ノルディックウォーキングにおける種々速度に対する 生理的および力学的負荷の関係

田中ひかる¹⁾ 新野 弘美²⁾ 田邊 智³⁾
熊本 和正¹⁾ 伊藤 章⁴⁾ 佐川 和則¹⁾

Hikaru Tanaka¹, Hiromi Shinno², Satoru Tanabe³, Kazumasa Kumamoto¹, Akira Ito⁴ and Kazunori Sagawa¹: Relationship between physiological and mechanical loads during Nordic Walking at various speeds. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 57: 21-32, June, 2012

Abstract : This study examined the relationships between measured values of physiological and mechanical load during Walking (W) and Nordic Walking (NW) at various speeds (0.97–2.08 m/s) in healthy old and middle-aged subjects in order to clarify the effectiveness of NW as a health-enhancing physical activity for individuals with low physical fitness. NW required a significantly higher $\dot{V}O_2$ than W at a walking speed of 1.25 m/s, and tended to show a higher $\dot{V}O_2$ requirement than W at various other speeds, the difference ranging from 9% to 13%. The step length for NW was significantly greater than that for W. Furthermore, although both NW and W demonstrated higher peak compressive force and peak shear force on the knee joint with increased speed, those during NW were significantly greater, and the difference was extended at faster walking speed. For compressive force and shear force, the speed at intersection (NW and W) of the regression line was 1.48 m/s. Based on these findings, it is thought that although high-speed NW is a useful health-enhancing physical activity, it is necessary to ensure that the knee joint is not subjected to excessive loading.

Key words : nordic walking, oxygen consumption, compressive force, shear force

キーワード : ノルディックウォーキング, 酸素消費量, 圧縮力, せん断力

I 緒 言

1930年代フィンランドでクロスカントリースキーの夏場のトレーニングとして始まったとされるノルディックウォーキングは、両手にストックを持ち躍動的に歩くことから、「ストックウォーキング」、「ポールウォーキング」あるいは「ノル

ディックフィットネスウォーキング」と称されている(富岡, 2007)．ノルディックウォーキングのエネルギー消費量を調べた初期の研究では、通常のウォーキングと比べエネルギー消費量が約20%高く(Porcari et al., 1997; Church et al., 2002), 一方, ノルディックウォーキングの身体への力学的負担度に関し, ノルディックウォーキングは普通ウォーキングに対し下肢への負担が軽

1) 近畿大学経営学部

〒577-8502 大阪府東大阪市小若江 3-4-1

2) 関西医科大学大学院健康科学科

〒573-1136 大阪府枚方市宇山東町18-89

3) 大阪産業大学人間環境学部

〒574-8530 大阪府大東市中垣内 3-1-1

4) 大阪体育大学体育学部

〒590-0496 大阪府泉南郡熊取町朝代台 1-1

連絡先 田中ひかる

1. Faculty of Business Administration, Kinki University
3-4-1 Kowakae, Higashi-Osaka, Osaka 577-8502

2. Kansai Medical University
18-89 Uyamahigashimachi, Hirakata, Osaka 573-1136

3. Department of Sport and Health Sciences, Osaka Sangyo University
3-1-1 Nakagaito, Daito-City, Osaka 574-8530

4. Osaka University of Health and Sciences
1-1 Asashirodai, Kumatori, Sennan, Osaka 590-0496
Corresponding author hikaru@kindai.ac.jp

減される (Willson et al., 2001) と報告された。ノルディックウォーキングを推進する団体は、これらの結果にもとづき、ノルディックウォーキングは下肢関節への力学的負担が軽くしかも同速度のウォーキングと比較して多くのエネルギーを消費することができるとして、それらのホームページでその有効性を主張している (一般社団法人全日本ノルディック・ウォーク連盟, 2009; ESB Sports, no date). これらの啓蒙運動は、その後のノルディックウォーキング愛好者の増加の一因になったものと推察できる。

しかし最近、ノルディックウォーキングは下肢への負担を軽減しない (Hansen et al., 2008), あるいは踵の接地時の衝撃力はむしろ増大する (Felix et al., 2008) という結果が報告されるようになり、ノルディックウォーキング時に下肢関節にかかる力学的負担の大きさについて再検討が必要になっている。

以上のように、これまでのノルディックウォーキングを扱った研究は、同一速度の普通ウォーキングと比較し、エネルギー消費は高いものの、下肢関節への力学的負荷については一致した結果が得られていないといえる。この理由の1つは、実験に用いられた歩行速度が様々であり、測定される力学的指標と歩行速度との関係が明らかでないことが考えられる。

