

Kleindienst F¹, Michel KJ¹, Stief F², Wedel F², Campe S³, Krabbe B¹

Vergleich der Gelenkbelastung der unteren Extremitäten zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen mittels Inverser Dynamik

Comparison of Joint Loading of Lower Extremities between the Locomotion Patterns Nordic Walking, Walking and Running using Inverse Dynamics

¹adidas innovation team, Biomechanisches Labor Scheinfeld

²Institut für Sportwissenschaft, Technische Universität Darmstadt

³Institut für Sportwissenschaft, Otto-von-Guericke Universität Magdeburg

Zusammenfassung

Aufgrund des nachgewiesenen cardio-pulmonalen und kardio-vaskulären Benefit und einer postulierten Reduzierung der mechanischen Belastung des Bewegungsapparates wird Nordic Walking (NW) ein hohes Wachstumspotential bescheinigt. Die vorliegende Studie überprüft, ob biomechanische Unterschiede zwischen den Bewegungsformen NW, Walking und Laufen existieren und hieraus unterschiedliche Belastungsmuster resultieren. An der Studie nahmen 15 Probanden teil, die bereits mit der NW-Technik vertraut waren. Die kinematische Datenaufnahme erfolgte mittels eines 6-Kamera-VICON-Systems. Synchron dazu wurden die Bodenreaktionskräfte aufgezeichnet. Mittels Inverser Dynamik wurden die 3-dimensionalen Gelenkmomente in den einzelnen Ebenen für das Knie-, Sprung- sowie Metatarsophalangealgelenk berechnet. Sowohl die kinematischen als auch die kinetischen Daten zeigen Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungsformen. Beim NW und Walking ist die mechanische Belastung der unteren Extremitäten in der Frontal- und Sagittalebene geringer als beim Laufen. Die Knie- und Sprunggelenkmomente sind in der Transversalebene beim Laufen niedriger und somit die Gelenkbelastung geringer als beim NW/Walking. Der Stockeinsatz beim NW führt im Vergleich zum Walking nicht zu einer Reduzierung der mechanischen Belastung. Ausschließlich für das Abduktionsmoment im Knie ist während der Abstoßphase eine Belastungsreduzierung zu registrieren, dem jedoch eine Belastungssteigerung für das externe Rotationsmoment entgegensteht. Zudem wird beim NW eine höhere Belastung des Kniegelenks innerhalb der Landephase beobachtet, was auf die NW-(Diagonal-)Technik zurückzuführen ist. Daher sollte überdacht werden, ob im Vergleich zum Walking, NW

Summary

Based on the cardio-pulmonary and cardio-vascular benefit and a promised reduction of mechanical load on the musculoskeletal system, Nordic Walking (NW) shows an increasing market potential. The present study investigates whether there are biomechanical differences between the locomotion patterns NW, walking and running which would result in different loading patterns. 15 subjects, who were already experienced in the NW technique, participated in this experiment. Kinematic data were collected using a 6-camera VICON-system. Simultaneously, kinetic data were recorded using a force plate. An inverse dynamics approach was applied to determine 70 3-dimensional joint moments of each plane regarding knee-, ankle- and metatarsophalangeal joint. Kinematic as well as kinetic data reveal differences between the different locomotion patterns. During NW and walking, the joint loads of the lower extremity with respect to the sagittal and frontal plane are lower compared to running. The knee- and ankle joint moments in the transverse plane are lower during running 75 compared to NW/walking. The use of the poles during NW does not lead to a reduction of joint loads compared to walking. Exclusively the knee abduction moment is reduced during push off. However, there is a higher knee external rotation moment at the same time. Moreover, for NW a higher knee joint loading during landing could be observed, which is caused by the NW (diagonal-) technique. Consequently, it should be reconsidered whether NW - based on its promised "biomechanical benefit" compared to walking - should be still recommended for overweight people and for people with existing knee problems.

Knorpeltherapie

Eine Anfang 2005 veröffentlichte GfK-Studie (6) bescheinigt der Trendsportart NW ein hohes Wachstumspotential mit einem immer noch stark steigenden Interessentenkreis. Nicht zuletzt wird dieser Trend durch eine Anzahl wissenschaftlicher Studien unterstützt, die einen höheren cardio-pulmonalen und cardio-vaskulären Benefit (10-30 %) beim NW im Vergleich zum Walking feststellten (3, 14, 18, 20).

Zudem wird sowohl in der populärwissenschaftlichen Literatur als auch in den Medien von einer Reduzierung der mechanischen Belastung (~30 %) des Bewegungsapparates aufgrund des Stockeinsatzes beim NW gegenüber dem Walking berichtet (5, 8, 15, 24). Dem gegenüber berichten die Autoren von Runners World (19), dass es nur dann zu einer Gelenkentlastung beim NW kommt, wenn steile und vor allem unwegsame Bergabstrecken bewältigt werden. Im flachen Gelände hat das Mitführen von Stöcken keine entlastende Auswirkung auf die Gelenke an Fuß, Knie oder Hüfte (13, 19).

Auch in der wissenschaftlichen Literatur gibt es Autoren, die aufgrund ihrer Resultate zu dem Schluss kommen, dass NW im Vergleich zu Walking zu einer Reduzierung der mechanischen Belastung führt (17, 21). Insbesondere neuere Untersuchungen können diesen belastungsreduzierenden Effekt aufgrund des Stockeinsatzes beim NW (bei Anwendung der Diagonaltechnik in der Ebene) gegenüber Walking nicht bestätigen (2, 7, 9, 11, 26).

