

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

Humane Anpassungsstrategien an parallele Fußgelenksteifigkeiten

**Kompensieren Menschen die Gelenksteifigkeit einer Fußgelenkorthese
durch muskuläre Steifigkeitserniedrigung?**

Diplomarbeit
zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Sportwissenschaftler

Jena, den 3. Dezember 2010

Vorgelegt von: Toni Fabian Wöhrl
Geburtsdatum: 25. März 1985

Gutachter:
PD Dr. Andre Seyfarth
Dr. Sten Grimmer

Zusammenfassung

Diese Arbeit versucht die Frage zu beantworten, *ob* Menschen eine Fußgelenkorthese als parallele Gelenksteifigkeit in einen vorgegebenen Bewegungsablauf mechanisch eher integrieren oder ignorieren. Daran anknüpfend werden Strategien identifiziert, *wie* gegebenenfalls Anpassungen an diese externe Störung stattfinden könnten. Zur Untersuchung dieser beiden Fragen werden vier Hypothesen ($H1 - H4$) formuliert:

- $H1$: Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit induziert wird, dann ändert sich die globale vertikale Beinsteifigkeit nicht.
- $H2$: Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit induziert wird, dann ändert sich die gesamte Fußgelenksteifigkeit nicht.
- $H3$: Wenn eine Anpassung im Fußgelenk an eine parallele Gelenksteifigkeit stattfindet, dann erfolgt diese mehr durch muskuläre Anpassung als durch geometrische Anpassung.
- $H4$: Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit induziert wird, dann verringert sich die muskuläre Aktivierung.

Methodisch wurde die externe Störung mit Hilfe zwei verschiedener Orthesen am rechten Fußgelenk beim einbeinigen Hüpfen induziert. Mittels eines ein- und ausschaltbaren pneumatischen Muskels (McKibben-Muskel) konnte ein Drehmoment in den Bewegungsablauf eingebracht werden, das die Plantarflexion des Fußgelenks unterstützt. Insgesamt nahmen sechs gesunde erwachsene Probanden freiwillig an den Untersuchungen im Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften der Universität Gent teil. Fünf von ihnen hüpfen mit dem Orthesenmodell der Universität Gent (Orthesentyp G) und vier von ihnen mit dem Orthesenmodell des Laflabores der Friedrich-Schiller-Universität Jena (Orthesentyp J). Dabei wurden kinematische, elektromyografische und dynamische Daten erfasst. Orthesentyp G bzw. J erzeugte ein Drehmoment von 14 bis 18 bzw. 27 bis 31 Prozent des vom Muskel-Sehnen-Komplex des *M. triceps surae* erzeugten Drehmomentes.

Die Ergebnisse zeigen, dass die globale Beinsteifigkeit unabhängig davon ist, ob der pneumatische Muskel ein- oder ausgeschaltet ist (Konservierung der Beinsteifigkeit, $H1$). Dies weist darauf hin, dass die parallele externe Gelenksteifigkeit mechanisch eher integriert als ignoriert wird. Die Störung wird zu mindestens 75 Prozent lokal im Fußgelenk ausgeglichen. Dies deutet an, dass die Probanden eher eine Eingelenk- als eine Mehrgelenkstrategie wählen ($H2$). Im Fußgelenk erfolgt die Anpassung vermutlich zu zehn Prozent durch eine geometrische und zu 90 Prozent durch eine muskuläre Anpassungsstrategie ($H3$). Die muskuläre Anpassung geschieht – den Ergebnissen nach zu urteilen – mehr passiv durch mechanisches Feedback (Preflexe) in Verbindung mit einem gleichbleibenden Innervationsmuster („Feedforward-Preflex-Interaktion“, vgl. u.a. Cham, Bailey und Cutkosky (2000) oder van der Krogt u. a. (2009)) als aktiv über sensorisches Feedback (Reflexe). Dies entkräftet die Hypothese $H4$.

Der Trend der Ergebnisse untermauert Ideen der „intelligenten Mechanik“ (Blickhan u. a., 2007) wonach sich bspw. die kinematische Kette des Beines auf eine externe Störung ohne oder mit sehr wenig neuronaler Information einstellen kann. Dies geschehe u.a. aufgrund der Segmentierung des Beines und nichtlinearer viskös-elastischer Eigenschaften der Muskeln.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation und allgemeine Fragestellung	1
1.2	Hüpf- und Störungsexperimente	2
1.3	Orthesen	3
1.4	Anpassungsstrategien	5
1.4.1	Literaturrecherche	5
1.4.2	Hypothesen	8
2	Methoden	15
2.1	Versuchsdesign und -ablauf	15
2.2	Ortheseneigenschaften	19
2.3	Messsysteme	21
2.4	Datenverarbeitung	23
2.4.1	Datenkalkulation	23
2.4.2	Datenselektion, -separation und -aggregation	27
2.5	Messabweichungen	29
3	Ergebnisse	31
3.1	Beinsteifigkeit	31
3.2	Gelenksteifigkeiten	31
3.3	Geometrische versus muskuläre Anpassung	32
3.4	Aktive versus passive muskuläre Anpassung	35
4	Diskussion	39
4.1	Konservierung der Beinsteifigkeit	39
4.2	Eingelenkstrategie	40
4.3	Muskuläre Anpassung	41
4.4	Feedforward-Preflex-Interaktion	42
4.5	Methodenkritik	48
4.6	Fazit	48
	Literatur	49
	A Anhang	53

Abbildungsverzeichnis

1.1	Serielle und parallele Steifigkeiten	3
1.2	Pneumatischer Muskel	4
1.3	Begriffsabgrenzung Orthese	5
1.4	Kraft-Geschwindigkeits-Anpassung	6
1.5	Kraft-Längen-Anpassung	8
1.6	Muskellänge in Abhängigkeit des Fußgelenkwinkels	9
1.7	Problemreduktion	10
1.8	Beispiel: Geometrische und muskuläre Anpassung	13
1.9	Zusammenhänge der Hypothesen	14
2.1	Versuchsdesign	16
2.2	Hüpfen im Stehen und Sitzen	18
2.3	Orthesenbemaßung	20
2.4	Detektion des Landezeitpunktes	22
2.5	Datenaggregation	28
3.1	Beinsteifigkeit	32
3.2	Gelenksteifigkeiten	33
3.3	Muskeldrehmoment	34
3.4	Geometrische Anpassung	35
3.5	Bodenreaktionskraft	36
3.6	Aktive Anpassung	37
3.7	EMG-Zeit-Verläufe $U_{J(fr)}$	38
4.1	Literaturbeispiel	43
4.2	Vorprogrammierte Muskelaktivierung	45
4.3	Reflexe und Preflexe	46
A.1	Kontraktion und Dilatation des pneumatischen Muskels	57
A.2	Steifigkeit des pneumatischen Muskels	58
A.3	Rauschen und Drift der Kraftmessplatte	59
A.4	Kalibrierfunktion des Kraftsensors	59
A.5	Algorithmus zur Detektion der Lande- und Absprungzeitpunkte	60
A.6	Neigungswinkel und Fußgelenkwinkel	61
A.7	Kniegelenkwinkel	62
A.8	Richtungswinkel der Bodenreaktionskraft	62
A.9	Phasenraumdarstellung Knie- und Fußgelenk	63
A.10	EMG-Zeit-Verläufe $U_{G(fr)}$	64

Abbildungsverzeichnis

A.11 EMG-Zeit-Verläufe $U_{J(26)}$	65
A.12 EMG-Zeit-Verläufe $U_{G(26)}$	66

Tabellenverzeichnis

1.1	Aktive und passive Anpassungsstrategien	9
2.1	Eigenschaften der Probanden.	19
4.1	Literaturvergleich Beinsteifigkeit	40
A.1	Winkelunterschiede	54
A.2	Beinsteifigkeit	55
A.3	Bodenkontaktzeit, Flugzeit, Hüppfrequenz	55
A.4	Fußgelenksteifigkeiten	55
A.5	Drehmomente und relative Störung	56
A.6	Kräfte und Drehmomente	56

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Die Nebenzeichen 0 und 1 zur Kennzeichnung des Zustandes aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik sowie (fr) und (26) zur Kennzeichnung der frei wählbaren oder vom Metro- nom vorgegebenen Hüppfrequenz sind im folgenden Abkürzungs- und Symbolverzeichnis nicht an die Hauptzeichen indiziert. Allgemein gebräuchliche Abkürzungen der deutschen Gegenwartssprache sind nicht aufgeführt.

A Muskuläre Aktivierung in Abhängigkeit von Kraft- $A(F)$, Geschwindigkeits- $A(v)$ oder Längen-Feedback-Mechanismen $A(l)$ in Anlehnung an Häufle (2009); Geyer, Seyfarth und Blickhan (2003), vgl. S. 6–8, 12, 14

α Neigungswinkel des Fußes. Schnittwinkel zwischen der Ebene des Bodens und der Geraden die durch die Punkte \mathbf{r}_B und \mathbf{r}_R verläuft, vgl. Abb. 1.7(a) und Gleichung 2.26, vgl. S. 10, 27, 32, 54, 61

b Bemaßung der Orthese, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 21

β Fußgelenkwinkel $\angle(\mathbf{r}_K - \mathbf{r}_R, \mathbf{r}_B - \mathbf{r}_R)$ zur Kennzeichnung der Bewegung im oberen Sprunggelenk (Art. talocruralis) bzw. Orthesengelenk, vgl. Abb. 1.7(a) und Gleichung 2.16, vgl. S. 7–12, 24–26, 31–33, 44, 47, 53, 54, 61–63

c Bemaßung der Orthese, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 21

$\Delta H1$ Relative Abweichung von Hypothese $H1$, vgl. Gleichung 2.7, vgl. S. 24, 31, 39, 40, 48, 55

$\Delta H2$ Relative Abweichung von Hypothese $H2$, vgl. Gleichung 2.9, vgl. S. 25, 40, 55

d_M Bemaßung der Orthese und näherungsweise Betrag des Hebelarmes des M. triceps surae, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. IX, 23, 26, 53

d_P Bemaßung der Orthese: Betrag des Hebelarmes des pneumatischen Muskels PM , vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 23, 25, 41, 56

ES Einstellschraube zum Verändern der Länge des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 20, 21

EMG Elektromyografie, konkreter: Oberflächen-Elektromyografie, SEMG (Surface electromyography), vgl. S. X, 7, 12, 14, 18, 19, 23, 26, 27, 29, 35, 37, 38, 42–48, 64–66

\mathbf{e}_z Einheitsvektor in Lotrichtung, vgl. S. 27

Abkürzungsverzeichnis

- FO* Fußschale der Orthese, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. IX, 19–21
- F_G* Kalibrierfunktion des Kraftsensors *KS_G* des Orthesentyps *G*, vgl. Abb. A.4, vgl. S. 21, 59
- F_J* Kalibrierfunktion des Kraftsensors *KS_J* des Orthesentyps *J*, vgl. Abb. A.4, vgl. S. 21, 59
- F_B** Vektor der Bodenreaktionskraft, vgl. S. VII–IX, 23, 25, 27, 36, 41
- F_{BzD}* Drift des Kraftsignals der vertikalen Bodenreaktionskraft *F_{Bz}*, vgl. Abb. A.3, vgl. S. 21, 59
- F_{BzN}* Rauschsignale der vertikalen Bodenreaktionskraft *F_{Bz}*, vgl. Abb. A.3, vgl. S. 22, 59
- F_{BzT}* Theoretische vertikale Bodenreaktionskraft *F_{Bz}*, die sich ergeben würde, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik die gleiche Muskelkraft aufbringen würde, wie bei ausgeschalteter Pneumatik, vgl. Abb. 3.5 und Gleichung 2.24, vgl. S. 41
- F_{Bz}* Vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft, vgl. S. VII, 5, 22, 24, 32, 35, 36, 41, 56, 59
- F_g* Gewichtskraft, vgl. S. 29, 32–34, 36, 40, 55, 56, 59
- F_M* Kraftbetrag des Muskel-Sehnen-Komplexes, vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.18, vgl. S. 7, 11, 12
- F_P* Kraftbetrag des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.14, vgl. S. 17
- F_P** Kraftvektor des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.14, vgl. S. 10, 23, 25, 56
- f* Auf die isometrische Maximalkraft normierte Kraft als Kraft-Längen- $f(l)$ oder Kraft-Geschwindigkeits-Funktion $f(\dot{l})$ in Anlehnung an Hill (1938) bzw. Hill (1953); Gordon, Huxley und Julian (1966), vgl. Abb. 1.4 und 1.5, vgl. S. 6–8, 12, 14
- F_M** Kraftvektor des Muskel-Sehnen-Komplexes (M. triceps surae), vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.18, vgl. S. VIII, IX, 10–12, 26, 27, 36, 44, 47
- f* Hüppfrequenz, vgl. S. 31, 32, 40, 55
- F_{BT}* Theoretische Bodenreaktionskraft *F_{Bz}*, die gemessen werden müsste, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik die gleiche Muskelkraft aufbringen würde, wie bei ausgeschalteter Pneumatik, vgl. Abb. 3.5 und Gleichung 2.24, vgl. S. 27, 35, 36
- ϕ Richtungswinkel der Bodenreaktionskraft, $\angle(\mathbf{r}_R - \mathbf{r}_B, \mathbf{F}_B)$, vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.25, vgl. S. 10, 27, 32, 35, 54, 62

Abkürzungsverzeichnis

- γ Kniegelenkwinkel $\angle(\mathbf{r}_R - \mathbf{r}_K, \mathbf{r}_H - \mathbf{r}_K)$, vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.27, vgl. S. 10, 27, 32, 53, 54, 62, 63
- g mittlere Erdschwerebeschleunigung, $9,81\text{m/s}^2$, vgl. S. 24
- $H3$ Hypothese 3, vgl. Gleichung 1.7, vgl. S. I, 12, 13, 31, 41, 56
- $H1$ Hypothese 1, vgl. Gleichung 1.2, vgl. S. I, VI, 10, 11, 29, 31, 39, 55
- $H4$ Hypothese 4, vgl. Gleichung 2.22, vgl. S. I, 12, 13, 26, 29, 31, 41, 42, 48
- $H2$ Hypothese 2, vgl. Gleichung 1.4, vgl. S. I, VI, 11, 25, 31, 40
- KS Kraftsensor, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. VII, 19, 20, 25, 29, 59
- κ_B Gesamte Fußgelenksteifigkeit bzw. Fußgelenksteifigkeit der Bodenreaktionskraft, vgl. Gleichung 1.4, vgl. S. 11
- κ_{MT} Theoretische Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, die sich ergeben würde, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik die gleiche Kraft \mathbf{F}_{M1} aufbringen würde, wie bei ausgeschalteter Pneumatik \mathbf{F}_{M0} , vgl. S. 33
- κ_M Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, vgl. Abb. 1.1(b) und Gleichung 2.8, vgl. S. 3, 7, 8, 11, 14, 24, 25, 31, 33, 40, 48, 55
- κ_P Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 1.1(b), vgl. S. 3, 10, 11, 14, 24, 25, 33, 40, 41, 43, 55
- k_{Bz} Vertikale Beinsteifigkeit, vgl. Abb. 1.1(b) und Gleichungen 2.1, 2.5, vgl. S. 5, 6, 10, 11, 23, 24, 31, 32, 39, 40, 55
- \dot{l}_e Exzentrische Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, vgl. S. 6
- \dot{l}_k Konzentrische Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, vgl. S. 6
- l_P Länge des pneumatischen Muskels, vgl. S. 57, 58
- l Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes, vgl. S. 6–8, 12, 14, 44, 47, 53
- \mathbf{M}_B Drehmoment der Bodenreaktionskraft \mathbf{F}_B bezüglich des Orthesengelenkes \mathbf{r}_R , vgl. Abb. 1.7, vgl. S. 10, 25, 62
- \mathbf{M}_M Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes bezüglich des Orthesengelenkes \mathbf{r}_R , vgl. Abb. 1.7 und Gleichungen 2.10, 2.11, vgl. S. IX, 10–14, 25, 26, 32–34, 41, 56
- \mathbf{M}_P Drehmoment des pneumatischen Muskels bezüglich des Orthesengelenkes \mathbf{r}_R , vgl. Abb. 1.7 und Gleichung 2.13, vgl. S. 10, 25, 27, 32–34, 56

Abkürzungsverzeichnis

- \mathbf{M}_{MT} Theoretisches Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes, dass sich ergeben würde, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik die gleiche Kraft \mathbf{F}_{M1} aufbringen würde, wie bei ausgeschalteter Pneumatik \mathbf{F}_{M0} , vgl. Abb. 1.8, vgl. S. 12–14, 26, 27, 33, 34, 41, 56
- M . Musculus, lateinisch für Muskel, vgl. S. IX
- m Masse eines Probanden, vgl. S. 10, 24
- PM Pneumatischer Muskel, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. VI, 19–21, 56
- p Fülldruck des pneumatischen Muskels gegenüber des Umgebungsdruckes, vgl. S. 57, 58
- \mathbf{r}_B Ortsvektor des Markers an der Orthesen-Fußschale FO in der Nähe des fünften Zehengrundgelenkes. Dies entspricht näherungsweise dem Ansatzpunkt der Bodenreaktionskraft \mathbf{F}_B , vgl. Abb. 1.7, vgl. S. VI, VII, 10, 21, 23, 25–27, 32
- \mathbf{r}_H Ortsvektor des Markers am Trochanter major zur Kennzeichnung des Hüftgelenks, vgl. Abb. 1.7, vgl. S. VIII, 10, 21, 23, 27
- \mathbf{r}_K Ortsvektor des Markers am Kniegelenkspalt, vgl. Abb. 1.7, vgl. S. VI, VIII, 10, 21, 23, 25–27
- $\mathbf{r}_{(MU)}$ Ursprung des M . gastrocnemius, vgl. S. 9, 53
- \mathbf{r}_M Ortsvektor des Ansatzpunktes des M . triceps surae mit dem Orthesenmaß d_M genähert, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 9–12, 26, 53
- \mathbf{r}_P Ortsvektor zum Ansatzpunkt des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 1.7, vgl. S. 10, 25
- \mathbf{r}_R Ortsvektor des Orthesengelenkes als Bezugspunkt und Drehachse für die Drehmomente im Fußgelenk. Dieser entspricht näherungsweise dem Ortsvektor des oberen Sprunggelenkes (Art. talocruralis), vgl. Abb. 1.7, vgl. S. VI–VIII, 9, 10, 19–21, 23, 25–27, 32, 53
- SM Schraubenmutter zum Verändern der Länge des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 20, 21
- σ_{geom} Relativer Anteil zum Ausgleich der Störung σ_M durch geometrische Anpassung, vgl. Gleichung 2.20, vgl. S. 26, 32, 34, 56
- σ_{musk} Relativer Anteil zum Ausgleich der Störung σ_M durch muskuläre Anpassung, vgl. Gleichung 2.21, vgl. S. 26, 32, 34, 56
- σ_M Relative Störung des Muskeldrehmomentes \mathbf{M}_M , vgl. Gleichung 2.17, vgl. S. IX, 25, 26, 32, 56

Abkürzungsverzeichnis

- t_o Tatsächlicher Landezeitpunkt, vgl. Abb. 2.4, vgl. S. 21, 22
- t_q Landezeitpunkt nach Filterung des Kraftsignals der vertikalen Bodenreaktionskraft, vgl. Abb.2.4, vgl. S. 21, 22
- t_B Bodenkontaktzeit $t_B = [t_{TD}, t_{TO}]$, vgl. S. 13, 15, 23, 24, 27, 28, 34, 36, 38, 55, 56, 62, 64–66
- t_F Flugzeit $t_F = [t_{TO}, t_{TD}]$, vgl. S. 24, 55
- t_{Pd} Dilatationsverzögerung des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. A.1, vgl. S. 15, 57
- t_{Pk} Kontraktionsverzögerung des pneumatischen Muskels, vgl. Abb. A.1, vgl. S. 15, 57
- $t_{(TD)}$ Landezeitpunkt, englisch touchdown, vgl. Abb. 2.4, vgl. S. 6, 21–24, 26, 27, 32, 33, 35, 43
- $t_{(TO)}$ Absprunzeitpunkt, englisch takeoff, vgl. S. 6, 23, 24, 26, 27, 61
- t Zeit, vgl. S. 24, 26, 35, 43, 61, 62
- UO Unterschenkelschale der Orthese, vgl. Abb. 2.3, vgl. S. 19, 20
- U Elektrische Spannung des EMG-Signals, vgl. S. 12, 14, 21, 23, 26, 29, 35, 37, 38, 43, 59, 64–66
- z_s Vertikale Bewegung des Körperschwerpunktes, vgl. S. 5, 6, 23, 24, 32

1 Einleitung

1.1 Motivation und allgemeine Fragestellung

Ferris u. a. veröffentlichten 2006 einen Artikel, in dem sie eine Fußgelenkorthese (Ankle foot orthosis, engl.) als Methode zur Untersuchung neuromuskulärer Interaktionen nutzten. Dieser Ansatz betrachtet Orthesen als Instrumente zur Störung des natürlichen Bewegungsablaufes. Die Offenlegung von Reaktionen des Menschen auf solche ortheseninduzierte Störungen können helfen, biologische Mechanismen der Bewegungssteuerung und -regelung besser zu verstehen. Vordergründiges Ziel dieses methodischen Ansatzes ist demnach nicht, Orthesen an sich hinsichtlich des medizinischen, sportlichen oder militärischen Gebrauchs zu optimieren, sondern die Nutzung der Ortheseneigenschaften als wissenschaftliche Untersuchungsmethode. Dabei können Ergebnisse beider Forschungsansätze sicherlich voneinander profitieren.

Aber warum können Orthesen helfen, Mechanismen der menschlichen Fortbewegung offenzulegen? Orthesen induzieren in Abhängigkeit ihrer mechanischen Eigenschaften ein zusätzliches messbares Drehmoment in das umschlossene biologische Gelenk. Die biologischen Strukturen des Orthesenträgers können diese Störung entweder ignorieren oder auf unterschiedlicher Art und Weise darauf reagieren. Käme es zu einer Reaktion, müssten Änderungen elektromyografischer, dynamischer oder kinematischer Signale gemessen werden können. Eine Detektion möglicher Reaktionen und deren Klassifikation können dann helfen, Kontrollmechanismen der Fortbewegung besser zu verstehen. Beispielsweise könnte es sein, dass ein Orthesenträger mit einer verringerten muskulären Aktivierung auf eine Fußgelenkorthese beim Hüpfen reagiert, worauf u.a. Ergebnisse von Ferris u. a. (2006b) hindeuten. Ebenso könnte aber die muskuläre Aktivierung unbeeindruckt von der Orthese ein konstantes Muster generieren und möglicherweise passive Muskeleigenschaften zu einer Anpassung führen. Diese Möglichkeit diskutieren u.a. van der Krogt u. a. (2009) im Zusammenhang mit muskulären Anpassungsstrategien an unterschiedliche Untergründe. Die verschiedenen Strategien des biologischen Systems externe mechanische Störungen im Bewegungsablauf zu kompensieren, könnten als „mechanisches Immunsystem“ (A. Seyfarth, persönliche Mitteilung, 23.11.2010) zusammengefasst werden. In diesem Sinne soll diese Diplomarbeit einen Teil zur Erforschung des „mechanischen Immunsystems“ beitragen.

Inspiziert von der methodischen Herangehensweise Ferris' u.a. 2006 wird im Rahmen dieser Arbeit zunächst untersucht, *ob* das biologische „System Mensch“ eine parallele Fußgelenksteifigkeit in den Bewegungsablauf mechanisch eher integriert oder ignoriert. Anhand unterschiedlich vorgestellter Anpassungsmöglichkeiten wird weiter gefragt, *wie* ggf. eine Anpassung stattfindet. Der Untersuchungsschwerpunkt liegt auf dem Fußgelenk, um Vergleiche mit anderen Publikationen herstellen zu können. Zudem erkannte Farley

1 Einleitung

und Morgenroth (1999) das Fußgelenk als entscheidenden Faktor zur Beeinflussung der globalen Beinsteifigkeit.

Zur methodischen Umsetzung der Fragestellung bezüglich der Integrität einer Orthese in den menschlichen Bewegungsablauf eignen sich Hüpfexperimente. Nach Chang, Roiz und Auyang (2008) wären dies dazu in der Lage, innere Kontrollmechanismen des Beines (Intralimb control, engl.) offenzulegen. Weitere Gründe für die Wahl von Hüpfexperimenten als Untersuchungsmethode sind im nächsten Abschnitt 1.2 zusammengefasst.

1.2 Hüpf- und Störungsexperimente

Die Gemeinsamkeiten, dass beim Hüpfen und Laufen periodische Bewegungen des Körperschwerpunktes in Richtung des Gravitationsfeldes mit abwechselnden Flug- und Bodenkontaktphasen stattfinden, provozieren das Hüpfen als Abstraktion des Laufens zu betrachten (bspw. Farley u. a., 1991). Austin, Tiberio und Garrett (2003) bemerken, dass einbeinige Hüpfexperimente nützliche Informationen über neuromuskuläre und biomechanische Fähigkeiten bereitstellen. Der Vorteil, dass beim Hüpfen keine raumgreifende Bewegung senkrecht des Erdschwerefeldes stattfindet, erleichtert die Methodik zur Untersuchung des Bewegungsablaufes gegenüber der Untersuchung von Laufbewegungen. Vermutlich wegen der eben aufgezählten Gründe werden Hüpfexperimente häufig als Methode zur Erforschung von Anpassungsstrategien des Beines an Störungen während der Fortbewegung gewählt. Darüber hinaus erwähnt Holle (2000) bewegungsstrukturelle Gemeinsamkeiten des Laufens und Hüpfens im Kontext der motorischen Entwicklung von Kindern. Nach ihr sei die Hüpfbewegung Voraussetzung für das Erlernen der Laufbewegung.

Durch Störungen des gewohnten Bewegungsablaufes können mögliche Reaktionen eines Probanden beobachtet, klassifiziert und hinterfragt werden, um daraufhin die inneren Kontrollmechanismen des Beines erforschen zu können.

Forschungsmethodisch können Störungen prinzipiell entweder seriell zur kinematischen Kette des Beines oder parallel zu einem Gelenk in den Bewegungsablauf induziert werden (vgl. Abb. 1.1). Eine serielle Störung kann bspw. mit einem unebenen, elastischen oder dämpfenden Boden realisiert werden (vgl. Abb. 1.1(a)). Untersuchungen dazu sind u.a. bei Ferris und Farley (1997); Ferris, Louie und Farley (1998); Farley u. a. (1998); Moritz und Farley (2003); Moritz und Farley (2004); Moritz, Greene und Farley (2004); Moritz und Farley (2005); van der Krogt u. a. (2009); Grimmer u. a. (2008) zu finden. Unterschiedliches Schuhwerk kann ebenfalls als seriell zum Bein orientierte Steifigkeit abstrahiert werden (vgl. Bishop u. a., 2006).

Hüpf- und Gangexperimente mit Orthesen bieten die Möglichkeit parallel eines Gelenkes Störungen zu induzieren und daraufhin mögliche Anpassungsmechanismen zu studieren (vgl. Abb. 1.1(b)). Diesem methodischen Ansatz folgen u.a. Ferris u. a. (2006b); Cain, Gordon und Ferris (2007); Gordon und Ferris (2007); Chang, Roiz und Auyang (2008); Malcolm u. a. (2009b); Malcolm u. a. (2009a); Sawicki und Ferris (2009); Kao und Ferris (2009).

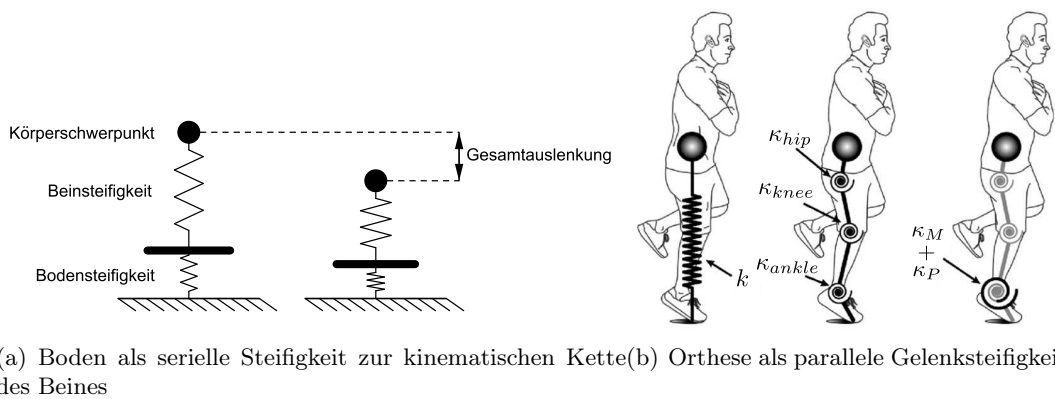


Abb. 1.1: Modifizierte Abb. 1.1(a) nach Ferris und Farley (1997) bzw. Abb. 1.1(b) nach Chang, Roiz und Auyang (2008). Die Dynamik der Hüpfbewegung kann für beide Abbildungen im Sinne des Feder-Masse-Modells nach Blickhan (1989) idealisiert werden. Abbildung 1.1(b) modelliert das Bein als Punktmasse mit starren Segmenten, die über Torsionsfedern der Gelenksteifigkeit κ miteinander verbunden sind. Eine Hypothese dieser Arbeit widmet sich der Frage, ob sich die Gelenksteifigkeit des *M. triceps surae* κ_M aufgrund der ortheseninduzierten externen parallelen Gelenksteifigkeit κ_P ändert.

1.3 Orthesen

Der Einsatz von Orthesen¹ wird in der technischen Orthopädie und Medizin unter Umständen anders motiviert als in der Grundlagenforschung zur Untersuchung von neuromechanischen Anpassungsstrategien. Im klinischen Wörterbuch Pschyrembel (Hildebrandt, 1998) werden die Funktionen Stabilisierung, Entlastung, Ruhigstellung, Führung oder Korrektur von Gliedmaßen oder Rumpf betont. Dabei steht offenbar die Herstellung eines arthromuskulären Gleichgewichtes durch die Minimierung externer Störungen im Vordergrund. Wissenschaftliche Hüpfexperimente mit Orthesen im Sinne Ferris u. a. (2006b) zielen hingegen häufig darauf ab, externe Störungen in Form zusätzlicher Drehmomente in das Gelenk einzubringen, um mögliche Anpassungsstrategien der Biologie an externe Störungen offenzulegen. Entsprechend unterschiedlich kann auch die Klassifikation von Orthesen vorgenommen werden. Specht, Schmitt und Pfeil (2008) betonen u. a. die medizinisch funktionelle Einteilung von Orthesen und deren Nomenklatur nach ISO 8549-3:1989. Dieser internationalen Klassifikation nach wird in dieser Arbeit eine Ankle-Foot-Orthosis (Fußgelenkorthese) verwendet.

