

Aktuelle Forschung in der Biomechanik



Martin Mössner

martin.moessner@uibk.ac.at
18. April 2024



Anwendung: Laufen und Gehen

Medizinisches Anwendungsbeispiel (Delp et al. 2007)

Ein "steifes Knie" vielerlei Ursachen haben.

z.B. durch zu starke Anregung des VAS und/oder RF in der Schwungphase des Schrittes (Goldberg et al. 2004)

Behandlungsmöglichkeiten:

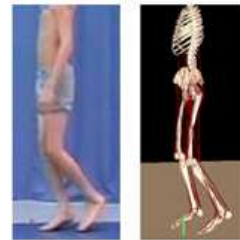
Botox Injektion

Operative Verschiebung des RF Ansatzes.

Frage: Was hilft mehr?

Biomechanische Begründung!

Subject-Specific Simulation
of Stiff-Knee Gait



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

76

Medizinisches Anwendungsbeispiel (Delp et al. 2007)

Lösung: Simulation der Muskelbewegung.

Beide Behandlungen vergrößern den Bewegungsumfang des Knie.

Transfer des RF stellt normalen Bewegungsumfang wieder her.

Peak Knee Flexion Following
Simulated Treatments

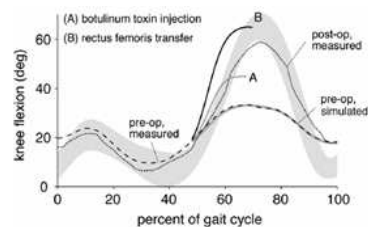
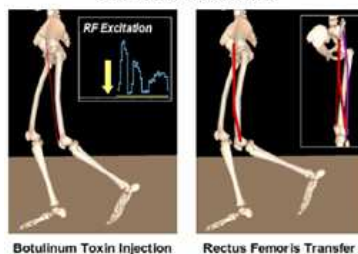


Fig. 6. Knee flexion trajectories for different simulated treatments. The subject's pre- and post-operative measured knee angles are shown for comparison. Shaded area is the average knee angle for unimpaired subjects ± 1 SD.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

77

Simulation mit Muskeln: Laufen

Hamner et al. (2010)

Muscle contribution to propulsion and support during running

A B S T R A C T

Muscles actuate running by developing forces that propel the body forward while supporting the body's weight. To understand how muscles contribute to propulsion (i.e., forward acceleration of the mass center) and support (i.e., upward acceleration of the mass center) during running we developed a three-dimensional muscle-actuated simulation of the running gait cycle. The simulation is driven by 92 musculotendon actuators of the lower extremities and torso and includes the dynamics of arm motion. We analyzed the simulation to determine how each muscle contributed to the acceleration of the body mass center. During the early part of the stance phase, the quadriceps muscle group was the largest contributor to braking (i.e., backward acceleration of the mass center) and support. During the second half of the stance phase, the soleus and gastrocnemius muscles were the greatest contributors to propulsion and support. The arms did not contribute substantially to either propulsion or support, generating less than 1% of the peak mass center acceleration. However, the arms effectively counterbalanced the vertical angular momentum of the lower extremities. Our analysis reveals that the quadriceps and plantarflexors are the major contributors to acceleration of the body mass center during running.

© 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

78

Simulation mit Muskeln: Laufen

1 Proband:

L = 1.83 m, m = 65.9 kg,

v = 3.96 m/s (252 s/km, Cooper 2850 m)

Datenerfassung:

Motion Capture: 6 Kameras, 41 Marker, 60 Hz (Motion Analysis)

Laufband mit Kraftmessplatte, 600 Hz (Bertec)

EMG Daten von 8 Muskeln, 600 Hz (Nortec)

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

79

Simulation mit Muskeln: Laufen

Simulation mit OpenSim

12 Segmente, 29 Freiheitsgrade

Segmentmodell von de Leva

Skalierung mittels anthropometrischer Daten

Bewegungsgleichungen

Muskeldynamik (92 Muskel)

Anpassung an gemessene Bewegung

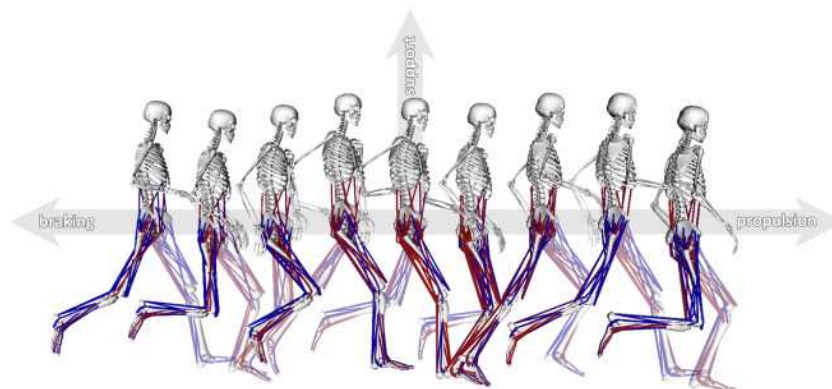
Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