Unabhängig von den unterschiedlichen Schlussfolgerungen wurden bei den angeführten Studien (2, 7, 9, 11, 26), die sich mit dem Vergleich NW (Diagonaltechnik in der Ebene) versus Walking beschäftigten, ausschließlich von „außen“ analysierte Parameter, also eher beschreibende Variablen, gemessen und interpretiert. Diese von „außen“ analysierten Parameter lassen nur mittelbare Schlussfolgerungen in Bezug auf Gelenkbelastungen zu. Um direkte Schlussfolgerungen zu formulieren, ist es notwendig, eine Bestimmung der (tatsächlichen) Belastung im Hüft-, Knie-, Sprung- und Metatarsophalangealgelenk (MPG) mittels Momentenberechnung (Inverse Dynamik) durchzuführen (12, 22, 23).

Deshalb besteht das Ziel der vorliegenden Studie darin, mittels der Methode der Inversen Dynamik die Gelenkbelastung in Knie- und Sprunggelenk sowie im MPG basierend auf der Momentenberechnung beim NW, Walking und Laufen zu bestimmen. Es soll die Frage beantwortet werden, ob biomechanische Unterschiede zwischen den Bewegungsformen NW, Walking und Laufen basierend auf kinematischen und kinetischen Parametern in Bezug auf die unteren Extremitäten existieren und hieraus unterschiedliche Belastungsmuster zwischen den einzelnen Bewegungsformen resultieren. Zudem soll analysiert werden, ob der Stockeinsatz beim Nordic Walking bei Anwendung der Diagonaltechnik im Vergleich zum Walking tatsächlich zu einer Reduzierung der mechanischen Belastung im Knie- und Sprunggelenk sowie im MPG führt.

Material und Methoden

Um diese Fragestellung zu beantworten wurde eine Laborstudie mit 15 Probanden durchgeführt (Tab. 1), die bereits langjährige Erfahrung im Ausdauersport (Laufen, Trekking, MTB) nachwiesen. Bei 10 Probanden der Gesamtpersonenstichprobe handelte es sich um ausgebildete Nordic Walking Instrukturen.

Die 3-dimensionale kinematische Datenaufnahme (200 Hz) erfolgte mittels eines 6-Kamera-VICON-Systems (VICON, Oxford Metrics). Drei reflektierende Marker pro Segment wurden an der Hüfte, dem Oberschenkel, dem Unterschenkel sowie am Rück- und Vorfuß platziert. Mit Hilfe eines Modells der unteren Extremitäten (12) konnten die einzelnen Gelenkzentren sowie die Winkel zwischen den Segmenten in allen drei Ebenen (sagittal, frontal, transversal) bestimmt werden („local coordinate system“). Zudem wurde die Segmentbewegung des Fußes bzw. Schuhs im Raum („global coordinate system“) gemessen. Dies erlaubte

die Analyse der „konventionellen“ kinematischen Parameter wie beispielsweise die Auswertung des Eversions- und Sohlenwinkels respektive Geschwindigkeiten.

Synchron zur Kinematik erfasste eine Kraftmessplatte (KISTLER) die vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte (1000 Hz).

Mittels Inverser Dynamik wurden die 3-dimensionalen Gelenkmomente in den einzelnen Ebenen für das Kniegelenk und das Sprunggelenk während des Bodenkontaktes bestimmt. In Anlehnung an die Ausführungen von Stefanyszyn und Nigg (22) erfolgte die Bestimmung des MPG-Momentes während des Bodenkontaktes aus der Sagittalebene. Aus Vereinfachungsgründen wurden hier die fünf MPGs zu einem Gelenk zusammengefasst. Das MPG-Rotationszen-

Tabelle 1: Anthropometrische Daten und Daten zur Trainingsgestaltung, Gesamtpersonenstichprobe, n=15 (NW: Nordic Walking; L: Laufen)

Parameter	Mittelwert	Standardabweichung
Alter (Jahre)	31	± 5
Körpergewicht (kg)	77	± 8
Körpergröße (cm)	177	± 4
Trainingsumfang (NW) (km/Woche)	13	± 14
Trainingshäufigkeit (NW) (Einheiten/Woche)	2	± 1
NW-Erfahrung (Jahre)	2	± 1
Trainingsumfang (L) (km/Woche)	33	± 21
Trainingshäufigkeit (L) (Einheiten/Woche)	3	± 1

trum dieses „fiktiv“ gebildeten MPGs wird durch den Mittelpunkt zwischen den beiden Markern des ersten und des fünften MPG repräsentiert, die aufgrund der Flexionszone (Haut- bzw. Schuhartefakte) etwas distaler von den Gelenkspalten platziert wurden. Dabei wird angenommen, dass das MPG-Moment ausschließlich während der Abstoßphase auftritt (MPG-Dorsalflexion > 0°). Zudem werden bei der Anwendung dieser Methode die Trägheitskräfte, die an den Phalangen auftreten, vernachlässigt (22).

Um die Phasenunterteilung (1) des Bodenkontaktes beim Fersenlauf bzw. -gang zu analysieren wurde ein Hochgeschwindigkeitskameranystem (HCC, Vosskühler) aus der Sagittalebene von lateral rechtwinklig zur Kraftmessplatte positioniert (200Hz). Das Kameranystem filmte parallel zur kinetischen und kinematischen Datenaufnahme die Fuß- bzw. Schubbewegung während des Bodenkontaktes. Die somit erhobenen Daten sollten später eine Zuordnung der analysierten Parameter hinsichtlich der einzelnen Bewegungsphasen zulassen.

Vor den eigentlichen „dynamischen“ Versuchen hatte jeder Proband einen statischen Versuch zu absolvieren. Beim Prozessieren des statischen Versuches wurden alle Gelenkstellungen als Neutral-0 definiert. Während der dynamischen Versuche wurde die absolute Stellung der Segmente zueinander gemessen und somit die „Winkeländerung“ von der Neutral-0-Position angegeben.

