelenk	9
1.2.3.2 Kniegelenk	10
1.2.3.3 Hüftgelenk	11
1.2.4 Muskuläre Kontrolle	11
1.2.5 Bodenreaktionskräfte	12
1.3 Gehen vs. Rennen	14
1.4 Mechanische Modelle	15
1.4.1 Inverse-Pendel Modell	15
1.4.2 Masse-Feder Modell	16
1.4.3 Bipedale Masse-Feder Modell	17
1.5 Beinstabilität	19
2 HYPOTHESEN	21
2.1 Ballengang:	21
2.2 Fersengang:	21
2.3 Funktion des GSM	22

3	MATERIAL UND METHODE	23
3.1	Probanden.....	23
3.2	Geräte	24
3.2.1	Laufband.....	24
3.2.2	EMG.....	26
3.2.3	Qualisys	26
3.3	Versuchsdurchführung und Versuchsablauf.....	27
3.3.1	Personendatenaufnahme	27
3.3.2	Elektrodenplatzierung.....	28
3.3.3	Markerplatzierung.....	29
3.3.4	Messung	30
3.4	Datenverarbeitung	32
3.4.1	Kinetik und Einzelschritte bestimmen	32
3.4.2	EMG.....	34
3.4.3	Kinematik	34
3.4.3.1	<i>Winkel.....</i>	<i>34</i>
3.4.3.2	<i>Winkelgeschwindigkeit.....</i>	<i>35</i>
3.4.3.3	<i>Körperschwerpunkt.....</i>	<i>35</i>
3.4.3.4	<i>Muskellänge</i>	<i>36</i>
3.4.4	Mittelwertberechnung und Interpolation	36
3.4.4.1	<i>Mittelwertberechnung eines Probanden</i>	<i>36</i>
3.4.4.2	<i>Interpolation aller Probanden</i>	<i>38</i>
3.4.4.3	<i>Mittelwertberechnung aller Probanden.....</i>	<i>38</i>
4	ERGEBNISSE.....	39
4.1	Kinetik	39
4.2	Kinematik	42
4.2.1	Körperschwerpunkt Verlauf	42
4.2.2	Winkelsynchronität	43
4.2.3	Kniewinkel.....	46
4.2.3.1	<i>Fersengang vs. Bodenreaktionskraft.....</i>	<i>46</i>
4.2.3.2	<i>Fersengang, Ballengang und Normalgang</i>	<i>48</i>
4.2.4	Oberschenkel (Winkel und Winkelgeschwindigkeit).....	48
4.3	Muskulatur	50
4.3.1	EMG: M. rectus femoris.....	50
4.3.2	M. gastrocnemius.....	51
4.3.3	M. soleus.....	54
4.3.4	EMG: M. gastrocnemius und M. soleus	57

5	DISKUSSION.....	59
5.1	Ballengang	59
5.2	Fersengang	61
5.3	Funktion des M. gastrocnemius und M. soleus in der Standphase.....	64
5.4	Kinetik	65
6	METHODENKRITIK.....	68
7	ZUSAMMENFASSUNG	71
8	AUSBLICK.....	73
9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	74
10	TABELLENVERZEICHNIS	78
11	LITERATURVERZEICHNIS	79
12	INTERNETQUELLEN	82
13	ANHANG	83
13.1	EMG	83
13.1.1	Eingelenkige Muskeln	83
13.1.2	Zweigelenkige Muskeln	84
14	DANKSAGUNG	86

Abkürzungsverzeichnis

α	Winkel
ω	Winkelgeschwindigkeit
Ank	Malleolus Lateralis
BA	Belastungsantwort
BG	Ballengang
BCF	M. Biceps Femoris
F_z	vertikale Bodenreaktionskraft
F_{zR}	vertikale Bodenreaktionskraft des rechten Beines
F_{zL}	vertikale Bodenreaktionskraft des linken Beines
$F_{z\,norm}$	normierte vertikale Bodenreaktionskraft
FG	Fersengang
g	Gewichtskraft
GLX	M. Gluteus Maximus
GSM	M. Gastrocnemius Medialis
Hee	Calcaneus (Heel)
IBK	initialer Bodenkontakt
ISw	initiale Schwungphase
KG	Kniegelenk
Kne	Epicondylus Lateralis
KSP	Körperschwerpunkt
$Länge_{SOL}$	Muskellänge des M. Soleus
$Länge_{GSM}$	Muskellänge des M. Gastrocnemius
m	Masse
MSt	mittlere Standphase
MSW	mittlere Schwungphase
Mt1	Metatarsalia I

Mt5	Metatarsalia V
NG	Normalgang
OS	Oberschenkel
RCF	M. Rectus Femoris
$S_{\max}$	maximale Schrittlänge
Sacr	Sacrum
SG	Sprunggelenk
SIA	Spina Iliaca Anterior Superior
SMT	M. Semitendinosus
SOL	M. Soleus
t	Zeit
TBA	M. Tibialis Anterior
TD	Touch Down
TO	Take Off
Trc	Trochanter Major
TSt	terminale Standphase
VSM	M. Vastus Medialis
VSw	Vor-Schwungphase

1 Einleitung

1.1 Darstellung der aktuellen Situation

Die bekanntesten Roboter heutzutage arbeiten mit Hilfe großer Rechenleistung. Sie werten die Daten u. a. von eingebauten visuellen, kinesthetischen und Bodenkraft-Sensoren aus. Unter Verwendung dieser Daten werden wiederum die Gelenkbewegungen errechnet um eine Fortbewegung ohne hinzufallen zu bewerkstelligen. Jedes Gelenk wird durch Servomotoren angetrieben und einzeln angesteuert. Zu dieser Art von Robotern zählt der von HONDA entwickelte ASIMO, von der TU München gebaute Roboter JOHNNIE oder der QRIO von der Firma SONY (Abbildung 1). Die Roboter sind in der Lage zu Gehen, zu Rennen, Hindernisse zu umgehen oder darüber zu steigen, Treppen hinauf und herunter zu gehen oder sogar leichte Objekte zu tragen.¹

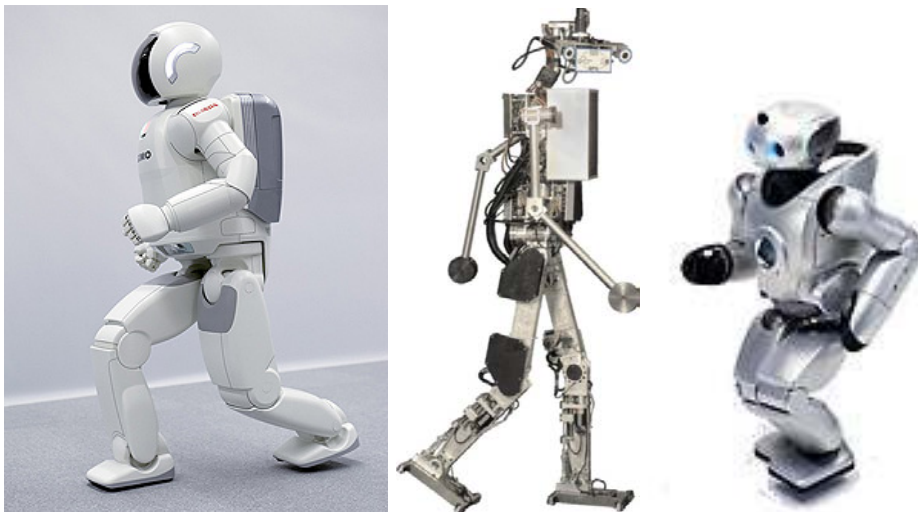


Abbildung 1: Computergesteuerte Roboter namens ASIMO, JOHNNIE und QRIO (von links nach rechts)². Die Bewegungen werden durch Servomotoren mit Hilfe von Sensoren an den Gelenken ausgeführt.

¹ HONDA. [Internet] Verfügbar unter: <http://www.honda-robots.com/german/html/asimo/frameset2.html>, TU München [Internet] Verfügbar unter: [http://www.amm.mw.tu-muenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list\[\]=johnnie](http://www.amm.mw.tu-muenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list[]=johnnie), [Zugriff am: 21.11.2006].

² Quelle: HONDA. [Internet] Verfügbar unter: <http://world.honda.com/ASIMO/new>, TU München [Internet] Verfügbar unter: [http://www.amm.mw.tumuenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list\[\]=johnnie](http://www.amm.mw.tumuenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list[]=johnnie), Golem [Internet] Verfügbar unter: <http://www.golem.de/0312/29023.html> [Zugriff am: 21.11.2006].

Solche Roboter können zwar zuverlässig verschiedenste Bewegungen ausführen, im Gegensatz zum Menschen mit seinem Muskel-Gelenk-System müssen diese Bewegungen jedoch mit höherer Präzision und häufigerer Rückantwort der Bewegungssituation ausgeführt werden. Zudem benötigen die erwähnten Roboter für die Fortbewegung wesentlich mehr Energie, als der Mensch.³ Ein Vergleich zum menschlichen Gehen ist daher nur sehr eingeschränkt möglich.

Ein Gegensatz dazu bilden die sog. Passive-Dynamic Walkers. Sie arbeiten ohne ständige Kontrollsysteme, Sensorenfeedbacks oder komplexe Antriebssysteme. Verschiedene zweibeinige Konstruktionen (Abbildung 2), die sich nur mit Hilfe der Gravitationskraft auf einer Rampe fortbewegen können, bilden die Grundlage dieser Maschinen. Sie weisen bereits erstaunliche Ähnlichkeiten mit dem menschlichen Gang auf.⁴

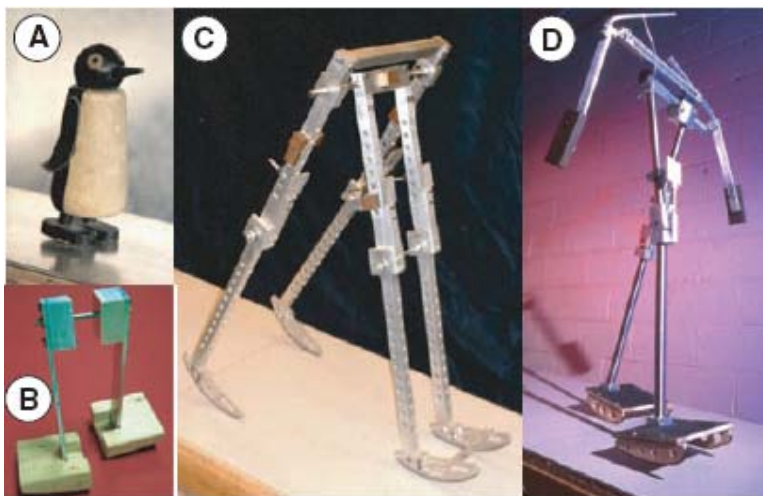


Abbildung 2: Vier Passive-Dynamic Walkers (A-D). Sie können sich auf einer Rampe ohne Antrieb vorwärts bewegen (Collins et al. 2005).

Weiterentwicklungen dieser Konstruktionen zeigen, dass die Gravitationskraft durch geringe einfache Krafteinsätze ersetzt werden können. Damit ist eine Fortbewegung in der Ebene möglich. Beispiele für solche weiterentwickelten

³ Collins, S., Ruina, A., Tetrake, R., Wisse, M. (2005). Efficient Bipedal Robots Based on Passive-Dynamic Walkers. *Science* 307(5712): p. 1082 - 1085.

⁴ Ebenda, p.1082-1085.

Roboter sind der CORNELL BIPED und der MIT LEARNING BIPED (Abbildung 3 A und C). Beide werden durch Servomotoren, die nur eine Bewegung im Fußgelenk steuern, angetrieben. Beim Ersten bewegt sich die Hüfte und das Kniegelenk passiv mit, beim Zweiten ist ausschließlich eine passiv mitschwingende Hüfte vorhanden. Ein weiterer Roboter dieser Kategorie ist der DELFT BIPED (Abbildung 3 B), welcher nur durch einen pneumatischen Motor in der Hüfte angetrieben wird und zusätzlich passive Fußgelenke besitzt. Die Motoren des CORNELL BIPED und des DELFT BIPED werden durch einfache An-Aus Signale gesteuert. Beide benötigen aber Sensorenfeedbacks über den Bodenkontakt, die jedoch ähnlich einfach arbeiten wie die Antriebsmotoren.⁵ Diese Roboter zeigen, wie durch sehr einfache Kontroll- und Antriebsmechanismen stabiles Gehen möglich ist. Zudem zeigen sie ein Abstoßverhalten durch das Fußgelenk und ein Schwungverhalten der Beine, welches man beim Menschen ebenfalls beobachten kann.⁶

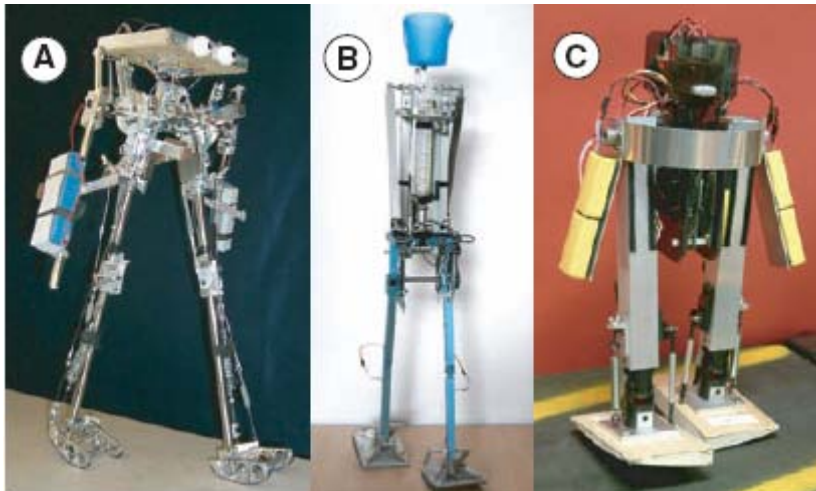


Abbildung 3: Weiterentwicklungen der *Passive-Dynamic Walkers* namens CORNELL BIPED (A), DELFT BIPED (B) und MIT LEARNING BIPED (C) (Collins et al. 2005). Mit Hilfe eines einfachen Antriebes an der Hüfte oder am Fußgelenk können sie auf der Ebene stabil gehen.

⁵ Konstruktionsdetails der drei Roboter und Gang-Videos bei Sciencemag [Internet] Verfügbar unter: <http://www.sciencemag.org/cgi/content/full/307/5712/1082/DC1> [Zugriff am: 22.11.2006].

⁶ McGeer, T. (1993). Dynamics and Control of Bipedal Locomotion. *J. theor. Biol.*, 163(3): p. 277-314.

Der Passive-Dynamic Walker namens JENAWALKER⁷ kommt sogar ohne jegliche Sensoren aus (Abbildung 4, links). Er wird über einen harmonisch oszillierenden Motor am Hüftgelenk angetrieben. Das Kniegelenk und Fußgelenk wird passiv über Federzüge mitbewegt. Der Unterschied zu den anderen Passiv-Walkern liegt darin, dass der JENAWALKER Beine mit nachgiebigen Verhalten besitzt. Somit wird das Bein in der Standphase nicht durchgestreckt. Der Fuß besteht zudem aus einer Ferse und einem Ballen, wo hingegen die anderen Passiv-Dynamic Walkers einen festen gekrümmten Fuß haben. Dies ist besonders gut beim Nachfolgermodell JENAWALKER II zu erkennen (Abbildung 4, rechts).

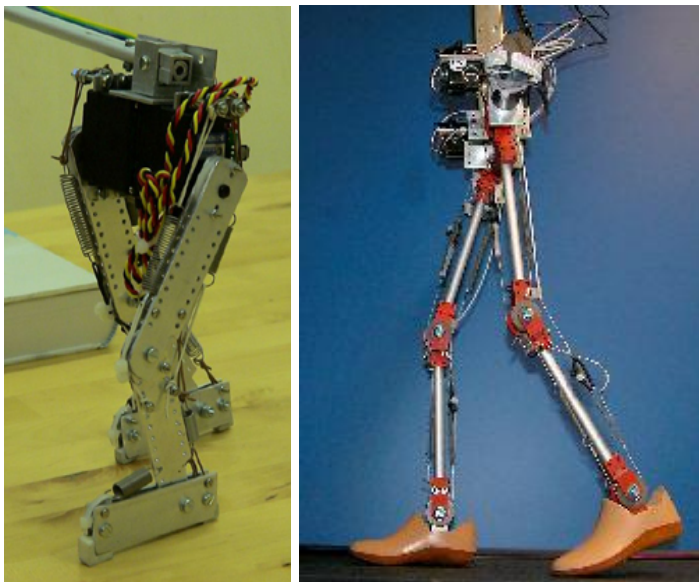


Abbildung 4: Dynamic-Passiv Walkers namens JENAWALKER (links) und dem weiterentwickelten JENAWALKER II (rechts). Sie arbeiten ohne jegliche Sensoren und basieren auf einem nachgiebigen Beinverhalten. Der Antrieb erfolgt über die Hüfte. Der JENAWALKER II ist in der Lage zu Hüpfen und mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu Gehen und Rennen, ohne hinzufallen.

Ein weiterer Fortschritt sind somit die elastisch gekoppelten Hüft-, Knie- und besonders die Fußgelenke. Durch diese Konstruktion ist der JENAWALKER in der Lage zu hüpfen, mit verschiedenen Geschwindigkeiten zu gehen und sogar zu

⁷ Entwickelt an der Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, AG Lauflabor, Dornburger Str. 23, 07743 Jena, Leitung: Dr. Andre Seyfahrt, <http://www.lauflabor.de>.

rennen, ohne hinzufallen.⁸ Der Vergleich zum menschlichen Gang ist damit noch mal um einiges realistischer geworden.

Grundlagen des JENAWALKER sind u. a. einfache Geh-Modelle, Gang-Simulationen am Computer und Ganganalysen des Menschen. Einerseits können jene Analysen beim Aufbau solcher Roboter dienen, andererseits bieten diese einfachen Roboter-Modelle aber auch Aufschlüsse über die komplex erscheinende Fortbewegung des Menschen. Solche künstlichen Beine, die in der Lage sind selbststabil zu laufen, können zudem hilfreich für die Entwicklung neuer Beinprothesen sein.

Diese Arbeit soll weitere Aufschlüsse über die Funktion des Fußes geben und für die Erarbeitung von weiteren simplen Modellen hilfreich sein.

1.2 Der menschliche Gang

Nachfolgend soll ein Überblick über die menschliche Lokomotion gegeben werden. Anfangs werden die verschiedenen Gangphasen mit deren Hauptaufgaben dargestellt. Anschließend sind die Gelenkbewegungen des Beines und die Aktivitäten der wichtigsten Muskelgruppen beim Gehen beschrieben. Insbesondere wird auf den großen Einfluss des Fußes eingegangen. Danach erfolgt ein kurzer Vergleich zwischen Gehen und Rennen. Abschließend werden Modelle vorgestellt, welche die komplex erscheinende Bein-Fortbewegung auf eine einfache Form reduzieren, die aber dennoch in der Lage sind zu Gehen und zu Rennen und dabei typische Muster des menschlichen Gehens aufweisen.

1.2.1 Gangzyklus und Gangphasen

Der menschliche Gang erfolgt unter Ablauf aneinander gereihter, immer wiederkehrender Bewegungssequenzen. Diese Sequenzen werden als Standphase, mit Fußkontakt zum Boden und Schwungphase, kein Fußkontakt zum Boden, bezeichnet. Die Standphase hat zwei funktionelle Aufgaben: Erstens die Übernahme der Körperlast und zweitens das monopedale Stehen, in welcher

⁸ Seyfarth, A., Geyer, H., Lipfert, S., Rummel, J., Minekawa, Y., Iida, F. (2006). *Running and walking with compliant legs*. Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Laflabor, unveröffentlichtes, anerkanntes Paper.

der Körper sich über den Fuß hinweg bewegt. In der Schwungphase wird das entlastete Bein nach vorne geführt. Stand- und Schwungphase bilden einen sog. Gangzyklus, der auch als Doppelschritt bezeichnet werden kann (Abbildung 5).⁹

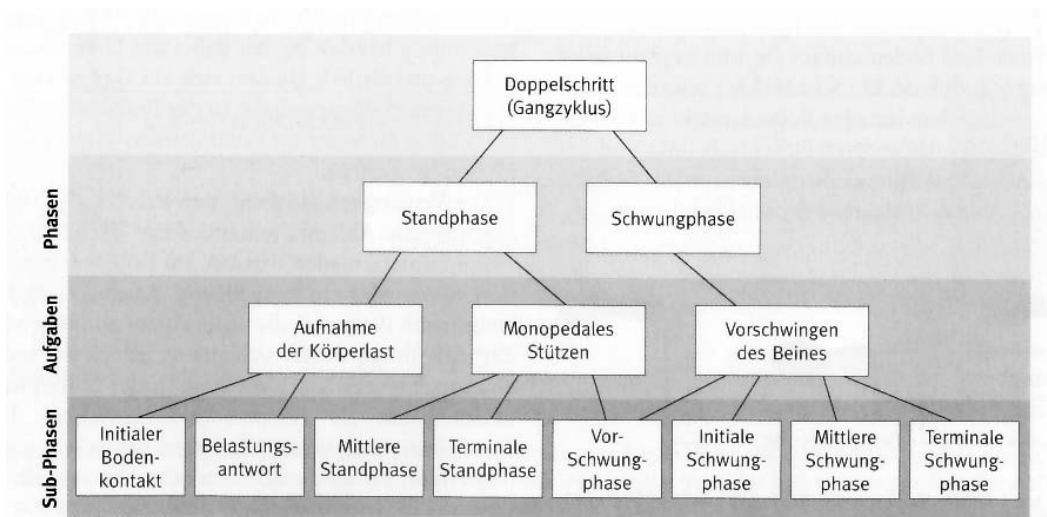


Abbildung 5: Gliederung des Gangzyklus in zwei Phasen und dessen Aufgaben, bzw. Unterphasen (Sub-Phasen) (Perry 2003).

Die beiden Phasen lassen sich innerhalb ihren funktionellen Aufgaben in weitere sog. Unterphasen (Sub-Phasen) einteilen (Abbildung 5).

1.2.2 Unterphasen

1.2.2.1 Aufnahme der Körperlast

Der Ablauf der Aufnahme der Körperlast wird in zwei Unterphasen, dem initialen Bodenkontakt (IBK) und der Belastungsantwort (BA), gegliedert. Der Zeitpunkt, an dem der Fuß den Boden soeben berührt, ist die erste Unterphase, im Englischen als Touch Down (TD) bezeichnet. In der zweiten Unterphase wird die Körperlast auf das vordere Bein übertragen. Das Bein wird in diesem Vorgang stabil ausgerichtet, da es durch die vorherige Schwungphase eine instabile Position eingenommen hatte. Weitere Ziele sind eine Stoßdämpfung und die Kontinuität

⁹ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

der Bewegung nach vorne. Die zwei Phasen enden an dem Punkt, an dem der kontralaterale Fuß den Boden verlässt und zum Schwung ansetzt.¹⁰

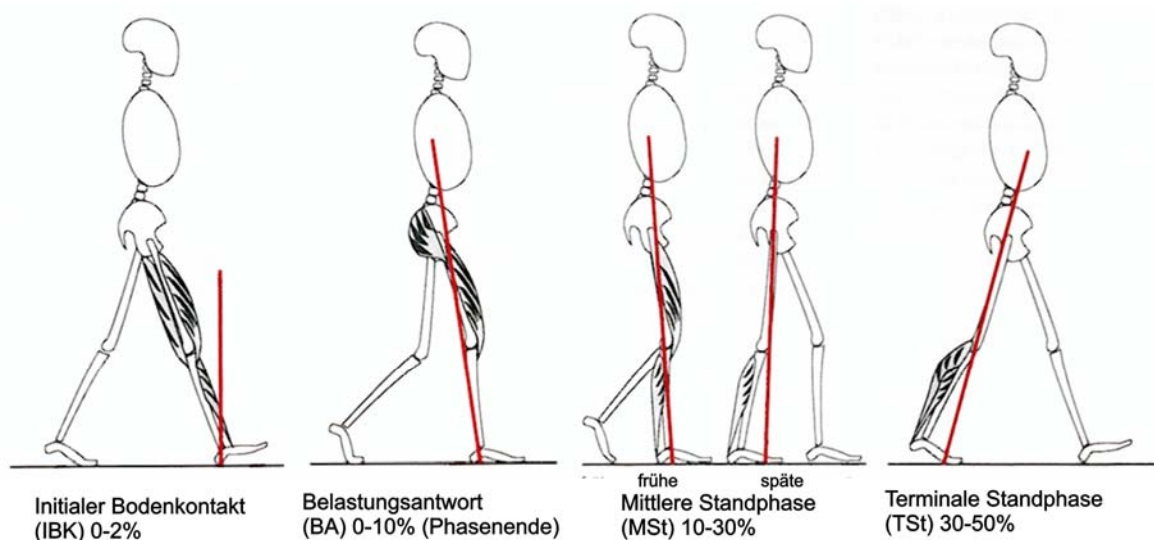


Abbildung 6: Standphase mit Unterphasen und deren wichtigsten Muskelaktivitäten. 100% entspricht einem Gangzyklus. Beim kontralateralen Bein sind keine Muskeln eingezeichnet (Adaptiert aus Perry 2003).

1.2.2.2 Monopedales Stehen

Das monopedale Stehintervall beginnt mit dem Abheben des kontralateralen Fußes. Das gesamte Körpergewicht wird nun von einem Bein abgestützt. Dieses Intervall ist aufgeteilt in die Hälften mittlere Standphase (MSt) und terminale Standphase (TSt). Die Grenze zwischen den Phasen bildet der Zeitpunkt, an dem die Ferse den Boden verlässt. Nach der Grenze befindet sich das Körpergewicht vor dem Vorfuß und der Körper kann somit „nach vorne fallen“. Das Bein bleibt während der ganzen Zeit in einer stabilen Position. Die Kontinuität der Fortbewegung wird durch ein Abrollen über die Ferse und den Vorfuß sowie durch das „nach vorne fallen“ gesichert. Unterstützt wird dies zusätzlich durch das

¹⁰ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

Vorschwingen der Beinmasse des anderen Beines. Der Körper wird durch dieses kontralaterale Bein aufgefangen und leitet damit die nächste Unterphase ein.¹¹

1.2.2.3 Vorschwingen des Beines

Im letzten Abschnitt der Standphase wird das Bein auf das Vorschwingen vorbereitet. Folglich wird dieser als Vor-Schwungphase (VSw) bezeichnet. Das kontralaterale Bein setzt auf und entlastet das ipsilaterale Bein. Dadurch kann das Bein auf die bevorstehende Aufgabe vorbereitet werden, in dem eine vermehrte Plantar- und Knieflexion bzw. eine abnehmende Hüftextension stattfindet. Die Vorschwungphase endet mit der Auflösung dieser zweiten bipedalen Phase, also zu dem Zeitpunkt, an dem der Fuß den Boden verlässt, im Englischen als Take Off (TO) bezeichnet.

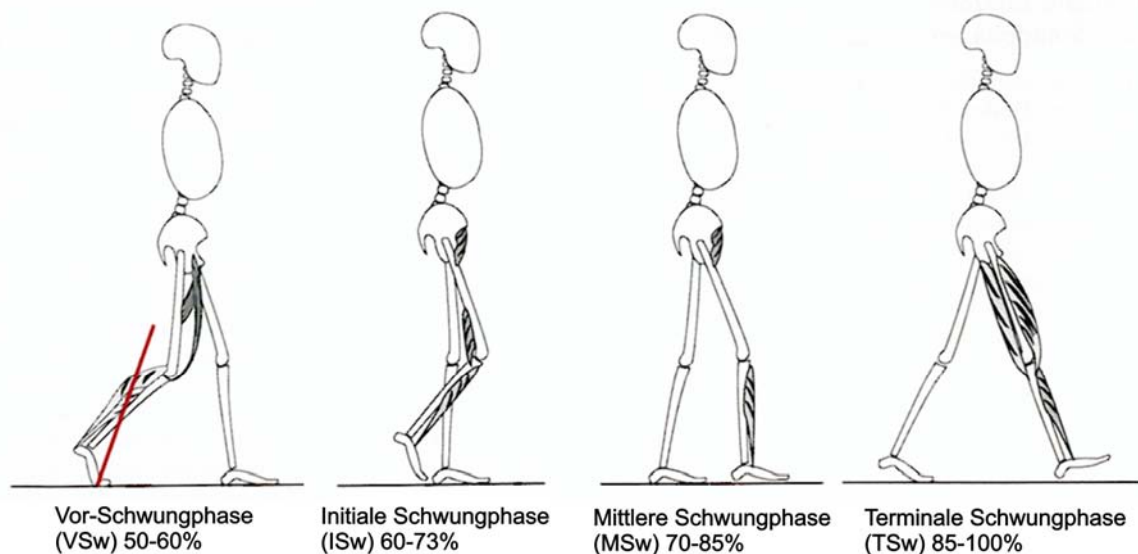


Abbildung 7: Schwungphase mit Unterphasen und deren wichtigsten Muskelaktivitäten. 100% entspricht einem Gangzyklus. Beim kontralateralen Bein sind keine Muskeln eingezeichnet (Adaptiert aus Perry 2003).

