

## Winkelveränderungen verschiedener Gelenke der unteren Extremitäten bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Neigungswinkeln

### Change in angles of joints of the lower limbs in several speeds and inclinations

Hoffmann T<sup>1</sup>, Falz R<sup>1</sup>, Busse M<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Sportmedizin/Sportmedizinische Ambulanz der Universität Leipzig (Direktor: Prof. Dr. med. M. Busse)

#### Zusammenfassung

**Hoffmann T, Falz R, Busse M. Winkelveränderungen verschiedener Gelenke der unteren Extremitäten bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Neigungswinkeln. Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2014, 15 (2), 7-11**

**Einleitung:** Die markergestützte Ganganalyse erlaubt es, Abweichungen des Gangbildes von Patienten zu diagnostizieren. Um den Grad der tatsächlichen Abweichung realistisch einschätzen zu können, bedarf es Vergleichs- bzw. Normwerten, die ein physiologisches Gangmuster unter verschiedenen Bedingungen charakterisieren. Hierzu wurden die Winkelveränderung der Gelenke der unteren Extremitäten (Hüfte, Knie, OSG) bei verschiedenen Geschwindigkeiten und Steigungen erfasst und der Einfluss dieser Variablen auf Gelenkwinkel, Schrittweite und Spurbreite ermittelt.

**Material und Methode:** Mit Hilfe der 3D – Ganganalyse wurden Gelenkwinkel, Spurbreite und Schrittweite von 40 gesunden Probanden (21 Männer, 19 Frauen) im Alter von 21 bis 32 Jahren in einem Laufbandtest ermittelt. Dabei wurden Geschwindigkeiten von 1,8 km/h

bis 5,8km/h (in 1 km/h Schritten) und Steigungen von 0%, 3% und 6% untersucht.

**Ergebnisse:** Für die Geschwindigkeit konnte ein Einfluss auf die Spurbreite ( $\alpha = 0,003$ ; Effekt:  $\eta^2 = 0,034$ ), die Schrittweite ( $\alpha = 0,000$ ; Effekt:  $\eta^2 = 0,852$ ) und einen Großteil der Gelenkwinkel der Sagittalebene festgestellt werden. Besonders Knie- und Hüftwinkel (Sagittalebene) veränderten sich mit zunehmendem Gangtempo. Durch Erhöhung des Neigungswinkel zeigte sich eine Zunahme der Schrittweite ( $\alpha = 0,000$ ; Effekt:  $\eta^2 = 0,071$ ) und eine geringfügige Veränderung der Gelenkwinkel bei Flexion / Extension des Oberschenkels und bei Plantarflexion / Dorsalflexion des OSG.

**Fazit:** Die Untersuchung zeigte einen größeren Einfluss der Geschwindigkeit als der Steigung auf die genannten Parameter. Für die endgültige Erstellung von Normwerten bedarf es weiterhin eines größeren Probandenkollektivs.

**Schlüsselwörter:** Ganganalyse, Gelenkwinkel, Ganggeschwindigkeit

#### Abstract

**Hoffmann T, Falz R, Busse M. Change in angles of joints of the lower limbs in different speeds and inclinations. Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2014, 15 (2), 7-11**

The marker based gait analysis enables us to diagnose deviations in the gait of patients. To assess the actual degree of deviation there need to be reference and standard values that characterize the physiological gait under different conditions. Therefore the changes of joint angles of the lower limbs (hip, knee, upper ankle joint) were determined at different speeds and inclination angles. Furthermore the influence of these variables on joint angles, step length and step width was determined.

**Material and methods:** With the help of 3D- gait analysis joint angles, step length and step width of 40 healthy subjects (21 males, 19 females, age 21 to 32)

were determined in a treadmill test. The subjects walked speeds from 1,8 to 5,8 km/h and inclinations of 0%, 3% and 6%.

**Results:** Speed has shown an influence on step width ( $\alpha = 0,003$ ; effect:  $\eta^2 = 0,034$ ), step length ( $\alpha = 0,000$ ; effect:  $\eta^2 = 0,852$ ) and most of the joint angles in sagittal plane. Especially knee- and hip angles (sagittal plane) changed by increasing speed. With increasing inclination the results show an increased step length ( $\alpha = 0,000$ ; effect:  $\eta^2 = 0,071$ ) and minor changes of joint angles in hip flexion / extension and plantar flexion /dorsal flexion of upper ankle joint.

