

# バイオメカニズム学会誌

## SOBIM

2012 Vol. 36 No. 1 〈別刷〉



バイオメカニズム学会

*Journal of the Society of Biomechanisms*

# 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

佐久間 亨<sup>1†</sup>, 阿江 通良<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 筑波技術大学 保健科学部保健学科学療法学専攻 <sup>2</sup> 筑波大学 体育科学系

**要旨** 本研究の目的は、体幹の傾斜が歩行動作に及ぼす影響を力学的仕事や力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) などのエネルギー論的観点から分析することである。健康成人に異なる体幹の傾斜 (固有歩行, 体幹前傾 10°, 体幹後傾 10°) で歩行させ、3次元自動動作分析装置を用いて動作を計測するとともに、フォースプラットフォームを用いて地面反力を計測した。体幹前傾歩行では股関節正仕事が優位となり逆に膝関節, 足関節の正仕事が小さくなることで下肢3関節合計の仕事は固有歩行と同等となり, EIは固有歩行と差がなかった。体幹後傾姿勢では固有歩行より大きな下肢筋群の力学的仕事が必要となり EIが低下することが明らかとなった。

**キーワード**: 歩行動作, 体幹の姿勢, 力学的仕事, 力学的エネルギー, 有効性

## 1. はじめに

高齢者や障害のある人が自立した生活を過ごすためには歩行できることが重要な要素である。日常生活動作能力の国際的な評価法の一つに機能的自立度評価法 (Functional Independence Measure: FIM) があり, 移動能力を移動可能な距離, 補装具の利用, 必要な介助量によって評価している<sup>1)</sup>。移動能力の自立度を高めるためには, 転倒を回避するための安全性に関する能力に加えて, 一定の距離を移動するための運動能力や出力されたエネルギーを有効に使える技能が必要であろう。

Cavagnaら<sup>2)</sup>は, 歩行動作の効率の指標として質量中心の位置エネルギーと並進運動エネルギーの変換率を示す %Recovery を求め, 成人では時速 4.5km 付近が最も %Recovery が大きく, 筋による外的仕事が最小となるため, 通常に快適と感じる歩行速度では, 重力を最も有効に利用していると述べている。また, 田中ら<sup>3)</sup>は, 高齢女性と若年女性の歩行動作における外的パワーと %Recovery を比較し, 高齢群では一歩毎に生じる水平前方への速度変化が若年群より大きいことから, 同一速度における外的パワーは高齢群が若年群より高く, 速度が大きくなるほどその差が拡大したことから, %Recovery の最大値は両群に差はないが, 高齢群の %Recovery は至適速度から遅い場合および速い場合では顕著に低下したことから, 高齢者では歩行速度を調節する能力が低下していると述べている。

Mahaudensら<sup>4)</sup>は, 54人の若年性特発性側弯症患者における歩行動作の外的仕事, 内的仕事, 総仕事および酸素摂

取量を測定し歩行の効率に関して検討した。その結果, 同一歩行速度での外的および内的仕事は, 患者群が健康者群より7から22%低く, 総仕事では患者群が健康者群より7から13%低く, 酸素摂取量は患者群が健康者群より30%大きく, 総仕事と酸素摂取量の比から求めた歩行の効率は患者群が健康者群より30%低かった。そして, 若年性特発性側弯症患者の歩行では, 歩幅, 質量中心の上下動, 下肢関節の可動域が小さいために外的および内的仕事が小さくなるが, 体幹の側方傾斜の増大に対応して腰部および大腿側面の筋群がより多く活動することで酸素摂取量が大きくなり, 結果として歩行の効率が低下すると述べている。

以上の研究は, 健康者, 高齢者および障害者を対象として, 主に歩行速度に着目しながら, 位置エネルギーと並進運動エネルギーの変換率や, 力学的仕事と酸素摂取量の比から効率を評価したものである。

しかし, 身体を単一の質点 (質量中心) にモデル化すると実際の身体運動における力学的仕事を十分に推定できないこと, 生理的エネルギーと力学的エネルギーの比である効率は, 出力された力学的エネルギーが運動のねらいに応じて有効に利用されたかを示すものではないことから, 阿江ら<sup>5)</sup>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) として定義している。岡田ら<sup>6)7)</sup>は, 関節による総絶対仕事と移動距離の比から高齢者と青年の歩行動作の EI を求め, 高齢者群では青年群より EI が低く, その差は歩行速度が高いほど顕著になること, 高齢者と青年では力学的仕事に対する下肢関節の貢献度が異なることを示している。

岡田らは, 高齢者と青年を対象として, 主に歩行速度と力学的仕事, EI の関係を検討しているが, 歩行時の姿勢については述べられておらず, 現在のところ歩行動作における力学的仕事や EI と体幹の姿勢を関連づけて検討したも

2011年6月30日受付 2011年10月5日受理

<sup>†</sup> 〒305-8521 茨城県つくば市春日 4-12-7

筑波技術大学 保健科学部保健学科学療法学専攻

佐久間 亨

Tel: 029-858-9578

E-mail: sakuma@k.tsukuba-tech.ac.jp

のはみられないようである。しかし、高齢者などでは加齢や疾病により脊柱が変形し体幹を傾斜させて歩行することがある。佐藤ら<sup>8)</sup>が、73名の老人性骨粗鬆症患者の脊柱変形について調査した結果、脊柱変形の目立たない不変群が22例(30.1%)、円背群が14名(19.2%)、凹円背群が26名(35.6%)、全後弯群が5名(6.8%)、亀背群が6名(8.2)であり、凹円背群の発生頻度が最も高く、次いで不変群、円背群と続いた。全後弯、円背、亀背では体幹前傾姿勢を、凹円背では体幹後傾姿勢となることが多い。

