

Inès A. Kramers-de Quervain^{1,2}, Edgar Stüssi¹, Alex Stacoff¹

¹ Institut für Biomechanik, ETH Zürich

² Schulthess Klinik Zürich

Ganganalyse beim Gehen und Laufen

Zusammenfassung

Die instrumentierte Ganganalyse wird in der Orthopädie und Rehabilitation eingesetzt, um einerseits das funktionelle Resultat verschiedener Behandlungen zu analysieren und zu quantifizieren oder andererseits, um das individuelle Bewegungsverhalten von Patienten zu evaluieren. Dazu sind in den letzten Jahren diverse Messmethoden weiterentwickelt worden, die es erlauben, Funktionsparameter zu definieren, die in dieser Arbeit vorgestellt werden.

In einem ersten Teil werden einfachere Messmethoden komplexeren gegenübergestellt und deren Stellenwert diskutiert. Die komplexe 3d-Bewegungsanalyse beinhaltet die simultane Erfassung von kinematischen, kinetischen und elektromyographischen Daten und ermöglicht das Aufdecken von Pathomechanismen und Bewegungsstrategien; dazu werden Aussagekraft und etablierte Normwerte aufgezeigt. In einem zweiten Teil wird anhand eines exemplarischen Beispiels beim Gehen und Laufen das physiologische Zusammenspiel der Bewegung, Kraft und Muskelaktivität an Fussgelenk, Knie und Hüfte besprochen.

Abstract

The instrumented gait analysis is used in orthopaedics and rehabilitation either to evaluate and to quantify the functional result of various treatments or to analyse the individual motion pattern of patients. For that purpose a number of methods have been developed and parameters have been defined which are presented in this paper. In part one, «easy-to-use» and more complex methods are compared and discussed. The complex and comprehensive instrumented gait analysis allows simultaneous capturing of kinematics, kinetics, and dynamic electromyography and allows the analysis of pathomechanisms and motion strategies; hereto established normative data are presented. In part two, using an example on walking and running, the physiological interaction of motion, force and muscular activity is demonstrated at the ankle, knee and hip.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (2), 35–42, 2008

Einleitung

Das Gehen stellt die wichtigste alltägliche Form der Fortbewegung dar. Demgegenüber ist das Laufen in vielen sportlichen Situationen von zentraler Bedeutung. Beide Formen der Lokomotion sind ausgesprochen reproduzierbar und verhalten sich unter physiologischen Bedingungen bei allen gesunden Menschen nach demselben Grundmuster, das weitgehend im Unterbewussten abläuft (Inman, 1981; Rose et al., 1994). Deshalb eignen sich das Gehen und das Laufen auch ausgesprochen gut, um als Mass der Funktionalität des Bewegungsapparates «quantifiziert» zu werden. Um diese Quantifizierung zu ermöglichen, wurde im Verlaufe der letzten Jahrzehnte eine Vielzahl von Messsystemen (Apparate) und Messmethoden (Vorgehensweisen) entwickelt, die es ermöglichen, geeignete Funktionsparameter für die Analyse der Bewegungen zu definieren. Dank der technischen Fortschritte gelingt diese Erfassung nun mit zunehmender Genauigkeit bei gleichzeitig abnehmendem Zeitbedarf für die Messung und deren Auswertung.

Im Allgemeinen kommen sowohl einfach anzuwendende, als auch aufwändige, komplexe Messmethoden zum Einsatz. Die Gegenüberstellung dieser Messmethoden ist wichtig, um den nötigen Aufwand einer Ganganalyse abschätzen zu können. Die Ziele dieses Artikels sind folglich: (i) die Gegenüberstellung einfacherer und komplexerer Messmethoden und (ii) die Darstellung des physiologischen Zusammenspiels der Bewegung, Kraft und Muskelaktivität an Fussgelenk, Knie und Hüfte anhand eines exemplarischen Beispiels beim Gehen und Laufen.

Grundlagen

Stellenwert einzelner Messmethoden

Mit einfachen Messmethoden können in der Regel globale Funktionsparameter an einer grossen Probandenzahl erfasst werden (siehe *Tab. 1*). Bezüglich personellem Aufwand zur Datenerfassung und Verarbeitung und auch bezüglich der Vorbereitung der Probanden sind diese Verfahren wenig aufwändig. Dazu gehören zum Beispiel die Geschwindigkeitsmessungen, die Aufzeichnung der Bodenreaktionskräfte, Fussdruck-Aufzeichnungen, Gangmatten usw. Diese Messmethoden eignen sich zur Durchführung globaler «Outcome Studien». Für eine individuelle Funktionsabklärung und Therapieplanung von komplexen Problemen sind sie jedoch meist unzureichend. Eine Ausnahme bilden die dynamischen Podogramme, die als semiquantitative Methoden im Einzelfall bei Fussproblemen Anwendung finden.

Die aufwändigen, simultan angewendeten Messmethoden, wie sie für die instrumentierte Ganganalyse oder auch für invasive Messungen gebraucht werden, erlauben komplexe Zusammenhänge zwischen den Bewegungen, sowie den dabei involvierten Kräften und Muskelfunktionen aufzuzeigen (Pionierarbeit leisteten unter anderen: Kababa et al., 1989; Perry 1992, 2003; Shiavi et al., 1987; Winter et al., 1990). Optimal ist die simultane Erfassung der Bewegungen von Fuss, Unterschenkel, Oberschenkel und Becken, der Bodenreaktionskräfte und der Aktivität der wichtigsten Muskeln der unteren Extremitäten. Allerdings ist der Aufwand dieser Mess-

Einfache Messmethoden	Aufwändige Messmethoden
meist isoliert angewendet: <ul style="list-style-type: none"> • Zeitmessung • Kraftmessplatten isoliert • Instrumentiertes Laufband • Druckmessplatten, Einlagesohlen • Gangmatten, Footswitches • O₂-Verbrauch-Messgeräte 	in Kombination angewendet: <ul style="list-style-type: none"> • Opto-elektronische Bewegungsanalyse, computerisierte Videosysteme, Ultraschallsysteme, Filmanalyse • Dynamische Elektromyographie • Kraftmessplatten, mehrdimensional • Invasive Messmethoden
==> grosse Probandenzahl	==> kleine Probandenzahl
==> Globale Funktionsparameter	==> Bewegungsstrategien Pathomechanismen Globale Funktionsparameter
<ul style="list-style-type: none"> • Geschwindigkeit • Zeit-/Distanzparameter • Bodenreaktionskräfte • Dynamische Podogramme • Energieverbrauch 	<ul style="list-style-type: none"> • Kernproblem einer Bewegungsstörung • Bewegungskoppelung • Kompensationsstrategien • Modelle, Kräfte, die auf die Gelenke einwirken
<ul style="list-style-type: none"> • Wissenschaftliche Anwendung: Globale Outcome-Studien • Individuelle Abklärung: Standort- und Verlaufsdokumentation Individuelle Behandlungsplanung ist beschränkt möglich 	<ul style="list-style-type: none"> • Wissenschaftliche Anwendung: Gezielte Outcome Studien Pathomechanismen • Individuelle Abklärung: Pathomechanismen der Funktionsstörung Individuelle Behandlungsplanung Standort- und Verlaufsdokumentation