Für Hüpfexperimente eignet sich eher eine Unterscheidung hinsichtlich des drehmomenterzeugenden Bauteils in passive und aktive Orthesen (Powered orthosis, engl.). Aktive Orthesen unterscheiden sich von passiven durch einen geschlossenen Regelkreis mit Sensoren und Aktoren. Dadurch können aktive Orthesen gezielt zeitabhängige Drehmomente

¹Kurzwort aus *orthopädisch* und *Prothese* (Scholze-Stubenrecht, 1997), bzw. griechisch aus *ortho*: richtig; *thesis*: Stelle, Lage

1 Einleitung

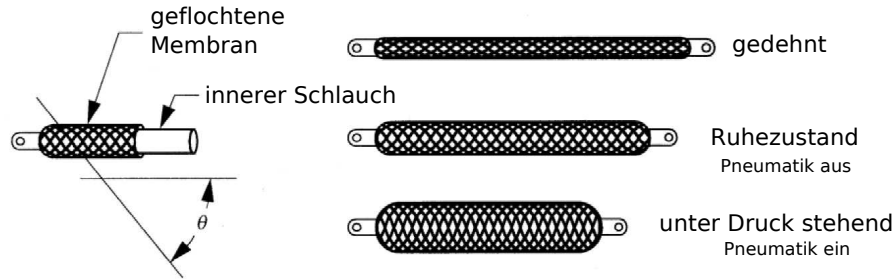


Abb. 1.2: Modifizierte Abbildung eines pneumatischen Muskels („McKibben-Muskel“ oder auch „Pneumatic artificial muscle“) aus Daerden und Lefeber (2000). Das Prinzip geht auf Morins Patent *Elastic diaphragm* aus dem Jahr 1953 zurück.

in den Bewegungsablauf einbringen. Als Aktoren wirken bspw. Motoren mit Schraubenfedern (u.a. Blaya und Herr, 2004) oder pneumatische Muskeln (u.a. Ferris, Czerniecki und Hannaford, 2005). Das Prinzip eines pneumatischen Muskels ist in Abb. 1.2 dargestellt. Vorteile pneumatischer Muskeln gegenüber Schraubenfedern sind die geringere Masse, die individuelle Anpassung durch Regulierung des Druckes und die nichtlinearen Kraft-Längeneigenschaften (vgl. Klute, Czerniecki und Hannaford, 2002), die die Muskeleigenschaften möglicherweise realistischer simulieren. Nachteile aktiver pneumatischer Muskeln sind die Ortsgebundenheit an einen Kompressor und die möglicherweise kürzere Lebensdauer des Membranmaterials und der Dichtungen.

Synonym der aktiven Orthese wird häufig auch der Begriff Exoskelett gewählt (u.a. bei Gordon und Ferris, 2007; Sawicki und Ferris, 2008; Fleischer, 2008; Malcolm u. a., 2009b; Kao, Lewis und Ferris, 2010). Möglicherweise soll damit eine begriffliche Assoziation zum Exoskelett-Begriff der Biologie geweckt werden. Abbildung 1.3 versucht den Orthesenbegriff vom Prothesen- und Skelettbegriff abzugrenzen. Skelette sind nach dieser Klassifikation durch natürliche Strukturen gekennzeichnet. Orthesen zeichnen sich durch eine künstliche Strukturergänzung aus, während Prothesen in Verbindung mit einem künstlichen Strukturersatz gebracht werden können. In Analogie zur Unterscheidung zwischen Endoskeletten und Exoskeletten könnte auch zwischen Endoorthesen im Körperinneren (z.B. Montgomery-Endothese aus Silikongummi zur Stabilisierung der Trachea) und Exoorthesen außerhalb des Körpers (z.B. Fußgelenkorthese) unterschieden werden. Der Begriff Exoskelett ist nach dieser Begriffsabgrenzung für die Biologie reserviert und wird deshalb in dieser Arbeit nicht anstelle des Orthesenbegriffes verwendet.

Um Verwechslungen hinsichtlich der Unterteilung in aktive und passive Orthesen im medizinischen Sprachgebrauch vorzubeugen, wird auf die Klassifikation von Hohmann, Uhlig und Mannerfelt (2005) hingewiesen. Aus Perspektive eines bewegenden Organismus unterscheiden diese Orthesen zur aktiven und passiven Bewegungssteuerung. Bei der aktiven Bewegungssteuerung müsse das Subjekt die Bewegungen selbst ausführen, während die passive Orthese nur die Führung übernimmt. Bei der passiven Bewegungssteuerung bewegen Motoren der aktiven Orthese das Gelenk bei inaktiver Muskulatur. Um beide Sichtweisen sprachlich eindeutig zu bedienen, müssten Orthesen in passive zur

1 Einleitung

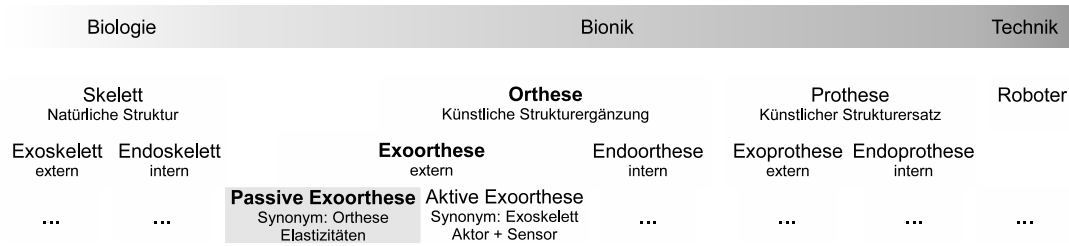


Abb. 1.3: Abgrenzung und Klassifikation der Begriffe Exoskelett, Orthese, Prothese und Roboter. Im Feld der Orthetik und Prothetik sind künstliche und natürliche Strukturen zur Erfüllung einer Aufgabenstellung aufeinander angewiesen, wohingegen in der Biologie natürliche Strukturen auf künstliche verzichten können.

Unterstützung der aktiven Bewegungssteuerung und aktive zur Unterstützung der passiven Bewegungssteuerung eingeteilt werden. Aus Gründen der Ausdrucksökonomie wird im Folgenden der Begriff „Orthese“ anstelle einer „passiven Orthese zur Unterstützung der aktiven Bewegungssteuerung“ verwendet.

1.4 Anpassungsstrategien

In Abschnitt 1.2 wurden serielle und parallele Störungen des Bewegungsablaufes vorgestellt. Dazu werden in diesem Abschnitt Möglichkeiten genannt, wie der Mensch diese Störungen kompensieren könnte. Darauf aufbauend wird ein Gefüge an Hypothesen herausgearbeitet.

1.4.1 Literaturrecherche

Ferris, Louie und Farley (1998) kennzeichnen die Beinsteifigkeit (Leg stiffness, engl.) als Schlüsselparameter zur Beschreibung der Bewegungsdynamik (vgl. Abb. 1.1(b)). Diese repräsentiere nach Farley und Morgenroth (1999) die Durchschnittssteifigkeit des gesamten Muskelskelettsystems während des Bodenkontaktes. Blum, Lipfert und Seyfarth (2009) erinnern an die allgemeine Definition der Beinsteifigkeit als partielle Ableitung der Bodenreaktionskraft nach der Beinlänge während der Bodenkontaktphase: $k_{Bz} := -\frac{\partial F_{Bz}}{\partial z_s}$. Nach Approximation auf eine lineare Kraft-Längen-Beziehung und eine Raumdimension (vertikale Komponente z) reduziert sich die Steifigkeit auf den Quotienten aus maximaler vertikaler Bodenreaktionskraft \hat{F}_{Bz} und maximaler vertikaler Beinstauchung Δz_s (vgl. Gleichung 1.1). Die Beinlänge z_s ist in Gleichung 1.1 der vertikale Abstand zwischen Massenmittelpunkt des Probanden und dem Untergrund während des Bodenkontaktes. Die vertikale Beinsteifigkeit k_{Bz} kann somit nach Gleichung 1.1 über die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft F_{Bz} oder die Beinlänge während des Bodenkontaktes

1 Einleitung

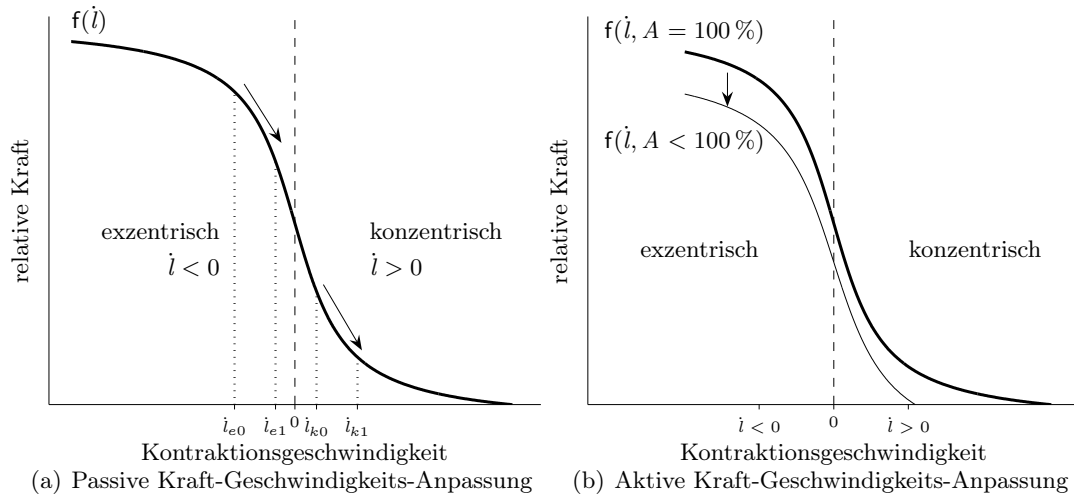


Abb. 1.4: Durch Veränderung der Kontraktionsgeschwindigkeit ($\dot{i}_{e0} \rightarrow \dot{i}_{e1}, \dot{i}_{k0} \rightarrow \dot{i}_{k1}$) des Muskel-Sehnen-Komplexes verschiebt sich der Arbeitsbereich (vgl. Abb. 1.4(a)) in der Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung (u.a. Fenn und Marsh, 1935; Hill, 1938; Katz, 1939; McMahon, 1984) und verändert die normierte Muskelkraft $f(\dot{i})$ passiv. Der steile Anstieg im Übergangsbereich von der konzentrischen \dot{i}_k zur exzentrischen \dot{i}_e Arbeitsweise bewirkt bei kleinen Geschwindigkeitsänderungen große Kraftänderungen. Aktiv (vgl. Abb. 1.4(b)) kann eine Anpassung durch Veränderung der muskulären Aktivierung A erfolgen (Chow und Darling, 1999; Reeves u. a., 2009; Hogan, 1984). $t_{(TD)}$: Landezeitpunkt, $t_{(TO)}$: Absprungzeitpunkt

z_s verändert werden.

$$\Rightarrow k_{Bz} \approx \frac{\hat{F}_{Bz}}{\Delta z_s} \quad (1.1)$$

Als externe Einflussparameter der Beinsteifigkeit bei Hüpfexperimenten mit seriellen Störungen werden u.a. die Bodensteifigkeit (Ferris und Farley, 1997; Farley u. a., 1998; Moritz und Farley, 2005; van der Krogt u. a., 2009), die Bodendämpfung (Moritz und Farley, 2003; Moritz, Greene und Farley, 2004) und das Schuhwerk (Bishop u. a., 2006) diskutiert. Übereinstimmendes Ergebnis der eben aufgezählten Studien ist, dass die Gesamtsteifigkeit als Kombination der Boden- und Beineigenschaften (vgl. Abb. 1.1(a)) annähernd invariant gegenüber der Veränderung von Bodeneigenschaften bleibt. Der Körper reagiert demzufolge mit einer Steifigkeitsanpassung auf die veränderten Umweltbedingungen: Wenn die Bodensteifigkeit sinkt, dann steigt die Beinsteifigkeit (Ferris und Farley, 1997). Zur Anpassung der Beinsteifigkeit werden im Wesentlichen die Gelenksteifigkeiten, die Beingeometrie und die Richtung der Bodenreaktionskraft bei Farley u. a. (1998); Farley und Morgenroth (1999) erwähnt.

Als interne Einflussparameter zur Änderung der Beinsteifigkeit werden im Folgen-

1 Einleitung

den aktive von passiven Strategien unterschieden. Aktive Strategien zeichnen sich durch Veränderung der muskulären Aktivierung A zur Anpassung der Muskelkraft F_M aus. Abbildung 1.5(b) und 1.4(b) verdeutlichen schematisch anhand der Kraft-Längen- und Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung, wie sich die relative Muskelkraft f – bezogen auf die maximale isometrische Kraft – durch die Aktivierung verändern könnte. Die Muskelkraft ist im Zusammenhang dieser Diplomarbeit als funktionelle Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes (Muscle-tendon complex, engl.; vgl. u.a. Bobbert, Huijing und Ingen Schenau (1986)) zu verstehen.

Forschungsergebnisse zum Stellenwert aktiver Anpassungsmechanismen der Fußgelenksteifigkeit sind nicht einheitlich. Hobara, Kanosue und Suzuki (2007) behaupten, dass größere Fußgelenksteifigkeiten durch Änderung der muskulären Voraktivierung (Preactivation, engl.) und vermutlich einer Änderung des kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Short-latency stretch reflex, engl) des M. triceps surae hervorgerufen werden können. Hortobágyi und DeVita (2000) bekräftigen die Kokontraktion (Co-contraction, engl.) des M. tibialis anterior als Einflussvariable hinsichtlich der Steifigkeitsanpassung im Fußgelenk. Nielsen u. a. (1994) verstehen unter Kokontraktion die simultane Aktivierung von Dorsalextensoren und Plantarflexoren. Andererseits ist nach den Untersuchungen von Hobara, Kanosue und Suzuki (2007) die Kokontraktion nicht der Hauptmechanismus zur Anpassung der Fußgelenksteifigkeit. In Farleys u.a. (1998) Messergebnissen sinkt erstaunlicherweise die muskuläre Aktivierung des M. soleus und M. gastrocnemius medialis bei steigender Fußgelenksteifigkeit. Bezüglich Untersuchungen mit externen parallelen Gelenksteifigkeiten (z.B. Orthesen, Exoskeletten) zur Unterstützung der Plantarflexion im Fußgelenk bekunden Ferris u. a. (2006b); Cain, Gordon und Ferris (2007); Gordon und Ferris (2007); Kinnaird und Ferris (2009), dass die Reduzierung der biologischen Fußgelenksteifigkeit (Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, κ_M) mit einer Reduzierung der muskulären Aktivierung des M. triceps surae korreliert.

Passive Strategien erfordern im Unterschied zu aktiven Strategien keine Änderung der muskulären Aktivierung. Unter anderen erklären Moritz und Farley (2004) mit Hilfe des Konzeptes der „passiven Dynamik“ (Passive dynamics, engl.) Anpassungen der Beinsteifigkeit beim Hüpfen an unerwartete Änderungen der Bodensteifigkeit. Durch Änderung der Orientierung der Beinsegmente ändere sich die Muskellänge l und die Kontraktionsgeschwindigkeit \dot{l} (zeitliche Änderung der Muskellänge) des Muskels (vgl. Abb. 1.6). Dadurch kann sich der Arbeitsbereich auf der Kraft-Längen-Kurve (Abb. 1.5(a)) und der Kraft-Geschwindigkeits-Kurve (Abb. 1.4(a)) verschieben. Folglich würde sich die Muskelkraft anpassen. In diesem Fall führt das Zusammenspiel aus einer Änderung der Gelenkwinkel und den nichtlinearen intrinsischen Muskeleigenschaften (Intrinsic muscle properties, engl.) zu einer Muskelkraftanpassung noch vor einer Änderung der EMG-Signale² (Moritz und Farley, 2004). Dieses Verhalten ist auch unter dem Stichwort „Preflex“ (Loeb, 1995) oder „mechanisches Feedback“ (u.a. Cham, Bailey und Cutkosky, 2000) zu finden. In Abb. 1.6 ist bspw. bei konstantem Kniegelenkwinkel die Länge l und Längenänderung pro Zeit \dot{l} des M. gastrocnemius in Abhängigkeit des Fußgelenkwinkels β mit den

²In dieser Arbeit ist unter der Abkürzung EMG die Oberflächen-Elektromyografie zu verstehen (Surface electromyography, engl.)

1 Einleitung

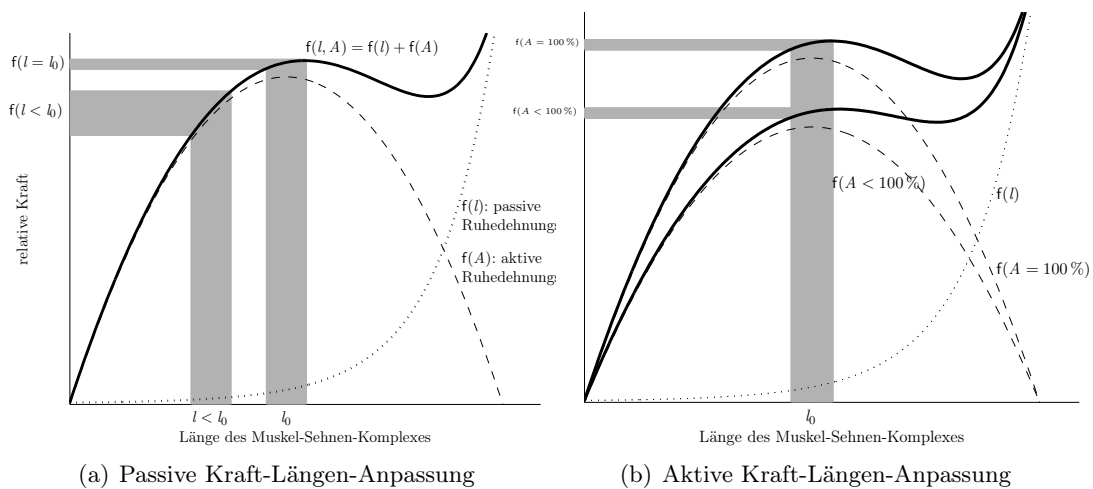


Abb. 1.5: Schematische Darstellung verschiedener Möglichkeiten der Muskelkraftanpassung. Beispielsweise führt eine Verkürzung der Muskellänge $l_0 \rightarrow l$ zur Verschiebung des Arbeitsbereiches (grau schraffiert) und damit zu einer Kraftverringerung (vgl. Abb. 1.5(a)) im Kraft-Längen-Diagramm $f(l)$ (u.a. Aubert, Roquet und Elst, 1951; Hill, 1953; Gordon, Huxley und Julian, 1966; McMahon, 1984). Durch Veränderung der muskulären Aktivierung A könnte eine aktive Kraft-Längen-Anpassung erfolgen (vgl. Abb. 1.5(b))

Gleichungen A.10 und A.11 im Anhang abgeschätzt worden. Abbildung 1.6 verdeutlicht, dass sich l und \dot{l} nichtlinear mit β ändern.

Chang, Roiz und Auyang (2008) unterscheiden Ein- und Mehrgelenkstrategien (Single- and multi-joint compensation strategy, engl.) zur Konservierung der Beinsteifigkeit bei Hüpfexperimenten mit parallelen Gelenksteifigkeiten. Die Fußgelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M reduziere sich bei Unterstützung der Plantarflexion durch eine externe Feder und kompensiere damit die Orthesensteifigkeit (Eingelenkstrategie). Bei Hemmung der Plantarflexion bzw. Unterstützung der Dorsalextension³ erhöhe sich hingegen κ_M analog der Kokontraktion im Fußgelenk. In diesem Fall helfe die Veränderung der Steifigkeit des Kniegelenks die Beinsteifigkeit konstant zu halten (Mehrgelenkstrategie).

Tabelle 1.1 fasst die in diesem Abschnitt erwähnten Anpassungsstrategien zusammen.

1.4.2 Hypothesen

Zur formalen Beschreibung der Hypothesen helfen die in Abb. 1.7(a) eingeführten Zeichen. Darin ist die Abstraktion des Sprungbeines mit angelegter Orthese auf ein Geometriemodell und das „Feder-Masse-Modell“ (Blickhan, 1989) dargestellt. Der Index 0 weist

³Dorsiflexion wird im Deutschen entweder als Dorsalextension (vgl. u.a. Schünke u. a., 2005) oder Dorsalflexion (vgl. u.a. Kendall und MacCreary, 1988) bezeichnet. Beide Begriffe meinen die Bewegung des Fußrückens in Richtung des Schienbeins.

1 Einleitung

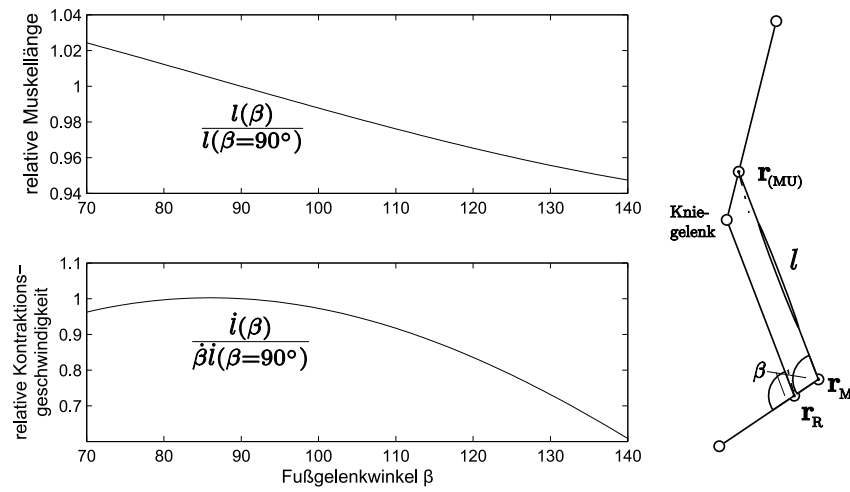


Abb. 1.6: Veränderung der Muskellänge des M. gastrocnemius l und der zeitlichen Änderung der Muskellänge \dot{l} in Abhängigkeit des Fußgelenkwinkels β . l und \dot{l} sind bzgl. $l(\beta = 90^\circ)$ bzw. $\beta \dot{l}(\beta = 90^\circ)$ normiert. Die Herleitung ist in Anhang 4.6 mit den Gleichungen A.10, A.11 niedergeschrieben. $\mathbf{r}_{(MU)}$: Muskelursprung, \mathbf{r}_M : Muskelansatz, \mathbf{r}_R : Fußgelenk

Tabelle 1.1: Zusammenfassung ausgewählter aktiver und passiver Anpassungsstrategien mit Literaturbeispielen.

Anpassungsstrategie		Literaturbeispiel
aktiv	Voraktivierung	Hobara, Kanosue und Suzuki (2007)
	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	Hobara, Kanosue und Suzuki (2007)
	Kokontraktion/Koaktivierung	Hortobágyi und DeVita (2000)
	Muskelrekrutierung	Ferris u. a. (2006b)
	Feedback	Geyer, Seyfarth und Blickhan (2003)
passiv	Preflexe	Loeb (1995)
	Segmentorientierung	Moritz und Farley (2004)
	Intelligente Mechanik	Blickhan u. a. (2007)
aktiv + passiv	Ein- und Mehrgelenkstrategien	Chang, Roiz und Auyang (2008)

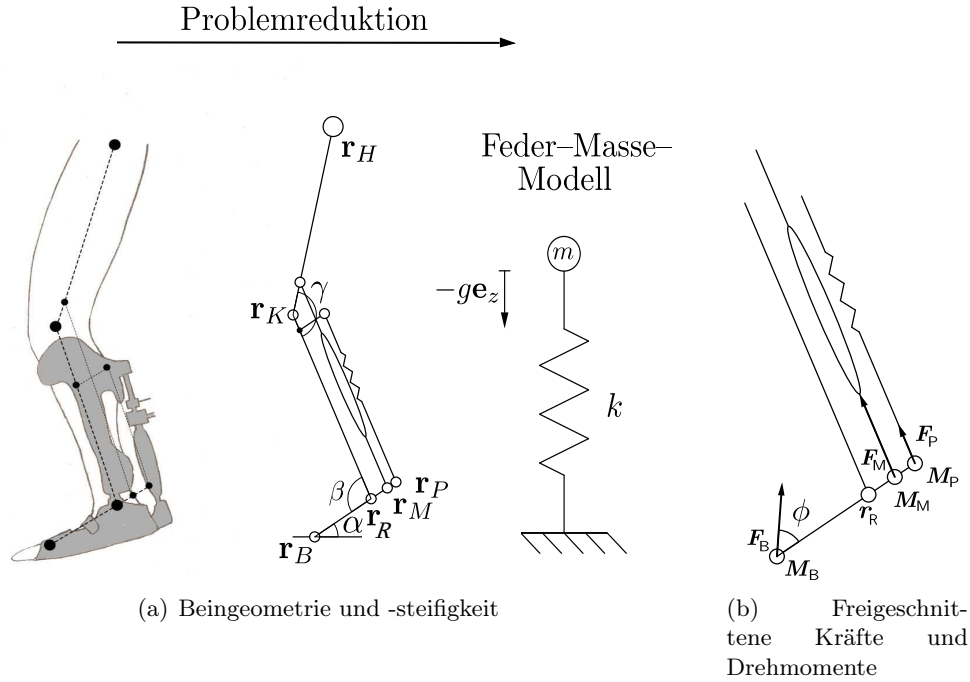


Abb. 1.7: 1.7(a): Reduktion des rechten Sprungbeines auf das Hüftgelenk \mathbf{r}_H , Kniegelenk \mathbf{r}_K , Kniegelenkwinkel γ , Fußgelenk bzw. Orthesengelenk \mathbf{r}_R , Fußgelenkwinkel β , Ansatzpunkt der Bodenreaktionskraft \mathbf{r}_B , Ansatzpunkt der Muskelkraft \mathbf{r}_M und Ansatzpunkt der Muskelkraft des pneumatischen Muskels \mathbf{r}_P sowie des Neigungswinkels α . Weiter abstrahiert das Feder-Masse-Modell (Blickhan, 1989) die Struktur des Beines u. a. auf einen Massepunkt m im Körperschwerpunkt und eine masselose Feder der Steifigkeit k (Beinsteifigkeit). 1.7(b): Freigeschnittene Kräfte und Drehmomente bzgl. der Drehachse des Orthesengelenkes \mathbf{r}_R : Bodenreaktionskraft und deren Drehmoment \mathbf{M}_B , Muskelkraft \mathbf{F}_M und deren Drehmoment \mathbf{M}_M , Kraft des pneumatischen Muskels \mathbf{F}_P und dessen Drehmoment \mathbf{M}_P sowie der Richtungswinkel ϕ der Bodenreaktionskraft.

in dieser Arbeit darauf hin, dass der pneumatische Muskel entspannt ist (ausgeschaltete Pneumatik). In diesem Zustand wird also kein externes paralleles Drehmoment \mathbf{M}_P in das Fußgelenk induziert. Index 1 macht auf den Zustand eingeschalteter Pneumatik aufmerksam. Der methodische Ablauf wird in Abschnitt 2.1 genauer beschrieben.

Eine interessante Frage hinsichtlich des globalen Verhaltens des Körperschwerpunktes auf externe Störungen ist, ob sich die Beinsteifigkeit k_{Bz} ändert, wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit κ_P induziert wird. Ferris u. a. (2006b); Cain, Gordon und Ferris (2007); Gordon und Ferris (2007); Chang, Roiz und Auyang (2008) beobachten, dass sich k_{Bz} nicht ändert, wenn parallel zum Fußgelenk κ_P eingebracht wird. Diese Aussage soll mit Hypothese $H1$ geprüft werden. Methodisch kann $H1$ durch Hüpfen mit Fußgelenkorthesen umgesetzt werden.

1 Einleitung

Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit κ_P induziert wird, dann ändert sich die globale vertikale Beinsteifigkeit k_{Bz} nicht.

Beziehungsweise zur methodischen Umsetzung umformuliert, lautet diese:

H1: Die Beinsteifigkeit bleibt bei eingeschalteter Pneumatik gleich der Beinsteifigkeit bei ausgeschalteter Pneumatik.

$$k_{Bz0} \stackrel{?}{=} k_{Bz1} \quad (1.2)$$

Bei einer möglichen Konservierung der Beinsteifigkeit könnte geschlussfolgert werden, dass der Proband die parallele Gelenksteifigkeit mechanisch eher integriert als ignoriert.

Im nächsten Schritt bietet es sich an, die Gelenksteifigkeit als Parameter zur Veränderung der Beinsteifigkeit zu untersuchen. Nach Farley und Morgenroth (1999) hat das Fußgelenk einen größeren Einfluss auf die Beinsteifigkeit als das Knie- und Hüftgelenk. Beim Hüpfen, mit der Zielstellung eine maximale Hüpfhöhe zu erreichen, identifizieren Hobara u. a. (2009) das Kniegelenk mit dem größten Effekt zur Anpassung der Beinsteifigkeit. In Ferris u. a. (2006b) Experimenten, bleibt die Gesamtsteifigkeit des Fußgelenks invariant gegenüber einer zusätzlich induzierten parallelen Gelenksteifigkeit. Dieser offenbar besonderen Anpassungsfähigkeit des Fußgelenks widmet sich Hypothese *H2*:

Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit κ_P induziert wird, dann ändert sich die gesamte Fußgelenksteifigkeit κ_B nicht.