Die NW-Versuche erfolgten in der Diagonaltechnik mit Nordic Walking Stöcken (e-xel®), die der Körpergröße (x 0,66) jedes einzelnen Probanden angepasst waren (16, 17). Jeder Proband absolvierte in dem gleichen Schuhmodell (adidas® adistar Trail, UK 8,5) 5 valide Versuche auf einer et-

wa 20 m langen Laufbahn in allen drei Bewegungsformen in der vorgegebenen und durch Lichtschranken kontrollierten Geschwindigkeit in randomisierter Reihenfolge:

Tabelle 2: Unterteilung des Bodenkontaktes beim Fersenlauf bzw. -gang basierend auf einem Drei-Phasen-Modell (1, 13), n=15

Bewegungsform	Geschwindigkeit (ms ⁻¹)	Bodenkontaktzeit (ms)	Dauer der Landephase	Dauer der Standphase	Dauer der Abstoßphase
Nordic Walking	2,0 ± 0,2	603 ± 31	143ms / 24%	178ms / 29%	282ms / 47%
Walking	2,0 ± 0,2	562 ± 26	141ms / 25%	194ms / 34%	228ms / 41%
Laufen	4,0 ± 0,2	231 ± 19	50ms / 22%	79ms / 34%	103ms / 44%

- Nordic Walking (Diagonaltechnik mit Stöcken): 2,0±0,2 m/s
- Walking (Diagonaltechnik ohne Stöcke): 2,0±0,2 m/s
- Laufen: 4,0±0,2 m/s

Zur Gewährleistung eines entsprechenden Armeinsatzes beim NW wurde auf Empfehlung erfahrener Nordic Walking Instruktoressen eine Geschwindigkeit von 2,0 m/s gewählt. Der angegebene Geschwindigkeitsbereich für das Laufen entsprach der durchschnittlichen Geschwindigkeit von Freizeidläufers im Grundlagenausdauerbereich I und Dauerlauftempo II, und repräsentiert einen hinsichtlich des Trainingsumfangs bedeutsamen Intensitätsbereich (10).

Aus den 5 validen Versuchen pro Bewegungsform wurde für jeden Probanden eine Mittelwertskurve, normalisiert zum prozentualen Bodenkontakt, berechnet. Aus den Mittel-

wertskurven wurden wiederum für jeden Probanden die diskreten Werte für die entsprechenden Parameter ermittelt und danach das arithmetische Mittel von allen 15 Probanden bestimmt, welches dann wiederum für die statistische Analyse verwendet wurde. Da die Gesamtpersonenstichprobe nicht immer eine Normalverteilung aufwies, kamen ausschließlich non-parametrische Testverfahren zum Einsatz. Zur Überprüfung von Signifikanzen wurde der Wilcoxon-Test angewendet (Signifikanzniveau: p≤RIBBERS 0,05). Ein p-Wert zwischen 0,051 und 0,100 wurde als statistischer Trend interpretiert und als solcher gekennzeichnet.

Ergebnisse

Die Analyse des Bodenkontaktes erfolgte auf Grundlage eines Drei-Phasen-Modells und zeigt, dass für alle drei Bewegungsformen die Landephase die kürzeste (Ø24 %) und die Abstoßphase (Ø44 %) die längste prozentuale Kontaktzeit aufweist (Tab. 2).

Dabei fällt auf, dass beim NW im Vergleich zum Walking und Laufen in der Standphase am kürzesten und in der Abstoßphase am längsten verweilt wird.

Tabelle 3: Kinetische und kinematische Daten (Mittelwerte) für die Bewegungsformen Nordic Walking (NW), Walking (W) und Laufen (L), n=15 (gcs → Segmentbewegung in Bezug auf das „global coordinate system“)

Parameter	Ebene/Richtung	Mittelwerte		
		NW	W	L
Kniegelenksmoment - max. Extension (Nm)	sagittal	94	87	176
Kniegelenksmoment - max. Abduktion (Landung) (Nm)	frontal	68	59	98
Kniegelenksmoment - max. Abduktion (Abstoß) (Nm)	frontal	38	42	-
Kniegelenksmoment - max. internale Rotation (Nm)	transversal	-9	-10	-11
Kniegelenksmoment - max. externale Rotation (Nm)	transversal	13	11	10
Sprunggelenksmoment - max. Dorsalflexion (Nm)	sagittal	-37	-37	-23
Sprunggelenksmoment - max. Plantarflexion (Nm)	sagittal	130	134	233
Sprunggelenksmoment - max. Inversion (Nm)	frontal	6	6	23
Sprunggelenksmoment - max. Abduktion (Nm)	transversal	-16	-15	-7
MPG - Moment - max. Plantarflexion (Nm)	sagittal	78	78	124
1. max. Kraftspitze (Landung) (N)	vertikal	1144	1144	1412
2. max. Kraftspitze (Abstoß) (N)	vertikal	811	865	2049
Kraftanstiegsrate (Landung) (N/s)	vertikal	35146	32381	64663
1. max. Kraftspitze (Bremsphase, a-p) (N)	horizontal	-293	-262	-342
2. max. Kraftspitze (Beschleunigungsphase, a-p) (N)	horizontal	263	242	268
Kraftanstiegsrate (Bremsphase, a-p) (N/s)	horizontal	12161	11201	21732
Kniegelenkswinkel - max. Flexion (°)	sagittal	22,0	18,5	33,9
Kniegelenkswinkel - max. Adduktion (°)	frontal	13,1	8,6	12,5
Kniegelenkswinkel - max. internale Rotation (°)	transversal	17,6	14,6	0,8
Sprunggelenkswinkel - max. Plantarflexion (°)	sagittal	-16,5	-15,0	-6,5
Sprunggelenkswinkel - max. Dorsalflexion (°)	sagittal	5,4	5,7	14,8
Sprunggelenkswinkel - max. Eversion (β _{max}) (°)	frontal	4,8	3,6	7,3
Sprunggelenkswinkel - max. Adduktion (°)	transversal	-4,7	-5,2	-6,3
MPG - Winkel - max. Dorsalflexion (°)	sagittal	-26,8	-26,1	-19,6
Aufprallwinkel - γ ₀ (°) (gcs)	frontal	3,3	2,3	6,0
Max. Eversionswinkel - γ _{max} (°) (gcs)	frontal	-1,6	-0,9	-2,1
Max. Eversionsgeschwindigkeit - γ _v (°/s) (gcs)	frontal	63	70	161
Max. Bewegungsamplitude (POM) γ _{POM} (°) (gcs)	frontal	5,0	3,8	8,2
Sohlenwinkel - δ ₀ (°) (gcs)	sagittal	-37,1	-35,0	-25,2
Max. Sohlenwinkelgeschwindigkeit - δ _v (°/s) (gcs)	sagittal	549	521	695