Tabelle 1: Gegenüberstellung verschiedener Messmethoden

methode bei der Probandenvorbereitung und der Datenverarbeitung erheblich, sodass die Probandenzahl in den meisten Studien limitiert wird. Andererseits erlauben diese Methoden das Aufdecken von Pathomechanismen verschiedenster Funktionsstörungen (Perry 1992, 2003) zusätzlich zu den globalen Funktionsparametern. Sie finden Einsatz bei wissenschaftlichen Untersuchungen verschiedenster Erkrankungen und Behandlungsstrategien des Bewegungsapparates. Aber auch für die individuelle Abklärung und Therapieplanung von komplexen Bewegungsstörungen, wie z.B. den neuromuskulären Erkrankungen, haben sich diese Methoden etabliert (Sutherland, 1984, 2001, 2002, 2005; Chester et al., 2007). Invasive Methoden mit instrumentierten Endoprothesen (Bergmann et al., 2007) oder Bewegungsanalysen mit im Knochen verankerten Markern (Reinschmidt et al., 1997; Stacoff et al., 2000; Arndt et al., 2007) sind der Grundlagenforschung vorbehalten.

Methode

Die gebräuchlichsten Mess-Parameter

Zeit-/Distanzparameter: Die Ganggeschwindigkeit

Beim freien Gehen wird in der Regel von einem Individuum die Ganggeschwindigkeit gewählt, die mit dem niedrigsten Energieverbrauch verbunden ist (Inman, 1981). Eine Beschleunigung oder eine Verlangsamung des Ganges sind mit einem höheren Energieverbrauch verbunden. Die im Labor messbare freie Ganggeschwindigkeit stellt somit ein gutes Mass für die allgemeine Funktionalität dar. Normwerte für die freie Ganggeschwindigkeit für verschiedene Altersklassen, Frauen und Männer sind im Verlaufe der letzten Jahrzehnte von vielen Autoren publiziert worden (Kababa et al., 1989; Perry, 1992, 2003; Winter, 1990; Murray et

al., 1964, 1984; Oedberg et al., 1994; Sutherland et al., 1988, 2005; Blanc, 2003).

Die Norm-Werte für die physiologische freie Ganggeschwindigkeit von Erwachsenen liegen in folgendem Bereich (Tab. 2):

Freie Gang-Geschwindigkeit: (engl. Gait velocity)	[m/sec]	1.20–1.50
Distanz Gangzyklus (Rechter + Linker Schritt = Doppelschritt): (engl. Stride)	[m]	1.30–1.50
Schrittlänge: (engl. Step)	[m]	0.65–0.75
Schritt- Kadenz: (engl. Cadence)	[l/min]	105–130

Tabelle 2: Normwerte der Zeit-/Distanzparameter

Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit entspricht dem Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz. In der Praxis wird die Schrittfrequenz bzw. die Kadenz meistens in Anzahl Schritten pro Minute erfasst. Die Normwerte für die physiologische freie Ganggeschwindigkeit von Erwachsenen liegen zwischen 1,2 bis 1,5 m/s, die Schritt-Kadenz bei 105 bis 130 1/min. Bei einer physiologischen Zunahme der Ganggeschwindigkeit nehmen sowohl die Schrittlänge wie die Schrittkadenz proportional zu, bei einer Verlangsamung nehmen Schrittlänge und Kadenz entsprechend proportional ab. Dies gilt für eine Kadenz zwischen etwa 80 und 120 Schritten pro Minute. Bei schnellerem Gehen ist die Zunahme der Schrittlänge durch die Beinlänge limitiert. Ein langsames Gehen mit weniger als 80 Schritten pro Minute ist mit einer flüssigen, symmetrisch alternierenden Gangart kaum möglich. Der Gangrhythmus muss unterbrochen werden (Stehenbleiben, Mimen eines Hinkverhaltens).

Zeit-/Distanzparameter: Die Laufgeschwindigkeit

Ähnlich wie beim Gehen werden beim Laufen mit zunehmender Geschwindigkeit sowohl Schrittlänge als auch Schrittfrequenz grösser (Hunter et al., 2004), die Schrittfrequenz jedoch prozentual stärker als die Länge (Cavanagh, 1990). Auch beim Laufen wählen Versuchspersonen von sich aus eine Kombination von Schrittlänge und Frequenz, bei der der Sauerstoffverbrauch minimalisiert wird (Cavanagh, 1990). Es ist daher sehr wahrscheinlich, dass jeder Läufer bei jeder beliebigen Laufgeschwindigkeit eine eigene, individuell optimierte Schrittfrequenz aufweist.

Die Bodenkontaktzeit verkürzt sich vom Gehen zum Laufen von 0,6–0,7 s auf 0,2–0,3 s und misst im Sprint bei Spitzensprintern nur noch rund 0.085–0.095 s (Brüggemann et al., 1990) und bei Sprinterinnen rund 100 ms (Čoh et al., 1999). Mit zunehmenden Last auf dem Rücken (z.B. ein Rucksack; Taylor et al., 1980) steigt der Sauerstoffverbrauch direkt proportional; interessanterweise ist die Schrittlänge davon jedoch kaum betroffen. Dies gilt auch für zusätzliche Massen, die an den Beinen befestigt werden (Myers et al., 1985): zusätzliche 100 Gramm eines schwereren Schuhs (d.h. 50 g pro Fuss) erhöhen den Sauerstoffverbrauch um rund 1% über eine breite Spanne verschiedener Laufgeschwindigkeiten; die Schrittlänge wird dadurch aber nicht merkbar beeinflusst (Cavanagh, 1990). Dies wird wohl der Grund sein, wieso Wettkämpfer im Laufsport gerne möglichst leichte Racing-Schuhe verwenden.

Zeit-/Distanzparameter: Der Gangzyklus

Das Gehen ist ein zyklischer Vorgang (siehe Abb. 1). Ein Gangzyklus beginnt mit dem ersten Bodenkontakt des Aufsetzens eines Fusses und endet mit dem folgenden Bodenkontakt desselben Fusses. Der Zyklus, auch als «Doppelschritt» bezeichnet, beinhaltet somit eine Stand- und eine Schwungphase beider Seiten. Nach dem Aufsetzen des Fusses sind bis zur Zehenablösung der Gegenseite beide Füße am Boden. Dies ist die erste Zweibeinstandphase (Tab. 3), die auch als Auftritts-, Lande- oder Belastungsphase bezeichnet wird (Perry, 1992, 2003). Darauf folgt die Einbeinstandphase und mit dem Aufsetzen des Fusses der Gegenseite beginnt die zweite Zweibeinstandphase, während der die beobachtete Seite die Schwungphase vorbereitet (Perry, 1992). Die normale prozentuale Verteilung der Gangphasen innerhalb eines Gangzyklus, der als 100% definiert wird, ist aus Abbildung 1 zu entnehmen.

