

Christine Bachmann, Hans Gerber, Alex Stacoff

Institut für Biomechanik, ETH Zürich

Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse

Zusammenfassung

Für den Beobachter des menschlichen Ganges kommen in kurzer Zeit zu viele Informationen zusammen, als dass er alle gleichzeitig erkennen und korrekt verarbeiten könnte. Die Notwendigkeit, die Bewegungen einzelner Körperteile (Kinematik) in drei Dimensionen zu dokumentieren und mit Informationen der wirkenden Kraft vom Boden (Kinetik) und der Aktivität der Muskulatur (Elektromyografie) zu ergänzen, hat deshalb zur Entwicklung der instrumentierten Ganganalyse geführt. Das Ziel dieser Dokumentation ist es daher, ausgewählte Messsysteme und Messmethoden der instrumentierten Ganganalyse vorzustellen und anhand von exemplarischen Resultaten zu illustrieren. Der Beitrag soll dazu beitragen, den heutigen Stand der Forschung der Ganganalyse aufzuzeigen.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (2), 29–34, 2008

Einleitung

Das Gangmuster eines jeden Menschen ist individuell und doch von Schritt zu Schritt zu einem gewissen Grad variabel. Deshalb ist die Grenze zwischen gesunden und pathologischen Gangbildern oft unklar. Durch Beobachtung kann man versuchen, geeignete Merkmale festzuhalten, doch die visuelle Analyse allein kann die Komplexität des Ganges nicht vollumfänglich erfassen.

Aus historischer Sicht sind Beobachtungen und Studien der menschlichen Fortbewegung bereits von da Vinci bekannt, der festhielt, dass es für jedes Gedächtnis unmöglich sei, sich alle Aspekte und Veränderungen der verschiedenen Körperteile zu merken (in Cavanagh, 1990). Ferner sind auch die Untersuchungen der Gebrüder Weber (Weber und Weber, 1836) bekannt sowie ihre Forderung, die Bewegung der einzelnen Körpersegmente zu quantifizieren. Aus der Sicht der Informationsverarbeitung kann man seit Fitts Arbeit (1954) ableiten, dass die Kapazität der visuellen Informationsaufnahme bei rund zwölf Einzelbildern pro Sekunde liegt, was darüber liegt, würde bereits als Film wahrgenommen. Heutige Filme laufen daher mit 25 oder mehr Bildern pro Sekunde; das heisst, um das Gangmuster eines Menschen verstehen und beschreiben zu können, braucht es technische Unterstützung.

Die technische Entwicklung der letzten Jahre hat dazu geführt, dass nun Messsysteme zur Verfügung stehen, die die Bewegungen der einzelnen Körpersegmente mit zunehmender Präzision dreidimensional erfassen können (Kinematik). Allerdings sind nicht alle relevanten Informationen zur Analyse des Ganges sichtbar. Bodenreaktionskräfte beispielsweise können durch visuelle Beobachtung nicht erfasst werden; mit deren Hilfe kann aber auf die Belastung, die auf den Körper einwirkt, und damit auf die Beanspruchung der Strukturen wie Knochen, Knorpel und Bänder geschlossen werden (Kinetik). Ferner kann die Muskelaktivität, eine weitere Information, mittels Elektroden sichtbar gemacht werden

Abstract

When observing a person during gait too much information comes together in a short period of time and only part of this information can be memorized. Thus, the necessity to document movements of different body segments in three dimensions (kinematics) and to complement them with information of acting forces from the ground (kinetics) and the muscular activity (electromyography) has led to the development of the instrumented gait analysis. The goal of this documentation is to present selected measuring systems and methods of the instrumented gait analysis and to illustrate them with exemplary results. This paper is thought to document today's state-of-the-art in the area of the instrumented gait analysis.

(dynamische Elektromyografie). Weitere Messsysteme, die dazu beitragen, ein Gangmuster zu erkennen, sind: Druckmessplatten, mit denen lokale Fussprobleme dokumentiert werden, oder High-Speed-Kameras, die schnelle Bewegungen bei Stossbewegungen und Landungen erfassen können (Debrunner et al., 1998).

Das Ziel dieses Beitrages ist es, den heutigen Stand der folgenden drei Gebiete der instrumentierten Ganganalyse vorzustellen, wie sie am Institut für Biomechanik (IfB) der ETH Zürich praktiziert werden: die Erfassung von Bewegungen einzelner Körpersegmente im Raum (3D-Kinematik und Fluoroskopie), die Registrierung der Bodenreaktionskräfte (Kinetik mittels Kraftmessplatten) und die Quantifizierung der Muskelaktivität (dynamische Elektromyografie) mittels Oberflächenelektroden. Beispiele von Messungen sollen die Erklärungen der Messsysteme und Messmethoden verdeutlichen.