Das eigentliche Vorschwingen beginnt mit der nächsten Unterphase, der initialen Schwungphase (ISw). Das zurückhängende Bein wird nachdem der Bodenkontakt gelöst wurde, nach vorne bewegt. Die ISw endet, wenn das Schwungbein sich in

¹¹ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

Opposition zum Standbein befindet. Der zweite Abschnitt der Schwungphase ist die mittlere Schwungphase (MSw). Das Bein wird vor die Schwerkraftlinie des Körpers gebracht. Diese Unterphase ist beendet, wenn sich die Tibia in einer vertikalen Position befindet. Das Vorschwingen schließt mit der Position des Unterschenkels vor dem Oberschenkel (OS) ab. In dieser sog. terminalen Schwungphase (TSw) wird das Bein auf die erneut kommende Standphase vorbereitet. Ein vollständiges Vorschwingen des Beines ist hiermit erreicht und der nächste Gangzyklus beginnt.¹²

1.2.3 Gelenkbewegungen

1.2.3.1 Sprunggelenk

Das Sprunggelenk (SG) befindet sich im IBK in Neutralstellung (Innenwinkel 90°). Dadurch kann die Ferse lang genug als Stütze dienen und es entsteht eine optimale Abrollbewegung über die Ferse um somit auch die Bewegungskontinuität zu erhalten. In der anschließenden BA erfolgt das Abrollen über die Ferse. Durch eine kontinuierliche Plantarflexion kann die Tibia länger über die Ferse abrollen, im Gegensatz dazu, wenn der komplette Fuß sofort auf dem Boden aufsetzen würde. Hat dieser vollständigen Bodenkontakt, beginnt ein Abrollen über das obere SG in der MSt. Eine kontinuierliche Dorsalextension erfolgt bis zur TSt. Das SG wird dann festgestellt und die Kontinuität der Bewegung wird durch ein Abrollen über den Vorfuß gesichert, indem die Ferse sich vom Boden löst. Dabei sind nur minimale Gelenkbewegungen fest zu stellen. In der VSw erfolgt eine erneute Plantarflexion. Die Zehe bleibt in Bodenkontakt. Dadurch schiebt sich die Tibia nach vorne und eine rasche Knieflexion findet statt. Das Bein wird somit auf das Vorschwingen vorbereitet. Das Ablösen ist in der ISw zu erkennen und wird durch eine erneute Dorsalextension unterstützt. Sie erfolgt in der kompletten Schwungphase bis zu dem Punkt an dem das SG wieder annähernd in

¹² Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

Neutralstellung positioniert ist um auf den kommenden Bodenkontakt vorbereitet zu sein.¹³

1.2.3.2 Kniegelenk

Beim Bodenkontakt in der IBK befindet sich das Kniegelenk (KG) in einer stabilen Stellung, d.h. in einer gestreckten Stellung (Extension). In der anschließenden BA flektiert das Kniegelenk, um die Belastung durch das Körpergewicht abzdämpfen. Die auftretende Kraft wird durch die Abrollbewegung über den Fuß in den nachgebenden M.quadriceps umgeleitet. Dadurch wird das Knie vor Schädigungen geschützt. Durch die Flexion befindet sich das Bein in einem instabilen Zustand. Dies wird in der folgenden MSt und TSt ausgebessert, indem nach kurzer weiterer Flexion durch die Übernahme der Körperlast, das KG wieder extendiert. Dies sorgt für eine Stabilität während der Gewichtsbelastung in dieser monopodalen Phase. Die VSw bereitet die Flexion des KG vor, die für das Vorschwingen des Beines benötigt wird. Hier wird das Knie passiv durch die Dorsalextension im SG gebeugt. Diese Destabilisierung ist Folge der Verlagerung des Gewichtes auf das andere Bein. Das Abheben des Fußes in der ISw wird durch eine zunehmende Flexion im KG ermöglicht, in dem der M. biceps femoris sich aktiv einschaltet und die Hüfte flektiert. Durch die Trägheitskräfte wird das Vorschwingen des Beines nach dem Verlassen des Bodens zusätzlich unterstützt. Die Flexion im KG wird hier nicht aktiv durch die Anspannung der lokalen Beugemuskeln des Knies erreicht, sondern hauptsächlich durch die aktive Flexion im SG und Hüftgelenk. Erreicht der Fuß eine Position vor dem Hüftgelenk, wird die Knieextension in der MSw eingeleitet, da er nicht mehr am Boden schleifen kann. Nachdem der M.biceps femoris die Aktivität eingestellt hat, wird die Tibia durch die Schwerkraft passiv nach vorne geschwungen. Die Vorbereitung auf die Standphase ist durch aktive Streckung im KG gesichert. Das Knie wird wieder stabilisiert.

¹³ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

Die komplette untere Extremität ist somit an der Bewegung des Kniegelenkes während des gesamten Gangzyklus beteiligt. Besonders in der VSw wirken sich SG-Bewegungen auf die KG-Beugung aus.

1.2.3.3 Hüftgelenk

Bei der Aufnahme der Körperlast ist die Hüfte flektiert und nach einer anfänglichen aktiven Stabilisation der Hüfte erfolgt eine passive Extension durch das Trägheitsmoment des Beckens. Diese passive Extension setzt sich, während das Bein über den Fuß abrollt, in der MSt fort. Der OS wird zunehmend hinter die Hüftgelenksachse geführt, bis dieser in der TSt abgebremst wird. Das Hüftgelenk befindet sich dann in einer Hyperextension. Durch die Plantarflexion mit der Auswirkung einer Flexion im Kniegelenk wird auch gleichzeitig der OS mit einer schnellen Bewegung nach vorne geführt. Dadurch entsteht in der VSw aus der Extensions- eine Flexionsbewegung, welche durch die ISw unterstützt und fortgesetzt wird. Die schnelle Beschleunigung des OS erzeugt einen Impuls, der in den meisten Fällen ausreicht, um das Bein, bzw. den OS, in der MSw passiv nach vorn zu schwingen. Des Weiteren wird dies durch leichte Muskelaktivität unterstützt. Das Abbremsen in der TSw erfolgt durch Aktivität der Muskulatur. Somit wird das Bein auf die kommende Belastung vorbereitet, indem wieder eine Stabilität aufgebaut wird.¹⁴

Die Bewegung im SG hat somit einen wesentlichen Einfluss auf das Vorschwingen des OS bzw. des Beines.

1.2.4 Muskuläre Kontrolle

Beim IBK kontrahiert die ischiokrurale Muskulatur (u.a. M.biceps femoris (BCF) und M.semitendinosus (SMT)), um ein Durchschlagen (Hyperextension) des KG zu verhindern. Der M. tibialis anterior hält den Fuß in Neutralstellung und flektiert diesen kontinuierlich bis zu dem Punkt, an dem er komplett auf den Boden aufsetzt. Die Aktivität des M. quadriceps femoris beginnt im Übergang zur BA, setzt sich bis Mitte der MSt fort und wird erst inaktiv wenn das Bein sich in einer

¹⁴ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

stabilen Phase befindet. Dieser Muskel begrenzt die Knieflexion, welche für die Stoßdämpfung zuständig ist. Eine weitere Hüftflexion in dieser Phase wird u.a. durch das Anspannen des M. gluteus maximus (GLX) verhindert. In der TSt wird anfangs das SG durch den M. soleus (SOL) und M. gastrocnemius (GSM) stabilisiert, um ein Abheben der Ferse zu gewährleisten. Die beiden Muskeln sind in der anschließenden VSw ebenfalls aktiviert, jedoch um das SG zu strecken. Der GSM setzt zeitlich später, als der SOL ein. Einstimmige Untersuchungen liegen jedoch nicht vor. „Die Verzögerung leitet sich vermutlich aus seiner flektierenden Wirkung auf das Kniegelenk ab.“¹⁵ Die Knieflexion wird bei Bedarf durch den RCF eingeschränkt, der zudem die Hüftflexion unterstützt. In der ISw kann die Knieflexion durch den BCF (caput breve) und dem M. iliacus unterstützt werden. Letzterer kann das Vorschwingen des Beines während der MSw unterstützen. Der M. tibialis kontrahiert, damit sich der Fuß vom Boden löst und bleibt bis Ende des Gangzyklus aktiv, um diesen wieder in die Neutralstellung zu positionieren. Ein Abbremsen der Flexion in der Hüfte wird durch das Kontrahieren der ischiokruralen Muskeln (u.a. der zugehörige BCF) gewährleistet. Dies wirkt zudem einer übermäßigen Hyperextension im KG entgegen. Danach reduziert sich ihre Aktivität und die restliche Extension im Knie erfolgt durch den M. quadriceps femoris.

Diese Muskelaktivität beschreibt ein typisches Muster. Es kann jedoch von Mensch zu Mensch variieren. Auch durch verschiedene Gehgeschwindigkeiten oder Ermüdungszuständen kann die Abfolge oder Größe der Muskelaktivierungen variieren, ohne das Gangmuster jedoch zu verändern. Ein Muskel oder eine Muskelgruppe kann eine Funktion von einem, z.B. nicht funktionierenden Muskel, übernehmen.¹⁶

1.2.5 Bodenreaktionskräfte

Die Kraftmessplatte wird auch als „Beschleunigungsmesser des gesamten Körpers“ bezeichnet.¹⁷ Dessen Daten geben somit die Beschleunigung des

¹⁵ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer, S.96.

¹⁶ Whittle, M. (1993). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

¹⁷ Ebenda.

Körperschwerpunktes (KSP), der den kompletten Körper darstellt, wieder. Beide Beine, ob ohne oder mit Bodenkontakt, sind inbegriffen.

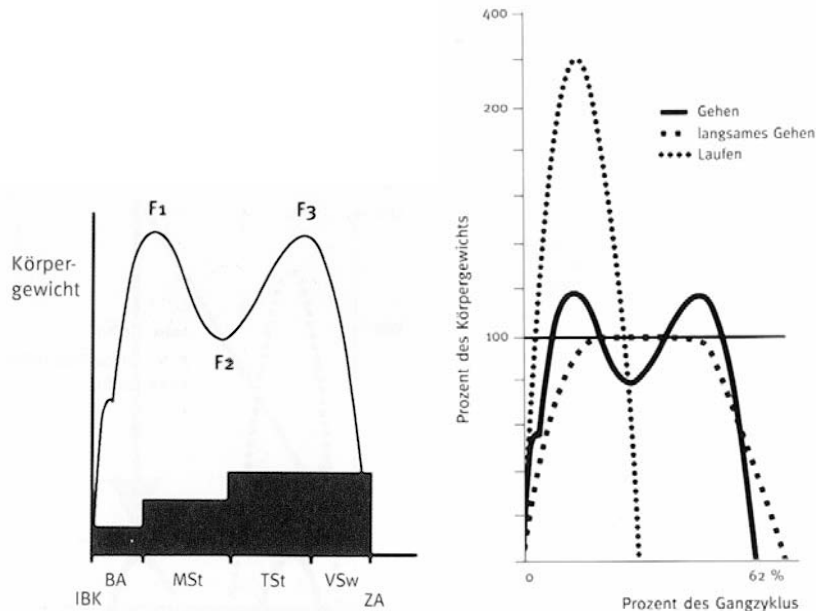


Abbildung 8: Vertikale Bodenreaktionskräfte eines Beines in der Standphase. Links sind die zwei Gipfel (F1 und F3) und das Tal (F2) beim Gehen zu erkennen. Die verschiedenen Arten des Fußkontaktes in den einzelnen Phasen sind als Stufen (1-3) mit eingezeichnet. Rechts sind die Unterschiede der Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten und dem Laufen (Rennen) dargestellt (Perry 2003).

Das vertikale Kraftmuster des Gehens, mit normaler Geschwindigkeit, besitzt in der Standphase zwei Gipfel (F1 und F3) und ein Tal (F2) (Abbildung 8). Der erste Gipfel entsteht durch die starke Belastung der Gewichtsübernahme in der BA. Der Fuß hat nur Fersenkontakt (Stufe 1, Abbildung 8). Gleichzeitig senkt sich der KSP rasch und erhält somit eine nach oben gerichtete Beschleunigung. Der KSP wird angehoben und in der MSt über das Standbein bzw. Standfuß (Kontakt des gesamten Fußes, Stufe 2) nach vorne gebracht. Der KSP ‚fliegt‘ dadurch über das Bein und das Krafttal (F2) entsteht. Anschließend senkt sich der KSP beim Abrollen über den Vorfuß (Stufe 3) und wird in der TSt ‚aufgefangen‘, bzw.

abgebremst. Der zweite Gipfel (F3) entsteht.^{18 19} Danach sinkt das Kraftniveau, bis der Fuß den Boden vollständig verlassen hat, auf null.

1.3 Gehen vs. Rennen

Die zwei Lokomotionsformen unterscheiden sich u. a. in der Kinetik und Kinematik.

Die Bodenreaktionskraft nimmt mit der Laufgeschwindigkeit zu und kann über das Zweifache der Körperlast betragen und somit wesentlich höhere Belastungen der Beinsysteme abverlangen. Beim Rennen weist die Bodenreaktionskraft nur einen Gipfel auf, im Gegensatz zum Gehen (Abbildung 8). Allgemein nimmt mit zunehmender Renngeschwindigkeit das Verhältnis von Schwungphase zu Standphase zu. Die Dauer der Standphase nimmt ab, die der Schwungphase zu.²⁰ Beim Gehen ist das Verhältnis Stand- zu Schwungzeit eines Beines ungefähr 60% zu 40%. Dieses Verhältnis kann beim Rennen z.B. 30% zu 70% betragen (je nach Geschwindigkeit). Der Ausprägungsgrad der einzelnen Merkmale der zwei Lokomotionsarten, ist von der Geh- bzw. Renngeschwindigkeit abhängig.²¹

Das Zusammenspiel der Gelenke weist ebenfalls Unterschiede zwischen den beiden Lokomotionsformen auf. In der späten Standphase arbeiten das KG und SG beim Gehen asynchron, indem das Kniegelenk gebeugt wird, während sich das SG streckt (vgl. Kapitel 1.2.3). Dadurch können die oberen Beinsegmente nach vorne geschwungen werden, während das Bein noch Bodenkontakt hat. Eine harmonische Beinschwingung entsteht.²² Im Gegensatz dazu erfolgt beim Rennen eine synchrone Arbeitsweise der beiden Gelenke (gleichzeitige Beugung oder

¹⁸ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

¹⁹ Whittle, M. (1993). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

²⁰ Willimczik, K. (1989). *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.

²¹ Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics* 11(5): p. 235-259.

²² Seyfarth, A., Geyer, H., Lipfert, S., Rummel, J., Minekawa, Y., Iida, F. (2006). *Running and walking with compliant legs*. Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Laflabor, unveröffentlichtes, anerkanntes Paper.

Streckung) in der kompletten Standphase.²³ Die Rotation des Beines erfolgt vorwiegend durch die Hüftextension und Knieflexion.²⁴

1.4 Mechanische Modelle

Um die komplexe Bein-Fortbewegung zu vereinfachen wurden zwei korrespondierende Modelle entworfen, das Inverse-Pendel Modell²⁵ für das Gehen und das Masse-Feder Modell²⁶ für das Rennen. Diese Modelle werden durch das bipedale Masse-Feder Modell erweitert, welches das Gehen und Rennen in einem mechanischem System wiedergeben kann.

1.4.1 Inverse-Pendel Modell

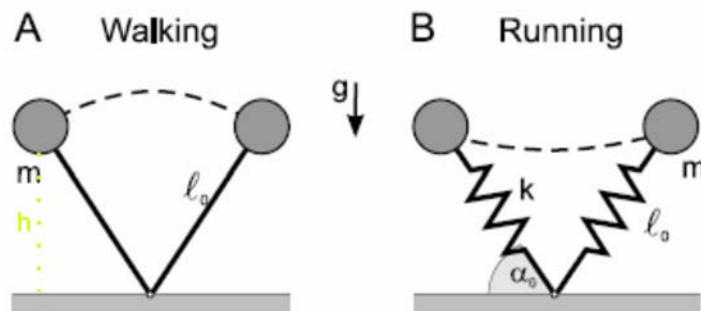


Abbildung 9: Invers-Pendel Modell (Walking) und Masse Feder Modell (Running.). Sie stellen einfache Modelle des Gehens und Rennens dar. (Adaptiert aus Geyer 2005).

Grundlage dieses Modells (Abbildung 9) ist, dass das Kniegelenk vollständig gestreckt bleibt. Das Standbein hat somit eine konstante Länge l_0 . Der Körperschwerpunkt (KSP) mit der Masse m bewegt sich mit einer Geschwindigkeit auf der einer Kreisbahn und erhält eine Beschleunigung g zum Fuß (Kreiszentrum). Dadurch kann eine maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit

²³ Adrian, M. J., Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of Human Movement*. 2 ed., Dubuque, USA: Wm. C. Brown Communication, Inc.

²⁴ Willimczik, K. (1989). *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.

²⁵ Margaria R. (1976). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford: Clarendon Press.

²⁶ Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22, p. 1217-1227.

der Beinlänge errechnet werden. Die Zentripetalkraft darf hierbei nicht größer als die Gewichtskraft sein, damit der Fuß den Kontakt zum Boden behält.²⁷

Dieses Modell beschreibt das Gehen zwar auf einer elementaren und funktionalen Ebene, ist aber vom komplexen menschlichen Gehen in mehreren Punkten unterschiedlich. Bei biomechanischen Messungen am Menschen wird z.B. in der Standphase der KSP nicht so hoch über die Landehöhe h geführt, als beim Inverse-Pendel Modell. Dies weist auf ein nachgiebiges Beinverhalten beim Gehen hin. Ebenso wird das charakteristische M-förmige Kraftmuster (Abbildung 8) nicht wiedergegeben²⁸. Ein neues Geh-Modell, welches auf ein nachgiebiges Beinverhalten aufbaut, wurde entwickelt. Das sog. bipedale Masse-Feder Modell (vgl. Kapitel 1.4.3).

1.4.2 Masse-Feder Modell

Im Gegensatz zum Inverse-Pendel Modell werden beim Masse-Feder Modell der KSP-Verlauf und das charakteristische eingipflige Kraftmuster des Rennens in der Standphase wiedergegeben.²⁹ Das Modell besteht aus dem KSP mit der Masse m und einer masselosen Feder mit der Federkonstanten k (Abbildung 9). Beim Menschen wird diese Federkonstante durch die Muskelaktivität und der Beingeometrie in der Standphase verändert. Sie wird als Beinsteifigkeit bezeichnet und bestimmt die Dauer der Standphase und die vertikale Auslenkung des KSP. Dadurch können bei gleicher Geschwindigkeit verschiedene Schrittlängen und Schrittfrequenzen benutzt werden.³⁰ Im Masse-Feder Modell wird in der ersten Hälfte der Standphase die Feder zusammengepresst und sie erhält somit elastische Energie, die sie in der zweiten Hälfte der Standphase wieder umwandelt. Der KSP wird infolgedessen nach oben beschleunigt. Die Beinsteifigkeit kann mit Hilfe der vertikalen Kraft und der Änderung der Beinlänge

²⁷ Enoka, R M. (2002). *Running, Jumping and Throwing*. In: Neuromechanics of Human Movement. Human Kinetics, USA.

²⁸ Geyer, H. (2005). *Simple Models of Legged Locomotion based on Compliant Limb Behavior*. Dissertation, Friedrich-Schiller-Universität Jena.

²⁹ Ebenda.

³⁰ Enoka, R M. (2002). *Running, Jumping and Throwing*. In: Neuromechanics of Human Movement. Human Kinetics, USA.

bestimmt werden.³¹ Die Zuverlässigkeit (Anzahl der ausführenden Schritte) des Masse-Feder Modells kann durch eine Anpassung des Anstellwinkels α_0 , der Beinsteifigkeit k und der Renngeschwindigkeit zueinander optimiert werden.³²

Das Masse-Feder Modell repräsentiert das nachgiebige Beinverhalten in seiner einfachsten Form und stellt somit die Grundlage eines weiteren Gehmodells, das bipedale Masse-Feder Modell, dar.

1.4.3 Bipedale Masse-Feder Modell

Das bipedale Masse-Feder Modell³³ vereint das Rennen, wie auch das Gehen in einem Modell. Im Gegensatz zu anderen viel komplexeren Modellen³⁴ beruht es auf nur zwei grundlegenden Eigenschaften: Zweibeinigkeit und nachgiebiges Beinverhalten. Es basiert auf dem Masse-Feder Modell (vgl. Kapitel 1.4.2) mit zwei masselosen Federn und einem KSP mit der Masse m . Beide Federn arbeiten voneinander unabhängig und beeinflussen das System nur, wenn sie Bodenkontakt haben, also gegen die Gravitationskraft arbeiten. In der Schwungphase hingegen haben sie keinen Einfluss. Nur der Winkel (α_0) beim Bodenkontakt (TD) und die Federlänge l_0 spielen für die Stabilität beim Schwungbein eine Rolle (Abbildung 10). Die Steifigkeit k der Feder hat in der Standphase Auswirkungen auf die Stabilität. Stimmt man diese Faktoren aufeinander ab, erhält man in der Standphase wie beim menschlichen Gehen eine monopedale (single support) und eine bipedale (double support) Kontaktphase. Durch Variation dieser Faktoren kann das zeitliche Verhältnis von monopedaler und bipedaler Kontaktphase verändert werden, welches man durch verschiedene Gehgeschwindigkeiten beim Menschen ebenfalls erkennen kann. Das System bleibt dennoch stabil und das typische M-förmige Muster in der vertikalen

³¹ Enoka, R M. (2002). *Running, Jumping and Throwing*. In: Neuromechanics of Human Movement. Human Kinetics, USA.

³² Seyfahrt A, Geyer H, Günther M, Blickhahn R. (2002). A movement criterion for running. *J. Biomech.*, 35,p. 649-655.

³³ Entwickelt an der Friedrich-Schiller Universität Jena von Seyfarth A., Blickhahn R. und Geyer H.

³⁴ Pandy, M. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Phil. Trans. R. Soc. Lond.*, B 358, p. 1501-1509.

Bodenreaktionskraft erhalten. Zudem passt sich das M-Muster an die unterschiedlichen Geh-Geschwindigkeiten des Menschen an.³⁵

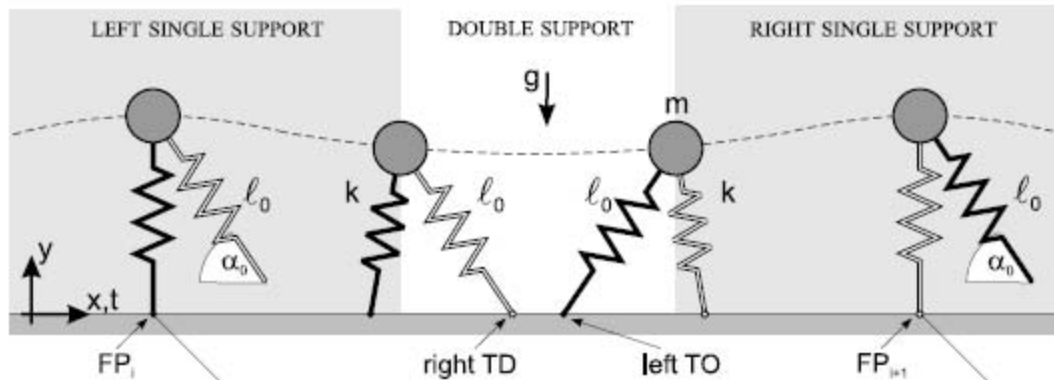


Abbildung 10: Bipedale Masse-Feder Modell. Es vereint sowohl das Gehen und Rennen in einem einzigen Modell (Geyer 2005). α_0 ist der Anstellwinkel des Beines beim Bodenkontakt, k die Steifigkeit der Feder und l_0 die Federlänge. Durch Variation dieser Faktoren kann das Verhältnis von monopodaler (singel support) und bipedaler (double support) Standphase geändert werden. Diese Änderung ist beim Menschen bei unterschiedlichen Geh-Geschwindigkeiten ebenfalls zu erkennen. Beim Rennen sind nur monopedale Standphasen vorhanden und kann bei diesem Modell auch eingestellt werden.

Bei allen stabilen Variationen erfährt der KSP keine so große Auslenkung, als beim Inverse-Pendel Modell. Zudem ähnelt der Verlauf des KSP in Amplitude und Symmetrie dem menschlichen Gang bei verschiedenen Geh-Geschwindigkeiten. Während die rechte (weiße) Feder nach vorne schwingt, rotiert die linke (schwarze) Feder nach vorne und wird durch die Gewichtskraft zusammengepresst (Abbildung 10). Dadurch senkt sich der KSP ab. Wenn die rechte Feder den Boden berührt (right TD) beginnt die bipedale Phase. Durch die Unterstützung der zweiten Feder wird der KSP wieder nach oben verlagert und die linke Feder entspannt sich. Diese Entspannung sichert den horizontalen KSP Verlauf nach vorne, der zuvor durch das Aufsetzen der rechten Feder abgebremst wurde. An dem Punkt, an dem die linke Feder ihre maximale Länge erreicht, beginnt sie sich von dem Boden zu lösen. Die rechte monopedale Phase beginnt.

³⁵ Geyer H., Seyfarth A., Blickhahn R. (2006). *Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running*. Paper in Arbeit, Anfrage unter: www.lauflabor.de, Stand: 03.08.2006.

Wenn das System so eingestellt wird, dass die Federn in der monopedalen Phase sich zu stark wieder entspannen, löst die eine Feder sich vom Boden, bevor die andere diesen berührt. Es entsteht eine Flugphase. In der Standphase herrscht somit nur eine monopedale Phase vor und die Bodenreaktionskraft erhält ein eingipfliges Muster, analog zum menschlichen Rennen. Diese Fortbewegung kann im Modell ebenfalls stabil eingestellt werden und repräsentiert das Rennen.

Somit kann gegenüber vorherigen Modellen in diesem einen mechanischen Modell das Rennen und Gehen wiedergegeben werden. Das Gehen ist also nicht wie beim Inverse-Pendel Modell eine Fortbewegung mit einem steifen Bein, sondern eine Auf- und Abbewegung wie beim Rennen oder Hüpfen.³⁶

1.5 Beinstabilität

Die Federn beim bipedalen Masse-Feder Modell stellen die Beine beim Menschen dar. Jedoch bestehen sie nicht nur aus einem Segment, wie in Kapitel 1.4.3 beschrieben. Das menschliche Bein ist wesentlich komplexer aufgebaut. Der Ober- und Unterschenkel, so wie der Fuß bilden zusammen drei Segmente. Der Mensch hat verschiedene Konzeptionen und Kontrollstrategien, um eine mechanische Instabilität (asymmetrische Arbeitsweise von Knie- und Sprunggelenk) zu vermeiden, die zu schweren Schädigungen des Muskel-Skelett Systems führen kann. Beim Menschen ist die Stabilität durch eine asymmetrische Länge der drei Segmente (Ober-, Unterschenkel und Fuß) mit unterschiedlichen Winkelgrößen zueinander gegeben. Die Gelenke werden dadurch symmetrisch gebeugt bzw. gestreckt. Dies kann durch eine, über zwei Gelenke führende, elastische Struktur unterstützt werden. Sie steuert die Gelenkbewegungen, indem das stärker gestreckte Gelenk (Knie) gebeugt und das stärker gebeugte Gelenk (Sprunggelenk) gestreckt wird (Abbildung 11). Diese Aufgabe kann der M. gastrocnemius (GSM) beim Menschen übernehmen.³⁷ Ein solches Drei-Segment System ist beim menschlichen Rennen gegeben.

³⁶ Geyer H., Seyfarth A., Blickhahn R. (2006). *Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running*. Paper in Arbeit,. Anfrage unter: www.lauflabor.de, Stand: 03.08.2006.

³⁷ Ebenda.

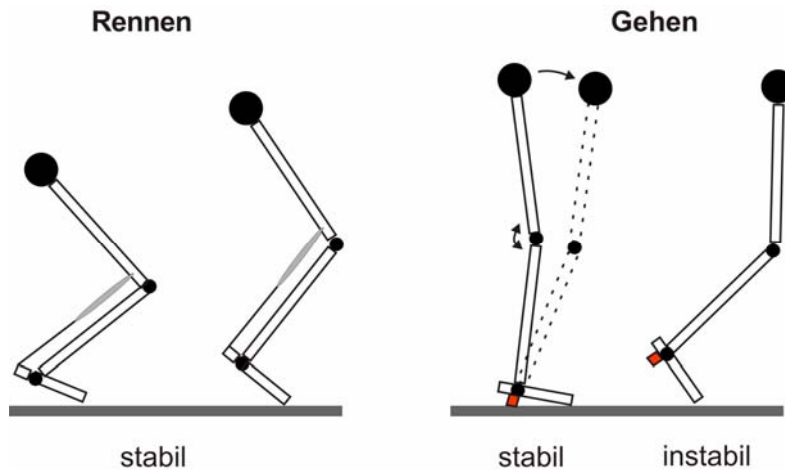


Abbildung 11: Stabilität des Beines beim Rennen und Gehen. Beim Rennen erfolgt ein stabiles System durch symmetrische Arbeitsweise von Knie- und Sprunggelenk, unterstützt durch den M. gastrocnemius. Beim Gehen erfolgt ein Übergang von stabil (Fersenkontakt) zu instabil (kein Fersenkontakt), durch asymmetrische Funktionsweise beider Gelenke.