Im Gegensatz zum Gehen gibt es in einem Laufzyklus keine Zweibeinstandphasen, dafür aber zwei freie «Flugphasen», bei denen beide Beine in der Luft sind. Die prozentuale Verteilung der Phasen in einem Zyklus ist abhängig von der Laufgeschwindigkeit: Nimmt sie zu, nimmt die prozentuale Dauer der Bodenkontaktzeit ab (Tab. 4).

Das Bewegungsmuster: Kinematik

Die Bewegungen, die Beine, Arme und der Körper beim Gehen durchlaufen, sind bei jedem Individuum sehr reproduzierbar (Kadaba, 1989) zeigen aber eine natürliche Variabilität. Diese sollte an

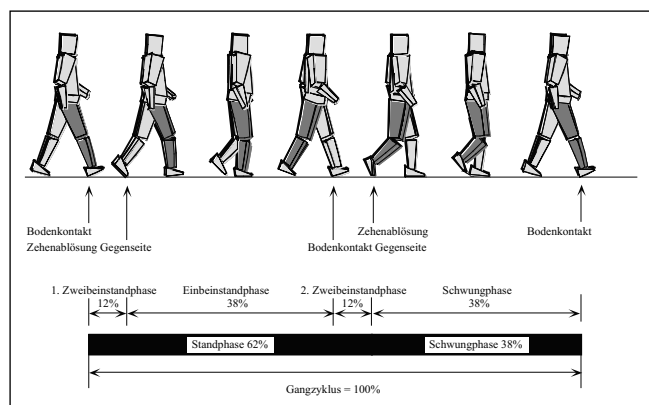


Abbildung 1: Gangzyklus mit zeitlicher Aufteilung der Gangphasen.

sich bekannt sein, um eine natürliche von einer pathologischen Variabilität abgrenzen zu können (Hamill et al., 1999; James, 2004). Bei gesunden Individuen sind grundlegende Bewegungsmuster obligat vorhanden. Grundelemente des physiologischen Musters beim Gehen wurden bereits von Inman (1981) erwähnt (siehe Tab. 5):

Jedes Gelenk durchläuft während dem Gehen ein typisches Bewegungsmuster, das mit kinematischen Messmethoden quantifiziert werden kann (Kadaba et al., 1989; Murray et al., 1964, 1984; Oedberg et al., 1994; Perry, 1992; Winter, 2005; Bachmann et al., 2008, in diesem Heft).

Erste Zweibeinstandphase (engl. double limb stance, loading response, weight acceptance)	ca. 12%
Einbeinstandphase (engl. single limb stance)	ca. 38%
Zweite Zweibeinstandphase (engl. pre-swing, weight release)	ca. 12%
Schwungphase (engl. swing)	ca. 38%

Tabelle 3: Gangphasen und ihre prozentuale Verteilung

Laufschritt von 5 m/s:	Standphase (Kontaktphase) : Flugphase	= 30% : 70%
Sprint von 9.0 m/s:	Standphase (Kontaktphase) : Flugphase	= 20% : 80%
Im Vergleich zum Gehen:	Standphase (Kontaktphase) : Schwungphase	= 62% : 38%

Tabelle 4: Phasen im Laufschritt und ihre prozentuale Verteilung: Vaughan (1984) beschreibt die prozentuale Verteilung beim Laufschritt, Sprint und Gehen.

Grundelemente Physiologischer Gang-Muster
Beckenrotation
Seitliches Abfallen des Beckens (physiologischer Trendelenburg, zur Abfederung)
Knieflexion während dem Auftreten (zur Abfederung)
Fersenauftritt, gefolgt von Plantarflexion
Pronation beim Auftreten (zur Abfederung)
Seitliche Oberkörperverlagerung
Oberkörper-Rotation

Tabelle 5: Physiologische Grundmuster beim Gehen (nach Inman, 1981)

Das Zusammenspiel der Muskulatur: dynamische Elektromyographie

Beim Gehen und Laufen sind die Muskeln der unteren Extremitäten und des Rumpfes jeweils zu einem definierten Zeitpunkt im Bewegungsablauf aktiv, mit beschleunigender (konzentrischer), abbremsender (exzentrischer) oder stabilisierender (isometrischer) Wirkung, je nach Einwirken der äusseren Kräfte. Das normale Zusammenspiel der Bewegung und der Muskelaktivitäten beim Gehen wurde bereits durch verschiedenste Autoren ausführlich beschrieben (u.a.: Kadaba et al., 1989; Murray et al., 1984; Perry, 2003; Shiavi et al., 1987). Beim Laufen wurden solche Messungen u.a. von Mann et al., (1980), McClay et al. (1990), Čoh et al. (1999) und Karamanidis et al. (2004) durchgeführt.

Die phasische Muskelaktivität kann mit der dynamischen Elektromyographie erfasst werden, wobei grosse und oberflächlich lie-

gende Muskeln mit Oberflächenelektroden abgeleitet werden können. Für schmale oder tief liegende Muskeln werden feine Drahtelektroden (Basmajian et al., 1985) in den Muskelbauch eingeführt. Heutige Messsysteme erlauben die simultane Erfassung von 8 bis 16 Muskeln, weshalb diese Messmethode auch Polymyographie genannt wird. Für die Interpretation der dynamischen Elektromyographie ist die gleichzeitige Registrierung der Bewegungsabläufe oder zumindest der Bewegungsphasen obligat. Um die Messwerte besser quantifizieren zu können, werden die Ableitungen während einer Funktion prozentual zu einem maximalen isometrischen Kraft-Test ausgedrückt. Zur Darstellung wird das Roh-EMG meist zeitlich aufsummiert oder integriert. Richtlinien zur Anwendung der dynamischen Elektromyographie sind von der American Association of Electrodiagnostic Medicine (1999) erarbeitet worden.

Ähnlich wie beim Gehen hat auch beim Laufen die Beinmuskulatur nicht nur konzentrisch, sondern auch exzentrisch zu arbeiten. Dies trifft z.B. dann zu, wenn die Abwärtsbewegung des Körperschwerpunktes aufgefangen werden muss, also für den M. quadriceps femoris unmittelbar nach dem Bodenkontakt und für den Triceps surae während der Einbeinstandphase in der ersten Hälfte des Bodenkontaktes im Laussschritt. Ein weiteres Beispiel ist der M. tibialis anterior, welcher exzentrisch ein unkontrolliertes Abklappen des Vorfußes unmittelbar nach dem Fersenkontakt verhindert.