Beziehungsweise zur methodischen Umsetzung umformuliert, lautet diese:

H2 Die gesamte Fußgelenksteifigkeit bleibt bei eingeschalteter Pneumatik κ_{B1} gleich der gesamten Fußgelenksteifigkeit bei ausgeschalteter Pneumatik κ_{B0} .

$$\kappa_{B0} = \kappa_{M0} \stackrel{?}{=} \kappa_{B1} \quad (1.3)$$

$$\kappa_{M0} \stackrel{?}{=} \kappa_{M1} + \kappa_{P1} \quad (1.4)$$

Wenn diese Hypothese erfüllt sein sollte, dann resultiert, dass sich die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand $\kappa_{M0} \rightarrow \kappa_{M1}$ angepasst haben muss. κ_M kann wie bei Farley und Morgenroth (1999) als Durchschnittsgelenksteifigkeit aus der Änderung des Muskeldrehmomentes $\Delta \mathbf{M}_M$ und der Änderung des Fußgelenkwinkels $\Delta \beta$ approximiert werden:

$$\kappa_M \approx \frac{\Delta |\mathbf{M}_M|}{\Delta \beta} \quad (1.5)$$

Die Änderung des Muskeldrehmomentes $\Delta |\mathbf{M}_M(F_M, |\mathbf{r}_M| \cdot \sin(\angle(\mathbf{F}_M, \mathbf{r}_M)))|$ kann über die Muskelkraft F_M oder den effektiven Hebelarm $|\mathbf{r}_M| \cdot \sin(\angle(\mathbf{F}_M, \mathbf{r}_M))$ erfolgen. Die

1 Einleitung

Muskelkraft kann nach der Gleichung $F_M(A, f(l), f(\dot{l}))$ (Geyer, Seyfarth und Blickhan, 2003) über die muskuläre Aktivierung A oder über die intrinsischen Muskeleigenschaften $f(l), f(\dot{l})$ (vgl. Abb. 1.5, 1.4) angepasst werden. Die muskuläre Aktivierung ist wiederum abhängig von Feedforwardprozessen (z.B. Voraktivierung, Antizipation) und Feedbackprozessen. Geyer, Seyfarth und Blickhan (2003) und Häufle (2009) simulieren Reflexmechanismen die Längen-, Geschwindigkeits- oder Kraftwerte als Sensorinformationen für Feedbackstrategien verarbeiten. Danach könnten Kraft-Feedback $A(f)$, Geschwindigkeits-Feedback $A(\dot{l})$ und Muskellängen-Feedback $A(l)$ separiert werden.

Nach der vorangegangenen Analyse möglicher Anpassungsstrategien an parallele Gelenksteifigkeiten könnten $\Delta\beta, \mathbf{r}_M \cdot \sin(\angle(\mathbf{F}_M, \mathbf{r}_M))$ zur geometrischen Anpassung zusammengefasst und von der muskulären Anpassung F_M abgegrenzt werden. Ausgehend von einigen Autoren (Ferris u. a., 2006b; Cain, Gordon und Ferris, 2007; Gordon und Ferris, 2007; Kinnaird und Ferris, 2009), die herausfanden, dass die muskuläre Aktivierung beim Hüpfen mit einer Orthese abnimmt, wird der muskulären Anpassung hypothetisch ein größerer Einfluss eingeräumt und Hypothese $H3$ formuliert:

H3 Wenn eine Anpassung im Fußgelenk an eine parallele Gelenksteifigkeit stattfindet, dann erfolgt diese eher durch muskuläre Anpassung als durch geometrische Anpassung.

Zur methodischen Umsetzung dieser Fragestellung wird zunächst die Hilfsgröße „theoretisches Muskeldrehmoment“ \mathbf{M}_{MT} berechnet. Diese Größe sagt aus, wie groß das Muskeldrehmoment bei eingeschalteter Pneumatik sein müsste, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik die gleiche Muskelkraft aufbringen würde wie im Zustand ausgeschalteter Pneumatik. Zur Berechnung von \mathbf{M}_{MT} werden der Ortsvektor des Muskelansatzes bei eingeschalteter Pneumatik \mathbf{r}_{M1} mit der Muskelkraft bei ausgeschalteter Pneumatik \mathbf{F}_{M0} in Beziehung gesetzt:

$$\mathbf{M}_{MT} = \mathbf{r}_{M1} \times \mathbf{F}_{M0} \quad (1.6)$$

Operationalisiert lautet $H3$:

$$|\mathbf{M}_{M0} - \mathbf{M}_{MT}| \stackrel{?}{<} |\mathbf{M}_{M1} - \mathbf{M}_{MT}| \quad (1.7)$$

Eine mögliche Anpassung ist in Abb. 1.8 dargestellt.

Durch die Möglichkeit EMG-Signale als Untersuchungsmethode einzubinden, könnte eventuell der Einfluss aktiver von passiven muskulären Strategien getrennt erforscht werden. Unter der Annahme, dass eine muskuläre Anpassung bei gleichzeitiger Veränderung des EMG-Signals $|U|$ nachgewiesen werden kann, wäre dies ein Indiz zu Gunsten der aktiven Anpassung an die parallele Störung der Gelenksteifigkeit. Falls keine Änderung des EMG-Signals nachgewiesen werden kann, bekräftigt dies passive muskuläre Anpassungsmechanismen. In den Untersuchungen von Ferris u. a. (2006b) verringert sich die muskuläre Aktivierung des *M. soleus* und *M. gastrocnemius caput lateralis* beim Hüpfen mit einer Fußgelenkorthese. Aus diesem Grund wird Hypothese $H4$ folgendermaßen formuliert:

1 Einleitung

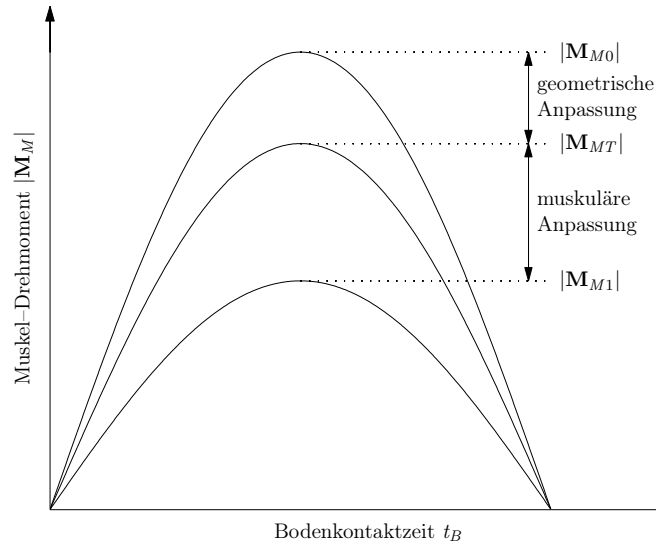


Abb. 1.8: Mögliche Veränderung des Muskeldrehmomentes beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand $\mathbf{M}_{M0} \rightarrow \mathbf{M}_{M1}$. Das theoretische Muskeldrehmoment \mathbf{M}_{MT} separiert die geometrische von der muskulären Anpassung (Hypothese $H3$).

$H4$: Wenn parallel zum Fußgelenk eine zusätzliche Gelenksteifigkeit induziert wird, dann verringert sich die muskuläre Aktivierung.

Abbildung 1.9 fasst die Anpassungsstrategien in Verbindung mit den vier Hypothesen zusammen.

1 Einleitung

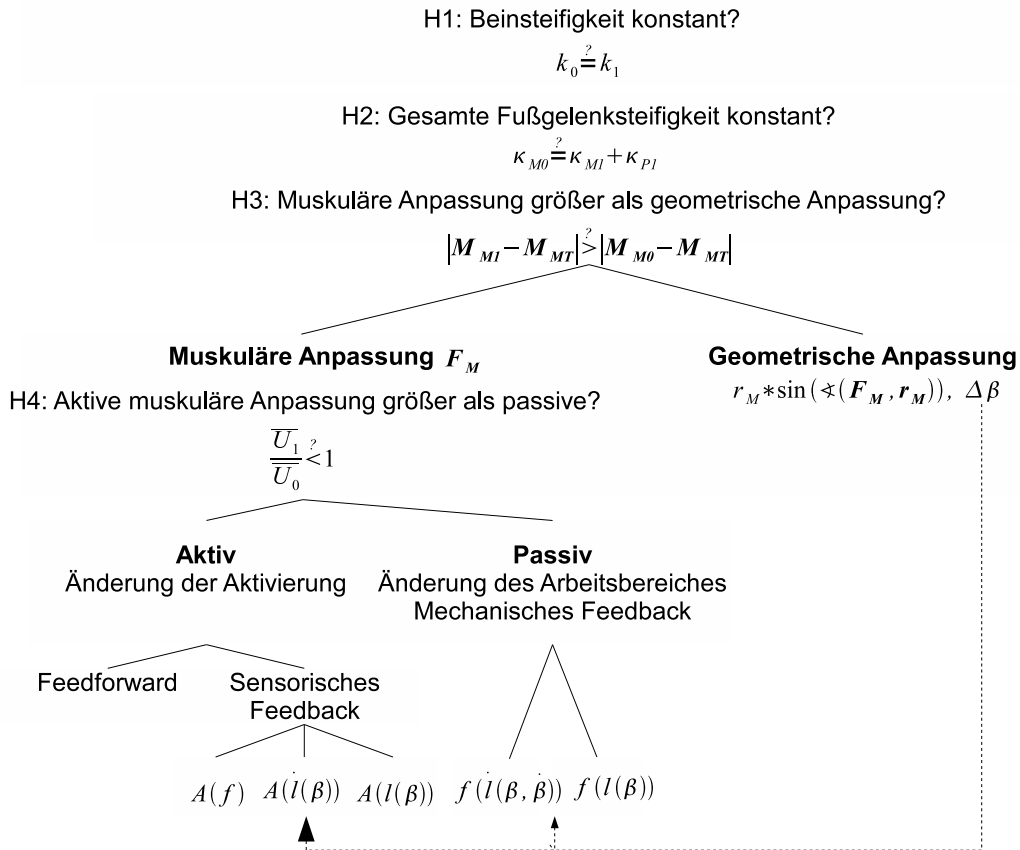


Abb. 1.9: Zusammenhänge unterschiedlicher Anpassungsstrategien und der vier Hypothesen H1 – 4. k : Beinsteifigkeit, κ_M : Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes, κ_P : Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels, M_M : Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes, M_{MT} theoretisches Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes, \bar{U} : zeitlicher quadratischer Mittelwert des EMG-Signals, $A(f)$: sensorisches Kraft-Feedback, $A(\dot{l})$: sensorisches Geschwindigkeits-Feedback, $A(l)$: sensorisches Muskellängen-Feedback, $f(\dot{l})$: mechanisches Geschwindigkeits-Feedback (Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung), $f(l)$: mechanisches Längen-Feedback (Kraft-Längen-Beziehung).

2 Methoden

2.1 Versuchsdesign und -ablauf

Die in Abschnitt 1.4.2 erarbeiteten Hypothesen orientieren sich vordergründig daran, Unterschiede zwischen dem natürlichen Hüpfen und Hüpfen mit einer parallelen Gelenksteifigkeit herauszufinden. Methodisch wurde die parallele Gelenksteifigkeit mit Hilfe zwei verschiedener Orthesen beim einbeinigen Hüpfen induziert. Die Versuchsdurchführung mit zwei unterschiedlichen Orthesen verfolgte die Zielstellungen, Vor- und Nachteile des Orthesendesigns ergründen zu können, mögliche Anpassungsmechanismen unabhängig gegenüber verschiedener Orthesentypen zeigen und auf verschiedene Probandengrößen reagieren zu können. Die Indizes G bzw. J weisen im Folgenden auf die zwei verschiedene Orthesentypen hin. Der Orthesentyp G bzw. J kennzeichnet die in Gent bzw. Jena entwickelte Orthese.

Der Ablauf eines Hüpfversuches wurde in fünf Phasen gegliedert (vgl. Abb. 2.1). Während der ersten Phase hüpfen die Probanden 13 mal bei ausgeschalteter Pneumatik – also ohne parallele Gelenksteifigkeit. Die zweite und vierte Phase sind Übergangsphasen währenddessen der pneumatische Muskel kontrahierte (k) bzw. dilatierte (d). Die Steuerung des Kontraktions- und Dilatationsbeginn erfolgte über die Bodenreaktionskraft und einer Computerschnittstelle. Ein mit Labview[®] (National Instruments, Austin, TX, USA) erstelltes Programm zählte die ersten 13 Bodenkontakte und leitete ab der 14. Bodenkontaktphase die Luftfüllung ein. Während des 27. Bodenkontaktes begann die Entspannung des pneumatischen Muskels. Abbildung A.1 im Anhang verdeutlicht die kürzere Kontraktionsverzögerung $t_{Pk} = 145$ ms gegenüber der Dilatationsverzögerung $t_{Pd} = 350$ ms des pneumatischen Muskels für eine Probemasse von 5 kg. Ursachen waren vermutlich Hystereseeffekte des Membranmaterials. Da die Größenordnung der Verzögerungen im Bereich der Bodenkontaktzeit $t_B = 300$ ms (vgl. Tabelle A.3) lag, wurden für die Übergangsphasen k und d drei Bodenkontaktphasen reserviert (vgl. Abb. 2.1).

Der Ablauf der Hüpfserien hätte auch so gestaltet werden können, dass die Probanden zunächst ohne Orthese hüpfen und danach die Serie mit Orthese bei eingeschalteter Pneumatik wiederholen. Neben organisatorischem Mehraufwand aufgrund häufigeren An- und Ablegen der Orthese bestünde bei Wahl dieses Ablaufs auch ein methodischen Problem: Es würde Hüpfen ohne Orthese mit Orthesenhüpfen verglichen werden. Mögliche Anpassungsmechanismen an parallele Gelenksteifigkeiten könnten dann nicht von Änderungen bezüglich dem ungewohnten Tragen einer Orthese getrennt werden. Deshalb wurde der Ablauf so gestaltet, das Hüpfen mit Orthese im ausgeschalteten Zustand 0 mit Hüpfen im eingeschalteten Zustand 1 verglichen wurde (vgl. Abb. 2.1). Ein weiterer Vorteil dieses Designs war, dass die Anpassungsstrategien während der Störung in den Übergangsphasen k und d für weiterführende Auswertungen genauer untersucht werden

2 Methoden

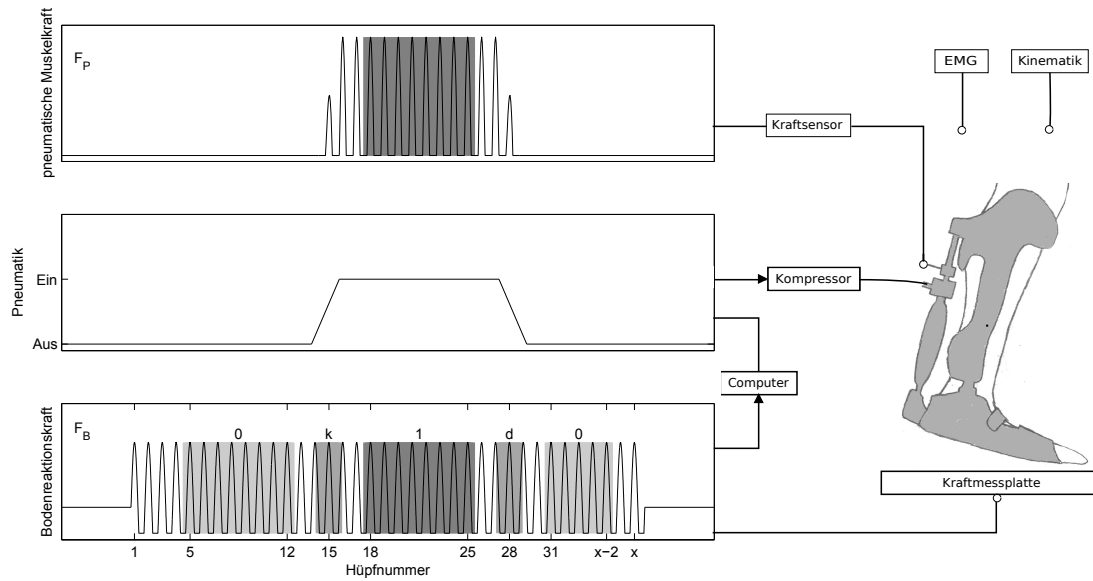


Abb. 2.1: Schematische Darstellung des Versuchsplatzes und -designs. Kraftmessplatte, *EMG*-Messgerät, Kraftsensor und ein Infrarot-Kamerasystem (Kinematik) registrierten die Messdaten. Zur Steuerung zählte der Computer die Bodenkontaktphasen und signalisierte daraufhin dem Kompressor, den Luftdruck im pneumatischen Muskel zu erhöhen (Kontraktion k) oder mit dem Umgebungsdruck auszugleichen (Dilatation d). Die hell- und dunkelgrau markierten Signale der Phasen im aus- und eingeschalteten Zustand (0, 1) wurden für die Berechnungen ausgewählt. x : variable letzte Hüpfnummer

2 Methoden

können. Beispielsweise erlaubte das Steuerprogramm den Füll- und Entleerungsbeginn während des Bodenkontaktes zu verschieben und damit zu unterschiedlichen Zeiten die Störung einzuleiten. In diesem Experiment begannen die Zustandswechsel in einer Konfiguration bei 33 Prozent der 14. und 27. Bodenkontaktphase und in einer anderen bei 66 Prozent. Die Füllzeitpunkte wurden so gewählt, um mögliche Reaktionen auf eine Störung während der Lande- bzw. Absprunghase untersuchen zu können.

Während des Experimentes hüpfen die Probanden in einer Konfiguration nach einem vorgegebenen Takt von 2,6 Hz (Index (26)). In einer anderen erhielten sie die Instruktion, ohne äußere Zwänge so natürlich wie möglich zu hüpfen (freie wählbare Hüppfrequenz, Index (fr)). Die Wahl der Frequenz orientierte sich an Ferris u. a. (2006b) Experimenten. Damit konnten Vergleiche zu bisherigen Untersuchungen hergestellt werden. In diesem Zusammenhang hätte auch die Vermutung aufgestellt werden können, dass beim freien Hüpfen die Probanden andere Anpassungsstrategien wählen als im gezwungenen Zustand.

In einer weiteren Konfiguration wurden die Drücke im pneumatischen Muskel variiert. Im Ruhezustand wurden diese auf 150 kPa oder 250 kPa eingestellt. Während des Hüpfens schwankte der Druck um bis zu 200 kPa aufgrund der Kompression des pneumatischen Muskels. Abbildung A.2 im Anhang zeigt die Längenänderung des pneumatischen Muskels bei unterschiedlichen Kräften. Auch wenn die gemessenen Werte nur den Bereich bis ca. 40 Prozent der Maximalkräfte des pneumatischen Muskels F_P beim Hüpfen darstellen, wird deutlich, dass die Steifigkeit bei 250 kPa größer ist und näherungsweise linear verläuft im Vergleich zu niedrigeren Drücken. Höhere Drücke wurden zur Schonung des Membranmaterials nicht gewählt. Die Experimente wurden mit einem Druck von 150 kPa und 250 kPa durchgeführt. Aufgrund der größeren parallelen Steifigkeit bei 250 kPa im Vergleich zu niedrigeren Drücken, der damit verbundenen größeren Störung und möglicherweise deutlicheren biologischen Anpassung wurden in der Auswertung nur die Messdaten der 250-kPa-Konfiguration berücksichtigt. Dabei schwankten die Orthesensteifigkeiten für den Orthesentyp J zwischen 1,8 und 2,0 Nm/° und für den Orthesentyp G zwischen 0,9 und 1,3 Nm/°.

Die Fülle an unterschiedlichen Konfigurationen (Orthesentyp, Hüppfrequenz, Orthesendruck, Dilatations- und Kontraktionszeitpunkt) und die geringe Probandenanzahl (vgl. Tabelle 2.1) vergegenwärtigt, dass die Experimente im Rahmen dieser Diplomarbeit eher den Charakter einer explorativen Voruntersuchung als einer hypothesenprüfenden (explanativen) Untersuchung (vgl. Bortz, 2005, S. 50) tragen. Die Wahl zu Gunsten des Explorativen diente zur Entscheidungsfindung für ein optimales Untersuchungsdesign hinsichtlich des erarbeiteten Hypothesengefüges in Abschnitt 1.4.2. In diesem Zusammenhang können auch Hüpfversuche im Stehen hinterfragt werden. Anpassungsmechanismen im Stehen sind aufgrund der komplexen kinematischen Kette aus Fuß-, Knie- und Hüftgelenk schwieriger zu analysieren als in einem reduzierten System. Die Interaktionen beteiligter mehrgelenkiger Muskeln sind größer als bei eingelenkigen Bewegungen. Aus diesem Grund wurde in Vorversuchen geprüft, ob eine hüpfähnliche Bewegung auf das Fußgelenk eingeschränkt werden kann. Dazu sollten Probanden auf einem Hocker sitzend ihren rechten Fuß auf und ab bewegen. Dieses „einbeinige Hüpfen mit gebeugtem Kniegelenk im Sitzen auf einem Hocker“ (vgl. Abb. 2.1) reduzierte die Freiheitsgrade und die involvierten Muskeln. Kausale Schlüsse sind bei weniger Variablen einfacher identifi-

2 Methoden

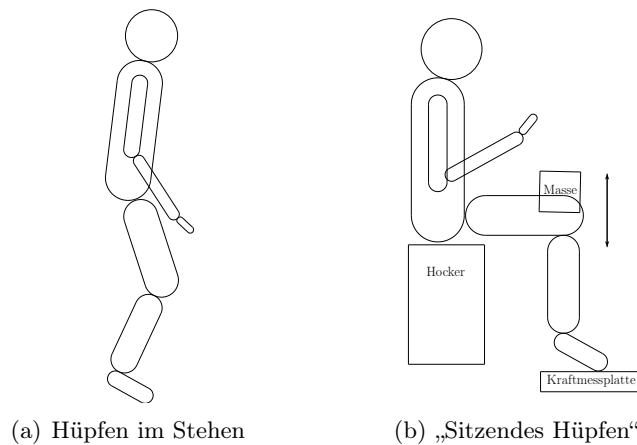


Abb. 2.2: „Sitzendes Hüpfen“ als methodische Problemreduktion neuromuskulärer Interaktionen auf die Fußgelenkmuskulatur? Nein: In Vorversuchen stellte sich heraus, dass der Einfluss der Hüftbeuger *M. rectus femoris* und *M. tensor fasciae latae* auf die Bewegungsausführung nicht vernachlässigbar ist.

zierbar und Steifigkeitsanpassungen des Fußgelenks an parallele Gelenksteifigkeiten lokal beschreibbar. In durchgeführten Messserien im „sitzenden Hüpfen“ stellte sich aber heraus, dass die Bewegung durch die Hüftbeuger *M. rectus femoris* und *M. tensor fasciae latae* beeinflusst wurde und damit eine Problemreduktion auf die Fußgelenkmuskulatur ausgeschlossen ist. Ein Proband wies des Weiteren auf Schmerzen im Lumbalbereich der Wirbelsäule hin, was vermutlich auf einen Einsatz des Hüftbeugers *M. iliopsoas* hindeutet. Aus diesen Gründen wurde die Methode des stehenden Hüpfens dem „sitzenden Hüpfen“ vorgezogen.

Der Versuchsablauf umfasste eine Vorbereitungs-, Durchführungs- und Nachbereitungsphase. Vor Experimentierbeginn wurden die unter Abschnitt 2.3 beschriebenen Messgeräte kalibriert und eine Einverständniserklärung der Probanden zur freiwilligen Teilnahme an den Experimenten eingeholt. Danach wurden die in Abschnitt 2.3 erläuterten Qualisis-Marker und EMG-Elektroden an die Probanden angebracht. Anschließend wurde die Länge des pneumatischen Muskels individuell angepasst und eine Testmessung durchgeführt. In der Durchführungsphase wurden die Hüpfserien unterschiedlicher Konfigurationen in zufälliger Reihenfolge absolviert. Alle Probanden hüpfen auf dem rechten Bein im Stehen mit den Händen am Beckenkamm (*Crista iliaca*). Kombiniert wurden die Konfigurationen Hüpfrequenz (2, 6 Hz und freies Hüpfen), Füllzeitpunkt (33 Prozent und 66 Prozent der Bodenkontaktzeit) und der Druck des pneumatischen Muskels (150 kPa und 250 kPa). Daran anschließend hüpfen die Probanden in zwei Messungen ohne Orthese bei einer Hüpfrequenz von 2, 6 Hz und als freies Hüpfen. Dadurch ergaben sich zehn Hüpfserien je Proband mit einer Orthese. Insgesamt nahmen sechs Probanden an den Messungen teil, von denen vier mit dem Orthesentyp *J* und fünf mit dem Orthesentyp *G* hüpfen (vgl. Tabelle 2.1). Demnach hüpfen drei Probanden mit beiden Orthesen-

2 Methoden

typen. In der Nachbereitungsphase wurden die Qualisis-Marker und EMG-Elektroden der Probanden entfernt, die anthropometrischen Größen Beinlänge (Höhe des Trochanter major), Hebelarm der Achillessehne und Körpergewicht gemessen und Stichproben der Kraft- und Kinematikmessdaten kontrolliert. Eine Messung dauerte ca. 30 Sekunden; der ganze Versuch ca. 90 Minuten.

Tabelle 2.1: Eigenschaften der Probanden.

Probanden- nummer	Orthesen- typ	Masse in kg	Trochanter- höhe in cm	Hebelarm Achillessehne in cm	Alter in a	Geschlecht
1	<i>G</i>	58	87	3,5	40	weiblich
2	<i>G</i> und <i>J</i>	75	91	3,8	22	männlich
3	<i>G</i>	59	93	4,8	22	männlich
4	<i>J</i>	60	88	4,3	28	männlich
5	<i>G</i> und <i>J</i>	73	93	6,5	30	männlich
6	<i>G</i> und <i>J</i>	62	91	2,6	24	männlich

2.2 Ortheseneigenschaften

In Abbildung 2.3 sind Bemaßungen der unterschiedlichen Orthesentypen (Index *J* bzw. *G*) dargestellt. Im Wesentlichen bestanden beide Orthesen aus einer Fußschale *FO*, einer Unterschenkelschale *UO*, einem Fußgelenk \mathbf{r}_R , einem Kraftsensor *KS* und einem pneumatischen Muskel *PM*. Die dorsalen und ventralen Aussparungen der Unterschenkelschale vereinfachten das Platzieren der EMG-Elektroden, verringerten die Orthesenmasse und erleichterten das Anlegen der Orthese. Die Schale des Orthesentyps *J* wurde vom Sanitätshaus Rothgaenger (Gera) aus Orthocryl[®] Laminarharz und Carbonfaser-Gewebeband unidirektional der Firma Otto Bock[®] angefertigt und wog 23 N. Vorteil der geringen Nachgiebigkeit des Materials war die direkte Kraftübertragung vom pneumatischen Muskel auf den Organismus. Flexiblere Eigenschaften hatte die 12 N schwere von der Firma Technische Orthopedie Belgie (Gent) gefertigte Orthese *G* aus Kunststoff. Orthesentyp *G* konnte aufgrund der flexibleren Eigenschaften der Orthesenschale einfacher an die Probanden angebracht werden.

Die pneumatischen Muskeln bestanden aus einem inneren Latexschlauch (Michelin[®] Aircomp Latex A1 22/23-622) und einem äußeren Geflechschlauch aus Polyester (vgl. Abbildung 1.2). Unter Druck stehend verkürzte die äußere Membran longitudinal und dilatierete transversal aufgrund des Flechtwinkels ϕ . Dieses Prinzip künstlicher Muskeln ist in der Literatur auch unter dem Stichwort McKibben-Muscle (bspw. Daerden und Lefeber, 2000) zu finden und orientiert sich an dem US Patent *Elastic Diaphragm* Morins aus dem Jahr 1953.

Da die Orthesenansteuerung wie in Abschnitt 2.1 beschrieben nur während der kurzen Kontraktions- und Dilatationsphase erfolgte und der pneumatischen Muskel sonst nur längenabhängige Kräfte auf den Probanden überträgt, werden beide Orthesentypen als passive Orthese zur Unterstützung der aktiven Bewegungssteuerung klassifiziert (vgl. Abb. 1.3).

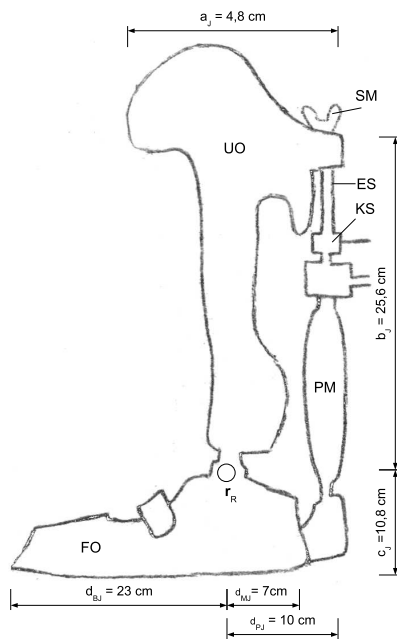
2 Methoden



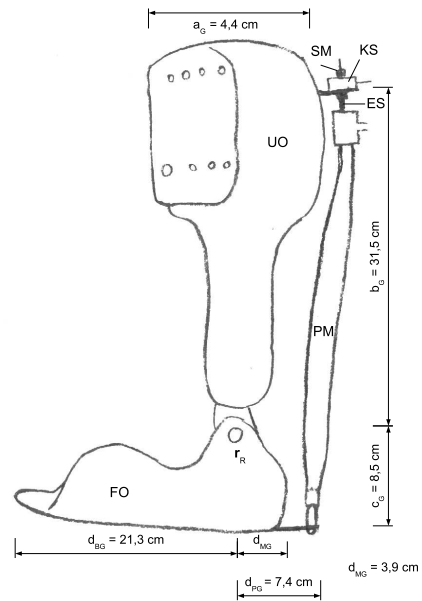
(a) Orthesentyp J



(b) Orthesentyp G



(c) Orthesentyp J



(d) Orthesentyp G

Abb. 2.3: Bemaßungen des Orthesentyps *J* und *G* für das rechte Bein. Ansicht von lateral. *FO*: Fußschale, *UO*: Unterschenkelschale, *PM*: pneumatischer Muskel, *SM*: Schraubenmutter, *ES*: Einstellschraube, *KS*: Kraftsensor, r_R : Drehachse.

Die druckabhängige Ruhelänge des pneumatischen Muskels inklusive der Befestigung $c + b$ in Abb. 2.3 wurde mit Hilfe der Einstellschraube ES und der Schraubenmutter SM individuell an die Probanden angepasst. Dazu stellten sich diese mit gestrecktem Kniegelenken auf eine geneigte Ebene von 30 Grad. Der Druck im pneumatischen Muskel wurde auf 150 kPa bzw. 250 kPa eingestellt. Anschließend wurde ES auf die Länge $c + b$ verschoben und unter geringer Zugkraft von SM angezogen. Nach einem Testversuch teilten die Probanden mit, ob sie die Unterstützung der Plantarflexion spürten. Gegebenenfalls wurde $c + b$ weiter angepasst.

