

Renate List<sup>1</sup>, Stephanie Unternährer<sup>1</sup>, Thomas Ukelo<sup>1</sup>, Peter Wolf<sup>2</sup>, Alex Stacoff<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Biomechanik, ETH Hönggerberg, Zürich

<sup>2</sup> Sensory-Motor Systems Lab, ETH Zürich, Zürich

# Erfassen der Vor- und Rückfussbewegungen im Gehen und Laufen

## Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist aufzuzeigen, wie Relativbewegungen (i) zwischen Vorfuss und Rückfuss sowie (ii) zwischen Rückfuss und Unterschenkel im Gehen und Laufen erfasst werden können. Dazu wird ein 2-segmentiges Fussmodell (Vorfuss und Rückfuss) mit insgesamt neun Markern vorgestellt. Die Resultate zeigen eine deutliche Verbesserung gegenüber älteren 1-segmentigen Modellen und erlauben ein genaueres Beschreiben der Bewegungsübertragung zwischen Rückfuss und Unterschenkel. Das 2-segmentige Fussmodell lässt erhebliche Plantarflexion zwischen Vor- und Rückfuss beim Abstoss im Gehen und Laufen erkennen, was einer Deformation des Fusses gleichkommt, womit die Hebelwirkung beim Abstoßen gegenüber einem ideal rigiden Fuss reduziert wird. Diese Arbeit bildet eine Grundlage zu einer besseren dreidimensionalen Beschreibung der Kinematik der unteren Extremitäten im Gehen und Laufen.

## Abstract

The goal of the present work is to show how relative movements between (i) forefoot and rearfoot, and between (ii) rearfoot and lower leg can be measured and described during activities such as walking and running. For that purpose a 2-segment foot model is proposed (forefoot and rearfoot) composing of 9 markers to capture the foot movements. The results show considerable improvements of the 2-segment model compared to previous 1-segment models. This new model is particularly suited to demonstrate movement coupling between the rearfoot and the lower leg. Furthermore, the results with the new model show a remarkable plantarflexion between forefoot and rearfoot during take-off in walking and running. This movement can be considered as a deformation which reduces the leverage in comparison to an ideally rigid foot. This work constitutes a basis for improved three-dimensional description of the kinematics of the lower extremities during walking and running.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (2), 43–49, 2008

## Einleitung

Mittels der instrumentierten Ganganalyse können Bewegungen einzelner Körpersegmente im Gehen und Laufen in drei Dimensionen erfasst werden (siehe in diesem Heft: Bachmann et al., 2008; Kramers-de Quervain et al., 2008). Dabei sind besonders der Fuss als Ganzes und die Sprunggelenke im Speziellen von Interesse, weil durch den Einfluss der Bodenreaktionskraft die Ferse beim Auftreffen zu einer schnellen Bewegung nach medial (Eversion des Rückfusses) gezwungen wird. Das nächste Segment, der Unterschenkel, reagiert mit einer Innenrotation, wie Inman et al. (1978) (Abb. 1) mit mehreren Modellen verdeutlicht haben. Diese Bewegungsübertragung zwischen Rückfuss und Unterschenkel ist später von verschiedenen Autoren in vitro (Hintermann, 1994) und in vivo (Stacoff et al., 2000) beschrieben worden. Bei Läufern wird die Auswirkung einer erhöhten Tibiainnenrotation mit dem Auftreten des patellofemorales Schmerzsyndroms in Verbindung gebracht (siehe in diesem Heft: Husa et al., 2008).

Richtet sich das Interesse im Speziellen auf den Fuss, so sind Bewegungen zwischen Vor- und Rückfuss hauptsächlich im Chopart- und im Lisfranc-Gelenk auszumachen (Abb. 2). Das Chopart-Gelenk setzt sich aus dem talo-navikularen und dem calcaneocuboiden Gelenk zusammen, das Lisfranc-Gelenk bezeichnet die Linie, an der die drei Cuneiformi sowie der Cuboid mit den Metatarsalen artikulieren. Bei einer Relativbewegung zwischen Vor- und Rückfuss verwindet sich der Fuss hinsichtlich seiner Längsachse, was auch als Torsion definiert wird (Stacoff et al., 1991; Steindler, 1977). Die Torsion hat zwei Richtungen, abhängig davon, ob der Fussinnenrand des Vorfusses gegenüber dem Rückfuss angehoben wird (d.h. eine Inversion des Vorfusses) oder der Fussaussenrand

des Vorfusses gegenüber dem Rückfuss (d.h. eine Eversion des Vorfusses) angehoben wird (Hepp et al., 2004). Noch bis vor wenigen Jahren konnten solche Bewegungen beim Gehen und Laufen nicht erfasst werden, das heisst, der Fuss musste als ein einziges Segment modelliert werden. Mittlerweile sind die zur Verfügung stehenden opto-elektronischen Messsysteme so gut entwickelt, dass die Hautmarker in kleinerer Distanz zueinander immer noch aufgelöst werden können und somit der Fuss in mehrere Segmente unterteilt werden kann.

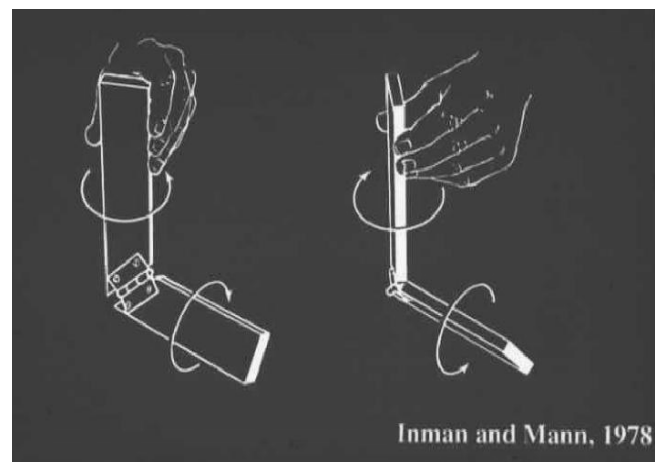


Abbildung 1: Einfaches Modell der Bewegungsübertragung zwischen Rückfuss und Unterschenkel nach Inman et al. (1978).