Mit zunehmender Laufgeschwindigkeit nimmt die Muskelaktivität zu, dies gilt vor allem für die jeweiligen Umkehrpunkte beim Vorschwingen und Rückschwingen des Beines. So wird das Abbremsen des Schwungbeines durch die ischiocrurale Muskulatur erzeugt und ist mit grösserer Laufgeschwindigkeit zunehmend wichtig.

Bodenreaktionskräfte

Die Kräfte, die beim Gehen und Laufen auf den Boden übertragen werden, können mit Kraftmessplatten erfasst werden. Normwerte wurden u.a. etabliert durch: Kadaba, 1989; Stüssi et al., 1980; Winter, 2005. Der Verlauf der Kraftangriffsordinate unter dem Fuss und die örtliche und zeitliche Kraftentwicklung können grafisch (Abb. 2a) und numerisch oder als vierdimensionales Vektordiagramm (Abb. 2b) dargestellt werden (Stüssi, 1977; Stüssi et al., 1980). Die Werte werden absolut angegeben (in [N]) oder auf das Körpergewicht normiert (Dettwyler, 2005; Stacoff et al., 2005, 2007).

Bodenreaktionskräfte beim Gehen, vertikal: Beim Bodenkontakt über die Ferse erfolgt ein erster passiver Ausschlag (Fz1), der als «Impact Peak» bezeichnet wird. Im Verlauf des Auftretens erfolgt eine Kraftspitze (Fz2), die das Körpergewicht um den Faktor 1.2 bis 1.3 übersteigt, in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Zu Beginn der Einbeinstandphase (Schwungphase der Gegenseite) erfolgt eine Hochentlastung, wobei sich der Körperschwerpunkt auf einer Flugparabel bewegt. Dies bewirkt ein Abfallen der vertikalen Bodenreaktionskräfte deutlich unter das Körpergewicht (Fz3). Im weiteren Verlauf der Standphase fällt der Körperschwerpunkt wieder nach unten, was durch die Wadenmuskulatur aufgefangen wird und einen erneuten Anstieg der Bodenreaktionskräfte ergibt. Die nächste Kraftspitze ist am Ende der Einbeinstandphase erreicht (Fz4). Dadurch erhält die Kurve der vertikalen Bodenreaktionskräfte ihre typische M-Form (Abb. 2).

Bodenreaktionskräfte beim Gehen, in der Gangrichtung betrachtet: Nach dem ersten Bodenkontakt wird in der Gangrichtung abgebremst und Mitte der Standphase erfolgt die Umkehr zur Beschleunigung. Beim hinkfreien Gehen im «Steady State» (d.h. mit konstanter Geschwindigkeit) ist die Fläche unter der Kraft-Zeitkurve (Impuls) beim Auftreten und Abstossen gleich gross (Abb. 2).

Bodenreaktionskräfte beim Gehen, medio-lateral: Die seitlichen Scherkräfte sind deutlich niedriger als die vertikalen Kräfte und auch als diejenigen in Gangrichtung (ca. Faktor 4 kleiner). Beim Bodenkontakt besteht eine kleine, nach medial gerichtete Kraft, die durch das Abbremsen der Aussenkreiselung des Schwungbeines zustande kommt, gefolgt von lateralen Scherkräften unterschiedlicher individueller Ausprägung (Abb. 2).

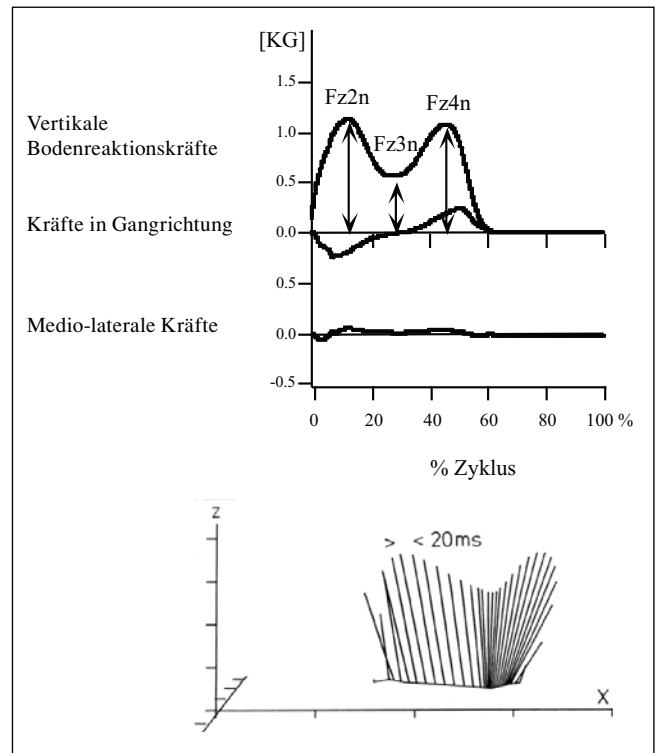


Abbildung 2: Bodenreaktionskräfte im zeitlichen Verlauf (oben). Vierdimensionale Vektordarstellung der Bodenreaktionskräfte beim Gehen (unten, nach Stüssi, 1977).

Bodenreaktionskräfte beim Laufen

Die Bodenreaktionskräfte beim Laufen entwickeln sich je nach den äusseren Bedingungen, die im Moment des Auftreffens des Fusses am Boden anzutreffen sind. Beim Fersenlauf wird eine deutliche erste Kraftspitze registriert (Abb. 3a), die beim Vorfußlauf (Abb. 3b) praktisch verschwindet, weil mit dem Vorfuß eine viel kleinere Masse (Grössenordnung von 1 bis 2 kg) abgebremst werden muss als beim Fersenlauf (etwa 5 bis 10 kg, d.h. der Rückfuss und ein Teil des Unterschenkels). In den ersten rund 100 m/s des Bodenkontaktes eines Laussschrittes in mittlerem Tempo sind diese Teilmassen nicht konstant, weil sie von den Gelenkstellungen am Fuss und Knie sowie vom Anteil der starren und sich bewegenden Masse (der sogenannten Schwabbelmasse) abhängig sind (Denoth, 1986; Gruber, 1998).

Mit zunehmender Laufgeschwindigkeit wird die Bodenkontaktzeit kürzer und die vertikale Kraft grösser (Abb. 3c). Somit wird deutlich, dass mit zunehmender Laufgeschwindigkeit die Belastung ansteigt. Der «Impact Peak» erfolgt innerhalb der ersten ca. 50 m/s und ist weitgehend eine Belastung passiver Strukturen. Obwohl oftmals als schädigend betrachtet ist es bisher aber nicht gelungen, das Ausmass und die Häufigkeit des Impact Peaks mit Langzeitschäden in Verbindung zu bringen (Nigg, 2001).