2.3 Messsysteme

Dieser Abschnitt beschreibt die verwendeten Messsysteme und wie deren Messsignale für weitere Berechnungen aufbereitet wurden.

Die drei Komponenten der Bodenreaktionskraft erfasste eine Kraftmessplatte von Kistler[®] (Type: 9281B, Winterthur, Schweiz) bei einer Abtastfrequenz von 1000 Hz und einer Ladungsverstärkung von 5000 pC. Das Frequenzspektrum der Rauschsignale zeigt in Abb. 2.4 bei ca. 400 Hz einen Spitzenwert. Diese Frequenzkomponenten wurden für die weitere Datenverarbeitung nicht gefiltert, da gefilterte Kraftsignale die Detektion der Lande- und Absprunzeitpunkte stärker beeinflusst hätten als ungefilterte Kraftsignale: Das Detektionsdelay des gefilterten Signals ($t_q - t_o$) war im Beispiel der Abb. 2.4 größer als das Detektionsdelay ($t_{(TD)} - t_o$) des ungefilterten Kraftsignals.

Der Drift der vertikalen Bodenreaktionskraft von $F_{BzD} = 0,93 \text{ N}/(30 \text{ s})$ aufgrund der Piezosensorik war auf die Dauer einer Messserie geringer als die Amplitude des Rauschsignals von ca. $\pm 2 \text{ N}$ (vgl. Abb. A.3). Für eine genauere numerische Integration zur Berechnung der Körperschwerpunktbeziehung wurde der Drift korrigiert.

Die Kräfte des pneumatischen Muskels PM des Orthesentyps J bzw. G wurden mit dem Kraftsensor KM26z (ME-Messsysteme GmbH, Henningsdorf) bzw. ALD-W-2 (A.L. Design, Inc.) mit einer Abtastrate von 1000 Hz registriert. Für die weitere Datenverarbeitung wurden die Ausgangssignale mit den Kalibrierfunktionen $F_J(U_J)$ bzw. $F_G(U_G)$ skaliert und auf Null abgeglichen (vgl. Abb. A.4).

Acht Infrarotkameras (ProReflex, Qualisys[®], Schweden) identifizierten mit einer Aufnahme Frequenz von 240 Hz die Trajektorien passiver Marker am Hüftgelenk \mathbf{r}_H , lateralem Kniegelenkspalt \mathbf{r}_K , äußerem Orthesengelenk nahe dem äußeren Knöchel (Malleolus lateralis) \mathbf{r}_R und an der Fußschale der Orthese FO nahe des Fußwurzel-Mittelfußgelenks (Articulatio tarsometatarsales) des kleinen Zehes \mathbf{r}_B (vgl. Abb. 1.7(a)). Für die weitere Datenverarbeitung wurden die Messsignale auf 1000 Hz extrapoliert. Kurzzeitig nicht erfasste Orts-Zeitkoordinaten $\mathbf{r}(t)$ der Marker wurden linear interpoliert. Die Kalibrierung des Kamerasystems erfolgte für jeden Probanden zu Beginn der Messung mit einem Kalibrierstab und einem L-förmigen Referenzgefüge des Kameraherstellers.

Die Aktivierung von sechs Beinmuskeln (M. rectus femoris, M. tensor fasciae latae, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius lateralis, M. gastrocnemius medialis, M. soleus) wurde mit selbstklebenden bipolaren Oberflächenelektroden gemessen. Der Abstand der Elektrodenmittelpunkte betrug 2 cm. Die Referenzelektrode wurde am Processus spinosus

2 Methoden

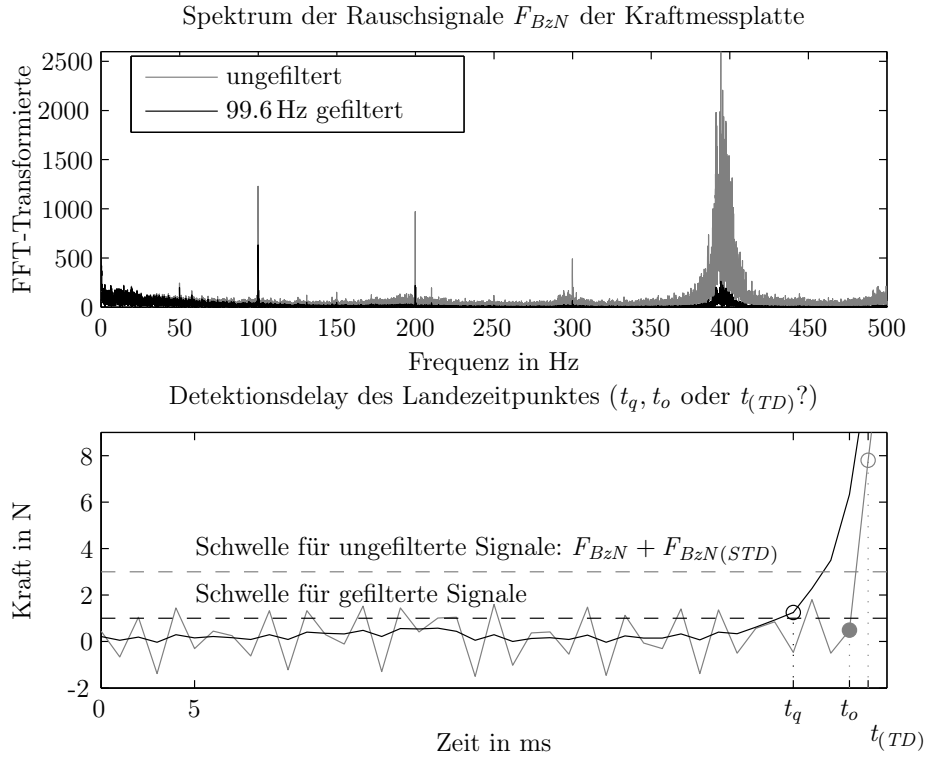


Abb. 2.4: Das Spektrum der Rauschsignale der Kraftmessplatte zeigt bei ca. 400 Hz die Eigenfrequenz der Kraftmessplatte. Die Peaks bei 100 Hz, 200 Hz und 300 Hz sind vermutlich auf die Netzfrequenz von 50 Hz zurückzuführen. Die Genauigkeit der Detektion des Landezeitpunktes $t_{(TD)}$ ist von der Amplitude der Rauschsignale F_{BzN} und der Abtastfrequenz abhängig. Eine Filterung der Daten würde die Amplitude glätten, gleichzeitig aber auch den Detektionszeitpunkt $t_{(TD)}$ vom tatsächlichen Landezeitpunkt t_o nach t_q verschieben. Da bei diesen Messwerten das Detektionsdelay ohne Filterung $|t_{(TD)} - t_o|$ kleiner war als $|t_q - t_o|$, wurden die Kraftsignale nicht gefiltert. F_{BzN} : Rauschsignale der vertikalen Bodenreaktionskraft.

des Vertebra prominens angebracht. Als Transmitter wurde der tragbare Telemyo (Typennummer: TRX-44-DBP-AGB-148) des Unternehmens Noraxon U.S.A. Inc. eingesetzt. Die Lokalisation und Orientierung der Elektroden erfolgte nach SENIAM-Standards¹ mit Hilfe der Beschreibungen auf den Webseiten der Internetadresse <http://www.seniam.org> (Zugriff am 5. Januar 2010). Zur Verringerung des elektrischen Widerstandes zwischen Hautoberfläche und Elektroden wurde die Haut rasiert, mit Sandpapier angeraut und mit Ether abgetupft. Die Elektrodenkabel wurden mit einem Netzschlauch am Bein befestigt, um Bewegungsartefakte zu reduzieren. Die EMG-Signale wurden mit einer Abtastrate von 1000 Hz gemessen und 1000 fach vorverstärkt. In der weiteren Datenaufbereitung erfolgten Zentrierung und Gleichrichtung der EMG-Signale. In Anlehnung an die Methoden von Ferris u. a. (2006b) wurden die EMG-Signale mit einem Butterworthfilter vierter Ordnung und einer Cutoff-Frequenz von 20 Hz gefiltert. Für die Abb. 3.7, A.11, A.10, A.12 wurden die EMG-Signale mit einem gleitenden quadratischen Mittelwert der Fensterlänge von 21 Abtastwerten geglättet.

2.4 Datenverarbeitung

Dieser Abschnitt beschreibt die Berechnung der gesuchten Größen (vertikale Beinsteifigkeit k_{Bz} , Fußgelenksteifigkeiten κ , Drehmomente \mathbf{M} und mittleren EMG-Signalen, vgl. Abschnitt 1.4.2) aus den gegebenen kinematischen Messdaten $\mathbf{r}_B, \mathbf{r}_R, \mathbf{r}_K, \mathbf{r}_H, d_M, d_P$, elektromyografischen Messdaten U und den dynamischen Messdaten $\mathbf{F}_B, |\mathbf{F}_P|$. Die folgenden Formeln gelten für den eingeschalteten Zustand (Index 1). Durch Austausch der Indizes $1 \rightleftharpoons 0$ gelten die Formeln für den ausgeschalteten Zustand 0. Minima und Maxima werden im Folgenden mit $\tilde{}$ und $\hat{}$ über dem Hauptzeichen gekennzeichnet. Zur numerischen Analyse wurde Matlab[®] R14 (Version 7.0.1, The MathWorks) verwendet.

2.4.1 Datenkalkulation

Hypothese 1

Die Beinsteifigkeit k_{Bz} wurde nach zwei verschiedenen Methoden berechnet und hinsichtlich der Landephase $k_{Bz(TD)}$ und Absprungphase $k_{Bz(TO)}$ unterschieden. Methode 1 orientierte sich an Gleichung 1.1 während in Methode ein Energieansatz zur Berechnung von k_{Bz} genutzt wurde.

Nach Methode 1 wurde die vertikale Beinsteifigkeit k_{Bz} aus dem Maximalwert der vertikalen Bodenreaktionskraft \hat{F}_{Bz1} , dem Extremum der Auslenkung des Körperschwerpunktes in vertikale Richtung während der Bodenkontaktphase $\tilde{z}_s(t_B)$ und der Auslenkung des Körperschwerpunktes in vertikaler Richtung während des Landezeitpunktes $z_s(t_{(TD)})$ bzw. Absprungzeitpunktes $z_s(t_{(TO)})$ berechnet.

$$k_{Bz(TD)1} = \left| \frac{\hat{F}_{Bz1}}{\tilde{z}_{s1}(t_{B1}) - z_{s1}(t_{(TD)1})} \right| \quad (2.1)$$

¹ Akronym aus dem Englischen: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

2 Methoden

$$k_{Bz(TO)1} = \left| \frac{\hat{F}_{Bz1}}{\ddot{z}_{s1}(t_{B1}) - z_{s1}(t_{(TO)1})} \right| \quad (2.2)$$

Der Körperschwerpunkt z_s der Probanden wurde aus zweifacher Integration der vertikalen Bodenreaktionskraft F_{Bz} mit den Anfangsbedingungen $\dot{z}_{s1}(t = 0) \stackrel{!}{=} 0$ und $z_{s1}(t = 0) \stackrel{!}{=} 0$ berechnet. $t = 0$ kennzeichnete dabei den Zeitpunkt zu Beginn einer Hüpfserie, als die Probanden in Ruhe auf der Kraftmessplatte standen.

$$z_{s1} = \frac{1}{m} \int \int F_{Bz1}(t_1) dt_1^2 \quad (2.3)$$

Die zweite Methode zur Berechnung der Beinsteifigkeit orientierte sich an einem Energieansatz. Die Energie auf der linken Seite des Gleichheitszeichens in Gleichung 2.4 kennzeichnet die Energie einer approximierten linearen Steifigkeit bei maximaler Stauchung. Die Terme der Energien auf der rechten Seite des Gleichheitszeichens drücken die maximale potentielle Energie während der Bodenkontaktphase plus der maximalen potentiellen Energie während der Flugphase im Gravitationsfeld aus. t_B symbolisiert die Bodenkontaktdauer, $t_{(TD)}$ den Landezeitpunkt, t_F die Flugdauer, m die Masse eines Probanden und g die mittlere Erdschwerebeschleunigung.

$$\frac{1}{2} k_{Bz(TD)1} (\dot{z}_{s1}(t_{B1}) - z_{s1}(t_{(TD)1}))^2 = mg(z_s(t_{(TD)1}) - \dot{z}_s(t_{B1})) + mg(\dot{z}_{s1}(t_{F1}) - z_{s1}(t_{(TD)1})) \quad (2.4)$$

$$\Rightarrow k_{Bz(TD)1} = \frac{2mg(\dot{z}_{s1}(t_F) - \dot{z}_{s1}(t_{B1}))}{(z_{s1}(t_{(TD)1}) - \dot{z}_{s1}(t_{B1}))^2} \quad (2.5)$$

$$\Rightarrow k_{Bz(TO)1} = \frac{2mg(\dot{z}_{s1}(t_{F1}) - \dot{z}_{s1}(t_{B1}))}{(z_{s1}(t_{(TO)1}) - \dot{z}_{s1}(t_{B1}))^2} \quad (2.6)$$

Die relative Abweichung von Hypothese $|\Delta H1|$ wurde mit Gleichung 2.7 quantifiziert. Hypothese 1 wurde als erfüllt angenommen, wenn die Bedingung $|k_{Bz1}| - |k_{Bz0}| < |k_{Bz(STD)0}|$ erfüllt war. $k_{Bz(STD)0}$ kennzeichnet die Standardabweichung der vertikalen Beinsteifigkeit bei ausgeschalteter Pneumatik.

$$|\Delta H1| = \left| \frac{k_{Bz1} - k_{Bz0}}{k_{Bz0}} \right| \cdot 100\% \quad (2.7)$$

Hypothese 2

Die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M und des pneumatischen Muskels κ_P wurden im physikalischen Sinne als Winkelrichtgrößen interpretiert. Diese wurden analog der Definition 2.1 bestimmt:

$$\kappa_{M(TD)1} := \frac{|\hat{\mathbf{M}}_{M1}|}{\hat{\beta}(t_{B1}) - \beta_1(t_{(TD)1})} \quad (2.8)$$

2 Methoden

Zur Quantifizierung der Abweichung von Hypothese $H2$ wurde Gleichung 2.9 gewählt. Gleichung 2.9 drückt aus, dass bei einer vollständigen muskulären Steifigkeitsanpassung $\kappa_{M1} + \kappa_{P1} = \kappa_{M0}$ die Abweichung von der Hypothese $H2$ null Prozent und bei gar keiner muskulären Anpassung $\kappa_{M1} = \kappa_{M0}$ die Abweichung 100 Prozent beträgt.

$$|\Delta H2| = \frac{\kappa_{M0} - (\kappa_{M1} + \kappa_{P1})}{\kappa_{P1}} \cdot 100\% \quad (2.9)$$

Die Gelenksteifigkeiten während der Absprungsphasen $\kappa_{M(TO)}, \kappa_{P(TO)}$ ergeben sich durch Austausch der Indizes $TD \rightleftharpoons TO$.

Das Muskeldrehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes \mathbf{M}_{M0} wurde im ausgeschalteten Zustand gleich dem Drehmoment der Bodenreaktionskraft \mathbf{M}_{B0} gesetzt (vgl. Gleichung 2.10). Bei eingeschalteter Pneumatik wurde das pneumatische Muskeldrehmoment \mathbf{M}_{P1} vom Drehmoment der Bodenreaktionskraft \mathbf{M}_{B1} subtrahiert um \mathbf{M}_{M1} zu erhalten (vgl. Gleichung 2.11).

$$\mathbf{M}_{M0} = \mathbf{M}_{B0} = (\mathbf{r}_{B0} - \mathbf{r}_{R0}) \times \mathbf{F}_{B0} \quad (2.10)$$

$$\mathbf{M}_{M1} = \mathbf{M}_{B1} - \mathbf{M}_{P1} \quad (2.11)$$

$$\mathbf{M}_{B1} = (\mathbf{r}_{B1} - \mathbf{r}_{R1}) \times \mathbf{F}_{B1} \quad (2.12)$$

Das Drehmoment des pneumatischen Muskels \mathbf{M}_{P1} existierte nur bei eingeschalteter Pneumatik. Es wurde mit Gleichung 2.13 berechnet. Der Kraftsensor KS maß nur den Kraftbetrag F_{P1} des pneumatischen Muskels. Die Richtung der Kraft \mathbf{F}_{P1} wurde mit Hilfe der Richtung des Unterschenkels angenähert (vgl. Abb. 1.7(a)). Die Länge des Hebelarmes des pneumatischen Muskels \mathbf{r}_P ist in Abb. 2.3 beziffert.

$$\mathbf{M}_{P1} = (\mathbf{r}_{P1} - \mathbf{r}_{R1}) \times \mathbf{F}_{P1} \quad (2.13)$$

$$\mathbf{F}_{P1} = F_{P1} \frac{\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}}{|\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}|} \quad (2.14)$$

$$\mathbf{r}_{P1} = d_P \frac{\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}}{|\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}|} \quad (2.15)$$

Der Fußgelenkwinkel β wurde nach Gleichung 2.16 berechnet:

$$\beta_1 = \arccos \frac{(\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}) \cdot (\mathbf{r}_{B1} - \mathbf{r}_{R1})}{|\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}| \cdot |\mathbf{r}_{B1} - \mathbf{r}_{R1}|} \quad (2.16)$$

Zur Quantifizierung der Veränderung des Muskeldrehmomentes \mathbf{M}_M aufgrund der induzierten Störung wurde Gleichung 2.17 angewandt. \overline{M}_M kennzeichnet den zeitlichen arithmetischen Mittelwert des Muskeldrehmomentes.

$$\sigma_M = \left(1 - \frac{\overline{M}_{M1}}{\overline{M}_{M0}} \right) \cdot 100\% \quad (2.17)$$

Hypothese 3

Das theoretische Muskeldrehmoment \mathbf{M}_{MT} , dass sich ergeben würde, wenn im Zustand eingeschalteter Pneumatik der Muskel-Sehnen-Komplex mit der gleichen Kraft arbeiten würde wie im ausgeschalteten Zustand, wurde mit Gleichung 1.6 berechnet. Die Richtung der Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes \mathbf{F}_M wurde aus der Richtung der Unterschenkelachse $\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}$ berechnet (vgl. Abb. 1.7). Der Hebelarm d_M wurde hinsichtlich des Orthesentyps J bzw. G unterschieden. Eine Differenzierung von d_M in Abhängigkeit der Probanden fand nicht statt. Dieser Näherung liegt die Annahme zu Grunde, dass sich der Ansatz des M. triceps surae der Probanden ungefähr bei d_M am inneren Rand der Orthesenschale befand (vgl. Abb. 2.3).

$$\mathbf{F}_{M1} = \frac{|\mathbf{M}_{M1}|}{d_M \sin \beta_1} \frac{\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}}{|\mathbf{r}_{K1} - \mathbf{r}_{R1}|} \quad (2.18)$$

$$\mathbf{r}_{M1} = d_M \frac{\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}}{|\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}|} \quad (2.19)$$

Die Gleichungen 2.20 und 2.21 wurden gewählt, um den Anteil der geometrischen σ_{geom} von der muskulären Anpassung σ_{musk} zur Kompensation der relativen Störung σ_M trennen zu können.

$$\sigma_{geom} = \frac{\overline{M_{M0}} - \overline{M_{MT}}}{\overline{M_{M0}} - \overline{M_{M1}}} \cdot 100 \% \quad (2.20)$$

$$\sigma_{musk} = \frac{\overline{M_{MT}} - \overline{M_{M1}}}{\overline{M_{M0}} - \overline{M_{M1}}} \cdot 100 \% \quad (2.21)$$

Hypothese 4

Als Richtwert für eine EMG-Anpassung im Zeitbereich könnte u.a. der zeitliche arithmetische Mittelwert (Average Rectified Value (ARV), Mean Amplitude Value (MAV), engl.) oder der zeitliche quadratische Mittelwert (Root mean square, engl.) des EMG-Signals (Gleichung 2.23) während des Bodenkontaktes zur Berechnung der muskulären Aktivierung in Erwägung gezogen werden. In Anlehnung an die Auswertung von Ferris u. a. (2006b) wird der zeitliche quadratische Mittelwert gewählt. Um eine mögliche Voraktivierung mit einzubeziehen, wird die untere Integrationsgrenze 100 ms vor dem Landezeitpunkt $t_{(TD)}$ definiert. Damit lautet Hypothese $H4$ formal:

$$\frac{\overline{|U_1|}}{\overline{|U_0|}} \stackrel{?}{<} 1 \quad (2.22)$$

Beziehungsweise konkreter:

$$\frac{\sqrt{\frac{1}{t_{(TO)1} - (t_{(TD)1} - 100 \text{ ms})} \int_{t_{(TD)1} - 100 \text{ ms}}^{t_{(TO)1}} U_1^2(t_1) dt_1}}{\sqrt{\frac{1}{t_{(TO)0} - (t_{(TD)0} - 100 \text{ ms})} \int_{t_{(TD)0} - 100 \text{ ms}}^{t_{(TO)0}} U_0^2(t_0) dt_0}} \stackrel{?}{<} 1 \quad (2.23)$$

Das Integral in Gleichung 2.23 beschreibt die Summe aller quadrierten EMG-Abtastwerte während des Bodenkontaktes relativiert auf die Bodenkontaktdauer: Den zeitlichen quadratischen Mittelwert des EMG-Signals. Die Relativierung auf die Bodenkontaktdauer erlaubt einen Vergleich der EMG-Signale unterschiedlich langer Bodenkontakte.

Sonstige Größen

Die theoretische Bodenreaktionskraft F_{BT} , die bei eingeschalteter Pneumatik gemessen hätte werden müssen, wenn sich die Muskelkraft des Muskel-Sehnen-Komplexes \mathbf{F}_{M0} nicht angepasst hätte, wurde mit Gleichung 2.24 berechnet.

$$F_{BT1} = \frac{|\mathbf{M}_{MT1} + \mathbf{M}_{P1}|}{|\mathbf{r}_{B1}| \sin \phi_1} \quad (2.24)$$

Der Kniegelenkwinkel γ , Richtungswinkel der Bodenreaktionskraft ϕ und Neigungswinkel des Fußes α (Abb. 1.7) wurden mit Hilfe folgender Gleichungen berechnet:

$$\phi_1 := \arccos \frac{\mathbf{F}_{B1} \cdot (\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1})}{|\mathbf{F}_{B1}| \cdot |\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}|} \quad (2.25)$$

$$\alpha_1 = \arccos \frac{\mathbf{e}_{z1} \cdot (\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1})}{|\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{B1}|} - 90^\circ \quad (2.26)$$

$$\gamma_1 = \arccos \frac{(\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{K1}) \cdot (\mathbf{r}_{H1} - \mathbf{r}_{K1})}{|\mathbf{r}_{R1} - \mathbf{r}_{K1}| \cdot |\mathbf{r}_{H1} - \mathbf{r}_{K1}|} \quad (2.27)$$

\mathbf{e}_z kennzeichnet den Einheitsvektor in vertikaler Richtung.

2.4.2 Datenselektion, -separation und -aggregation

Abbildung 2.1 verdeutlicht, dass für die Auswertung nur die hell- und dunkelgrau gefärbten Bereiche (F_{B0}, F_{B1}) berücksichtigt wurden. Die Messwerte der Bodenkontakte fünf bis zwölf und 31 bis zum vorvorletzten Bodenkontakt ($x - 2$) wurden hinsichtlich des Zustandes bei ausgeschalteter Pneumatik aggregiert; die Messwerte der Hüpfnummern 18 bis 25 hinsichtlich des Zustandes bei eingeschalteter Pneumatik. Daten zu Beginn der Messung und während der Phasenwechsel (F_{Bk}, F_{Bd}) wurden nicht in die Berechnung einbezogen, um die variablen Einspringphasen zu ignorieren.

Anhand des in Abb. 4.6 im Anhang dargestellten Algorithmus erfolgte die Detektion der Lande- und Absprungzeitpunkte ($t_{(TD)}$ bzw. $t_{(TO)}$). Mit Hilfe dieser Werte konnten Flug- und Bodenkontaktphasen für alle Daten separiert und in Abhängigkeit der aus- oder eingeschalteten Pneumatik zu einem Messwerteensemble (vgl. Abb. 2.5) zusammengefasst werden. Die Messwerte der einzelnen Bodenkontaktphasen wurden auf den Mittelwert der Bodenkontaktzeit t_B in Abhängigkeit des jeweiligen Probanden zeitnormalisiert.

Kraft- und Kinematikmessdaten und die daraus berechneten Werte wurden als intervallskalierte Variablen interpretiert und nach dieser Voraussetzung zu einem individuellen Ensemblemittelwert, individuellen zeitlichen arithmetischen Mittelwert sowie deren Standardabweichungen aggregiert (vgl. Abb. 2.5). Kräfte und Drehmomente wurden auf das

2 Methoden

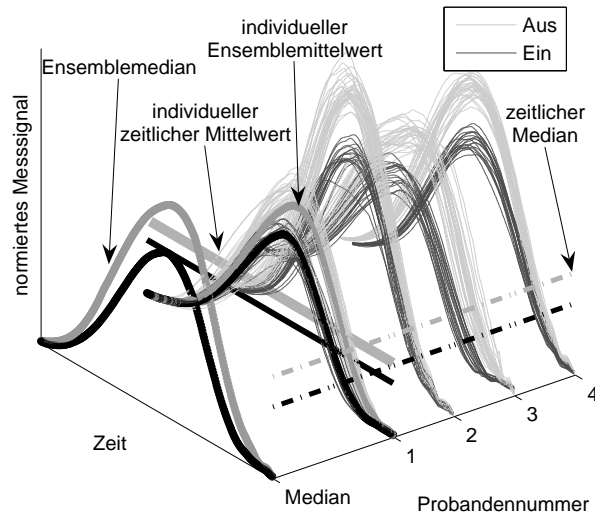


Abb. 2.5: Allgemeine Erläuterung der Datenaggregation: Zur grafischen Darstellung der Signal-Zeit-Verläufe in Abschnitt 3 wurde der Median der individuellen Ensemblemittelwerte berechnet und auf den Median der Bodenkontaktzeit t_B aller Probanden zeitnormalisiert (vgl. Abb. 3.2, 3.3, 3.5, A.6, A.7, A.8, A.9). Der individuelle Ensemblemittelwert beschreibt den arithmetischen Mittelwert-Zeitverlauf aller Sprünge eines Probanden. Die zugehörigen numerischen Tabellenwerte (vgl. Tabellen A.1, A.2, A.3, A.4, A.5) wurden mit Hilfe des Medians der individuellen zeitlichen Mittelwerte bestimmt. Der individuelle zeitliche Mittelwert beschreibt den arithmetischen Mittelwert der Signale aller Sprünge während der Bodenkontaktdauer eines Probanden.

Körpergewicht F_g normiert. Als Maß der zentralen Tendenz für die Zusammenfassung der normierten Probandenmittelwerte wurde der zeitliche Median und der Ensemblemedian (vgl. Abb. 2.5) aufgrund der geringen Probandenzahl gewählt. Als robuster Lageparameter sei dieser unempfindlich gegenüber einzelnen extremen Werten (Schlittgen, 2003, S. 118) und verteilungsfrei (Polasek, 1997, S. 185).

Die Integrale der EMG-Signale (vgl. Gleichung 2.23) der einzelnen Sprünge wurden für jeden Probanden mit Hilfe des Medians zusammengefasst. Die probandenabhängigen Medianwerte der EMG-Signale wurden aufgrund der Individualität der EMG-Signale nicht weiter zu einem probandenübergreifenden Mittelwert aggregiert. Die Zeitverläufe der EMG-Signale in den Abb. 3.7, A.11, A.10, A.12 wurden auf den zeitlichen quadratischen Mittelwert im ausgeschalteten Zustand $\overline{U_0}$ amplitudennormiert.

2.5 Messabweichungen

Die Messabweichungen kleiner 10 N aufgrund des Rauschens und des Driftes der Kraftmessplatte sowie der damit verbundenen Problematik zur Detektion der Lande- und Absprunzeitpunkte wurden in Abschnitt 2.3 diskutiert. In Bezug auf die maximalen Bodenreaktionskräfte zwischen 2000 bis 2500 N betrug der relative Fehler c.a. 0,5 Prozent. Zur Minimierung des Driftes wurde die Kraftmessplatte zwischen jeder Hüpfserie genullt. Der relative Fehler der Signale des Kraftsensors KS des pneumatischen Muskels wurde aufgrund des Rauschens auf fünf Prozent geschätzt.

Die berechneten Gelenkwinkel repräsentieren nur näherungsweise die realistischen Gelenkwinkel zwischen den Beinsegmenten, da die Kinematiksignale der Infrarotkameras abhängig von der Platzierung der reflektierenden Marker am Probanden waren. Bewegungsartefakte sowie der individuelle Körperbau mit den damit verbundenen Schwierigkeiten einer möglichst standardisierten Platzierung der Marker, riefen größere Messabweichungen hervor als die systematischen Messabweichungen von ca. 1 mm des kalibrierten und geeichten Qualismesssystems. Da sich die Hypothesen an Unterschieden zwischen aus- und eingeschalteter Pneumatik orientierten und die Markerpositionen beim Wechsel vom Hüpfen mit aus- zum Hüpfen mit eingeschalteter Pneumatik nicht geändert wurden, relativierten sich die systematischen Messabweichungen in Bezug auf die nicht exakt an den Drehachsen der Gelenke angebrachten Marker.

Mehr Variabilität als in den Kinematikdaten war in den EMG-Signalen gegeben. Zahlreiche Einflussmöglichkeiten auf die Messung und Auswertung der Oberflächenelektromyographie diskutierten Hermens u. a. (2000). Zur besseren Vergleichbarkeit erfolgte eine Orientierung an den Standards des europäischen SENIAM-Projektes (vgl. Abschnitt 2.3).

Zusammenfassend sei bemerkt, dass offenbar die Reliabilität, Objektivität und Validität für die Messsignale der Kraftmessplatte dieses Experimentes am größten war und über die Signale des Kraftsensors, der Infrarotkameras und schließlich den EMG-Signalen abnahm. $H1$ nutzt die Auswertung der Kraftsignale, während $H4$ auf die Interpretation der EMG-Signale aufbaut. Aus diesem Grund ist das Ergebnis der ersten Hypothese methodisch besser abgesichert als das Ergebnis der vierten Hypothese.