Das max. Extensionsmoment im Knie (Tab. 3) ist beim Laufen signifikant größer als beim NW (Ø47 %) und Walking (Ø51 %), und induziert für das Laufen eine deutlich höhere Kniegelenkbelastung in der Sagittalebene. Zwar zeigt das max. Extensionsmoment im Knie für NW gegenüber Walking ein höheres max. Moment (Ø7 %), jedoch fällt dieser Unterschied nicht signifikant aus (p=0,140). Das Extensionsmoment im Knie erreicht sein Maximum während der Landephase, wo aufgrund der NW-Diagonaltechnik kein belastungsreduzierender Effekt durch einen Stockeinsatz zu erwarten ist. Erst in der Abstoßphase kommt es zu einem aktiven Stockeinsatz. Auch die Auswertung der Kniegelenksmomente in der Frontalebene zeigt für das max. Abduktionsmoment (Tab. 3) eine signifikant höhere Belastung beim Laufen gegenüber NW (Ø30 %) und Walking (Ø40 %). Dabei ist auffällig, dass der Kurvenverlauf beim Laufen nur ein Maximum (Standphase) und beim NW und Walking zwei Maxima

(Landephase und Abstoßphase) besitzt (Abb. 1).

Der Vergleich NW versus Walking zeigt für das max. Knie-Abduktionsmoment während der Landephase eine signifikant größere Belastung für NW (Ø13 %). Demgegenüber ist innerhalb der Abstoßphase ein signifikant geringeres max. Abduktionsmoment für NW (Ø12 %) zu registrieren, welches auf den Stockeinsatz zurückgeführt werden kann. Bei der Analyse des internalen Rotationsmomentes (Transversalebene) im Kniegelenk, das für alle drei Bewegungsformen während der Landephase auftritt (Tab. 3, Abb. 2), können keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungsformen registriert werden.

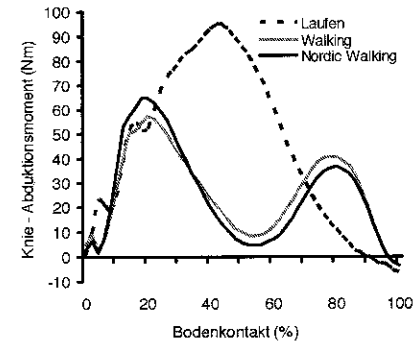


Abbildung 1: Knie - Abduktionsmoment. Mittelwertskurven der einzelnen Bewegungsformen normalisiert zum Bodenkontakt (n=15)

Für das max. externe Knie-Rotationsmoment, welches innerhalb der Abstoßphase sein Maximum erreicht, wird ein signifikant höherer Wert (Ø13 %) für NW gegenüber Walking beobachtet. Zwar fällt das externe Knie-Rotationsmoment beim Laufen im Vergleich zu NW und Walking deutlich geringer aus, jedoch sind aufgrund der hohen Standardabweichung beim Laufen keine signifikanten Unterschiede zu registrieren. Dies bedeutet aber, dass beim NW und Walking die Kniegelenkbelastung in der Transversalebene nicht geringer ist als beim Laufen.

Die Auswertung der Sprunggelenksmomente in der Sagittalebene (Plantarflexion/Abstoßphase und Inversion/Standphase) zeigt für das Laufen signifikant höhere Werte gegenüber NW (Ø44 % respektive Ø74 %) und Walking (Ø33 % respektive Ø74 %). Demgegenüber fällt das max. Dorsalflexionsmoment (Sagittalebene, Landephase) und das Abduktionsmoment (Transversalebene, Abstoßphase) beim Laufen, verglichen zu NW und Walking, signifikant geringer aus. Demzufolge ist die Sprunggelenkbelastung in der Sagittalebene während der Landephase sowie in der Transversalebene während der Abstoßphase beim NW und Walking

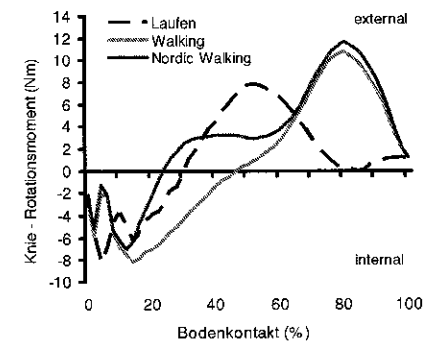


Abbildung 2: Knie - Rotationsmoment. Mittelwertskurven der einzelnen Bewegungsformen normalisiert zum Bodenkontakt (n=15)

Walking zu. Insofern werden die Ergebnisse von Kleindienst und Mitarbeiter (11) bestätigt, die in ihrer Studie ausschließlich von „außen“ analysierte Parameter (Bodenreaktionskräfte, 2D Kinematik) erfassten.