80

Simulation mit Muskeln: Laufen

Ergebnis: Simulation

blau keine, rot volle Aktivierung des Muskels



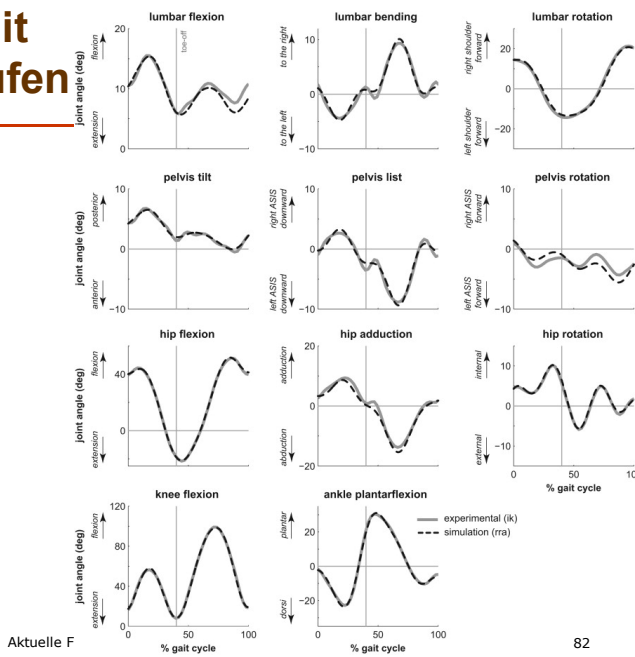
Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

81

Simulation mit Muskeln: Laufen

Validierung der Bewegung

- Messung
- - - Simulation



Aktuelle F

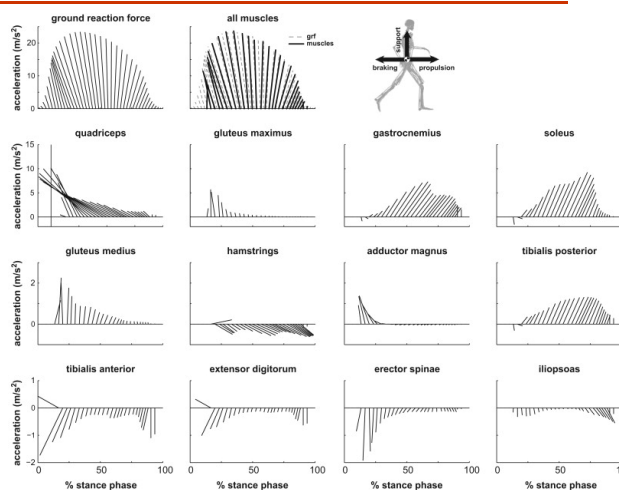
82

Simulation mit Muskeln: Laufen

Richtung der Muskelkräfte

Quadrizeps
- nach oben
- bremst

Soleus
Gastrocnemius
- nach oben
- beschleunigt

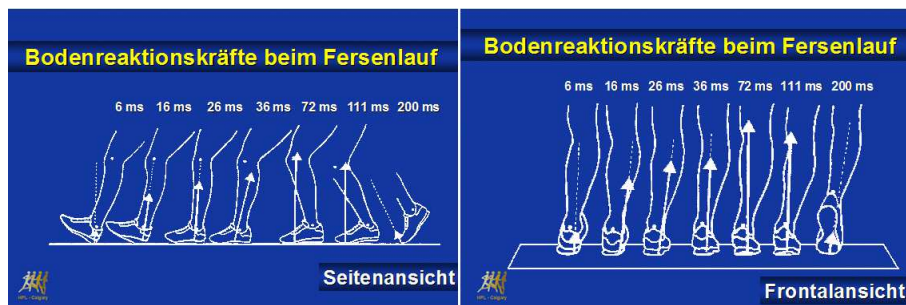


Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

83

Bodenreaktionskräfte Fersenlauf

Beim Aufsetzen ist Kraft nach hinten gerichtet,
beim Abstoß nach vorne.
Angriffspunkt wandert von hinten nach vorne.
In seitlicher Richtung pendelt die Kraft medial-lateral.



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

84

Sehnenbelastung

Kraft des Quadrizeps = Belastung der Patellasehne

Beim Laufen ist die Belastung der Patellasehne nicht wesentlich.
Große Belastungen treten bei der Landung nach Sprüngen oder
Niedersprüngen auf.

Kraft des Soleus + Kraft des Gastrocnemius = Belastung der
Achillessehne

Beim schnellen Laufen, insbesondere beim Vorfußlauf ist die
Belastung der Achillessehne groß!

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

85

Simulation mit Muskeln: Laufen

Hamner et al. (2013)

Muscle contribution to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds

ABSTRACT

Running is a bouncing gait in which the body mass center slows and lowers during the first half of the stance phase; the mass center is then accelerated forward and upward into flight during the second half of the stance phase. Muscle-driven simulations can be analyzed to determine how muscle forces accelerate the body mass center. However, muscle-driven simulations of running at different speeds have not been previously developed, and it remains unclear how muscle forces modulate mass center accelerations at different running speeds. Thus, to examine how muscles generate accelerations of the body mass center, we created three-dimensional muscle-driven simulations of ten subjects running at 2.0, 3.0, 4.0, and 5.0 m/s. An induced acceleration analysis determined the contribution of each muscle to mass center accelerations. Our simulations included arms, allowing us to investigate the contributions of arm motion to running dynamics. Analysis of the simulations revealed that soleus provides the greatest upward mass center acceleration at all running speeds; soleus generates a peak upward acceleration of 19.8 m/s^2 (i.e., the equivalent of approximately 2.0 bodyweights of ground reaction force) at 5.0 m/s. Soleus also provided the greatest contribution to forward mass center acceleration, which increased from 2.5 m/s^2 at 2.0 m/s to 4.0 m/s^2 at 5.0 m/s. At faster running speeds, greater velocity of the legs produced larger angular momentum about the vertical axis passing through the body mass center; angular momentum about this vertical axis from arm swing simultaneously increased to counterbalance the legs. We provide open-access to data and simulations from this study for further analysis in OpenSim at simtk.org/home/nmbl_running, enabling muscle actions during running to be studied in unprecedented detail.