ところで、肥満者、高齢者および下肢関節機能障害者のように、転倒の危険が高くかつ下肢関節への力学的負荷の大きさを考慮せねばならない対象に対し有酸素的運動を負荷する場合は、物理的および心理的に転倒の不安を少なくでき、ある程度の体重免荷機能を有する運動が望ましい。このような観点から、私たちはノルディックウォーキングが生活習慣病を予防・改善するための運動として上述の対象者 (低体力者) に効果的な運動となる可能性があると考えた。介護予防やリハビリテーション領域では、それらの目的を達成するために、すでに試行錯誤的ながらノルディックウォーキングが活用されている (松谷・中谷, 2009)。しかしこの運動様式を肥満者、高齢者および下肢関節機能障害者等を対象に導入する際に

は、安全性と有効性の観点から、生理的・力学的指標の速度依存性を明らかにし、対象者に適切な運動強度を選択することが望まれる。

本研究は被験者らに同一の歩行テクニックと同一の歩行速度の範囲で歩かせたときの生理的指標と下肢への力学的負担度を測定することによって、ノルディックウォーキングの健康増進運動としての生理学的・生体力学的有効性を明らかにしようとした。

Ⅱ 方 法

1. 実験の概要

本研究は、2つの実験から構成されている。第1実験は生理的指標 (酸素摂取量, 心拍数) の測定であり、第2実験は物理的指標 (下肢関節への力学的負担度) の測定である。さらに第1実験では、ノルディックウォーキング (以下 NW) と普通ウォーキング (以下 W) の生理的運動強度の差を理解するための補助的実験として歩幅と筋電図の測定を行った。

NW の歩行テクニックは、第1実験、第2実験ともダイアゴナル・テクニック (Hansen et al., 2008) を用いた。このテクニックは、クロスカントリースキーの動きのように右のストックが地面に突く時、左の踵をつく動作で、ストックを左右交互に使う歩調で行った。その際、歩幅のコントロールなどの動作の制限はしなかった。

2. 第1実験

1) 被験者

9名の被験者が実験に参加した (男性: 3名, 女性: 6名)。被験者の年齢, 身長および身体質量の平均はそれぞれ 51.8 ± 10.2 歳, 1.60 ± 0.07 m, 53.8 ± 10.1 kg であった。すべての被験者は活動的な生活を送っており、定期的にノルディックウォーキングを行っている。各被験者は前日の夕食後から絶食とし、実験は午前8時から午前10時の間に実施した。なお、本研究の実施にあたり、被験者に対し研究の目的, 測定内容, 測定にともなう危険性および測定中止の自由を説明し参加の

同意を得た。

2) 実験方法

① 運動負荷プロトコル

NW と W の測定は 5 日以上あけて実施した。また、両測定の場合は乱数表を用いてランダムに決定した。

被験者らはトレッドミル歩行に慣れるため、トレッドミル (AR-200, ミナト医科学社製) 上で NW と W を行った。約 15 分の休憩後、それぞれ 5 分間の 4 ステージからなる漸増負荷運動を実施した。運動はまず 0.97 m/s で 2 分間のウォーミングアップの後、初期速度は 0.97 m/s とし、1 ステージごとに 0.28 m/s ずつ 1.81 m/s まで連続して増加した。このときのトレッドミルの傾斜は 1 % とした。その後は最終ステージの速度を維持したまま 1 分ごとに傾斜を 2 % 増加し、疲労困憊まで継続した。運動終了直前の 1 分間の酸素摂取量を最高酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2peak}$) とした。また運動終了時の心拍数 (HR) を最高心拍数 (HR_{max}) とした。

② 酸素摂取量と心拍数の測定

酸素摂取量は自動代謝測定装置 (AE-300S, ミナト医科学社製) を用い、breath-by-breath で測定した。換気量は熱線流量計、酸素濃度は永久磁石のダンベル型酸素濃度計を用い測定した。熱線流量計の較正は 2 l のシリンジを用い手動で行い、酸素濃度の較正は既知濃度の標準ガスによって行った。心拍数 (無線搬送式心拍計, フクダ ME 工業社製) は胸部誘導により記録した。酸素摂取量および心拍数は運動中連続して測定し、それぞれのステージの最終 2 分の値を平均することによって決定した。

③ 歩幅

トレッドミルの右側方 5.8 m 地点に高速ビデオカメラ (ベイスラー A600f, ベイスラー社製) を設置して、毎秒 100 コマで W と NW を撮影した。被験者の爪先離地から 2 歩目の爪先離地までのコマ数から時間を算出し、トレッドミルの速度から 1 歩分の歩幅を算出した。

