

高齢者における体幹姿勢が歩行動作の 力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響

佐久間 亨, 阿江 通良, 小林 育斗

高齢者における体幹姿勢が歩行動作の 力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響

佐久間 亨¹⁾, 阿江 通良²⁾, 小林 育斗³⁾

Effect of the trunk lean during gait on effective use of mechanical energy in the elderly people

SAKUMA Toru¹⁾, AE Michiyoshi²⁾ and KOBAYASHI Yasuto³⁾

Abstract

The purpose of this study was to investigate effects of the trunk lean during gait on the use of mechanical energy in elderly people. Ten health elderly people were asked to walk in the conditions of normal for the subjects and in trunk-leaned position, that is lumbar flexion position with a brace. The gait motion was captured with VICON MX T-series and the ground reaction forces during support phase were collected with two Kistler force platforms. With the increase in the trunk forward lean, the positive work at the hip increased. However, the negative work at the knee decreased in the range of 0 to 15 degrees trunk lean but increased beyond 15 degrees. The result indicated that the effectiveness of mechanical energy use in gait for the elderly people decreased with the trunk forward lean more than 15 degrees due to the increase in the mechanical work done by the leg joints.

Keywords: Gait, Trunk position, Mechanical work, Mechanical energy, Effectiveness

(Jpn J Biomechanics Sports Exerc 19 (4) : 192-200, 2015)

1. はじめに

今日の超高齢社会において支援や介護を必要とする人は急速に増えている。平成25年度国民生活基礎調査によると、要支援者では「関節疾患」が20.7%で最も多く、次いで「高齢による衰弱」が15.4%である。わが国の2005年から2007年の骨関節疾患の疫学的研究では、変形性膝関節症、変形性腰椎症、骨粗鬆症のうち一つ以上の徴候がある人は、40歳以上で4700万人であると推定

SAKUMA Toru¹⁾, AE Michiyoshi²⁾ and
KOBAYASHI Yasuto³⁾

¹⁾ 筑波技術大学保健科学部

²⁾ 筑波大学体育科学系

³⁾ 茨城県立医療大学保健医療学部

(受付日：2015年1月19日，受理日：2015年11月12日)

され、なかでも変形性腰椎症の罹患率は70.2%（40歳以上の平均値，男性80.6%，女性64.6%）と特に高いことが報告されている（Yoshimura et al. 2009）。このような運動器の機能低下が原因で日常生活を営むのに困難をきたす歩行機能の低下あるいはその危険がある状態はロコモティブシンドロームと定義され、その予防法と治療法の確立が社会的に求められている（Nakamura 2008）。

脊柱変形は円背，凹円背，全後弯，亀背などに分類され（佐藤 1985），円背変形と全後弯変形などでは体幹が前傾位となる（高畑ら 2006）。脊柱変形により体幹が前傾した高齢者では下肢が屈曲位となり，上肢は膝に手を突くか，杖，歩行器，シルバーカーなどの歩行補助具などを用いて前方へ寄りかかるとして歩行することがある。

歩行動作では一定の距離を移動するために，主として下肢筋群によって発揮されたエネルギーを有効に歩行速度に変換することが課題になる。阿江ら（1996）は運動中に発揮された力学的エネルギーに対する運動課題の達成の程度を示す変量の比を力学的エネルギー利用の有効性指数（Effectiveness index of mechanical energy utilization : EI）と定義している。岡田ら（1997, 1999）は関節による総絶対仕事と移動距離の比からEIを算出して高齢者と若年者の歩行動作を比較し，高齢者では歩行速度が大きくなるほど若年者よりEIが低くなること，高齢者では股関節の正仕事と足関節の負仕事の貢献度が大きく，足関節の正仕事と股関節の負仕事小さいことを報告している。岡田らは高齢者と若年者を対象として，主に歩行速度と力学的仕事，EIの関係を検討しているが，歩行時の体幹姿勢については述べていない。

若年者を対象とした研究では，歩行動作において体幹が前傾すると，歩行のバランスをとるために下肢動作が変化し（Saha et al. 2008），体幹姿勢保持のために下肢筋群の負担が大きくなり筋力・パワー発揮が変化することが報告されている（Letunuer et al. 2009, 佐久間

ら 2010)。また若年者における体幹前傾歩行では、通常の歩行よりも股関節正仕事が増大し足関節正仕事が低下しており、これらの力学的仕事の変化は上述した岡田らの高齢者歩行における下肢の力学的仕事と類似していた。しかし高齢者歩行でみられる足関節負仕事の増大は若年者の体幹前傾歩行ではみられなかった(佐久間ら 2012)。

以上の研究は、高齢者歩行でみられる下肢の力学的仕事の変化は、体幹前傾姿勢の影響を受けている可能性があるが、若年者と高齢者では体幹前傾に対応する下肢の力学的仕事に違いがあることを示唆している。そこで本研究では健康高齢者の通常の歩行動作と体幹前傾歩行における下肢関節の力学的仕事および力学的エネルギー利用の有効性指数を比較することで、加齢や骨関節疾患で体幹前傾歩行を強いられている人が効率的に歩行するための要点や、適切な歩行補助具を考えるための基礎的資料を得ることを目的とした。