**Conclusion:** The study has shown a greater impact of speed than inclination on given parameters.

**Keywords:** gait analysis, joint angles, walking speed.

#### Einleitung

Abweichungen von einem physiologischen Gangbild können durch Fehlbildungen, Muskelschwäche, den Verlust der sensorischen Funktion (Beeinträchtigung der Propriozeptoren), Schmerz und durch Störung der motorischen Kontrolle (Spastizität) hervorgerufen werden [4, 12]. Für betroffene Personen birgt ein von der Norm

abweichender Gang gesundheitliche Risiken: Ihre Stabilität ist reduziert, sie haben kein sicheres Gefühl beim Gehen und ihr Gang fordert einen höheren Energieaufwand [3] Eine objektive Beurteilung des Ganges soll durch den Einsatz der instrumentellen Ganganalyse gewährleistet werden. Das methodische Repertoire gliedert sich hierbei

in vier Bereiche. Die dynamische Elektromyographie gestattet beispielsweise eine Aussage über die zeitliche Aktivierung der am Gang beteiligten Muskulatur [5]. Energieumsatzmessungen hingegen dienen besonders zur Bewegungsoptimierung von Patienten mit Prothesen [15]. Im Bereich der Kinetik nutzt man Druckmesssysteme um die auf ein Körperteil oder Gelenk wirkenden Kräfte beschrieben [10].

In der Kinematik, dem letzten Gegenstandsbereich der instrumentellen Ganganalyse, wird unter Zuhilfenahme von computergestützten Markersystemen die Veränderung von Gelenkwinkeln und die Bewegung verschiedener Körpersegmente quantitativ beschrieben. [11, 7]. Letztere findet in der vorgestellten Untersuchung Anwendung.

Das Einsatzfeld der instrumentellen Ganganalyse reicht vom orthopädischen über den präventiven bis hin zum therapeutischen Bereich. So sollen Entscheidungshilfen für Beginn, Fortsetzung, Änderung oder Beendigung von präventiven und rehabilitativen Maßnahmen gewonnen werden [15]. Als Gründe für die Anwendung werden die Diagnosesicherung, die Bewertung des Schweregrades einer Erkrankung / Verletzung, die Auswahl einer Therapie

## Methodik

### Studienkollektiv:

Das Untersuchungskollektiv setzte sich aus 40 Teilnehmern mit 19 Frauen und 21 Männern (21-32 Jahre) zusammen. Eine detaillierte Auflistung der Probandendaten ist in Tabelle 1 einzusehen. Nach Prüfung der Ausschlusskriterien wurden nur die Probanden zur Untersuchung zugelassen, die keine Krankheit oder bestehende bzw. zurückliegende Verletzung aufwiesen, welche ein physiologisches Gangbild beeinflussen könnte. Bei den Probanden handelt es sich größtenteils um Sportstudenten der Universität Leipzig. Sie waren alle gesund und zeigten überwiegend Laufbänderfahrung.

**Tabelle 1 Grundcharakteristik der Studienprobanden**

Geschlecht	Männlich	Weiblich
n	21	19
Alter (Jahre)*	25,57 ± 2,60	24,37 ± 2,27
Größe (cm)*	179,86 ± 6,68	169,63 ± 6,08
Gewicht (kg)*	75,86 ± 9,37	63,77 ± 6,95
BMI (kg/m <sup>2</sup> )*	23,4 ± 2,13	22,19 ± 2,39

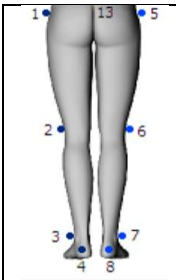
\*Mittelwerte und Standardabweichung in der Studienpopulation