Ein Zwei-Segment System ist immer stabil³⁸ und ist beim Menschen z.B. bei einem versteiften Knie zu sehen. Würde ein Mensch nur auf der Ferse gehen, wäre er ebenfalls immer im stabilen Zwei-Segment System. Diese stabile Konfiguration herrscht somit ebenfalls beim Gehen, bis die Ferse den Boden verlässt, vor. Ein Wechsel in das Drei-Segment System erfolgt (Abbildung 11). Die folgende Instabilität in der Standphase wird durch die Sprunggelenkstreckung mit gleichzeitiger Kniebeugung hervorgerufen, während das Bein durch das contralaterale Bein entlastet wird.

³⁸ Geyer H., Seyfarth A., Blickhahn R. (2006). *Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running*. Paper in Arbeit, Anfrage unter: www.lauflabor.de, Stand: 03.08.2006.

2 Hypothesen

Die Arbeit soll Aufschlüsse über die noch nicht gänzlich erforschte Funktion des Fußes geben. Ebenso soll sie hilfreich für eine Weiterentwicklung einfacher Lokomotions-Modelle, wie das bipedale Masse-Feder Modell sein. Dafür wurde eine Ganganalyse mit drei Gangarten durchgeführt. Das Gehen auf dem Ballen (Ballengang (BG)) repräsentiert ein ständig andauerndes Drei-Segment System. Im Gegensatz dazu herrscht beim Gehen auf der Ferse (Fersengang (FG)) nur ein Zwei-Segment System vor und der Fuß hat keinen Einfluss auf das Gangbild. Zum Vergleich wurde ebenfalls eine Analyse des normalen Gehens (Normalgang(NG)) durchgeführt.

Darüber wurden folgende Thesen aufgestellt:

2.1 Ballengang:

Hypothese 1: Aufgrund des Aufsetzens des Fußes weist der Normalgang eine asymmetrische Gelenkbewegung zwischen dem Knie- und Sprunggelenk auf. Das bedeutet, wenn die Ferse keinen Kontakt zum Boden hat (Ballengang), arbeiten Kniegelenk und SG parallel, ähnlich wie beim Rennen.

2.2 Fersengang:

Hypothese 2: Wenn ein doppelgipfliges Kraftmuster beim Fersengang entsteht, dann lässt sich eine zweifache Beugung des Knies in der Standphase feststellen. Zudem tritt eine stärkere Knieflexion auf, da der fehlende Fuß kompensiert werden muss.

Hypothese 3: Durch die fehlende asymmetrische Arbeitsweise von Knie- und Sprunggelenk beim Fersengang wird das Vorschwingen des Beines nicht unterstützt. Höhere Anteile der Hüftflexoren müssen dies gegenüber dem Normalgang kompensieren. Insbesondere fehlt eine Knieflexion am Ende der Standphase.

2.3 Funktion des GSM

Hypothese 4:

Der GSM wird beim Normalgang in der Standphase so lang gedehnt, bis er sich katapultartig entlädt. Er bestimmt somit den Zeitpunkt des Übergangs von stabil zu instabil (SG-Streckung, KG-Beugung).

Durch das Nichtaufsetzen des Fußes beim Ballengang fehlt diese Aufladung des GSM. Der Zeitpunkt von SG-Streckung und KG-Beugung findet spontan statt.

3 Material und Methode

3.1 Probanden

An der Studie nahmen zum einen 16 Studenten der Sportwissenschaft (Spowi) von der Friedrich-Schiller-Universität Jena und zum anderen vier weitere Personen freiwillig teil.

Proband	Geschlecht m/w	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Spowi ja/nein
DIEL	m	27	180	78	nein
FINI	w	22	166	58	ja
GEJA	w	23	173	72	ja
GRAN	w	25	175	62	ja
GRHE	m	26	191	96	ja
GURO	m	24	180	83	ja
HICA	w	22	167	58	ja
HOCH	w	23	167	65	ja
HUSA	w	29	163	62	nein
JACH	m	29	170	68	ja
JAMA	m	25	182	75	ja
LEME	w	22	158	52	ja
LIAL	m	22	174	73	nein
LISU	w	29	174	85	ja
MOCA	w	25	166	59	ja
OTDA	m	27	178	80	ja
SCDI	w	29	163	51	nein
TACH	m	29	186	83	ja
TIRO	m	28	186	77	ja
WUCH	m	24	173	73	ja
MW	-	25,5	173,6	70,5	-
Stabw	-	2,7	8,8	12,0	-

Tabelle 1: Auflistung der Daten (Name, Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und ob Sportstudent) mit dessen Mittelwerte bzw. Standardabweichungen aller 20 teilgenommenen Probanden. Die Probandennamen wurden verschlüsselt.

Jeweils zehn Probanden waren männlich bzw. weiblich. Keiner von ihnen wies gesundheitliche Einschränkungen auf, die Auswirkungen auf ein natürliches Gangbild gehabt hätten. Das durchschnittliche Alter betrug $25,5 \pm 2,7$ Jahre, die Körpergröße miss $173,6 \pm 8,8$ cm und das Körpergewicht lag bei $70,5 \pm 12$ kg (Tabelle 1).

Alle persönlichen Daten wurden unmittelbar vor der Versuchsdurchführung mit dem jeweiligen Probanden schriftlich in einem Protokoll festgehalten. Die Namen wurden aus Datenschutzgründen verschlüsselt.

3.2 Geräte

3.2.1 Laufband

Das im Lauflabor Jena verwendete Laufband³⁹ ist mit zwei Kraftmessplatten ausgestattet, welche jeweils für den linken und den rechten Fuß getrennt sind (Abbildung 12). Sie sind beide auf vier Kistler⁴⁰-Sensoren (R1 bis R4 und L1 bis L4) gelagert und messen eindimensional, nach dem Piezoprinzip, die vertikalen Bodenreaktionskräfte (F_z). Darüber läuft ein Single-Belt, welcher einen Trennstreifen besitzt, der ein Übertreten auf die jeweils falsche Messplatte verhindern soll. Unterstützt wird dies durch einen Spiegel in Front des Laufbandes, damit der Proband den Trennstreifen sieht, ohne den Kopf senken zu müssen. Hierdurch wird eine unnatürliche Körperhaltung vermieden. Das komplette Laufband ist ebenfalls auf vier Kistler Sensoren gelagert (S1 bis S4), welche dreidimensional die horizontalen und vertikalen Bodenreaktionskräfte (F_x , F_y und F_z) messen können. Diese lassen sich nicht zwischen rechten und linken Fuß unterscheiden und wurden folglich in dieser Studie nicht ausgewertet. Alle Messungen wurden mit der maximalen Frequenz von 1000 Hz auf einem Computer aufgenommen.

39 Tecmachine, Andrezieux Bouthen, Frankreich

40 Kistler AG, Wintherthur Wülfigen, Schweiz

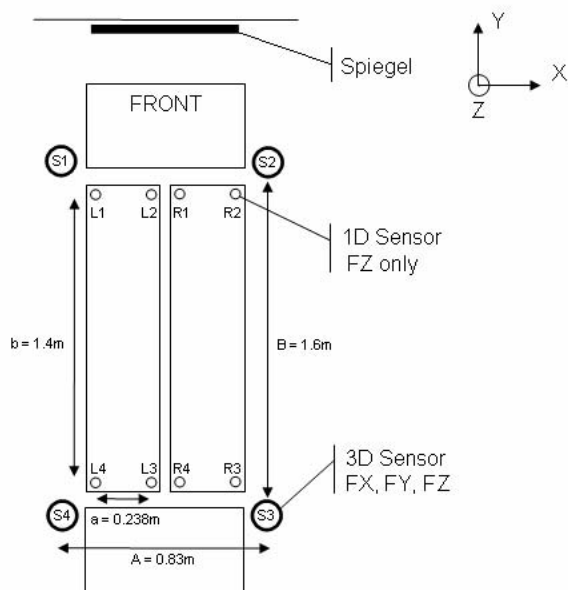


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Laufbandes im Lauflabor Jena, von oben betrachtet. Zu sehen sind die zwei getrennten Messplatten mit den Sensoren L1-L4 für das linke Bein und R1-R4 für das rechte Bein, die die vertikalen Bodenreaktionskräfte messen. Die Sensoren S1-S4 messen die horizontalen Bodenreaktionskräfte.

Durch die Verwendung dieses Laufbandes ergeben sich mehrere Vorteile gegenüber Messungen mit einzelnen Messplatten, die hintereinander auf dem Boden aufgereiht sind. Unter anderem können die Probanden ihre individuelle Schrittlänge beibehalten, die schon allein durch verschiedene Gangarten, wie BG gegenüber dem NG, unterschiedlich sein können.⁴¹ Bei einzelnen fest angeordneten Messplatten wäre die Schrittlänge indirekt vorgegeben.⁴² Durch eine begrenzte Anzahl an Kraftmessplatten lässt sich zudem nur eine begrenzte Anzahl an aufeinander folgenden Schritten aufzeichnen. Ein weiterer Vorteil des Laufbandes, denn ein gemittelter Schritt kann dadurch aus mehr Einzelschritten bestehen. Ebenfalls lassen sich Zusatzmessungen, wie z.B. EMG Messungen, bei denen die Datenübertragung über Kabel erfolgt, einfacher gestalten, da beim Laufband „auf der Stelle“ gegangen wird. Es müssen keine Kabel nachgezogen werden.

⁴¹ Perry, J., Burnfield, J.M., JoAnne, K., Mulroy G. (2003). Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84(1). p. 7-16.

⁴² Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

3.2.2 EMG

Das System der Firma Delsys®⁴³ wurde für alle Messungen benutzt. Es besteht aus Oberflächen-Elektroden, Interface und Verstärker. Der Elektrodentyp ist bipolar und die Kontakte bestehen aus reinem Silber. Das Signal wird dort nach dem Aufnehmen sofort verstärkt, entsprechend der Funktion eines Vorverstärkers, bevor es über ein Kabel zum Interface weitergeleitet wird. Dadurch werden ein eventuelles Rauschen oder Einflüsse durch Störsignale, z.B. vom Laufband, Qualisys oder Stromleitungen, auf die Daten verringert. Die vorverstärkten Signale der Elektroden sind durch Kabel vom Interface zu einem Verstärker geschickt worden, durch den sie um das 1000-fache verstärkt wurden. Die Daten wurden mit der maximalen Messfrequenz von 240 Hz an einem angeschlossenen Computer aufgezeichnet.

3.2.3 Qualisys

Zur Aufnahme der kinematischen Daten wurde das System der Firma Qualisys®⁴⁴ verwendet. Es basiert auf acht fest aufgestellte Infrarot Kameras⁴⁵, die reflektierende Marker erkennen. Die Marker sind kugelförmig und wurden an relevante Körperstellen der Probanden befestigt (vgl. Kapitel 3.3.3). Alle Kameras sind mit einem Computer verbunden, der dessen Daten mit der maximalen Frequenz von 240 Hz speicherte. Diese Daten wurden mit der von Qualisys mitgelieferten Software QTrack⁴⁶ ausgewertet und die Koordinaten der Marker berechnet. Dieser Vorgang wird als Tracken bezeichnet. Das ganze System wurde nach den Richtlinien des Herstellers kalibriert.

Aufgrund der Platzierung der Kameras, je eine in allen vier Ecken des Lauflabors und je zwei frontal und dorsal zum Laufband (Abbildung 13), ist eine dreidimensionale Darstellung der Marker möglich. Für die Berechnung der relevanten Größen, wie z.B. SG- und KG-Winkel, werden jedoch nur die y- und z-Koordinaten benötigt (Abbildung 13). Dadurch erfolgte im Anschluss die

⁴³ Delsys, The Bagnoli EMG System 2.1, Boston, USA

⁴⁴ Qualisys medical AB, Gothenburg, Schweden, Version MCU 240.

⁴⁵ Pro Reflex MCU

⁴⁶ Qualisys Track Manager, Version 1.7.2

Auswertung mit Matlab zweidimensional, in der Sagittalebene (Kapitel 3.4). Die getrackten Daten wurden zuvor in Matlab exportiert.

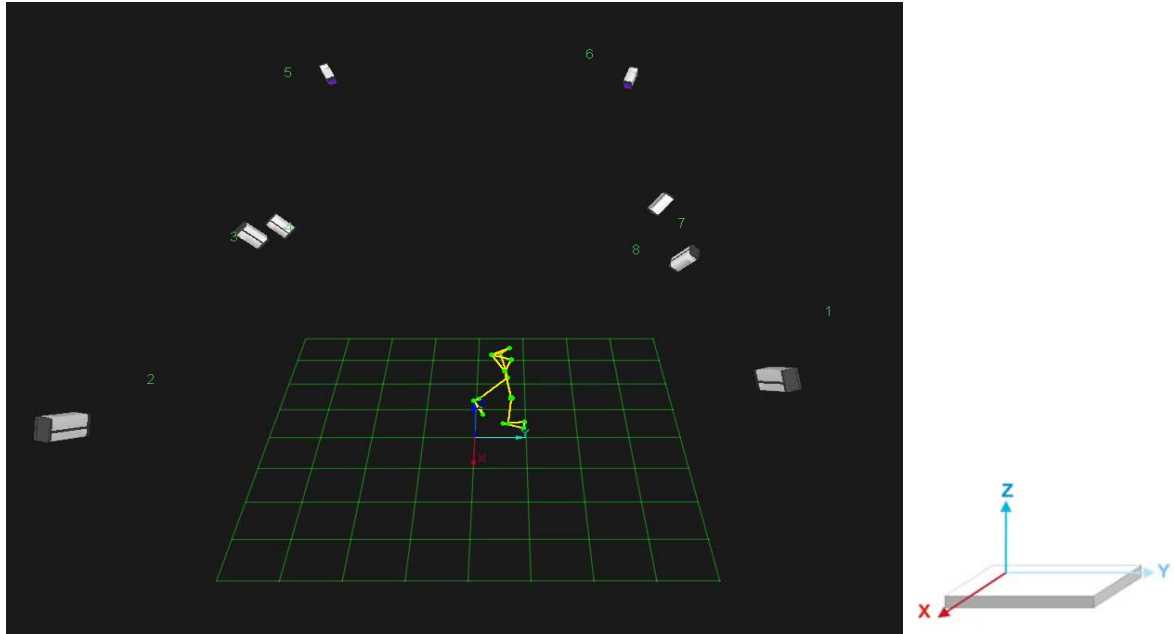


Abbildung 13: Positionen der acht Kameras im Raum mit Koordinatensystem (x/y/z). Durch diese Anordnung können drei dimensionale Bewegungen aufgenommen werden.

Im Gegensatz zu Geräten zur Winkelmessung, wie z.B. mit Penny und Giles (basierend auf Dehnungsmessstreifen), oder Sonosens (basierend auf Ultraschallsignale), lassen sich mit Qualisis nicht nur Winkel berechnen, sondern auch Körpersegmente bzw. Körperpunkte im Raum darstellen. Vorteile sind ebenfalls die höhere Genauigkeit bei schnellen Bewegungen, die durch die hohe Aufnahmefrequenz gesichert wird, sowie die gute Reproduzierbarkeit im Allgemeinen.

3.3 Versuchsdurchführung und Versuchsaufbau

Die Studie wurde durch die Ethikkommission an der medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena geprüft und zugelassen.

3.3.1 Personendatenaufnahme

Zu Beginn der Versuche wurden alle relevanten Daten des jeweiligen Probanden schriftlich festgehalten (vgl. Kapitel 3.1). Alle unterschrieben eine Einwilligungserklärung.

3.3.2 Elektrodenplatzierung

Um einen guten Elektrodenkontakt und geringen Hautleitwiderstand zu sichern, war Voraussetzung, die Haut vor dem Bekleben mit Alkohol zu reinigen. Bei starker Behaarung mussten die Stellen, an denen die Oberflächen-Elektroden befestigt wurden, zusätzlich rasiert werden. Dadurch wird ein stabiler Elektrodenkontakt, auch bei schnellen Körperbewegungen und Schweißbildung, gesichert und elektronische Interferenzen vermieden bzw. gemindert. Anschließend wurden nach den SENIAM⁴⁷ Richtlinien die entsprechenden Muskeln erst palpiert und darauf folgend die Elektroden auf die festgelegten Körperstellen (Abbildung 14), in Längsrichtung der Muskelfasern, geklebt. Die Referenzelektrode wurde auf die Patella platziert.

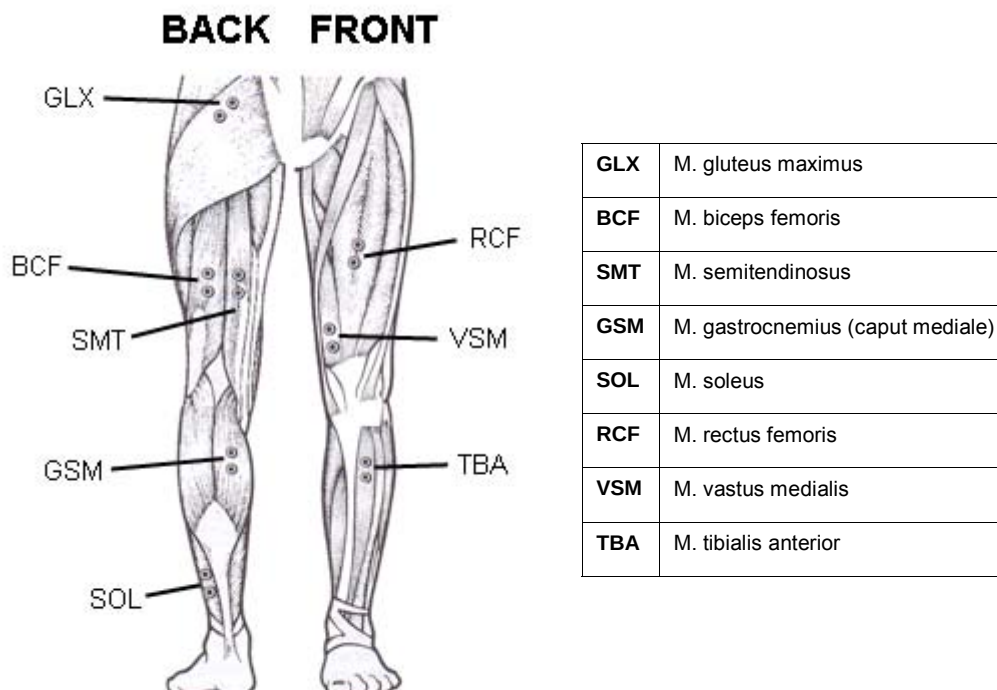


Abbildung 14: Platzierung der Oberflächen-Elektroden auf den acht Muskeln, nach vorheriger Palpierung.

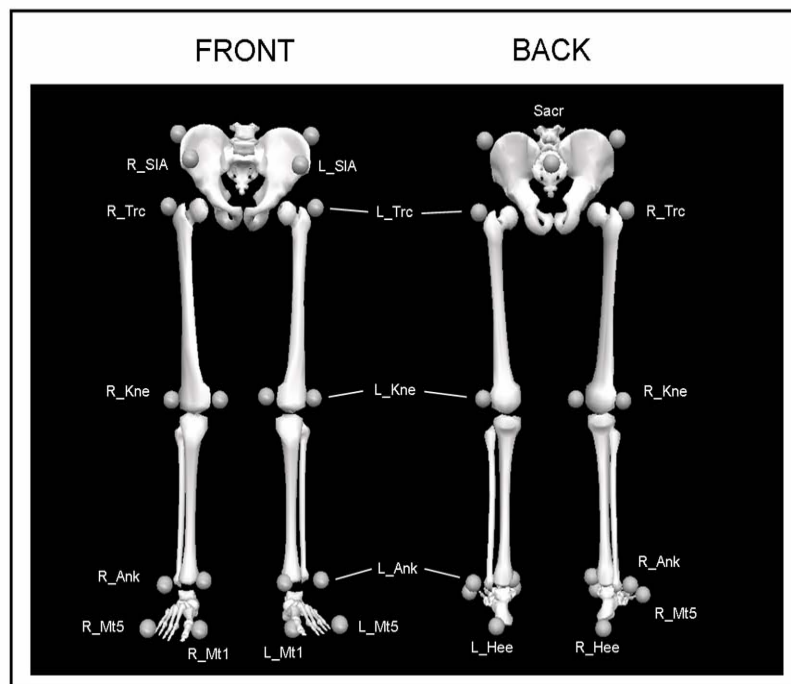
⁴⁷ Hermens, H.J. (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy results of the SENIAM project*. SENIAM ed. 8, Enschede: Roessingh Research and Development.

Die Kabel der Elektroden wurden mit Tape auf der Haut fixiert. Besonders zu beachten galt es, dass genügend Spielraum vorhanden war, um bei dynamischen Körperbewegungen ein Abreißen der Elektroden zu verhindern. Zusätzlich wurde ein Netzstrumpf über die Beine gezogen, um ein Absteigen der Kabel zu vermeiden. Alle Kabel wurden zu einem Kopplungsgerät (Interface) geführt, das der Proband in einem kleinen Rucksack auf dem Rücken trug (Abbildung 16).

Die Elektroden wurden nach dem Messvorgang jedes Probanden gereinigt und desinfiziert.

3.3.3 Markerplatzierung

Die reflektierenden, kugelförmigen Marker wurden mit doppelseitigem Klebeband auf die Haut der relevanten Körperstellen (Abbildung 15), die zuvor palpiert wurden, geklebt. Um ein Ablösen dieser, durch schnelle Bewegungen und Schweißbildung, zu verhindern, wurden sie zusätzlich mit Tape fixiert. Alle reflektierenden Stoffteile, wie z.B. Reflektoren an den Turnschuhen, wurden abgeklebt, um zu verhindern, dass die Infrarotkameras diese fälschlicherweise als weitere Marker identifizieren.



Sacr	Sacrum
SIA	Spina Iliaca Anterior Superior
Trc	Trochanter Major
Kne	Epicondylus Lateralis
Ank	Malleolus Lateralis
Mt1	Metatarsalia I
Mt5	Metatarsalia V
Hee	Calcaneus

Abbildung 15: Markerplatzierung an den acht aufgelisteten Körperpunkten.

3.3.4 Messung

Alle Versuche wurden im Lauflabor der Friedrich-Schiller-Universität Jena⁴⁸ durchgeführt. Die benutzten Geräte wurden nach Herstellerangaben kalibriert. Um eine zeitliche Synchronität aller Daten zu erhalten, erfolgte die Steuerung aller Geräte über einen fünf Volt Triggerimpuls des Laufbandcomputers. Dieser Impuls hat eine Verzögerung von 550 μ s und wurde auf Grund der Aufnahmefrequenz von 240 Hz bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

Nach der Elektroden- und Markerplatzierung (Abbildung 15 und Abbildung 16) wurden die Probanden mit einem Kabel vom Interface zum EMG Verstärker verbunden. Indem der Proband alle Muskeln nacheinander bzw. gleichzeitig anspannte wurde anschließend geprüft, ob alle Elektroden der entsprechenden Muskeln ein gültiges Signal überliefern. Ein vertauschen der Kabel war dadurch ausgeschlossen. Zuvor wurde die Nulllinie aller Muskeln kontrolliert.

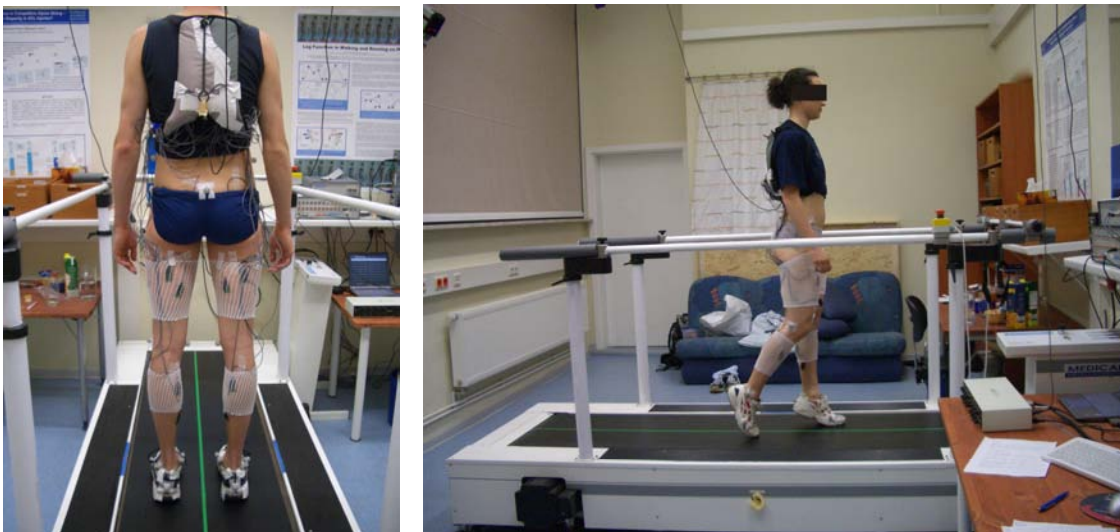


Abbildung 16: Proband mit beklebten Oberflächen Elektroden und Markern, von hinten (linkes Bild). Proband beim Gehen im BG auf dem Laufband (rechtes Bild).

Vor der Datenaufnahme liefen die Probanden sich einige Minuten in allen drei Gangarten (NG, BG und FG) ein, um sich an das Gehen auf dem Laufband und mit den verschiedenen Gangarten vertraut zu machen und zu gewöhnen. Dies

⁴⁸ AG Lauflabor, Dornburger Str. 23, 07743 Jena, Leitung: Dr. Andre Seyfahrt.

kann zu einer erhöhten Reproduzierbarkeit eines Laufzyklus führen.⁴⁹ Die Laufbandgeschwindigkeit betrug, wie auch später bei der Messung, 0,6 m/s bzw. 0 m/s. Die Geschwindigkeit wurde durch vorherige Testversuche festgelegt, indem bei verschiedenen Laufbandgeschwindigkeiten alle drei Gangarten durchgeführt wurden. Über die maximale Gehgeschwindigkeit im FG, ergab sich für die folgende Testreihe eine maximale Laufbandgeschwindigkeit von 0,6 m/s.

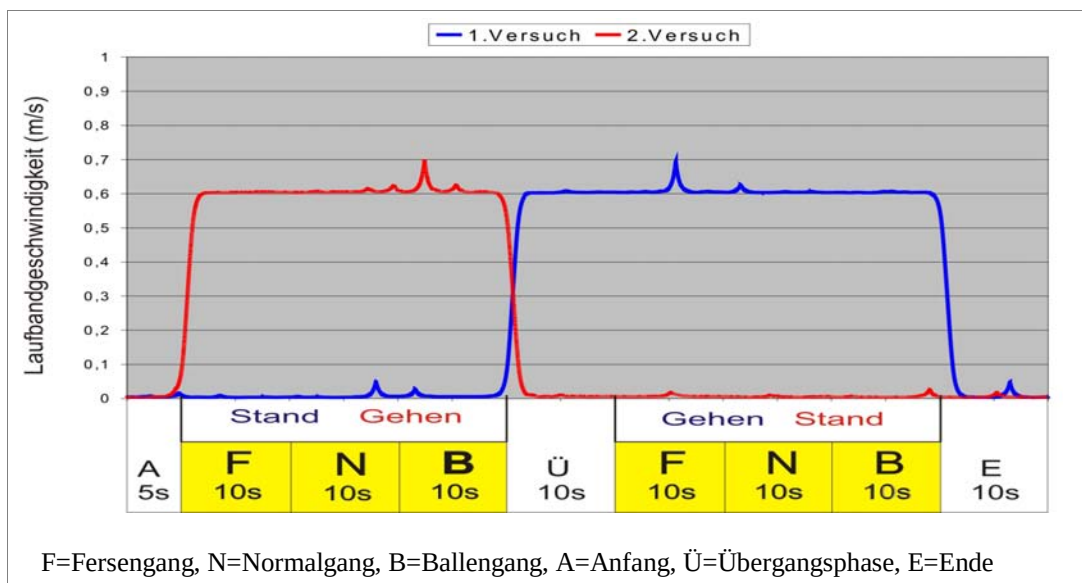


Abbildung 17: Laufbandgeschwindigkeiten vom 1. Versuch (blau) und 2. Versuch (rot) mit zeitlicher Abfolge der drei Gangarten (gelb).

Nach der Eingewöhnung erfolgten zwei Messungen mit unterschiedlicher Reihenfolge der Laufbandgeschwindigkeit. Am Anfang und Ende beider Messungen standen die Probanden jeweils für fünf Sekunden regungslos auf dem Laufband. Die drei Gangarten wurden ohne Pause hintereinander mit der Reihenfolge FG, NG und BG aufgenommen. Im ersten Versuch wurde mit der Laufbandgeschwindigkeit 0,6 m/s (Gehen) begonnen, worauf ohne Pause noch einmal alle Gangarten mit der Laufbandgeschwindigkeit 0 m/s (Stand) folgten. Im zweiten Versuch war die Reihenfolge der Laufbandgeschwindigkeit umgedreht.

⁴⁹ Karamanidis, K., Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P. (2002). Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der Lauftechnik auf dem Laufband. (Reproducibility of electromyographic and dynamic parameters during running on a treadmill with deliberate changes in running technique.). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53(4), S. 107-113.

Die Dauer jeder Gangart betrug zehn Sekunden. Zwischen den Phasen der verschiedenen Laufbandgeschwindigkeiten wurde eine Übergangsphase von zehn Sekunden eingefügt, um die Laufgeschwindigkeit zu ändern. Dadurch konnten sich die Probanden besser auf die Modifikation der Laufgeschwindigkeit, während der Messung, einstellen. Durch das langsame Verringern oder Erhöhen der Geschwindigkeit galt es eventuelle Stürze zu vermeiden. Ein Versuch dauerte insgesamt 85 Sekunden (Abbildung 17).