2. 方法

2.1 被験者

被験者は健康な高齢者10名(男性9名, 女性1名, 年齢 69.7 ± 3.4 歳, 身長 1.64 ± 0.05 m, 体重 61.0 ± 8.1 kg)であった。実験に先立って被験者に研究目的, 実験内容, データの取り扱いなどを説明し協力の同意と署名を得た。なお本研究は筑波技術大学保健科学部附属東西医学統合医療センター医の倫理審査委員会の承認を得たものである。

2.2 腰椎固定装置

本研究で用いた腰椎固定装置は上下2つのプラスチック製装具を弯曲した2本の金属製支柱で連結したもので、重さは786 gである (Fig. 1)。本装置を被験者の肋骨下部と骨盤の2箇所に固定することで腰椎を屈曲位に固定した。本装置の仕様は筆者が決めて製作は義肢製作会社に依頼した。

2.3 実験試技

10 mの直進歩行を2つの試技条件で行わせた (Fig. 2)。条件1は被験者の固有歩行とし、条件2は腰椎固定装置を用いて腰椎を屈曲位に固定した状態での体幹前傾歩行とした。体幹前傾歩行は体幹前傾角度の大きさでさらに2群に分けた(詳細は後述)。歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度として特に細かい指示はしなかつ

た。被験者には固有歩行、体幹前傾歩行ともに歩行開始後、少なくとも5歩以上歩いてフォースプラットフォームを自然な動きで踏み、その後少なくとも5歩以上歩かせた。各試技の開始前に実験環境に慣れさせるため十分な練習を行わせた。各条件について5回の試技を行ったが、歩行中に著しく体幹姿勢が変化した試技や不自然であると験者が判断した場合はやり直しさせた。

2.4 データ収集

身体計測座標点の収集には光学式3次元モーションキャプチャーシステム VICON MX T-series (Vicon Motion Systems 社製) を用い、歩行路を取り囲むように設置した8台のカメラを使用した (サンプリング周波数 250 Hz)。同時に計測エリア中央に左右交互になるように埋設した2台のフォースプラットフォーム (Kistler 社製, 9287B 型 (長さ 900 mm × 幅 600 mm) および 9281C 型 (長さ 600 mm × 幅 400 mm)、サンプリング周波数 1000 Hz) により左右の足に作用する地面反力を計測した。

2.5 データ処理

分析対象試技において原則として5歩目の踵接地から同側の次の踵接地までの1歩行周期を分析対象範囲とした。関節中心は各関節の両側に貼付したマーカーの中点とし、股関節については臨床歩行分析研究会の推定法をもとに関節中心を推定した (倉林ら 2003)。得られた3次元座標値は残差分析法により最適遮断周波数を決定し、Butterworth digital filterにより5~12 Hzの遮断周波数で平滑化した (Winter 2005)。各被験者について5