86

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Simulation mit Muskeln: Laufen

10 Probanden:

$L = 1.77 \pm 0.04 \text{ m}$, $m = 70.9 \pm 7 \text{ kg}$, Alter $29 \pm 5 \text{ y}$

$v = 2,3,4,5 \text{ m/s}$, erfahrene Läufer: 50 km/Woche

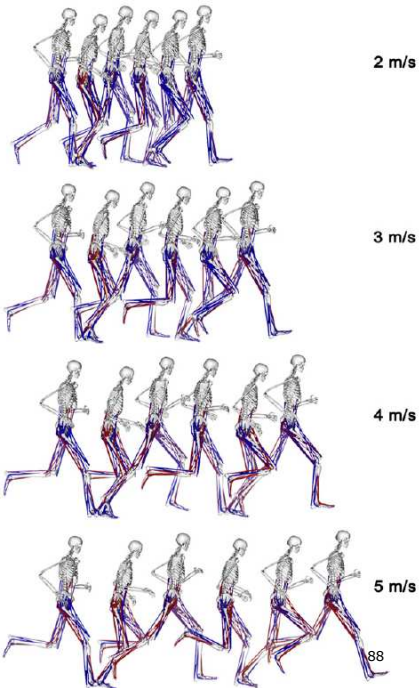
Vorgangswise analog zum vorherigen Artikel

Simulation mit Muskeln: Laufen

Ergebnis:

Simulation bei 2,3,4,5 m/s

Aktivierung der Muskeln
blau keine Aktivierung
rot volle Aktivierung



Aktuelle Forschung in der Bi

Simulation mit Muskeln: Laufen

Veränderungen zw. 2 und 5 m/s:

Schrittweite verdoppelt sich
Schrittdauer, Standdauer nimmt ab
Flugphase nimmt zu

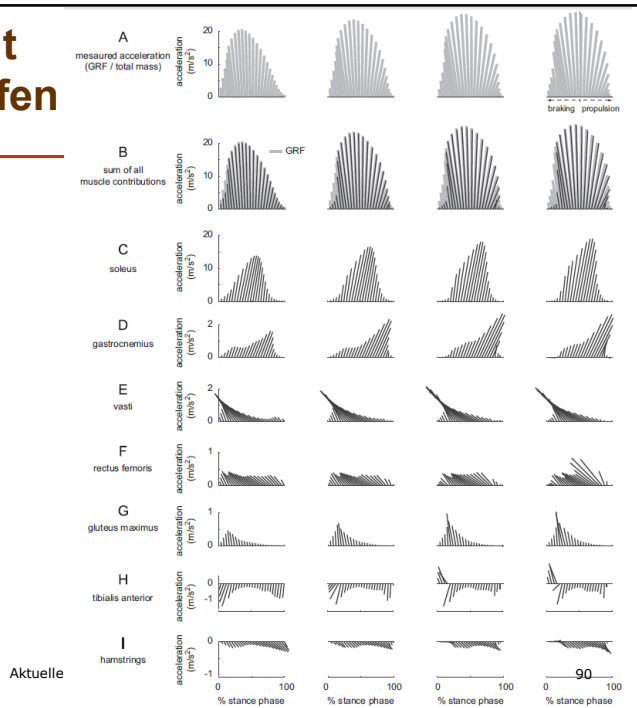
Speed (m/s)	Toe-off* (% GC) mean (SD)	Stride Length* (m) mean (SD)	Stride Time* (s) mean (SD)	Stance Time* (s) mean (SD)	Flight Time* (s) mean (SD)
2.0	46.7 (2.5)	1.50 (0.08)	0.752 (0.041)	0.343 (0.019)	0.038 (0.021)
3.0	40.4 (2.2)	2.14 (0.10)	0.715 (0.032)	0.289 (0.022)	0.068 (0.014)
4.0	38.3 (2.7)	2.69 (0.11)	0.672 (0.027)	0.258 (0.025)	0.081 (0.016)
5.0	37.5 (1.8)	3.00 (0.37)	0.619 (0.029)	0.236 (0.020)	0.077 (0.017)

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

89

Simulation mit Muskeln: Laufen

Veränderung der Muskelbeiträge



Simulation mit Muskeln: Laufen

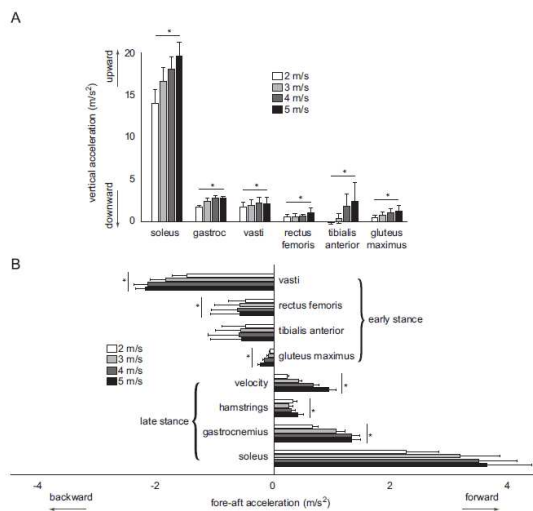


Fig. 3. Peak contributions to (A) upward acceleration (i.e., support) and (B) fore-aft accelerations (i.e., braking and propulsion) from muscles and forces due to velocity effects (i.e., Coriolis and centrifugal forces), averaged over ten subjects. Peak contributions to backward acceleration occurred during early stance while peak forward accelerations occurred during late stance. Error bars span \pm one standard deviation. A repeated measures ANOVA indicated that speed had a significant effect ($p < 0.01$) on muscle contributions mass center acceleration from soleus, gastrocnemius, vasti, rectus femoris, gluteus maximus, and tibialis anterior.