3.4 Datenverarbeitung

Alle ermittelten Daten wurden in Matlab⁵⁰ importiert. Die Laufband- und EMG-Daten sampelte man dort auf 240 Hz (max. Frequenz von Qualisys) herunter, um eine Synchronität der Daten bezüglich des Faktors Zeit zu erhalten. Die weitere Auswertung erfolgte ebenfalls mit Matlab. Die Rohdaten und die geschriebenen Auswertungsprogramme über Matlab sind auf der DVD im Anhang aufgeführt.

3.4.1 Kinetik und Einzelschritte bestimmen

Um die resultierenden vertikalen Bodenreaktionskräfte für das linke und rechte Bein zu erhalten (F_{zR} und F_{zL}), wurden die Kräfte der jeweiligen Plattensensoren (Abbildung 12) aufsummiert (Formel 1 und 2).

$$F_{zR} = F_{zR1} + F_{zR2} + F_{zR3} + F_{zR4} \quad (1)$$

$$F_{zL} = F_{zL1} + F_{zL2} + F_{zL3} + F_{zL4} \quad (2)$$

Die Bodenreaktionskräfte (F_{zR} und F_{zL}) wurden unter anderem dazu verwendet, um bei allen Schritten den ersten und letzten Zeitpunkt des Fußkontaktes mit dem Boden (TD und TO) zu ermitteln. Die Schwelle lag bei 10N. Die Zeitpunkte, an denen die Kräfte über diese Schwelle treten, wurden als TDs festgelegt. Treten sie unter die Schwelle befindet sich ein TO. Die Daten F_{zR} und F_{zL} wurden zuvor über einen gleitenden Mittelwert (von zehn Daten) geglättet, um ein Auftreten falscher TDs und TOs bei Datenausreißern zu verhindern. Ein TO des vorherigen Schrittes wurde als TO1 festgelegt. Danach folgte der erste Bodenkontakt (TD1). Der

⁵⁰ Version 7.0.1.24704 (R14), The MathWorks, Inc., Natick, USA

folgende TO und TD wurde als TO2, bzw. TD2 definiert. Eine Schrittlänge geht somit über die Zeitspanne TO1, TD1 und TO2, bis TD2 (Abbildung 18).

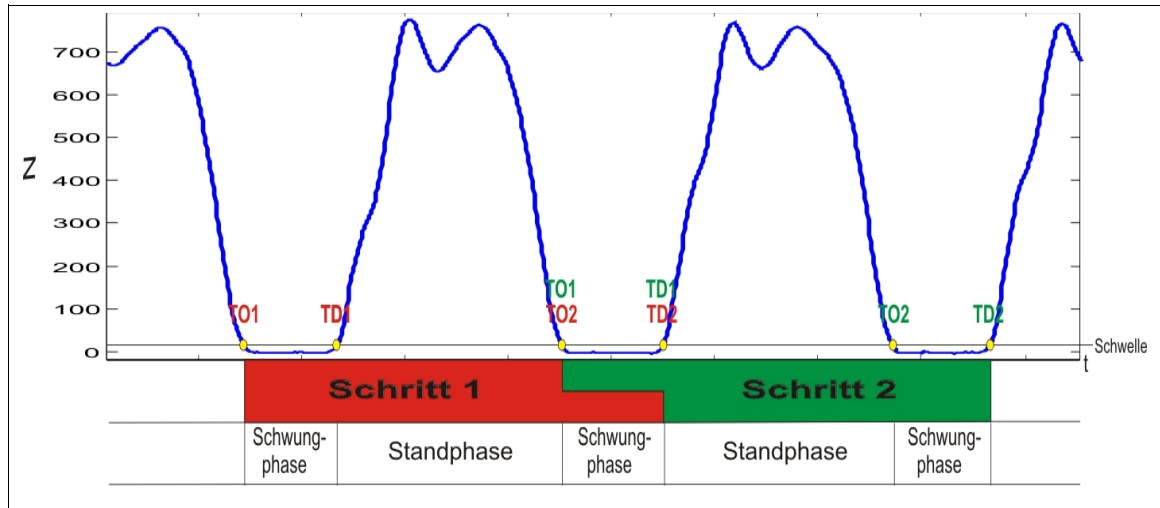


Abbildung 18: Bestimmung der Schrittlängen von zwei aufeinander folgenden Schritten; Ausschnitt der vertikalen Bodenreaktionskräfte beim NG. Ein Schritt (Gangzyklus) beinhaltet eine Standphase mit den zwei angrenzenden Schwungphasen.

Alle Schritte wurden zunächst bestimmt. In den jeweiligen Zeitintervallen der drei Gangarten, bzw. der zwei Laufbandgeschwindigkeiten (Abbildung 17) wurde anschließend die maximale Schrittlänge ($S_{\max}$) ermittelt. Ein ausgeschnittener Schritt beginnt beim TO1 und hat die jeweilige Länge $S_{\max}$. Somit betrug die Zeit der einzelnen Schritte die gleiche Länge und konnten für die weitere Auswertung in eine Matrize übertragen werden. Dies wurde für beide Beine und beide Versuche durchgeführt. Es wurden hierfür wieder die ungeglätteten F_z -Daten verwendet. Unvollständige Schritte in den einzelnen Zeitintervallen blieben für die Auswertung außen vor.

$$F_{z \text{ norm}} = \frac{F_z}{m \cdot g} \quad (3)$$

Nach der Mittelwertbildung eines Probanden (vgl. Kapitel 3.4.4.1) wurden für jeden Probanden alle F_z -Daten normiert (Formel 3).

3.4.2 EMG

Die EMG-Daten wurden zuerst gleichgerichtet und mit Hilfe des gleitenden Mittelwertes (von zehn Daten) geglättet, um sie danach auf den Wert „1“ zu normieren. Anschließend erfolgte die Zuordnung der einzelnen ausgeschnittenen Schritte zu den jeweiligen Gangarten und Laufbandgeschwindigkeiten. Dies geschah unter Anwendung der jeweiligen Anfangszeitpunkten (TO1) und Schrittlänge $S_{\max}$, die mit Hilfe der F_z -Daten festgelegt wurden (vgl. Kapitel 3.4.1).

Die Auswertung erfolgte ebenfalls für beide Beine und beide Versuche. Die Daten aller aufgezeichneten Muskeln (Abbildung 14) wurden verarbeitet.

3.4.3 Kinematik

Die Auswertung erfolgte zweidimensional in der Sagittalebene. Verwendung fanden daher nur die Daten der Markerpunkte (Abbildung 15) in Y- und X-Richtung (horizontale und vertikale Koordinaten).

3.4.3.1 Winkel

Für die Berechnung der SG-, KG- und OS-Winkel wurden zuerst die Vektoren der Körpersegmente Fuß, Unterschenkel und OS bestimmt. Diese werden über die Differenz der Koordinaten der Anfangs- (A) und Endpunkte (E) von dem jeweiligen Körpersegment (AE) berechnet (Formel 4). Die Punkte Ank und Mt5 wurden für das Segment Fuß, die Punkte Ank und Kne für das Segment Unterschenkel und die Punkte Kne und Trc für das Segment OS verwendet (Abbildung 15).

Mit Hilfe der Vektoren zweier angrenzender Körpersegmente ($\vec{a}$ und $\vec{b}$) wurden die einzelnen Innenwinkel berechnet. Über die Division des Standardskalarproduktes (Formel 5), mit den Beträgen (Längen) der Vektoren $\vec{a}$ und $\vec{b}$ (Formel 6), ergibt sich der Winkel $\cos \alpha$ (Formel 7). Durch die Formel 8 wurde die Einheit *rad* (Bogenmaß) der Winkel in *Grad* umgerechnet.

$$\vec{AE} = \begin{pmatrix} A_y - E_y \\ A_z - E_z \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = \begin{pmatrix} a_y \\ a_z \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} b_y \\ b_z \end{pmatrix} = a_y b_y + a_z b_z \quad (5)$$

$$|\vec{a}| = \sqrt{a_y^2 + a_z^2} \quad |\vec{b}| = \sqrt{b_y^2 + b_z^2} \quad (6)$$

$$\cos \alpha = \frac{a_y b_y + a_z b_z}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2} \sqrt{b_y^2 + b_z^2}} \quad (7)$$

$$\text{Winkel}_{\text{Grad}} = \frac{180}{\pi} \cdot \text{Winkel}_{\text{Bogenmaß}} \quad (8)$$

Der OS-Winkel konnte zur Waagerechten mit dem Vektor des OS und einem Hilfsvektor ($x=0$ und $y=1$) berechnet werden. Bei einem Winkel von 0° ergibt sich somit eine waagerechte Position des OS (Knie in Laufrichtung). Bei 90° befindet sich der OS somit im Lot.

Über die Zeitpunkte TO1 und der Schrittlänge $S_{\max}$ (vgl. Kapitel 3.4.1) wurden die Winkel in den Zeitintervallen der relevanten Einzelschritte ausgeschnitten. Die Berechnung erfolgte für beide Beine, sowohl im ersten, als auch zweiten Versuch.

3.4.3.2 Winkelgeschwindigkeit

Die Winkelgeschwindigkeit (ω) wurde für den OS, unter Verwendung der Formel 9, ermittelt. Da die Daten auf 240 Hz gesampelt sind, ergab sich der Zusammenhang $\Delta t = 1/240\text{s}$. Über die Differenzen der Winkel (α) des OS und dem Zeitabstand Δt , die in Kapitel 3.4.3.1 genannt sind, lässt sich $\Delta \alpha$ bestimmen. Anschließend wurde die Einheit rad/s in Grad/s, mittels der Formel 8, geändert.

$$\omega = \frac{\Delta \alpha}{\Delta t} \quad \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right] \quad (9)$$

Nach der Berechnung wurde die Winkelgeschwindigkeit in den Zeitintervallen der Einzelschritte ausgeschnitten. Dies erfolgte in den beiden Versuchen für beide Beine.

3.4.3.3 Körperschwerpunkt

Durch fehlende Marker an Oberkörper, Kopf und obere Gliedmaßen kann keine exakte Position des Körperschwerpunktes (KSP) ermittelt werden. Der KSP wurde

deshalb mit dem Punkt Trc (vgl. Kapitel 3.3.3) gleichgesetzt. Die jeweilige Ausgangshöhe des KSP wurde auf die Höhe zum Zeitpunkt des TD festgelegt. Der KSP hat zu diesem Zeitpunkt einen Wert null auf der Höhenachse (Abbildung 21). Dadurch sind die unterschiedlichen Auslenkungen des KSP zwischen den Gangarten besser vergleichbar.

3.4.3.4 Muskellänge

Nach der Interpolation (vgl. Kapitel 3.4.4.2) erfolgte die Berechnung der Muskellängen für den GSM und den SOL.

Die Muskellängen ergeben sich indirekt über die KG- und SG-Winkel⁵¹ (Formel 10 und 11). Nach A.L. HOF (2002) ist der Kniewinkel bei gestrecktem Bein mit 0° definiert. Durch die Innenwinkelberechnung (gestrecktes Bein = 180°) musste dieser somit von 180° subtrahiert werden. Verwendet wurden die zuvor ermittelten (vgl. Kapitel 3.4.3.1) Winkel mit der Einheit *Rad*.

$$Länge_{SOL} = 0,05 \cdot \cos Winkel_{Fu\beta} + 0,3 \quad (10)$$

$$Länge_{GAS} = 0,05 \cdot \cos Winkel_{Fu\beta} + 0,0069 \cdot (Winkel_{Knie} - 0,9)^4 - 0,02 \cdot (Winkel_{Knie} - 0,9) + 0,41 \quad (11)$$

3.4.4 Mittelwertberechnung und Interpolation

3.4.4.1 Mittelwertberechnung eines Probanden

Bei der Betrachtung der zusammengehörigen Einzelschritte des ersten und zweiten Versuches (jeweils des linken und rechten Beines), kristallisierte sich heraus, dass das Minimum der vier Schrittlängen S_{max} ausreichend ist, um vollständige Schritte zu erhalten. Deshalb wurde das Zuschneiden der Schrittlängen auf die Länge Minimum von S_{max} möglich. Somit konnten diese wiederum, durch die gleichen Längen, in eine Matrizie übertragen werden. Dies wird als Schritte übereinander legen bezeichnet.

⁵¹ Hof, A.L., van Zandwijk, J.P, Bobbert, M.F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Scandinavian Physiological Society*, 174, p. 17-30.

Zunächst erfolgte die Einordnung der Einzelschritte in die drei Gangarten FG, NG und BG mit den jeweiligen Laufbandgeschwindigkeiten $v=0$ m/s (Stand) und $v=0,6$ m/s (Gehen). Dieses Vorgehen war durch die Festlegung des zeitlichen Ablaufes der Gangarten möglich (Abbildung 17). Anschließend wurden alle ausgeschnittenen Einzelschritte eines Probanden, einschließlich der zugehörigen Kinetik-, EMG- und Kinematikdaten, übereinander gelegt und deren Mittelwerte, bzw. Standardabweichungen berechnet.

Aus der Verwendung des gleichen Matlab-Programms für die Auswertung des ersten und zweiten Versuches, resultierte die Schwierigkeit, die Daten der drei Gangarten im zweiten Versuch der richtigen Laufbandgeschwindigkeit zuzuordnen. Dies wurde dadurch gelöst, indem die ausgewerteten Daten, bzw. Einzelschritte im ersten Versuch und der Laufbandgeschwindigkeit $v=0$ m/s, mit den ausgewerteten Daten im zweiten Versuch und der Laufbandgeschwindigkeit $v=0,6$ m/s gleichgesetzt wurden und umgekehrt.

Um auf den späteren Schaubildern die Zeitpunkte TO1, TD1, TO2 und TD2 darstellen zu können, wurden diese für die gemittelten Werte, wie in Kapitel 3.4.1 beschrieben, wieder berechnet. Die Schwelle wurde auf 50 N erhöht, da sich durch die verschiedenen Schrittlängen der Einzelschritte die F_z -Mittelwertkurve verschob. Dies wurde vor allem im Bereich TO2 und TD2 deutlich. Durch eine teilweise Erhöhung der Schwelle in 10N Schritte wurden es möglich diese Punkte darzustellen, die vorher bei einigen Probanden nicht zu erkennen waren. Bei vier Probanden musste diese Schwellenerhöhung angewendet werden (Tabelle 2).

Proband	Laufbandgeschw.	Gangart	Schwelle (N)
GEJA	Gehen (0,6 m/s)	Normalgang	150
HUSA	Stand (0 m/s)	Ballengang	80
JACH	Stand (0 m/s)	Ballengang	140
		Fersengang	170
		Normalgang	100
TACH	Stand (0 m/s)	Normalgang	90

Tabelle 2: Schwellenwerterhöhung von vier Probanden zur Bestimmung der TOs und TDs. Dargestellt sind die jeweiligen Laufbandgeschwindigkeiten und Gangarten mit dem ein neuer Schwellenwert festgelegt werden musste. Der normale Schwellenwert liegt bei 50 N.

Um exakt einen Schritt zu erhalten, erfolgte abschließend ein Wegschneiden der Schrittlänge ab dem Zeitpunkt TD2. Dieser Vorgang wurde ebenfalls mit allen zuvor berechneten Daten durchgeführt.

3.4.4.2 Interpolation aller Probanden

Nach der Betrachtung der Mittelwerte eines Probanden ergab sich eine unterschiedliche Länge der exakt ausgeschnittenen Schritte zwischen BG, FG und NG. Durch Interpolation der Schrittlängen jedes Probanden, einschließlich aller dazugehörigen berechneten Daten, auf den Wert 100 konnten diese besser miteinander verglichen werden. Die Zeitpunkte TD1 und TO2 wurden angeglichen. TO1 ist der erste Zeitpunkt (Anfang), TD2 der letzte Zeitpunkt (Ende). Ein angleichen dieser war somit nicht nötig.

3.4.4.3 Mittelwertberechnung aller Probanden

Nach der Interpolation wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen über die 20 Probanden für alle Kinetik-, EMG-, Kinematik und TD1-, bzw. TO2-Daten berechnet.

4 Ergebnisse

Die Ergebnisse wurden in drei Bereiche unterteilt: Dem kinetischen-, kinematischen- und muskulären Bereich.

Bei allen Gangarten zeigte sich der typische zweigipflige Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft. Der BG wies im Gegensatz zum NG eine vorwiegend synchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG auf. Der Kniewinkel-Verlauf aller Gangarten verlief ähnlich, jedoch in unterschiedlichen Winkelbereichen. Es lies sich zudem beim FG kein Zusammenhang zwischen der Bodenreaktionskraft und dem Kniewinkel nachweisen. Der Winkelverlauf des OS und dessen Winkelgeschwindigkeit zeigen beim BG und NG einen nahezu komplette Übereinstimmung. Beim FG liegt hierbei der Unterschied in den verschiedenen Maxima und Minima. Der RCF ist beim FG entgegengesetzt dem BG und NG deutlich stärker aktiviert. Dies lässt sich beim BG gegenüber zum NG nur in der Standphase erkennen. Im Gegensatz zum NG ist beim BG der GSM und SOL deutlich stärker aktiviert. Beide werden aber nicht so stark gedehnt. Die Ergebnisse werden im folgenden differenzierter dargestellt.

Hinweis: Die Abbildungen im Ergebnisteil sind in jeweils in zwei Hälften unterteilt. In der linken Hälfte sind die Schaubilder mit der Laufbandgeschwindigkeit 0,6 m/s (Gehen) dargestellt, in der rechten Hälfte die, mit der Laufbandgeschwindigkeit 0 m/s (Stand). Die gleichen Auswertungen, nur mit unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten, wurden zum besseren Vergleich somit direkt gegenüber gestellt. Ballen, Ferse und Normal ist bei den Abbildungen die Bezeichnung für den BG, FG und NG. Zudem wurden zur besseren zeitlichen Orientierung die Zeitpunkte des TD und TO mit schwarzen Kreuzen auf den dargestellten Kurven markiert.

4.1 Kinetik

Bei jedem Probanden entsteht beim Gehen in allen Gangarten ein doppelgipfliger Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft (Abbildung 19), sowohl für das ipsilaterale (rechte), als auch das contralaterale (linke) Bein. Die Entlastung des ipsilateralen Beines, wird durch das Aufsetzen des contralateralen Beines deutlich. Im Stand ist dies auch klar zu erkennen, mit Ausnahme der Gangart BG

(Abbildung 19). Hier ist bei einigen Probanden der zweite Gipfel so schwach ausgeprägt, dass man nur von einer Tendenz zur Zweigipfligkeit sprechen kann.

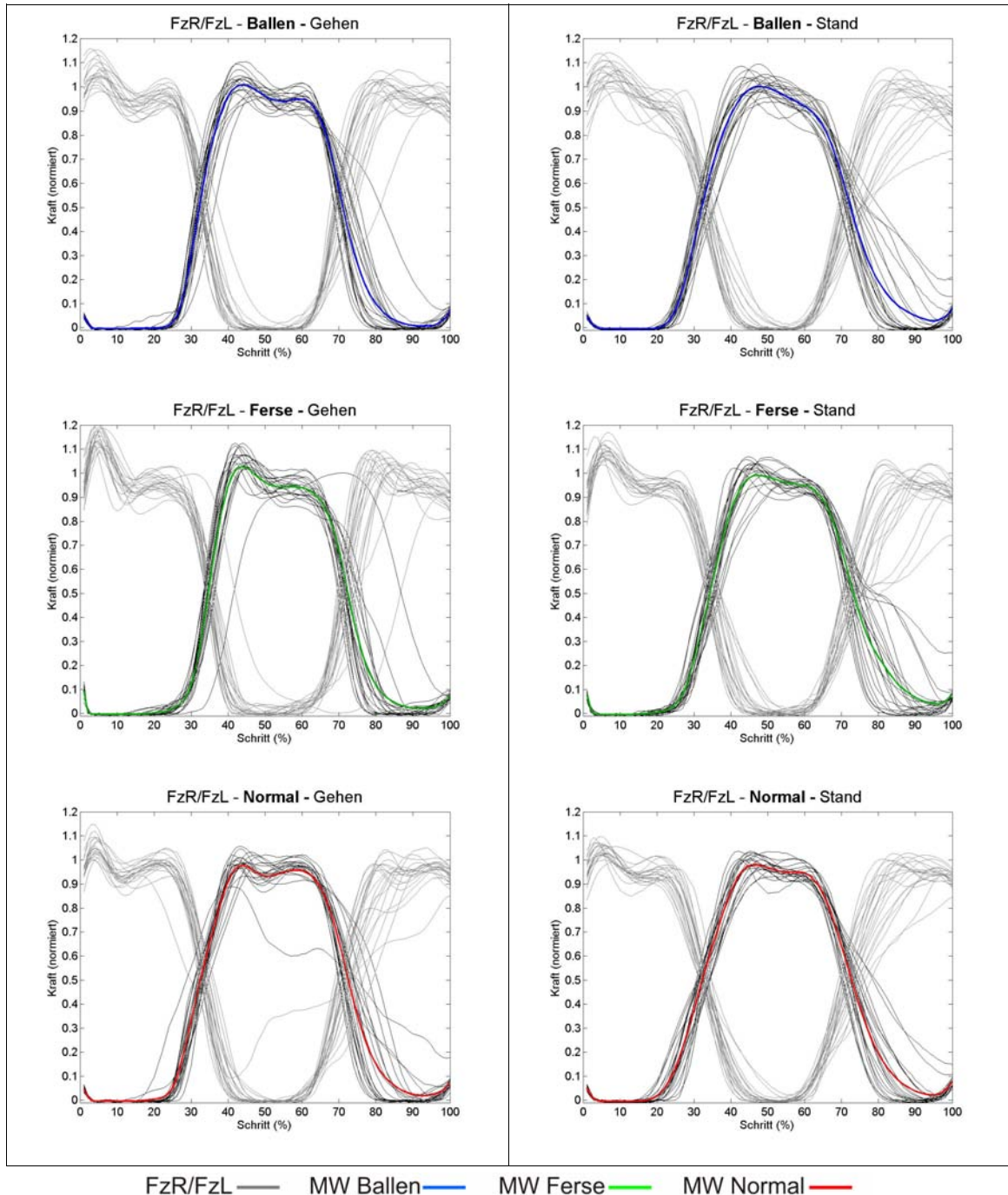


Abbildung 19: Vertikale Bodenreaktionskräfte, aller Gangarten und Laufbandgeschwindigkeiten, der 20 Probanden mit Mittelwert.

Vergleicht man beim Gehen die MW der drei Gangarten, so ist ein stärker ausgeprägter erster Gipfel beim FG und BG, gegenüber dem NG festzustellen. Im

Stand ist der erste Gipfel bei allen Gangarten nahezu identisch (Abbildung 20). Er fällt beim BG etwas höher aus als beim NG. Beim Gehen ist der erste Gipfel bei allen Gangarten nahezu identisch (Abbildung 20). Er fällt beim BG etwas höher aus als beim NG.

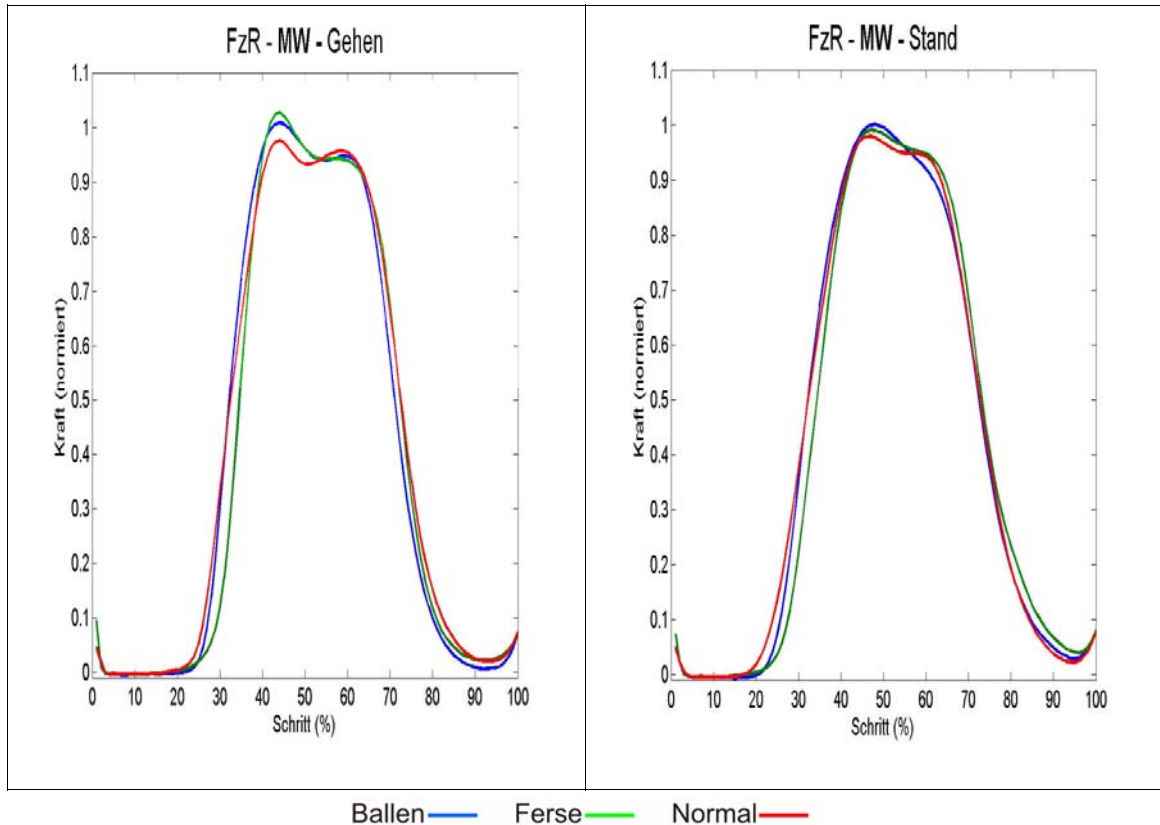


Abbildung 20: Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskräfte aller Gangarten und beider Laufbandgeschwindigkeiten. Beim Gehen im BG und FG ist gegenüber dem NG ein deutlich höherer Gipfel zu sehen. Im Stand ist beim BG der zweite Gipfel abgeflacht.

Der zweite Gipfel beim Gehen im NG ist wie der erste Gipfel ähnlich groß ausgeprägt, im Gegensatz zu FG und BG. Hierbei ist er wesentlich schwächer ausgeprägt gegenüber den jeweiligen ersten Gipfeln. Die zweiten Gipfel der drei Gangarten unterscheiden sich in ihrer Form und Höhe nicht. Das Tal zwischen den beiden Gipfeln erfolgt beim NG früher, als beim BG und FG. Im Stand sind alle zweiten Gipfel weniger ausgeprägt, als die jeweiligen ersten. Bei den Gangarten NG und FG sind diese zudem gleich groß, wo hingegen beim BG die Kurve stark abflacht. Es ist nur noch eine Tendenz zur Zweigipfeligkeit zu erkennen (Abbildung 20).

Das Verhältnis von Stand- zu Schwungphase zeigt keine Veränderung bei den verschiedenen Gangarten. Im Stand ist dieses Verhältnis ein wenig größer, als beim Gehen.

4.2 Kinematik

4.2.1 Körperschwerpunkt Verlauf

In der Schwungphase wird der KSP beim Gehen im NG stärker angehoben, als beim BG und FG. Nach dem TD senkt sich der KSP beim FG am stärksten, beim NG am wenigsten. In der MSt erfolgt ein Anheben des KSP mit einem Gipfel. Die Stärke der Ausprägung ist beim NG am größten, zwischen BG und FG gleich groß. In der späten MSt erfolgt ein zweites Tal, beim BG am stärksten, beim FG und NG gleich ausgeprägt. Beim NG liegt der KSP zum Zeitpunkt des TO über der Ausgangshöhe (Zeitpunkt TD), beim FG und BG darunter. (Abbildung 21).

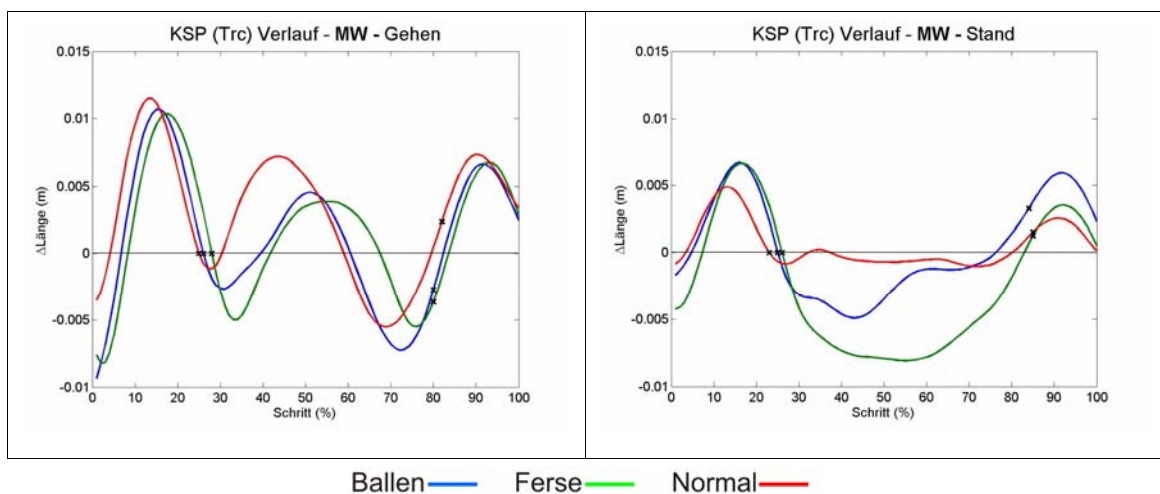


Abbildung 21: Verlauf des Körperschwerpunktes. Ausgangspunkt ist die Höhe zum Zeitpunkt des TD (erstes Kreuz).