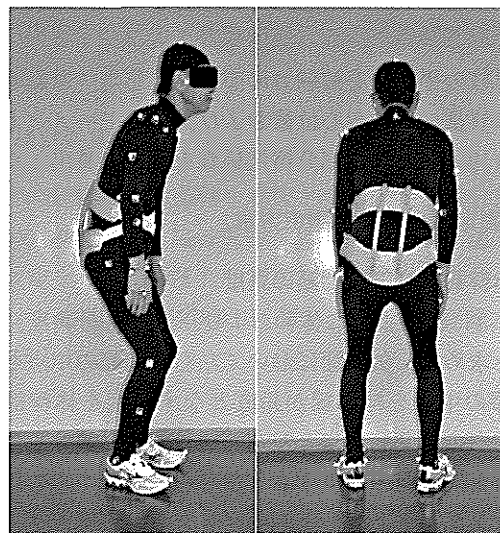


Fig.1 The fixed lumbar brace used in the present study

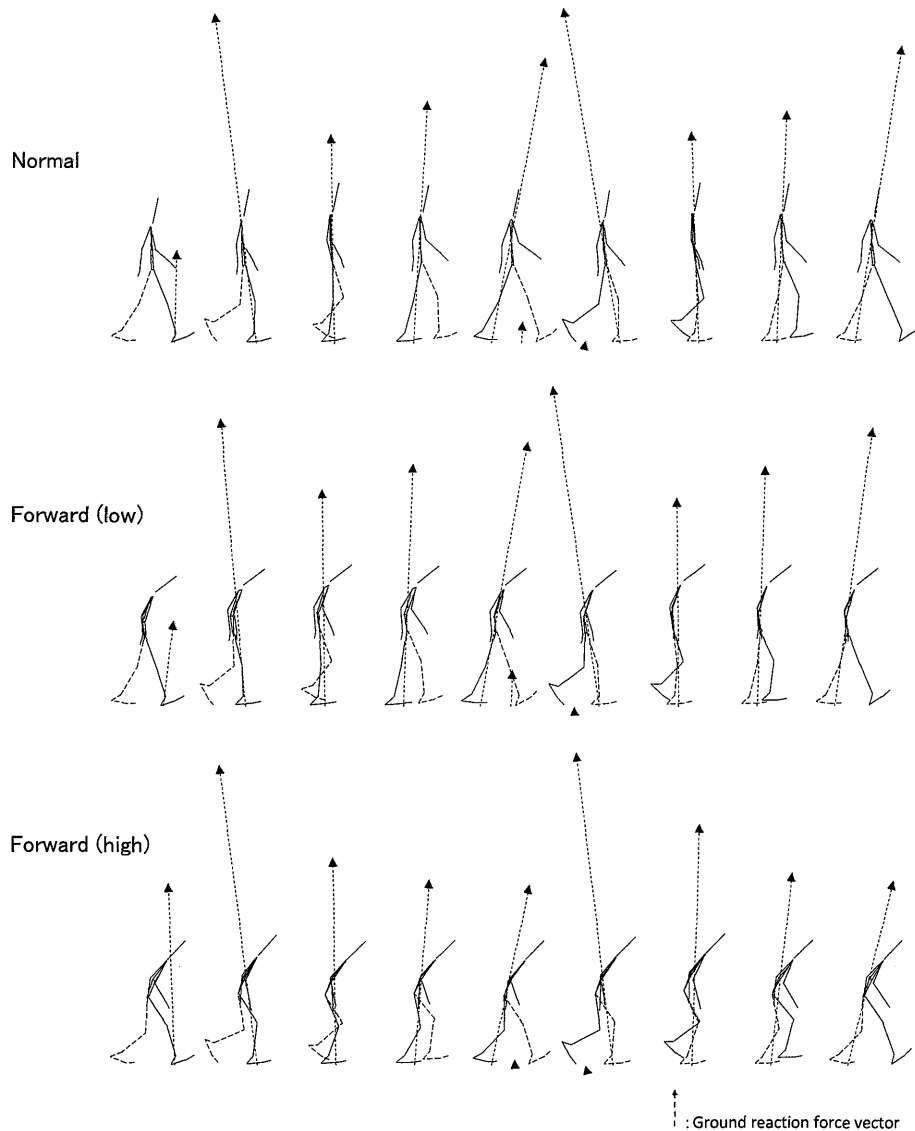


Fig. 2 The stick pictures of normal and trunk-leaned walking
 Normal: Averaged motion in 10 subjects. Forward (low) and Forward (high) : Typical subject

回の試技の平均値を被験者のデータとした。なおセグメントの質量、質量中心位置および主慣性モーメントは岡田ら（1996）の身体部分慣性係数を用いて算出した。

2.6 測定項目および測定方法

(1) 体幹および下肢関節の角度

Fig. 3に示すように体幹および下肢の部分角度、関節角度を求めた。矢状面において左右肩関節の midpoint と左右股関節の midpoint を結ぶ線が鉛直となす角度を体幹部分角度、左右の肩関節 midpoint と左右の肋骨 midpoint の線分を上胴セグメント、左右の肋骨 midpoint と左右の股関節 midpoint の線分を下胴セグメントとし、上胴セグメントと下胴セグメントがなす角度を上-下胴角とした。

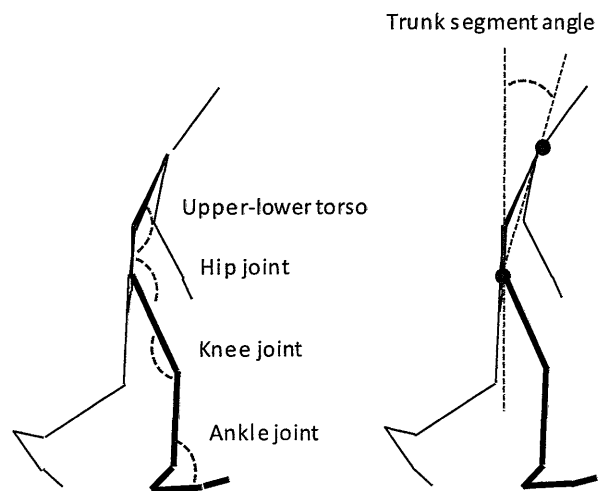


Fig.3 Definitions of the segment and joint angles

(2) 歩行速度, ケイデンス, ステップ長およびブレーキ距離

身体質量中心の水平速度の1歩行周期における平均値を歩行速度, 1歩行周期に要した時間を2等分して, その逆数をケイデンス, 1歩行周期の開始時と終了時における同側踵の水平距離を2等分したものをステップ長, 踵接地時の身体質量中心と足関節の水平距離をブレーキ距離とした。

(3) 下肢関節トルク

脚を足, 下腿, 大腿の3セグメントからなる剛体リンクにモデル化し, 各部分で式 (1) ~ (3) の運動方程式をたてた。

$$JF_{pX} = ma_X - JF_{dX} \quad (1)$$

$$JF_{pY} = ma_Y - JF_{dY} + mg \quad (2)$$

$$JT_p = I\alpha - JT_d - r_{dX}JF_{dY} + r_{dY}JF_{dX} - r_{pX}JF_{pY} + r_{pY}JF_{pX} \quad (3)$$

ここで, XおよびYは座標成分, mは部分質量, aは部分重心の加速度, gは重力加速度, JF_p は部分の近位端の関節力, JF_d は部分の遠位端の関節力(足については地面反力), Iは部分の重心まわりの慣性モーメント, α は部分の角加速度, JT_p は近位端の関節トルク, JT_d は遠位端の関節トルク(足についてはなし), r_p は部分の重心から近位端までの距離, r_d は部分の重心から遠位端までの距離である。