Messsysteme und Messmethoden

Nachfolgend werden parallel verwendete Systeme und Methoden zur Erfassung der Kinematik, der Kinetik und der dynamischen Elektromyografie vorgestellt, wobei die Kinematik zusätzlich durch das Messsystem und die Methode des Moving-Fluoroscops ergänzt wird.

Kinematik

Messsystem: Für die Erfassung der Kinematik der einzelnen Körpersegmente wird am IfB ein 3D-Kinematiksystem (VICON Oxford Metrix, Oxford UK) mit zwölf MX40-Kameras verwendet. Die Auflösung der Kameras beträgt 2353 x 1728 Pixel, das Standardaufnahmevervolumen beträgt 2 x 3 x 5 m³ und ist so gewählt, dass es den Probanden im Bereich von fünf hintereinander liegen-

den Kraftmessplatten optimal erfassen kann. Das System sendet Lichtimpulse im Infrarotbereich (unsichtbar für das menschliche Auge) aus, welche von den speziell beschichteten Markern reflektiert werden. Die Kameras erfassen diese Reflexion und übermitteln sie an den Computer, der daraus die 3D-Raumkoordinaten berechnet. *Abbildung 1* zeigt eine Versuchsperson während der Messung und die Ansicht der vom Computer rekonstruierten Strichfigur.

Messmethode: Der Testperson werden insgesamt 53 lichtreflektierende Marker gemäss entwickeltem Markerset (List, 2005; Unternährer, 2005) aufgeklebt (*Abb. 2*). Dabei erfolgt die Mar-

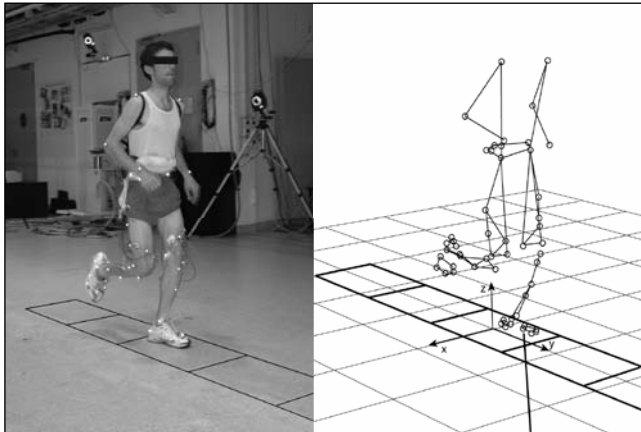


Abbildung 1: links: Person während der Testbewegung Laufen, rechts: vom Computer rekonstruierte Strichfigur.

kerpositionierung durch Er tasten der anatomischen Strukturen. Sie werden mit einem Stift markiert, was die Wiederanbringung an derselben Stelle bei Verlust eines Markers erleichtert. Das Markerset definiert jedes Körpersegment durch einen sogenannten Markercluster von mindestens vier Markern. Die Segmente sind: Oberkörper, Becken, Oberschenkel, Unterschenkel, Vorfuß und Rückfuß. Dies erlaubt die Berechnung der Winkel, Segmentverschiebungen, Gelenkszentren usw. in der Bewegung. Die Orientierung und Definition der Segmente und Gelenkszentren von Becken, Hüfte und Knie sind in *Abbildung 3* beschrieben, die des Fusses sind im Beitrag von List et al. (2008) dargestellt.

Zu Beginn der Messung wird eine statische Aufnahme in aufrechter Haltung der Testperson aufgezeichnet, welche später als Referenz für die bewegten Aufnahmen dient (siehe Beitrag List et al., 2008). Zur Bestimmung der Gelenkszentren und -achsen von Fuss-, Knie- und Hüftgelenken führt die Testperson die Basic Motion Tasks (BMT) nach List (2005) aus. Dabei handelt es sich um wiederholtes Hin-und-her-Bewegen des Fusses in Plantar-Dorsalflexion und Inversion-Eversion, des Knies in Flexion-Extension und im Hüftgelenk um eine Circumduktion des gestreckten Beines (*Abb. 4*). Der Bewegungsumfang soll dabei im jeweiligen Gelenk möglichst gross sein. Die Bestimmung der Flexions-Extensions-Achse des Knies findet zurzeit in der relevanten Literatur allgemeines Interesse (Schache et al., 2006).