Abbildung 2: Gelenklinien des Chopart-Gelenkes (proximal) und des Lisfranc-Gelenkes (distal).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist aufzuzeigen, wie anhand verbesserter Messsysteme und Messmethoden die Relativbewegungen (i) zwischen Vorfuss und Rückfuss sowie (ii) zwischen Rückfuss und Unterschenkel erfasst werden können. Damit soll die Grundlage zu einer genaueren 3D-Beschreibung der Kinematik der unteren Extremitäten beim Gehen und Laufen gelegt werden.

**Material und Methode**

*Kinematische Fussmodelle*

Kinematisch werden Bewegungen einzelner Körperteile (Segmente) erfasst und beschrieben (siehe in diesem Heft: Bachmann et al., 2008). Dabei wird ein Segment jeweils als starr betrachtet und durch mindestens drei nicht kollineare Punkte definiert. Somit werden, um die Bewegung der Segmente (z.B. des Rückfusses) in 3D beschreiben zu können, an Vorfuss, Rückfuss und Unter-

schenkel je mindestens drei Hautmarker an definierten Stellen befestigt. Mathematisch entstehen daraus sogenannte Modelle, die es ermöglichen, zwischen den Segmenten die Bewegungen relativ zueinander zu berechnen. Mit diesem Vorgehen lassen sich die Einflüsse von Schuheinlagen oder Schuhsohlen, aber auch die Unterschiede zwischen normalen und pathologischen Bewegungsabläufen beschreiben.

Am Fuss stellt sich nun das Problem, dass Bewegungen zwischen fast allen der rund 25 Fussknochen möglich sind. Das ist messtechnisch nur dann zu realisieren, wenn jeder Knochen mit einer eigenen Knochenschraube versehen würde. Bei Arndt et al. (2007) sind zu diesem Zweck in sieben Fussknochen Schrauben gesetzt worden (Abb. 3h). Nichtinvasive Fragestellungen zwingen einen jedoch, mehrere Fussknochen zu einem Segment zusammenzuführen, um den engen Platzverhältnissen für das Anbringen der Marker gerecht zu werden. Dabei ist darauf zu achten, dass die Bewegungen innerhalb eines Segments möglichst klein ausfallen (Stacoff et al., 2007). Je nach Fragestellung entstanden so in den letzten Jahren eine ganze Reihe von Fussmodellen, die unterschiedliche Markerpositionen beinhalten. Sie alle weisen Vor- und Nachteile auf, die hier kurz beschrieben werden: *Abbildungen 3a* und *3b* weisen 7 Marker auf, die zwei Segmente beschreiben können, wobei insbesondere der Rückfuss besser erfasst werden müsste (es stehen nur 2–3 Marker zur Verfügung); *Abbildung 3c* erfasst noch die Grosszehe, allerdings nur in zwei Dimensionen; *Abbildung 3d* erfasst mit 9 Markern drei Segmente dreidimensional, wobei je vier Marker die Genauigkeit erhöhen würden (Capozzo et al., 1997); *Abbildung 3e* verwendet 11 Marker für drei Segmente, die Grosszehe wiederum nur zweidimensional; *Abbildung 3f* braucht 10 Marker und errechnet drei zusätzliche für drei Segmente, dies ist wohl die technisch schwierigste Lösung aller gezeigten Vorschläge; *Abbildung 3g* verwendet 10 Marker für 3 Segmente, wovon zwei nicht dreidimensional dargestellt werden können; *Abbildung 3h* verwendet an jeder Knochenschraube drei Marker, wobei der Nachteil im invasiven Vorgehen liegt. Ein weiteres Modell wird in diesem Heft vorgestellt (Wyss et al., 2008).

*Entwicklung des 2-segmentigen Fussmodells*

Das in dieser Arbeit verwendete 2-segmentige Fussmodell besteht aus insgesamt neun Hautmarkern, wobei Vorfuss- sowie Rückfusssegment aus sogenannten Clustern mit 5 respektive 4 Markern