Die zufälligen Messabweichungen als „Vielzahl nicht erfassbarer und unvoraussehbarer

2 Methoden

Einflüsse auf den Messprozess“ (Gränicher, 1996, S. 3–1) wurden mit Hilfe der Standardabweichung (Experimental standard deviation of the mean, engl.) des individuellen Mittelwertes (vgl. Abschnitt 2.4.2 und Abb. 2.5) abgeschätzt.

Grobe Fehler wurden versucht zu vermeiden, indem der experimentelle Aufbau von zwei Personen vor jeder Messung kontrolliert wurde und die Auswerteprogramme unter äußerster Sorgfalt programmiert und angewandt wurden.

3 Ergebnisse

Die folgenden Ergebnisse sind bezüglich der in Abschnitt 1.4.2 erarbeiteten Hypothesen sortiert. Der Abschnitt „Beinsteifigkeit“ bezieht sich dabei auf Hypothese $H1$, Abschnitt „Gelenksteifigkeiten“ auf $H2$, Abschnitt „Geometrische versus muskuläre Anpassung“ auf $H3$ und Abschnitt „Aktive versus passive muskuläre Anpassung“ auf $H4$.

3.1 Beinsteifigkeit

Abbildung 3.1 und Tabelle A.2 verdeutlichen, dass nach Gleichung 2.7 die Beinsteifigkeit im ausgeschalteten Zustand k_{Bz0} gleich der Beinsteifigkeit im eingeschalteten Zustand k_{Bz1} ist. Dieses Ergebnis gilt sowohl für beide Orthesentypen J und G , für die beiden Hüpf frequenzen (f_r) und (26) als auch für die beiden Berechnungsmethoden a) „Kraftansatz“ und b) „Energieansatz“. Die Beinsteifigkeit ist während der Landephase größer als während der Absprunghase $k_{Bz(TD)} > k_{Bz(TO)}$. Die relative Abweichung von der ersten Hypothese $\Delta H1$ beträgt nach Gleichung 2.7 ein bis maximal acht Prozent (vgl. Tabelle A.2).

Die freie Hüpf frequenz beträgt im Mittel ca. 2,4 Hz (vgl. Tabelle A.3). Sie ist damit kleiner als beim Hüpfen nach der vom Metronom vorgegebene Hüpf frequenz von 2,6 Hz. Die Hüpf frequenz unterscheidet sich nicht zwischen aus- und eingeschalteter Pneumatik ($f_0 \approx f_1$). Tabelle A.3 verdeutlicht, dass die Probanden die vorgegebene Frequenz von 2,6 Hz einhalten. Bei der höheren Frequenz hüpfen die Probanden mit einer größeren Beinsteifigkeit ($k_{Bz(26)} > k_{Bz(f_r)}$).

3.2 Gelenksteifigkeiten

Abbildung 3.2 und Tabelle A.4 zeigen, dass die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M als Anstieg der Drehmoment-Fußgelenkwinkelkurven $M(\beta)$ im ausgeschalteten Zustand größer ist als im eingeschalteten Zustand ($\overline{\kappa_{M0}} > \overline{\kappa_{M1}}$). Die Abweichung von der zweiten Hypothese $|\Delta H2|$ bewegt sich nach Gleichung 2.9 zwischen zwei und 25 Prozent (vgl. Tabelle A.4). Während der Landephase ist κ_M größer als während der Absprunghase ($\overline{\kappa_{M(TD)}} > \overline{\kappa_{M(TO)}}$). Bei vorgegebener 2,6-Hz-Frequenz hüpfen die Probanden mit einer größeren Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes als bei freier Wahl der Hüpf frequenz ($\overline{\kappa_{M(26)}} > \overline{\kappa_{M(f_r)}}$).

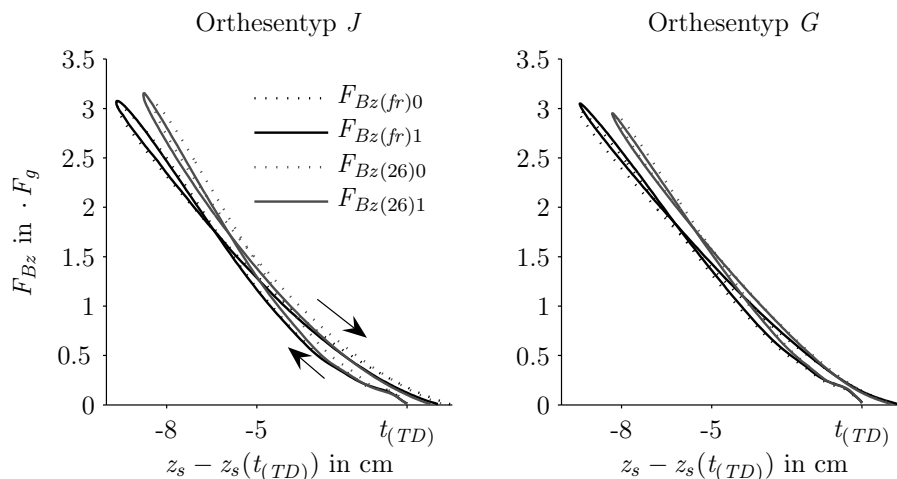


Abb. 3.1: Beinsteifigkeit als Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft $F_{Bz}(z_s)$ in Abhängigkeit der vertikalen Körperschwerpunktverlagerung z_s . Für beide Orthesentypen (J , G) bleibt k_{Bz} im aus- und eingeschalteten Zustand (0, 1) gleich. Dies trifft sowohl für das freie Hüpfen (fr) als auch für das Hüpfen nach vom Metronom vorgegebener Frequenz ($f = 2, 6\text{Hz}$) zu.

3.3 Geometrische versus muskuläre Anpassung

Abbildung 3.3 verdeutlicht, dass sich das Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\mathbf{M}_M|$ beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand ($0 \rightarrow 1$) verringert ($|\mathbf{M}_{M0}| > |\mathbf{M}_{M1}|$, vgl. Tabelle 4.6). Orthesentyp J verändert $|\mathbf{M}_M|$ nach Gleichung 2.17 um ca. 30 Prozent; Orthesentyp G verändert $|\mathbf{M}_M|$ um ca. 15 Prozent (vgl. Spalte σ_M in Tabelle A.5).

Abbildung 3.3 zeigt, dass der absolute Unterschied zwischen der geometrischen Anpassung σ_{geom} und der muskulären Anpassung σ_{musk} für den Orthesentyp J deutlicher ist als für den Orthesentyp G . In Tabelle A.5 sind die Anteile der geometrischen und muskulären Anpassung relativiert auf den Einfluss der externen parallelen Störung $|\mathbf{M}_P|$ dargestellt. Darin fällt auf, dass die externe Störung nach Gleichung 2.20 zu ca. zehn Prozent durch Veränderung der Geometrie (σ_{geom}) und ca. 90 Prozent durch Veränderung der Muskelkraft (σ_{musk}) für beide Orthesentypen kompensiert wird.

Die geometrische Anpassung umfasst Veränderungen im Fußgelenkwinkel β (Abb. 4.6(b), A.9), Neigungswinkel des Fußes α (Abb. 4.6(a)), Kniegelenkwinkel γ (Abb. A.7), und Richtungswinkel der Bodenreaktionskraft ϕ (Abb. A.8). Mit dem Orthesentyp J hüpfen die Probanden bei eingeschalteter Pneumatik im zeitlichen Mittel mit einem um ca. acht Grad stärker plantar flektiertem Fußgelenk und ca. drei Grad gestreckterem Kniegelenk als bei ausgeschalteter Pneumatik (vgl. Tabelle A.1). Während der Landephase $\dot{\beta}_{(TD)} < 0$ ist die Winkelgeschwindigkeit des Fußgelenks $\dot{\beta}_J$ bei ausgeschalteter Pneumatik negativer als bei eingeschalteter Pneumatik: $|\dot{\beta}_{(TD)J0}| > |\dot{\beta}_{(TD)J1}|$ (vgl. Abb. A.9). Der Richtungsvektor der Bodenreaktionskraft \mathbf{F}_B schließt mit dem Fuß ($\mathbf{r}_R - \mathbf{r}_B$) im

3 Ergebnisse

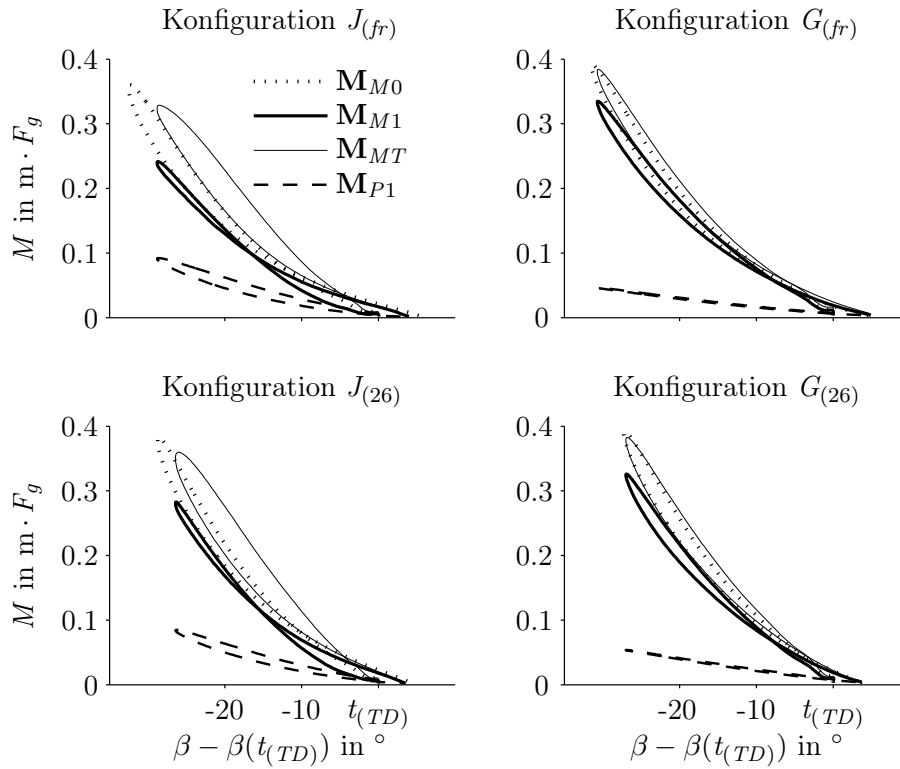


Abb. 3.2: Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M und Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels κ_P als Anstieg der auf das Körpergewicht F_g normierten Drehmoment-Fußgelenkwinkelkurven $\mathbf{M}(\beta)$. $\mathbf{M}_{M1}(\beta_1)$ verdeutlicht, dass bei eingeschalteter Pneumatik κ_{M1} geringer ist als κ_{M0} bei ausgeschalteter Pneumatik und κ_{M1} geringer ist als die theoretische Fußgelenksteifigkeit κ_{MT} , die sich ergeben müsste, wenn keine muskuläre Anpassung stattfinden würde. Tabelle A.4 im Anhang 4.6 ergänzt diese Abbildung mit Zahlenwerten.

3 Ergebnisse

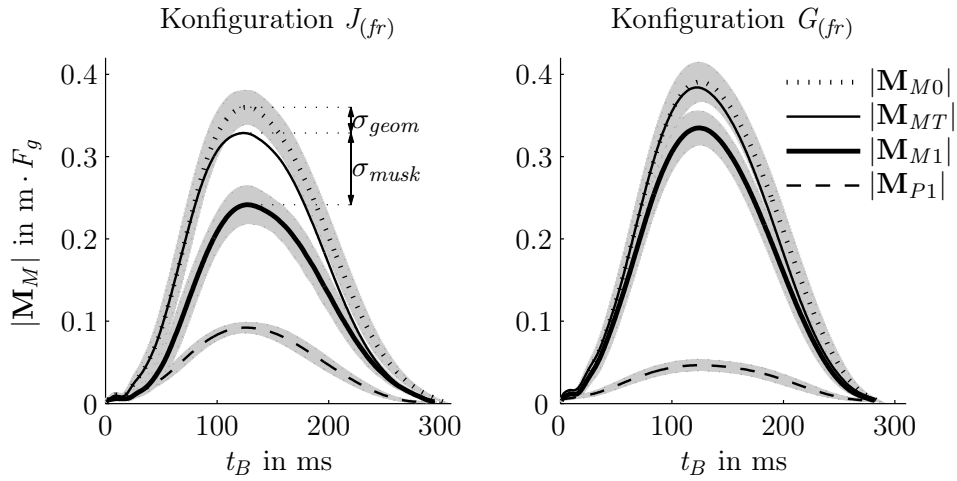


Abb. 3.3: Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\mathbf{M}_M|$ und Drehmoment des pneumatischen Muskels $|\mathbf{M}_P|$ in Abhängigkeit der Bodenkontaktzeit t_B . Die Drehmomente sind auf das Körpergewicht F_g normiert und zeitnormalisiert. Im arithmetischen Mittel beträgt die Gewichtskraft der Probanden 634 N. Man erkennt, dass eine muskuläre Anpassung σ_{musk} an die externe Störung $|\mathbf{M}_P|$ stattgefunden haben muss, da $|\mathbf{M}_{M1}|$ bei eingeschalteter Pneumatik für beide Orthesentypen kleiner ist als $|\mathbf{M}_{M0}|$ bei ausgeschalteter Pneumatik. Die geometrische Anpassung σ_{geom} ist für den Orthesentyp J deutlicher erkennbar als für den Orthesentyp G . Tabelle A.5 quantifiziert σ_{geom} und σ_{musk} relativ bezüglich der externen parallelen Störung $|\mathbf{M}_P|$.

3 Ergebnisse

ausgeschalteten Zustand einen um ca. sechs Grad kleineren Winkel ϕ ein. Abbildung 3.4 fasst die Veränderungen des Neigungs-, Fußgelenk- und Kniewinkels für den Orthesentyp J in einer Strichfigur zusammen.

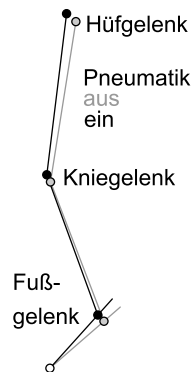


Abb. 3.4: Geometrische Anpassung: Änderung des Fußgelenk-, Kniegelenk- und Neigungswinkels aufgrund des aus- bzw. eingeschalteten pneumatischen Muskels für den Orthesentyp J .

Abbildung 3.5 und Tabelle 4.6 zeigen, dass die vertikale Bodenreaktionskraft im Zeitverlauf bei aus- und eingeschalteter Pneumatik innerhalb der Standardabweichung gleich ist ($F_{Bz0} \approx F_{Bz1}$). Die Bodenreaktionskraft, die gemessen werden müsste, wenn keine muskuläre Anpassung stattfinden würde F_{BT} , ist größer als die tatsächlich gemessene Bodenreaktionskraft bei eingeschalteter Pneumatik F_{Bz1} . Die theoretische Bodenreaktionskraft ist für den Orthesentyp J größer als für den Orthesentyp G ($F_{BTJ} > F_{BTG}$).

3.4 Aktive versus passive muskuläre Anpassung

Die Abb. 3.7(a), 4.10(a), 4.11(a) und 4.12(a) zeigen die amplitudennormierten und zeitnormalisierten (individuellen) Mittelwerte (vgl. Abschnitt 2.4.2) der geglätteten EMG-Signale ausgewählter Beinmuskeln. Die Normierung der Amplitude erfolgte auf den zeitlichen Mittelwert des EMG-Signals im ausgeschalteten Zustand $\overline{U_0}$.

Das EMG-Signal des M. gastrocnemius caput laterale ist hinsichtlich des Orthesentyps J ca. 100 ms vor und nach dem Landezeitpunkt $t_{(TD)}$ bei ausgeschalteter Pneumatik höher als bei eingeschalteter Pneumatik ($U_{J0}(t) > U_{J1}(t)$ für $t_{(TD)} - 100 \text{ ms} < t < t_{(TD)} + 100 \text{ ms}$, vgl. Abb. 3.7(a), 4.11(a)). Dieser visuelle Unterschied ist bei keinem Probanden mit dem Orthesentyp G ersichtlich (vgl. Abb. 4.10(a), A.12). Beim Vergleich der EMG-Zeitverläufe fällt für den Orthesentyp J weiterhin auf, dass Proband 5 und 6 vom Landezeitpunkt bis ca. 200 ms nach dem Landezeitpunkt niedrigere relative EMG-Signale des M. tibialis anterior aufweisen als Proband 2 und 4 (vgl. Abb. 3.7(a), 4.11(a)).

In Abb. 3.6 sind die Verhältnisse $\overline{U_1}/\overline{U_0}$ der zeitlichen quadratischen Mittelwerte der EMG-Signale (vgl. Gleichung 2.23) für verschiedene Beinmuskeln und Konfigurationen ($J_{(fr)}$, $J_{(26)}$, $G_{(fr)}$, $G_{(26)}$) zusammengefasst. Werte kleiner als eins bedeuten, dass der

3 Ergebnisse

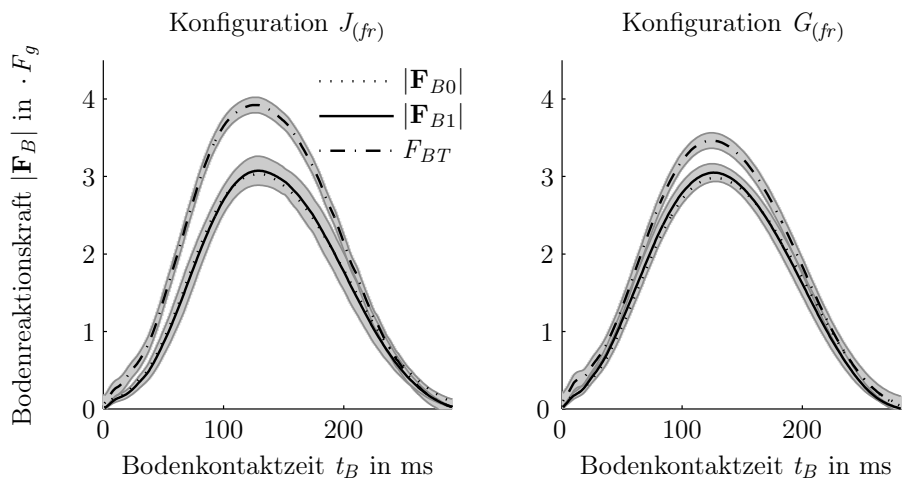


Abb. 3.5: Auf die mittlere Bodenkontaktzeit t_B zeitnormalisierte Bodenreaktionskraft $|\mathbf{F}_B|$: Bei aus- und eingeschalteter Pneumatik sind $|\mathbf{F}_{B0}(t_B)|$ und $|\mathbf{F}_{B1}(t_B)|$ im Zeitverlauf innerhalb der Standardabweichung (graue Füllung) gleich ($F_{Bz0} \approx F_{Bz1}$). Die theoretische Bodenreaktionskraft $F_{BT}(t_B)$, die gemessen werden müsste, wenn die Probanden bei eingeschalteter Pneumatik mit der gleichen Muskelkraft $|\mathbf{F}_{M1}|$ wie bei ausgeschalteter Pneumatik $|\mathbf{F}_{M0}|$ hüpfen würden, ist größer als die tatsächlich gemessene Bodenreaktionskraft bei eingeschalteter Pneumatik F_{Bz1} .

3 Ergebnisse

zeitliche quadratische Mittelwert des EMG-Signals bei der zugrunde liegenden Messung im ausgeschalteten Zustand größer ist als im eingeschalteten Zustand. Beim *M. soleus* sind beispielsweise 14 Werte kleiner als eins; bei drei Werten ist die obere Grenze der Standardabweichung geringer als eins. Der Median aller 18 Werte des *M. soleus* beträgt 0,95. Dies könnte so gedeutet werden, dass die muskuläre Aktivierung – quantifiziert durch den Median der quadratischen zeitlichen Mittelwerte – um fünf Prozent beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand abgenommen hat. Beim *M. gastrocnemius caput laterale* beträgt der Medianwert 0,96.

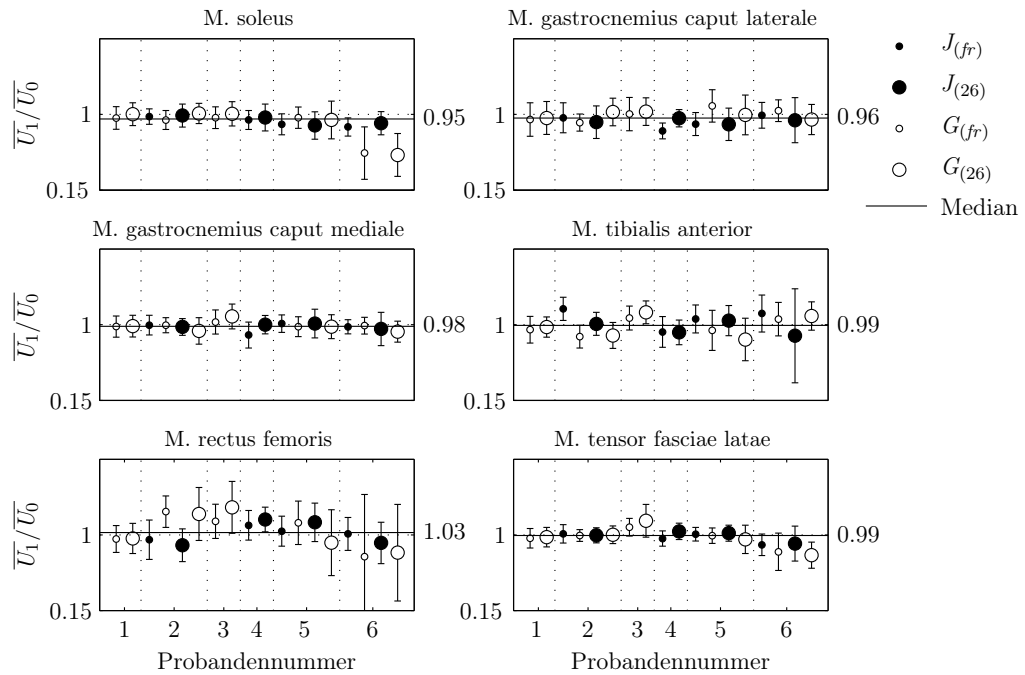


Abb. 3.6: Verhältnisse der zeitlichen quadratischen Mittelwerte der EMG-Signale $\overline{U_1}/\overline{U_0}$ von ein- zu ausgeschaltetem Zustand (1 bzw. 0) mit Standardabweichung. Werte kleiner als eins weisen darauf hin, dass die muskuläre Aktivierung bei eingeschalteter Pneumatik geringer ist als bei ausgeschalteter Pneumatik ist. Der Medianwert aller Messreihen ist am rechten Rand der jeweiligen Abbildung dargestellt.

3 Ergebnisse

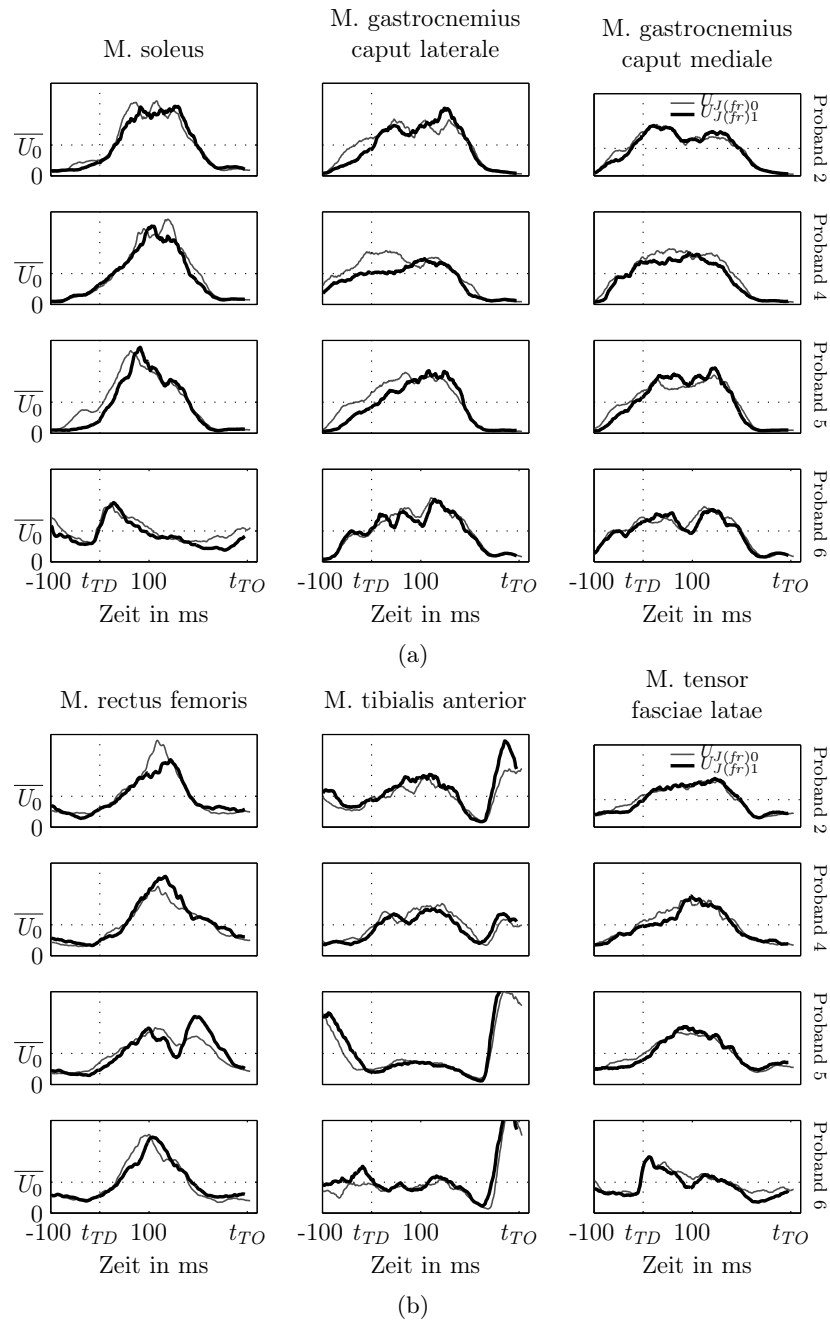


Abb. 3.7: Konfiguration: $J_{(fr)}$. Individuelle EMG-Zeit-Verläufe verschiedener Beinmuskeln bei aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik (0 bzw. 1). Die Signale wurden auf die mittlere Bodenkontaktzeit \bar{t}_B zeitnormalisiert und auf den zeitlichen quadratischen Mittelwert im ausgeschalteten Zustand \bar{U}_0 amplitudennormiert.

4 Diskussion

4.1 Konservierung der Beinsteifigkeit

Hypothese $H1$ behauptet, dass sich die vertikale Beinsteifigkeit k_{Bz} nicht ändert, wenn parallel zum Fußgelenk eine externe Gelenksteifigkeit eingebracht wird. Die in Abschnitt 3.1 vorgestellten Ergebnisse deuten darauf hin, dass Hypothese $H1$ zutrifft. Die relative Abweichung von Hypothese 1 $|\Delta H1|$ beträgt nach Gleichung 2.7 ein bis maximal fünf Prozent nach Methode a) und ein bis maximal acht Prozent nach Methode b) (vgl. Tabelle A.2). Da der Betrag der Standardabweichung der Beinsteifigkeit größer ist als der Unterschied der Beinsteifigkeiten zwischen aus- und eingeschaltetem Zustand $|k_{Bz1} - k_{Bz0}|$ kann geschlussfolgert werden, dass die Beinsteifigkeit näherungsweise konstant bleibt. Danach lautet Ergebnis 1:

$$k_{Bz0} \approx k_{Bz1} \quad (4.1)$$

Dies untermauert die Ergebnisse von u.a. Ferris u. a. (2006b) und Chang, Roiz und Auyang (2008), die bei ähnlichen Experimenten eine Konservierung der Beinsteifigkeit feststellen. Tabelle 4.1 verdeutlicht, dass die berechneten Werte bzgl. der Beinsteifigkeit im Bereich der Werte von Ferris u. a. (2006b) liegen.

Um auf die Frage der Einleitung Bezug zu nehmen, *ob* Menschen die Orthese beim Hüpfen eher integrieren oder ignorieren, kann mit der Ergebnisgleichung 4.1 zu Gunsten der Integration beantwortet werden. Die inneren Anpassungsstrategien des Beines (Intralimb compensation strategy, engl.) reagieren offenbar mit einer Steifigkeitserniedrigung auf die externe parallele Gelenksteifigkeit zur Konservierung der globalen Beinsteifigkeit. Dieses Resultat reiht sich damit in die im Einleitungskapitel aufgezählten Ergebnisse zu Störungsexperimenten mit seriellen Steifigkeiten und Dämpfern ein, wonach die Gesamtsteifigkeit aus den Bodeneigenschaften und der Beinsteifigkeit konstant bleibt. Ein Vorteil, der aus diesem Ergebnis resultiert ist, dass bei einer Konservierung der Gesamtsteifigkeit trotz verschiedener Störungen die Bewegung des Körperschwerpunktes relativ einfach mit Hilfe des Feder-Masse-Modells beschrieben werden kann. Dabei können die inneren Wechselwirkungen des Muskel-Skelett-Systems zur Berechnung der Gesamtbewegung des Körperschwerpunktes unberücksichtigt bleiben. Farley u. a. (1998) betont in einem ähnlichen Zusammenhang der Möglichkeiten und Grenzen des Feder-Masse-Modells, dass mit diesem das Verhalten und nicht die Struktur des Muskel-Skelett-Systems beschrieben werden kann.