Simulation mit Muskeln: Gehen

Liu et al. (2008)

Muscle contribution to support and progression over a range of walking speeds

ABSTRACT

Muscles actuate walking by providing vertical support and forward progression of the mass center. To quantify muscle contributions to vertical support and forward progression (i.e., vertical and fore-aft accelerations of the mass center) over a range of walking speeds, three-dimensional muscle-actuated simulations of gait were generated and analyzed for eight subjects walking overground at very slow, slow, free, and fast speeds. We found that gluteus maximus, gluteus medius, vasti, hamstrings, gastrocnemius, and soleus were the primary contributors to support and progression at all speeds. With the exception of gluteus medius, contributions from these muscles generally increased with walking speed. During very slow and slow walking speeds, vertical support in early stance was primarily provided by a straighter limb, such that skeletal alignment, rather than muscles, provided resistance to gravity. When walking speed increased from slow to free, contributions to support from vasti and soleus increased dramatically. Greater stance-phase knee flexion during free and fast walking speeds caused increased vasti force, which provided support but also slowed progression, while contralateral soleus simultaneously provided increased propulsion. This study provides reference data for muscle contributions to support and progression over a wide range of walking speeds and highlights the importance of walking speed when evaluating muscle function.

© 2008 Published by Elsevier Ltd.

Simulation mit Muskeln: Gehen

8 Probanden:

$L_{\text{Leg}} = 0.81 \pm 0.09$ m, $m = 51.8 \pm 19.2$ kg,

Alter 12.9 ± 3.3 y (sehr jung, großer Altersunterschied)

$v = 0.54, 0.75, 1.15, 1.56$ m/s (sehr langsam bis schnell)

Vorgangsweise analog zum vorherigen Artikel

Simulation mit Muskeln: Gehen

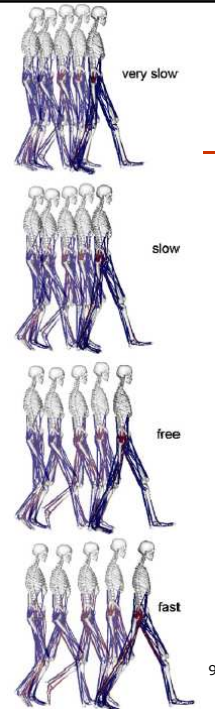
Ergebnis:

Simulation bei 0.54, 0.75, 1.15, 1.56 m/s

Aktivierung der Muskeln

blau keine Aktivierung

rot volle Aktivierung



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

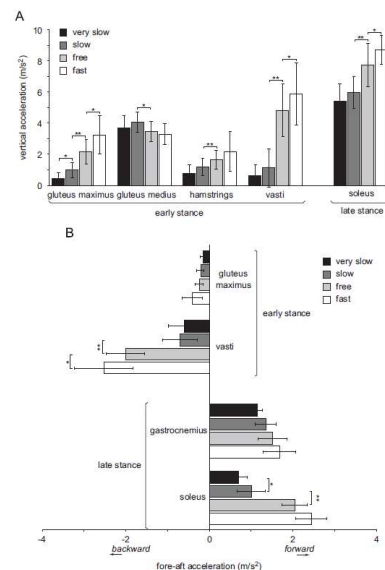
94

Simulation mit Muskeln: Gehen

Gluteus, Hamstrings, Vasti, Soleus und Gastrocnemius tragen das Gewicht.

Vasti und Gluteus bremsen beim Fußaufsatz.

Soleus und Gastrocnemius beschleunigen nach vorne.



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

95

Muskelaktivität beim Gehen/Laufen

Arnold et al. (2013)

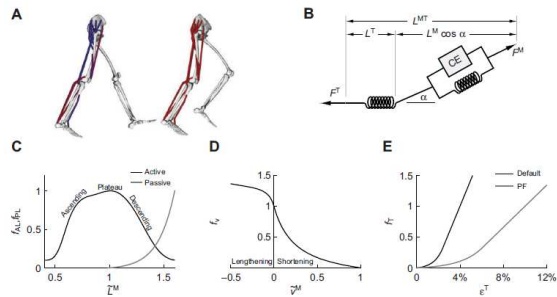
11 Muskeln für jedes Bein

Gehen bei 1-1.75 m/s, Laufen bei 2-5 m/s

Ähnlich wie Liu et al (2008) und Hamner et al. (2010,2013)