Im Stand verläuft der KSP in der Schwungphase beim NG niedriger, als bei den anderen zwei Gangarten, die den gleichen maximalen KSP erreichen. In der Standphase weisen bei der Gangart NG und BG die Kurven zwei Gipfel und drei Täler auf. In der BA erfolgt das erste Tal, in der frühen MSt der erste Gipfel. Beide sind beim NG ausgeprägter. Das folgende zweite Tal ist beim BG stärker ausgebildet. Nach einem erneuten Gipfel folgt ein drittes Tal in der späten MSt

bzw. VSw. Beim Abheben des Beines vom Boden (TO) ist der KSP über der Ausgangshöhe (Abbildung 21).

4.2.2 Winkelsynchronität

Das Zusammenspiel zwischen KG und SG wird in diesem Kapitel nur für die Gangarten BG und NG dargestellt, da beim FG (Abbildung 23) nur die Ferse Kontakt zum Boden hat, und somit der Fuß, bzw. das SG keine direkte Einwirkung auf die Kinematik hat.

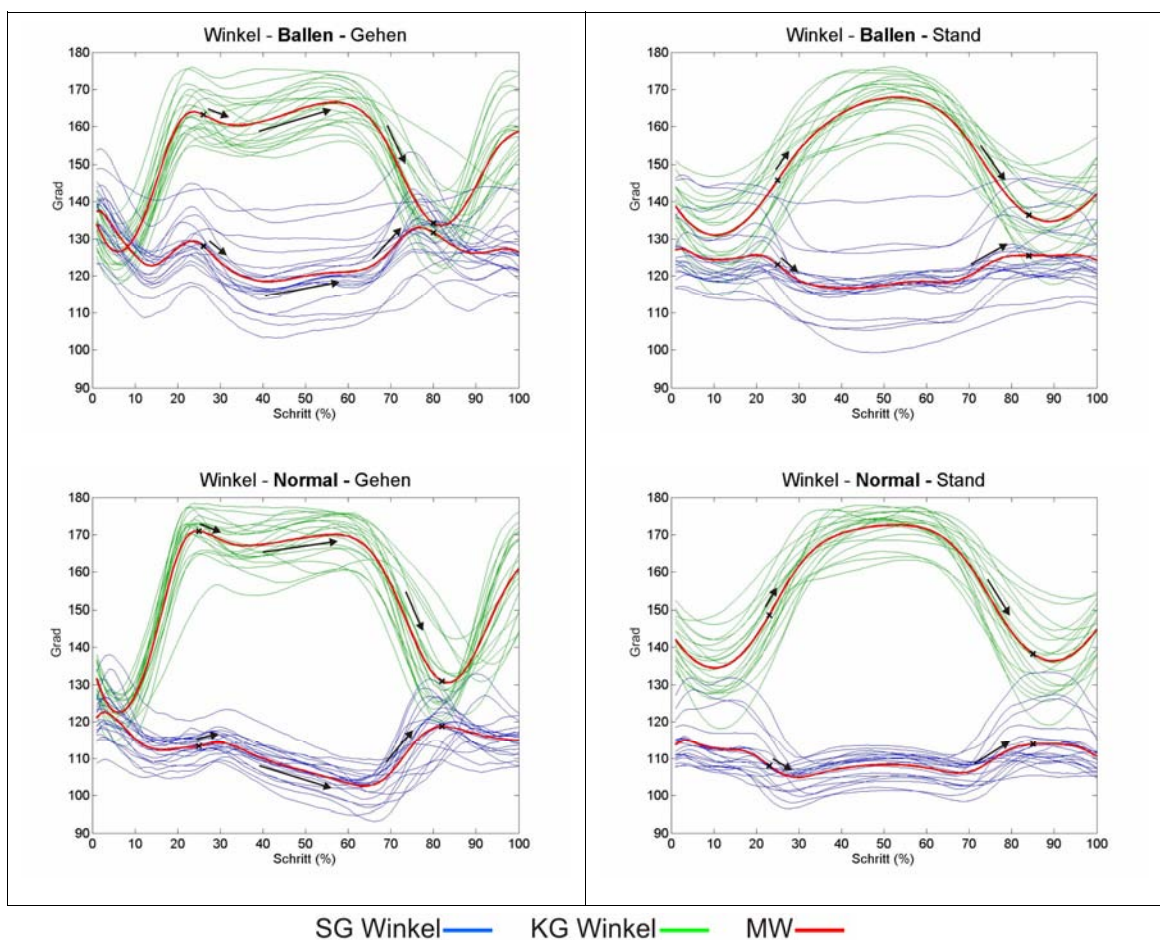


Abbildung 22: Knie- und SG-Winkelverlauf aller Probanden mit Mittelwerten. Beim Gehen repräsentieren die drei Pfeile unterschiedliche Zeitabschnitte. Beim BG erfolgt hier in den beiden ersten Zeitabschnitten eine synchrone, beim NG eine asynchrone Arbeitsweise zwischen KG und SG. Im dritten Zeitabschnitt ist jeweils eine asynchrone Arbeitsweise zu erkennen. Im Stand sind bei den beiden Zeitabschnitten (zwei Pfeile) asynchrone Arbeitsweisen zwischen SG und KG zu sehen.

In der Standphase sind drei Zeitabschnitte erkennbar, in der die Synchronität zwischen SG- und KG-Winkeländerung unterschiedlich sind. Der erste

Zeitabschnitt befindet sich in der BA, durch den ersten Pfeil markiert. Der Zweite folgt in der MSt und TSt, beim Gehen durch den zweiten Pfeil markiert. Der Dritte ist in der VSw, der beim Gehen mit einem dritten Pfeil, im Stand mit dem zweiten Pfeil markiert ist (Abbildung 22 und Abbildung 24).

Nach dem TD, in der BA beim Gehen (erster Zeitabschnitt), wird das KG im BG und NG gebeugt. Während sich in dieser Zeit das SG beim BG ebenfalls beugt (synchrone Arbeitsweise), wird es beim NG gestreckt (asynchrone Arbeitsweise). Im Stand erfolgt hier bei beiden Gangarten eine asynchrone Arbeitsweise, indem das KG gestreckt und das SG gebeugt wird (Abbildung 22, erster Pfeil).

In der MSt und TSt (zweiter Zeitabschnitt) wird beim Gehen bei beiden Gangarten das KG kontinuierlich gestreckt. Das SG streckt sich beim BG ebenfalls (synchron), während sich das SG beim NG beugt (asynchron), in Abbildung 22 jeweils durch den zweiten Pfeil dargestellt. Im Stand streckt sich hier das KG bei beiden Gangarten, wobei beim BG das SG relativ steif gehalten wird. Beim NG weist die Kurve des SG einen ähnlich bogenförmigen Verlauf wie das KG auf (synchron) (Abbildung 22).

In der VSw (dritter Zeitabschnitt) ist bei beiden Gangarten, und beiden Laufbandgeschwindigkeiten eine asynchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG vorhanden. Während das KG gebeugt wird, streckt sich das SG. In Abbildung 22 wird dies beim Gehen durch den dritten Pfeil, im Stand durch den zweiten Pfeil dargestellt.

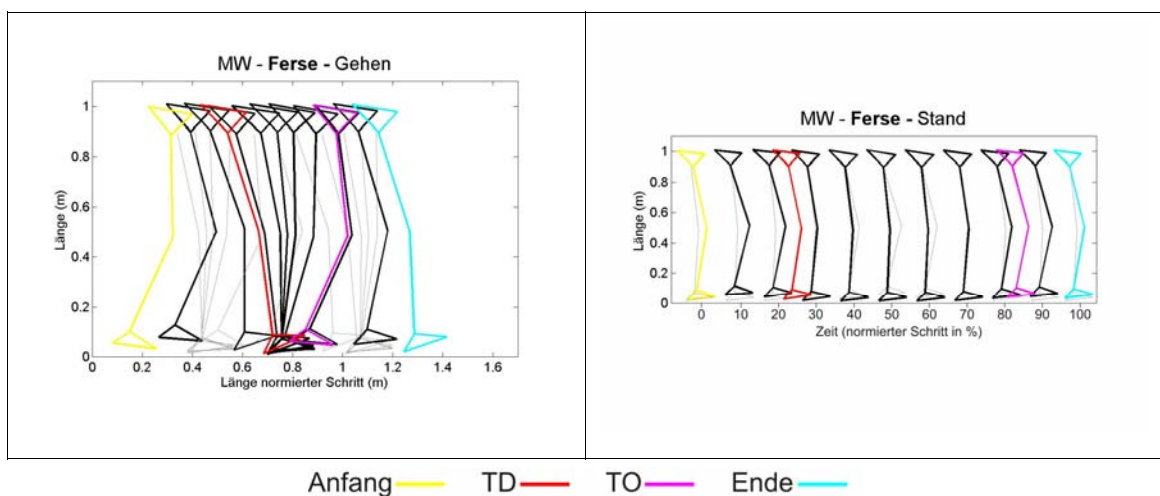


Abbildung 23: FG beim Gehen und im Stand. Ein Schrittzklus (zwei Schwungphasen und eine Standphase) ist dargestellt. Relevante Zeitpunkte wurden farbig gezeichnet.

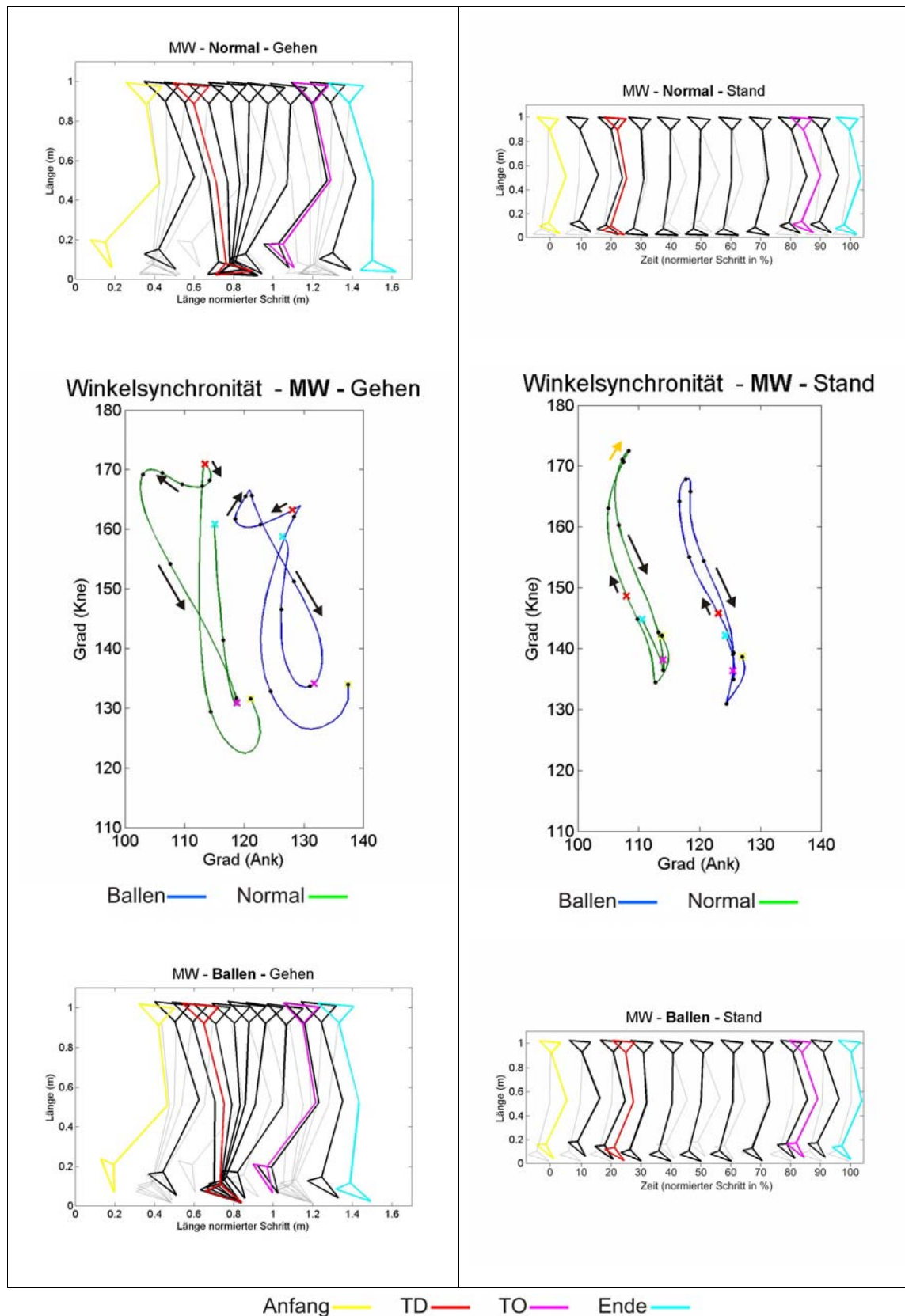


Abbildung 24: Ein Schrittzklus beim NG und BG beim Gehen und im Stand, mit Darstellung der Winkelsynchronität zwischen KG und SG (Mitte). Ein Kurvenverlauf von links-unten nach rechts-oben, oder umgekehrt, stellt eine synchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG dar. Der orthogonale Verlauf dazu repräsentiert die asynchrone Arbeitsweise. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt.

In Abbildung 24 ist der SG-Winkel in Abhängigkeit zum KG-Winkel dargestellt. Zur Orientierung wurden wieder die Pfeile der jeweiligen Zeitabschnitte, analog zur Abbildung 22, eingezeichnet. Zudem wurden die Anfangs- und Endzeitpunkte eines Schrittes mit farbigen Kreuzen (Gelb und Zyan) markiert. Die Kreuze mit den Farben Rot und Magenta markieren den TD und TO. Diese Orientierungszeitpunkte sind bei den darüber und darunter dargestellten Strichzeichnungen mit den gleichen Farben gekennzeichnet. Alle zehn Prozent eines Schrittes wurde eine Strichzeichnung in schwarz dargestellt, die auf den Winkelkurven als schwarze Punkte eingezeichnet wurden.

Eine synchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG ist gegeben, wenn wie in Abbildung 24 die Kurve eine Schräge von links unten nach rechts oben aufweist. Die asynchrone Arbeitsweise zeigt eine Kurve mit Schräge von links oben nach rechts unten auf.

Beim Gehen sind die unterschiedlichen Richtungsverläufe der Kurven zwischen BG und NG zu erkennen (Abbildung 24), die mit Pfeilen gekennzeichnet sind. Im Stand lässt sich die vorwiegend asynchrone Arbeitsweise erkennen. Der gelbe Pfeil kennzeichnet den Zeitabschnitt mit der synchronen Arbeitsweise beim NG.

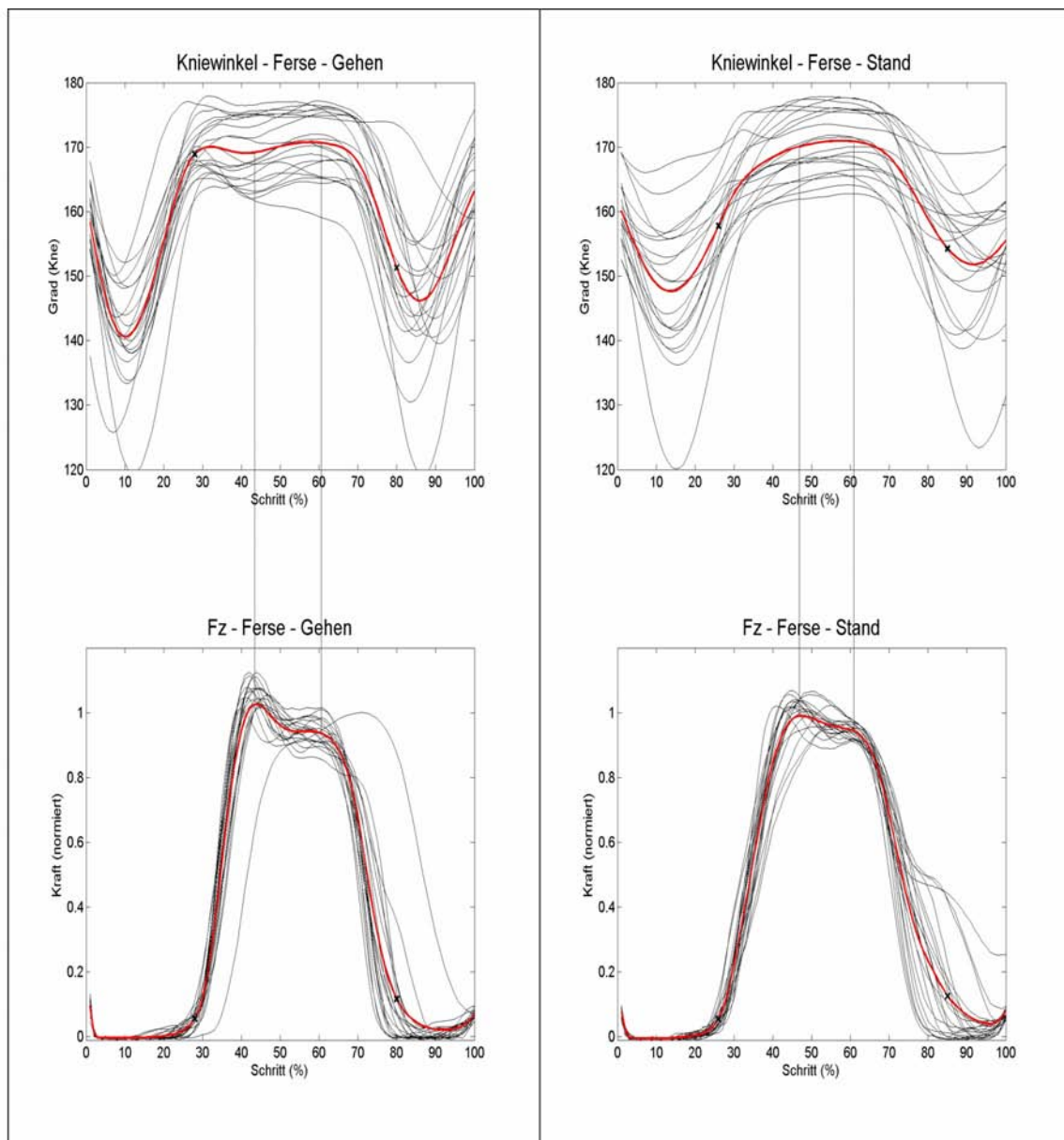
4.2.3 Kniewinkel

4.2.3.1 Fersengang vs. Bodenreaktionskraft

Im folgenden Kapitel wird der FG näher beleuchtet. Beim Gehen nimmt der Kniewinkel nach dem TD kurzzeitig zu, worauf er sich sofort wieder verkleinert und ein Tal bildet. Zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes in diesem Tal, erreicht die F_z -Kurve den höchsten Punkt des ersten Gipfels in der Standphase. Dieser Zeitpunkt ist in Abbildung 25 durch eine Linie zwischen den beiden Grafiken gekennzeichnet. Die zweite Linie befindet sich zum Zeitpunkt des zweiten Gipfels der F_z -Kurve. Der Kniewinkel bildet hier ebenfalls einen weiteren Gipfel aus. Danach fallen beide Kurven bis zum TO ab.

Im Stand erreicht zum Zeitpunkt des zweiten Gipfels der F_z -Kurve die Kniewinkelkurve den höchsten Punkt. Zum ersten Gipfel ist die Kniewinkelkurve weiter aufsteigend. Beide Zeitpunkte sind durch Verbindungslinien zwischen den

Schaubildern in Abbildung 25 eingezeichnet. Während die F_z -Kurve zwei Gipfel ausbildet, besteht die Kniewinkelkurve in der Standphase nur aus einem Gipfel.



Kniewinkel / Fz — MW —

Abbildung 25: Kniewinkel beim FG, jeweils beim Gehen und im Stand (obere Hälfte). Im Vergleich die dazugehörigen Bodenreaktionskräfte (untere Hälfte). Nur der erste Gipfel der vertikalen Bodenreaktionskraft bildet eine zeitliche Übereinstimmung mit einem Tal des KG-Verlaufes. Ansonsten sind keine Zusammenhänge zwischen Bodenreaktionskraft und KG-Winkel auszumachen.

4.2.3.2 Fersengang, Ballengang und Normalgang

In der Standphase wird das Knie beim FG weniger stark gebeugt, als beim BG und NG. In der Standphase streckt sich das Knie beim FG und NG gleich stark, wobei beim BG das KG mehr gebeugt bleibt (Abbildung 26).

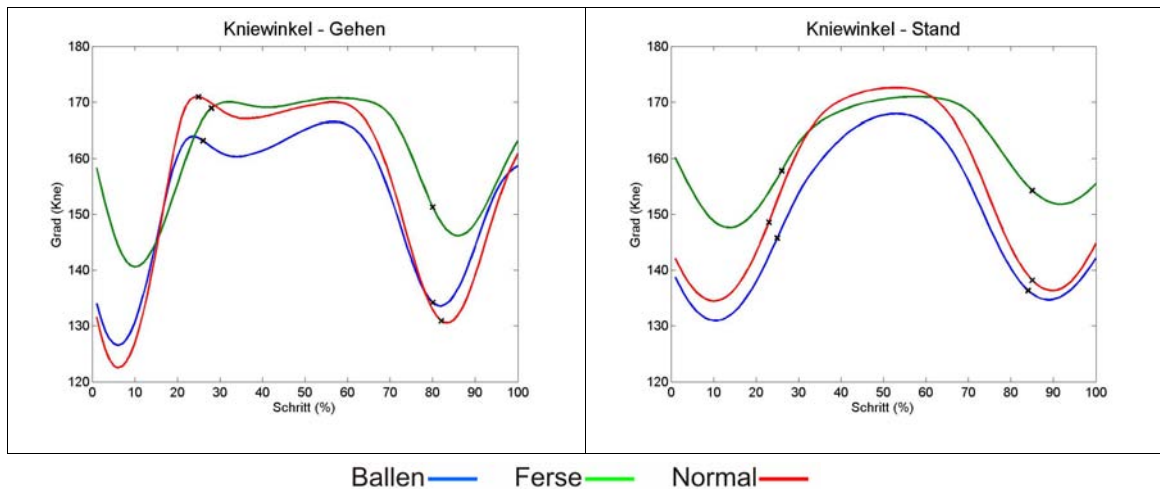


Abbildung 26: Kniewinkel der drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Die Kurvenverläufe sind ähnlich, nur der Kniewinkelbereich zwischen den Gangarten ist unterschiedlich.

Bei allen drei Gangarten (Abbildung 26) verlaufen die Kniewinkelkurven ähnlich, jedoch in unterschiedlichen Winkelbereichen. Beim Gehen erfolgt in der Standphase eine KG-Beugung mit anschließender Streckung und Beugung. Im Stand entsteht nur eine Streckung mit anschließender Beugung.

Der FG unterscheidet sich von den beiden anderen Gangarten, indem die KG-Beugung in der Standphase später und langsamer einsetzt. Nach dem TD (in der BA) streckt sich zudem beim Gehen das KG. Beim BG und NG hat zu diesem Zeitpunkt die KG-Beugung bereits begonnen (Abbildung 26).

4.2.4 Oberschenkel (Winkel und Winkelgeschwindigkeit)

Alle drei Gangarten weisen im Gehen und im Stand einen ähnlichen OS-Winkelverlauf auf (Abbildung 27). Der OS wird in der Standphase des FG nicht so weit nach hinten geführt, als beim BG und NG das der Fall ist.

Während des Gehens schwingt der OS im NG in der Schwungphase am weitesten nach vorne, gefolgt vom BG und FG. Beim TD hat der OS im FG einen flacheren Anstellwinkel, als bei den beiden anderen Gangarten. Zum Zeitpunkt des TO ist

der OS beim NG am weitesten vor dem Körper (Lot), gefolgt vom BG und FG (Abbildung 27).

Im Stand wird beim FG, gegenüber dem BG und NG, der OS in der Schwungphase nicht so weit nach vorne geschwungen. Die Anstellwinkel zum Zeitpunkt des TD sind nahezu identisch, im Moment des TO weisen sie die gleichen Unterschiede wie im Gehen auf (Abbildung 27).

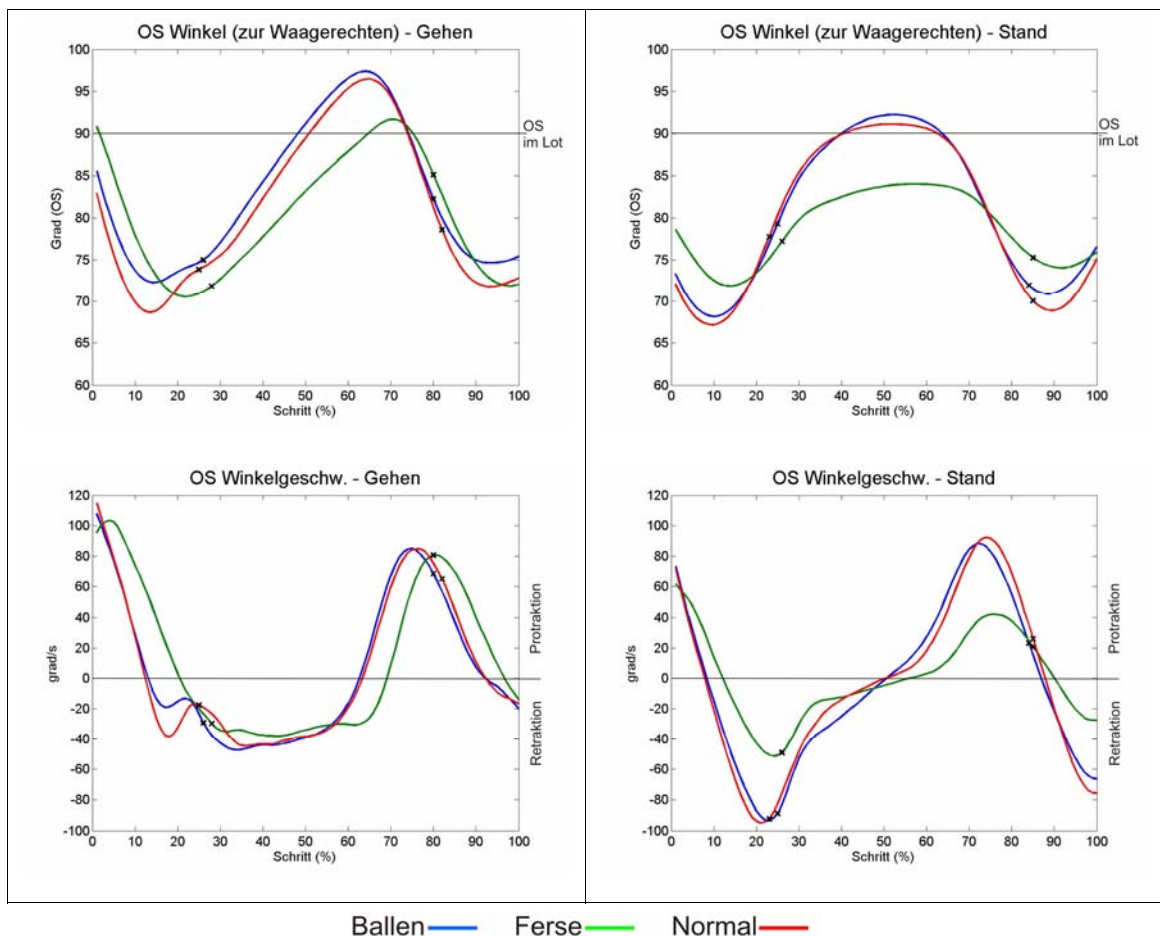


Abbildung 27: Oberschenkelwinkel und –winkelgeschwindigkeit der drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Die Kurven beim NG und BG sind der Standphase und großen Teilen der Schwungphase nahezu identisch. Beim FG sind die Kurvenverläufe ähnlich, weisen aber unterschiedliche Maxima und Minima auf.

Der Verlauf der OS-Winkelgeschwindigkeit beim Gehen und im Stand (Abbildung 27) sind zwischen den drei Gangarten nahezu gleich. Einzelne Unterschiede sind jedoch erkennbar.

Beim Gehen wird in der Schwungphase vor dem TD in den Gangarten BG und NG der OS abgebremst. Beim FG hingegen beschleunigt der OS kontinuierlich bis

zum TD nach hinten. Danach wird er mit der gleichen Geschwindigkeit für alle drei Gangarten nach hinten geführt. Das anschließende nach vorne Schwingen tritt beim FG zeitlich später ein. Zudem erfolgt der TO bei der höchsten Winkelgeschwindigkeit, gegenüber dem BG und NG (Abbildung 27).

Im Stand wird der OS kontinuierlich in allen drei Gangarten bis zum TD nach hinten geschwungen. Beim FG setzt das Bein mit einer wesentlich kleineren Winkelgeschwindigkeit auf, als beim BG und NG, welche die gleichen aufweisen. Außerdem erfolgt das Vorschwingen in der Standphase erheblich später und mit einer geringeren Geschwindigkeit. Beim TO besitzen alle drei Gangarten die gleiche Winkelgeschwindigkeit (Abbildung 27).