### Untersuchungsablauf:

Vor dem Untersuchungsgang erfolgte zunächst eine Anamnese um Beinachsenabweichungen, Fußfehlstellungen, Verletzungen, Erkrankungen und Beinlängendifferenzen auszuschließen (Fragebogen, Beinlängenmessung, Inspektion von Kniegelenk und Fußwölbung). Nach Aufklärung durch den Versuchsleiter unterschrieben die Probanden eine Einverständniserklärung woraufhin die Probandendaten in das Messsystem übertragen wurden. Anschließend zogen die Probanden geeignete Kleidung (Unterwäsche oder sehr enges Sportzeug) an und begaben sich auf das Laufband. Hier wurden 16 Infrarotmarker mittels

und die Abschätzung einer Prognose genannt. [10] Derzeitige Forschungsergebnisse, besonders im kinematischen Bereich, beschreiben lediglich den physiologischen Gang bei durchschnittlicher, freier Ganggeschwindigkeit (ca. 4,8km/h) [7, 12]. Auch das Diagnosesystem (Gaitlab von Lukotronik) des Institutes für Sportmedizin und Prävention der Universität Leipzig operiert mit den Werten, die auf Basis dieser Geschwindigkeit erstellt wurden. Tatsächlich sind die meisten Patienten nicht in der Lage diese freie Ganggeschwindigkeit zu erreichen, wodurch kaum ein Vergleich zwischen den diagnostizierten Werten und den systemischen Normwerten gezogen werden kann. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit, Vergleichswerte für den physiologischen Gang bei verschiedenen, für den Patienten erreichbaren Geschwindigkeiten zu erstellen. Zudem soll festgestellt werden, welchen Einfluss Steigung und Geschwindigkeit auf die Parameter Schrittweite, Spurbreite und die Gelenkwinkel von Knie Hüfte und oberem Sprunggelenk haben und ob geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich Schrittweite und Spurbreite bestehen.

Klebeband an definierten Fixierungspunkten auf der Haut (Abb. 1) angebracht.



Markernummer	Position
1 und 5	ventraler Rand des Trochanter major
2 und 6	Fibulaköpfchen
3 und 7	3 mm distal und 8 mm ventral des malleolus lateralis
4 und 8	Tuber calcanei

**Abbildung 1: Fixierungspunkte der Unterkörpermarker**

Die Messung erfolgte barfuß. Die Probanden erhielten eine Gewöhnungszeit an das Laufband bei der gleichzeitig die Funktionalität des Systems überprüft wurde.

Die Untersuchung gliederte sich in drei Durchgänge mit den Neigungswinkeln 0%; 3% und 6%, bei denen jeweils die Geschwindigkeiten von 1,8 km/h bis 5,8 km/h in 1 km/h Schritten gegangen wurden.

### Datenaufbereitung:

Das System Gaitlab erfasst die Bewegung verschiedener Gelenke während eines Gangzyklus beginnend mit dem Fersenaufsatz. Aus der Vielzahl der aufgezeichneten Gangzyklen ermittelt das System einen Vergleichszyklus und überprüft wie viele der aufgezeichneten Zyklen diesem ähneln. Aus diesen ermittelten Gangzyklen errechnet Gaitlab Mittelwerte. Diese stehen zum Export zur Verfügung und beschreiben die Bewegung eines Gelenks (während eines Gangzyklus) zu 51 aufeinanderfolgenden Zeitpunkten. Daraus ergibt sich ein Kurvenverlauf für jede Bewegung. Die Anfangswerte dieser Kurven wurden jeweils genullt woraufhin Mittelwerte aus den Daten aller Probanden gebildet, statistisch ausgewertet und in Kurvendiagrammen dargestellt wurden.

**Statistik:**

Für die statistische Auswertung mittels SPSS 21 (IBM) wurden die Kurvenmaxima bei veränderter Geschwindigkeit und Steigung miteinander verglichen. Diese Maxima entstehen bei Änderung der Bewegungsrichtung eines Gelenkes.

**Ergebnisse**

In dieser Untersuchung konnte durch Erhöhung der Geschwindigkeit eine lineare Zunahme der Schrittweite und eine geringfügige Abnahme der Spurbreite nachgewiesen werden. Auch die Erhöhung des Neigungswinkels führte zu einer vergrößerten Schrittlänge. Die männlichen Studienteilnehmer zeigten im Mittel eine größere Schrittlänge und Spurbreite als die weiblichen (Tab. 2).