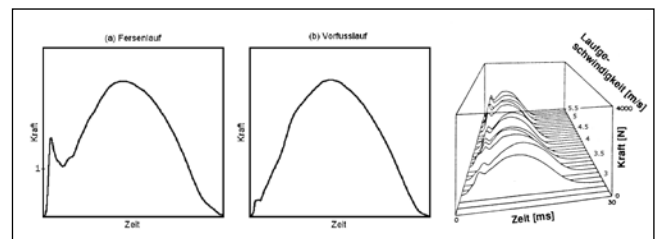


Abbildung 3: Typische vertikale Kraftkurven beim Laufen: (a) Fersenlauf, (b) Vorfußlauf, (c) in Abhängigkeit der Laufgeschwindigkeit (aus: Munro et al., 1987). In der Vertikalen ist mit „1“ die Einheit von einem Körpergewicht angegeben.

Exemplarisches Beispiel von Gehen und Laufen

In Teil 2 der vorliegenden Arbeit soll exemplarisch aufgezeigt werden, wie die oben vorgestellten Bewegungsmuster der einzelnen Gelenke und Segmente und die dabei involvierten Muskelaktivitäten und Bodenreaktionskräfte im Vergleich von Gehen und Laufen dargestellt werden können. Als Proband diente ein 36-jähriger gesunder Mann. Kinematik, Kinetik und dynamische Elektromyographie wurden gemäss der oben beschriebenen Methodik simultan registriert (Abb. 4). Dargestellt werden die Messwerte und Kurvenverläufe des repräsentativsten Durchganges aus fünf Aufnahmen (Abb. 5 bis 7). In *Abbildung 4* sind die Fortschritte der Messsysteme seit anfangs dieses Jahrzehnts zu erkennen: Es können nun mehr Elektroden und Hautmarker verwendet werden, was die Messmethodik erheblich verbessert (s. Bachmann et al., 2008).

Zeit-/Distanzparameter

Die freie Ganggeschwindigkeit des Probanden ist beim ebenen Gehen mit 1,62 m/s im oberen Bereich der publizierten Normwerte. Die Laufgeschwindigkeit von 3,13 m/s entspricht einem leichten Joggen.

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität am Becken (Abb. 5)

Das Becken zeigt in der sagittalen Ebene ein individuell variables Mass an Kippung nach vorn, das von 5 Grad bis 20 Grad betragen kann. Der Proband hat mit einer Beckenkippung um 5 Grad (s. Kurve a. in *Abb. 5*) ein wenig nach vorn gekipptes Becken. Die Beckenkippung bleibt beim Gehen über den ganzen Bewegungszyklus weitgehend konstant. Im Laufschrift nimmt die Beckenkippung nach vorn zu im Vergleich zum ebenen Gehen, im vorliegenden Beispiel um ca. 10–15 Grad (s. *Abb. 5*: aa.), mit leichtem Aufrichten nach dem Auftreten. In der frontalen Ebene besteht beim Auftreten sowohl beim ebenen Gehen als auch beim Laufschrift ein seitlich leichtes Abfallen des Beckens zur Gegenseite, die sich zur Schwungphase vorbereitet, in unserem Beispiel um 5,5 Grad bis 6 Grad (siehe b. bzw. bb.). Dies entspricht einem physiologischen «Trendelenburgphänomen» (siehe *Tabelle 5*, physiologisches Grundmuster). Während der Schwungphase



Abbildung 4: Proband im Test, links. Rechts: Die Fortschritte der Messsysteme und Messmethoden ermöglichen es heute, mit mehr Markern und mehr EMG-Elektroden aber kleinerem Sender (für die Übertragung der EMG-Daten) zu arbeiten (Bachman et al., 2008).

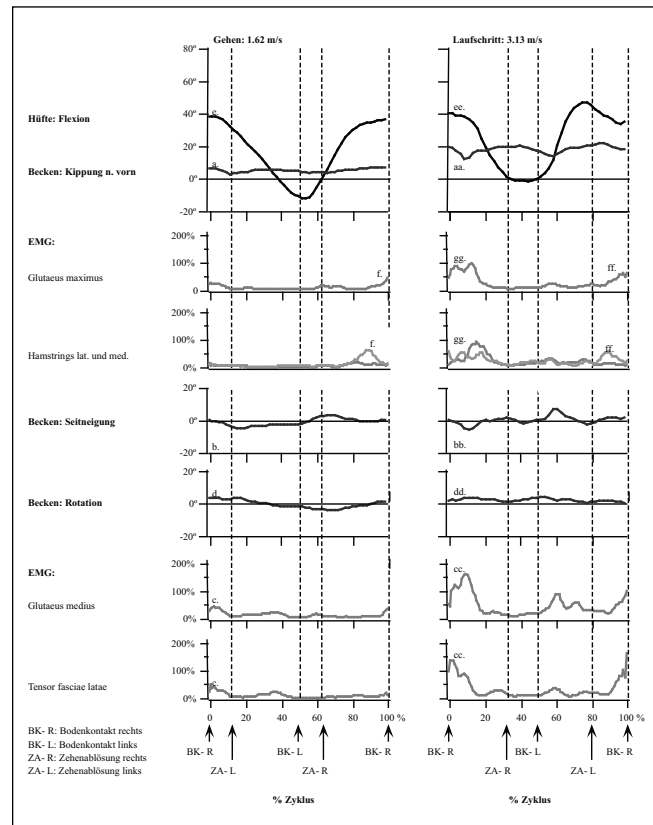


Abbildung 5: Bewegungskurven von Hüfte und Becken einer gesunden Versuchsperson über einen Gangzyklus beim ebenen Gehen und im Laufschrift. Muskelaktivitäten normalisiert zu einem maximalen isometrischen Muskeltest (Markierungen a. bis gg. s. Text).

wird das Becken wieder angehoben. Das Abfallen wird durch exzentrische, d.h. bremsende Aktivität der Abduktoren des Standbeines (M. Gluteus medius, M. Tensor fasciae latae) kontrolliert, d.h. gebremst. Beim Laufschrift ist die Aktivität dieser Muskelgruppen beim Probanden fast 3-mal so hoch im Vergleich zum ebenen Gehen (siehe c. bzw. cc.). Die Rotation in der transversalen Ebene ist gekennzeichnet durch ein leichtes Vorrötieren der auftretenden Seite (siehe d. bzw. dd.). Die Bewegungsumkehr erfolgt mit oder kurz nach der Zehenablösung (siehe *Tabelle 5*, physiologisches Grundmuster). Beim vorliegenden Probanden bleibt die Rotation sowohl beim ebenen Gehen wie im Laufschrift wenig ausgeprägt.