④ 筋電図

トレッドミル上で W と NW を行った際、NW

の経験年数の高い 3 名の被験者を対象に、右体肢上の表面筋電図 (上腕二頭筋, 上腕三頭筋, 腹直筋, 大殿筋, 大腿直筋, 半膜様筋, 前脛骨筋, 腓腹筋外側頭) を計測した。筋電図計測は、電極とアンプが一体化された EMG 検出センサー (SX230W, DHK 社; 電極間距離 20 mm) を 8 個使用した。アルコール綿を用いて皮膚表面の皮脂の処理を行い、各筋の筋腹中央部の皮膚上に電極を貼布し、アース電極は手関節に装着した。導出した信号は、総合計測システム (TRIAS System, Biometrics 社製) を用いて、サンプリング周波数 1 kHz で A/D 変換後、パーソナルコンピュータに取り込んだ (帯域周波数 20–450 Hz)。これらの筋電図は、被験者がそれぞれのステージ開始約 2 分経過した時点で測定した。筋電図の原波形は全波整流後、歩行の 1 サイクル (電極を貼付した体肢の離地から次の離地まで) について積分し、それに要した時間で除することによって mEMG を算出した。また、0.97 m/s の W の mEMG 値を 100 % とした時のそれぞれの相対値を算出した。

3. 第 2 実験

1) 被験者

被験者は、日本ノルディックフィットネス協会公認アクティビティリーダー資格以上を持つ 6 名 (男性: 3 名, 女性: 3 名) とした。被験者の年齢、身長および身体質量の平均はそれぞれ 53.5 ± 13.65 歳, 1.63 ± 0.06 m, 59.92 ± 8.48 kg であった。実験に際し、被験者は各自の体格にあった長さのポール (excel 社製; 110–120 cm) を用いた。各被験者には研究の目的、測定内容およびその安全性について説明を十分に行い、参加の同意を得た。

2) 実験方法

11 m の歩行路の中間地点にフォースプレート (type9281B, キスラー社製; 長さ 0.6 m × 幅 0.4 m) を直列に 2 枚埋設し、NW と W の 2 種類の歩行を行った。歩行路の左側に自作のペースメーカーを設置し、被験者がペースメーカーの印を目標に歩くことによって歩行速度を調節できるよう

にした．ペースメーカーの速度は，4段階の速度（1.25, 1.53, 1.81, 2.08 m/s）とした．被験者には，各速度1回ずつ練習試行を行わせた後に本試技を行わせた．本試技の歩行において，無理に歩幅を合わせてフォースプレートに足を接地したり，歩行動作が極めて不自然であったりした場合は，験者と被験者によって歩行動作が自然でかつ一定した歩行速度であると判断された試技まで試行を繰り返させた．この歩行試技の右下肢の地面反力をフォースプレートで検出し，サンプリング周波数1000 Hzで記録するとともに，フォースプレートの右側方6 mの地点にハイスピードカメラ（ファントム V4，ビジョン リサーチ社製）を設置して撮影（100 fps）した．

3) 歩行速度の算出

成功試技の映像から，フォースプレート上を通過する間の平均速度を測定した．歩行速度の測定は爪先離地直前から同側脚の爪先離地直前までの爪先間の時間と距離をその間の歩数で除すことによって算出した．ただし，歩数はフォースプレートに右脚が着地したフレームを中心にして，2歩（1 サイクル）分の画像から算出した．

4) 膝関節における圧縮力とせん断力の算出

フォースプレートから得られたデータから関節間力および関節トルクの計算に必要な力の作用点（圧力中心座標）を求めた．撮影した映像はパーソナルコンピュータを用いて，右体肢7点（胸，右大転子，右膝，右足首，右踵，右拇指球，右爪先）について，右脚踵着地から右脚爪先離地までの範囲をデジタル化し，遮断周波数5 Hzのバターワースフィルターを用いて原座標値を平滑した．このようにして得られた矢状面における二次元データを地面反力のデータと合成し Winter (1990) の方法を用いて関節間力，関節トルクを算出した．なお，身体部分係数と慣性係数は阿江 (1996) および岡田ほか (1996) の数値を用いた．さらに，谷埜ほか (2004) の方法に従い，外力の圧縮力は膝関節間力を下腿の長軸方向に生じる力として算出し，外力によるせん断力は下腿の長軸に対して直角に交わる力として算出した．そして，内力による圧縮力と内力によるせん断力を関