4 Diskussion

Tabelle 4.1: Vergleich der absoluten vertikalen Beinsteifigkeit k_{Bz} während der Landephase (TD) mit einem Literaturbeispiel. Die Größenordnung von ca. 20 bis 30 kN/m stimmt mit den Ergebnissen von Ferris u. a. (2006b) überein. Die Werte von Ferris u. a. (2006b) sind für die Hüppfrequenz $f = 2,6$ Hz um ca. vier bis sieben kN/m größer als die Beispielmesswerte $J_{(TD)}$ und $G_{(TD)}$. (fr): Frei wählbare Hüppfrequenz, J bzw. G : Orthesentypen, k_{Bz} : vertikale Beinsteifigkeit, (TD): Kennzeichnung der Landephase.

f in Hz	Ferris u. a. (2006b)			$J_{(TD)}$ Methode a)			$G_{(TD)}$ Methode a)		
	k_{Bz0} in kN/m	k_{Bz1} in kN/m	$ \Delta H1 $ in %	k_{Bz0} in kN/m	k_{Bz1} in kN/m	$ \Delta H1 $ in %	k_{Bz0} in kN/m	k_{Bz1} in kN/m	$ \Delta H1 $ in %
(fr)	18,8	19,9	6	20,3	20,3	0	20,9	20,9	0
2,2	20,9	22,1	6						
2,6	27,6	29,3	6	23,5	22,8	3	22,8	22,8	0

4.2 Eingelenkstrategie

Hypothese $H2$ behauptet, dass sich die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes des *M. triceps surae* κ_M an die parallele Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels κ_P in dem Maße angepasst, dass die Gesamtsteifigkeit des Fußgelenks konstant bleibt.

Abbildung 3.2 verdeutlicht anhand der unterschiedlichen Anstiege der Drehmoment-Fußgelenkwinkelkurven, dass eine Anpassung von κ_M stattgefunden haben muss: Bei ausgeschalteter Pneumatik ist die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes in allen Konfigurationen geringer als bei eingeschalteter Pneumatik ($\kappa_{M0} > \kappa_{M1}$). Tabelle A.4 konkretisiert, dass die zeitlich gemittelte Gesamtsteifigkeit des Fußgelenks nicht exakt, wie in Hypothese $H2$ formuliert, konstant bleibt. So beträgt bspw. $\kappa_{MJ(TD)(fr)0} = 11,5 \pm 0,8 \cdot 10^{-3} \text{m/}^\circ \cdot F_g$, während $\kappa_{MJ(TD)(fr)1} + \kappa_{PJ(TD)(fr)1} = 11,8 \pm 0,8 \cdot 10^{-3} \text{m/}^\circ \cdot F_g$ beträgt. Die nach Gleichung 2.9 definierte Abweichung von Hypothese $\Delta H2$ variiert zwischen zwei und 25 Prozent (vgl. Tabelle A.4). Aus diesem Ergebnis kann geschlossen werden, dass sich die Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes an die externe parallele Gelenksteifigkeit zu mindestens 75 Prozent in dem Maße anpasst hat, dass die Gesamtsteifigkeit des Fußgelenks konstant bleibt. Es hätte auch sein können, dass sich das Fußgelenk nicht auf die Störung einstellt und damit das Knie- oder Hüftgelenk die Störung zur Konservierung der Beinsteifigkeit kompensieren hätte müssen (Mehr-gelenkstrategie). In diesem Zusammenhang unterstützt Ergebnisgleichung 4.2 die in der Einleitung vorgestellte Eingelenkstrategie zur Kompensation einer externen parallelen Fußgelenksteifigkeit. Ergebnis 2 wird zusammenfassend folgendermaßen formuliert:

$$\kappa_{M0} \approx \kappa_{M1} + \kappa_{P1} + \Delta H2 \quad (4.2)$$

Die absoluten Werte der Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes κ_M liegen im Bereich zwischen 4,7 und 7,7 Nm/° und damit in der Nähe der Werte von Ferris u. a. (2006b): 3,4 bis 5,8 Nm/°. Die absolute Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels des Orthesentyps G ($\overline{\kappa_{PG}} \cdot \overline{F_g}$) beträgt nach Tabelle A.4 0,9 bis 1,3 Nm/°. Ferris u. a. (2006b) bezifferten die Steifigkeit ihrer Fußgelenkorthese mit ca. 1,0 Nm/°. Für den Orthesentyp

J ist die absolute Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels κ_{PJ} in etwa doppelt so groß (1,8 bis 2,0 Nm/°). Die Unterschiede zwischen κ_{PG} und κ_{PJ} lassen sich mit Hilfe der Drehmomente der pneumatischen Muskeln erklären. Orthesentyp J verändert das Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\mathbf{M}_M|$ nach Gleichung 2.17 um ca. 30 Prozent; Orthesentyp G um ca. 15 Prozent (vgl. Tabelle A.5). Der größere Einfluss des Orthesentyps J auf die Drehmomentbilanz ist auf den längeren Hebelarm des pneumatischen Muskels d_{PJ} zurückzuführen (vgl. Abb. 2.3).

Das Ergebnis, dass sich die Gelenksteifigkeit des Muskels-Sehnen-Komplexes an die parallele externe Steifigkeit anpasst, ist des Weiteren Voraussetzung zur Diskussion der Hypothesen $H3$ und $H4$ in den nächsten beiden Abschnitten.

4.3 Muskuläre Anpassung

Hypothese $H3$ stellt die Vermutung auf, dass eine Steifigkeitsanpassung im Fußgelenk mehr durch die aktiven und passiven Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes (muskuläre Anpassung) als durch die Veränderung der Fußgelenksgeometrie erfolgt. Nach der in Abschnitt 1.4.2 vorgestellten Möglichkeit zur Trennung dieser beiden Strategien würde die Anpassung des Muskeldrehmomentes zu zehn Prozent geometrisch und zu 90 Prozent muskulär erfolgen (vgl. Tabelle A.5). Damit lautet Ergebnis 3:

Die Störung des Fußgelenks aufgrund einer externen parallelen Gelenksteifigkeit wird zu ca. zehn Prozent durch geometrische Anpassung und ca. 90 Prozent durch muskuläre Anpassung kompensiert.

Die Abb. 3.3 und 3.5 untermauern Ergebnis 3. In ihnen sind das theoretische Muskeldrehmoment \mathbf{M}_{MT} und die theoretische Bodenreaktionskraft F_{BzT} dargestellt, die sich ergeben müssten, wenn keine muskuläre Anpassung stattfinden würde. Da diese Werte größer sind als die tatsächliche gemessenen Werte bei eingeschalteter Pneumatik \mathbf{M}_{M1} bzw. $|\mathbf{F}_{B1}|$, kann geschlussfolgert werden, dass eine muskuläre Anpassung stattgefunden haben muss. Denn wenn keine muskuläre Anpassung stattgefunden hätte, müsste F_{Bz1} im Bereich der theoretischen Bodenreaktionskraft F_{BzT} verlaufen.

Geometrisch vergrößert sich der Fuß- und Kniegelenkwinkel im zeitlichen arithmetischen Mittel um drei bis acht Grad bzw. um ein bis drei Grad (vgl. Tabelle A.1). Ferris u. a. (2006a) tabellierte die Winkel während des Landezeitpunktes. Dabei ist die Änderung des Fußgelenkwinkels ebenfalls größer als die des Kniegelenkwinkels (ca. zehn bis elf Grad bzw. vier bis sieben Grad). Anschaulicher formuliert bewirkt die zugeschaltete parallele Gelenksteifigkeit eine Plantarflexion des Fußgelenks und Extension des Kniegelenkes. Dies führt nach Abschnitt 1.4.2 (vgl. Gleichung 1.5 und Abb. 1.9) zur Veränderung der Hebelverhältnisse im Fußgelenk und damit zu einer Änderung der Fußgelenksteifigkeit. Dieser Effekt macht dem Ergebnis 3 nach zu urteilen nur zehn Prozent der Gesamtanpassung aus.

Die Methode, die muskuläre von der geometrischen Anpassung mit Gleichung 1.7 zu trennen bzw. mit den Gleichungen 2.20 und 2.21 zu quantifizieren, konnte bisher in keiner

Publikation gefunden werden. Deshalb ist ein auf Zahlen ausgerichteter Literaturvergleich bis dato nicht möglich.

van der Krogt u. a. (2009) bemerken, dass die passive muskuläre Anpassung („preflexes“) gegenüber der geometrischen Anpassung („geometry effects“) die einflussreichere Strategie zur Anpassung der Beinsteifigkeit an unerwartete Wechsel der Bodenbeschaffenheit sei: „[...] we conclude that changes in muscle stiffness dominate the adaptations [Änderung der Beinsteifigkeit] compared with the changes in leg geometry.“ (van der Krogt u. a., 2009). Auch wenn deren Simulationsstudie Anpassungsstrategien an serielle Steifigkeiten untersucht, kann ein Vergleich mit den Ergebnissen dieser Arbeit in Hinblick auf Grundprinzipien der Steifigkeitsanpassung vollzogen werden. Das Ergebnis 3 stimmt offenbar mit der eben zitierten Aussage von van der Krogt u. a. (2009) dahingehend überein, dass die Steifigkeitsanpassung an externe parallele bzw. serielle Störungen offenbar mehr durch muskuläre Anpassung als durch geometrische Anpassung stattfindet. Während das Ergebnis 3 noch keine Aussage darüber macht, ob die muskuläre Anpassung mehr aktiv oder passiv (vgl. Abb. 1.4, 1.5, 1.9) geschieht, positionieren sich van der Krogt u. a. (2009) zu Gunsten der Möglichkeit einer passiven Muskelkraftanpassung zum Ausgleich von unerwarteten Störungen: „In conclusion, this study shows that, in simulated human hopping, leg stiffness passively adjusts to both unexpected hard and soft surfaces, which demonstrates that neural feedback is not necessary for this initial change.“ (van der Krogt u. a., 2009).

Andererseits hebt Ferris u. a. (2006a) die aktive muskuläre Anpassung als entscheidenden Anpassungsfaktor an eine parallele Gelenksteifigkeit hervor. Beiden Publikationen gemein ist der größere Anteil der muskulären Anpassung gegenüber der geometrischen Anpassung. Unklar ist aber noch immer, ob die muskuläre Anpassung einflussreicher durch aktive oder passive Mechanismen stattfindet. Dieser Fragestellung widmet sich ansatzweise Hypothese *H4*, die im nächsten Abschnitt diskutiert wird.

4.4 Feedforward-Preflex-Interaktion

Hypothese *H4* behauptet, dass die mögliche muskuläre Anpassung mit einer Änderung des EMG-Signals im Zusammenhang steht. In der Einleitung wurde postuliert, dass die muskuläre Aktivierung bei eingeschalteter Pneumatik geringer ist als bei ausgeschalteter Pneumatik. Als Maß zur Wertung dieser Fragestellung wird der zeitliche quadratische Mittelwert des geglätteten EMG-Signals gewählt (vgl. Gleichung 2.23).

Abbildung 3.6 deutet ansatzweise darauf hin, dass möglicherweise eine Reduzierung des integrierten EMG-Signals des *M. soleus* und *M. gastrocnemius caput laterale* beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand um fünf bzw. vier Prozent stattfindet. Die Unterschiede liegen aber im Bereich der Standardabweichung. Diese beiden Muskeln verringern ihre muskuläre Aktivierung viel deutlicher in den Experimenten von Ferris u. a. (2006b, Table 2). Nach dessen Untersuchungs- und Auswertungsmethoden verringert sich die muskuläre Aktivierung beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand („no spring“ bzw. „spring“) um 25 Prozent für den *M. soleus* und 18 Prozent für den *M. gastrocnemius lateralis* beim Hüpfen mit frei wählbarer Hüpfrequenz. In diesem Zusam-

4 Diskussion

menhang werten sie die aktive muskuläre Anpassung durch Verringerung der Innervation und möglicher Veränderung der Muskelfaserrekrutierung als entscheidende Einflussfaktoren zur Anpassung der Fußgelenkssteifigkeit.

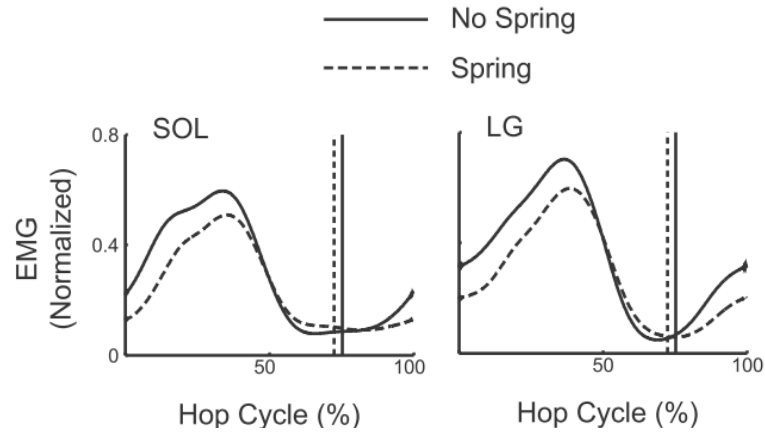


Abb. 4.1: Zusammengefasste Abb. der EMG-Signale des M. soleus (SOL) und des M. gastrocnemius lateralis (LG) aus der Publikation von Ferris u. a. (2006b) bei einer Hüpfrequenz von 2,2 Hz. Die EMG-Signale seien auf den Maximalwert beim Hüpfen nach frei wählbarer Frequenz (fr) bei ausgeschalteter Pneumatik 0 („no spring“) amplitudennormiert und auf einen Hüpfzyklus („Hop Cycle“) zeitnormalisiert. Der Zustand eingeschalteter Pneumatik 1 ist durch den gestrichelten Verlauf („spring“) gekennzeichnet. Die vertikale Linie kennzeichnet den Übergang von der Bodenkontaktphase zur Flugphase. Nach den Untersuchungen von Ferris u. a. (2006b) ist ein deutlicher Unterschied zwischen den EMG-Signalen im aus- bzw. eingeschalteten Zustand im Gegensatz zu den Abb. 3.7, A.10, A.11 und A.12 erkennbar.

Die visuellen Unterschiede der EMG-Zeitverläufe zwischen aus- und eingeschaltetem Zustand sind in den Abb. 3.7, A.10, A.11 und A.12 nicht so deutlich und verallgemeinerbar wie die Unterschiede in Abb. 4.1 aus der Publikation von Ferris u. a. (2006b). Der Unterschied im EMG-Signal bei Proband 2, 4 und 5 mit dem Orthesentyp J (vgl. Abb. 3.7(a), 4.11(a)) könnte zwar als Anpassungserscheinung interpretiert werden, weil das EMG-Signal des M. gastrocnemius caput laterale ca. 100 ms vor und nach dem Landezeitpunkt $t_{(TD)}$ bei ausgeschalteter Pneumatik höher ist als bei eingeschalteter Pneumatik ($U_{J0}(t) > U_{J1}(t)$ für $t_{(TD)} - 100 \text{ ms} < t < t_{(TD)} + 100 \text{ ms}$). Dieser visuelle Unterschied ist aber bei keinem Probanden mit Orthesentyp G ersichtlich (vgl. Abb. 4.10(a), A.12). In diesem Zusammenhang wird darauf hingewiesen, dass die induzierte Störung mit dem Orthesentyp J ($\kappa_{PJ} \approx 1,8 \dots 2,0 \text{ Nm/}^\circ$) ca. doppelt so groß ist wie die induzierte Störung von ca. $1,0 \text{ Nm/}^\circ$ bei den Experimenten von Ferris u. a. (2006b). Wenn davon

4 Diskussion

ausgegangen wird, dass eine größere externe parallele Störung des Fußgelenks auch eine größere muskuläre Anpassung hervorrufen müsste, dann offenbart sich im Vergleich der Ergebnisse von Ferris u. a. (2006b) und den Ergebnissen aus Abb. 3.6 und den Abb. 3.7, A.10, A.11 und A.12 ein Widerspruch: Während Ferris u. a. (2006b) die Steifigkeitsanpassung mit Hilfe einer Verringerung der muskulären Aktivierung diskutieren, kann dieses Erklärungsmodell aufgrund der fast gleichbleibenden muskulären Aktivierung in dieser Arbeit nicht gewählt werden. Demnach müssen andere Mechanismen in den zurückliegenden Experimenten gewirkt haben, die eine Steifigkeitsanpassung ohne Änderung der EMG-Signale ermöglichen.

Als Anpassungsstrategie des Muskels-Sehnen-Komplexes würden dann die unter Abschnitt 1.4.2 diskutierten passiven muskulären Strategien zusammen mit den in Abschnitt 4.3 erwähnten Ergebnissen von van der Krogt u. a. (2009) in den Mittelpunkt der Diskussion rücken.

Abbildung A.9 und Tabelle A.1 zeigen, dass sich beim Wechsel vom aus- zum eingeschalteten Zustand der Fußgelenkwinkel β vergrößert. Für den eingelenkigen M. soleus hat dies zur Folge, dass sich dessen Muskellänge verringert. Nach Abbildung 1.5(a) in Abschnitt 1.4 würde sich dadurch die Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\mathbf{F}_M|$ aufgrund der Kraft-Längen-Beziehung verändern. Mit der Vermutung, dass die Muskellänge bei ausgeschalteter Pneumatik der Länge entspricht, bei der die Kraftentwicklung am größten ist, müsste sich aufgrund der parabelähnlichen Kraft-Längen-Beziehung die Muskelkraft bei einer Veränderung der Muskellänge verringern.

Abbildung A.9 zeigt weiterhin, dass während der Landephase $\dot{\beta}_{(TD)} < 0$ die Winkelgeschwindigkeit des Fußgelenks $\dot{\beta}_J$ bei ausgeschalteter Pneumatik negativer ist als bei eingeschalteter Pneumatik: $|\dot{\beta}_{(TD)J0}| > |\dot{\beta}_{(TD)J1}|$. Auf die Veränderung der Muskellänge \dot{l} bezogen bedeutet dies, dass der Muskel-Sehnen-Komplex des M. soleus bei ausgeschalteter Pneumatik schneller auseinandergezogen wird als bei eingeschalteter Pneumatik. Die stärkere exzentrische Geschwindigkeitsbelastung bei ausgeschalteter Pneumatik, wird noch durch die winkelabhängige Kontraktionsgeschwindigkeit verstärkt (vgl. Abb. 1.6), wonach der Betrag der Längenänderung des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\Delta l|$ umso größer ist, je mehr die Winkeländerung des Fußgelenks $|\Delta\beta|$ in der Nähe der Neutral-Null-Fußhaltung ($\beta = 90^\circ$) stattfindet. Aus den eben beschriebenen Zusammenhängen kann geschlussfolgert werden, dass während der Landephase die passive exzentrische Muskelkraft bei eingeschalteter Pneumatik kleiner ist als bei ausgeschalteter Pneumatik.

Nach dieser Argumentationslinie verschieben sich die Arbeitsbereiche in der Kraft-Längen-Beziehung bzw. Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung des Muskel-Sehnen-Komplexes (vgl. Abb. 1.4, 1.5) aufgrund des veränderten Fußgelenkwinkels. Dabei erfolgt eine „beiläufige“ Kraftanpassung. Auf diese Art und Weise könnte sich das durch die externe Gelenksteifigkeit gestörte Fußgelenk ohne neuronale Kontrolle möglicherweise selbst stabilisieren. Die Idee der „Selbststabilität“ (Self-stability, engl.) wird u.a. im Konzept der „intelligenten Mechanik“ bei Blickhan u. a. (2007) vorgestellt.

van der Krogt u. a., 2009 bemerken aber in ihrer Simulationsstudie, dass die Steifigkeitsanpassung nicht isoliert mit Hilfe der Kraft-Längen-Beziehung und Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung erklärt werden kann. Dazu seien die Kraftänderungen durch

4 Diskussion

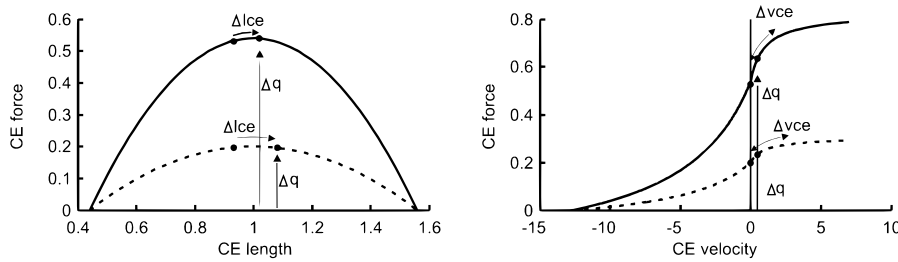


Abb. 4.2: Kombination passiver Muskeigenschaften mit dem Modell der vorprogrammierten Muskelaktivierung aus der Veröffentlichung von van der Krogt u. a. (2009). CE force, CE length und CE velocity: relative Kraft, Kontraktionsgeschwindigkeit und Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes. Wenn sich die Grundinnervation des Muskels Δq auf einem höheren Niveau befindet, dann führe eine Änderung der Muskellänge Δl_{ce} oder Kontraktionsgeschwindigkeit Δv_{ce} zu einer stärkeren Änderung der relativen Muskelkraft (CE force). Dies gelte sowohl für die parabelähnliche Kraft-Längen-Beziehung als auch für die arktangensähnliche Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung aufgrund der veränderten Krümmung in der Nähe des Arbeitspunktes.

Veränderung der Muskellänge und Kontraktionsgeschwindigkeit zu gering. Sie erklären Steifigkeitsanpassungen an unerwartete Untergrundänderungen mit einer Kombination aus passiven Muskeigenschaften und einer zeitabhängigen vorprogrammierten Muskelaktivierung (Preprogrammed muscle activation, engl.). Die vorprogrammierte Muskelaktivierung (Δq in Abb. 4.2) ändere nach van der Krogt u. a., 2009 die Muskelkraft stärker als die Verschiebung des Arbeitsbereiches auf dem Plateau der Kraft-Geschwindigkeits- bzw. Kraft-Längen-Beziehung bei geringerer Aktivierung (vgl. Abb. 4.2). Wenn sich die Aktivierung des Muskels auf einem höheren Niveau befindet, dann führt eine Änderung der Muskellänge oder Kontraktionsgeschwindigkeit auch zu einer stärkeren Änderung der Muskelkraft aufgrund der veränderten Anstiege in Abb. 4.2.

Auf die Hüpfbewegung mit parallelen Gelenksteifigkeiten übertragen bedeutet dieser Erklärungsversuch, dass es genügt, wenn für jede Hüpfbewegung ein gleiches vorprogrammiertes Innervationsmuster (EMG-Signal) an die motorische Endplatte gesandt wird. Das vorprogrammierte Innervationsmuster entfaltet möglicherweise einen Multiplikatoreffekt in der Hinsicht, dass die Kraftwirkungen – verursacht durch die Längen- und Geschwindigkeitsänderung des Muskel-Sehnen-Komplexes – verstärkt werden, ohne die Grundinnervation für die jeweilige Bewegungsaufgabe zu ändern. Dieser Erklärungsansatz ist mit den beobachteten Ergebnissen dahingehend konsistent, dass eine Muskelkraftanpassung ohne Änderung der EMG-Signale erfolgt.

Vermutlich wegen der Möglichkeit zur Anpassung des Muskel-Sehnen-Komplexes ohne willentliche Änderung des Aktivierungsmusters ordnen van der Krogt u. a. (2009) die gekoppelte Strategie aus den passiven Muskeigenschaften mit der zeitabhängigen vorprogrammierten Aktivierung den passiven Strategien zur Änderung der Beinsteifigkeit zu. Um zu untersuchen, ob das EMG-Muster beim Hüpfen zeitabhängig ist, könnten

4 Diskussion

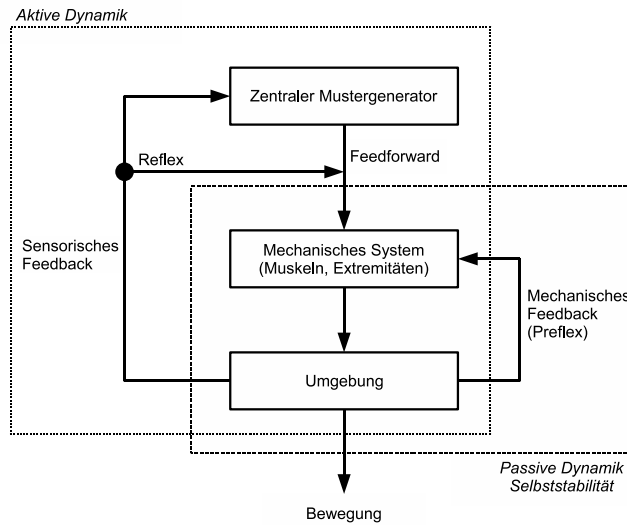


Abb. 4.3: Modifizierte Abbildung nach Cham, Bailey und Cutkosky (2000) und Full und Koditschek (1999). Mögliches Zusammenspiel von Feedforward und Feedbackstrategien in Bezug auf die Bewegung.

in weiterführenden Untersuchungen Probanden bspw. auf einer Vorrichtung hüpfen, die nach einer Einspringphase ihre Höhe verändert. Nach dem Erklärungsmodell der vorprogrammierten Muskelaktivierung müsste das EMG-Signal zum erwarteten Landezeitpunkt das gleiche Muster aufweisen, wie bei den Hüpfzyklen ohne verstellbare Höhe des Untergrundes.

Cham, Bailey und Cutkosky (2000) argumentieren mit Hilfe der „Feedforward-Preflex-Interaktion“ (Feedforward-Preflex Interaction, engl.) in ähnlicher Art und Weise wie van der Krogt u. a. (2009). Die ähnlichen EMG-Zeit-Verläufe während des Hüpfen stützen offenbar das Konzept eines zentralen Mustergenerators (Central pattern generator, engl.), der das Bewegungsprogramm „einbeiniges Hüpfen“ über Feedforward-Signale implementiert, unabhängig davon, ob mit oder ohne paralleler Gelenksteifigkeit gehüpft wird. Schließlich zeigen die Messergebnisse, dass eine Muskelkraftanpassung trotz ähnlicher EMG-Zeit-Verläufe stattgefunden haben muss. Unter der Voraussetzung, dass ähnliche EMG-Zeit-Verläufe ähnliche Muskelkräfte erzeugen, müsste die Anpassung des mechanischen Systems nach Abb. 4.3 über das mechanische Feedback (Preflexe) bei einem gleichbleibenden Feedforward-Signal erfolgt sein. Sensorische Feedback-Signale hätten vermutlich mit veränderten EMG-Signalen auf die Kraft-, Längen- oder Geschwindigkeitsänderung des Muskel-Sehnen-Komplexes reagiert. Demzufolge wurde die Störung des Fußgelenks möglicherweise mehr über Preflexe im Zusammenhang mit der gleichbleibenden Feedforward-Grundinnervation ausgeglichen als durch sensorische Feedbackmechanismen. Eine nicht auszuschließende Möglichkeit wäre noch, dass veränderte sensorische Feedback-Signale zusammen mit veränderten Feedforward-Signalen wieder zum gleichen Innervationsmuster führen würden und dann zusammen mit den Preflexen auch

zur beobachteten Anpassung führen.

Ein Vorteil der Strategie Störungen passiv über mechanisches Feedback bei einem gleichbleibenden neuronalen Grundmuster auszugleichen, sei nach Cham, Bailey und Cutkosky (2000), dass vermutlich das neuronale System entlastet werde und die Reaktion auf Störungen schneller geschehen könne als mit sensorischen Feedbackinformationen. Feedback entfalte seine Stärken bei Präzisionsbewegungen wo Zeitverzögerungen aufgrund der Verarbeitung sensorischer Informationen tolerierbar seien (Cham, Bailey und Cutkosky, 2000). Möglicherweise bietet die gleichzeitige Existenz von Re- und Reflexen auch eine Redundanz der Kontrollstrategien.

Das Ergebnis, dass eine Steifigkeitsanpassung stattfinden kann, ohne das EMG-Aktivierungsmuster zu verändern, findet sich auch in den Ergebnissen von Farley u. a. (1998) wieder: „However, our findings show that there is no increase in EMG activity in the gastrocnemius, soleus, or tibialis anterior over the range of surface stiffnesses where ankle stiffness increases 1.75-fold.“ (Farley u. a., 1998). Diese beobachteten, dass sich die Fußgelenksteifigkeit in Abhängigkeit des Untergrundes ändert, ohne Änderungen im EMG-Signal feststellen zu können.

Vermutlich werden in Abhängigkeit verschiedener Anfangs- und Randbedingungen entweder eher passive oder aktive Strategien oder eine Kombination aus beidem vom biologischen System bevorzugt. Zur „Abtastung“ des Bereiches, in dem Probanden die Bewegungsaufgabe Hüpfen eher mit passiven oder aktiven muskulären Strategien bewältigen, könnten Hüpfexperimente mit veränderten Ruhelängen des pneumatischen Muskels und verschiedenen Druckeinstellungen durchgeführt werden. Mögliche Änderungen im EMG könnten dann eventuell auf Längen- oder Kraftfeedback zurückgeführt werden. Wenn sich bspw. in Hüpfexperimenten mit Orthesen die Kinematik (l und \dot{l}) nicht ändern würde, gleichzeitig aber die Kraft des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\mathbf{F}_M|$ aufgrund einer Aktivierungsanpassung ändern würde, wäre dies ein Indiz zu Gunsten des sensorischen Kraft-Feedback oder veränderter antizipativer Feedforward-Signale und ein Ausschlusskriterium für Längen- und Geschwindigkeits-Feedbacksignale.

Klarheit, ob letztendlich eher aktive oder passive muskuläre Strategien einflussreicher zu einer Steifigkeitsanpassung führen, könnten eventuell Computersimulationen schaffen. Denkbar wäre eine Simulation mit einer parallelen Fußgelenksteifigkeit hinsichtlich der Sensitivität der muskulären Fußgelenksteifigkeit auf eine Änderung des Aktivierungsmusters oder auf eine Änderung der passiven Muskeleigenschaften. Interessant zu beobachten wäre des Weiteren, ob sich nach längerem Tragen der Orthese das Aktivierungsmuster wie bei den Untersuchungen von Gordon und Ferris (2007) oder die Wichtung der verschiedenen hier vorgestellten Strategien ändert.

Noch nicht ist die Frage beantwortet, wie sich der Fußgelenkwinkel vom aus- zum eingeschalteten Zustand vergrößert ($\beta_0 < \beta_1$). Entweder führt eine aktive Verkürzung des M. triceps surae zu einer Vergrößerung des Fußgelenkwinkels oder die Orthese erzwingt die Winkeländerung. Da keine Änderung der Aktivierung festgestellt werden konnte, bleibt anzunehmen, dass die parallele Gelenksteifigkeit zur Vergrößerung des Fußgelenkwinkels geführt hat. Die parallele Gelenksteifigkeit führt demnach „nur“ zur Verschiebung des Fußgelenkwinkels sowie der damit verbundenen passiven muskulären Anpassung und nicht zur Änderung des Aktivierungsmusters.