**Tabelle 2** Signifikanz und Effektstärke von Geschw., Steigung und Geschlecht auf Spurbreite und Schrittlänge

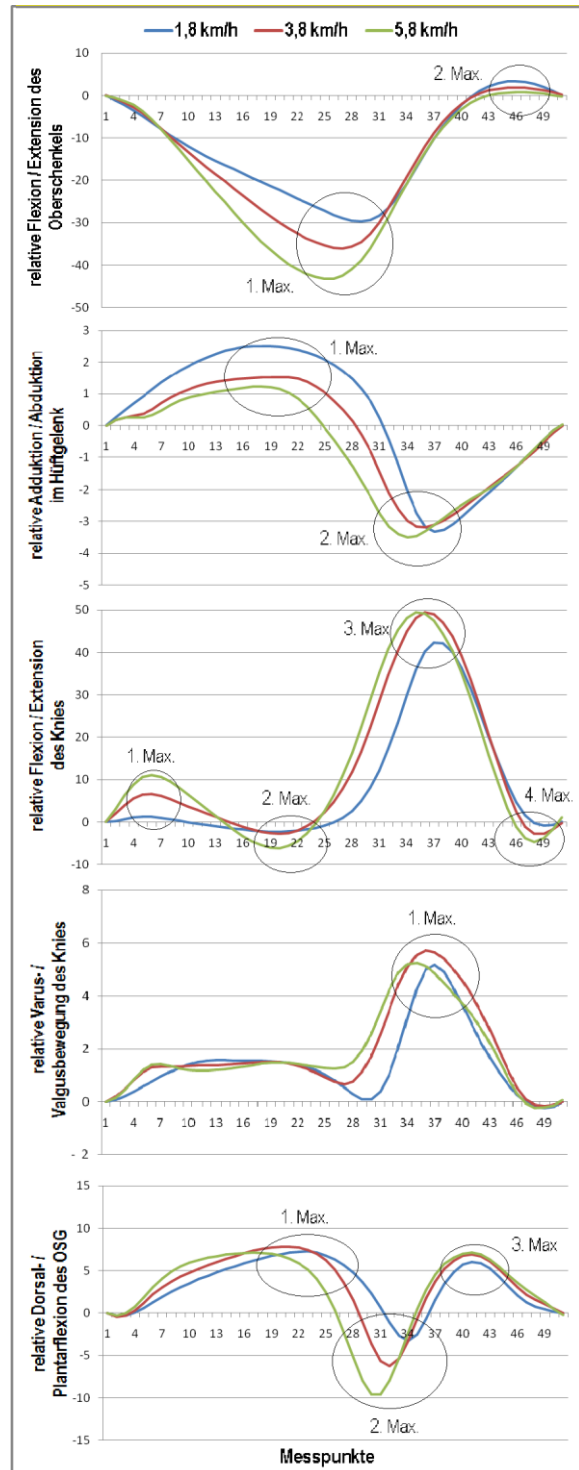
	Spurbreite		Schrittlänge	
	Sig.	Part. Eta-Quadrat	Sig.	Part. Eta-Quadrat
<b>Geschw.</b>	0,003	0,034	0,000	0,852
<b>Steigung</b>	0,663	0,002	0,000	0,071
<b>Geschlecht</b>	0,000	0,045	0,000	0,084

Bei Betrachtung der Flexion und Extension des Oberschenkels wurde für die beiden ermittelten Winkelmaxima (Abb. 2) ein Einfluss der Geschwindigkeit erfasst, während die Steigung nur das erste Maximum signifikant veränderte. Von den beiden maximalen Winkelausprägungen für Adduktion und Abduktion im Hüftgelenk wurde nur der erste signifikant durch die Geschwindigkeit beeinflusst. Beim zweiten ergab sich ein Unterschied zwischen dem linken und rechten ( $\alpha = 0,000$ ) Bein. Eine Veränderung des Gelenkwinkels durch die Steigung konnte hier nicht festgestellt werden.