Danach führt die Versuchsperson die Testbewegungen aus. Diese beinhalten in der Regel Gehen und Laufen in der Ebene und Treppensteigen, wobei jeweils je zehn bis zwölf Doppelschritte rechts-links-rechts und links-rechts-links aufgezeichnet werden. Für das Treppensteigen wird eine am Institut konstruierte, mobile Treppe benutzt (Stacoff et al., 2005 und 2007). Die Testbewe-

Name der Position des Markers	Abkürzung
Schulter rechts	RTSH
Schulter links	LTSH
Ellbogen rechts	RTEL
Ellbogen links	LTEL
Handgelenk rechts	RTWR
Handgelenk links	LTWR
Sacrum	SACR
Spina posterior rechts	RTPS
Spina posterior links	LTPS
Mitte Spina rechts	RTMS
Mitte Spina links	LTMS
Spina anterior rechts	RTAS
Spina anterior links	LTAS
Lateral hoch rechts	RTLH
Lateral hoch links	LTLH
Lateral tief rechts	RTLL
Lateral tief links	LTLL
Frontal rechts	RTFR
Frontal links	LTFR
Laterale Epikondyle rechts	RTLE
Laterale Epikondyle links	LTLE
Mediale Epikondyle rechts	RTME
Mediale Epikondyle links	LTME
Fibulaköpfchen rechts	RTHF
Fibulaköpfchen links	LTHF
Tuberositas tibiae rechts	RTTT
Tuberositas tibiae links	LT TT
Mitte Tibia rechts	RTMT
Mitte Tibia links	LTMT
Lateral Fibula rechts	RTL F
Lateral Fibula links	LTL F
Lateraler Malleolus rechts	RTL M
Lateraler Malleolus links	LTL M
Medialer Malleolus rechts	RTMM
Medialer Malleolus links	LTMM

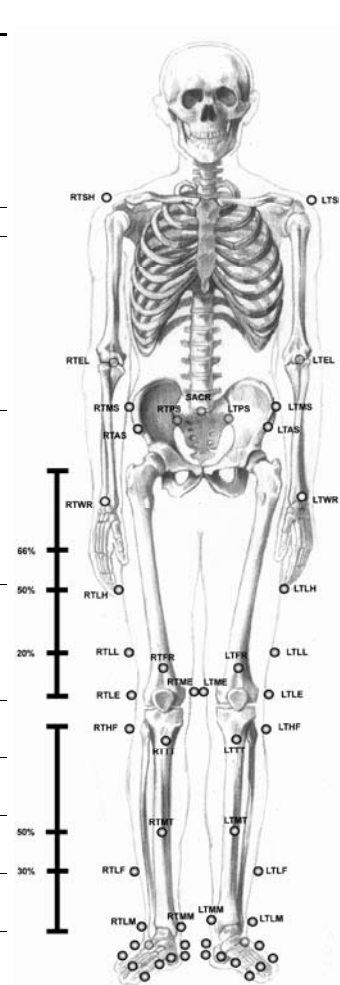


Abbildung 2: Cluster-Markerset mit 53 reflektierenden Hautmarkern (ganzer Körper) nach List (2005).