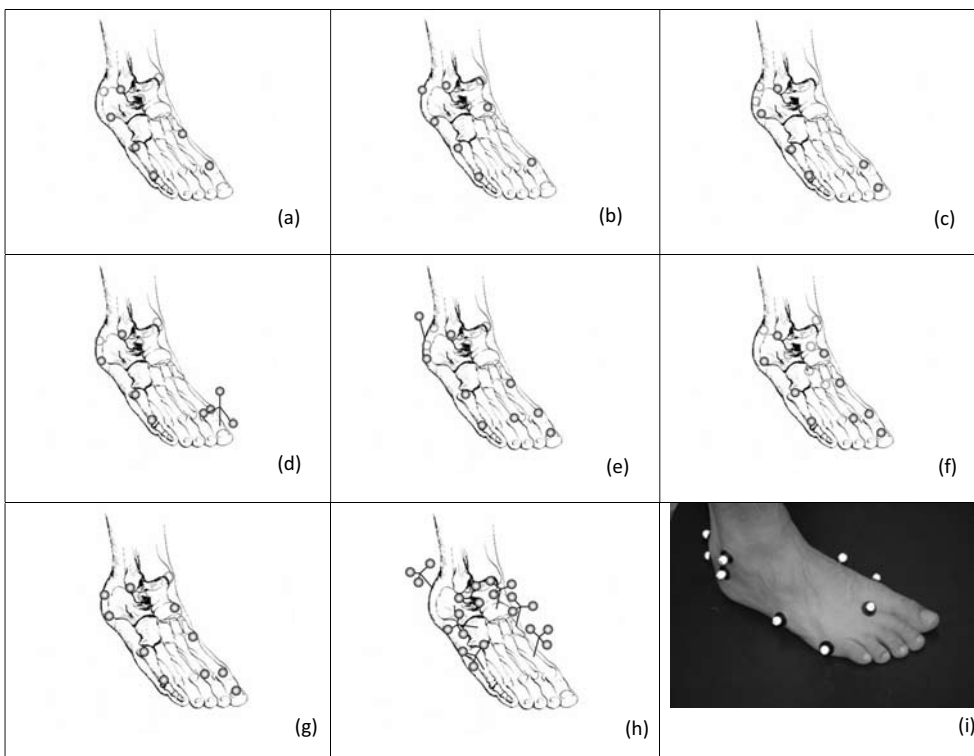


Abbildung 3: Bisher gebräuchliche Markersets des Fusses: (a) Wu et al. (2000); (b) Hunt et al. (2001); (c) Ratanaprasert et al. (1999); (d) Myers et al. (2001); (e) Stebbins et al. (2006); (f) Leardini et al. (2007); (g) Simon et al. (2006); (h) Arndt et al. (2007); (i) Markerset der vorliegenden Studie. Offene Kreise geben Marker an, die sich auf der hinteren Seite befinden oder die berechnet werden (z.B. bei Leardini et al., Abb. f).

bestehen. Zusammen mit dem Cluster des Unterschenkelsegments, bestehend aus 6 Markern, kann somit die Bewegung zwischen Vor- und Rückfuss sowie zwischen Rückfuss und Unterschenkel beschrieben werden.

Die Cluster wurden aufgrund folgender Überlegungen konzipiert (Abb. 4 und 5 und Tab. 1, 2 und 3):

- (i) Sichtbarkeit der Marker: Alle neun Marker sollten während des gesamten Gangzyklus von mindestens zwei Kameras erfasst werden können.
- (ii) Räumliche Verteilung: Die Distanz zwischen den einzelnen Markern eines Clusters sowie die Distanz jedes Markers zur Verbindungslinie der anderen Marker sollte möglichst gross sein. Es kann einerseits verhindert werden, dass die Marker innerhalb eines Clusters auf einer Linie liegen, und andererseits wird ein möglichst grosser durchschnittlicher Cluster-radius angestrebt (Soderkvist et al., 1993).
- (iii) Anzahl Marker: Mindestens 4 Marker pro Segment, da die Erhöhung der Anzahl Marker von den minimalen 3 auf 4 oder 5 Marker pro Cluster die Genauigkeit in der Beschreibung der Bewegung eines Segments verbessert (Challis, 1995).
- (iv) Die Marker sollten an Körperstellen positioniert werden, an denen während des Gehens und Laufens möglichst wenig Hautbewegungen stattfinden.

Das Vorfusssegment umfasst fünf Hautmarker, die alle auf den Metatarsalknochen lokalisiert sind (Metatarsale 1 und 5 jeweils an Kopf und Basis, auf Metatarsale 2 nur am Kopf (Abb. 4, Tab. 1). Für das Rückfusssegment werden vier Hautmarker auf dem Fersenbein befestigt; zwei davon posterior, je einer medial und lateral unterhalb der Malleolen (Abb. 4, Tab. 2). Aufgrund der massiven Hautbewegungsartefakte, verursacht durch diverse Seh-

nen, die über den Rückfuss verlaufen, sowie der sehr begrenzten Platzverhältnisse wurde auf dem Talus kein Marker platziert. Ohne Marker blieb ferner das Navikulare, weil dieser Knochen zwischen dem Chopart- und Lisfranc-Gelenk liegt und somit weder das Vorfuss- noch das Rückfusssegment repräsentiert.

Der Unterschenkel wurde mit 6 Markern bestückt, die Anordnung erfolgte aufgrund der oben genannten 4 Kriterien. Der posteriore Teil des Unterschenkels wurde aufgrund der grossen Muskelbäuche nicht bestückt; auf der proximalen Seite zeigen der Kopf der Fibula sowie die Tuberositas tibiae wenig Hautbewegungsartefakte, ebenso auf der distalen Seite die beiden Malleoli sowie anterior die Mitte der Tibia. Der sechste Marker wurde auf 30% der Höhe des Unterschenkels lateral platziert, da distal weniger Hautbewegungsartefakte auftreten als proximal (Manal et al., 2000) (Abb. 5, Tab. 3).

Die verwendeten reflektierenden Marker haben einen Durchmesser von 9 mm und sind zusätzlich auf einem Plastikfüsschen angebracht, wodurch die Sichtbarkeit und das Haften der Marker erhöht werden. Die Markerpositionen werden vorgängig mit einem Stift markiert, sodass im Falle eines Verlustes der jeweilige Marker wieder an derselben Stelle angebracht werden kann.

Zusätzlich zum 2-segmentigen Fussmodell wurde ein 1-segmentiges Fussmodell aus allen neun am Fuss befestigten Markern definiert. Dadurch werden das 2-segmentige und das 1-segmentige Fussmodell gleichzeitig erfasst und ihre Kinematik kann direkt miteinander verglichen werden.

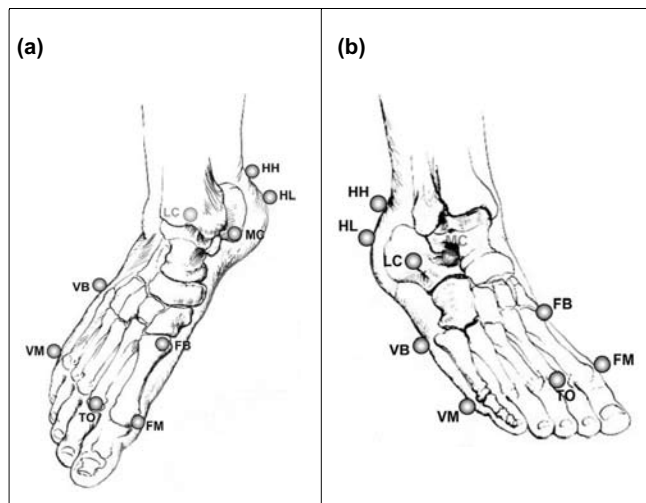


Abbildung 4: Kinematisches Modell der vorliegenden Studie mit fünf Markern am Vorfuss und vier am Rückfuss: (a) Ansicht antero-medial, (b) antero-lateral.