Sowohl beim NW als auch beim Walking ist aufgrund der analysierten Gelenksmomente die mechanische Belastung der unteren Extremitäten in der Frontal- und Sagittalebene geringer als beim Laufen. Dies trifft auch auf alle analysierten Parameter in Bezug auf die Bodenreaktionskräfte (Abb. 3), zu und ist primär durch die höhere Fortbewegungsgeschwindigkeit (Flugphase versus permanenten Bodenkontakt) beim Laufen zu erklären.

Diskussion

Sowohl die kinematischen als auch die kinetischen Daten zeigen Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungsformen, die daraus resultierend zu unterschiedlichen Belastungsmustern führen. Dies trifft sowohl für das Laufen in Abgrenzung zum NW/Walking, als auch für NW versus

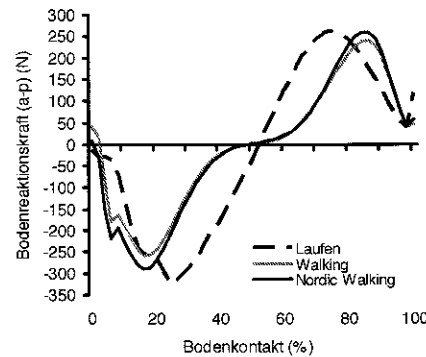


Abbildung 3: Horizontale Bodenreaktionskräfte in Fortbewegungsrichtung (a-p: anterior-posterior-Richtung). Mittelwertskurven der einzelnen Bewegungsformen normalisiert zum Bodenkontakt (n=15)

Eine Ausnahme stellt das max. Dorsalflexionsmoment (Sagittalebene) des Sprunggelenks während der Landphase dar. Dieses geringere Moment beim Laufen ist auf den geringeren Sohlenwinkel und dem daraus resultierend kleineren max. Plantarflexionswinkel im Sprunggelenk zu Beginn der Landephase zurückzuführen. Interessanterweise sind die Knie- und Sprunggelenksmomente in der Transversalebene (Rotation) beim Laufen niedriger und somit die Gelenkbelastung geringer als beim NW/Walking. Dieses Muster ist aufgrund der geringeren Gelenksexkursion in der Transversalebene, verbunden mit kleineren horizontalen Bodenreaktionskräften in medio-lateraler Richtung während der Abstoßphase, die hier nicht explizit dargestellt sind, erklärbar. Daher sollte überdacht werden, ob Sportlern mit bestehenden Knie- bzw. Sprunggelenksbeschwerden, die durch eine ausgeprägte Rotationsbewegung (mit-)verursacht wurden

bzw. werden, NW oder Walking als rehabilitative Maßnahme zu empfehlen ist.

Beim Vergleich NW versus Walking ist auffällig, dass ausschließlich die Kniegelenksmomente durch den Stockeinsatz bzw. die NW-Technik beeinflusst werden. Es sind keine unterschiedlichen Belastungsmuster zwischen NW und Walking für das Sprunggelenk und das MPG zu analysieren. Demzufolge führt sowohl die spezielle NW-(Diagonal-)Technik als auch der Stockeinsatz nicht zu einer Belastungsredu-

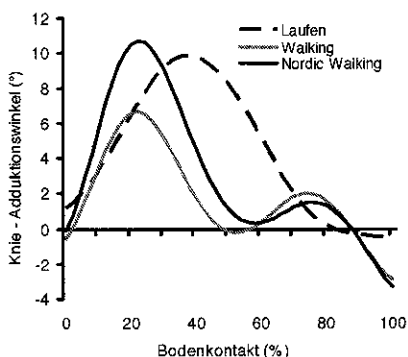


Abbildung 4: Knie - Adduktionswinkel. Mittelwertskurven der einzelnen Bewegungsformen normalisiert zum Bodenkontakt (n=15)

zierung im Sinne eines gelenkschonenden bzw. -entlastenden Effekts im Sprunggelenk und im MPG.

Die Analyse der Kniegelenksmomente in der Sagittal- und Frontalebene weist für NW im Vergleich zu Walking auf eine größere Kniegelenkbelastung während der Landephase hin.

Diese Tatsache ist primär durch die deutlich größeren Gelenksexkursionen des Kniegelenks in der Sagittal- und Frontalebene beim NW zu erklären. Überraschenderweise fällt der Kniegelenkwinkel in der Frontalebene (Adduktion) für NW im Vergleich zum Laufen signifikant größer aus (Tab. 3, Abb. 4).

Das bedeutet, dass während der Landephase das Knie beim NW am stärksten nach lateral abweicht. Zudem sind die horizontalen Bodenreaktionskräfte (Abb. 3) während der Landephase sowie die vertikale und horizontale Kraftanstiegsrate zu Beginn der Landephase beim NW höher. Höhere vertikale Bodenreaktionskräfte während der Landephase, wie bei Brunelle und Miller (2), Kleindienst und Mitarbeiter (11), Rist und Mitarbeiter (17) sowie Schwirtz und Mitarbeiter (21) berichtet, können in der vorliegenden Studie nicht beobachtet werden. Wird nunmehr versucht, die größeren Kniegelenksexkursionen sowie Bodenreaktionskräfte und die daraus resultierenden höheren Kniegelenksmomente während der Landephase zu erklären, so ist auffällig, dass

während des ersten Bodenkontaktes sowohl der Knie- als auch der Sprunggelenkwinkel (Sagittalebene) für NW und Walking nahezu identisch sind (Tab. 4). Bei beiden Bewe-