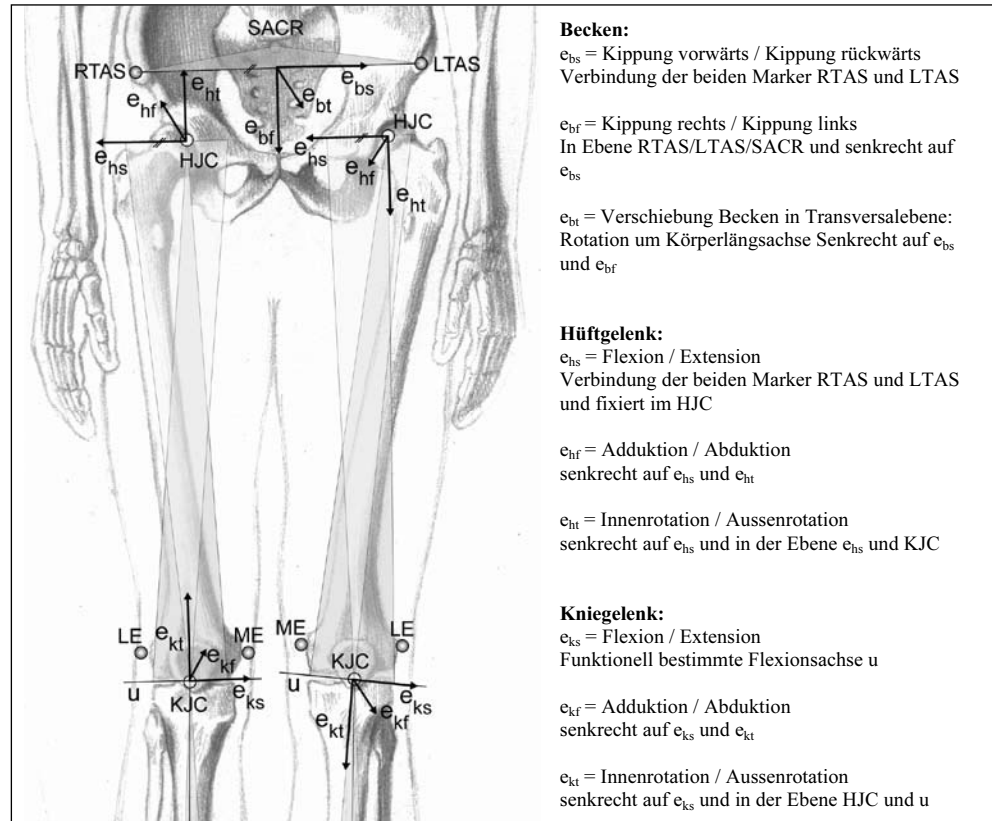


Abbildung 3: Definition und Orientierung der Gelenkzentren und -koordinatensysteme von Becken, Hüfte und Knie, nach List (2005); (b: Becken, h: Hüfte, k: Knie, s: Sagittalebene, f: Frontalebene, t: Transversalebene, KJC: Kniegelenkzentrum, HJC: Hüftgelenkzentrum).

Fuss	Plantar-Dorsal Flexion		
	Inversion-Eversion		
Knie	Flexion-Extension		
Hüfte	Circumduktion		

Abbildung 4: Ausführung der Basic Motion Tasks zur Berechnung der Gelenkzentren.

gungen werden von den Probanden barfuss, je nach Fragestellung aber auch mit Schuhwerk durchgeführt.

Auswertung: Pro Testbewegung werden in der Regel 10 gültige Versuche berücksichtigt; ungültig sind Stolpern, Übertritt

der Kraftmessplatte usw. Um für jedes Bein einen vollständigen Gangzyklus (Stand- und Schwungphase) zu erhalten, werden zwei Doppelschritte (Heel-Strike, Toe-Off, Heel-Strike des linken und des rechten Beines) ausgewertet. Mit Auswertungsprogrammen, die mit MatLab® (MathWorks, Massachusetts, USA) am IfB entwickelt wurden, erfolgt die Berechnung der Gelenkzentren (Dettwyler, 2005) sowie die Berechnung und Darstellung der Kurven der Relativbewegungen zweier benachbarter Segmente (List, 2005).

Messsystem, Messmethode und Auswertung des Moving-Fluoroskops: Für spezielle Fragestellungen betreffend Knie- und Fussgelenk wird die kinematische Vermessung mithilfe des eigens entwickelten Moving-Video-Fluoroskops vorgenommen (Abb. 5). Es ermöglicht das Verfolgen des Kniegelenks und insbesondere von Implantaten beim Gehen und Treppenabsteigen. Aus den Fluoroskopieaufnahmen werden mit speziellen Algorithmen die 3D-Kinematikdaten von Knieprothesen berechnet (Gerber et. al., 2007), was mit herkömmlicher Messung mittels VICON-Messsystem und Clustermarkerset nicht möglich wäre.

Das verwendete Gerät entspricht dem klinischen Standard (BV Pulsera, Philips Medical Systems, Schweiz). Der C-Arm mit Bildverstärker und einer Röntgenquelle ist auf dem Bewegungsroboter angebracht und durch ein langes Kabel vom Röntgengenerator separiert, um die unabhängige Bewegbarkeit des C-Armes zu ermöglichen. Der Bildverstärker hat einen Durchmesser von 12 Zoll und enthält eine Kamera mit einer Auflösung von 1000 x 1000 Pixeln. Das Messsystem ist in der Lage, einen Röntgenfilm mit maximal 25 Bildern pro Sekunde mit einer variablen Verschlusszeit (Standard 1 ms) aufzuzeichnen. Die Wagenkonstruktion ermöglicht eine Bewegung des C-Armes in horizontaler wie auch in vertikaler Richtung und beschleunigt und verlangsamt die Geschwindigkeit so, dass das interessierende Gelenk immer im Aufnahme-feld sichtbar ist. Die maximale horizontale Fahrgeschwindigkeit beträgt 3.5 m/s mit einer maximalen Beschleunigung von 8 m/s² (Foresti et al., 2008). Um die Position des Fluoroskops während des Versuchs im Laborkoordinatensystem zu messen, kommt wiederum das VICON-Messsystem zur Anwendung. Lichtreflektierende Marker werden dazu am C-Arm des Fluoroskops angebracht. Am Oberschenkel der Testperson wird ein Sensor befestigt, der mit dem C-Arm verbunden ist, welcher die Position des Knies relativ