4.3 Muskulatur

Folgend werden nur die Ergebnisse der Muskeln dargestellt, die für diese Arbeit von Bedeutung sind. Diese sind der M. rectus femoris (RCF), der M. gastrocnemius (GSM) und der M. soleus (SOL). Die EMG-Schaubilder aller aufgezeichneten Muskeln (vgl. Abbildung 14) befinden sich im Anhang (Kapitel 13.1).

4.3.1 EMG: M. rectus femoris

Der RCF weist beim FG während des gesamten Schrittes eine höhere Aktivierung als bei den beiden anderen Gangarten auf. Im Gehen ist der Muskel beim FG in der Schwungphase stärker aktiviert als beim BG und NG, welche identische Aktivierungen aufweisen. Der Verlauf ist jedoch ähnlich (Abbildung 28). In der TSw ist ein Ansteigen der Muskelaktivität zu beobachten, die nach dem TD bis zum Anfang der MSt ansteigt. Beim NG sinkt die Aktivierung kontinuierlich bis zum TO. Beim BG und FG hingegen hält die Aktivierung das Niveau, bzw. fällt kurz leicht ab, bevor sie in der späten MSt stark ansteigt und ein Maximum ausbildet. In der TSt und VSw fällt die EMG-Kurve bis zur MSw wieder ab.

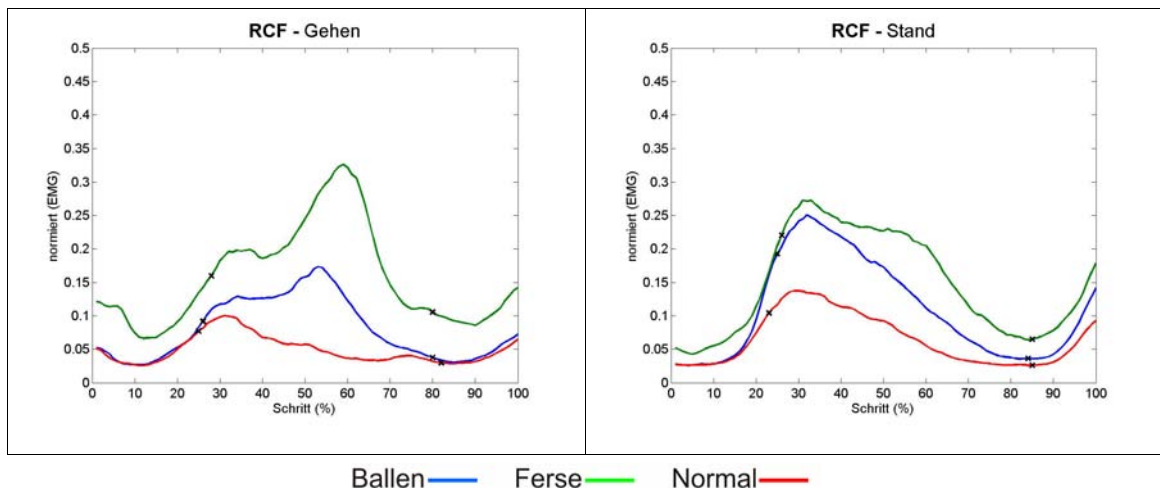


Abbildung 28: EMG des M. rectus femoris der drei Gangarten, beim Gehen und im Stand. Beim FG ist eine deutlich stärkere Aktivierung in der Schwung- und Standphase auszumachen. Beim BG erfolgt eine ebenfalls stärkere Aktivierung in der Standphase.

Im Stand ist in der Schwungphase ein ähnlicher Kurvenverlauf zu beobachten. Der FG weist eine Anhebung der Aktivierung auf. Das Ansteigen der Aktivierung erfolgt wie beim Gehen. Das Maximum erreicht sie bei allen Gangarten schon in der BA. Danach erfolgt ein Absinken bis zum TO, wobei beim FG in der späten MSt ein vorübergehendes Plateau entsteht. In der Standphase ist der Muskel beim BG und FG wesentlich stärker aktiviert, als beim NG. In der Schwungphase ist er nur beim FG stärker aktiviert.

4.3.2 M. gastrocnemius

In diesem Kapitel wird die Länge des GSM, einschließlich des Bezugs auf dessen Aktivierung beim BG und NG, dargestellt.

Beim NG ist der Muskel, gegenüber dem BG, während des gesamten Schrittes im Gehen und im Stand länger (Abbildung 29).

Im Gehen erfolgt in der Schwungphase eine Dehnung des Muskels bis zum TD. Während beim NG dies kontinuierlich geschieht, flacht beim BG die Kurve vor dem TD ab (Abbildung 29). In der anschließenden BA verkürzt sich beim NG der Muskel, unterdessen herrscht beim BG eine weitere Dehnung vor. In der Gangart NG erfährt der GSM in der MSt eine stetige Längenzunahme. Im BG hingegen stagniert sie und die Kurve bildet ein Plateau. Die Verkürzung des Muskels tritt bei beiden Gangarten zum selben Zeitpunkt ein (ca. bei 60% des vollendeten Schrittzyluses). Sie dauert über die TSt und VSw, bis zum TO an. Das Bein

verlässt den Boden zu dem Zeitpunkt, an dem der Muskel die geringste Länge aufweist.

Im Stand entsteht die Muskeldehnung in der Schwungphase bei beiden Gangarten erst ab Beginn der TSt. Sie dauert bis zur MSt an (Abbildung 29). Beim BG erfährt hier der GSM einen maximalen Dehnungszustand, worauf er sich sofort wieder bis zum TO verkürzt. Beim NG hingegen tritt das Maximum schon zu Beginn der MSt auf. Dieser Dehnungszustand wird über die komplette MSt gehalten. Erst in der TSt verkürzt er sich wieder, bis hin zum TO.

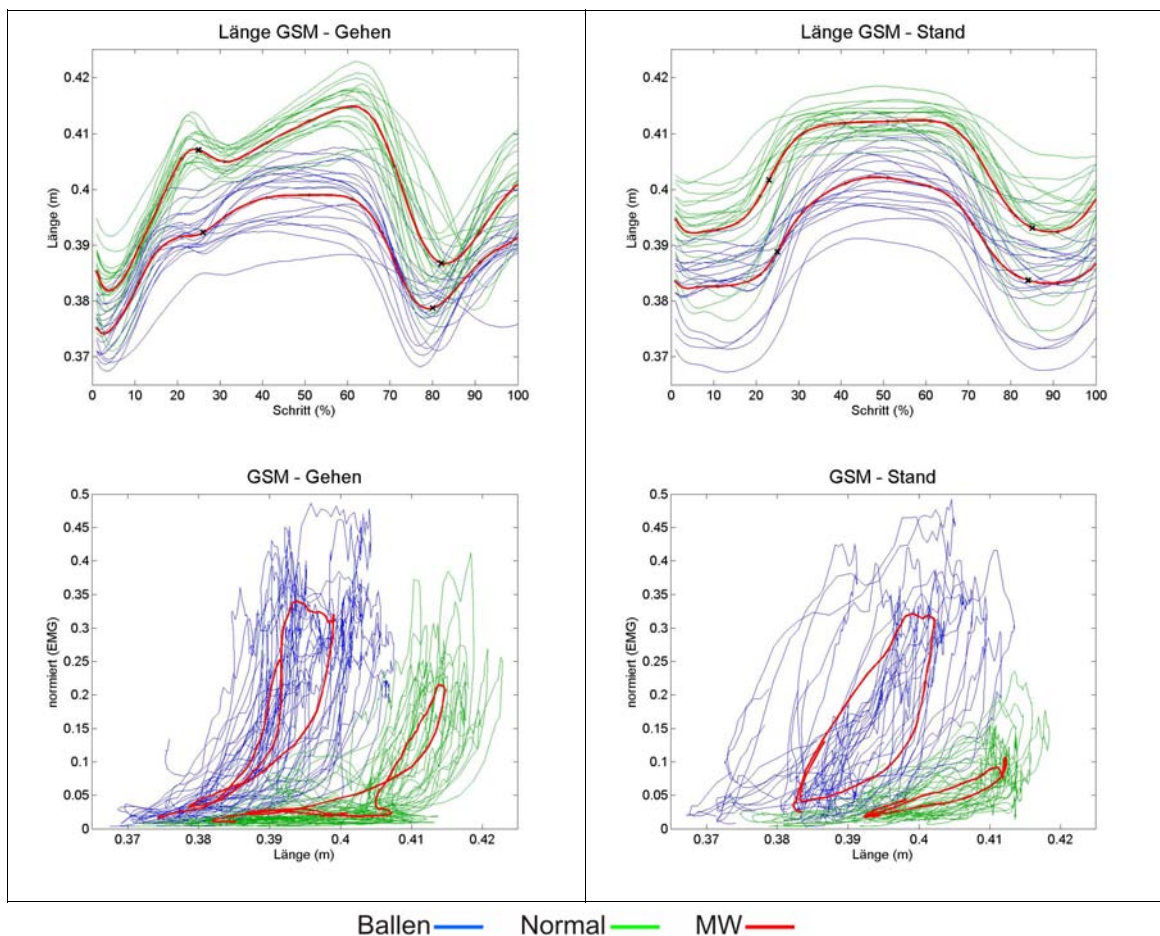


Abbildung 29: Muskellänge des *M.gastrocnemius* beim BG und NG (obere Hälfte), mit dessen Aktivierung (untere Hälfte). Darstellung aller Probanden mit Mittelwerten. Die Aktivierung des Muskels erfolgt beim NG bei einem stärker gedehnten Muskelzustand, gegenüber dem BG.

Zur zeitlichen Orientierung wurden in Abbildung 30 die relevanten Zeitpunkte eines Schrittes analog zur Abbildung 24 dargestellt. Die Beschreibung erfolgte bereits in Kapitel 4.2.2.

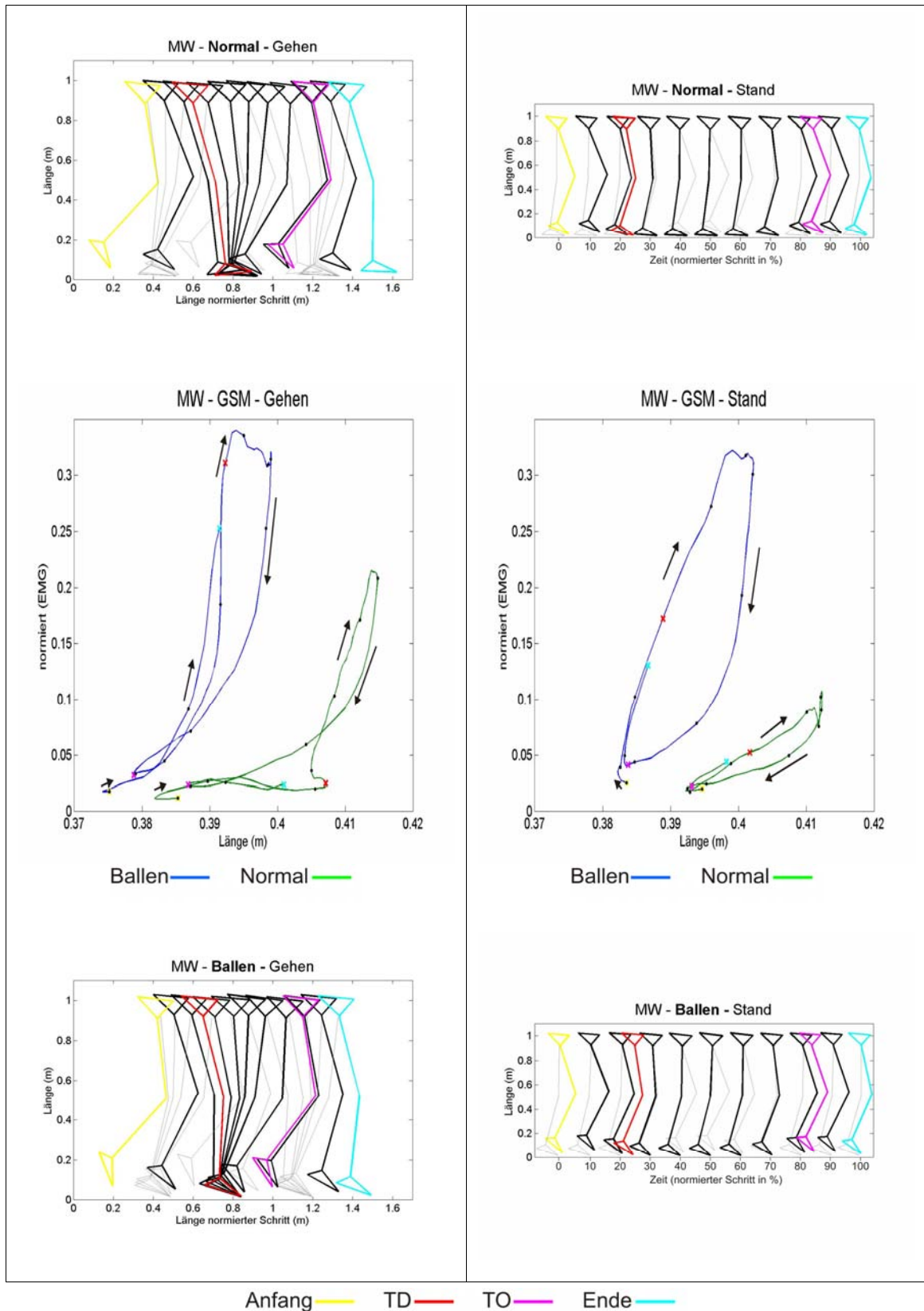


Abbildung 30: Mittelwert des GSM eines Schrittzklus. Dargestellt ist dessen Länge im Verhältnis zur Aktivierung (Mitte der Abbildung) beim BG und NG. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt.

In Abbildung 29 (untere Hälfte) und Abbildung 30 (Mitte) ist die Länge des GSM in Verhältnis zur Aktivierung (EMG) dargestellt. Die Kurven beim NG sind, sowohl im Gehen als auch im Stand, gegenüber dem BG weiter nach rechts verschoben. Somit setzt in der Gangart BG die Aktivierung des Muskels bereits an einem Zeitpunkt ein, an dem der Muskel weniger stark gedehnt ist, gegenüber dem NG. Ebenso erfolgt die stärkste Aktivierung bei einem geringeren gedehnten Muskelzustand. Beim BG erfolgt die Dehnung des GSM teilweise unter einer konstant gehaltenen, nahezu maximalen Aktivierung des Muskels. Nach dem TD (rote Markierung) ist dadurch ein Plateau im Kurvenverlauf zu erkennen, welches der Gangart NG fehlt.

4.3.3 M. soleus

Folgend werden die Ergebnisse entsprechend dem vorherigen Kapitel dargestellt. Statt dem GSM wird nun auf den SOL eingegangen.

Im Vergleich zum BG befindet sich beim NG der SOL während des Schrittzklus immer in einem stärker gedehnten Zustand (Abbildung 31, obere Hälfte).

In der Schwungphase entsteht in der ISw eine Dehnung des Muskels, mit einem Gipfel in der MSw. Während der anschließenden TSw verkürzt er sich. Beim Gehen im BG erfolgt unmittelbar vor dem Bodenkontakt eine weitere Phase der Muskelverkürzung. Dieses ist ebenso für beide Gangarten im Stand zu erkennen (Abbildung 31).

In der Standphase ist beim Gehen während der BA zwischen den beiden Gangarten eine gegensätzliche Veränderung des Muskelzustandes auszumachen. Beim NG verkürzt sich der SOL, indessen er sich beim BG dehnt. Anfangs der MSt beginnt dann beim NG eine stetige Dehnung, die ein Maximum in der TSt erreicht. Dieses Maximum erfolgt beim BG bereits in der frühen MSt, mit einer geringen Stagnation der Kurve bis zur TSt. In der VSw wird der Muskel bei beiden Gangarten rapide verkürzt (Abbildung 31).

Der Kurvenverlauf während der Standphase im Stand ist bei beiden Gangarten ähnlich. In der BA dehnt sich der SOL, mit einer anschließenden Verkürzung in der MS und einer erneuten Dehnung in der TSt. Die entstehenden Gipfel, bzw.

das Tal der Muskellängen-Kurve sind beim NG jedoch ausgeprägter (Abbildung 31). Die rapide Verkürzung in der VSw ist, ähnlich wie beim Gehen, vorhanden.

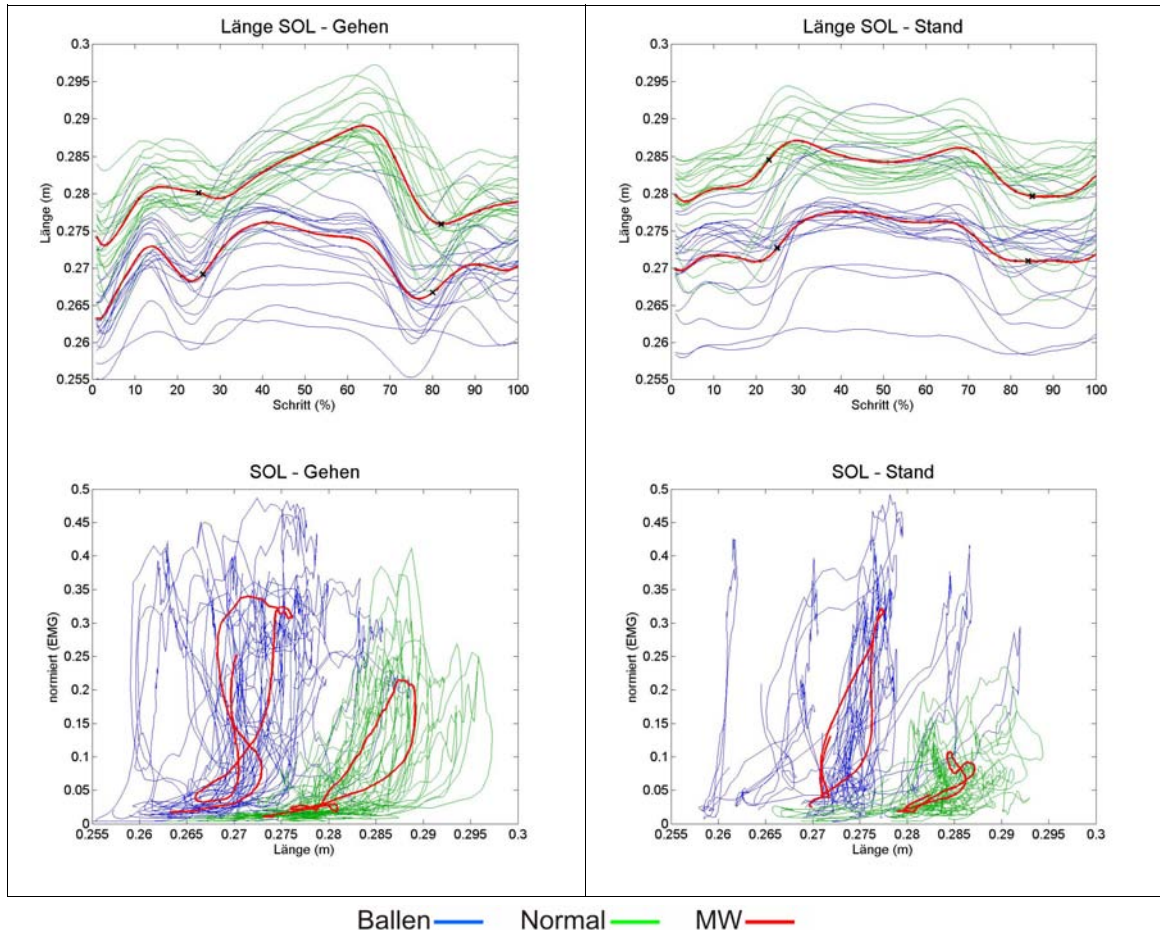


Abbildung 31: Muskellänge des *M. soleus* beim BG- und NG (obere Hälfte), mit dessen Aktivierung (untere Hälfte). Darstellung aller Probanden mit Mittelwerten. Die Aktivierung des Muskels erfolgt beim NG bei einem stärker gedehnten Muskelzustand, gegenüber dem BG.

In Abbildung 31 (untere Hälfte) und Abbildung 32 (Mitte) ist die Muskellängen-Aktivierungs-Funktion dargestellt. Wie beim GSM (vgl. vorheriges Kapitel) verhalten sich die Kurven des SOL, der beiden Gangarten zueinander, gleich. Beim NG ist sie weiter nach rechts verschoben, gegenüber dem BG.

Nach dem TD (rote Markierung) wird der SOL, ähnlich dem GSM (vgl. vorheriges Kapitel) unter ansteigender bzw. gleich bleibender Aktivierung gedehnt. Die Verkürzung des Muskels erfolgt unter Abnahme der Aktivierung (Abbildung 32). Ausnahme bildet der NG im Stand. Dort ist der Zusammenhang zwischen Aktivierung und Muskellänge nicht gegeben.

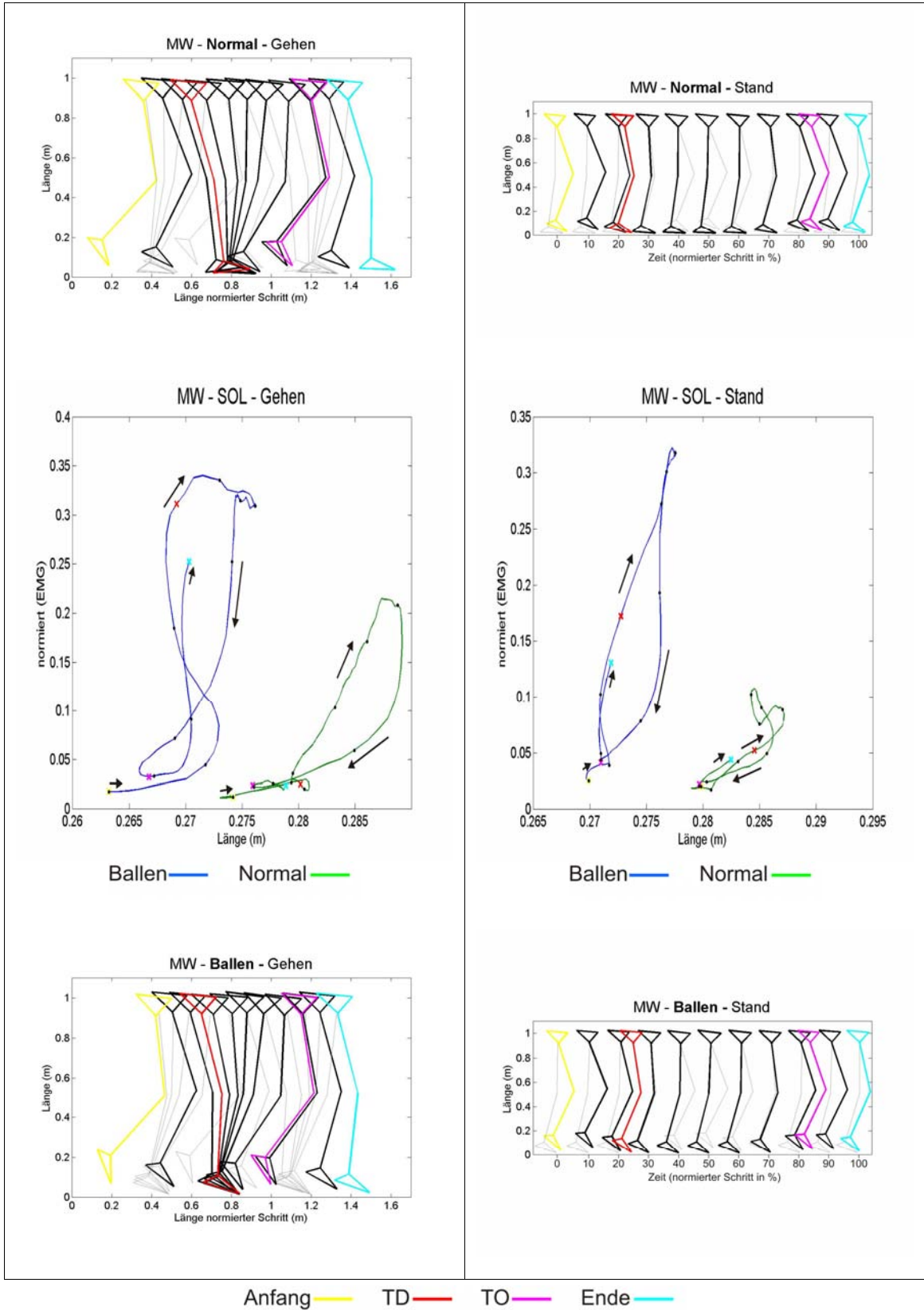


Abbildung 32: Mittelwert des SOL eines Schrittzklus. Dargestellt ist dessen Länge im Verhältnis zur Aktivierung (Mitte der Abbildung) beim BG und NG. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt.

4.3.4 EMG: M. gastrocnemius und M. soleus

Im Gehen ähneln sich die EMG Kurvenverläufe des GSM und SOL (Abbildung 33), jedoch wird während des BG der SOL in der Schwungphase später aktiviert als der GSM. Die SOL Aktivierung ist zudem beim TD weiter von deren maximalen Aktivierungsstärke entfernt. Zu Beginn der MSt ist bereits die maximale Aktivierung beider Muskeln vorhanden, die nahezu konstant bis zur TSt gehalten wird und danach abfällt. Beim NG wird das Maximum erst in der TSt erreicht und kurz gehalten, während beim BG bereits ein Rückgang der Aktivierung zu verzeichnen ist. In den Gangarten NG und FG werden die Muskeln erst nach dem TD aktiviert, indessen geschieht dies im BG schon in der MSw. Beim FG ist der SOL in der Standphase im Gegensatz zum GSM leicht aktiviert.

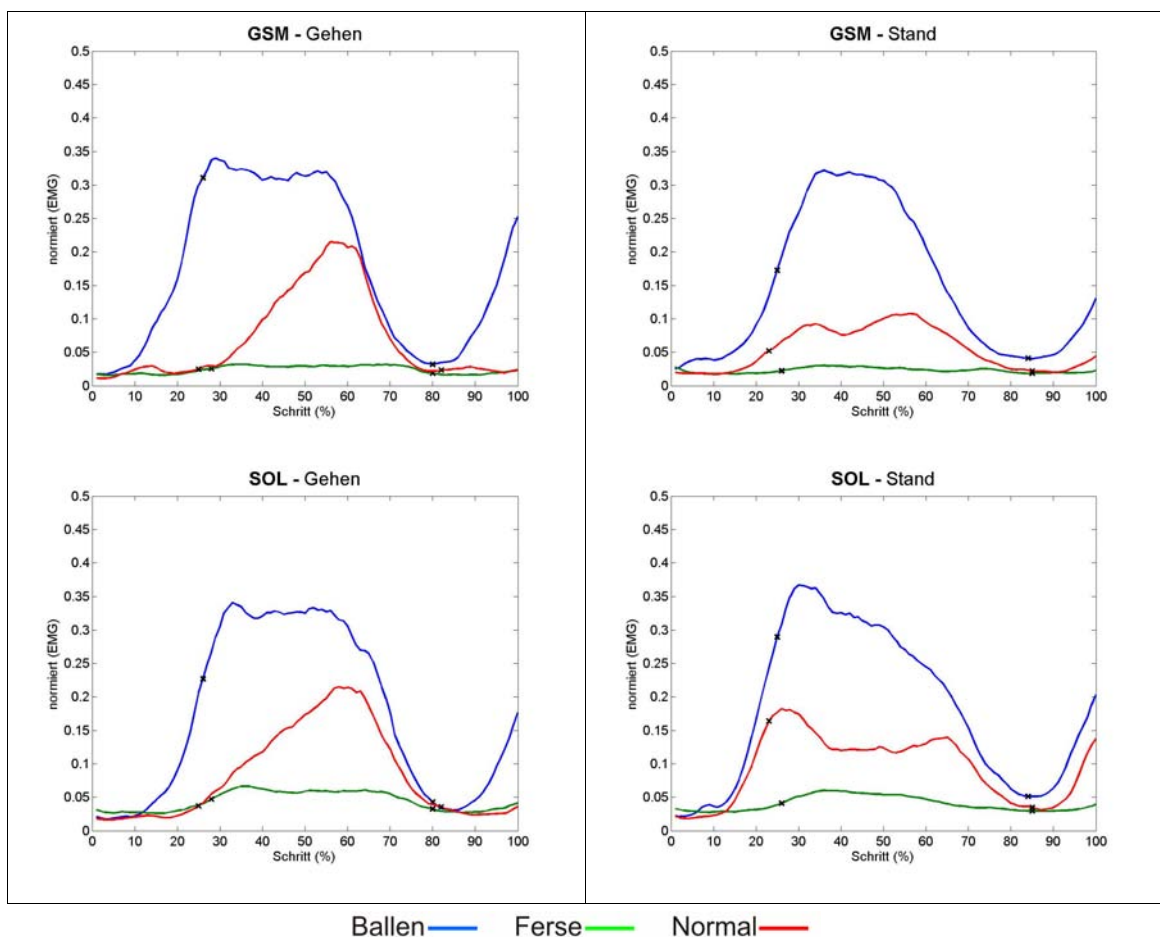


Abbildung 33: EMG des GSM und SOL bei den drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Beim BG erfolgt die stärkste Muskelaktivierung und erreicht beim Gehen bereits in der frühen Standphase das Maximum. Der SOL zeigt beim Gehen eine frühzeitigere Deaktivierung gegenüber dem GSM auf.