式 (1) ~ (3) を足, 下腿, 大腿の順に解くことによって, 2次元(矢状面)における股関節, 膝関節および足関節の関節トルクを算出した。

(4) 下肢関節の力学的仕事

関節トルクと関節角速度の内積により求めた関節トルクパワーを正と負で別々に時間積分することで, 股関節, 膝関節および足関節の力学的仕事(絶対仕事, 正仕事, 負仕事)を算出した(式 (4) ~ (7))。

$$P_j = JT_j \cdot \omega_j \quad (4)$$

$$W_j = \int_{t_1}^{t_2} |P_j| dt \quad (5)$$

$$PW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^+ dt \quad (6)$$

$$NW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^- dt \quad (7)$$

ここで, P_j は関節jにおける関節トルクパワー, JT_j は関節jにおける関節トルク, ω_j は関節jにおける関節

角速度である。 W_j は関節jがなした絶対仕事, PW_j は関節jがなした正仕事, NW_j は関節jがなした負仕事, $|P_j|$, $(P_j)^+$, $(P_j)^-$ はそれぞれ関節jにおける関節トルクパワーの絶対値, 関節トルクパワーの正の値, 関節トルクパワーの負の値である。 t_1 , t_2 はそれぞれ1歩行周期の開始時間, 終了時間である。

(5) 力学的エネルギー利用の有効性指数

歩行の技術を評価する指標として, 力学的エネルギー利用の有効性指数 (Effectiveness index of mechanical utilization. 以下, EI) を算出した。この指標は運動中になされた力学的仕事が運動のねらいに応じてどれだけ有効に利用されたかを示すものである(阿江と藤井1996) (式 (8))。

$$\text{Effectiveness Index} = \frac{\text{Effectiveness Work or Energy}}{\text{Mechanical Work or Energy}} \quad (8)$$

本研究では式 (9) ~ (11) を用いてEIを算出した。

$$E_{k,H} = \frac{1}{2} m V_H^2 \quad (9)$$

$$W_H = \sum |\Delta E_{k,H}| \quad (10)$$

$$EI = \frac{W_H}{W_{JP}} \quad (11)$$

ここでm, V_H , $E_{k,H}$, W_H , W_{JP} はそれぞれ身体質量, 身体質量中心の水平速度, 身体質量中心の水平運動エネルギー, 身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量(絶対仕事), 関節トルクパワーによる絶対仕事である。なお, 絶対仕事 W_{JP} は一方の下肢関節でなされた絶対仕事の総和の2倍とした。

本研究のEIは, 両下肢関節による総絶対仕事と水平運動エネルギーの変化量(絶対仕事)の比であり, EIが高いほど下肢による仕事が進行方向への移動速度維持に有効に使われたことを示す。

2.7 統計処理

多群の比較は試技条件を要因とする一元配置分散分析を行い, 有意差のあるデータについてTurkey法で多重比較検定を行った。また分析項目間の関係をみるためにピアソンの相関係数を算出した。いずれも有意水準は5%未満とした。

3. 結果

3.1 体幹の角度

体幹前傾歩行については体幹部分角度の大きさに基づいて10名の被験者を2分し、前傾角度の大きい順から上位5名（以下、Forward (high) 群）と下位5名（以下、Forward (low) 群）に群分けした。Forward (high) 群で最小の体幹部分角度は18°で、Forward (low) 群で最大の体幹部分角度は14°であった。なお固有歩行では体幹部分角度の大きさのばらつきが小さかったので群分けはせず10名でNormal群とした。

Table 1に固有歩行および体幹前傾歩行における体幹の角度の平均値および標準偏差を示す。体幹部分角度はForward (high)、Forward (low)、Normalの順で体幹前傾が大きく、上-下胴角度はForward (low) およびForward (high) がNormalより大きく屈曲していた。Forward (low) とForward (high) で有意差はなかった。

3.2 歩行速度、ステップ長、ケイデンスおよびブレーキ距離

Table 2に歩行速度、ステップ長、ケイデンスおよびブレーキ距離の平均値および標準偏差を示す。ステップ長およびブレーキ距離は被験者の身長比で示した。

歩行速度、ステップ長およびケイデンスに有意差は

Table 1 Trunk segment and upper-lower torso angles in one walking cycle

| | | Trunk segment angle (deg) | Upper-lower torso angle (deg) |
|-------------------|------|---------------------------|-------------------------------|
| Normal | n=10 | -0.4 ± 2.4 | 172.0 ± 5.8 |
| Forward (low) | n=5 | 11.8 ± 1.7 | 160.2 ± 8.5 |
| Forward (high) | n=5 | 25.5 ± 7.6 | 159.2 ± 10.4 |
| | | N-F (low) | N-F (low) |
| Difference p<0.05 | | N-F (high) | N-F (high) |
| | | F (low) - F (high) | |

The values are Mean ± SD

N : Normal, F (low) : Forward (low), F (high) : Forward (high)