節トルクの値を用いて算出し，外力と内力の値の和をもって総合的な圧縮力およびせん断力を算出した．

4. 統計処理

本研究では，種々の速度における W と NW の平均値の差の検定は，対応のある t 検定により，有意水準 5 % で検定を行った．種々の測定項目におけるピーク値と速度との相関関係は，ピアソンの相関係数を用いて検討した．ピアソンの相関係数によって解析するとともに，単回帰により回帰直線を求め W と NW それぞれの回帰係数の差を傾きの差の t 値を検定することによって確認した．危険率 5 % 未満のものを有意とした．

Ⅲ 結 果

1. 第1実験

1) 酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$)，最高酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2peak}$)

$\dot{V}O_2$ は，W, NW とともに歩行速度の増加に従い非直線的に増大した (Fig. 1)．1.25 m/s において， $\dot{V}O_2$ は W より NW の方が有意に高い値を示し ($p < 0.05$)，いずれの歩行速度においても，W より NW の方が 9–13% 高い傾向を示した．

被験者 9 名の $\dot{V}O_{2peak}$ 平均値は， 34.9 ± 6.7 ml/kg/min であった．相対的運動強度 ($\% \dot{V}O_{2peak}$) の平均値と標準偏差は，0.97, 1.25, 1.53, 1.81 m/s の速度で，NW がそれぞれ 38.8 ± 11.2 , 45.9 ± 12.5 , 56.3 ± 14.8 , $72.9 \pm 20.9\%$ $\dot{V}O_{2peak}$ であり，同様に W はそれぞれ 35.0 ± 7.8 , 40.2 ± 8.8 , 51.0 ± 11.2 , $65.9 \pm 15.5\%$ $\dot{V}O_{2peak}$ であった．

2) 心拍数 (HR)，最高心拍数 (HR_{max})

トレッドミル歩行中の HR は，W, NW とともに歩行速度の増加に従い非直線的に増大した (Fig. 2)．いずれの歩行速度においても W より NW の方が 2–5 拍高い値であったが有意な差はみられず，最も大きな差を示した 1.25 m/s では W より NW の方が 5 拍/分高かった (W : 89.1 ± 13.9 拍/分，NW : 92.9 ± 9.4 拍/分)．

最高心拍数 (HR_{max}) を 100 % とした %HR で

Fig. 1 The oxygen consumption (mean $\pm$ SD) at various walking speeds during treadmill test.
W: walking, NW: Nordic walking
* $p < 0.05$

Fig. 3 The step length (mean $\pm$ SD) at various walking speeds during treadmill test.
W: walking, NW: Nordic walking
* $p < 0.05$

Fig. 2 The heart rate (HR; mean $\pm$ SD) at various walking speeds during treadmill test.
W: walking, NW: Nordic walking

は、1.25 m/s で W より NW の方が有意に 5 % 高い値を示した (W: $54.9 \pm 7.7\%$, NW: $59.1 \pm 7.0\%$).

3) 歩幅

歩幅は歩行速度の増加につれ W, NW の両者とも増加した (Fig. 3). 歩幅は、最大速度の 1.81 m/s を除いた 0.97, 1.25, 1.53 m/s において、W に対し NW が有意に大きい値を示し ($p < 0.05$), W より NW の方が 5-6% 大きい値を示した.

4) 筋電図

1.53 m/s 時の W と NW の筋電図の一例を Fig. 4 に示した. 筋電図を測定した 3 名の被験者は、Fig. 4 と他の歩行速度においても同様な放電パターンを示した. 上腕二頭筋および上腕三頭筋の mEMG は、いずれの歩行速度においても W に対し NW が高い値を示し、他の部位に関しては両者で顕著な差は見られなかった.

0.97 m/s の W を 100 % とした時の相対的 mEMG は、上腕二頭筋と上腕三頭筋において W より NW の方が大きい傾向を示した (Fig. 5).

2. 第 2 実験

1) 歩行速度と地面反力のピーク値

4 段階の速度でペースメーカーを駆動させたが、実際の被験者の歩行速度にはばらつきがあった. なお、1 名の被験者の 1 試技 (NW, 1.5 m/s) について、足部がフォースプレートに正確にのっていなかったため分析の対象としなかった. 地面反力は右足の踵が着地し、その後膝関節が屈曲時に衝撃を受け止める局面で第 1 ピークを示し、続いて足関節が底屈を始める前に地面を押し出す局面で第 2 のピークが出現した. 鉛直方向の地面反力の第 1 ピーク値は、W と NW とともに歩行速度の増加に従い有意に増大 (NW: $r =$

Fig. 4 An example of the raw data of the EMG during 1 cycle of walking (W) and nordic walking (NW) at 1.53 m/s.