Rot: Muskel aktiviert

Blau: Muskel deaktiviert

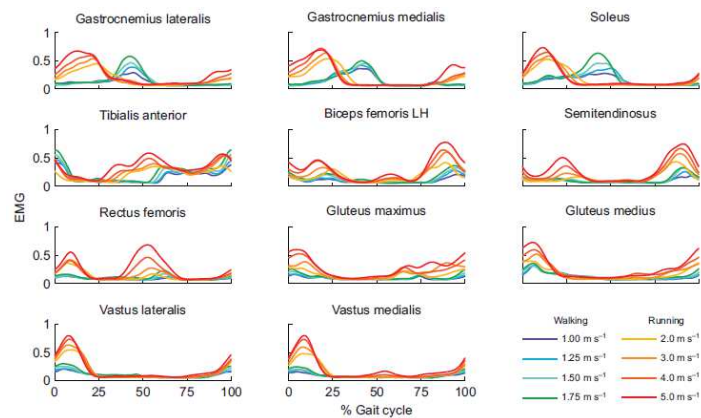


Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

96

Muskelaktivität beim Gehen/Laufen gefilterte RMS EMG Aktivität

Arnold et al. (2013)

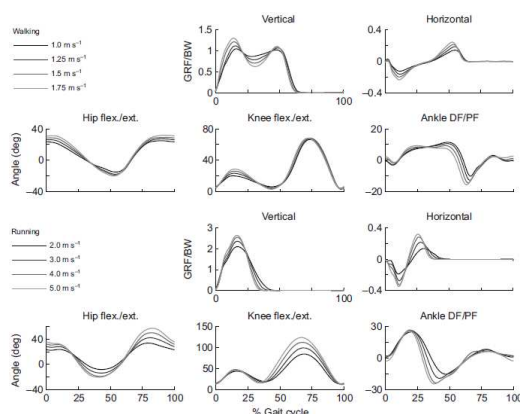


Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

97

Muskelaktivität beim Gehen/Laufen Kräfte und kinematische Variable

Arnold et al. (2013)



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

98

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

van Wouwe et al. (2024)

A simulation framework to determine optimal strength training and musculoskeletal geometry for sprinting and distance running

Author summary

Our study addresses the challenge of determining optimal musculoskeletal parameters for tasks like sprinting and marathon running. Existing research has been limited to observational studies and simplified simulations. To overcome these limitations, we developed a differentiable musculoskeletal simulator to optimize running performance. We replicated past findings and uncovered new insights. We confirmed the benefits of increased muscle mass for sprinters and identified key factors for marathon runners, such as a mass in the lower end of the healthy BMI range and an increased leg-length-to-height ratio. Hip musculature was found to be critical for both sprinting and marathon running. Our simulation results have practical implications. They can inform customized strength training for sprinters and marathon runners. Additionally, the simulator can be extended to other athletic tasks, benefiting various sporting events. Beyond athletics, our open-source simulator has broader applications. It can determine minimal strength requirements for daily activities, guide strength training in the elderly, and estimate the effects of simulated musculoskeletal surgery.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

99

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Ausgangspunkt: OpenSim Modell von Hamner fürs Laufen
92 Muskeln für Beine, 8 Aktuatoren für Arme, 31 Freiheitsgrade
Standardgröße 1.81 m, Masse 75 kg

Standardsimulation

Sprinting mit $v = 8.1 \text{ m/s}$ (12.3 s auf 100 m)

Distance running mit $v = 3.33 \text{ m/s}$ (5 min/km)

Nervliche Anregungen der Muskeln werden so angepasst, dass
Messdaten (sprinting und distance running) reproduziert werden;
Siehe Studie von Hamner

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

100

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Optimierung der Parameter:

Skalierung des Modells auf Körpergröße und Masse
Weiter spezielle Skalierung einzelner Segmente

Variation der Körpergröße

Variation der relativen Segmentgröße $\pm 20\%$
(ANSUR II Daten, anthropometrische Daten)

Variation der Masse, sodass BMI zwischen 17.5 und 25.5

Frage: Wie ändert sich die Laufgeschwindigkeit und Ökonomie

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

101

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Veränderungen durch der Körpergröße:

- Sehnenlänge, optimale Muskelfaserlänge
- Basislänge von Sehne und Muskelbauch

Veränderungen durch Masse:

- verändert Muskelvolumen -> Muskelquerschnitt ->
- isometrische Maximalkraft

Diese Veränderungen betreffen den ganzen Körper oder auch nur einzelne Segmente

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Durch die veränderten Muskelparameter resultiert eine veränderte Muskeldynamik:

- Veränderung der Beschleunigung der Segmente
(verursacht durch veränderte Massen und Trägheitsmomente der Segmente, veränderte Muskelkraft)
- > damit unterschiedliche Laufgeschwindigkeit

Ebenso der dazu notwendige Energieaufwand
($P = F \cdot v$, F Muskelkraft, v Dehngeschwindigkeit der Muskeln) ->
veränderte Ökonomie

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Verglichen zum Standardmodell
(Standardanthropometrie)

Geschwindigkeit kann um 17% ↑
Energieverbrauch 36% ↓

Marathonläufer kleiner
Sprinter schwerer als Marathonläufer

Ergebnisse korrelieren mit
Eliteathleten

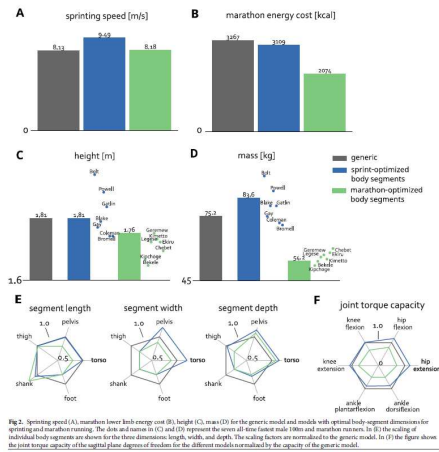


Fig. 5. Sprinting speed (A), marathon lower limb energy cost (B), height (C), mass (D) for the generic model and models with optimal body segment dimensions for sprinting and marathon running. The data and names in (C) and (D) represent the sexes of elite sprint and marathon runners. In (E) the scaling of individual body segments are shown for the three dimensions: length, width, and depth. The scaling factors are normalized to the generic model. In (F) the figures show the joint torque capacity of the sagittal plane degrees of freedom for the different models normalized by the capacity of the generic model.