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität an der Hüfte (Abb. 5)

Das Ausmass der Hüftbeugung beim Auftreten ist mit der Beckenkippung nach vorn gekoppelt. Bei einer ausgeprägten Beckenkippung nach vorn ist die Hüfte stärker, bei einem aufgerichteten Becken weniger flektiert. Beim vorliegenden Probanden beträgt die Hüftbeugung beim Auftreten knapp 40 Grad (siehe e.). Während der Standphase wird die Hüfte allmählich gestreckt, bis zur vollen Streckung Mitte des Zyklus. Die Bewegungsumkehr erfolgt beim Gehen zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes der Gegenseite, mit Flexionsanstieg bereits während der Schwungvorbereitung. Die Flexion wird ausgelöst durch konzentrische muskuläre Aktivität der Hüftbeuger (M. Iliacus, M. Psoas, M. Rectus femoris), gekoppelt mit der kurz zuvor eingeleiteten Plantarflexion des Sprunggelenkes. Das Ausmass der Hüftflexion während der Schwungphase hängt von der Beschleunigung während der Schwungeinleitung ab. Ende der Schwungphase wird das Bein durch den exzentrischen Einsatz der Hüftstrecke abgebremst (M. Gluteus maximus, ischiocrurale Muskulatur; (siehe f.)). Diese sind bis in die Auftrettsphase aktiv. Im Laufschrift erfolgt die Bewegungsumkehr zur Streckung während der Schwungphase noch vor dem Bodenkontakt, mit konzentrischem Einsatz der Hüftstrecke (siehe ff.).

Die Hüftstrecker sind beim Probanden Ende der Schwungphase etwa 1,5 Mal mehr aktiv als beim Gehen, zeigen im Verlaufe des Auftretens dann sogar eine etwa 3,5 Mal höhere Aktivität, mit konzentrischer Wirkung (siehe gg.). Der dynamische Bewegungsumfang ist während des Laufschriffs geringer im Vergleich zum ebenen Gehen.

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität am Knie (Abb. 6)

Das Bewegungsmuster ist im Gehen und im Laufschrift grundsätzlich vergleichbar, mit höheren Bewegungsausschlägen im Laufschrift. Beim ersten Bodenkontakt ist das Knie weitgehend gestreckt. Während des Auftretens führt es beim ebenen Gehen eine Flexionsbewegung von ca. 20 bis 25 Grad durch (s. Kurve a. in Abb. 6), die durch die äusseren Kräfte (Schwerkraft) zustande kommt. Im Laufschrift ist die Knieflexion ausgeprägter (siehe aa.) und erreicht hier 40°. Das Ausmass dieser Knieflexion ist geschwindigkeitsabhängig. Die Streck-Muskulatur (Quadriceps) ist zur Abbremsung dieser Bewegung exzentrisch aktiv (siehe b. und Tabelle 5, physiologisches Grundmuster). Die Quadricepsmuskulatur (M. Vastus lateralis und medialis) ist beim vorliegenden Probanden im Laufschrift ca. 2- bis 3-mal aktiver als beim Gehen (siehe bb.). Das Knie beginnt sich beim Gehen zu Beginn der Einbeinstandphase zu strecken (siehe c.), indem die Kraftangriffslinie vor das Knie fällt. Zu diesem Zeitpunkt im Bewegungsablauf ist die Streckmuskulatur nicht mehr aktiv. Auch im Laufschrift nimmt die Quadricepsaktivität nach der Bewegungsumkehr Richtung Streckung Mitte der Standphase rasch ab. Während der Einbeinstandphase des freien Gehens bleiben die knienahen Oberschenkelmuskeln stumm. Als einziger Muskel ist der zwei Gelenke überbrückende M. Gastrocnemius aktiv. Gleichzeitig mit der Stabilisierung des Sprunggelenkes wirkt er beim Gehen auch auf das Knie als hinterer Stabilisator. Während der Schwungvorbereitung wird das Knie gekoppelt mit der Hüftflexion d.h. mit der Aktivität des M. Iliopsoas, und der Sprunggelenksplantarflexoren «passiv» flektiert, ohne dass die knienahe Muskulatur selbst aktiv werden

muss. In der frühen Schwungphase wird beim Gehen die maximale Flexion von ca. 62 Grad erreicht (siehe d.), mit «pendelartiger» Bewegungsumkehr. Im Laufschrift ist die maximale Flexion stärker ausgeprägt (siehe dd.). Bei unserem Probanden misst sie 86°. Bis zum erneuten Aufsetzen des Fusses wird das Knie wieder gestreckt. Ende der Schwungphase wird die Bewegung durch die ischiocrurale Muskulatur abgebremst (siehe e. bzw. ee.). Als Vorbereitung zur «Landung» beginnt auch die Streckmuskulatur ihre Aktivitätsphase gegen Ende der Schwungphase, im Sinne einer Co-Aktivierung mit den Beugern, mit Andauern der Aktivität in die nächste Auftrettsphase.

Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität an den Sprunggelenken (Abb. 7)

Das normale physiologische Gehen ist gekennzeichnet durch das Auftreten über die Ferse (siehe Tabelle 5, physiologisches Grundmuster), wogegen im Laufschrift der erste Bodenkontakt über die Ferse oder den Vorfuss erfolgen kann. Beim Gehen befindet sich das Sprunggelenk zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes etwa in Neutralstellung. Nach dem Bodenkontakt folgt ein kontrolliertes Herunterlassen des Fusses mit exzentrischer Aktivität des M. Tibialis anterior, bis der Fuss flach auf dem Boden ist (siehe Abb. 7: a.). Indem der Unterschenkel allmählich über den fixierten Fuss nach vorne rotiert, resultiert eine domförmige Dorsalflexionsbewegung (siehe b.).