gungsformen wird mit gestreckten Kniegelenken und mit rechtwinklig zum Unterschenkel ausgerichtetem Sprunggelenk gelandet. Ausschließlich der Hüftgelenkwinkel und der Sohlenwinkel (Tab. 4) zeigen in der Sagittalebene signifikante Unterschiede zwischen den beiden Bewegungsformen. Der größere Hüftgelenkwinkel ist aufgrund der größeren Schrittlänge beim NW zu erklären (17, 21). Zudem provoziert die größere Schrittlänge beim NW einen größeren Sohlenwinkel. Dies bedeutet, dass der Fuß bzw. Schuh beim NW in Bezug zum Raumkoordinatensystem (gcs) zu Beginn der Landephase steiler aufgesetzt wird. Dieses Ergebnis wird durch die Untersuchungen von Kleindienst und Mitarbeiter (11) sowie Rist und Mitarbeiter (17) bestätigt. Der Aufprallwinkel aus der Frontalebene zu Beginn der Landephase fällt beim NW nur geringfügig größer aus als beim Walking. Das bedeutet, dass der Fuß bzw. Schuh beim NW etwas invertierter als beim Walking aufgesetzt wird. Demzufolge provoziert die größere Schrittlänge beim NW primär einen größeren Sohlenwinkel (17), der als ursächlich für die veränderte kinetische und kinematische Situation angesehen werden muss. Diese veränderte Situation zu Beginn des Bodenkontaktes ruft wiederum die größere Kniegelenkbelastung während der Landephase beim NW im Vergleich zu Walking hervor.

Der steilere Sohlenwinkel beim NW, welcher auch als ursächlich für die größere Plantarflexion im Sprunggelenk angesehen werden muss, führt nicht nur zu einer größeren 1. max. vertikalen Kraftspitze (Landephase), ähnlich den Ergebnissen von Brunelle und Miller (2), Kleindienst und Mitarbeiter (11) sowie Rist und Mitarbeiter (17), sondern auch zu einer schnelleren Sohlenwinkelgeschwindigkeit und einer höheren 1. max. horizontalen Kraftspitze sowie einer höheren vertikalen und horizontalen Kraftanstiegsrate (Landes- bzw. Bremsphase) im Vergleich zu Walking (11). Dieses Muster im Zusammenhang mit einer exzentrischen Kraftentwicklung der vorderen Unterschenkelmuskulatur während der Landephase kann als Ursache für das häufig beim NW auftretende und mit „Shin splints“ umschriebene Beschwerdemuster angesehen werden (16).

Die Analyse der Abstoßphase zeigt für NW ein geringeres Kniegelenksmoment in der Frontalebene, welches auf den Stockeinsatz zurückgeführt werden kann. Dies geht einher mit einer geringeren max. vertikalen Kraftspitze während der Abstoßphase. Auch Kleindienst und Mitarbeiter (11), Rist und

Tabelle 4: Kinetische Daten (Mittelwerte) während des ersten Bodenkontaktes (t_0) aus der Sagittalebene für die Bewegungsformen Nordic Walking (NW), Walking (W) und Laufen (L), n=15 (gcs → Segmentbewegung in Bezug auf das „global coordinate system“)

Parameter	Ebene/ Richtung	Mittelwerte		
		NW	W	L
Hüftgelenkwinkel - Flexion während t_0 (°)	sagittal	49,6	44,7	41,0
Kniegelenkwinkel - Flexion/Extension während t_0 (°)	sagittal	-0,7	-1,3	2,7
Sprunggelenkwinkel - Dorsiflexion während t_0 (°)	sagittal	0,8	0,3	2,5
Sohlenwinkel - δ_0 (°) (gcs)	sagittal	-37,1	-35,0	-25,2

Mitarbeiter (17) sowie Schwirtz und Mitarbeiter (21) berichten von einer geringeren max. vertikalen Kraftspitze aufgrund des Stockeinsatzes während der Abstoßphase. Demgegenüber wird für das max. externe Rotationsmoment (Transversalebene), welches auch innerhalb der Abstoßphase sein Maximum erreicht, eine höhere Kniegelenkbelastung für

NW gegenüber Walking beobachtet. Dieses Muster ist mit einer größeren internalen Rotationsbewegung des Oberschenkels gegenüber dem Unterschenkel während der Abstoßpha-

se beobachtet. Dieses Muster ist mit einer größeren internalen Rotationsbewegung des Oberschenkels gegenüber dem Unterschenkel während der Abstoßpha-

se beim NW zu erklären. Interessanterweise zeigt die Analyse des Fußwinkels (5, 10) bzw. der Fußstellung (displacement angle, Stellung des Fußes mit Bezug zum Raumkoordinatensystem in der Transversalebene) für NW in der Abstoßphase eine größere Exorotation im Vergleich zu Walking. Das bedeutet, dass der Fuß während der Abstoßphase nach lateral bzw. der Rückfuß nach medial rotiert und dieses Bewegungsmuster beim NW ausgeprägter durchgeführt wird als beim Walking. Da der Sprunggelenkwinkel in der Transversalebene während der Abstoßphase (max. Adduktionswinkel einschließlich dazugehöriges max. Abduktionsmoment) nahezu keinen Unterschied zwischen NW und Walking aufweist, muss angenommen werden, dass diese „externale Rotationsbewegung“ des Fußes im Raum ausschließlich durch die internale Rotationsbewegung im Kniegelenk (Oberschenkel gegenüber dem Unterschenkel) kompensiert und somit ein höheres externes Kniegelenksmoment beim NW provoziert wird. Zudem sind die horizontalen Bodenreaktionskräfte (Abb. 3) während der Beschleunigungsphase (Abstoßphase) beim NW höher als beim Walking (11). Folglich kann nicht von einer generellen Gelenkentlastung beim NW aufgrund des Stockeinsatzes während der Abstoßphase ausgegangen werden.