0.531, $p < 0.001$; W: $r = 0.509$, $p < 0.05$) した. 第2ピーク値は, W と NW とも速度が増しても有意な相関関係が認められなかった (Fig. 6).

2) 膝関節伸展トルク・圧縮力・せん断力と歩行速度

接地期前半の第1ピークを示す膝関節伸展トルク・圧縮力・せん断力と歩行速度の関係を Fig. 7 に示した. 膝関節伸展ピークトルクは, W と NW とともに歩行速度の増加に従い有意に増大し (NW: $r = 0.765$, $p < 0.001$; W: $r = 0.716$, $p < 0.001$), 回帰式は NW が $y = 0.1719x - 0.1391$, W が $y = 0.1073x - 0.046$ であった. NW のほうが W に比べて回帰直線の傾きが有意に大きかった ($t = 2.80$, $p < 0.01$).

接地期前半における膝関節の圧縮力ピーク値は, W, NW とともに歩行速度の増加に従い有意に増大し (NW: $r = 0.705$, $p < 0.001$; W: $r = 0.725$, $p < 0.001$), 回帰式は NW が $y = 6.4359x - 4.9203$, W が $y = 4.521x - 2.0835$ であった. NW のほうが W に比べて回帰直線の傾きが有意に大きかった ($t = 81.95$, $p < 0.001$).

接地期前半における膝関節のせん断力ピーク値は, W, NW とともに歩行速度の増加に従い有意に増大し (NW: $r = 0.701$, $p < 0.001$; W: $r = 0.582$, $p < 0.05$), 回帰式は NW が $y = 0.7208x - 0.3973$, W が $y = 0.4939x - 0.0606$ であった. NW のほうが W に比べて回帰式の傾きが有意に大きかった ($t = 9.13$, $p < 0.001$).

Fig. 5 The relative mEMG (mean $\pm$ SD) of various muscle groups normalized by the mEMG during walking (W) at 0.97 m/s as 100%.
W: walking, NW: Nordic walking

Ⅳ 考 察

本邦における3040名（平均年齢 70.9 ± 11 歳）を対象とした研究では、画像診断に基づく変形性膝関節症の発生頻度は男性で41.0%，女性で61.5%であり、加齢とともに高率となる（Yoshimura et al., 2009）。一方、健康の保持・増進、生活習慣病の予防・改善のためには適度な身体運動が勧められる。そのため上述のような関節

機能障害者や肥満者および高齢者などの低体力者に対し運動を処方する場合は、下肢関節への負担が過大とならないような運動形態と運動強度を選択し障害の予防および悪化防止に努める必要がある。NWは2本のポールを用い地面を後方へ押すようにして歩く全身運動である。ポールの使用は転倒予防に対する心理的・物理的効果が期待できるため、低体力者に対する健康増進運動として注目されている。しかしNWで用いるポールがツエのような機能を発揮し、下肢関節への力学的負

Fig. 6 The relationship between the vertical ground reaction force which has two peak (first peak and second peak) and walking speed.

The regression lines indicate walking by broken line and Nordic walking by solid line.

W: walking, NW: Nordic walking

* $p < 0.05$, ** $p < 0.001$

荷を軽減させるか否かは不明である。そのため本研究は、健康な中高年者を対象に種々の歩行速度に伴う W と NW の生理的・物理的負荷の関係を調べ、低体力者に対する健康増進運動としての NW の可能性を検討した。

本研究の $\dot{V}O_2$ は、1つの速度 (1.25 m/s) のみ NW と W の有意差が認められたが、いずれの速度でも W より NW の方が高い傾向で、その差は 9-13% であった。これまで NW と W の $\dot{V}O_2$ を調べた研究は、同速度での NW は W より一致して高くなることを報告している。トレッドミルを用いた Rogers et al. (1995) の研究では、1.86 m/s の速度で 12%，同じく Schiffer et al. (2006) は 1.8 m/s で 8%，2.1 m/s で 7% の差があったとしている。本研究の値は、これらの研究の差と一致している。これに対し、フィールドテストを