Vorfuss	Bezeichnung	Position
	FB (First Basis)	Basis der Metatarsale 1
	FM (First Metatarsal)	Kopf der Metatarsale 1
	TO (Toe)	Kopf der Metatarsale 2
	VB (Fifth Basis)	Basis der Metatarsale 5
	VM (Fifth Metatarsal)	Kopf der Metatarsale 5

Tabelle 1: Bezeichnung und Position der Marker am Vorfuss.

Rückfuss (Calcaneus)	Bezeichnung	Position
	HL (Heel Low)	Calcaneus posterior oberhalb des Fettpolsters
	HH (Heel High)	Ansatz der Achillessehne
	MC (Medialer Calcaneus)	Mediale Seite des Calcaneus unterhalb des Malleolus medialis
	LC (Lateraler Calcaneus)	Laterale Seite des Calcaneus unterhalb des Malleolus lateralis

Tabelle 2: Bezeichnung und Position der Marker am Rückfuss.

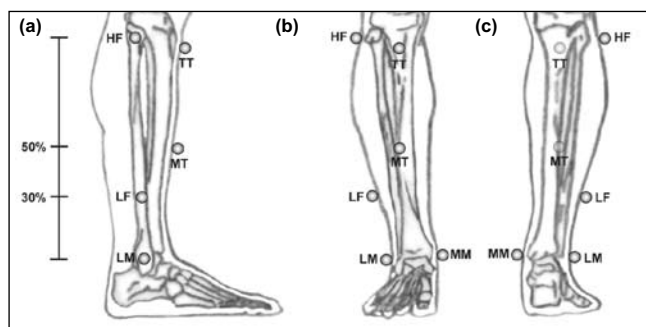


Abbildung 5: Unterschenkelmodell mit 6 Markern: (a) Ansicht lateral, (b) anterior und (c) posterior.

Unterschenkel	Bezeichnung	Position
	TT (Tuberositas tibiae)	Auf der Tuberositas tibiae
	HF (Head of Fibula)	Kopf der Fibula
	MT (Mid Tibia)	Auf Tibia bei 50% Unterschenkelhöhe
	LF (Low Fibula)	Auf Fibula bei 30% Unterschenkelhöhe (von unten)
	LM (Lateral malleolus)	Malleolus lateralis
	MM (Medial malleolus)	Malleolus medialis

Tabelle 3: Bezeichnung und Position der Marker am Unterschenkel.

### Probanden und Messmethode

Angaben zu den Probanden: Alter:  $(31.1 \pm 4.6)$ , Grösse:  $(170.9 \pm 8.6)$ , Gewicht:  $(62.2 \pm 8.6)$ , Laufleistung:  $(31.9 \pm 8.5)$ ; Frauen: 7, Männer: 5. Es wurden gesunde Probanden ( $n = 12$ ) gemessen, die den folgenden Kriterien entsprachen: keine gesundheitlichen Beschwerden, Alter zwischen 18 und 50 Jahren, Laufpensum  $\geq 30$  km/Woche (männlich) bzw.  $\geq 20$  km/Woche (weiblich). Für die Messung hatten die Probanden bei selbstgewählter Geschwindigkeit rund 8 m Anlauf bis zum Messvolumen, dann 5 m durch dieses hindurch und rund 5 m Auslauf. Akzeptiert wurde nur Fersenlauf. Je Testbedingung wurden 10 gültige Versuche angestrebt; ungültige Versuche (z.B. Übertritt) wurden von der Analyse ausgeschlossen. Für die 3D-Bewegungsanalyse wurde das opto-elektronische Messsystem von VICON verwendet (MX40 System, Oxford Metrix, Oxford UK), das in diesem Heft bei Bachmann et al. (2008) beschrieben ist.

### Auswertung

Für diese Untersuchung interessierte der Vergleich zwischen dem 1-segmentigen und dem 2-segmentigen Fussmodell. Berechnet wurden einerseits beim 1-segmentigen Fussmodell die Relativbewegungen zwischen den Segmenten «Ganzer Fuss» und Unterschenkel, andererseits beim 2-segmentigen Fussmodell die Relativbewegungen zwischen Rückfuss und Unterschenkel sowie zwischen Vorfuss und Rückfuss. Die Auswertung erfolgte in Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts) in Anlehnung an Dettwyler (2005) und List (2005; 2006) nach den folgenden Prinzipien:

#### i) Orientierung und Position eines Segments:

Eine Aufnahme in stehender, aufrechter Position (= anatomische Neutralstellung) diente zur Definition der Position und Orientierung des Referenzclusters jedes Segments. Die sich bewegendes Segmente im Gehen oder Laufen wurden dann relativ zum Referenzsystem beschrieben. Mittels eines analytischen Verfahrens wurden Position und Orientierung des Segments relativ zu seinem Referenzcluster im Sinne einer optimalen Lösung ermittelt, dabei wurden jeweils eine Orientierungsmatrix  $Q$  und eine Translationsmatrix  $T$  bestimmt.