Im Stand sind Unterschiede im Aktivierungsmuster zwischen beiden Muskeln auszumachen (Abbildung 33). Beim BG ist in der Schwungphase des GSM eine erhöhte Aktivierung gegenüber dem SOL vorhanden. Im Moment des TD ist die Aktivierungsstärke jedoch geringer. Das EMG Maximum erfolgt am SOL zum Anfang der MSt, währenddessen dies am GSM etwas später eintritt. Der GSM hält sein Maximum in der MSt, das EMG des SOL sinkt hingegen vorzeitig ab. Der Unterschied zum Gehen ist das kürzere Plateau der EMG-Kurve beim BG im Stand. Die höhere Aktivierung des SOL ist ebenfalls im NG zu erkennen. Die EMG-Kurven des GSM und SOL bauen sich in der Standphase jedoch nicht wie beim Gehen kontinuierlich auf, sondern bilden dort zwei Gipfel und ein Tal. Die Aktivierung am SOL ist im Gegensatz zum GSM etwas stärker. Wie im Gehen weist der FG in der Standphase eine stärkere Aktivierung des SOL auf.

5 Diskussion

Die in Kapitel 2 aufgeführten Hypothesen können teils bestätigt, teils müssen sie aber auch abgelehnt werden. Der BG ähnelt dem Rennen, da in der Standphase vorwiegend eine synchrone Arbeitsweise zwischen KG und SG vorherrscht. Nur in der VSw ist eine asynchrone Arbeitsweise wie beim NG auszumachen. Beim FG ist kein Zusammenhang zwischen der Bodenreaktionskraft und der KG-Bewegung gegeben. Der fehlende Fußesatz wird jedoch nicht durch eine stärkere Knieflexion kompensiert. Zudem ist der RCF beim FG stärker aktiviert, als bei den anderen beiden Gangarten. Dies könnte die Kompensation der fehlenden SG-Streckung mit gleichzeitiger Kniebeugung in der VSw sein, da der OS gegenüber dem BG und NG trotzdem mit der gleichen Geschwindigkeit nach vorne schwingt. Eine Knieflexion ist am Ende der Standphase dennoch auszumachen. Eine eindeutige Aussage, ob der GSM am Ende der Standphase für die SG-Streckung, verbunden mit einer KG-Beugung zuständig ist, lässt sich nicht genau ausmachen, ist im Gegensatz zum SOL aber wahrscheinlicher.

Die Ergebnisse werden in den folgenden Teilkapiteln noch einmal differenzierter und ausführlicher diskutiert.

5.1 Ballengang

Beim Gehen im BG ist in der Standphase bis zur VSw eine synchrone, anschließend eine asynchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG aufzeigbar (vgl. Kapitel 4.2.2). Vorherige Studien^{52 53} weisen gleiche SG- und KG-Verläufe auf. Beim schnellen Rennen arbeiten beide Gelenke in der gesamten Standphase synchron.^{54 55} Eine synchrone Arbeitsweise des KG und SG ist somit beim BG, als

⁵² Perry, J., Burnfield, J.M., JoAnne, K., Mulroy G. (2003). Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84(1), p. 7-16.

⁵³ Davids, J.R.M.D., Foti, T., Dabelstein, J. P.T., Bagley, A (1999). Voluntary (Normal) Versus Obligatory (Cerebral Palsy) Toe-Walking in Children: A Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 19(4), p. 461-469.

⁵⁴ Adrian, M.J., Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of Human Movement*. 2 ed., Dubuque, USA: Wm. C. Brown Communication, Inc.

⁵⁵ Hof, A.L., van Zandwijk, J.P, Bobbert, M.F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Scandinavian Physiological Society*, 174, p. 17-30.

auch beim Rennen vorhanden. Die erste Hypothese (Kapitel 2.1) kann dadurch bestätigt werden, sofern man die VSw und ISw nicht mit in Betracht zieht. Die synchrone Arbeitsweise könnte aufgrund der nötigen Stabilität im Drei-Segment System erfolgen. Eine asynchrone Arbeitsweise würde ansonsten eine Instabilität des Beines hervorrufen.⁵⁶ In der VSw und ISw wird das Bein in der Gangart BG durch das Aufsetzen des contralateralen Beines entlastet (Abbildung 19). Durch diese Entlastung kann das Bein in eine instabile Phase übergehen und mit dem Beinvorschwing beginnen. Eine solche bipedale Standphase ist beim Rennen nicht gegeben. Ein Grund für die hierbei andauernde synchrone Arbeitsweise der Gelenke könnte sein, dass keine Instabilität aufkommen darf, da es in der gesamten Standphase belastet wird, Verletzungen am Bein wären sonst die Folge. Zudem ist das Verhältnis von Schwung- zu Standphase beim Rennen größer, als in der Gangart BG. Folglich reicht es aus, wenn beim Rennen das Bein erst nach dem TO mit dem Vorschwing beginnt.

Beim Gehen mit NG ist in der Standphase eine asynchrone Arbeitsweise zwischen dem SG und KG sichtbar (Kapitel 4.2.2). Durch das Aufsetzen der Ferse herrscht bis zur VSw ein Zwei-Segment System vor. Danach ist das Bein in der bipedalen Phase entlastet und erlaubt somit durchweg asynchrone Gelenkbewegungen. Das SG kann deshalb nach dem TD gestreckt werden, während das KG gebeugt wird und dadurch zur Dämpfung beitragen.

Im Stand sind zwischen BG und NG ähnliche Arbeitsweisen des SG und KG zu erkennen, was in dem fast gleichen Bewegungsablauf begründet ist. Bei beiden Gangarten setzt der Fuß zuerst mit dem Ballen auf und rollt anschließend ab. Der einzige Unterschied ist, dass beim NG die Ferse in der MSt aufsetzt, was im BG logischerweise ausbleibt. In der bipedalen Standphase erfolgt bei beiden Gangarten eine asynchrone Arbeitsweise, obwohl hier ein Drei-Segment-System, nur der Ballen hat Kontakt zum Boden, vorherrscht. Die Instabilität in dieser Phase könnte durch die Entlastung des ipsilateralen Beines durch das kontralaterale Bein ermöglicht werden.

⁵⁶ Geyer H., Seyfarth A., Blickhahn R. (2006). *Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running*. Paper in Arbeit, Anfrage unter: www.lauflabor.de, Stand: 03.08.2006.

Der Verlauf der SG-Bewegungen zwischen BG und NG ist verschieden. Der Verlauf der KG-Bewegung bei beiden Gangarten ist jedoch ähnlich. Der Einfluss des SG auf den Verlauf des KG könnte somit nur einen geringen Einfluss haben. Das KG ist jedoch beim BG während der gesamten Standphase stärker gebeugt, als beim NG. Da der OS bei beiden Gangarten die gleiche Bewegung ausführt, müsste ein Einfluss auf das KG durch den Fuß vorhanden sein. Das SG ist beim BG während der kompletten Standphase stärker gestreckt als beim NG. Nicht der Bewegungsverlauf des SG sondern mehr das Bewegungsausmaß könnte einen Einfluss auf das KG haben.

Vorherige Studien zeigten jedoch verschiedene Ergebnisse des KG-Verlaufes beim BG gegenüber dem NG auf. In einer Studie wurde in der BA eine größere Knieflexion festgestellt⁵⁷, was hingegen in einer Forschung⁵⁸ mit Kindern nur in der VSw und ISw vorhanden war. Diese Studie weist hingegen eine immerzu vorherrschende kleinere Knieflexion beim BG während der Standphase auf. Grund dieser Differenzen könnten unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten in diesen verschiedenen Studien sein. Die Geschwindigkeit könnte somit durchaus auch Einfluss auf die Knieflexion haben.

5.2 Fersengang

Der Kurvenverlauf des KG beim FG im Gehen weist, ebenso wie die dazugehörige Kraftkurve, ein zweigipfliges Muster auf. Zum Zeitpunkt des ersten Gipfels der F_z -Kurve ist das KG am stärksten gebeugt. Bis zur MSt könnte das KG somit einen direkten Einfluss auf die Bodenreaktionskraft haben. Beim zweiten Gipfel der F_z -Kurve ist jedoch das KG am stärksten gestreckt. Andere Körpersegmente oder dessen Bewegung müssen demnach Auswirkungen auf die Bodenreaktionskraft haben. Mögliche Rumpf-, Arm- und Oberkörperbewegungen könnten ausschlaggebend sein. Durch ein Beugen oder Strecken in der Hüfte sind vertikale Kraftauswirkungen auf den Boden möglich. Dies nutzen einige beidbeinige

⁵⁷ Jacquelin P., Burnfield, JoAnne K., Mulroy G. (2003). Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84(1), p. 7-16.

⁵⁸ Davids, J.R.M.D., Foti, T., Dabelstein, J. P.T., Bagley, A (1999). Voluntary (Normal) Versus Obligatory (Cerebral Palsy) Toe-Walking in Children: A Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 19(4), p. 461-469.

Oberschenkelprothesenträger für das Treppensteigen aus. Aufschluss kann aber nur eine kinematische Analyse des Oberkörpers geben.

Im Stand hingegen bildeten sich ein zweigipfliges F_z -Muster und parallel dazu ein eingipfliges KG-Winkel-Muster aus. Im Gegensatz zum Gehen muss hier der KSP nicht über die Ausgangshöhe gehoben werden (Abbildung 21), logischerweise entfällt auch die kontinuierliche KSP-Bewegung nach vorne. Ein Einfluss des KG im Stand auf die Bodenreaktionskraft scheint dadurch nicht gegeben zu sein.

Eine stärkere Knieflexion beim FG im Vergleich zum BG und NG ist in der Standphase nicht ersichtlich. Die Kompensation der fehlenden SG-Streckung findet somit nicht durch eine verstärkte Knieflexion bzw. –extension statt sondern könnte, wie vorher angesprochen, durch Oberkörperbewegungen zustande kommen.

Eine Funktion des KG beim FG könnte eher die Erhaltung der kontinuierlichen KSP-Fortbewegung nach vorne sein, als unmittelbaren Einfluss auf die Bodenreaktionskraft zu nehmen. Die zweite Hypothese muss demnach abgelehnt werden.

Die dritte Hypothese muss ebenfalls abgelehnt werden, da in der VSw eine Knieflexion sowohl beim Gehen als auch im Stand bei allen Gangarten nachweisbar ist. Beim BG und NG ist der KG-Verlauf nahezu identisch, wohingegen im FG das KG wesentlich weniger gebeugt wird. Der TO erfolgt aber ebenfalls nach einer vorherigen Knieflexion. Das Vorschwingen des Beines wird somit auch schon in der VSw ausgelöst. Da in der Gangart FG das Bein bei einer Kniebeugung in der VSw sofort den Boden verlassen würde, müssen demnach andere Bewegungsvorgänge, als bei den anderen Gangarten, kompensatorische Arbeit leisten. Zum einen könnte der KSP abgesenkt werden, um ein Abheben der Ferse zu verhindern bzw. um die KG-Beugung zu ermöglichen. In Abbildung 21 ist zwar ein Absinken in dieser Phase zu erkennen, jedoch unterscheidet sich der KSP-Verlauf nicht wesentlich von den anderen Gangarten. Es ist fraglich, ob dies die KG-Beugung in der VSw im Unterschied zu den anderen Gangarten ermöglicht. Eine Veränderung der Hüftrotation in der Horizontalebene beim FG kann möglicherweise auch diese KG-Beugung ermöglichen. Da die Auswertung allerdings nur in der Sagittalebene durchgeführt wurde, kann keine Bestätigung

oder Ablehnung zu dieser These erfolgen. Im Vergleich zum Gehen mit einer oberen SG-Orthese⁵⁹ konnte keine Übereinstimmung des KG-Verlaufes mit dem FG festgestellt werden. Dies kann durch das Abrollen des Fußes, das bei einer Orthese im Gegensatz zum FG möglich ist, erklärt werden. Somit wurden keine weiteren Vergleiche mit Orthesen durchgeführt.

Da in der Standphase beim FG der OS bzw. das Bein nicht so weit nach hinten geschwungen wird, kann die kleinere Knieflexion in der VSw ausgeglichen werden. Das Verhältnis von Schwung- zu Standphase bleibt dadurch erhalten. Das Bein muss somit auch nicht schneller als beim NG nach vorne geschwungen werden.

Bei allen Gangarten erfolgt im Gehen die Retraktion des OS mit einer geringeren Geschwindigkeit als die Protraktion. Im Stand hingegen schwingt der OS annähernd gleichmäßig, ähnlich einem Pendel, vor und zurück. Vergleicht man den Kniewinkelverlauf (Abbildung 26) mit der OS-Winkelgeschwindigkeit (Abbildung 27), so sind parallelen zu erkennen. Bleibt der Kniewinkel annähernd konstant, so ändert sich die Geschwindigkeit des OS ebenfalls nicht. Bei einer Kniebeugung ändert sich die Winkelgeschwindigkeit des OS mit.

Der Mensch versucht das Bewegungsmuster im KG und des OS möglichst aufrecht zu erhalten.

Der Kniewinkel ist in der VSw beim FG, sowohl im Stand als auch im Gehen, kleiner als bei den anderen Gangarten. Obwohl dadurch der Beschleunigungsweg kleiner ist, schwingt das Bein bzw. der OS im Gehen genauso so schnell nach vorne. Eine zusätzliche Kraft für das Beschleunigen könnte evtl. der RCF aufbringen. Dessen Aktivierung ist in der VSw beim FG und der kompletten Schwungphase deutlich höher, als bei den anderen beiden Gangarten. Somit könnte dieser Muskel tatsächlich den Vorschwung in der Gangart FG durch die fehlende SG-Streckung unterstützen. Speziell im Stand ist der Unterschied zwischen den EMG-Verläufen des RCF nicht so ausgeprägt als im Gehen (Abbildung 28). Die Geschwindigkeit des OS-Vorschwungs beim FG ist jedoch

⁵⁹ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

auch geringer. Dies könnte ein weiteres Indiz auf die Kompensationswirkung des RCF haben.

Der RCF könnte somit einen fehlenden Fußesatz kompensieren, indem er stärker aktiviert wird und damit den Vorschwung des OS bzw. des Beines unterstützt. Zudem wird hier der Einfluss des SG auf das Vorschwingen des Beines deutlich gezeigt.

5.3 Funktion des M. gastrocnemius und M. soleus in der Standphase

Beim Gehen im BG wird der GSM im Vergleich zum NG während des kompletten Schrittzklus weniger stark gedehnt. Der Muskel behält in der MSt beim BG seinen Längenzustand, wo er hingegen beim NG kontinuierlich weiter gedehnt wird. Jedoch stimmt der Zeitpunkt, an dem der Muskel sich in der Standphase wieder verkürzt bei beiden Gangarten überein. Der Längenzustand des Muskels kann somit keinen Einfluss auf die Auslösung zur SG-Streckung mit gleichzeitiger KG-Beugung in der VSw haben. Eine maximale Aktivierung des GSM ist beim BG kurz nach dem TD erkennbar. Diese Aktivierung hält an, während der Muskel weiter gedehnt wird (Abbildung 30). Beim NG hingegen ist der Muskel zum Zeitpunkt des längsten Dehnungszustands am stärksten aktiviert. Diese maximale Aktivierung ist aber nur von kurzer Dauer. Beim BG leistet somit der GSM bei maximaler Aktivierung eine exzentrische Arbeit, wobei beim NG eine kurzzeitige maximale Aktivierung bei maximaler Muskeldehnung vorhanden ist. Die Deaktivierung mit anschließender Verkürzung des Muskels erfolgt somit bei beiden Gangarten im Moment der jeweiligen stärksten Muskeldehnung. Dieser maximale Dehnungszustand könnte ausschlaggebend für eine SG-Streckung durch den GSM sein. Eine bestimmte Muskellänge des GSM hat jedoch keine Auslösefunktion für die die SG-Streckung als Einleitung in die Schwungphase. Die vierte Hypothese kann folglich nicht bestätigt werden. Vielmehr müssen dafür andere Rezeptoren oder motorisch erlernte Bewegungsabfolgen zuständig sein.

Im Gehen und im Stand sind die Kniewinkelverläufe beim BG und NG ähnlich, aber die Längenverläufe des GSM weisen große Unterschiede auf. Daher ist anzunehmen, dass hauptsächlich das SG Auswirkungen auf den Verlauf der Muskeldehnung des GSM hat. Eine SG-Streckung bzw. -Beugung in der Standphase beim BG und NG (Abbildung 22) weist eine zeitliche und

gleichförmige Übereinstimmung mit der Muskeldehnung des GSM auf. Dies unterstützt die Annahme über den hauptsächlichen Einfluss der SG-Bewegung auf den Dehnungsverlauf des GSM.

Ähnlich wie beim GSM ist der SOL beim BG, im Vergleich zum NG, während des gesamten Schrittzklus weniger stark gedehnt. Die SG-Streckung erfolgt im NG und BG bei unterschiedlichen Muskellängen. Daher ist eine bestimmte Muskellänge des SOL ebenfalls für den Körper kein Anhaltspunkt, um die SG-Streckung einzuleiten. Im Gegensatz zum GSM erfolgt die Muskelverkürzung und gleichzeitige Deaktivierung des SOL nicht sofort nach dem Erreichen des längsten Muskelzustandes sondern die Verkürzung erfolgt partiell unter annähernd gleich bleibender Muskelaktivierung. Die Muskellänge des SOL kann somit kein Beweggrund für das Auslösen der SG-Streckung in der Standphase sein.

Der GSM scheint in der späten Standphase somit direkten Einfluss auf die SG-Streckung mit gleichzeitiger Kniebeugung, als Schwunginitiierung zu haben. Im Gegensatz dazu liegt die Annahme nahe, dass der SOL andere Aufgaben besitzt als eine Steuerung der Schwunginitiierung. Vorherige Studien bestätigen die gleichen Vermutungen. Es wurde u. a. festgestellt, dass der GAS Einfluss auf die Knieflexion hat, wobei eine reine SOL-Aktivierung keine Änderung des KG-Winkels zeigte.⁶⁰ Ebenfalls zeigte sich ein Beitrag des GSM zur Schwunginitiierung in der VSw, welcher beim SOL nicht vorhanden war.⁶¹

5.4 Kinetik

Beim Gehen im NG ist, im Vergleich zum BG und FG, der erste Kraftgipfel wesentlich weniger ausgeprägt. Ein Grund hierfür könnte sein, dass der KSP beim NG nicht so stark abgesenkt wird als bei den anderen beiden Gangarten. Dadurch

⁶⁰ Matijacic, Z., Olensek, A., Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39(2): p. 255-266.

⁶¹ Neptune, R.R, Kautz, S.A., Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34: p. 1387–1398.

ist beim BG und FG die Potentielle Energie deutlich höher⁶² und die Kraft, um diese „aufzufangen“, muss ebenfalls größer sein. Der KSP wird zudem beim NG in der MSt wesentlich früher wieder angehoben. Dadurch erfolgt in dieser Gangart das Kraft-Tal ebenfalls früher. Zum Zeitpunkt des zweiten Kraft-Gipfels wird das Bein zunehmend durch das Aufsetzen des kontralateralen Beines entlastet. Obwohl beim NG mehr Potentielle Energie, durch den höheren KSP in der MSt vorhanden ist, ist der zweite Kraftgipfel gleich groß, wie beim BG und FG. Daher scheint es kein Zusammenhang zwischen dem KSP-Verlauf und der Entfaltung des zweiten Kraftgipfels zu geben. Durch die verschiedenen Fußstellungen, aber gleich bleibender Kraft in der TSt und VSw, liegt folglich die Annahme nahe, dass der Fuß in dieser Phase keinen direkten Einfluss auf die Bodenreaktionskraft hat.

Im Stand ist ein Zusammenhang zwischen Bodenreaktionskraft und KSP-Verlauf nicht gegeben. Obwohl sich beim BG und FG der KSP in der BA und Anfang MSt sehr viel stärker absenkt als beim NG, sind die jeweiligen ersten Kraftgipfel fast gleich ausgeprägt. Dies ist beim zweiten Gipfel in den Gangarten FG und NG ebenfalls der Fall. Der fehlende zweite Gipfel beim BG lässt sich durch Oberkörperbewegungen, die Auswirkungen auf die Bodenreaktionskraft haben, erklären. Der Oberkörper neigt sich hierbei nach vorne⁶³ und könnte somit eine kompensatorische Wirkung haben. Andere Forschungen zeigten beim BG eine kleinere Hüftflexion gegenüber dem NG auf.^{64 65} Da in dieser Studie der OS-Winkel in der Standphase beim BG und NG den gleichen Verlauf haben, liegt daher die Vermutung nahe, dass der Rumpf bzw. Oberkörper sich nach vorne beugt, um diese kleinere Hüftflexion zu erzeugen. Diese Oberkörperbewegung könnte, wie schon angesprochen, Einfluss auf die Bodenreaktionskraft haben.

⁶² Saibene, F., Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 88: p. 297-316.

⁶³ Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.

⁶⁴ Davids, J.R.M.D., Foti, T., Dabelstein, J. P.T., Bagley, A (1999). Voluntary (Normal) Versus Obligatory (Cerebral Palsy) Toe-Walking in Children: A Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 19(4), p. 461-469.

⁶⁵ Matjacic, Z., Olensek, A., Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39(2): p. 255-266.

Definitiven Aufschluss kann jedoch nur eine kinematische Auswertung des Oberkörpers geben.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass der Mensch sich beim Gehen mit unterschiedlichen Fußhaltungen so anpasst, dass das äußere System, welches auf den Boden einwirkt, weitgehend aufrecht erhalten bleibt.

6 Methodenkritik

Im Studienverlauf wurde auf standardisierte Rahmenbedingungen geachtet. Die Einstellung und Kalibrierung der Geräte erfolgte nach Herstellerangaben. Eintretende Abweichungen in der Auswertung wurden dokumentiert. Jedoch können mögliche Fehlerquellen nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Im Folgenden wird darauf näher eingegangen.

In dieser Studie nahmen vorwiegend Studenten der Sportwissenschaft teil. Somit begrenzte sich das Probandenfeld auf jüngere Menschen mit guten koordinativen Fähigkeiten. Daher kann nicht auf eine Normalpopulation verwiesen werden. Zudem wurden die Probanden nicht medizinisch auf ihren Gesundheitszustand untersucht sondern lediglich danach befragt. Die Auswahl und der Gesundheitszustand der Probanden stellen dadurch mögliche potentielle Fehlerquellen dar.

Das Gehen auf dem Laufband weist Unterschiede zum freien Gehen auf.⁶⁶ Zudem wurde eine bestimmte Gehgeschwindigkeit vorgeschrieben. Einerseits war es dadurch möglich Aussagen über das Gehen bei einer bestimmten Geschwindigkeit im Allgemeinen zu machen, jedoch auf eventuelle individuelle Geschwindigkeitsunterschiede zwischen den einzelnen Gangarten konnte nicht eingegangen werden. Wie in Abbildung 17 zu sehen, traten teilweise kurzzeitige kleine Änderungen in der Laufbandgeschwindigkeit auf. Durch die große Probandenzahl und den jeweils vielen Schrittauswertungen in den einzelnen Gangarten, führen diese jedoch zu keiner bedeutsamen Abweichung in den Ergebnissen. Bei wenigen Probanden zeigten sich individuelle Unterschiede zwischen dem ersten und zweiten Versuchsdurchgang. Zwar sollte durch die Einlaufphase der Einfluss durch das Laufband minimiert werden, aber gerade bei neuen Gangmustern, wie das Gehen auf den Fersen oder den Ballen entstand wahrscheinlich erst nach längerer Laufzeit ein festes Gangmuster. Dies zeigte sich jedoch bei sehr wenigen Probanden. Durch die hohe Population hatte dies

⁶⁶ Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics*, 13(6), p. 434-440.

geringfügig Auswirkungen auf das Gesamtergebnis. Ein Einfluss des Laufbandes auf das Gangmuster ist jedoch nicht vollkommen auszuschließen.

Je nach Körperkonstitution des Probanden war die Muskulatur stärker oder schwächer definiert zu erkennen. Eine nicht exakte Platzierung der Oberflächen Elektroden und damit das verstärkte Auftreten von Frequenzüberlagerungen (sog. Cross-Talks⁶⁷), gerade bei eng zusammen liegende Muskeln, wie der GSM und SOL, kann dadurch nicht vollkommen ausgeschlossen werden. Beim FG war es den Probanden möglich, kleine Bewegungen im SG durchzuführen. Ein leichtes Abrollen über die Ferse war somit dennoch möglich. Die SG-Bewegungen beliefen sich jedoch nur auf ein sehr kleines Ausmaß und es ist daher fraglich, ob sie bedeutenden Einfluss auf das gesamte Bewegungsmuster hatten. Ebenfalls könnte beim FG die Rückführung des Beines durch die limitierte Dorsalextension des SG beeinflusst worden sein. Ob das Bein mit „fehlendem“ Fuß weiter nach hinten geführt werden würde, kann nur eine Studie mit einer Fersenkonstruktion geben, die dem Probanden mehr Freiheit zwischen dem Fuß und dem Boden gibt. Des Weiteren wurden keine Marker auf den Oberkörper platziert. Eventuelle Unterschiede zwischen den Oberkörperbewegungen während den verschiedenen Gangarten konnten damit nicht aufgezeigt werden, hätten aber den Forschungsrahmen dieser Arbeit gesprengt. Damit war keine genaue Berechnung des KSP möglich und es konnte nur eine Annäherung an diesen erfolgen. Der in der Studie verwendete TRC stellt aber einen nahen Punkt am KSP in der Sagittalebene dar und gibt dadurch die Tendenz der KSP-Bewegung wider.

Bei der Auswertung mit MATLAB wurde der Zeitpunkt des TD und TO programmbedingt um eine Frequenz nach hinten verschoben. Da die Frequenz der Daten 240 Hz haben, belanget sich der Zeitfehler jedoch nur auf 1/240 Sekunden. Gegenüber der Zeit eines kompletten Schrittes ist dies ein vernachlässigbarer Faktor. Bei vier Probanden musste der Schwellenwert für die Bestimmung des TD und TO bei einzelnen Gangarten angehoben werden (Tabelle 2). Da die relativ hohe Anzahl an Probanden mit jeweils zwei

⁶⁷ Hermens, H.J. (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy results of the SENIAM project*. SENIAM ed. 8, Enschede: Roessingh Research and Development.

Versuchsdurchgängen zu einer großen Anzahl an Einzelschritten führte, hatte dies ebenfalls nur sehr geringe Auswirkungen auf das Gesamtergebnis.

Trotz der vorherigen aufgeführten und diskutierten Fehler kann dennoch abschließend festgestellt werden, dass die Ergebnisse in dieser Studie aussagekräftig sind. Sie wurden unter reproduzierbaren Bedingungen ermittelt.

7 Zusammenfassung

Im Gegensatz zu den herkömmlichen computergesteuerten Robotern, wie z.B. der von HONDA entwickelte ASIMO, bilden die sog. Passive-Dynamic Walkers eine andere Kategorie der künstlichen Fortbewegung. Sie zeigen eine stärkere Nähe zum menschlichen Gang auf, da Sie keine komplexe Sensorenfeedbacks und hoch präzise steuernde Servomotoren benötigen, die nicht einmal der Mensch aufbringen kann. Die erforderliche Energie ist ebenfalls um ein Vielfaches geringer, da ein einfacher Antrieb in einem Gelenk ausreicht, um das komplette Bein nach vorne zu schwingen und unter Bodenkontakt stabil nach hinten zu führen. Der Passive-Dynamic Walker namens JENAWALKER II, ist dadurch in der Lage zu Hüpfen und mit verschiedenen Geschwindigkeiten zu Gehen und sogar zu Rennen. Solche einfachen Modelle können Antworten auf die komplex erscheinende Fortbewegung des Menschen geben und zudem Unterstützung bei der Entwicklung von Beinprothesen bieten.

Diese Arbeit soll mit Hilfe einer Ganganalyse weitere Aufschlüsse über die Funktion des Fußes geben und damit hilfreich für die Entwicklung oder Weiterentwicklung einfacher Modelle sein. Dafür wurden drei verschiedene Gangarten, mit jeweils unterschiedlichen Fußstellungen und zwei Gehgeschwindigkeiten, miteinander verglichen: Das normale Gehen (Normalgang), das Gehen auf dem Ballen (Ballengang) und das Gehen auf der Ferse (Fersengang).

An der Studie nahmen 20 Probanden ($25,5 \pm 2,7$ Jahre), mit je zwei Versuchsdurchgängen, teil. Die kinetischen Daten wurden auf dem Laufband durch integrierte Kraftmessplatten erfasst, die kinematischen Daten durch ein Infrarotmesssystem. Zusätzlich erfolgte eine Aufzeichnung der Muskelaktivitäten mit Hilfe eines Oberflächen-EMG. In jedem Versuch wurden alle drei Gangarten mit jeweils einer Laufbandgeschwindigkeit von 0m/s (Stand) und 0,6m/s(Gehen) durchgeführt. Die Berechnung der Daten erfolgte durch ein Auswertungsprogramm, welches mittels der Software Matlab geschrieben wurde.