用いた Porcari et al. (1997) は、1.69 m/s で 23%，同様に Church et al. (2002) は 1.60 m/s で 20.6% の差を報告している。フィールドテストを用いた研究で NW と W との $\dot{V}O_2$ の差が拡大する理由として、Schiffer et al. (2006) は移動しているトレッドミルのベルトに対してポールを効果的に作用させることが困難なためと述べている。とはいえ本研究の筋電図の計測結果が示すように、トレッドミル歩行においても NW の上腕二頭筋と上腕三頭筋の活動量は W と比較して数倍大きく、これら上肢の筋活動の差が $\dot{V}O_2$ の差に反映しているものと推察される。上肢の筋活動の増大は、ポール (約 0.2 kg) を持つことに起因するものとポールを介して推進力を得ることに起因するものが考えられる。これに関して Schiffer et al. (2010) は、重量の異なるポールを使用した場

Fig. 7 The peak extension torque of the knee, peak compressive force, and peak shear force are plotted against walking speed.

The regression lines indicate walking (broken line) and Nordic walking (solid line).

W: walking, NW: Nordic walking

** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

合のエネルギー消費量の変化を観察し、通常のボール重量より1.5 kg 重くしたボールを用いても $\dot{V}O_2$ に差が生じないことを明らかにした。また手あるいは手首に重量物をつけて歩行させた研究 (Owens et al., 1989) では、 $\dot{V}O_2$ を増大させるには2.27 kg 以上の重量が必要だったという。以上のことから、本研究でNWの $\dot{V}O_2$ を増大させたのは、上腕二頭筋と上腕三頭筋がボールを介して推進力を得るために活動を増大させた結果であると解することができる。さらにNWがWに対して0.97–1.53 m/s の速度で歩幅を増大させたことも上肢筋群の活動の増大により推進力が付加されたことを裏付けている。NWはエネルギー消費の観点からは非経済的な歩行様式であるが、生活習慣病の予防・改善を目的とする層にとっては有効な運動といえるだろう。とはいえ、本研究で用いた1.81 m/s の速度での相対的運動強度はNWとWでそれぞれ72.9% $\dot{V}O_{2peak}$ と65.9% $\dot{V}O_{2peak}$

であり、これらは乳酸性閾値を上回ると考えられる強度であるので、生活習慣病の予防や改善のための運動強度としては現実的ではない。

本研究においてHRはいずれの速度でもNWとWで有意な差は認められなかった。島崎・樫村 (2009) も、1.17–1.83 m/s までの速度の範囲で、両者にHRの差はなかったことを報告している。Schiffer et al. (2006) の報告でも、1.2–2.4 m/s の5段階の速度のうち、NWとWで差があったのは1.8 m/s の速度のみであった。これに対し、ボールを使用することでHRが増加するとする報告もみられる (Rogers et al., 1995; Knight and Caldwell, 2000)。しかしこれらのHRに差がみられたとする報告は、ハイキングボールの使用あるいはフィールドテストによるものであり、トレッドミルを用いNWとWのHRを比較したものではない。NWが同じ速度のWと比較しHRが増大するの否かは、これまでのところ一

致した結論に至っていないといえよう。本研究では測定していないが、HRと同じようにRPE (Borg, 1970) も、ポールを使用することで同速度の歩行と比較し低下するとする報告 (Jacobson et al., 1997; Jacobson et al., 2000; Knight and Caldwell, 2000) と両方で差がないとする報告 (富田ら, 2000; Church et al., 2002) とがある。これらの研究で共通していることは、HRはポールの使用によって同等か増大し、RPEは同等か低下するという事実である。ポールを用いる歩行は、同速度のポールを持たない歩行と比較し、エネルギー消費を増大させるが、運動強度はより軽く感じるという効果が期待できる。

最大速度 (1.81 m/s) と他の歩行速度を比較した場合、最大速度での歩幅、HR および mEMG (上腕三頭筋) の W と NW の差が減少した。これは、NW の歩幅は速度の増大とともに大きくなったが、最大速度ではトレッドミルのベルト長 (1.53 m) の制約のため、ポールがベルトを最後までプッシュすることが出来ず動作が制限されたためと考えられた。

本研究の特徴の1つは、NW と W の下肢関節の力学的負担度について、歩行速度といくつかの力学的測度との関係を明らかにした点にある。これまでの NW と W との力学的負荷を扱った研究のほとんどは、単一の速度で両者を比較している (Willson et al., 2001; Stief et al., 2008; Hansen et al., 2008)。本研究の目的は、NW を肥満者、高齢者、関節機能障害者などの低体力者へ応用する可能性を探ることであり、そのためには NW と W について、速度と力学的負荷の関係を明らかにする必要がある。