#### ii) Relativbewegung zwischen zwei Segmenten:

Die Relativbewegung (Orientierungsmatrix  $Q_{rel}$  und Translationsmatrix  $T_{rel}$ ) zwischen einem distalen (mit  $Q_d, T_d$ ) und einem proximalen Segment (mit  $Q_p, T_p$ ) wurde dann wie folgt berechnet:

$$Q_{rel} = Q_p^T * Q_d \text{ und } T_{rel} = Q_p^T * (T_d - T_p)$$

Aus der Orientierungsmatrix  $Q_{rel}$  können dann der Drehwinkel  $\beta$  sowie die Drehachse  $u$  abgeleitet werden.

#### iii) Beschreibung der Relativbewegung mittels klinischer Terminologie:

Eine Möglichkeit, um Gelenksrotationen in klinischer Terminologie beschreiben zu können, ist mittels einer Projektion des Drehzeigers  $\theta = \beta u$  auf die einzelnen Achsen ( $e_1, e_2, e_3$ ) des Gelenkskoordinatensystems. Die Gelenkskoordinatensysteme sind orthogonale, rechtshändige Koordinatensysteme, definiert im Referenzsystem des jeweiligen proximalen Segments. Mit diesem Vorgehen können dreidimensionale Bewegungen zwischen den Segmenten kinematisch beschrieben werden (siehe Tab. 4).

#### 1. Das Vorfuss-Rückfuss-Koordinatensystem (siehe Abb. 6a):

Als führende Achse wird die Longitudinalachse des Fusses bestimmt ( $e_{f3}$ ). Diese wird gebildet durch die Verbindung des unteren Fersenmarkers (HL) und des Markers auf dem Kopf des Metatarsale zwei (TO). Die medio-laterale Achse steht senkrecht zu dieser Longitudinalachse und liegt gleichzeitig in der Ebene parallel zum Boden, das heisst, sie ist senkrecht zur z-Achse des Laborkoordinatensystems ( $e_{f2}$ ). Die dritte Achse liegt senkrecht auf den beiden anderen und ist somit senkrecht zum Boden ( $e_{f1}$ ).

#### 2. Das Fussgelenkskoordinatensystem (siehe Abb. 6b):

Als führende Achse wird die longitudinale Achse des Unterschenkels bestimmt, welche sich durch die Verbindung des Knie-

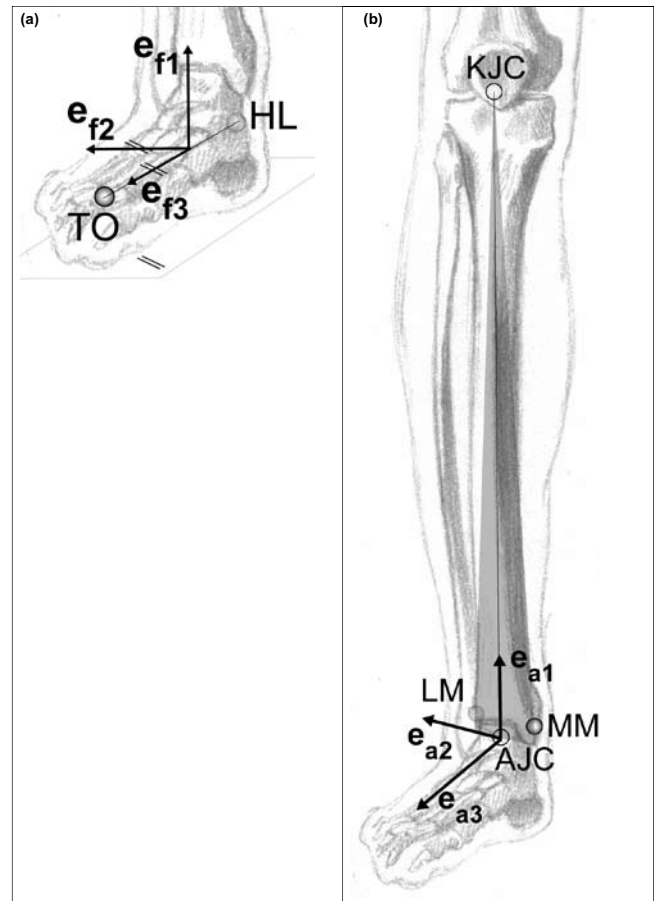


Abbildung 6: Gelenkskoordinatensysteme: (a) Vorfuss-Rückfuss-Koordinatensystem, (b) Fussgelenkskoordinatensystem.

Relativbewegung	Rotationsachsen	positive Richtung	negative Richtung
Vorfuss relativ zu Rückfuss:	$e_{f1}$	Adduktion	Abduktion
	$e_{f2}$	Dorsalflexion	Plantarflexion
	$e_{f3}$	Inversion	Eversion
Rückfuss/Fuss relativ zu Unterschenkel:	$e_{a1}$	Innenrotation	Aussenrotation
	$e_{a2}$	Dorsalflexion	Plantarflexion
	$e_{a3}$	Inversion	Eversion

Tabelle 4: Richtungsdefinitionen der mittels klinischer Terminologie beschriebenen Gelenksrotationen (List, 2005).

gelenkszentrums und des Fussgelenkszentrums ergibt ( $e_{a1}$ ). Die medio-laterale Achse steht senkrecht zu dieser Longitudinalachse und liegt gleichzeitig in der Ebene definiert durch den lateralen Malleolus, den medialen Malleolus und das Kniegelenkszentrum ( $e_{a2}$ ). Die dritte Achse steht senkrecht zu den anderen zwei Achsen ( $e_{a3}$ ). Das Fussgelenkszentrum sowie das Kniegelenkszentrum wurden anhand spezifischer Bewegungen (Basic Motion Tasks) zu funktionellen Zentren bestimmt (siehe in diesem Heft: Bachmann et al., 2008).