Table 2 Basic descriptors of walking

| | Average walking speed (m/s) | Average step length (m/height) | Average cadence (steps/min) | Average brake distance (m/height) |
|-------------------|-----------------------------|--------------------------------|-----------------------------|-----------------------------------|
| Normal | 1.30 ± 0.18 | 0.43 ± 0.04 | 108.7 ± 8.4 | 0.17 ± 0.02 |
| Forward (low) | 1.12 ± 0.08 | 0.40 ± 0.02 | 103.5 ± 5.7 | 0.14 ± 0.01 |
| Forward (high) | 1.33 ± 0.18 | 0.41 ± 0.03 | 115.7 ± 8.0 | 0.11 ± 0.02 |
| Difference p<0.05 | | | | N-F (high) |

The values are Mean ± SD

N : Normal, F (low) : Forward (low), F (high) : Forward (high)

みられなかったが、ブレーキ距離はForward (high) がNormalより有意に小さかった。

なおTable 2には示していないが、女性の被験者1名のNormalにおける歩行速度、ステップ長、ケイデンス、ブレーキ距離はそれぞれ1.61 m/s, 0.49 m/height, 123.9 steps/min, 0.20 m/heightで、これらの値はいずれも全体のMean ± 2SDの範囲内であり、女性被験者の歩容は他の9名の男性被験者と大きな違いはなかった。

3.3 力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI)

Fig.4に固有歩行および体幹前傾歩行における力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) を示す。

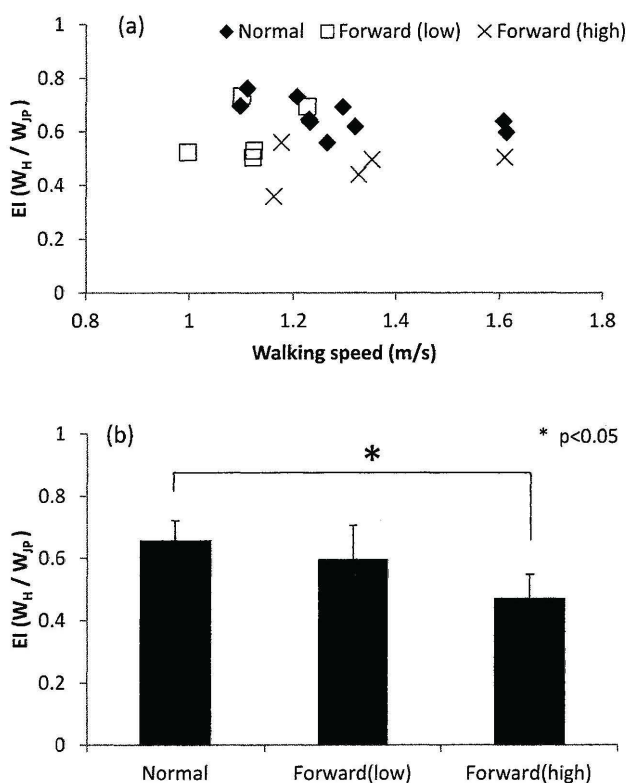


Fig.4 (a), Relationship between walking speed and effectiveness index of mechanical energy utilization; (b), The mean value of effectiveness index of mechanical energy utilization

歩行速度との関係 (a) に関しては、いずれの歩行のEIも歩行速度との間に相関関係はみられなかった。

平均値および標準偏差 (b) に関しては、Normalが 0.66 ± 0.06 , Forward (low) が 0.60 ± 0.11 , Forward (high) が 0.47 ± 0.08 で、Forward (high) はNormalより有意に小さかった。

3.4 下肢関節の力学的仕事

Fig.5に固有歩行および体幹前傾歩行における身体質量当たりの下肢関節の絶対仕事, 正仕事および負仕事の平均値および標準偏差を示す。

絶対仕事(a)に関しては、Forward (high) はForward (low) に対して股関節において1.6倍で有意に大き

かった。下肢三関節合計に有意差はみられなかったが、Forward (high) では他より大きい傾向であった。

正仕事 (b) に関しては、Forward (high) の股関節はNormalに対して2.2倍、Forward (low) に対して1.7倍で有意に大きかった。Forward (low) およびForward (high) の足関節はNormalより有意に小さかった。

負仕事 (c) に関しては、Forward (low) はNormalに対して股関節では有意に小さく、足関節は1.7倍で有意に大きかった。Forward (high) の膝関節はNormalに対して1.4倍、Forward (low) に対して1.9倍で有意に大きかった。

4. 考察

本研究では歩行動作を評価する指標として力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) を用いた。歩行動作では進行方向へ移動速度を維持することが課題であるので、本研究では身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量 (絶対仕事) をEIの分子とし、分母は下肢関節がなした力学的仕事とした。EIが高いほど下肢による仕事が進行方向への移動速度維持に有効に使われたことを示す。なお、分子に身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量 (絶対仕事) を用いたのは、定常速度の歩行動作における水平運動エネルギーの増減の大きさを考慮するためである。