Diese Bewegung wird durch anfänglich exzentrische, dann isometrische Kontraktion der Plantarflexoren kontrolliert (siehe c.). Je nach Gangart, mit «Abrollen» oder «Abstossen», fällt das Ausmass der Dorsalflexion und auch die konzentrische Aktivität der Plantarflexoren Ende der Einbeinstandphase unterschiedlich aus. Bei unserem Probanden beträgt die Dorsalflexionsbewegung wenige Grade, mit weitgehend isometrischem Einsatz der Plantarflexoren. Bei langsamerem Gehen kann die Dorsalflexionsbewegung stärker ausgeprägt sein, mit späterer Bewegungsumkehr zur Plantarflexion. Bei schnellem Gehen erfolgt die Bewegungsumkehr früher,

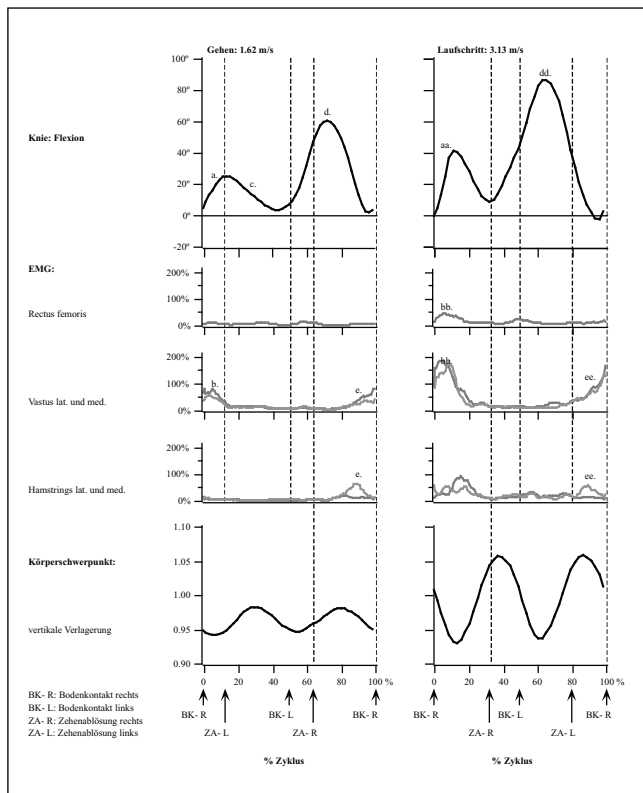


Abbildung 6: Bewegungskurven des Kniegelenkes einer gesunden Versuchsperson über einen Gangzyklus beim ebenen Gehen und im Laufschrift. Muskelaktivitäten normalisiert zu einem maximalen isometrischen Muskeltest (Markierungen a. bis ee. s. Text).

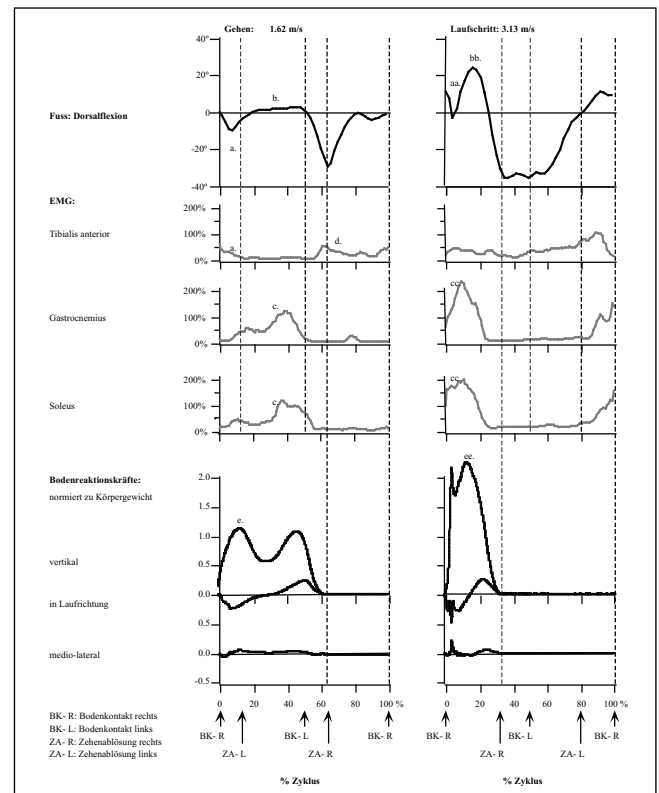


Abbildung 7: Bewegungskurven vom Sprunggelenk einer gesunden Versuchsperson über einen Gangzyklus. Muskelaktivitäten normalisiert zu einem maximalen isometrischen Muskeltest (Markierungen a. bis ee. s. Text). Bodenreaktionskräfte beim Gehen und Laufen.

mit kurzem konzentrischem Einsatz der Plantarflexoren. Die Aktivität der Plantarflexoren nimmt nach Aufsetzen der Gegenseite während der Entlastungsphase rasch ab. Bei der Zehenablösung wird der M. Tibialis anterior erneut aktiv, um den Fuss gegen die Schwerkraft anzuheben (siehe d.). Im Laufschrift tritt der Proband über die Ferse auf, das Sprunggelenk ist bereits beim Bodenkontakt stärker dorsalflektiert als beim Gehen (siehe aa.). Nach einer kurzen Bewegung Richtung Plantarflexion beim Herunterlassen des Fusses tritt eine Dorsalflexionsbewegung bis 22,5 Grad auf (siehe bb.), kontrolliert durch die exzentrische Aktivität der Plantarflexoren. Nach der Bewegungsumkehr mit konzentrischer Aktivität der Plantarflexoren nimmt diese rasch ab.

Bodenreaktionskräfte: In *Abbildung 7* sind neben den Bewegungskurven und den Muskelaktivitäten auch die zeitlichen Verläufe der Bodenreaktionskräfte dargestellt, normalisiert zum Körpergewicht. Beim Gehen betragen die Spitzenwerte der vertikalen Kräfte 1.2-mal das Körpergewicht [BW], im Laufschrift 2.6 [BW] (siehe e. bzw. ee.). Die Verdoppelung der Ganggeschwindigkeit vom Gehen zum Laufen verursacht hier also auch eine Verdoppelung der Bodenreaktionskräfte.

Schlussfolgerung

Mit heutigen Messmethoden kann der menschliche Gang detailliert beschrieben, quantifiziert und objektiviert werden. Für die Interpretation der erhaltenen Resultate ist es jedoch für den Kliniker und den Wissenschaftler von grosser Bedeutung, die Aussagekraft und Limitierung der zur Verfügung stehenden Methoden zu kennen: Einfache Messmethoden, zwar für den klinischen Alltag geeignet, erlauben meist nur die Erfassung von globalen Funktionsparametern. Erst mit einer komplexen, instrumentierten Bewegungsanalyse ist es möglich, kinematische, kinetische und elektromyographische Informationen simultan zu erfassen und mögliche Pathomechanismen und Bewegungsstrategien aufzudecken.

Korrespondenzadresse:

Frau Dr. med. Inès A. Kramers-de Quervain, Chefärztin Rheumatologie & Rehabilitation, Schulthess Klinik, Lengghalde 2, 8008 Zürich

Literaturverzeichnis

http Adresse:

American Association of Electrodiagnostic Medicine, Rechten J.J., Gelblum J.B., Haig A.J., Gitter A.J. (1999) Guidelines in electrodiagnostic medicine. Technology review: dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve Suppl.* 1999; 8: 233–238.

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. Biomechanics* 40, 2672–2678.