## Resultate

Beim Vergleich der Gelenkskinematik des 1-segmentigen mit jener des 2-segmentigen Fussmodells fällt auf, dass die Kurven eine sehr ähnliche Charakteristik zeigen (Abb. 7). Jedoch liefert bei genauerer Betrachtung das 1-segmentige Fussmodell in allen Ebenen signifikant grössere Bewegungsumfänge als das

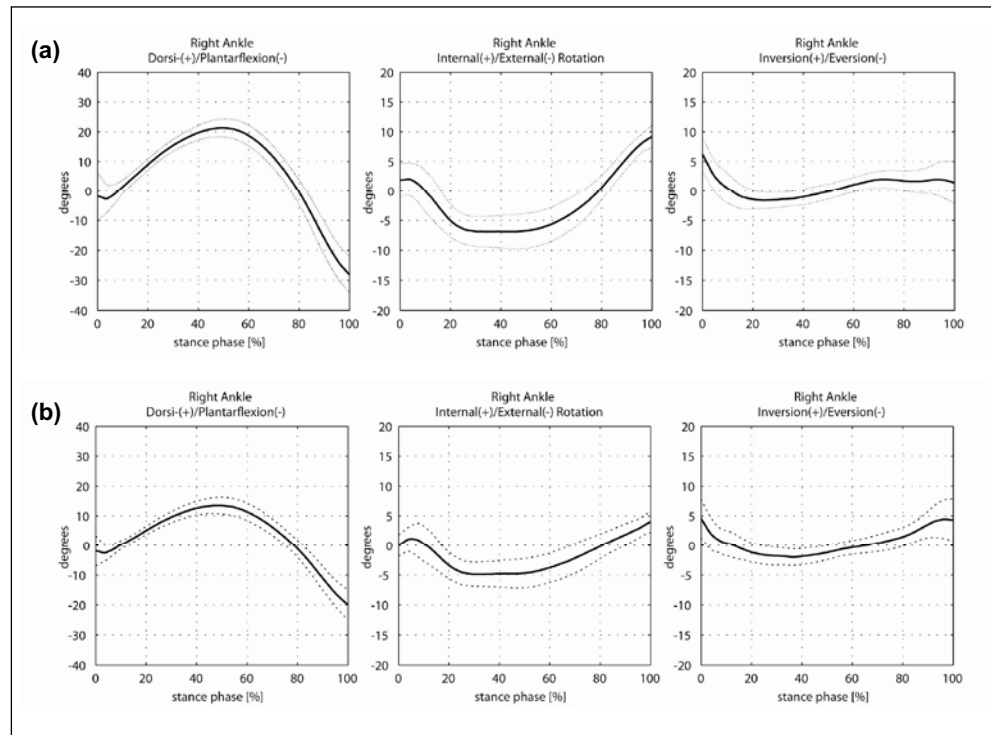


Abbildung 7: Gelenksrotationen am Fussgelenk beim Laufen, Mittelwert und Standardabweichung über 12 Probanden: a) Relativbewegung zwischen «Ganzem Fuss» und Unterschenkel (1-segmentig), b) Relativbewegung zwischen Rückfuss und Unterschenkel (2-segmentig).

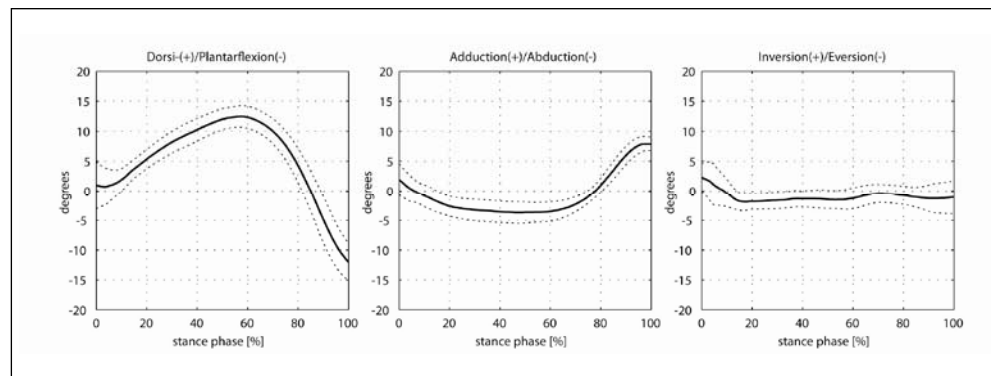


Abbildung 8: Gelenksrotationen des Vorfusses relativ zum Rückfuss beim Laufen, Mittelwert und Standardabweichung über 12 Probanden (2-segmentig).

2-segmentige Fussmodell, mit Ausnahme der Inversionsbewegung (Tab. 5).

Die Rotationen des Vorfusssegments relativ zum Rückfusssegment zeigen eine klare Charakteristik (Abb. 8) mit Bewegungsumfängen (Mittelwert der 12 Probanden, linker und rechter Fuss zusammengenommen) in der Sagittalebene von 38°, in der Transversalebene von 18° sowie in der Frontalebene von 11° (Tab. 6). Die Torsionsbewegung (Eversion-Inversion des Vorfusses) findet somit im Fersenlauf in der Grössenordnung von etwa 11° statt.

**Diskussion**

Das 1-segmentige Fussmodell betrachtet den «Ganzen Fuss» als rigide. Somit wird jegliche Bewegung, die eigentlich zwischen Vor- und Rückfuss stattfindet, vernachlässigt. Diese Vernachlässigung einer erheblich stattfindenden Deformation des Fusses (siehe Vorfuss- zu Rückfussbewegung, Abb. 8 und Tab. 6) beeinflusst die Beschreibung der Kinematik am Fussgelenk und führt zu einer Überschätzung der effektiv aufgetretenen Bewegung (Abb. 7, Tab. 5).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass ein trenntes Erfassen von Vorfuss und Rückfuss im Laufen dreidimensional möglich ist; die Zielsetzung der Arbeit konnte somit erreicht werden. Das 2-segmentige Modell hat sich in der Zwischenzeit