移動運動におけるEIは移動速度に関係することが知られているが (横井ら 2003), 本研究で用いた身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量 (絶対仕事) を分子においたEIでは、いずれの歩行のEIも歩行速度との間に相関関係はみられなかった。3群間におけるEIの大きさを多重比較検定によって比較した結果、Forward (high) ではNormalよりも有意に小さかった (Fig. 4)。本研究の被験者10名 (男性9名, 女性1名) の平均年齢は 69.7 ± 3.4 歳で、古名ら (1995) が行った高齢者の運動能力調査における地域在宅男性65~69歳 ($n = 134$) の平均歩行速度は1.24 m/sであった。これらのことは、本研究の被験者の歩行速度は年齢相応であり、NormalとForward (low) は同程度の下肢筋群の力学的仕事であったが、Forward (high) ではより大きな下肢筋群の力学的仕事が必要であったことを示す。

下肢三関節の仕事において大きな相違がみられたのは股関節正仕事と膝関節負仕事であり、Forward (high) の股関節正仕事はNormalに対して2.2倍、Forward (low) に対して1.7倍と有意に大きく、Forward (high) の膝関節負仕事はNormalに対して1.4倍、Forward (low)

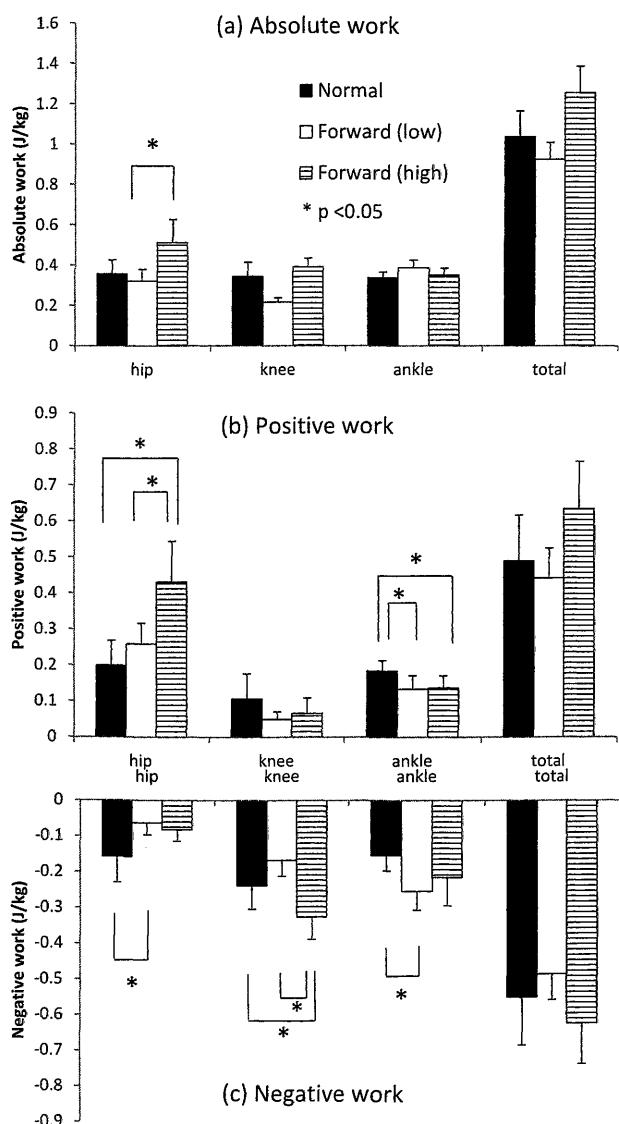


Fig.5 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle

に対して1.9倍と有意に大きかった。

Fig.6は固有歩行および体幹前傾歩行における股関節正仕事および膝関節負仕事を身体質量および歩行速度で除した値と、体幹部分角度の関係を示したものである。股関節正仕事 (Fig.6 a) は、いずれの歩行においても体幹前傾角度が大きいほど増大する傾向にある。(Normal : $r = 0.78$ ($p < 0.05$), Forward (low) : $r = -0.26$, Forward (high) : $r = 0.93$ ($p < 0.05$)) 通常の歩行動作では立脚期の前期から中期において、股関節伸展筋群が支持脚を後方へスイングし体幹の過度の前傾を防ぎながら身体を前方へ移動させる (Janice et al. 1995)。そして体幹前傾歩行では、立脚期において股関節伸展トルクが増大し (Letenuer et al. 2009)、その増大は頭部および体幹に働く重力と歩行による加速度によって生じる股関節まわりの外力モーメントの増大分と釣り合うことから、股関節伸展トルクの増大は体幹の姿勢保持に貢献していると考えられている (佐久間ら 2010)。したがって、体幹前傾角度が大きくなるほど、体幹の姿勢保持のために股関節伸展トルクが増大し股関節正仕事が大きくなったと考えられる。