Auch die „konventionellen“ kinematischen Parameter max. Eversionswinkel, POM und max. Eversionsgeschwindigkeit zeigen keinen „biomechanischen Benefit“ des NW im Vergleich zum Walking. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen auch Kleindienst und Mitarbeiter (11).

Bezug nehmend auf die eingangs formulierte Fragestellung und basierend auf den vorliegenden Ergebnissen erscheint es mehr als fraglich, ob ausschließlich die Reduzierung des Knie-Abduktionsmomentes während der Abstoßphase beim NW im Vergleich zu Walking zu einer generellen Reduzierung der mechanischen Belastung von bis zu 30 % auf den menschlichen Bewegungsapparat – wie sie in der populärwissenschaftlichen Literatur (5, 8, 15, 24) postuliert wird – führt. Die vorliegenden Ergebnisse können dies nicht bestätigen. Die Daten zeigen, dass beim NW „im Mittel“ eine höhere Kniegelenkbelastung – insbesondere während der Landephase – im Vergleich zu Walking auftritt. Daher sollte überdacht werden, ob NW (in seiner ursprünglich typischen Technik) aufgrund seiner versprochenen „biomechanischen Vorteile“ im Vergleich zu Walking, Übergewichtigen sowie Personen mit bestehenden Schäden an Gelenken und Sehnen der unteren Extremitäten, insbesondere in Bezug auf das Kniegelenk, tatsächlich zu empfehlen ist. Diese Überlegung gewinnt an Bedeutung, wenn die positive Korrelation zwischen Adipositas und der Inzidenz einer Gonarthrose berücksichtigt wird (25). Möglicherweise kann durch eine Modifikation der „Landetechnik“ das Risiko einer Über- bzw. Fehlbelastung reduziert werden. In diesem Zusammenhang wird empfohlen, die Schrittlänge zu verkürzen. Dies führt zu einem reduzierten Sohlenwinkel und der Fuß bzw. der Schuh wird flacher aufgesetzt. Darüber hinaus sollte während der Landung bewusst auf eine leichte Beugung im Kniegelenk geachtet werden, da dies als „natürlicher Dämpfungsmechanismus“ angesehen werden kann (13, 16).

Schlussfolgernde Überlegungen

Sowohl die kinematischen als auch die kinetischen Daten zeigen Unterschiede zwischen den einzelnen Bewegungsformen, die daraus resultierend zu unterschiedlichen Belastungsmustern führen. Dies trifft sowohl für das Laufen in Abgrenzung zum NW/Walking, als auch für NW versus Walking zu.

Sowohl beim NW als auch beim Walking ist aufgrund der analysierten Gelenkmomente die mechanische Belastung der unteren Extremitäten in der Frontalebene und Sagittalebene geringer als beim Laufen. Interessanterweise sind die Knie- und Sprunggelenksmomente in der Transversalebene (Rotation) beim Laufen niedriger und somit die Gelenkbelastung geringer als beim NW/Walking. Stefanyshyn und Mitarbeiter (23) konnten in einer prospektiv ausgerichteten Labor- und Feldstudie eine positive Korrelation zwischen dem externen Knie-Rotationsmoment und der Inzidenz von PFPS (Patellofemoral Pain Syndrom) nachweisen. Daher sollte überdacht werden, ob Sportlern mit bestehenden Knie- bzw. Sprunggelenksbeschwerden, die durch eine ausgeprägte Rotationsbewegung (mit-)verursacht wurden bzw. werden, NW oder Walking als rehabilitative Maßnahme zu empfehlen ist. Grundsätzlich muss jedoch betont werden, dass „im Mittel“ die Gelenkbelastung beim Laufen im Vergleich zu NW und Walking als höher einzuschätzen ist und somit sowohl NW als auch Walking generell eine Alternative zum Laufsport darstellen. Dies gilt insbesondere für übergewichtige Menschen, und Leute, die nach längerer Sportabstinenz einen „sanften“ Wiedereinstieg in den Sport planen.

Aufgrund der in dieser Studie erhobenen Daten führt der Stockeinsatz beim NW bei Anwendung der Diagonaltechnik im Vergleich zum Walking nicht – wie in den Medien postuliert – zu einer Reduzierung der mechanischen Belastung im Kniegelenk, Sprunggelenk und MPG. Ausschließlich für das Knie-Abduktionsmoment ist während der Abstoßphase eine Belastungsreduzierung zu registrieren, dem jedoch eine Belastungssteigerung für das externale Rotationsmoment entgegensteht. Zudem wird beim NW eine höhere Belastung des Kniegelenks innerhalb der Landephase beobachtet, was auf die NW-Technik zurückzuführen ist. In Bezug auf den Laufsport ist bekannt, dass erhöhte Kniemomente, insbesondere das max. Abduktionsmoment und das max. externale Rotationsmoment, unmittelbar mit der Inzidenz von PFPS korrelieren (23). Es kann nur vermutet werden, dass ein ähnlicher Zusammenhang auch für NW und Walking zutrifft. Des Weiteren sollte die inzwischen weit verbreitete Integration von NW (in seiner ursprünglich typischen Technik) bei der Mobilisation und Gehschule/Terraintraining im Rahmen von Rehabilitationsmaßnahmen, insbesondere nach Kreuzbandersatz sowie knieendoprothetischer Versorgung, kritisch überdacht werden. Deshalb ist es notwendig, prospektive epidemiologische Labor- und Feldstudien durchzuführen, um den Einfluss von Gelenkmomenten der unteren Extremität einschließlich des Hüftgelenks auf die Inzidenz von sportartspezifischen Beschwerdemustern zu manifestieren.