4.5 Methodenkritik

Im Abschnitt 2.5 Messabweichungen wurde betont, dass die Ergebnisse der Hypothese $H4$ aufgrund der Eigenschaften der EMG-Signale und deren Auswertemethoden möglicherweise weniger reproduzierbar sind als die Ergebnisse der Hypothesen $\Delta H1 - 3$. Dieser methodische Nachteil wird als nicht auszuschließende Ursache bzgl. der kaum feststellbaren Unterschiede zwischen den EMG-Signalen in dieser Diplomarbeit gegenüber der deutlichen Unterschiede bei den Ergebnissen von Ferris u. a. (2006b) mit benannt. Aufgrund des hypothesenerkundenden Charakters dieser Untersuchung wird auf Methoden der Inferenzstatistik zur Verallgemeinerung der Ergebnisse verzichtet.

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden die Innervationsfrequenz und mögliche veränderte Rekrutierung verschiedener Muskelfasern (Petit u. a., 1990) nicht untersucht. Eventuell könnten auch diese Mechanismen zu einer aktiven Muskelkraftanpassung führen. Aus diesem Grund könnte bei ähnlichen Untersuchungen in Zukunft bspw. das Frequenzspektrum der EMG-Signale untersucht werden. Vielleicht reichen auch geringe nicht diagnostizierte Unterschiede in der EMG-Amplitude im Zeitbereich aus, um deutliche Kraftanpassungen hervorzurufen.

Weil nur ein Proband Erfahrung im Hüpfen mit dem Orthesentyp G hatte, können langfristig angelernte Strategien zur Kompensation der parallelen Gelenksteifigkeit im Rahmen der Untersuchungen in dieser Diplomarbeit vernachlässigt werden.

4.6 Fazit

Nachdem die Frage, *ob* der Mensch eine parallele Gelenksteifigkeit eher involviert oder ignoriert, in Abschnitt 4.1 zu Gunsten der Integration beantwortet wurde, kann nun mit Hilfe der vorangegangenen Abschnitte 4.2, 4.3 und 4.4 zusammengefasst werden, *wie* dies möglicherweise geschieht.

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die in Abschnitt 4.1 beschriebene Konservierung der globalen Beinsteifigkeit mehr durch eine lokale Eingelenkstrategie als durch eine Mehrgelenkstrategie stattfindet. Zum größten Teil wird die Orthesenstörung bereits „nahe der Störquelle“ von den beteiligten Muskeln des Fußgelenks kompensiert. Über eine größere Plantarflexion des Fußgelenks und einer leichten Veränderung der Richtung der Bodenreaktionskraft wird ein kleiner Teil der Störung geometrisch ausgeglichen. Der größere Teil der Störungsausgleichung erfolgt muskulär über eine Veränderung der Kraft des *M. triceps surae*, womit die Frage im Untertitel dieser Diplomarbeit beantwortet ist, dass Menschen die Gelenksteifigkeit einer Fußgelenkorthese durch eine muskuläre Steifigkeitserniedrigung κ_M kompensieren. Da das Innervationsmuster im Wesentlichen erhalten bleibt, wird dem mechanischen Feedback (passive Strategie) im Sinne der „Feedforward-Preflex-Interaktion“ (vgl. u.a. Cham, Bailey und Cutkosky, 2000) bzw. „vorprogrammierten Muskelaktivierung“ (van der Krogt u. a., 2009) ein größerer Einfluss innerhalb der muskulären Anpassung zugeschrieben als sensorischen Feedbackstrategien. Zusammenfassend könnte dies als Adaption der Mechanik trotz Konservierung der Aktivierung bezeichnet werden.

Literatur

- Aubert, X., M. L. Roquet und J. V. der Elst (1951). "The tension-length diagram of the frog's sartorius muscle." eng. In: *Arch Int Physiol* 59.2, S. 239–241.
- Austin, G. P., D. Tiberio und G. E. Garrett (2003). "Effect of added mass on human unipedal hopping at three frequencies." eng. In: *Percept Mot Skills* 97.2, S. 605–612.
- Bishop, M. u. a. (2006). "Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics." eng. In: *J Athl Train* 41.4, S. 387–392.
- Blaya, J. und H. Herr (2004). "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait." eng. In: *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 12.1, S. 24–31.
- Blickhan, R. (1989). "The spring-mass model for running and hopping." eng. In: *J Biomech* 22.11-12, S. 1217–1227.
- Blickhan, R. u. a. (2007). "Intelligence by mechanics." eng. In: *Philos Transact A Math Phys Eng Sci* 365.1850, S. 199–220.
- Blum, Y., S. Lipfert und A. Seyfarth (2009). "Effective leg stiffness in running." eng. In: *J Biomech* 42.14, S. 2400–2405.
- Bobbert, M. F., P. A. Huijing und G. J. van Ingen Schenau (1986). "A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping." eng. In: *J Biomech* 19.11, S. 887–898.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 6. Aufl. Heidelberg: Springer.
- Cain, S. M., K. E. Gordon und D. P. Ferris (2007). "Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method." eng. In: *J Neuroeng Rehabil* 4, S. 48.
- Cham, J. G., S. A. Bailey und M. R. Cutkosky (2000). "Robust dynamic locomotion through feedforward-preflex interaction". eng. In: *In ASME IMECE Proceedings*, S. 5–10.
- Chang, Y.-H., R. A. Roiz und A. G. Auyang (2008). "Intralimb compensation strategy depends on the nature of joint perturbation in human hopping." eng. In: *J Biomech* 41.9, S. 1832–1839.
- Chow, J. W. und W. G. Darling (1999). "The maximum shortening velocity of muscle should be scaled with activation". eng. In: *J Appl Physiol* 86.3, S. 1025–1031.
- Daerden, F. und D. Lefeber (2000). "Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation". eng. In: *Eur J Mech Eng* 47.1, S. 10–21.
- Farley, C. T. und D. C. Morgenroth (1999). "Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping." eng. In: *J Biomech* 32.3, S. 267–273.
- Farley, C. T. u. a. (1991). "Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits." eng. In: *J Appl Physiol* 71.6, S. 2127–2132.

Literatur

- Farley, C. T. u. a. (1998). "Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses." eng. In: *J Appl Physiol* 85.3, S. 1044–1055.
- Fenn, W. O. und B. S. Marsh (1935). "Muscular force at different speeds of shortening." eng. In: *J Physiol* 85.3, S. 277–297.
- Ferris, D. P. und C. T. Farley (1997). "Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping." eng. In: *J Appl Physiol* 82.1, 15–22; discussion 13–4.
- Ferris, D. P., M. Louie und C. T. Farley (1998). "Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces." eng. In: *Proc Biol Sci* 265.1400, S. 989–994.
- Ferris, D. P., J. M. Czerniecki und B. Hannaford (2005). "An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles." eng. In: *J Appl Biomech* 21.2, S. 189–197.
- Ferris, D. P. u. a. (2006a). "An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control." eng. In: *Gait Posture* 23.4, S. 425–428.
- Ferris, D. P. u. a. (2006b). "Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis." eng. In: *J Appl Physiol* 100.1, S. 163–170.
- Fleischer, C. (2008). "Das zweite Skelett des Menschen". In: *Bild der Wissenschaft* 11, S. 8–11.
- Full, R. J. und D. E. Koditschek (1999). "Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land." eng. In: *J Exp Biol* 202.Pt 23, S. 3325–3332.
- Geyer, H., A. Seyfarth und R. Blickhan (2003). "Positive force feedback in bouncing gaits?" eng. In: *Proc Biol Sci* 270.1529, S. 2173–2183.
- Gordon, A. M., A. F. Huxley und F. J. Julian (1966). "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres." eng. In: *J Physiol* 184.1, S. 170–192.
- Gordon, K. E. und D. P. Ferris (2007). "Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton." eng. In: *J Biomech* 40.12, S. 2636–2644.
- Grimmer, S. u. a. (2008). "Running on uneven ground: leg adjustment to vertical steps and self-stability." eng. In: *J Exp Biol* 211.Pt 18, S. 2989–3000.
- Gränicher, H. (1996). *Messung beendet - was nun? Einführung und Nachschlagewerk für die Planung und Auswertung von Messungen*. 2., überarb. Aufl. Stuttgart: Teubner. 156 S. in getr. Zählung.
- Hermens, H. J. u. a. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." eng. In: *J Electromyogr Kinesiol* 10.5, S. 361–374.
- Hildebrandt, H. (1998). *Pschyrembel klinisches Wörterbuch*. Hrsg. von W. Pschyrembel. 258., neu bearb. Aufl. Berlin: de Gruyter. 1 CD-ROM.
- Hill, A. V. (1938). "The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle". eng. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 126.843, S. 136–195.
- (1953). "The Mechanics of Active Muscle". eng. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 141.902, S. 104–117.
- Hobara, H., K. Kanosue und S. Suzuki (2007). "Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping." eng. In: *Neurosci Lett* 418.1, S. 55–59.
- Hobara, H. u. a. (2009). "Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping." eng. In: *J Biomech* 42.11, S. 1768–1771.

Literatur

- Hogan, N. (1984). "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles". eng. In: 29.8, S. 681–690.
- Hohmann, D., R. Uhlig und L. Mannerfelt (2005). *Orthopädische Technik. 18 Tabellen.* 9., überarb. und neu gestaltete Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme. VIII, 567.
- Holle, B. (2000). *Die motorische und perzeptuelle Entwicklung des Kindes. ein praktisches Lehrbuch für die Arbeit mit normalen und retardierten Kindern.* Unveränd. Nachdr. der 4. Aufl. Beltz-Taschenbuch 76. Weinheim [u.a.]: Beltz. 222 S.
- Hortobágyi, T. und P. DeVita (2000). "Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging." eng. In: *J Electromyogr Kinesiol* 10.2, S. 117–126.
- Häufle, D. (2009). "Reflektorische Kontrolle des Hüpfens. Biomechanische Modelle und technische Demonstration." Diplomarbeit. Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Kao, P.-C. und D. P. Ferris (2009). "Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis." eng. In: *Gait Posture* 29.2, S. 230–236.
- Kao, P.-C., C. L. Lewis und D. P. Ferris (2010). "Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton." eng. In: *J Biomech* 43.2, S. 203–209.
- Katz, B. (1939). "The relation between force and speed in muscular contraction". eng. In: *J Physiol* 96.1, S. 45–64.
- Kendall, F. P. und E. K. MacCreary (1988). *Muskeln. Funktionen und Test.* Hrsg. von C. Schierenberg. 2., durchges. dt. Übers. und Bearb. nach der 3. amerikan. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Fischer. XI, 262.
- Kinnaird, C. R. und D. P. Ferris (2009). "Medial gastrocnemius myoelectric control of a robotic ankle exoskeleton." eng. In: *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 17.1, S. 31–37.
- Klute, G. K., J. M. Czerniecki und B. Hannaford (2002). "Artificial Muscles: Actuators for Biorobotic Systems". eng. In: *Int J Robot Res* 21.4, S. 295–309.
- Loeb, G. E. (1995). "Control implications of musculoskeletal mechanics". eng. In: *Proc. IEEE 17th Annual Conf. Engineering in Medicine and Biology Society.* Bd. 2, S. 1393–1394.
- Malcolm, P. u. a. (2009a). "Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton." eng. In: *Gait Posture* 29.1, S. 6–10.
- Malcolm, P. u. a. (2009b). "Experimental study on the role of the ankle push off in the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot-exoskeleton." eng. In: *Gait Posture* 30.3, S. 322–327.
- McMahon, T. A. (1984). *Muscles, reflexes, and locomotion.* eng. Princeton, NJ: Princeton Univ. Press, XVI, 331 S.
- Morin, A. H. (1953). "Elastic Diaphragm". Pat. 2 642 091. US-Patent.
- Moritz, C. T. und C. T. Farley (2003). "Human hopping on damped surfaces: strategies for adjusting leg mechanics." eng. In: *Proc Biol Sci* 270.1525, S. 1741–1746.
- (2004). "Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping." eng. In: *J Appl Physiol* 97.4, S. 1313–1322.

Literatur

- Moritz, C. T. und C. T. Farley (2005). "Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion." eng. In: *J Exp Biol* 208.Pt 5, S. 939–949.
- Moritz, C. T., S. M. Greene und C. T. Farley (2004). "Neuromuscular changes for hopping on a range of damped surfaces." eng. In: *J Appl Physiol* 96.5, S. 1996–2004.
- Nielsen, J. u. a. (1994). "Segmental reflexes and ankle joint stiffness during co-contraction of antagonistic ankle muscles in man." eng. In: *Exp Brain Res* 102.2, S. 350–358.
- Petit, J. u. a. (1990). "Changes in muscle stiffness produced by motor units of different types in peroneus longus muscle of cat." eng. In: *J Neurophysiol* 63.1, S. 190–197.
- Polasek, W. (1997). *Schließende Statistik. Einführung in die Schätz- und Testtheorie für Wirtschaftswissenschaftler ; 44 Tabellen*. Springer-Lehrbuch. Berlin [u.a.]: Springer. XVI, 415.
- Reeves, N. D. u. a. (2009). "Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans." eng. In: *Exp Physiol* 94.7, S. 825–833.
- Sawicki, G. S. und D. P. Ferris (2008). "Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons." eng. In: *J Exp Biol* 211.Pt 9, S. 1402–1413.
- (2009). "Mechanics and energetics of incline walking with robotic ankle exoskeletons." eng. In: *J Exp Biol* 212.Pt 1, S. 32–41.
- Schlittgen, R. (2003). *Einführung in die Statistik. Analyse und Modellierung von Daten*. 10., durchges. Aufl. Lehr- und Handbücher der Statistik. München [u.a.]: Oldenbourg. XIV, 520.
- Schünke, M. u. a., Hrsg. (2005). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem : 182 Tabellen*. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Scholze-Stubenrecht, W., Hrsg. (1997). *Duden Fremdwörterbuch*. 6., auf der Grundlage der amtlichen Neuregelung der deutschen Rechtschreibung überarb. und erw. Aufl. Der Duden 5. Mannheim: Dudenverl. 864 S.
- Specht, J., M. Schmitt und J. Pfeil (2008). *Technische Orthopädie. Orthesen und Schuhzurichtungen*. Heidelberg: Springer. IX, 252.
- van der Krogt, M. M. u. a. (2009). "Robust passive dynamics of the musculoskeletal system compensate for unexpected surface changes during human hopping." eng. In: *J Appl Physiol* 107.3, S. 801–808.

A Anhang

Formelherleitungen

Die folgende Herleitung schätzt die Länge des Muskel-Sehnen-Komplexes l des M. gastrocnemius und dessen zeitliche Änderung \dot{l} für variable Fußgelenkwinkel β und konstante Kniewinkel γ ab. Die verwendeten Symbole und die grafischen Darstellungen der Gleichungen A.10 und A.11 sind in Abb. 1.6 zusammengefasst.

Annahmen

$$x := |\mathbf{r}_{(MU)} - \mathbf{r}_R| = 43 \text{ cm} \quad (\text{A.1})$$

$$d_M := |\mathbf{r}_M - \mathbf{r}_R| = 6 \text{ cm} \quad (\text{A.2})$$

$$l := |\mathbf{r}_{(MU)} - \mathbf{r}_M| \quad (\text{A.3})$$

$$(\text{A.4})$$

Berechnung

$$x^2 = d_M^2 + l^2 - d_M l \cos \beta, \text{ (Kosinussatz)} \quad (\text{A.5})$$

$$0 = l^2 - d_M l \cos \beta - x^2 + d_M^2, \text{ (quadratische Gleichung)} \quad (\text{A.6})$$

$$l(\beta) = \frac{d_M \cos \beta}{2} + \sqrt{\frac{(d_M \cos \beta)^2}{4} + x^2 - d_M^2} \quad (\text{A.7})$$

$$2l\dot{l} = d_M \dot{l} \cos(\beta) - d_M l \sin(\dot{\beta}), \text{ für } \dot{x} = 0 \text{ und } \dot{d}_M = 0 \quad (\text{A.8})$$

$$\dot{l} = \frac{-d_M l \sin(\beta) \dot{\beta}}{2l - d_M \cos(\beta)} \quad (\text{A.9})$$

Ergebnisse mit Normierung

$$\frac{l(\beta)}{l(\beta = 90^\circ)} = \frac{\frac{d_M \cos \beta}{2} + \sqrt{\frac{(d_M \cos \beta)^2}{4} + x^2 - d_M^2}}{l(\beta = 90^\circ)} \quad (\text{A.10})$$

$$\frac{\dot{l}(\beta)}{\dot{\beta} l(\beta = 90^\circ)} = \frac{-d_M l \sin(\beta)}{(2l - d_M \cos(\beta)) \dot{l}(\beta = 90^\circ)} \quad (\text{A.11})$$

Tabellen

Tabelle A.1: Differenzen der zeitlichen arithmetischen Mittelwerte des Neigungswinkels α , Fußgelenkwinkels β , Kniegelenkwinkels γ und des Richtungswinkels der Bodenreaktionskraft ϕ (vgl. Abb. 1.7(a), 1.7(b), 4.6(a), A.7, 4.6(b), A.8). Positive Werte zeigen, dass der jeweilige Winkel bei eingeschalteter Pneumatik (1) größer ist als bei ausgeschalteter Pneumatik. β ist bspw. für den Orthesentyp J bei eingeschalteter Pneumatik während des Bodenkontaktes im zeitlichen Mittel sieben bis acht Grad größer als bei ausgeschalteter Pneumatik.

Zustand	Phase	Winkelunterschiede in $^{\circ}$			
		$\overline{\alpha_1} - \overline{\alpha_0}$	$\overline{\beta_1} - \overline{\beta_0}$	$\overline{\gamma_1} - \overline{\gamma_0}$	$\overline{\phi_1} - \overline{\phi_0}$
$J_{(fr)}$	Boden	6 ± 2	8 ± 2	3 ± 2	-6 ± 3
	Flug	5 ± 2	5 ± 2	2 ± 3	
$J_{(26)}$	Boden	6 ± 2	7 ± 2	2 ± 2	-6 ± 3
	Flug	5 ± 2	6 ± 2	2 ± 3	
$J_{(fr)}$	Boden	3 ± 2	5 ± 2	1 ± 2	-3 ± 3
	Flug	3 ± 2	4 ± 3	0 ± 2	
$J_{(26)}$	Boden	3 ± 2	4 ± 3	1 ± 2	-3 ± 3
	Flug	2 ± 2	3 ± 3	1 ± 3	

A Anhang

Tabelle A.2: Vertikale Beinsteifigkeit bei aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik (0 bzw. 1). Den k_{Bz} -Werten nach Methode a) liegt der Kraftansatz in Gleichung 2.1 und Methode b) der Energieansatz in Gleichung 2.4 zugrunde. Die Berechnung der Abweichung $\Delta H1$ kann in Gleichung 2.7 nachvollzogen werden. Nach beiden Methoden ist die Abweichung von der Hypothese $H1$ geringer als neun Prozent. Die Normierung erfolgte auf die mittlere Gewichtskraft der Probanden $\overline{F_g} \approx 643 \text{ N}$. (TD): Landephase, (TO): Absprungphase.

Zustand	Phase	Beinsteifigkeit k_{Bz} in $\text{m}^{-1} \cdot \overline{F_g}$					
		Methode a)			Methode b)		
		k_{Bz0}	k_{Bz1}	$\Delta H1$ in %	k_{Bz0}	k_{Bz1}	$\Delta H1$ in %
$J_{(fr)}$	TD	32 ± 2	32 ± 2	1 ± 6	26 ± 3	26 ± 3	1 ± 10
	TO	28 ± 1	29 ± 2	5 ± 4	20 ± 2	21 ± 2	8 ± 10
$J_{(26)}$	TD	37 ± 3	36 ± 2	1 ± 7	29 ± 3	27 ± 3	6 ± 10
	TO	32 ± 2	33 ± 2	3 ± 5	22 ± 2	23 ± 2	3 ± 10
$G_{(fr)}$	TD	33 ± 3	33 ± 2	2 ± 9	28 ± 3	29 ± 3	2 ± 10
	TO	29 ± 2	30 ± 1	3 ± 8	22 ± 2	23 ± 2	4 ± 10
$G_{(26)}$	TD	36 ± 2	36 ± 2	1 ± 6	31 ± 3	31 ± 3	2 ± 10
	TO	32 ± 2	32 ± 2	0 ± 6	24 ± 2	24 ± 2	2 ± 10

Tabelle A.3: Bodenkontaktzeit t_B , Flugzeit t_F und Hüpfrequenz f im aus- bzw. eingeschalteten Zustand (0 bzw. 1). Die frei wählbare Hüpfrequenz (fr) beträgt ca. 2,4 Hz. $t_{B0} \approx t_{B1}$, $t_{F0} \approx t_{F1}$ und $f_0 \approx f_1$

Zustand	Bodenkontaktzeit in s		Flugzeit in s		Hüpfrequenz in Hz	
	t_{B0}	t_{B1}	t_{F0}	t_{F1}	f_0	f_1
$J_{(fr)}$	0.31 ± 0.01	0.29 ± 0.02	0.12 ± 0.01	0.13 ± 0.02	2.3 ± 0.1	2.4 ± 0.1
$J_{(26)}$	0.29 ± 0.01	0.28 ± 0.01	0.10 ± 0.01	0.10 ± 0.01	2.6 ± 0.1	2.6 ± 0.1
$G_{(fr)}$	0.29 ± 0.02	0.28 ± 0.01	0.14 ± 0.01	0.14 ± 0.01	2.4 ± 0.1	2.4 ± 0.1
$G_{(26)}$	0.28 ± 0.01	0.28 ± 0.01	0.11 ± 0.01	0.12 ± 0.01	2.6 ± 0.1	2.6 ± 0.1

Tabelle A.4: Auf das mittlere Körpergewicht $\overline{F_g} \approx 634 \text{ N}$ normierte Gelenksteifigkeiten: Gelenksteifigkeit des Muskel-Sehnen-Komplexes im aus- und eingeschalteten Zustand (κ_{M0}, κ_{M1}) und die Gelenksteifigkeit des pneumatischen Muskels κ_{P1} . Die Abweichung von Hypothese 2 $\Delta H2$ beträgt nach Gleichung 2.9 zwischen zwei und 25 Prozent. TD : Landephase, TO : Absprungphase.

Zustand	Phase	Gelenksteifigkeit κ in $10^{-3} \text{ m} \cdot \overline{F_g} / ^\circ$			Abweichung
		$\overline{\kappa_{M0}}$	$\overline{\kappa_{P1}}$	$\overline{\kappa_{M1}}$	$\Delta H2$ in %
$J_{(fr)}$	TD	11.5 ± 0.8	3.2 ± 0.2	8.6 ± 0.8	8 ± 7
	TO	9.7 ± 0.6	2.8 ± 0.2	7.5 ± 0.7	22 ± 7
$J_{(26)}$	TD	13.7 ± 1.1	3.2 ± 0.2	10.9 ± 0.8	14 ± 6
	TO	11.7 ± 0.8	2.9 ± 0.2	9.6 ± 0.7	25 ± 6
$G_{(fr)}$	TD	12.8 ± 1.4	1.6 ± 0.2	11.1 ± 0.9	5 ± 7
	TO	11.0 ± 1.0	1.4 ± 0.1	9.5 ± 0.6	2 ± 6
$G_{(26)}$	TD	14.7 ± 1.8	2.0 ± 0.7	12.2 ± 1.9	24 ± 13
	TO	12.8 ± 1.7	1.8 ± 0.6	10.7 ± 1.7	14 ± 13

A Anhang

Tabelle A.5: Geometrische σ_{geom} und muskuläre Anpassung σ_{musk} . Die durch das Drehmoment des pneumatischen Muskels \mathbf{M}_P induzierte Störung des Muskel-Sehnen-Komplexes σ_M verringert das Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes \mathbf{M}_M nach Gleichung 2.17 um 27 bis 31 Prozent für den Orthesentyp J und 14 bis 18 Prozent für den Orthesentyp G . σ_M wird zu ca. zehn Prozent durch geometrische und ca. 90 Prozent durch muskuläre Anpassung kompensiert.

Zustand	\mathbf{M}_P Störung	\mathbf{M}_M Anpassung, $H3$	
		geometrisch	muskulär
		σ_{geom} in %	σ_{musk} in %
$J_{(fr)}$	31 ± 5	11 ± 5	89 ± 5
$J_{(26)}$	27 ± 7	10 ± 7	90 ± 7
$G_{(fr)}$	14 ± 6	7 ± 6	93 ± 6
$G_{(26)}$	18 ± 8	14 ± 8	86 ± 8

Tabelle A.6: Ausgewählte Kräfte und Drehmomente. Alle Einträge sind zeitliche arithmetische Mittelwerte während der Bodent Kontaktdauer t_B . Die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft $\overline{F_{Bz}}$ ist innerhalb der Abweichungen bei aus- und eingeschalteter Pneumatik gleich ($\overline{F_{Bz0}} \approx \overline{F_{Bz1}}$). Die Kraft des pneumatischen Muskels $|\overline{\mathbf{F}_P}|$ ist für beide Orthesentypen J und G ähnlich, wohingegen Orthesentyp J ein fast doppelt so großes mittleres Drehmoment $|\overline{\mathbf{M}_{PJ}}|$ aufgrund des längeren Hebelarmes d_P (vgl. Abb. 2.3) in den Bewegungsablauf induziert. Das theoretische Muskeldrehmoment $|\overline{\mathbf{M}_{MT}}|$ gibt an, wie groß das Drehmoment des Muskel-Sehnen-Komplexes $|\overline{\mathbf{M}_{M1}}|$ bei eingeschalteter Pneumatik sein müsste, wenn der Muskel-Sehnen-Komplex bei eingeschalteter Pneumatik mit der gleichen Kraft arbeiten würde wie bei ausgeschalteter Pneumatik. Die Differenz ($|\overline{\mathbf{M}_{M0}}| - |\overline{\mathbf{M}_{MT1}}|$) ist ein Maß für die Trennung der geometrischen von der muskulären Anpassung (vgl. Gleichung 2.20 und 2.21). Die Normierung erfolgte auf die mittlere Gewichtskraft der Probanden $\overline{F_g} \approx 643 \text{ N}$.

Zustand	PM	Kräfte in F_g		Drehmomente in $10^{-3} \text{ m} \cdot \overline{F_g}$		
		$ \overline{\mathbf{F}_P} $	$\overline{F_{Bz}}$	$ \overline{\mathbf{M}_P} $	$ \overline{\mathbf{M}_M} $	$ \overline{\mathbf{M}_{MT}} $
$J_{(fr)}$	0		1.46 ± 0.05		162 ± 8	
	1	0.48 ± 0.04	1.49 ± 0.08	44 ± 4	111 ± 9	156 ± 16
$J_{(26)}$	0		1.42 ± 0.06		165 ± 12	
	1	0.43 ± 0.03	1.43 ± 0.07	40 ± 3	120 ± 7	160 ± 16
$G_{(fr)}$	0		1.52 ± 0.06		189 ± 12	
	1	0.42 ± 0.07	1.55 ± 0.06	27 ± 4	161 ± 9	187 ± 19
$G_{(26)}$	0		1.46 ± 0.06		186 ± 14	
	1	0.48 ± 0.19	1.47 ± 0.06	30 ± 12	152 ± 20	181 ± 18

Abbildungen

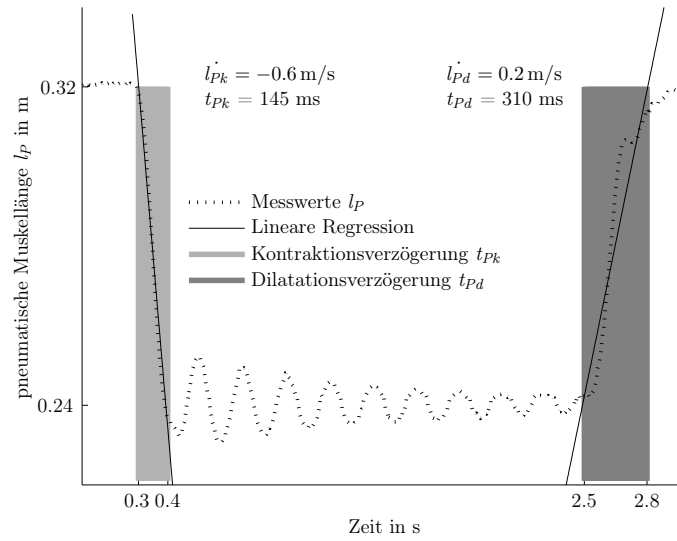


Abb. A.1: Kontraktions- und Dilatationsgeschwindigkeit (\dot{l}_{P_k} , \dot{l}_{P_d}) des pneumatischen Muskels gegen einen Widerstand von 49 N und bei einem Fülldruck von $p = 250 \text{ kPa}$. Die mehr als doppelt so lange Dilatationsverzögerung t_{P_d} gegenüber der Kontraktionsverzögerung t_{P_k} ist vermutlich auf Hystereseeffekte des Membranmaterials zurückzuführen.

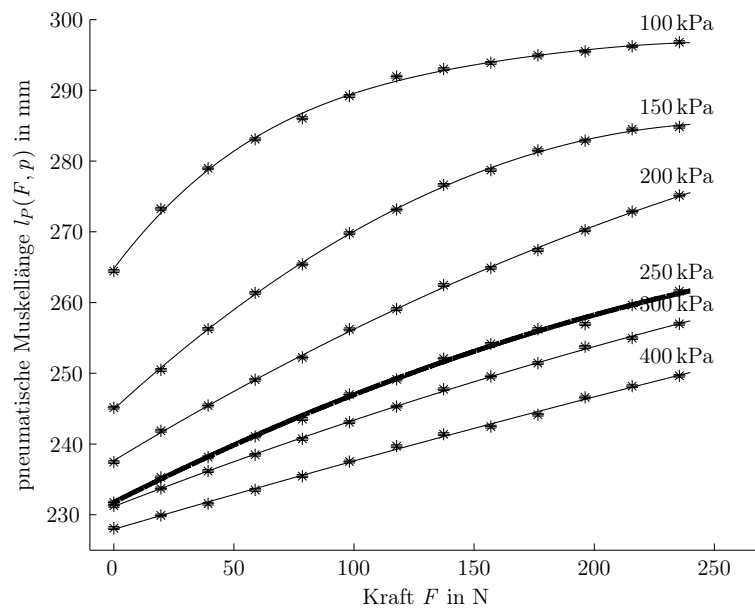


Abb. A.2: Gemessene Längen l_p des isolierten pneumatischen Muskels in Abhängigkeit vom Fülldruck p und der Kraft F . Der hervorgehobene Verlauf $l_p(F, p = 250 \text{ kPa})$ kennzeichnet die Druckeinstellung des pneumatischen Muskels während der Versuchsdurchführung.