Laufen	2-segmentiges Fussmodell		1-segmentiges Fussmodell	
	Rückfuss relativ Unterschenkel		Ganzer Fuss relativ Unterschenkel	
0–50% Standphase	links	rechts	links	rechts
Dorsalflexion [°]	17.3 ± 5.4	17.5 ± 5.2	25.8 * ± 5.4	26.2 * ± 6.6
Aussenrotation [°]	6.7 ± 1.8	7.4 ± 2.0	10.2 * ± 2.1	10.1 * ± 2.3
Eversion [°]	7.7 ± 3.0	7.0 ± 3.0	9.5 * ± 3.7	8.4 * ± 3.1
50–100% Standphase	links	rechts	links	rechts
Plantarflexion [°]	33.2 ± 6.0	32.8 ± 5.8	48.8 * ± 5.1	48.7 * ± 6.6
Innenrotation [°]	9.9 ± 2.6	9.4 ± 1.4	17.3 * ± 2.9	16.6 * ± 1.7
Inversion [°]	8.2 ± 3.0	7.4 ± 3.1	8.1 ± 3.2	6.4 * ± 2.2

Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichung des Bewegungsausmasses der Gelenksrotationen am Fussgelenk während der Standphase des Laufens, gemittelt über 12 Probanden. Vergleich 1-segmentig zu 2-segmentig. \* = signifikant mit p < 0.05.

Laufen	2-segmentiges Fussmodell				
	Vorfuß relativ Rückfuß				
0–50% Standphase	links	rechts	50–100% Standphase	links	rechts
Dorsalflexion [°]	13.5 ± 2.9	13.6 ± 2.6	Plantarflexion [°]	23.7 ± 4.4	24.3 ± 4.0
Abduktion [°]	5.6 ± 1.8	5.7 ± 2.5	Adduktion [°]	12.2 ± 2.2	12.1 ± 2.5
Eversion [°]	6.8 ± 3.0	6.2 ± 2.5	Inversion [°]	4.7 ± 2.5	4.2 ± 1.6

*Tabelle 6:* Mittelwert und Standardabweichung des Bewegungsausmasses der Gelenksrotationen zwischen Vorfuß und Rückfuß während der Standphase des Laufens, gemittelt über 12 Probanden, analysiert mit dem 2-segmentigen Fussmodell.

auch bei Untersuchungen im Gehen bewährt. Die kinematischen Auswirkungen des 2-segmentigen Markersets im Vergleich zu einem 1-segmentigen Modell zeigen signifikante Unterschiede auf, was durch die erhebliche Relativbewegung zwischen Vor- und Rückfuß erklärt wird.

Diese Relativbewegung kann anhand jüngster invasiver Arbeiten mit Knochenschrauben (Arndt et al., 2007; Lundgren et al., 2008) noch konkreter einzelnen Gelenken wie folgt zugeordnet werden:

Im Gehen und Laufen finden in der Sagittalebene etwa zu gleichen Teilen im Chopart- und Lisfranc-Gelenk Relativbewegungen statt, jedoch mit einer ausgeprägten Dorsi-Plantarflexion zwischen Cuboid und Metatarsale fünf. Bewegungen in der Frontalebene werden vornehmlich im talo-navikularen Gelenk realisiert, hierbei rotiert der Komplex Calcaneus-Cuboid-Navikular mehr oder weniger als Einheit um den Taluskopf, wie es auch schon Fick (1911) beschrieben hat. Bewegungen zwischen Vor- und Rückfuß in der Transversalebene sind sowohl im talo-navikularen als auch im Gelenk zwischen Cuboid und Metatarsale fünf ausgeprägt. Die Bewegungen finden also sowohl im Chopart- als auch im Lisfranc-Gelenk statt, wodurch sich die Wahl der Vor-/Rückfuß-Marker bestätigt (kein Marker im Mittelfußbereich).

Weiter weisen diese Resultate der Vor- und Rückfußbewegungen (siehe *Tab. 6*) darauf hin, dass über die Abstoßphase des Fusses im Gehen und Laufen bisher zu stark vereinfachende Annahmen gemacht wurden. Als eine der wichtigen Funktionen des menschlichen Fusses gilt die rigide Hebelwirkung beim Abstoßen (Inman et al., 1978; Segesser et al., 1983). Darunter wird verstanden, dass bei angehobener Ferse zwischen Fussballen und oberem Sprunggelenk ein Hebelarm entsteht, der mit zunehmender Rigidität eine grössere Wirkung zeigt. In *Abbildung 8* ist jedoch zu erkennen, dass im Abstoß eine erhebliche Relativbewegung in Richtung Plantarflexion zwischen Vor- und Rückfuß auftritt. Der Fuß ist somit weniger rigide als bisher angenommen. Für zukünftige Arbeiten wäre es interessant zu verfolgen, ob unterschiedliche Fusstypen sich durch unterschiedliche Relativbewegungen charakterisieren lassen und damit unterschiedliche Voraussetzungen mitbringen, im Abstoß Kräfte auf den Unterschenkel zu übertragen.

Relativbewegungen zwischen Rück-, Mittel- und Vorfuß sind zurzeit nur mit Bone-pin-Messungen möglich (Arndt et al., 2007). Der invasive Charakter derartiger Studien lässt es jedoch nicht zu, mit grösseren Probandengruppen zu arbeiten. Daher ist es sinnvoll, die in der Ganganalyse verwendeten Methoden mit externen Markern bestmöglich zu optimieren. Dabei ergeben sich zwei Probleme: (i) der Fehler verursacht durch die Hautbewegung und (ii) der Fehler verursacht durch das Zusammenlegen mehrerer Gelenke zu einem Segment. Zu (i) braucht es eine Untersuchung, die gleichzeitig mit Bone-pin-Markern und Hautmarkern arbeitet, was bisher nicht befriedigend realisiert werden konnte. Zu (ii) wurde hier ein 2-segmentiges Fussmodell vorgestellt, wobei weiterführende Arbeiten zum Ziel haben müssten, den Fuß in noch mehr Segmente zu unterteilen.