膝関節負仕事 (Fig.6 b) は、体幹部分角度が0~10°あたりではあまり変化しないが、15°以上では増大している (Normal : $r = 0.41$, Forward (low) : $r = -0.63$, Forward (high) : $r = -0.26$)。Fig.2のスティックピクチャーをみると、Forward (low) では支持脚屈曲の大きさはNormalと大きな相違はないが、床反力ベクトルは足底接地時 (スティックピクチャー2コマ目) においてNormalでは膝関節のやや後方を通過しているのに対して、Forward (low) では膝関節上を通過している。またForward (high) では支持脚が大きく屈曲し、足底接地時の床反力ベクトルは膝関節の後方を通過している。歩行動作では体幹前傾角度が大きいほど支持脚膝関節の屈曲が大きくなり、これは骨盤を後方へ引くことで体幹前傾による身体質量中心の前方変位を相殺するためと考えられ (Saha et al. 2008)、また支持脚膝関節が屈曲する踵接地から足底接地までは (スティックピクチャーの1から2コマ目)、膝関節伸展筋群が1歩行周期のなかで最も強く収縮し、床反力による膝関節屈曲モーメントに拮抗する局面とされている (Neumann 2005)。Forward (low) では立脚期の踵接地から足底接地において床反力による膝関節屈曲モーメントが小さくなるので膝関節伸展筋群による膝関節負仕事も小さくなるが、Forward (high) では、支持脚膝関節の大きな屈曲で床反力による膝関節屈曲モーメントが大きくなるので、膝関節伸展筋群の膝関節負仕事が大きくなったと考えられる。

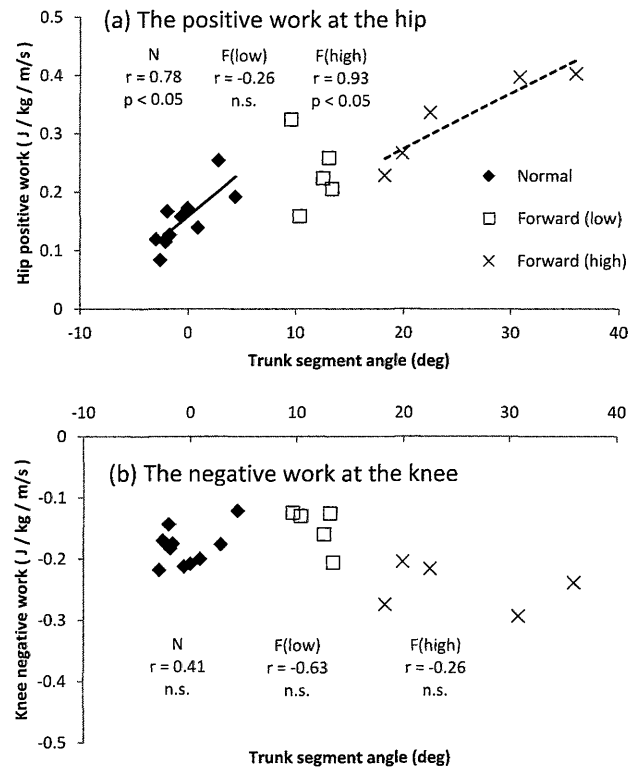


Fig.6 Relationship between the trunk segment angle and (a) the positive work at the hip and (b) the negative work at the knee

以上のことから、歩行動作において体幹前傾が約15°以上になると体幹の姿勢保持と支持脚の大きな屈伸動作によって股関節正仕事および膝関節負仕事が増大し、EIが低下すると考えられる。したがって、高齢者が脊柱変形に伴って体幹前傾歩行をしている場合を考えると、体幹前傾角度が15°以下であれば、股関節伸展筋群の筋力を、15°より大きい場合は、股関節伸展筋群に加えて膝関節伸展筋群の筋力強化が歩行機能の維持に役立つと考えられる。さらに杖やシルバーカーなどの歩行補助具を用いて体幹前傾を15°以下にすると、楽に歩行できると考えられる。

若年者における固有歩行 (体幹垂直位) と体幹前傾歩行 (体幹前傾10°) を比較した研究 (佐久間ら 2012) では、体幹前傾歩行は股関節の正仕事が優位になるが膝関節と足関節では減少し、負仕事では股関節が減少し膝関節と足関節は変化しなかった。そして下肢三関節合計の絶対仕事は固有歩行と違いはなく、歩行速度が同等であればEIも同等であった。このように若年者における体幹前傾歩行の力学的仕事は、本研究のForward (low) の力学的仕事の変化と似ているが、Forward (low) では足関節負仕事が増大している点が異なっていた。岡田

ら (1997) は若年者と高齢者では歩行動作における下肢関節の力学的仕事の貢献度が異なり、高齢者では足関節負仕事の貢献度が大きいことを報告している。このように、体幹前傾角度が若年者と同等であっても高齢者の場合は、足関節負仕事の貢献度が大きいと考えられるが、この点については下肢関節トルクやトルクパワーの変化パターンを比較する必要があり今後の課題である。

本研究では脊柱変形による体幹の前傾姿勢を模擬するために、健常高齢者に腰椎固定装具を装着した体幹前傾歩行を行ったが、被験者間で体幹部分角度のばらつきが大きかった。このことの要因の一つとして被験者の体格と腰椎固定装具の適合が十分でなかったことが考えられるが、被験者の身長、体重およびBody Mass Index (BMI)にはForward (low)では 1.62 ± 0.4 m, 59.3 ± 4.3 kg, 22.3 ± 0.9 , Forward (high)では 1.65 ± 0.5 m, 62.8 ± 11.1 kg, 22.8 ± 4.2 で、有意差はなく両群に体格上の相違はなかったと考えられる。