A Anhang

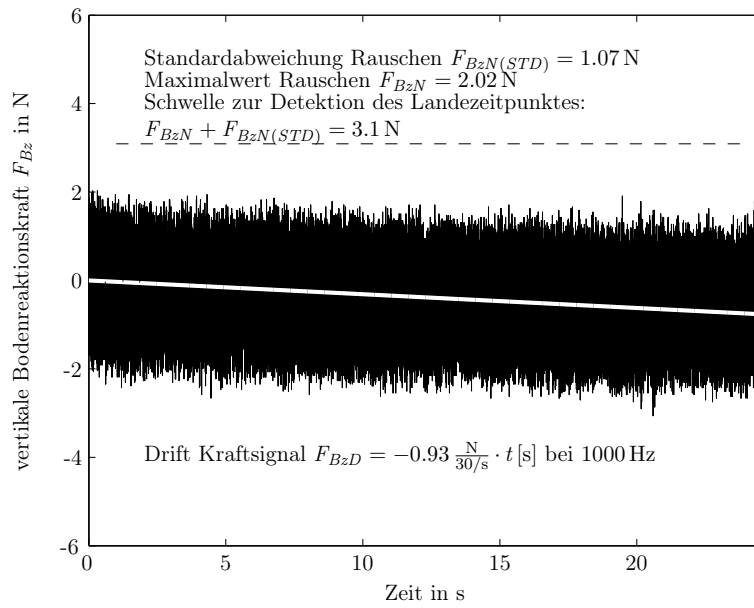


Abb. A.3: Rauschen F_{BzN} und Drift F_{BzD} des vertikalen Kraftsignals der Kraftmessplatte im unbelasteten Zustand. Relativiert auf die maximalen Bodenreaktionskräfte von ca. $3 \cdot F_g$ (vgl. Abb. 3.5) beträgt diese systematische Messabweichung ca. 0,2%. Für die weitere Datenverarbeitung wurde der Drift korrigiert.

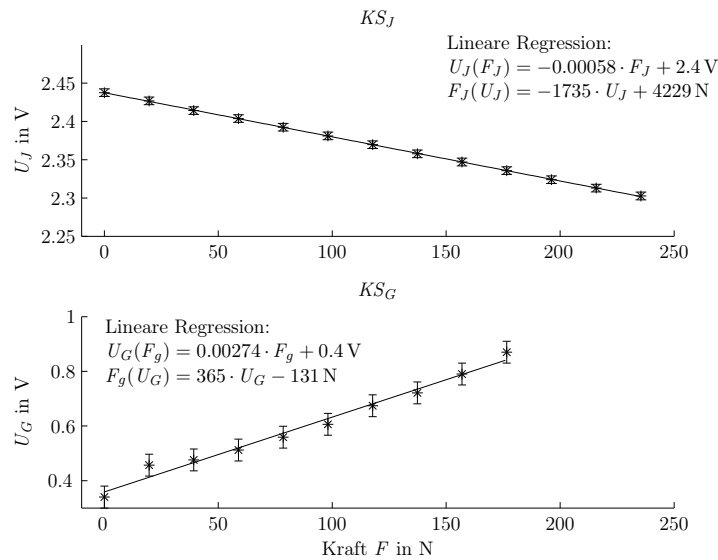


Abb. A.4: Kalibrierfunktionen $F_J(U_J)$ und $F_G(U_G)$ der Kraftsensoren KS_J und KS_G . U_J, U_G : elektrische Spannung für Orthesentyp J bzw. G .

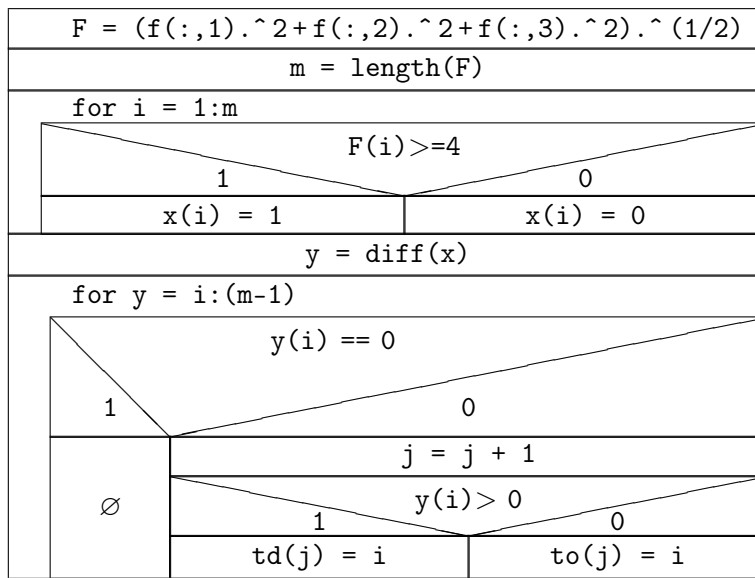
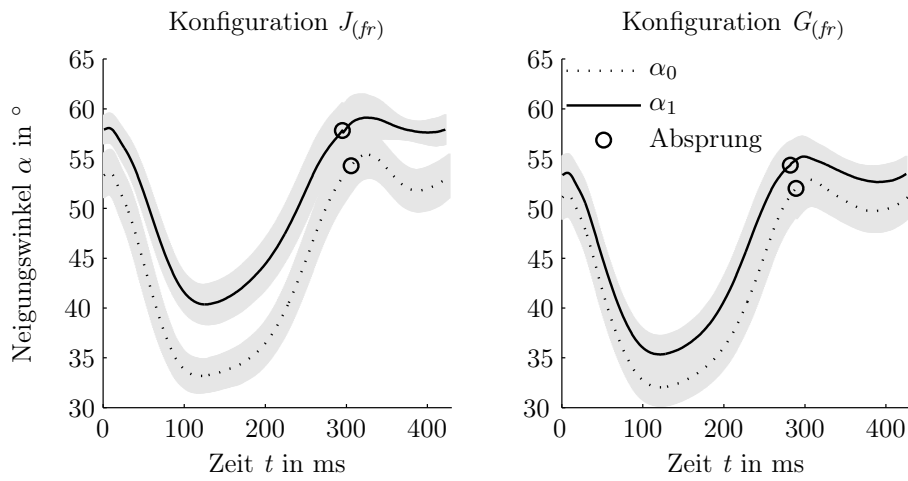
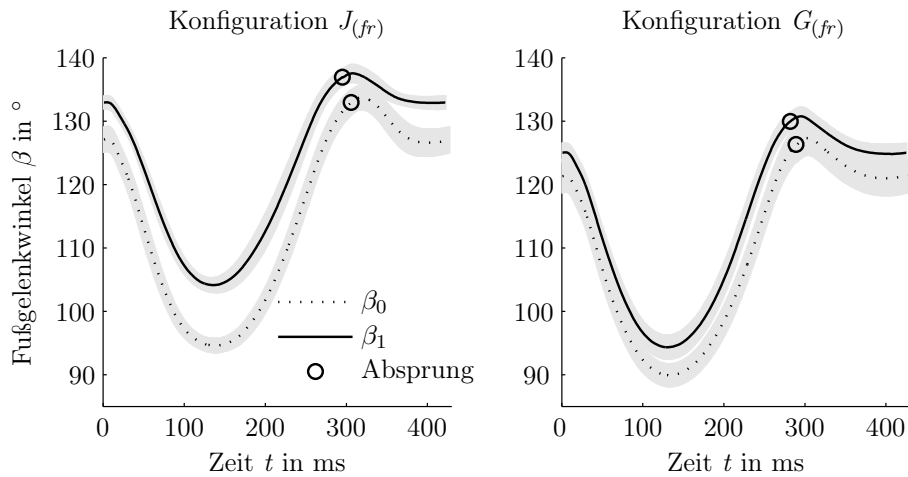


Abb. A.5: Prinzipieller Algorithmus in der Programmiersprache Matlab[®] zur Detektion der Frames des Lande- und Absprungzeitpunktes (td bzw. to) in Abhängigkeit des Betrages der Bodenreaktionskraft F und der Detektionsschwelle $F(i) \geq 4$.



(a) Neigungswinkel des Fußes



(b) Fußgelenkwinkel

Abb. A.6: Bei eingeschalteter Pneumatik 1 hüpfen die Probanden während des gesamten Bewegungsablaufes mit einem größeren Fußgelenkwinkel β_1 und Neigungswinkel α_1 als im ausgeschalteten Zustand 0. Dieses Ergebnis ist deutlicher für den Orthesentyp J . Der grau schraffierte Bereich kennzeichnet die Standardabweichung, der runde Kreis den Absprungzeitpunkt $t_{(TO)}$. Die zeitlich gemittelten Winkelunterschiede $\bar{\alpha}_1 - \bar{\alpha}_0$ bzw. $\bar{\beta}_1 - \bar{\beta}_0$ sind in Tabelle A.1 zusammengefasst.

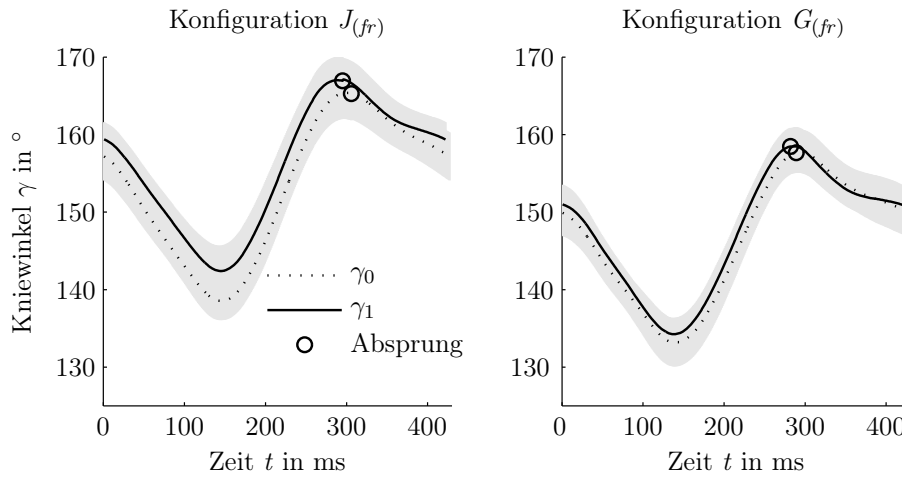


Abb. A.7: Der Kniegelenkwinkel-Zeit-Verlauf bei eingeschalteter Pneumatik γ_1 liegt sowohl für den Orthesentyp J als auch für den Orthesentyp G innerhalb der Standardabweichung (grau schraffiert) des $\gamma_0(t)$ -Verlaufes. Die Unterschiede im Kniegelenkwinkel zwischen aus- und eingeschalteter Pneumatik sind demnach nicht so deutlich wie die Unterschiede im Fußgelenkwinkel β (vgl. Abb. A.6).

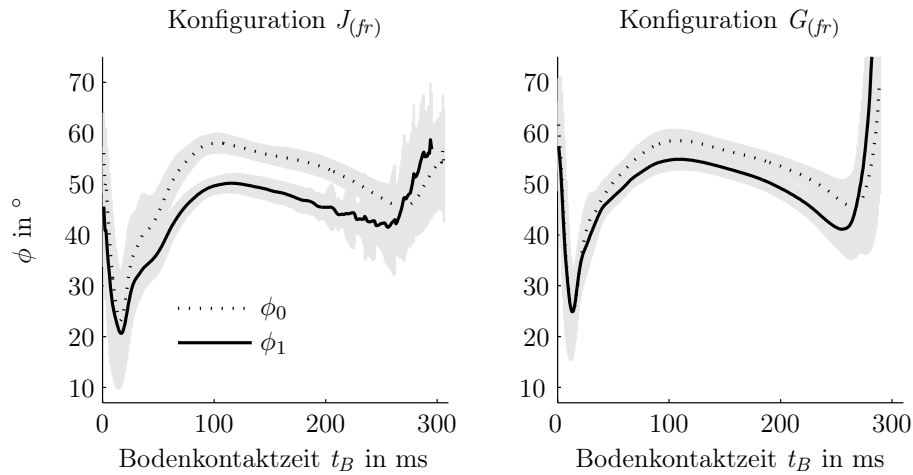
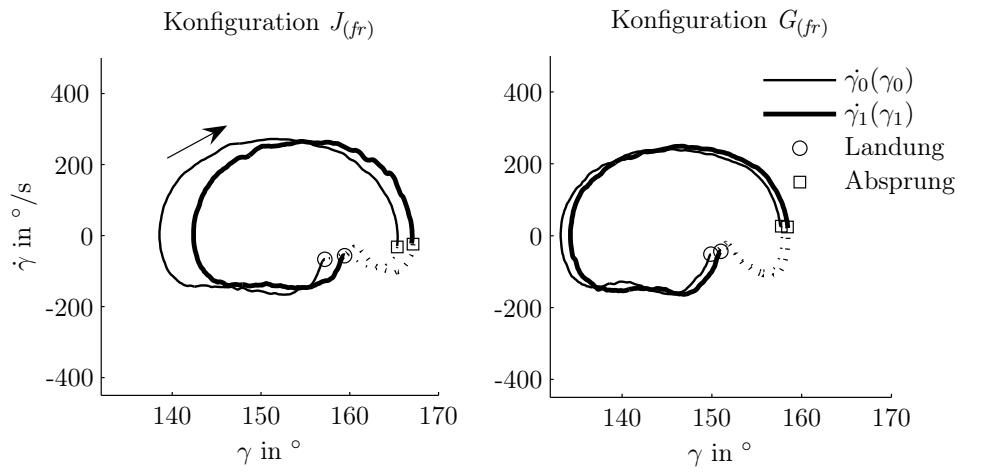
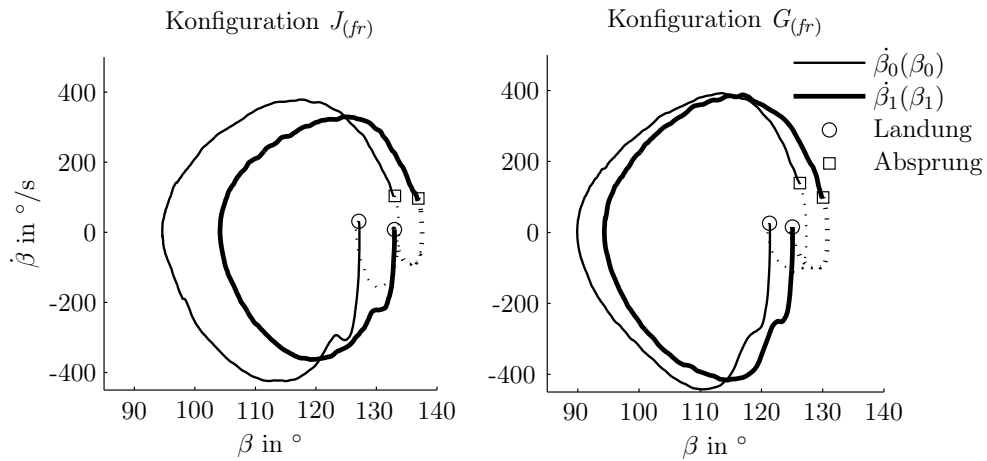


Abb. A.8: Richtungswinkel ϕ der Bodenreaktionskraft \mathbf{F}_B . Die kleineren Werte bei eingeschalteter Pneumatik ϕ_1 bewirken als geometrische Anpassung kleinere Drehmomente \mathbf{M}_B im Fußgelenk (vgl. Gleichungen 2.10 und 2.12). Die Unterschiede zwischen aus- und ausgeschaltetem Zustand sind für den Orthesentyp J deutlicher erkennbar als für den Orthesentyp G . In Tabelle A.1 sind die zeitlich gemittelten Winkelunterschiede $\overline{\phi_1} - \overline{\phi_0}$ zusammengefasst.



(a) Phasenraumdarstellung Kniegelenk



(b) Phasenraumdarstellung Fußgelenk

Abb. A.9: Kniegelenkwinkelgeschwindigkeit in Abhängigkeit des Kniegelenkwinkels $\dot{\gamma}(\gamma)$ und Fußgelenkwinkelgeschwindigkeit in Abhängigkeit des Fußgelenkwinkels $\dot{\beta}(\beta)$. Bei eingeschalteter Pneumatik 1 ist das Kniegelenk gestreckter und das Fußgelenk stärker nach plantar flektiert. Bei ausgeschalteter Pneumatik ist der maximale Betrag der Fußgelenkwinkelgeschwindigkeit größer als bei eingeschalteter Pneumatik $\max(|\dot{\beta}_0|) > \max(|\dot{\beta}_1|)$

A Anhang

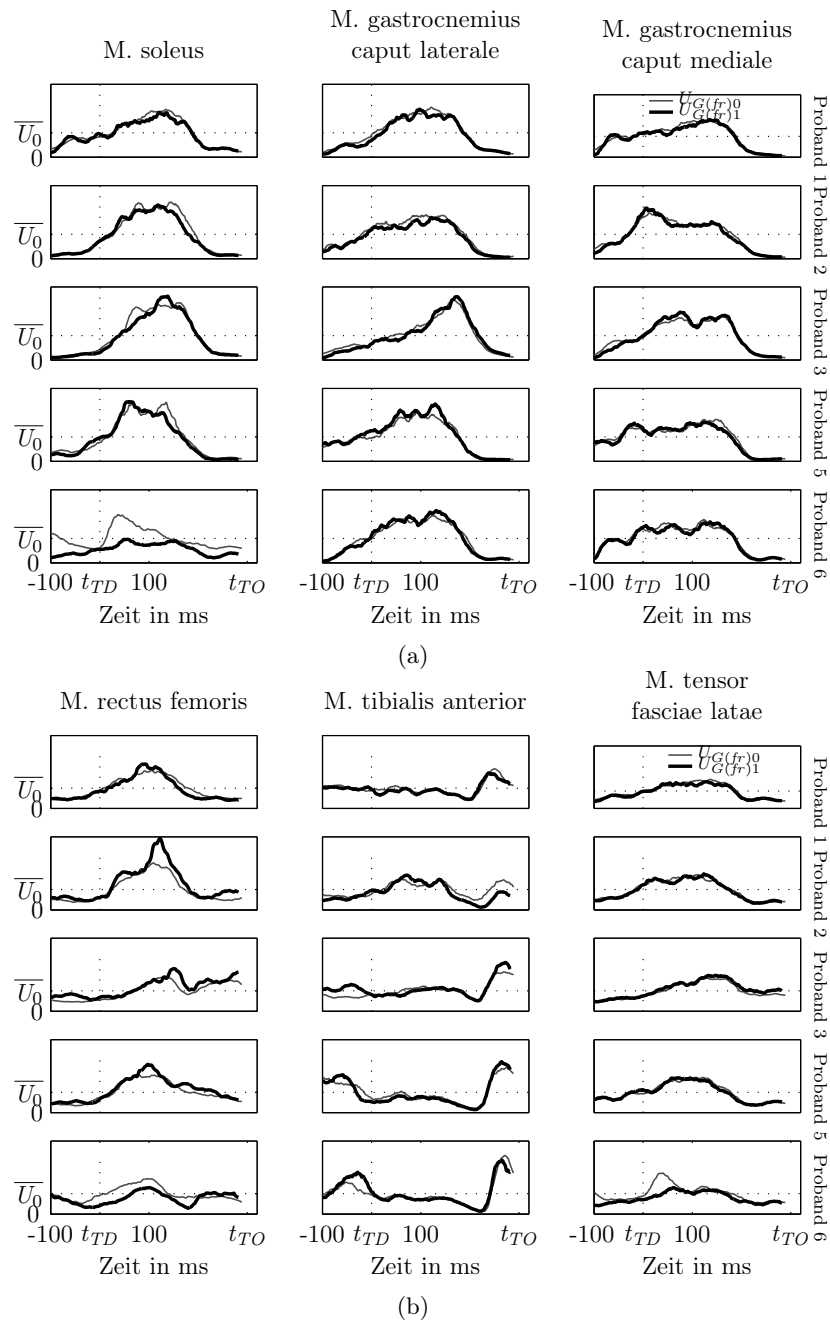


Abb. A.10: Konfiguration: Orthesentyp G und freie Hüppfrequenz (fr). $J_{(fr)}$. Individuelle EMG-Zeit-Verläufe verschiedener Beinmuskeln bei aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik (0 bzw. 1). Die Signale wurden auf die mittlere Bodenkontaktzeit t_B zeitnormalisiert und auf den zeitlichen quadratischen Mittelwert im ausgeschalteten Zustand \bar{U}_0 amplitudennormiert.

A Anhang

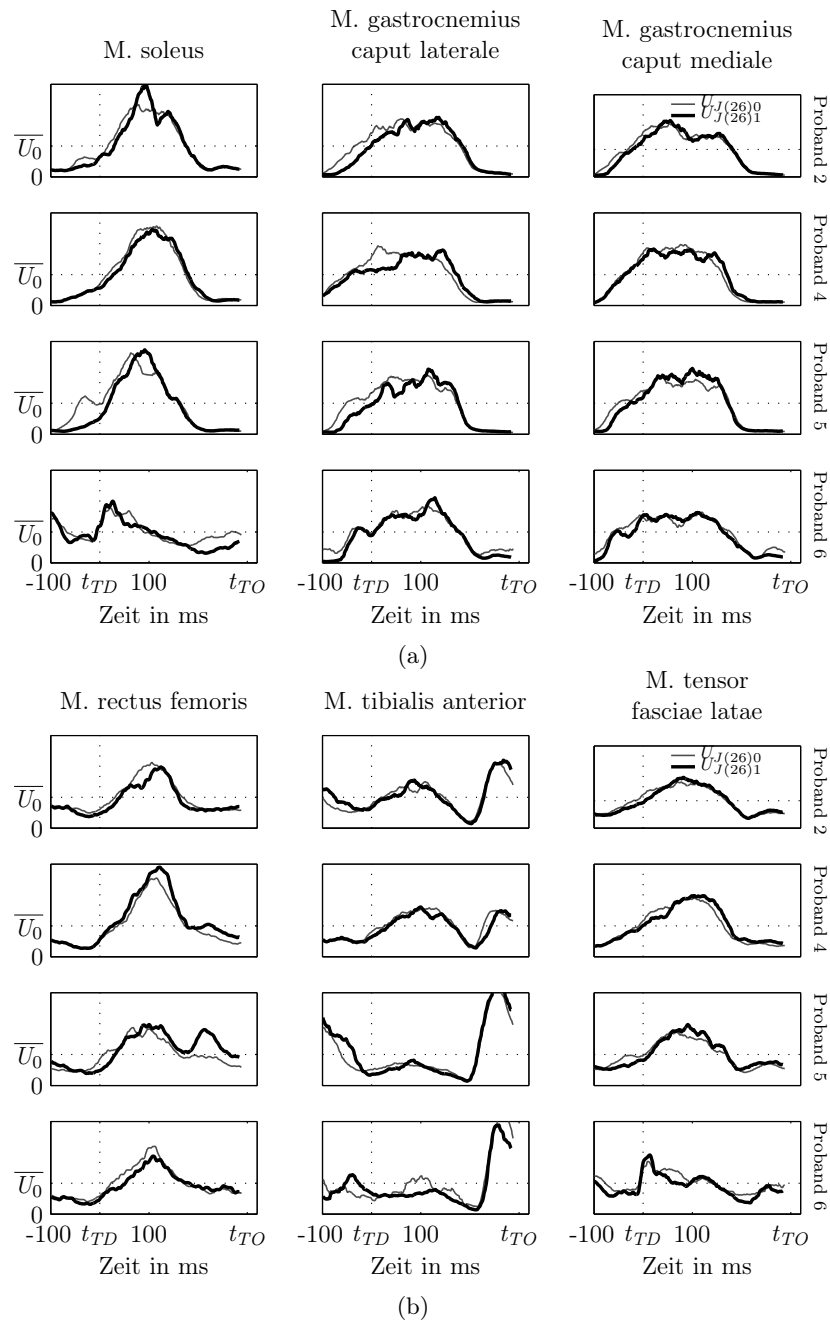


Abb. A.11: Konfiguration: Orthesentyp J und vorgegebene 2,6-Hertz-Hüpfrequenz (26). $J_{(fr)}$. Individuelle EMG-Zeit-Verläufe verschiedener Beinmuskeln bei aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik (0 bzw. 1). Die Signale wurden auf die mittlere Bodenkontaktzeit \bar{t}_B zeitnormalisiert und auf den zeitlichen quadratischen Mittelwert im ausgeschalteten Zustand \bar{U}_0 amplitudennormiert.

A Anhang

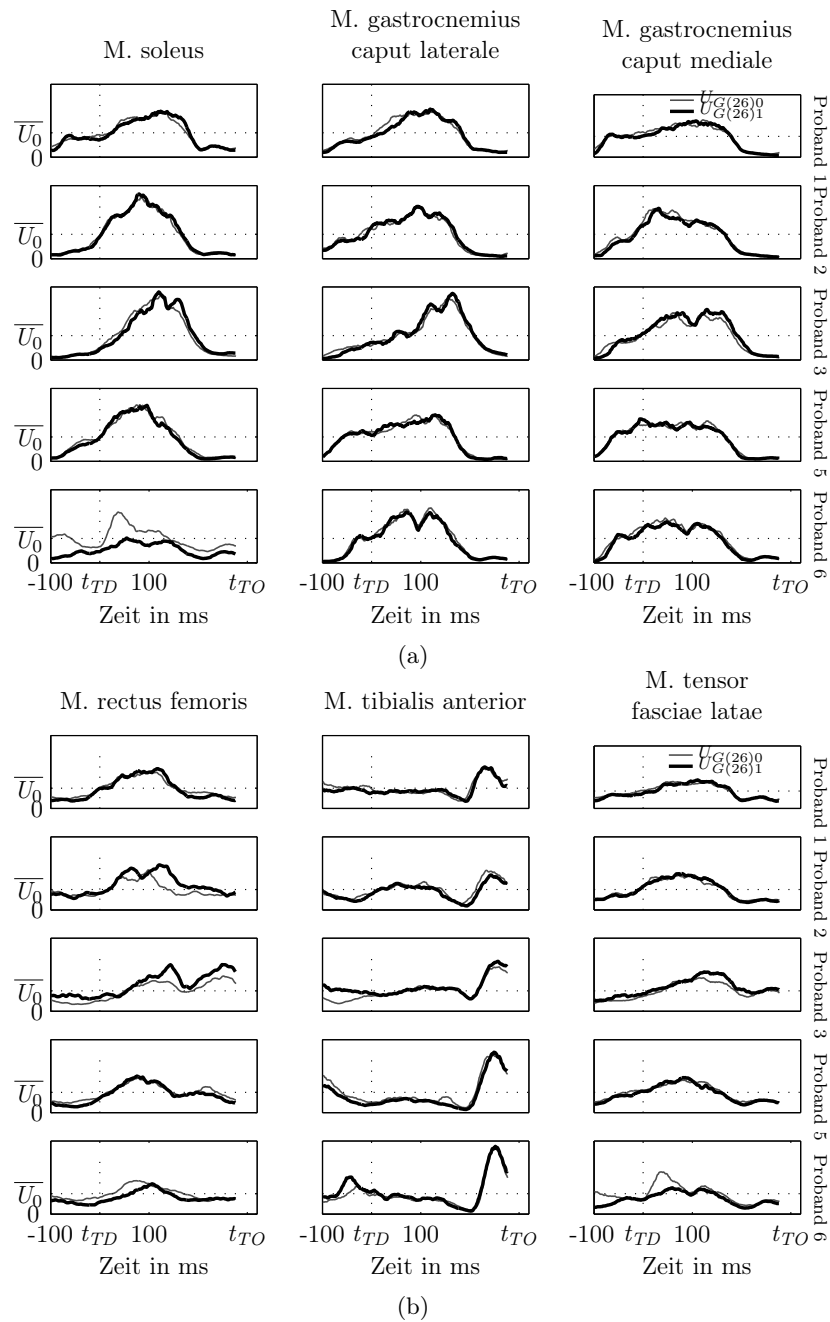


Abb. A.12: Konfiguration: Orthesentyp G und vorgegebene 2,6-Hertz-Hüpfrequenz (26). $J_{(fr)}$. Individuelle EMG-Zeit-Verläufe verschiedener Beinmuskeln bei aus- bzw. eingeschalteter Pneumatik (0 bzw. 1). Die Signale wurden auf die mittlere Bodenkontaktzeit \bar{t}_B zeitnormalisiert und auf den zeitlichen quadratischen Mittelwert im ausgeschalteten Zustand \bar{U}_0 amplitudennormiert.

Danksagung

The research leading to these results has received funding from the European Community's Seventh Framework Programme FP7/2007-2013 - Future Emerging Technologies, Embodied Intelligence, under grant agreement no. 231688.

Diese Diplomarbeit wurde im Lauflabor des Instituts für Sportwissenschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena in Zusammenarbeit mit dem Institut für Bewegungs- und Sportwissenschaften (Vakgroep Bewegings- en Sportwetenschappen) der Universität Gent angefertigt. Die Orthese wurde von Frank Schütze konstruiert und vom Sanitätshaus „Technische Orthopädie Gera“ Steffen Rothgaenger angefertigt. An dieser Stelle möchte ich allen eben genannten Personen und Instituten für die Zusammenarbeit meinen Dank aussprechen.

Namentlich bedanke ich mich bei Prof. Dr. Dirk De Clercq, Dr. Philippe Malcolm und Davy Spiessens für die Zusammenarbeit hinsichtlich der Versuchsvorbereitung und Versuchsdurchführung am Institut für Bewegungs- und Sportwissenschaften der Universität Gent. PD Dr. Andre Seyfarth und Dr. Sten Grimmer begeisterten mich für die inhaltliche Richtung dieser Diplomarbeit und schufen die Rahmenbedingungen hinsichtlich der Zusammenarbeit mit der Universität Gent und der Erstellung des Orthesentyps *J*. Vielen Dank dafür!

Bei meinem engsten Familienkreis möchte ich mich vor allem für den finanziellen Rückhalt und den Freiraum während meines gesamten Studiums bedanken!

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel verfasst habe und dass ich die Arbeit in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegt habe.

Toni Fabian Wöhrl

Jena, den 3. Dezember 2010