## Schlussbemerkungen

In dieser Arbeit wurde ein 2-segmentiges Fussmodell (Segmente Vorfuß und Rückfuß) mit insgesamt neun Markern für kinematische Betrachtungen im Gehen und Laufen vorgestellt. Die Resultate zeigen eine deutliche Verbesserung gegenüber älteren 1-segmentigen Modellen und verdeutlichen die Bewegung zwischen Vor- und Rückfuß. Das 2-segmentige Fussmodell lässt erhebliche Plantarflexion beim Abstoß im Gehen und Laufen erkennen, was einer Deformation des Fusses gleichkommt, womit die Hebelwirkung beim Abstoßen gegenüber einem ideal rigiden Fuß reduziert wird. Die Entwicklung von Fussmodellen ist damit aber keineswegs abgeschlossen. Vielmehr werden Messsysteme und Messmethoden künftig noch mehr Segmente erfassbar machen, um die Funktion des menschlichen Fusses in der Bewegung besser zu verstehen.

## Danksagung

Die Autoren möchten sich für die finanzielle Unterstützung der Eidgenössischen Sportkommission (ESK) für dieses Projekt bedanken.

## Korrespondenzadresse:

Renate List, Institut für Biomechanik, ETH Hönggerberg HCI E 451, 8093 Zürich

## Literaturverzeichnis

- Arndt A., Wolf P., Liu A., Nester C., Stacoff A., Jones R., Lundgren P., Lundberg A. (2007): Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *J. Biomech.* 40: 2672–2678.
- Bachmann C., Gerber H., Stacoff A. (2008): Labormessmethoden und ausgewählte Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56.
- Capozzo A., Capello A., Della Croce U., Pensalfini F. (1997): Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44: 1165–1174.
- Challis J.H. (1995): A procedure for determining rigid body transformation parameters. *J. Biomech.* 28: 733–737.
- Dettwyler M. (2005): Biomechanische Untersuchungen und Modellierungen am menschlichen oberen Sprunggelenk im Hinblick auf Arthroplastiken. ETH Zürich, Zürich.
- Fick R. (1911): *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Gustav Fischer Verlag, Jena.
- Hepp W.R., Debrunner H.U. (2004): *Orthopädisches Diagnostikum*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- Hintermann B. (1994): *Die mechanische Kopplung der Sprunggelenke*. Habilitationsschrift der Universität Basel.
- Hunt A.E., Smith R.M., Torode M., Keenan A.M. (2001): Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 16: 592–600.
- Husa J., Isenegger U., Ukelo T., Stacoff A., Stüssi E. (2008): Gemeinsamkeiten und geschlechtsspezifische Unterschiede in der Kinematik zwischen Sportlern mit und ohne Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFPS). *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56.
- Inman V.T., Mann R.A. (1978): *Biomechanics of the foot and ankle*. DuVries' *Surgery of the Foot*, Edited by Mann, R.A. Mosby, Saint Louis. 3–21.
- Kramers-de Quervain I., Stüssi E., Stacoff A. (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56.
- Leardini A., Benedetti M.G., Berti L., Bettinelli D., Nativo R., Giannini S. (2007): Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* 25: 453–462.
- List R. (2005): *A Hybrid Marker Set for future basic research and instrumented gait analysis at the Laboratory for Biomechanics*. Diploma Thesis Dipl. Natw. ETH Zürich.
- List R., Unternährer S., Stacoff A., Ukelo T., Stüssi E. (2006): Two-segment foot kinematics during running. In *5th World Congress of Biomechanics*. Munich.

- Lundgren P., Nester C., Liu A., Arndt A., Jones R., Stacoff A., Wolf P., Lundberg A. (2008): Invasive in vivo measurement of rear, mid and forefoot motion during walking. *Gait and Posture*, in press.
- Manal K., McClay I., Stanhope S., Richards J., Galinat B. (2000): Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait & Posture* 11: 38–45.
- Myers K.A., Wang M., Marks R.M., Harris G.F. (2001): Validation of a multi-segment foot and ankle kinematic model for pediatric gait. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 1497.
- Rattanaprasert U., Smith R., Sullivan M., Gilleard W. (1999): Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 14: 14–23.
- Segesser B., Stacoff A. (1983): The loading of the ankle from a biomechanical point of view. *Medizin und Sport* 23: 9–13.
- Simon J., Doederlein L., McIntosh A.S., Metaxiotis D., Bock H.G., Wolf S.I. (2006): The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment. *Gait Posture* 23: 411–424.
- Soderkvist I., Wedin P.A. (1993): Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J. Biomech.* 26: 1473–1477.
- Stacoff A., Kälin X., Stüssi E. (1991): The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23: 482–490.
- Stacoff A., Nigg B.M., Reinschmidt C., van den Bogert A.J., Lundberg A., Stüssi E., Denoth J. (2000): Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int.* 21: 232–239.
- Stacoff A., Wolf P., Arndt A., Liu A., Nester C., Jones R., Lundgren P., Stüssi E., Lundberg A. (2007): Possible functional units of the human foot. Invited Paper «Foot and Ankle Session». In: Program and Abstracts of the XXI Congress, International Society of Biomechanics, Taipei, Taiwan.
- Stebbins J., Harrington M., Thompson N., Zavatsky A., Theologis T. (2006): Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 23: 401–410.
- Steindler A. (1977): *Kinesiology of the human body*. Thomas, Springfield, USA
- Wu W.L., Su F.C., Cheng Y.M., Huang P.J., Chou Y.L., Chou C.K. (2000): Gait analysis after ankle arthrodesis. *Gait Posture* 11: 54–61.
- Wyss C., Stacoff A. (2008): Die Anwendung der Ganganalyse in der Fusschirurgie. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56.