Bachmann C., Gerber H., Stacoff A. (2008): Messsysteme und Messmethoden der instrumentierten Ganganalyse. *Schweiz. Z. Sportmed. Sporttraum.* 56.

Basmajian J.V., De Luca C. (1985): *Muscles Alive. Their functions revealed by electromyography.* Baltimore.

Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Westerhoff P., Bender A., Gabel U., Heinlein B. (2007): Die Belastung orthopädischer Implantate, *Orthopäde.* Mar; 36(3): 195–196, 198–200, 202–204.

Blanc Y., Merlo A., Landis T., Burkhard P.R. [Kinesiologic analysis of gait and abnormal movements]. *Rev. Med. Suisse Romande* 2003; 123: 327–333.

Brüggemann G.P., Glad B. (1990): Time analysis of the sprint events. Scientific research project at the games of the XXIV. Olympiad – Seoul 1988 – final report. *New Studies in Athletics, Supplement.*

Cavanagh P. (1990): *Biomechanics of distance running.* Champaign, IL. Chester V.L., Tingley M., Bide E.N. (2007): Comparison of two normative paediatric gait databases. *Dyn. Med.* 2007; 6: 8. Published online 2007 July 17.

Čoh M., Milanović D., Dolonec A. (1999): Biomechanische Merkmale des Sprintschritts von Sprinterinnen der Spitzenklasse. *Leistungssport* 5, 41–46.

Denoth J. (1986): Load on the musculoskeletal system and modelling. In B. Nigg (Ed.), *Biomechanics of running shoes* (S. 103–172). Champaign, IL. Dettwyler M. Biomechanische Untersuchungen und Modellierungen am menschlichen oberen Sprunggelenk im Hinblick auf Arthroplastiken, Dissertation ETH No. 15968, 2005.

Gruber K., Ruder H., Denoth J., Schneider K. (1998): A comparative study of impact dynamics wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics* 31, 439–444.

Hamill J., van Emmerik R.E.A., Heiderscheidt B.C., Li Li. (1999): A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics* 14, 297–308.

Hunter J.P., Marshall R.N., McNair P.J. (2004): Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine and Science in sports and exercise*, 36, 2: 261–271.

Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. (1981): *Human Walking.* Williams & Wilkins, Baltimore.

James R. (2004): Considerations of movement variability in biomechanics research. In: Stergiou N. Innovative analyses of human movement, *Human Kinetics*, 29–62.

Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E., Gaine J., Gorton G., Cochran G.V.B. (1989): Repeatability of Kinetic, Kinematic and Electromyographic Data in Normal Adult Gait. *J. Orthopaedic Research* 7, 849–860.

Karamanidis K., Arampatzis A., Brüggemann G.–P. (2004): Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait and Posture* 19, 115–123.

Mann R.A., Hagy J.L. (1980): Running, jogging and walking. A comparative electromyographic and biomechanical study. In J.E. Bateman, A. Trott (Eds.), *The foot and ankle* (S. 167–175). New York.

McClay I.S., Lake M.J., Cavanagh P.R. (1990): Muscle Activity in Running. In Cavanagh, P.R. (Ed.), *Biomechanics of distance running.* Champaign, IL.

Munro C., Miller D., Fuglevand A. (1987): Ground reaction forces in running. A reexamination. *J. of Biomechanics* 2, 147–156.

Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C. (1964): Walking Patterns of Normal Men. *J. Bone Joint Surgery* 46–A, 335–360.

Murray M.P., Mollinger L.A., Gardner G.M., Sepic S.B. (1984): Kinematic and EMG Patterns During Slow, Free and Fast Walking. *J. Orthopaedic Research* 2, 272–280.

Myers M., Steudel, K. (1985): Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *J. of Experimental Biology* 116, 363–373.

Nigg B.M. (2001): The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine.* 11(1): 2–9, January 2001.

Oedberg T., Karsznia A., Oedberg K. (1994): Joint Angle Parameters in Gait: Reference Data for Normal Subjects, 10–79 Years of age. *J. Rehabil Res. Dev.* 31, (3), 199–214.

Perry J. (1992): *Gait Analysis, Normal and Pathological function,* SLACK Incorporated, Monterey, CA.. Deutsche Übersetzung: (2003). *Ganganalyse, Norm und Pathologie des Gehens,* Urban und Fischer, München.

Rose J., Gamble, J.G. (1994). *Human Walking,* second Edition. Baltimore. Reinschmidt C., van den Bogert A., Murphy N., Lundberg A., Nigg B.M. (1997): Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clinical Biomechanics* 12, 8–16.

Shiavi E., Bugle H.J., Limbrid T. (1987). Electromyographic gait assessment, part 1: adult emg profiles and walking speed. *J. Rehab. Res. Dev.* 24, (2), 13–23.

Stacoff A., Nigg B.M., Reinschmidt C., Bogert A. van den, Lundberg A., Stüssi E., Denoth J. (2000): Movement coupling at the ankle during the stance phase. *Foot Ankle Int. Mar;* 21(3): 232–239.

Stacoff A., Diezi C., Luder G., Stüssi E., Kramers-de Quervain I. (2005): Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait and Posture.* 21, 24–38.

Stacoff A., Kramers I., Luder G., List R., Stüssi E. (2007): Ground reaction forces on stairs, Part II: Knee implant patients versus normals. *Gait and Posture.* 26: 48–58.

Stüssi E. (1977): Vierdimensionale Vektordarstellung der Bodenkräfte beim Gehen. *Medizinische-Orthopädische Technik* 6/77, (97), 176–178.

Stüssi E., Debrunner H.U. (1980): Parameteranalyse des menschlichen Ganges. *Biomed. Technik* 25, 222–224.

Sutherland D.H. (1984): *Gait Disorders in Childhood and Adolescence.* Baltimore.

Sutherland D.H., Olshen R.A., Bide E.N., Wyatt M.P. (1988): *The Development of Mature Walking.* Philadelphia.

- Sutherland D.H. (2001): The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture*. Jul.; 14(1): 61–70.
- Sutherland D.H. (2002): The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture*. Oct.; 16(2): 159–179.
- Sutherland D.H. (2005): The evolution of clinical gait analysis part III kinetics and energy assessment. *Gait Posture*. Jun; 21(4): 447–461.
- Taylor C., Heglund N., McMahon T., Looney T. (1980): Energetic cost of generating muscular force during running. *J. of Experimental Biology* 9–18.
- Vaughan C.L. (1984): Biomechanics of running gait. *Critical Reviews of Biomedical Engineering*, 12(1): 1–48.
- Winter D.A. (2005): *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, 3rd edition, New Jersey.
- Winter D.A., Patla A.E., Frank J.S., Walt S.E. (1990): Biomechanical Walking Patterns Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Phys. Ther.* 70, (6), 340–347.