Unabhängig von den angeführten kritischen Überlegungen darf nicht vergessen werden, wie viele Menschen Nordic Walking zum bzw. wieder zum Sporttreiben aktiviert hat. Gerade unter dem cardio-pulmonalen und cardio-vaskulären Aspekt eignet sich Nordic Walking als präventives Gesundheitstraining.

Danksagung

Wir danken der Firma prophysics und Karsten Westphal (adidas®) für die technische Unterstützung.

Literatur

1. Benz DA, Stacoff A: Laufen - Theoretische und praktische Aspekte. Grafische Betriebe, Aargauer Tagblatt AG, Aarau 1996, 16-18.
2. Brunelle E, Miller MK: The effects of walking poles and ground reaction forces. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 69 (1998) 30-31.
3. Church TS, Earnest CP, Morss GM: Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 73 (2002) 296-300.
4. Debrunner HU, Jacob HAC: Biomechanik des Fusses. Enke, Stuttgart, 1998.
5. Deutscher Nordic Walking Verband: Ausbildungsunterlagen zum Nordic Walking Basic Instructor. DNV, 2004.
6. GfK-Studie: *Sport und Mode* 2 (2005) 6-7.
7. Hagen M, Hennig EM, Stieldorf P: Ground reaction forces, rearfoot motion and wrist acceleration in Nordic Walking, in: Schwameder H, Strutzenberger G, Fastenbauer V, Lindinger S, Müller E (Hrsg.): *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports, Volume 1*. Department of Sport Science and Kinesiology, University of Salzburg, 2006, 139-142.
8. Hoffmann S: Nordic-Walking - gesund und vielseitig. *Orthopädieschuhtechnik* 3 (2004) 10-13.
9. Jöllenbeck T, Leyser D, Classen C, Mull M, Grüneberg C: Biomechanical loading of the lower extremities during Nordic walking - A field study, in: Schwameder H, Strutzenberger G, Fastenbauer V, Lindinger S, Müller E (Hrsg.): *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports, Volume 2*. Department of Sport Science and Kinesiology, University of Salzburg, 2006, 624-627.
10. Kleindienst FI: Gradierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh in Bezug auf eine Anthropometrische Differenzierung, Geschlechtsspezifische Differenzierung und Geographische Differenzierung. Shaker, Aachen, 2003.
11. Kleindienst FI, Michel KJ, Schwarz J, Krabbe B: Vergleich von kinematischen und kinetischen Parametern zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen. *Sportverletzung Sportschaden* 20 (2006) 25-30.
12. Michel KJ, Kleindienst FI, Krabbe B: Development of a lower extremity model for sport shoe research, in: Syczewska M, Skalski K (Hrsg.): *Abstract Book of the 13th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis for Adults and Children*. The Children's Memorial Health Institute & Faculty of Industrial Production, Warsaw, 2004, 80.
13. Mommert-Jauch P: Nordic Walking - Kritische nachgefragt. *Walking spezial* 1 (2004) 44-47.
14. Porcari JP, Hendrickson TL, Walter PR, Terry L, Walsko G: The physiological responses to walking with and without power poles™ on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 68 (1997) 161-166.
15. Pramann U: Die Fitness-Revolution. *Nordic Fitness* 1 (2005) 28-35.
16. Regelin P, Mommert-Jauch P: *Nordic Walking - Aber richtig*. BLV, München 2004.
17. Rist HJ, Kälin X, Hofer A: Nordic Walking - ein sportmedizinisches Konzept in Prävention und Rehabilitation. *Sportorthopädie Sporttraumatologie* 20 (2004) 247-250.
18. Rodgers CD, Vanheest JC, Schachter CL: Energy expenditure during submaximal walking with exerstriders®. *Med Sci Sports Exerc* 27 (1995) 607-611.
19. *Runners World: Stockfit - 5 Fakten zu Nordic Walking*. *Runners World* 10 (2004) 10.
20. Schiebel F, Heitkamp HC, Thoma S, Hipp A, Horstmann T: Nordic Walking und Walking im Vergleich. *Dtsch Z Sportmed* 45 (2003) 43.
21. Schwirtz A, Hartmann M, Schmidt F: Schont Nordic Walking tatsächlich unsere Gelenke? *Nordic Sports Magazin* 1 (2003) 74-76.
22. Stefanyshyn DJ, Nigg BM: Mechanical energy contribution of the metatarsophalangeal joint to running and sprinting. *J Biomech* 30 (1997) 1081-1085.
23. Stefanyshyn DJ, Stergio P, Lun VMY, Meeuwisse WH: Dynamic variables and injuries in running, in: Hennig E, Stacoff A, Gerber H (Hrsg.): *Proceedings of the 5th Symposium on Footwear Biomechanics*. Laboratory for Biomechanics, Department of Materials, Zürich, 2001, 74-75.
24. Strunz U: *Nordic Fitness*. Wilhelm Heyne Verlag, München, 2004.
25. Stürmer T, Günther KP, Brenner H: Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: The Ulm Osteoarthritis Study. *J Clin Epidemiol* 53 (2000) 307-313.
26. Thorwesten L, Overhaus N, Völker K: Ground reaction forces in Nordic Walking and walking, in: Schwameder H, Strutzenberger G, Fastenbauer V, Lindinger S, Müller E (Hrsg.): *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports, Volume 2*. Department of Sport Science and Kinesiology, University of Salzburg, 2006, 628.

Korrespondenzadresse:

Dr. Frank Kleindienst

adidas AG

ait. Research, Biomechanisches Labor SEF

Adi-Dassler-Straße 24-26

D - 91443 Scheinfeld

e-Mail: frank.kleindienst@adidas.de