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Modell wurde auch optimiert durch
Training/Stärkung spezieller Muskeln

Es konnte eine Geschwindigkeits-
steigerung bei gleichem Energie-
verbrauch erzielt werden

-> Details siehe Arbeit

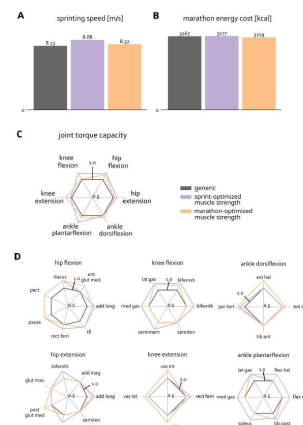


Fig. 6. Sprinting speed (A) and marathon lower limb energy cost (B) for the generic model and models with optimal muscle strength for sprinting and marathon running. (C) shows joint torque capacity of the sagittal degrees of freedom for the different models normalized by the capacity of the generic model. (D) shows normalized muscle strength of various muscles for the different models normalized per degree of freedom.

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Diskussion:

Simulationen zeigen Vorteile bzgl. Anthropometrie und Muskelmasse für Sprint und Marathon auf.

Sprinteffizienz korreliert mit mehr Muskelmasse.

Eine größere Muskelmasse in der Hüfte verursachte eine schnellere Hüftstreckung und in Folge eine höhere Schrittfrequenz.

Eine größere Stärke der Plantarflexoren erzeugte mehr Bodenreaktionskraft und damit eine größere Laufgeschwindigkeit.

Simulation mit Muskeln: Sprinting vs distance running

Diskussion:

Längere Unterschenkel, größere Verhältnisse Bein-zu-Gesamtlänge sowie Unterschenkel-zu-Beinlänge verursachten eine bessere Ökonomie beim Marathonlaufen

Im Gegensatz zum Sprint wurde beim Marathon keine Korrelation zw. Schrittlänge, Schrittfrequenz und Muskelkraft bzw. Beinlänge festgestellt.

Kleinere Masse wirkt sich stärker auf Marathonperformance aus als der damit verbundene Verlust an Muskelkraft

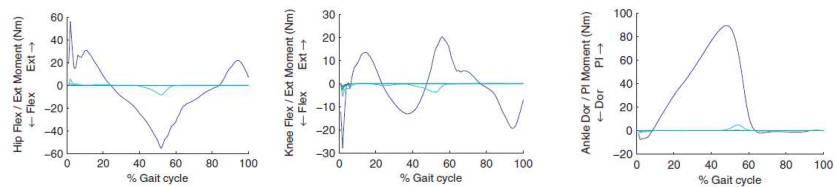
Van der Krogt et al. (2012) How robust is human gait to muscle weakness

Inaktivität, Alter und Krankheit schwächen Muskel.

Frage: Ab welcher Schwächung können man nicht mehr gehen, stehen, etc.

Zum Gehen sind mindestens 40% der Muskelkräfte einer normalen Person notwendig.

Momente: voll, 40% und 20%



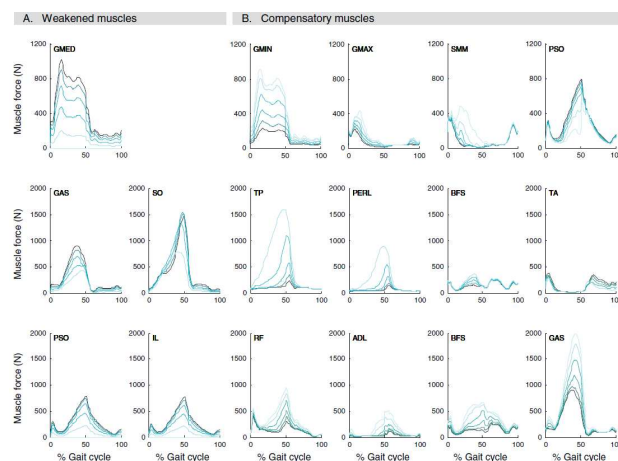
Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

108

Van der Krogt et al. (2012) How robust is human gait to muscle weakness

Muskelkräfte werden soweit möglich durch andere (schwächere) Muskel kompensiert.

dunkel = normal
hell = 80,60,40,20%



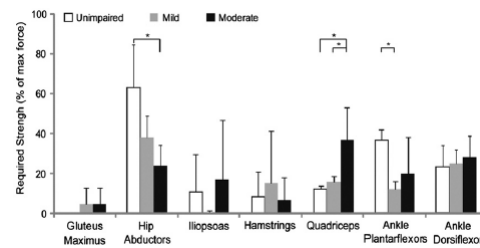
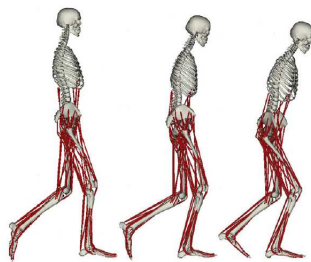
Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

109

Steele et al. (2012) How much muscle strength is required to walk in crouch gait

Bei Zerebralparese (cerebral palsy) oft geduckter Gang mit nach vorne gebeugtem Rumpf.