Abbildung 5: links: Moving-Fluoroskop, Bewegungsroboter mit C-Arm; rechts: Proband während einer Messung.

zum Aufnahmebereich errechnet, sodass das Gelenk während der Messung optimal erfasst werden kann. Vor einer Messung wird ein Kalibrationsgitter vor dem Aufnahmebereich platziert. Da die Abstände des Gitters bekannt sind, können die Fluoroskopieaufnahmen entzerrt werden. Ebenfalls mithilfe des Gitters wird die Position und Orientierung der Fluoroskopieaufnahmen in Bezug auf das Laborkoordinatensystem berechnet. Aus der Volumeninformati- on des Gelenkes (Information des Herstellers) wird eine digital rekonstruierte Radiografie (DRR) erstellt. Danach lokalisiert ein auf der Methode der kleinsten Quadrate basierender Algorithmus die relative Position im Raum, indem die DRR mit dem Fluoroskopiebild verglichen wird. Somit können die Bewegungen des Implantats in allen drei Dimensionen beim Gehen erfasst werden.

Kinetik

Messsystem und Messmethode: Zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte sind im Boden des BewegungsanalySELabors fünf Kistler-Kraftmessplatten (Kistler AG Schweiz, 400 x 600 mm gross) montiert. Um die Kraftübertragung möglichst exakt messen zu können, wurde beim Bau des Gebäudes und des BewegungsanalySELabors das Fundament der Kraftmessplatten vom umliegenden Laborboden mechanisch entkoppelt (Abb. 6). Dies bedeutet, dass qualitativ hochstehende Messungen mit den Kraftmessplatten möglich sind, ohne dass Erschütterungen des umliegenden Bodens eine Messung beeinträchtigen würden.

Auswertung: Je nach Fragestellung werden unterschiedliche Parameter ausgewertet. Für die Ganganalyse können beispielsweise Zeit-Distanz-Parameter und Symmetrieparameter bestimmt werden. Der Kraftangriffspunkt der gemessenen Daten wird mit einem Algorithmus korrigiert und erreicht eine Genauigkeit von ± 1 mm. Die Berechnung und Darstellung der Kraftkurven erfolgt in MatLab® nach Skripts von Dettwyler (2005).

Dynamische Elektromyografie

Messsystem: Zur Erfassung der Muskelaktivität wird ein 16-Kanal-Telemetrie-System (Neurodata Wien, Österreich) verwendet, was die Erfassung der Aktivität von 16 Muskeln ermöglicht. Die Übertragungsbandbreite pro Kanal beträgt 500 Hz.

Messmethode: Die Doppel-Elektroden werden nach Haarentfernung, Entfettung und leichter Aufrauung der Haut auf die darunter liegenden Muskeln aufgeklebt (Abb. 7). In der Regel wird die Aktivität der folgenden Muskeln aufgezeichnet: M. vastus medialis obliquus und M. vastus lateralis, M. biceps femoris longus und M. semitendinosus (Hamstrings), M. gastrocnemius medialis, M. gastrocnemius lateralis und M. peroneus, M. gluteus maximus. Die während der Testbewegungen gemessenen Daten werden telemetrisch durch eine Sendeeinheit mit Vorverstärker, die vom Probanden auf dem Rücken getragen wird, auf einen Computer im Labor übermittelt und synchron mit den kinematischen Daten aufgezeichnet.

Auswertung: Die Auswertung und die Darstellung der Resultate sind im Beitrag von Wolf et al. (2008) in diesem Heft enthalten. Ergänzend sei hier erwähnt, dass neben der klassischen Interpretation von EMG-Signalen heute die sogenannte Wavelet-Analyse

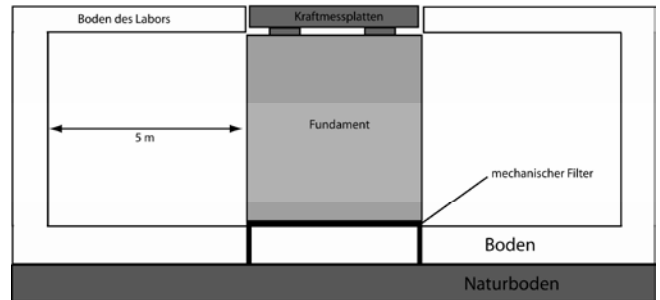


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Laborbodens mit entkoppeltem Fundament für die Kraftmessplatten.