**Tabelle 3** Signifikanz und Effektstärke der einzelnen Winkelmaxima der verschiedenen Gelenkbewegungen

Bewegung / Gelenk	Max	Geschwindigkeit		Steigung	
		Sig.	Part. Eta-Quadrat	Sig.	Part. Eta-Quadrat
Flex / Ext Obersch.	1.	0,000	0,684	0,000	0,158
	2.	0,000	0,185	0,868	0,001
Add. / Abd Hüftgelenk	1.	0,000	0,231	0,705	0,002
	2.	0,368	0,006	0,837	0,001
Flex / Ext Kniegelenk	1.	0,000	0,637	0,143	0,011
	2.	0,000	0,096	0,001	0,038
	3.	0,000	0,135	0,091	0,014
	4.	0,000	0,211	0,809	0,001
Var/ Val KG	1.	0,211	0,010	0,992	0,000
Plantarflex.	1.	0,331	0,006	0,839	0,001
Dorsalflex.	2.	0,000	0,313	0,000	0,055
OSG	3.	0,083	0,014	0,539	0,004

Zur Bestimmung des Einflusses von Geschwindigkeit und Steigung auf maximale Gelenkwinkel, Schrittweite und Spurbreite wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt. Zudem wurde das Partielle Eta-Quadrat zur Bewertung der Effektstärke der einzelnen Einflussfaktoren ermittelt.



**Abbildung 2:** Darstellung verschiedener Gelenkbewegungen (linkes Bein) bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (— 1,8 km/h, — 3,8km/h, — 5,8km/h). Die Diagramme stellen den gesamten Gangzyklus (beginnend mit dem Fersenaufsatz) dar. Die Kreise markieren jeweils den Wechsel der Bewegungsrichtung eines Gelenkes (Maximum).

Für die Extension und Flexion des Kniegelenkes nahmen die vier ermittelten Maximalwinkel mit Erhöhung des Gangtempos jeweils signifikant zu, wohingegen die Steigung nur das zweite Maximum des linken Beines spürbar beeinflusste. Für das rechte Bein blieb diese Veränderung aus ( $\alpha = 0,189$ ). Auch die Varus- und Valgusbewegung im Knie blieb von der Steigungszunahme unbeeinflusst, wohingegen eine Erhöhung der Geschwindigkeit mit einer Vergrößerung des Gelenkwinkels des rechten Beines einherging ( $\alpha = 0,006$ ;

links  $\alpha = 0,211$ ). Bezüglich der Plantarflexion und Dorsalflexion des OSG wurde nur das zweite Maximum durch Geschwindigkeit und Steigung signifikant beeinflusst. Das dritte Maximum zeigte bezogen auf das Gangtempos erneut einen geringfügigen Unterschied zwischen linkem ( $\alpha = 0,083$ ) und rechtem ( $\alpha = 0,031$ ) Bein. Die statistischen Signifikanzen und Effektstärker der einzelnen Maxima sind aus Tabelle 3 zu entnehmen.

## Diskussion:

Neben weiteren Untersuchungen [1, 6, 7, 9] zeigt auch diese Studie einen deutlichen linearen Zusammenhang zwischen Ganggeschwindigkeit und Schrittweite. Weiterhin konnte eine Abhängigkeit der Schrittweite vom Geschlecht nachgewiesen werden, was auf die im Mittel deutlich geringe Körpergröße der weiblichen Probanden zurückzuführen zu sein scheint (Frauen 10,23cm kleiner) [4, 12]. Zudem zeigte sich auch durch Zunahme der Steigung eine geringfügig größere Schrittweite. Reichelt (2003) vermutet diese Zunahme bis zu einem Neigungswinkel von 10% wohingegen Silverman et.al (2012) eine Zunahme der Schrittlänge bis zu einem Winkel von 5° bestätigen [13, 14]. Mit erhöhter Geschwindigkeit kam es in der Untersuchung zu einer geringeren Spurbreite. Die Gründe dafür werden zum einen in einer erhöhten transversalen Rotation des Beckens mit dem Ziel der Schrittverlängerung bei höheren Geschwindigkeiten vermutet [4, 8]. Desweiteren spielen eventuelle Gangunsicherheiten bei den geringen Geschwindigkeiten eine Rolle [2, 7]

Die Zunahme der Schrittlänge wird vorrangig durch eine erhöhte Flexion und Extension im Hüftgelenk realisiert [8] was sich deutlich in den Ergebnissen dieser Studie widerspiegelt (Abb. 2). Auch die maximalen Kniewinkel in der Sagittalebene nahmen jeweils zu, was auf unterschiedliche Faktoren zurückzuführen ist. So lässt sich die Zunahme der Extensionswinkel vorrangig mit der

Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit des Beines (Abb. 2: Max 4) bzw. des kontralateralen Beines erklären (Abb. 2: Max 2) [4, 12]. Zunehmend auftretende Kräfte durch das Abbremsen des herabfallenden Fußes und die Übernahme des Körpergewichtes während der Belastungsantwort haben eine höhere Flexion des Kniegelenkes (Abb. 2: Max 1) zur Folge [4, 12]. Hingegen dazu stellt die vergrößerte Beugung beim Vorschwung des Beines (Abb. 2: Max 3) eine Reaktion auf des zunehmend später eintretende Ablösen des Fußes mit dem Ziel der Schrittverlängerung dar. Dieses spätere Loslösen des Fußes vom Boden wird vorrangig durch eine erhöhte Plantarflexion im oberen Sprunggelenk realisiert, was sich im Kurvenverlauf für dieses Gelenk widerspiegelt (Abb. 2: Max 2). Weiterhin wurde mit steigender Geschwindigkeit eine abnehmende Adduktion im Hüftgelenk erfasst. Diese spiegelt jedoch lediglich eine größere transversale Rotation der Hüfte und eine geringe seitliche Verlagerung des Beckens wieder. Diese Verlagerung nimmt ab, da der Körperschwerpunkt durch die zeitlich verkürzte Standbeinphase weniger über dem Standbein positioniert werden muss.

Sämtliche Einflüsse einer veränderten Steigung auf die Gelenkwinkel lassen sich durch eine Kompensation der Steigungszunahme durch Erhöhung der Schrittlänge erklären.

## Literatur:

1. **Browning, C. R. & Kram, R. (2007).** Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (9), 1632 – 1641.
2. **Eberspächer, H., Görlich, P. & Mayer, J. (2003).** *Mentales Gehtraining - Ein salutogenes Therapieverfahren für die Rehabilitation*, Heidelberg: Springer Verlag
3. **Fink, M. & Resch, K.- L. (2006).** Was bringt die Ganganalyse?. *Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*, 4, 26 - 27.
4. **Götz-Neumann, K. (2006).** *Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie* (2. unveränderte Auflage). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
5. **Hesse, S., Werner, C. & Bardeleben A. (2000).** Apparative Ganganalyse in der neurologischen Rehabilitation. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 10, 29 - 33.
6. **Hollmann, W. & Strüder, H. (2009).** *Sportmedizin, Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventionsmedizin* (5. Auflage). Stuttgart: Schattauer Verlag
7. **Kramers- de Quervain, I., Stüssi, E. & Stacoff, A. (2008).** Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizer Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56, 35 - 42.
8. **Marquardt, M. (2012).** *Laufen und Laufanalyse, Medizinische Betreuung von Läufern*. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag
9. **Martin, P.E. & Peterson D.S. (2005).** *Effects of walking speed on step width and step length variability*, Pennsylvania State University, Department of Kinesiology, Pennsylvania.
10. **Mittlmeier, T. & Rosenbaum, D. (2005).** Klinische Ganganalyse. *Der Unfallchirurg*, 108, 614 – 629
11. **Nicolakis, P. & Kopf, A. (2005).** Klinische Ganganalyse. In V. Fialka - Moser (Hrsg.), *Kompendium physikalische Medizin und Rehabilitation* (2., überarb. und erw. Aufl.), 79 - 89. Wien; New York: Springer- Verlag.
12. **Perry, J. (2003).** *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*. München; Jena: Urban & Fischer Verlag.
13. **Reichelt, T. (2003).** *Untersuchung zum Kraft- und Kraftzeitverhalten beim menschlichen Gang*. Norderstedt: Books on Demand GmbH
14. **Silverman, A. K., Neptune, R. R., Sinitzki, E. H. & Wilken, J. M. (2012).** Whole-body angular momentum in incline and decline walking. *Journal of Biomechanics*, 45 (6), 965 – 971.
15. **Vogt, L. & Banzer, W. (2005).** Instrumentelle Ganganalyse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56 (4), 108 – 109

**Korrespondenzadresse:**

Tom Hoffmann, M.Sc.  
Universität Leipzig  
Institut für Sportmedizin und Prävention  
Marschner Str. 29  
04109 Leipzig  
[Tomlb54@web.de](mailto:Tomlb54@web.de)