Dies führt zu einem veränderten Muskeleinsatz.



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

110

**Anwendung: Skifahren
siehe später**

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

111

Anwendung: Schwimmen

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Development of a comprehensive method for musculoskeletal simulation in swimming using motion capture data

Nakashima et al. (2019)

Abstract

The objective of this study was to develop a comprehensive method for musculoskeletal simulation in swimming. In the developed method, the motion capture data of a swimming motion were first transformed into input data for the swimming human simulation model Swimming Human Model (SWUM). Then, the output data from SWUM were transformed into input data for the musculoskeletal simulation. In order to examine the validity of the developed method, the musculoskeletal simulations of the crawl and breaststroke by two swimmers were conducted. Based on the results of the crawl, the muscles of the upper limbs were activated significantly at the pull and push phases. The swimmer also adjusted the swimming speed, not by changing the effort of the upper limbs during the pull and push phases but by changing the length of the entry phase and the effort of the flutter kick. The results of the breaststroke showed that the muscles of the lower limbs were activated significantly at the kick phase. The swimmer adjusted the swimming speed, not by changing the effort of the upper limbs but by changing the length of the glide phase and the effort of kicking. The results from this study were consistent with the findings in previous studies, except for the period of large (nearly 180 degrees) flexion or abduction at the shoulder joint. The results also revealed the strategies of the swimmers to adjust their swimming speed. This indicates the promising potential of the musculoskeletal simulation, that is, it will be possible to estimate the strategy of a swimmer by conducting the simulation.

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Proband:

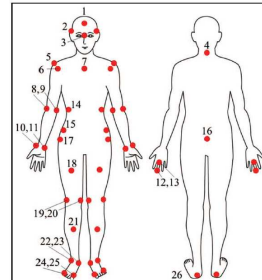
2 erfahrene Schwimmer
L = 1.88/1.88 m, m = 89/80 kg, 24/24 y

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Messung im Ajinomoto National Training
Center, Tokyo, Japan
25 m Becken, 1.3 m tief

9/18 Kameras über/unter Wasser von
Qualisys, Schweden

200 Hz
48 reflektierende IR Marker



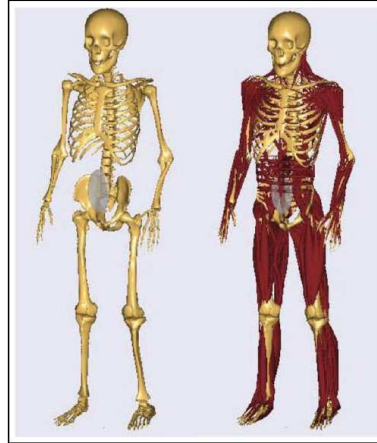
Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Muskel Modellierung:

817 Muskeln für den gesamten Körper
davon 296 Arme, 318 Beine, 203 Rumpf

Muskeldaten basierend auf MocapModel:

<https://anyscript.org/ammr-doc/>



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

116

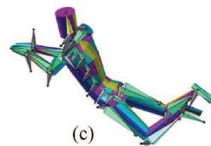
Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Strömungswiderstand Wasser:

$$F_D = \frac{1}{2} \rho c_D A v^2$$

$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$, c_D Strömungsbeiwert, A Querschnitt,
 v Relativgeschwindigkeit Körpersegment-Wasser

Es wird angenommen, dass eine laminare Strömung um den Schwimmer stattfindet. Keine Fluid Dynamics Berechnung zur Bestimmung der tatsächlichen Strömung und Wasserwirbel.



(c)



Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

117

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Vorgangsweise:

- 1) Bestimmung der Bewegung mittels Videoaufzeichnung
- 2) Bestimmung der Positionen, Gelenkwinkel und Geschwindigkeiten → Kontaktflächen für Wasserströmung
- 3) Bestimmung der Kräfte auf die Segmente (Gewicht, Strömung).
- 4) Bei gegebener Bewegung und gegebenen Kräften können Muskelaktivierungen und -kräfte berechnet werden, welche zur Durchführung der Bewegung notwendig sind (AnyBody, <https://www.anybodytech.com/>)

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Kraul Technik:

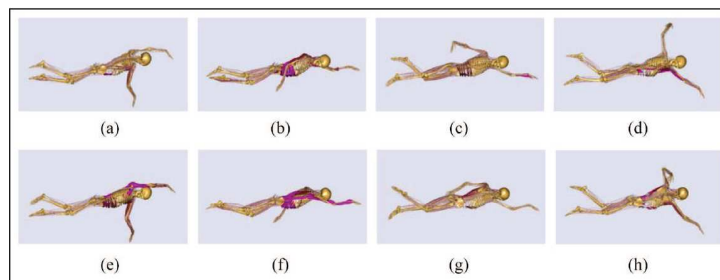


Figure 8. Animation images of musculoskeletal simulation for crawl stroke at fast pace: (a) $t^+ = 0$, (b) $t^+ = 0.125$, (c) $t^+ = 0.25$, (d) $t^+ = 0.375$, (e) $t^+ = 0.5$, (f) $t^+ = 0.625$, (g) $t^+ = 0.75$, and (h) $t^+ = 0.875$.