鉛直方向 GRF の第1ピーク (踵接地時) は、NW, W とともに速度の増大とともに直線的に増大した。これに対し、第2ピーク (蹴りだし時) は速度に関係なくほぼ一定であった。第1ピークと速度との関係を示す回帰直線の傾きには NW と W で統計的有意差は認められなかった。Hansen et al. (2008) は、1.5 m/s の速度で NW と W の GRF (鉛直および水平方向) のいずれのピーク値にも差がなかったことを報告している。

これに対し Stief et al. (2008) は、2.0 m/s の速度で NW と W の GRF を調べ、水平方向ピーク値 (制動時) にのみ NW が W に対し有意に大きいことを示した。ランニングでは接地時に垂直方向 GRF の衝撃波形が出現する。下肢がそれを繰り返して受け止める (オーバーユース) ことは、ランニング障害の一因となる。NW および W には垂直方向 GRF の衝撃波形は現れず、接地時のピークもランニングと比較して小さい (Stief et al., 2008)。本研究において、最大速度 (2.08 m/s) での NW の鉛直方向 GRF の第1ピーク値は体重の約1.8倍であり、この値は W と同等である。また、前後方向 GRF の接地時に現れるピークは、NW, W とともに速度とともに増大したが、その大きさは 1.5 m/s で体重の約0.25倍、2.0 m/s で約0.45倍と両方で差がない。接地時の鉛直・前後方向 GRF が関節機能障害などを引き起こす、あるいは悪化させる危険性は通常の歩行と変わらないと考えられる。

大腿骨と脛骨間の圧縮力とせん断力は、NW, W とともに速度の増大に伴い高くなった。しかしそれぞれの回帰直線の傾きは NW において大きく、速度が高くなればなるほど両者の差は拡大する。両回帰直線の交点は、圧縮力とせん断力ともに 1.48 m/s (5.3 km/h) であり、この速度は NW 経験者の通常の歩行速度である (Hansen et al., 2008)。Hansen et al. (2008) は、1.5 m/s の速度で NW と W の膝関節に関する圧縮力とせん断力を調べ、圧縮力とせん断力の両者とも NW と W で差がないことを報告した。1.5 m/s 付近の速度では膝関節に関する応力に差が生じないのは本研究の結果から明らかである。しかしながら 2.0 m/s を超えるような高い速度では、Stief et al. (2008) が述べるように、NW は下肢関節への力学的負荷を増大させる可能性がある。

膝関節に関する圧縮力とせん断力は、関節反力および関節トルクに起因するものがある (谷埜ほか, 2004)。このうち関節反力は GRF が大きく影響する。GRF は鉛直方向、前後方向とも測定した速度の範囲で NW と W に差は認められなかったため、圧縮力とせん断力は膝伸展トルクの差

が反映されていると考えることができる。前出の Stief et al. (2008) は、NW では歩幅が増大し、その結果つま先がより高い状態で踵が接地し、直後の膝関節屈曲角度が大きくなるために、NW の膝伸展トルクは W と比較して増大すると指摘している。圧縮力とせん断力が速度の増大とともに NW と W でその差が拡大するのは、ポールの使用による歩容の違いが影響しているものと推察される。

これまでの議論で明らかのように、NW は同速度の W と比較し、下肢関節の力学的負荷を軽減しないか高速ではむしろ増大させる。関節機能障害を持つ対象に対し、NW を取り入れる際には、通常の歩行運動と同様な危険性を考慮する必要がある。また、高齢者や肥満者などの低体力者に対しても、1.5 m/s を超える高速での NW は推奨されない。

V 要 約

本研究は、低体力者に対する健康増進運動としての NW の有効性を明らかにするため、健康な中高年者を対象に種々の歩行速度 (0.97–2.08 m/s) に対する W と NW の生理的・物理的負荷の測定との関係を調べた。本研究の $\dot{V}O_2$ は、1 つの速度 (1.25 m/s) のみ NW と W の有意差が認められたが、いずれの速度でも W より NW の方が高い傾向で、その差は 9–13% であった。歩幅は、W より NW の方が有意に大きい値を示した。さらに、膝関節の圧縮力とせん断力においては、NW、W とともに速度の増大に伴い高くなり、それぞれの回帰直線の傾きは NW の方が有意に大きく、速度が高くなるほど両者の差は拡大した。両回帰直線の交点は、圧縮力とせん断力ともに 1.48 m/s であった。以上の結果から、高い速度での NW を健康増進運動として利用する際には、下肢関節に過大な負荷がかからないよう注意が必要である。