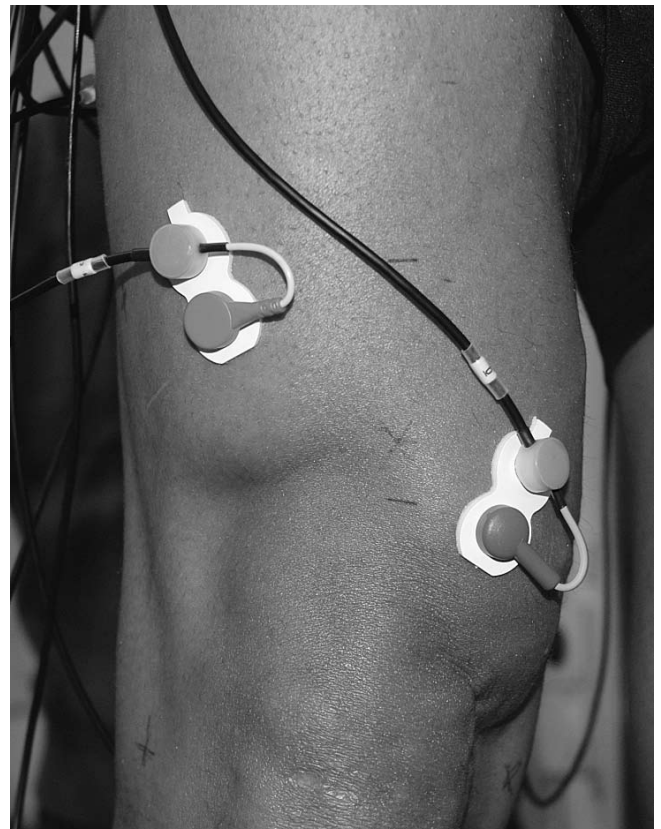


Abbildung 7: Elektroden M. vastus lateralis und M. vastus medialis, dynamische Elektromyografie.

zur Verfügung steht. Dabei wird das EMG-Signal mit einem Wavelet-Transformationsprogramm transformiert, was einen erweiterten Einblick in das muskuläre Aktivierungsmuster während dynamischen Muskelbelastungen ermöglicht. Für detaillierte Informationen wird auf Arbeiten von Von Tscherner et al. (2003) und Huber (2007) verwiesen.

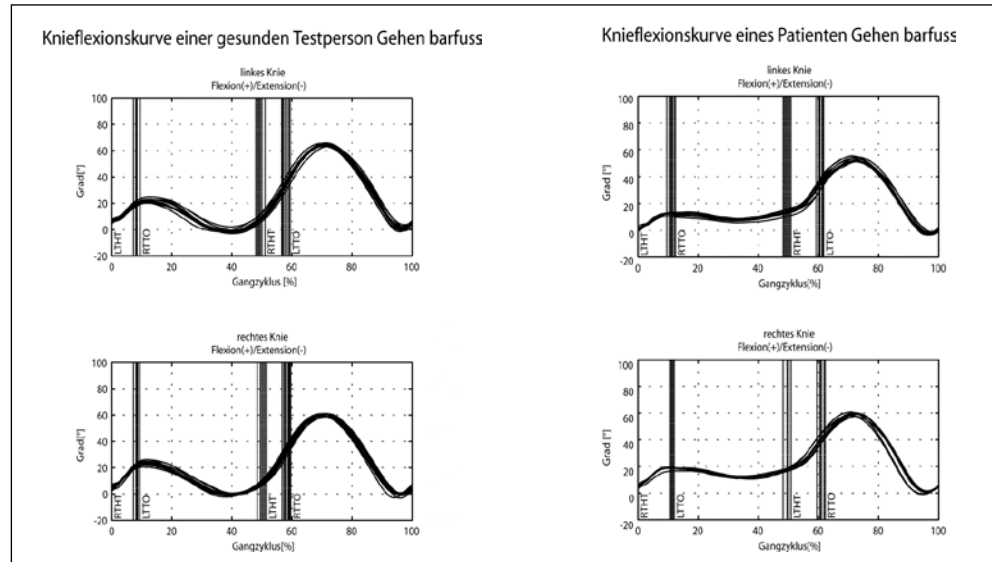


Abbildung 8: Knieflexionskurven (ganzer Gangzyklus) einer gesunden Testperson (links) und eines Patienten mit Defiziten in Flexion und Extension (rechts).