Die Ergebnisse zeigten trotz unterschiedlicher Sprunggelenkbewegungen nahezu identische kinetische Verläufe des Oberschenkels zwischen dem Normalgang und Ballengang. Beim Fersengang waren gleiche Verläufe zu erkennen, mit jedoch

abweichenden Maxima und Minima. Die Kniewinkel aller Gangarten wiesen ebenfalls ähnliche Verläufe auf, jedoch in verschiedenen Kniewinkelbereichen. Die zweigipflige Struktur der vertikalen Bodenreaktionskraft blieb bei allen Gangarten erhalten. Trotz unterschiedlicher Fußhaltung versucht der Mensch den Bewegungsablauf des Oberschenkels und des Kniegelenks aufrecht zu erhalten. Nur das Bewegungsausmaß ändert sich. Diese Aufrechterhaltung kommt durch kompensatorische Einflüsse zustande, wie z.B. einer erhöhten Ansteuerung des M. rectus femoris beim Ballen- und Fersengang. Ebenso könnten der unterschiedliche Verlauf des KSP oder unterschiedliche Oberkörperbewegungen dazu beitragen. Zudem belegt die Studie, dass der Ballengang Ähnlichkeiten zum Rennen aufweist und der M. gastrocnemius im Gegensatz zum M. soleus einen direkten Einfluss auf die Sprunggelenkstreckung in der späten Standphase haben könnte.

Schlussfolgernd kann gesagt werden, dass trotz unterschiedlicher Fußhaltung der Mensch das äußere System aufrechterhält.

8 Ausblick

Folgestudien könnten diese Arbeit wertvoll ergänzen und weitere Aufschlüsse bieten. Insbesondere würde eine kinematische Analyse des Oberkörpers oder KSP Ergebnisse auf deren Einfluss bei unterschiedlichen Gangarten bzw. Fußstellungen geben. Zudem könnte eine Fersenkonstruktion, die dem Probanden mehr Freiheit zwischen dem Boden und Fußballen gewährt, beim FG eine schnellere Gehgeschwindigkeit ermöglichen. Dadurch können evtl. Unterschiede zu schnelleren Gehgeschwindigkeiten untersucht werden. Eine Studie mit zwei Kraftmessplatten, die jeweils für das rechte und linke Bein getrennt die horizontalen Bodenreaktionskräfte messen, würden ebenfalls weitere Auskünfte geben. Insbesondere die Drehmomente bei verschiedenen Fußhaltungen in den Gelenken könnten analysiert werden.

Letztendlich benötigt es weitere Studien um die gesamte Funktionsweise des Fußes beim Menschen erklären zu können.

9 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Computergesteuerte Roboter namens ASIMO, JOHNNIE und QRIO (von links nach rechts). Die Bewegungen werden durch Servomotoren mit Hilfe von Sensoren an den Gelenken ausgeführt. 1
- Abbildung 2: Vier Passive-Dynamic Walkers (A-D). Sie können sich auf einer Rampe ohne Antrieb vorwärts bewegen (Collins et al. 2005). 2
- Abbildung 3: Weiterentwicklungen der Passive-Dynamic Walkers namens CORNELL BIPED (A), DELFT BIPED (B) und MIT LEARNING BIPED (C) (Collins et al. 2005). Mit Hilfe eines einfachen Antriebes an der Hüfte oder am Fußgelenk können sie auf der Ebene stabil gehen. 3
- Abbildung 4: Dynamic-Passiv Walkers namens JENAWALKER (links) und dem weiterentwickelten JEANWALKER II (rechts). Sie arbeiten ohne jegliche Sensoren und basieren auf einem nachgiebigen Beinverhalten. Der Antrieb erfolgt über die Hüfte. Der JENAWALKER II ist in der Lage zu Hüpfen und mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu Gehen und Rennen, ohne hinzufallen. 4
- Abbildung 5: Gliederung des Gangzyklus in zwei Phasen und dessen Aufgaben, bzw. Unterphasen (Sub-Phasen) (Perry 2003). 6
- Abbildung 6: Standphase mit Unterphasen und deren wichtigsten Muskelaktivitäten. 100% entspricht einem Gangzyklus. Beim kontralateralen Bein sind keine Muskeln eingezeichnet (Adaptiert aus Perry 2003). 7
- Abbildung 7: Schwungphase mit Unterphasen und deren wichtigsten Muskelaktivitäten. 100% entspricht einem Gangzyklus. Beim kontralateralen Bein sind keine Muskeln eingezeichnet (Adaptiert aus Perry 2003). 8
- Abbildung 8: Vertikale Bodenreaktionskräfte eines Beines in der Standphase. Links sind die zwei Gipfel (F1 und F3) und das Tal (F2) beim Gehen zu erkennen. Die verschiedenen Arten des Fußkontaktes in den einzelnen Phasen sind als Stufen (1-3) mit eingezeichnet. Rechts sind die Unterschiede der Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten und dem Laufen (Rennen) dargestellt (Perry 2003). 13
- Abbildung 9: Invers-Pendel Modell (Walking) und Masse Feder Modell (Running.). Sie stellen einfache Modelle des Gehens und Rennens dar. (Adaptiert aus Geyer 2005). 15
- Abbildung 10: Bipedale Masse-Feder Modell. Es vereint sowohl das Gehen und Rennen in einem einzigen Modell (Geyer 2005). α_0 ist der Anstellwinkel des Beines beim Bodenkontakt, k die Steifigkeit der Feder und λ_0 die Federlänge. Durch Variation dieser Faktoren kann das Verhältnis von monopedaler (singel support) und bipedaler (double support) Standphase geändert werden. Diese Änderung ist beim Menschen bei unterschiedlichen Geh-Geschwindigkeiten ebenfalls zu erkennen. Beim Rennen sind nur monopedale Standphasen vorhanden und kann bei diesem Modell auch eingestellt werden. 18

- Abbildung 11: *Stabilität des Beines beim Rennen und Gehen. Beim Rennen erfolgt ein stabiles System durch symmetrische Arbeitsweise von Knie- und Sprunggelenk, unterstützt durch den M. gastrocnemius. Beim Gehen erfolgt ein Übergang von stabil (Fersenkontakt) zu instabil (kein Fersenkontakt), durch asymmetrische Funktionsweise beider Gelenke.* 20
- Abbildung 12: *Schematische Darstellung des Laufbandes im Lauflabor Jena, von oben betrachtet. Zu sehen sind die zwei getrennten Messplatten mit den Sensoren L1-L4 für das linke Bein und R1-R4 für das rechte Bein, die die vertikalen Bodenreaktionskräfte messen. Die Sensoren S1-S4 messen die horizontalen Bodenreaktionskräfte.* 25
- Abbildung 13: *Positionen der acht Kameras im Raum mit Koordinatensystem (x/y/z). Durch diese Anordnung können drei dimensionale Bewegungen aufgenommen werden.* 27
- Abbildung 14: *Platzierung der Oberflächen-Elektroden auf den acht Muskeln, nach vorheriger Palpierung.* 28
- Abbildung 15: *Markerplatzierung an den acht aufgelisteten Körperpunkten.* 29
- Abbildung 16: *Proband mit beklebten Oberflächen Elektroden und Markern, von hinten (linkes Bild). Proband beim Gehen im BG auf dem Laufband (rechtes Bild).* 30
- Abbildung 17: *Laufbandgeschwindigkeiten vom 1. Versuch (blau) und 2. Versuch (rot) mit zeitlicher Abfolge der drei Gangarten (gelb).* 31
- Abbildung 18: *Bestimmung der Schrittlängen von zwei aufeinander folgenden Schritten; Ausschnitt der vertikalen Bodenreaktionskräfte beim NG. Ein Schritt (Gangzyklus) beinhaltet eine Standphase mit den zwei angrenzenden Schwungphasen.* 33
- Abbildung 19: *Vertikale Bodenreaktionskräfte, aller Gangarten und Laufbandgeschwindigkeiten, der 20 Probanden mit Mittelwert.* 40
- Abbildung 20: *Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskräfte aller Gangarten und beider Laufbandgeschwindigkeiten. Beim Gehen im BG und FG ist gegenüber dem NG ein deutlich höherer Gipfel zu sehen. Im Stand ist beim BG der zweite Gipfel abgeflacht.* 41
- Abbildung 21: *Verlauf des Körperschwerpunktes. Ausgangspunkt ist die Höhe zum Zeitpunkt des TD (erstes Kreuz).* 42
- Abbildung 22: *Knie- und SG-Winkelverlauf aller Probanden mit Mittelwerten. Beim Gehen repräsentieren die drei Pfeile unterschiedliche Zeitabschnitte. Beim BG erfolgt hier in den beiden ersten Zeitabschnitten eine synchrone, beim NG eine asynchrone Arbeitsweise zwischen KG und SG. Im dritten Zeitabschnitt ist jeweils eine asynchrone Arbeitsweise zu erkennen. Im Stand sind bei den beiden Zeitabschnitten (zwei Pfeile) asynchrone Arbeitsweisen zwischen SG und KG zu sehen.* 43
- Abbildung 23: *FG beim Gehen und im Stand. Ein Schrittzyklus (zwei Schwungphasen und eine Standphase) ist dargestellt. Relevante Zeitpunkte wurden farbig gezeichnet.* 44

- Abbildung 24: Ein Schrittzzyklus beim NG und BG beim Gehen und im Stand, mit Darstellung der Winkelsynchronität zwischen KG und SG (Mitte). Ein Kurvenverlauf von links-unten nach rechts-oben, oder umgekehrt, stellt eine synchrone Arbeitsweise zwischen SG und KG dar. Der orthogonale Verlauf dazu repräsentiert die asynchrone Arbeitsweise. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt. 45
- Abbildung 25: Kniewinkel beim FG, jeweils beim Gehen und im Stand (obere Hälfte). Im Vergleich die dazugehörigen Bodenreaktionskräfte (untere Hälfte). Nur der erste Gipfel der vertikalen Bodenreaktionskraft bildet eine zeitliche Übereinstimmung mit einem Tal des KG-Verlaufes. Ansonsten sind keine Zusammenhänge zwischen Bodenreaktionskraft und KG-Winkel auszumachen. 47
- Abbildung 26: Kniewinkel der drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Die Kurvenverläufe sind ähnlich, nur der Kniewinkelbereich zwischen den Gangarten ist unterschiedlich. 48
- Abbildung 27: Oberschenkelwinkel und –winkelgeschwindigkeit der drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Die Kurven beim NG und BG sind der Standphase und großen Teilen der Schwungphase nahezu identisch. Beim FG sind die Kurvenverläufe ähnlich, weisen aber unterschiedliche Maxima und Minima auf. 49
- Abbildung 28: EMG des M. rectus femoris der drei Gangarten, beim Gehen und im Stand. Beim FG ist eine deutlich stärkere Aktivierung in der Schwung- und Standphase auszumachen. Beim BG erfolgt eine ebenfalls stärkere Aktivierung in der Standphase. 51
- Abbildung 29: Muskellänge des M.gastrocnemius beim BG und NG (obere Hälfte), mit dessen Aktivierung (untere Hälfte). Darstellung aller Probanden mit Mittelwerten. Die Aktivierung des Muskels erfolgt beim NG bei einem stärker gedehnten Muskelzustand, gegenüber dem BG. 52
- Abbildung 30: Mittelwert des GSM eines Schrittzzyklus. Dargestellt ist dessen Länge im Verhältnis zur Aktivierung (Mitte der Abbildung) beim BG und NG. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt. 53
- Abbildung 31: Muskellänge des M.soleus beim BG- und NG (obere Hälfte), mit dessen Aktivierung (untere Hälfte). Darstellung aller Probanden mit Mittelwerten. Die Aktivierung des Muskels erfolgt beim NG bei einem stärker gedehnten Muskelzustand, gegenüber dem BG. 55
- Abbildung 32: Mittelwert des SOL eines Schrittzzyklus. Dargestellt ist dessen Länge im Verhältnis zur Aktivierung (Mitte der Abbildung) beim BG und NG. Zur zeitlichen Orientierung wurden Kreuze eingezeichnet, die mit den Farben der darüber und darunter liegenden Strichzeichnungen der jeweiligen Gangart übereinstimmt. 56

- Abbildung 33: *EMG des GSM und SOL bei den drei Gangarten und beiden Laufbandgeschwindigkeiten. Beim BG erfolgt die stärkste Muskelaktivierung und erreicht beim Gehen bereits in der frühen Standphase das Maximum. Der SOL zeigt beim Gehen eine frühzeitigere Deaktivierung gegenüber dem GSM auf.* 57
- Abbildung 34: *EMG der eingelenkigen Muskeln beim Gehen und im Stand.* 84
- Abbildung 35: *EMG der zweigelenkigen Muskeln beim Gehen und im Stand.* 85

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Auflistung der Daten (Name, Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und ob Sportstudent) mit dessen Mittelwerte bzw. Standardabweichungen aller 20 teilgenommenen Probanden. Die Probandennamen wurden verschlüsselt.	23
Tabelle 2: Schwellenwerterhöhung von vier Probanden zur Bestimmung der TOs und TDs. Dargestellt sind die jeweiligen Laufbandgeschwindigkeiten und Gangarten mit dem ein neuer Schwellenwert festgelegt werden musste. Der normale Schwellwert liegt bei 50 N.	37

11 Literaturverzeichnis

- Adrian, M. J., Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of Human Movement*. 2 ed., Dubuque, USA: Wm. C. Brown Communication, Inc.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical biomechanics*, 13(6), p. 434-440.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22, p. 1217-1227.
- Collins, S., Ruina, A., Tetrake, R., Wisse, M. (2005). Efficient Bipedal Robots Based on Passive-Dynamic Walkers. *Science* 307(5712): p. 1082 - 1085.
- Davids, J.R.M.D., Foti, T., Dabelstein, J. P.T., Bagley, A (1999). Voluntary (Normal) Versus Obligatory (Cerebral Palsy) Toe-Walking in Children: A Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 19(4), p. 461-469.
- Enoka, R M. (2002). *Running, Jumping and Throwing*. In: *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics, USA.
- Geyer, H. (2005). *Simple Models of Legged Locomotion based on Compliant Limb Behavior*. Dissertation, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Geyer H., Seyfarth A., Blickhahn R. (2006). *Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running*. Paper in Arbeit,. Anfrage unter: www.lauflabor.de, Stand: 03.08.2006.

- Hermens, H.J. (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy results of the SENIAM project*. SENIAM ed. 8, Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hof, A.L., van Zandwijk, J.P, Bobbert, M.F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Scandinavian Physiological Society*, 174, p. 17-30.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P (2002). Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der Lauftechnik auf dem Laufband. (Reproducibility of electromyographic and dynamic parameters during running on a treadmill with deliberate changes in running technique.). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53(4), S. 107-113.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics* 11(5): p. 235-259.
- Margaria R. (1976). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford: Clarendon Press.
- Matjacic, Z., Olensek, A., Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: Differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of Biomechanics*, 39(2): p. 255-266.
- McGeer, T. (1993). Dynamics and Control of Bipedal Locomotion. *J. theor. Biol.*, 163(3): p. 277-314.

- Neptune, R.R, Kautz, S.A., Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34: p. 1387–1398.
- Pandy, M. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Phil. Trans. R. Soc. Lond.*, B 358, p. 1501-1509.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. 1 ed., Stürtz, Würzburg: Urban & Fischer.
- Perry, J., Burnfield, J.M., JoAnne, K., Mulroy G. (2003). Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84(1), p. 7-16.
- Saibene, F., Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 88: p. 297-316.
- Seyfahrt A, Geyer H, Günther M, Blickhahn R. (2002). A movement criterion for running. *J. Biomech.*, 35,p. 649-655.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Lipfert, S., Rummel, J., Minekawa, Y., Iida, F. (2006). Running and walking with compliant legs. *Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Lauflabor, unveröffentlichtes, anerkanntes Paper*.
- Whittle, M. (1993). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Willimczik, K. (1989). *Biomechanik der Sportarten*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH.

12 Internetquellen

Golem [Internet] Roboter QIRO. Verfügbar unter: <http://www.golem.de/0312/29023.html>. [Zugriff am: 21.11.2006].

HONDA. [Internet] Roboter ASIMO. Verfügbar unter: <http://world.honda.com/ASIMO/new>. [Zugriff am: 21.11.2006].

LAUFLABOR JENA. [Internet]. Verfügbar unter: <http://www.lauflabor.de>. [Zugriff am: 10.08.2006].

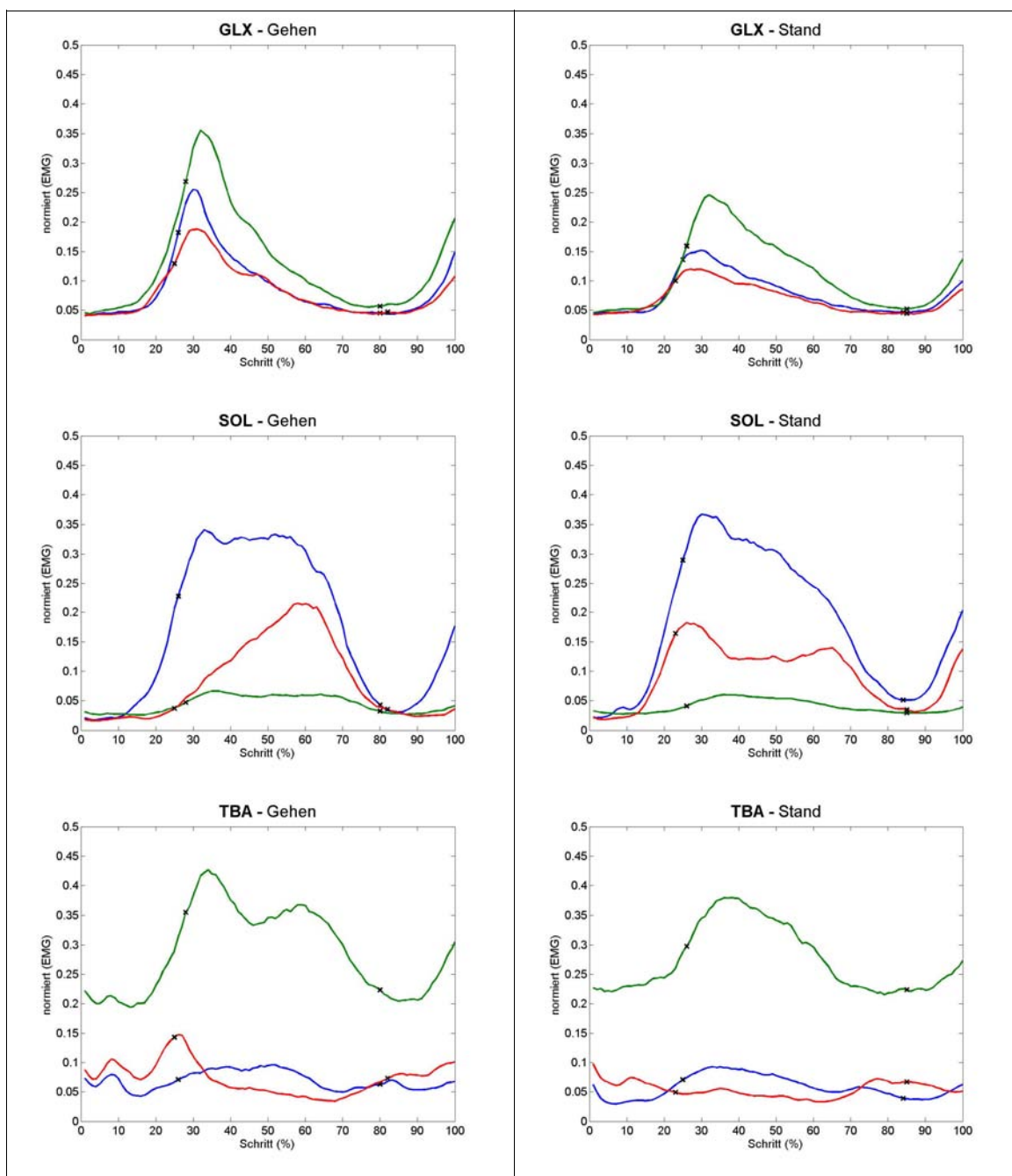
SCIENCEMAG. Konstruktionsdetails der drei Roboter (passive dynamic walkers) und Gang-Videos. [Internet] Verfügbar unter: <http://www.sciencemag.org/cgi/content/full/307/5712/1082/DC1> [Zugriff am: 22.11.2006].

TU München [Internet] Roboter JOHNNIE. Verfügbar unter: [http://www.amm.mw.tumuenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list\[\]=johnnie](http://www.amm.mw.tumuenchen.de/index.php?id=182&no_cache=1&sword_list[]=johnnie). [Zugriff am: 21.11.2006].

13 Anhang

13.1 EMG

13.1.1 Eingelenkige Muskeln



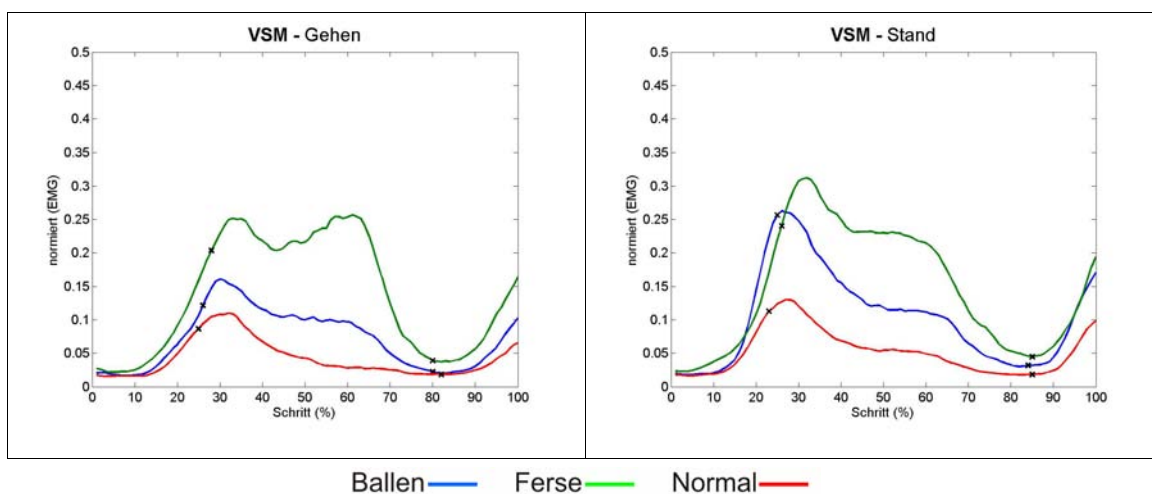
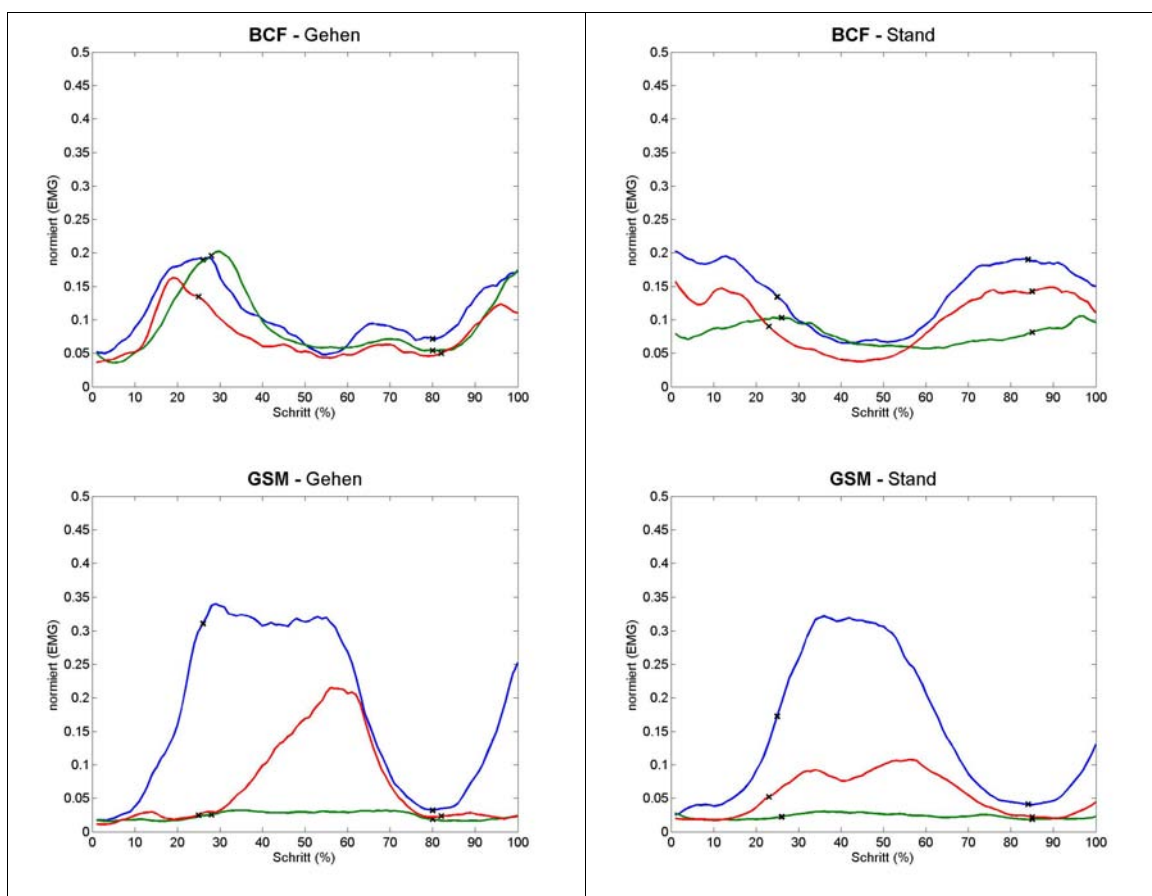


Abbildung 34: EMG der eingelenkigen Muskeln beim Gehen und im Stand.

13.1.2 Zweigelenkige Muskeln



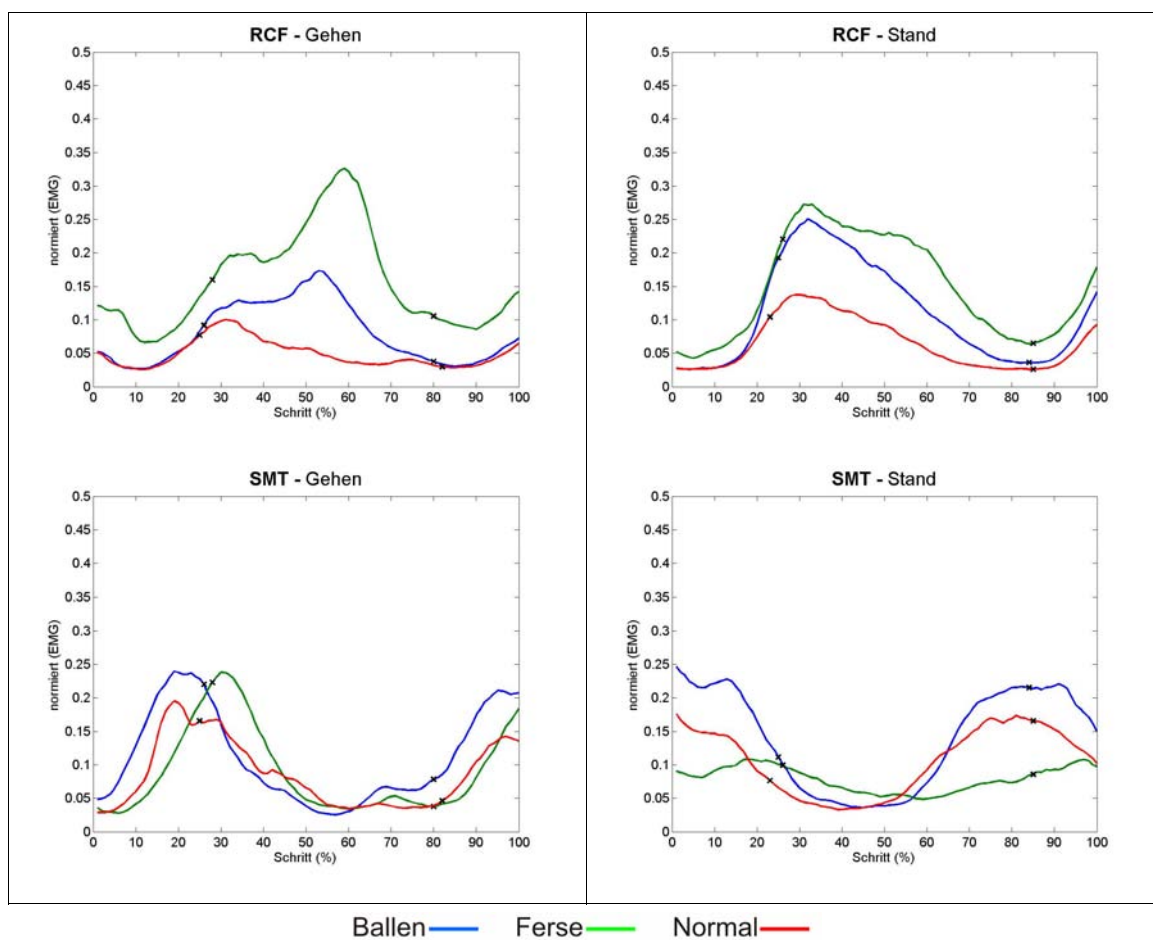


Abbildung 35: EMG der zweigelenkigen Muskeln beim Gehen und im Stand.

14 Danksagung

Erklärung

Ich versichere, dass ich diese Diplomarbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.

Jena, den _____

Christian Jäger