付記

本研究は文部科学省戦略的研究基盤形成支援事業 (事業番号：S0801075) の助成に基づき実施された。

文 献

- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Jpn. J. Sports Sci.*, 15(3): 155–162.
- Borg, G. (1970) Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehab Med*, 2(2): 92–98.
- Church, T.S., Earnest C.P., and Morss M. (2002) Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Res Q Exerc Sport*, 73: 296–300.
- ESB Sport (no date) health facts. <http://www.exelpoles.com/en/nordic-walking/good-to-know/health-facts> (参照日2009年7月1日)。
- Felix, S., Kleindienst, F.I., Wiemeyer, J., Wedal, F., Campe, S., and Krabbe, B. (2008) Inverse Dynamic Analysis of the Lower Extremities During Nordic Walking, and Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24: 351–359.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., and Alkjaer, T. (2008) Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scand J Med Sci Sports*, 18: 436–441.
- 一般社団法人ノルディック・ウォーク連盟 (no date) ノルディックウォーキングの始め方. <http://www.nordic-walk.jp/start.html> (参照日2009年7月1日)。
- Jacobson, B.H., Caldwell, B., and Kulling, F.A. (1997) Comparison of hiking stick use on lateral stability while balancing with and without a load. *Percept Mot Skills*, 85(1): 347–350.
- Jacobson, B.H., Wright, T., and Dugan, B. (2000) Load Carriage Energy Expenditure With and Without Hiking Poles During Inclined Walking. *Int J Sports Med*, 21: 356–359.
- Knight, C.A. and Caldwell, G.E. (2000) Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Med. Sci. Sports Exerc*, 32: 2093–2101.
- 松谷之義・中谷敏昭 (2009) 目的に応じたノルディックウォーキング手法の確立. *ウォーキング研究*, 13: 27–32.
- 岡田英孝・阿江通良・藤井範久・森丘保典 (1996) 日本人高齢者の身体部分慣性特性. *バイオメカニズム*, 13: 125–139.
- Owens, S.G., al-Ahmed, A., and Moffat, R.J. (1989)

- Physiological effects of walking and running with hand-held weight. *J Sports Med Phys Fitness*, 29(4): 384-387.
- Porcari, J.P., Hendrickson, T.L., Walter, P.R., Terry, L., and Walsko, G. (1997) The physiological responses to walking with and without power poles™ on treadmill exercise. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 68(2): 161-166.
- Rodgers, C.D., Vanheest, J.L., and Schachter, C.L. (1995) Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders®. *Med. Sci. Sports Exerc*, 27: 607-611.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmannw, and Ströder, H.K. (2006) Physiological responses to Nordic walking, walking and jogging. *Eur J Physiol*, 98: 56-61.
- Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., and Ströder, H.K. (2010) Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *Eur J Appl Physiol* published online: 28.
- 島崎あかね・樫村修生 (2009) ウォーキングスタイルの違いが生理的機能に及ぼす影響. *ウォーキング研究*, 13: 193-199.
- Stief, F., Kleindienst, F.I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., and Krabbe, B. (2008) Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic walking, walking, and running. *Journal of applied Biomechanics*, 24: 351-359.
- 谷埜予士次・田邊 智・大工谷新一・伊藤 章 (2004) 走速度およびストライドの変化が膝関節への力学的負荷に及ぼす影響. *体力科学*, 53: 167-182.
- 富岡 徹 (2007) ドイツにおけるノルディックウォーキングの普及とその背景. *ウォーキング研究*, 11: 119-124.
- 富田寿人・杉山康司・竹内宏一・中野偉夫 (2000) ポール・ウォーキングが女性高齢者の心拍数, 酸素摂取量および主観的運動強度に及ぼす影響. *ウォーキング研究*, 4: 83-87.
- Willson, J., Torry, M.R., Decker, M.J., Kernozek, T., and Steadman, J.R. (2001) Effects of Walking poles on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc*, 33(1): 142-147.
- Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd Ed., John Wiley & Sons, Inc. Toronto, 75-84.
- Yoshimura, N., Muraki, S., Oka, H., Mabuchi, A., En-Yo, Y., Yoshida, M., Saika, A., Yoshida, H., Suzuki, T., Yamamoto, S., Ishibashi, H., Kawaguchi, H., Nakamura, K., and Akune, T. (2009) Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *J Bone Miner Metab*, 27: 620-628.

(平成23年3月23日受付)
(平成24年1月6日受理)

Advance Publication by J-STAGE
Published online 2012/2/17