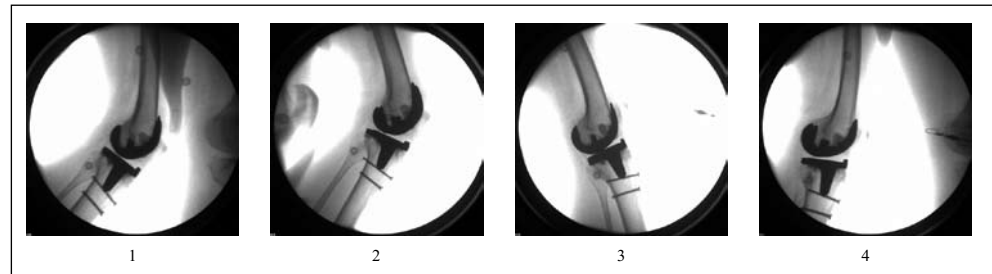


Abbildung 9: Fluoroskopiebildfolge ganzer Gangzyklus: Zehenablösung (1), Schwungphase (2), Aufsetzen der Ferse (3), Standphase (4).

Resultate und angewandte Beispiele

In diesem Kapitel werden exemplarische Resultate zu den vorgestellten Messsystemen dargestellt und diskutiert. Diese bilden auch eine Grundlage für weitere Texte in diesem Heft (s. Kramers et al., 2008; Wolf et al., 2008; List et al., 2008; Husa et al., 2008).

Kinematik

Die bei der kinematischen Messung erfasste 3D-Bewegung von Körpersegmenten wie Fuss, Unterschenkel usw. ermöglicht die Berechnung und die Darstellung von Bewegungen in der Sagittal-, Transversal-, und Frontalebene. Es können Parameter wie beispielsweise Maxima, Minima und Bewegungsumfänge, sogenannte Ranges of Motion (ROM) bestimmt werden. Anhand dieser Parameter können gesunde Testpersonen und Patienten verglichen werden. Beispiel: *Abbildung 8* zeigt die Knieflexionskurve einer gesunden Testperson und eines Patienten mit Defiziten in Flexion und Extension.

Fluoroskopie

Die Daten aus einer Messung mittels Fluoroskopie ermöglichen die Visualisierung der Bewegung eines Implantats während des Gehens und Treppensteigens und erlauben die Berechnung der Gelenkbewegungen, der Gelenksachsen, der Rotationen usw. in allen drei Bewegungsebenen. Ziel ist die Bewegungsbeschreibung des Implantats und die Unterscheidung von normalen und auffälligen Bewegungen der Implantate (siehe Gerber et al., 2007). Beispiel: *Abbildung 9* zeigt eine Bildfolge eines Gangzyklus mit Implantat.

Kinetik

Kinetische Messungen erfassen Kräfte zwischen Fuss und Boden. Das speziell konstruierte Fundament am Institut für Biomechanik der ETH Zürich ermöglicht dies mit verbesserter Genauigkeit. Bei-

spiel: *Abbildung 10* zeigt die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft beim Gehen und Laufen barfuss. Beim Gehen ist das erste Kraftmaximum bei rund 20% der Standphase sichtbar. In der Folge wird der Körperschwerpunkt nach oben beschleunigt, was zu einer Hochentlastung führt und sich in der Kurve bei rund 50% der Standphase in einer Abnahme der Kraftkurve zeigt. Bei 80% der Standphase erfolgt das zweite Kraftmaximum, was vor allem aufgrund der Aktivität der Wadenmuskulatur zustande kommt.

Beim Laufen beträgt die Belastung rund das Doppelte des Körpergewichts. Es entsteht zu Beginn der Standphase ein lokales Kraftmaximum (Peak), das dem Auftreffen der Ferse entspricht, das durch Sohlenkonstruktionen beeinflussbar ist und das sich

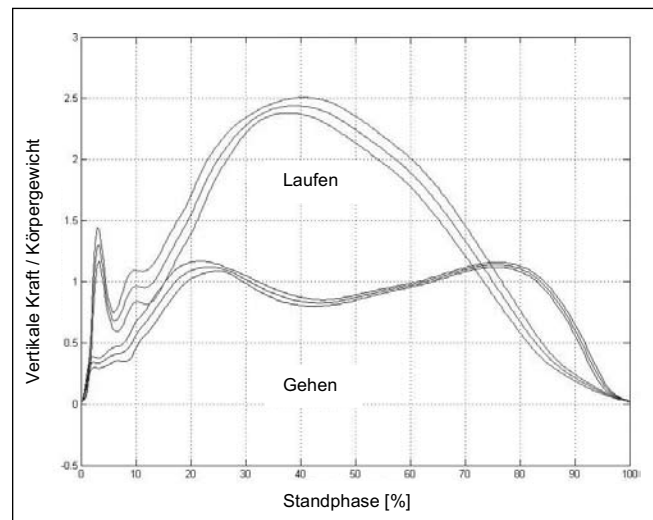


Abbildung 10: Bodenreaktionskraft beim Gehen und Laufen barfuss in % zum Körpergewicht der Testperson. Dargestellt sind die Mittelwertskurven von je 10 Wiederholungen sowie die dazugehörigen Standardabweichungen.