一方、上-下胴角度ではNormalの $172.0 \pm 5.8^\circ$ に対してForward (low)では $160.2 \pm 8.5^\circ$, Forward (high)では $159.2 \pm 10.4^\circ$ であり、Forward (low)とForward (high)に有意差はみられなかった。Fig.2のスティックピクチャーをみると、Forward (low)では下胴を後傾させて上胴をより起して歩行しているが、Forward (high)では下胴が前傾し上胴はさらに大きく前傾していることがわかる。以上のことから、本実験で用いた腰椎固定装具は被験者の上胴と下胴の相対姿勢を同様に固定していたものの、腰椎の固定が被験者によって異なるために、体幹部分角度では被験者間でのばらつきが大きくなったと考えられる。

5. まとめ

本研究では高齢者における体幹姿勢が歩行動作へ及ぼす影響について、下肢関節の力学的仕事や力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) などに着目して検討した。本研究で得られた知見をまとめると、以下のようになる。

- ① Forward (low)とNormalのEIは同等であったが、Forward (high)ではNormalより有意にEIが小さかった。
- ② 体幹の前傾に対する下肢関節の力学的仕事は股関節正仕事と膝関節負仕事で大きく、体幹前傾角度の増大とともに股関節正仕事は増大したが、膝関節負仕事は体幹の前傾角度が 15° より大きくなると増大した。

以上のことから、体幹の前傾角度が 15° 以上になると、

体幹の姿勢保持と支持脚の大きな屈伸動作に対応するため下肢関節の力学的仕事が大きくなりEIが低下すると考えられる。したがって、脊柱変形のある高齢者への歩行補助具は、歩行時の体幹前傾角度が 15° 以下になるようにするものが適切であり、杖やシルバーカーなどを用いて体幹を起こすことは歩行における身体への負担軽減に役立つと考えられる。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、ご協力いただいたつくば市シルバー人材センターの皆様、筑波技術大学保健科学部の中村直子氏に心から感謝致します。

文 献

- 阿江通良, 藤井範久 (1996): 身体運動における力学的エネルギー利用の有効性とその評価指数. 筑波大学体育科学系紀要 19, 127-137
- 古名丈人, 長崎浩, 伊藤元, 橋詰謙, 衣笠隆, 丸山仁司 (1995): 都市および農村地域における高齢者の運動能力. 体力科学 44, 347-356
- 平成25年度国民生活基礎調査. 厚生労働省統計情報部
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/index.html>
- Janice, J and Winter, D.A. (1995): Kinematics analysis of the lower limbs during walking - What information can be gained from a three-dimensional model? J. Biomechanics 28(6), 735-758
- 倉林準, 持丸正明, 河内まき子 (2003): 股関節中心推定法の比較・検討. バイオメカニズム学会誌 27 (1), 29-35
- Letunuer, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P. and Barbier, F. (2009): Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. Clinical Biomechanics 24, 190-195
- Nakamura K (2008): A "super-aged" society and the "locomotive syndrome". J. Orthop Sci 13(1), 1-2
- Neumann KG. (2005): 観察による歩行分析. 61, 医学書院
- 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久 (1997): 高齢者の歩行動作の変化と関節の力学的仕事およびエネルギー伝達との関係. 体力科学 46 (6), 688
- 岡田英孝, 阿江通良 (1999): 高齢者の移動における力学的エネルギー利用の有効性. 日本体育学会大会号 50, 655
- 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
- Saha, D., Gard, S. and Fatone, S. (2008): The effect of trunk flexion on able-bodied gait. Gait and Posture 27, 653-660
- 佐久間亨, 阿江通良 (2010): 体幹の前後傾が歩行動作へ及ぼす影響に関するバイオメカニクス的研究. バイオメカニズム学会誌 34 (4), 325-332
- 佐久間亨, 阿江通良 (2012): 体幹の前後傾が歩行動作の力

学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響. バイオメカニクス学会誌 36 (1), 42-49

佐藤光三 (1985) : 脊椎骨粗鬆症における脊椎変形と腰背痛の検討. 整形災害外科 28, 679-686

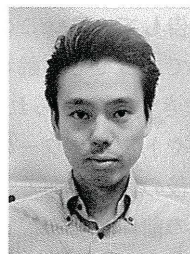
高畑雅彦, 武田直樹, 三浪明男 (2006) : 骨粗鬆症性脊椎骨折後におこる姿勢異常と体幹筋力低下が日常生活動作と生活の質に及ぼす影響. 財団法人明治安田厚生事業団 第21回健康医科学研究助成論文集 65-73

Winter DA. (2005) : Biomechanics and motor control of human movement. 41-43, John Wiley and Sons

横井孝志, 横澤俊治, 山田洋, 金子文成, 長谷和徳, 佐藤紀久江 (2003) : 移動運動における力学的仕事有効性指数と移動速度の相関. バイオメカニクス研究 7 (2), 101-108

Yoshimura S, 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, 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

著者紹介



佐久間 亨

(さくま とおる)

所属：筑波技術大学保健科学部附属東西医学統合医療センター

研究テーマ：脊柱変形を有する高齢者の歩行動作に関する研究

その他：2010年筑波大学人間総合科学研究科博士前期課程修了。修士（体育学）。日本体育学会，日本バイオメカニクス学会，バイオメカニクス学会，日本理学療法士協会の会員。