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Kraul Technik - Muskelaktivierung (schnelles Schwimmen):

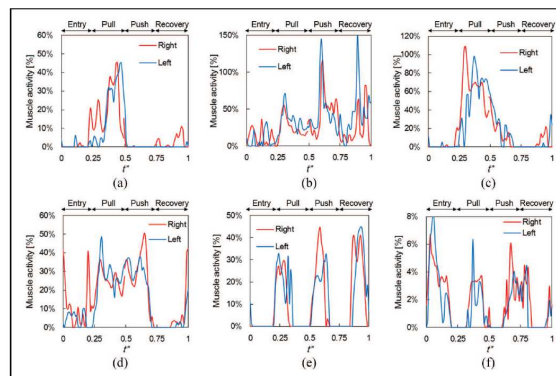


Figure 9. Muscle activities estimated by musculoskeletal simulation for crawl stroke at fast pace: (a) pectoralis major, (b) latissimus dorsi, (c) teres major, (d) triceps brachii, (e) rectus femoris, and (f) gluteus maximus.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

120

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Brust Technik:

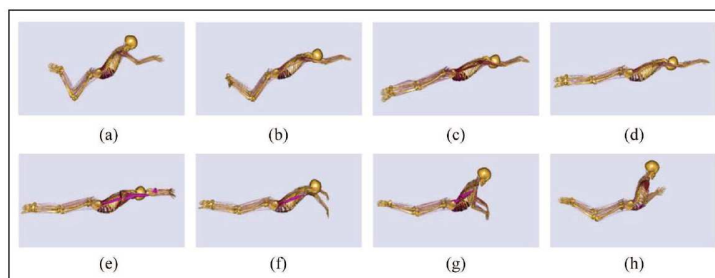


Figure 10. Animation images of musculoskeletal simulation for breaststroke at fast pace: (a) $t^* = 0$, (b) $t^* = 0.125$, (c) $t^* = 0.25$, (d) $t^* = 0.375$, (e) $t^* = 0.5$, (f) $t^* = 0.625$, (g) $t^* = 0.75$, and (h) $t^* = 0.875$.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

121

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Brust Technik - Muskelaktivierung (schnelles Schwimmen):

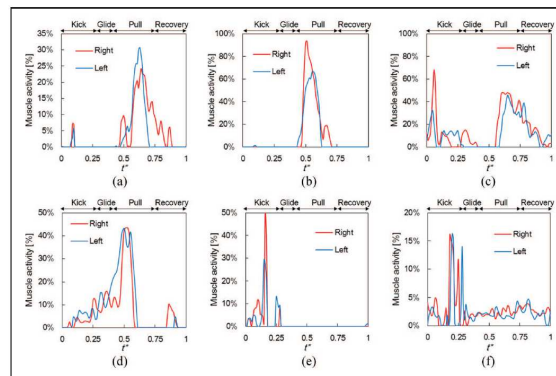


Figure 11. Muscle activities estimated by musculoskeletal simulation for breaststroke at fast pace: (a) pectoralis major, (b) teres major, (c) biceps brachii, (d) triceps brachii, (e) rectus femoris, and (f) gluteus maximus.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

122

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Kraul Technik - Muskelaktivierung

schnell

langsam

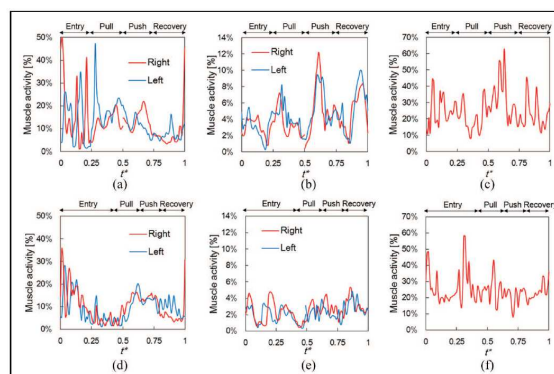


Figure 12. Comparison of estimated muscle activities for two paces of crawl stroke: (a) upper limbs (fast), (b) lower limbs (fast), (c) trunk (fast), (d) upper limbs (slow), (e) lower limbs (slow), and (f) trunk (slow).

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

123

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Brust Technik – Muskelaktivierung

schnell

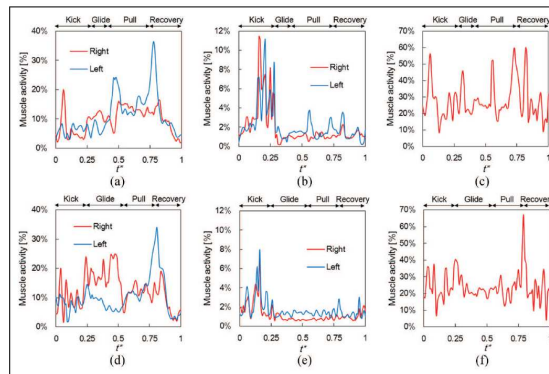


Figure 13. Comparison of estimated muscle activities for two paces of breaststroke: (a) upper limbs (fast), (b) lower limbs (fast), (c) trunk (fast), (d) upper limbs (slow), (e) lower limbs (slow), and (f) trunk (slow).

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

124

Simulation mit Muskeln: Schwimmen

Conclusio:

- 1) Model zur Bestimmung der Muskelkräfte beim Schwimmen (Kraul und Brust) wurde implementiert.
- 2) Muskelmodell ist Ganzkörpermodell mit vielen Muskeln.
- 3) Muskelkräfte bei Kraul und Brust Technik wurde bestimmt.
- 4) Unterschiede beim langsamen und schnellen Schwimmen wurden bestimmt → Muskeleinsatz ändert sich.

Aktuelle Forschung in der Biomechanik, SS 2024

125