mittlerweile als nicht relevant gegenüber Verletzungen herausgestellt hat (Nigg et al., 2001). Nach diesem ersten Peak steigt die Kraft bis zu einem Maximum an, welches aufgrund des Abbremsens der Abwärtsbewegung des Körperschwerpunktes in der Mitte der Standphase zustande kommt.

Dynamische Elektromyografie

Die dynamische Elektromyografie ermöglicht die Untersuchung der Koordinationsverhältnisse von Muskeln. Anhand der Bestimmung von Zeitparametern der Muskelaktivität (Δt) wird beispielsweise untersucht, ob gewisse Muskeln bei Patienten verfrüht oder verzögert aktiviert werden. Für ein exemplarisches Beispiel sei auf Wolf et al. (2008) in diesem Heft verwiesen. Für Wavelet-Analysen wird auf Arbeiten von Von Tscharnner et al. (2003) verwiesen.

Schlussfolgerung

Die Messsysteme und Messmethoden der instrumentierten Ganganalyse sind in den letzten Jahren erheblich verbessert worden. Bezüglich diverser Fragestellungen genügt nun die Messgenauigkeit den erhöhten Anforderungen seitens der Klinik. Für detailliertere dreidimensionale Analysen in der Forschung werden Messsysteme und -methoden sicherlich noch weiter verbessert werden. Für die Klinik ist eine komplexe Ganganalyse in der Durchführung und Nachbearbeitung aber nach wie vor sehr zeitaufwendig – ein Faktor, der in Zukunft mehr beachtet werden dürfte.

Korrespondenzadresse:

Alex Stacoff, Institut für Biomechanik, ETH Zürich, HCI E 365.1, 8093 Zürich

Literaturverzeichnis

Cavanagh P.R. (1990): Biomechanics of distance running. Human Kinetics Books.
 Debrunner H.U., Jacob H.A.C. (1998): Biomechanik des Fusses. Ferdinand Enke, Stuttgart.
 Dettwyler M.T. (2005): Biomechanische Untersuchungen und Modellierungen am menschlichen oberen Sprunggelenk im Hinblick auf Arthroplastiken. Dissertation, ETH Zürich.

Fitts P.M. (1954): The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology* 47: 381–391.

Foresti M., Gerber H., Stüssi E. (2008): Biomechanics of the knee by means of two degrees of freedom automated video fluoroscope and instrumented stairs. *Proceedings of the 8th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Porto, Portugal.
 Gerber H., Foresti M., Zihlmann M., Stüssi E. (2007): Method to simultaneously measure kinetic and 3D kinematic data during normal level walking using Kistler force plates, VICON System and video-fluoroscopy. *Journal of Biomechanics* Vol. 40 (S2): 405.

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 (2).

Huber C. (2007): EMG-Wavelet-Analyse des Kniestreckers bei Ausdauer- und Schnellkraftsportlerinnen. Masterarbeit, ETH Zürich.

Kramers-de Quervain I., Stüssi E., Stacoff A. (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2).

List R. (2005): A hybrid marker set: for future basic research and instrumented gait analysis at the Laboratory for biomechanics. Diplomarbeit, ETH Zürich.

List R., Unternährer S., Ukelo T., Wolf P., Stacoff A. (2008): Erfassen der Vor- und Rückfussbewegungen im Gehen und Laufen. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2).

Nigg B.M. (2001): The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin. J. Sports Med.* Jan. 11(1): 2–9. Review.

Schache A.G., Baker R., Lamoreux L.W. (2006): Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis: An evaluation of methods. *Gait and Posture* 24: 100–109.

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

Stacoff A., Kramers-de Quervain I.A., 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.

Unternährer S. (2005): Entwicklung eines Markersets für Rückfuss und Vorfuss. Diplomarbeit, ETH Zürich.

Von Tscharnner V., Goepfert B. (2003): Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 253–272.

Weber E., Weber W. (1836): Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Dietrich, Göttingen.

Wolf P., Kryenbühl C., Ukelo T., Stüssi E., Stacoff A. (2008): Veränderte Aktivierung der Vasti während dem Laufen als Merkmal des PFPS. *Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2).