体幹姿勢の変化は歩行動作のキネマティクスおよびキネティクスに影響を及ぼす。Sahaら<sup>9)</sup>は健康成人の体幹前傾25°および50°での歩行をキネマティクス的に分析し、体幹前傾歩行では立脚期の股関節屈曲、膝関節屈曲、および足関節背屈が大きく、これは支持脚の屈曲により骨盤を後方へ引くことで、体幹前傾による質量中心の前方変位を相殺するためであろうと述べている。Leteneurら<sup>10)</sup>は、体幹前傾および後傾での歩行をキネティクス的に分析し、体幹前傾歩行では立脚期の股関節伸展トルクが大きくなり、体幹後傾歩行では、立脚期の股関節屈曲トルクが大きくなったと述べている。

佐久間ら<sup>11)</sup>は、健康成人における固有歩行、体幹前傾10°および体幹後傾10°での歩行をキネマティクスおよびキネティクス的に検討し、体幹前傾歩行の場合、体幹前傾姿勢を保持したまま支持脚を後方へスイングするために、立脚初期から中期にかけては大きな股関節伸展トルクおよび正のトルクパワーが発揮されており、体幹後傾歩行では、立脚中期から後期にかけて体幹後傾姿勢を保持したまま、大きな股関節屈曲トルクおよび負のパワーが発揮されていたと述べている。

これらの先行研究は、体幹姿勢が変化すると歩行のバランスを安定させるために下肢動作が変化すること、下肢筋群の体幹姿勢保持への負担が大きくなり筋力・パワー発揮が変化することを示しており、体幹姿勢の変化が歩行動作におけるエネルギーの使い方にも影響を及ぼす可能性があることを示唆している。

そこで、本研究では健康成人における体幹前傾および後傾姿勢での歩行動作を力学的仕事やEIなどのエネルギー論的観点から分析することで、加齢や運動障害等により体幹前傾または後傾姿勢での歩行を強いられている人が、効率的に歩行するための動作の要点やリハビリテーションへの示唆を得ることを目的とする。

## 2. 方法

### 2.1 被験者

被験者は、健康な男子学生10名(年齢25.0±4.9歳、身長1.74±0.04m、体重68.0±4.9kg)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、本研究は筑波大学人間総合科学研究科研究倫理委員会の承認を得たものである。

### 2.2 実験試技

図1に例示するように、10mの直進歩行を3つの試技条件で行わせた。条件1は被験者の固有歩行とし、条件2は体幹前傾歩行、条件3は体幹後傾歩行とした。ここで、体幹の傾きとは、矢状面で肩関節と大転子を結ぶ線分が鉛直となす角度で、試技開始前に角度計を用いて調節した。

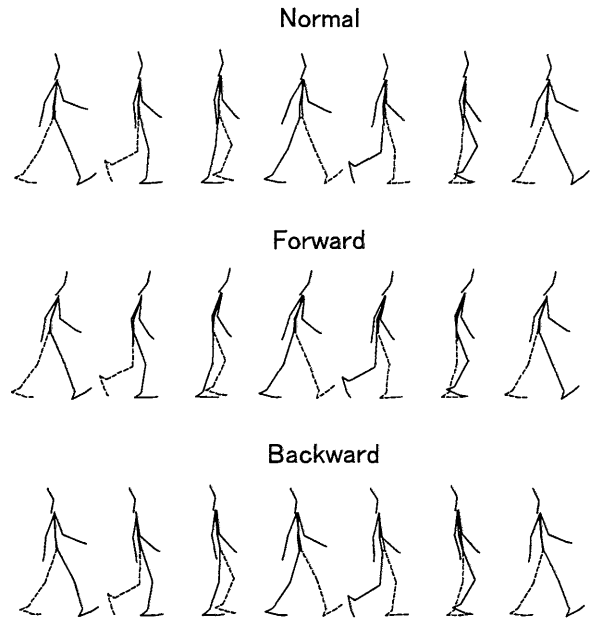


図1 固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行のスティックピクチャー

Sahaら<sup>9)</sup>の研究では、体幹の前傾が25°および50°と著しく大きい傾斜について検討しているが、実際の臨床の場合を考えると、これらの傾斜は実際的ではないため、本研究では体幹前傾10°および後傾10°を選んだ(試技条件の確認については後述)。歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度として、特に細かい制限はしなかった。被験者には、固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行ともに、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(Kistler社製)を自然な動きで踏み、通過後、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の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させた。

### 2.3 データ収集

身体計測点座標の収集には、光学式3次元自動動作分析装置Vicon612(Oxford Metrics社製)を用い、歩行路を取り囲むように接地した8台のカメラを使用した(サンプリング周波数250Hz)。同時に計測エリア中央に埋設した2台のフォースプラットフォーム(Kistler社製、9287B型および9281C型、サンプリング周波数1000Hz)により左右の下肢に作用する地面反力を計測した。

## 2.4 データ処理

分析対象試技において原則として5歩目の踵接地から次の同足側の踵接地までの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 midpoint とし、股関節については臨床歩行分析研究会の推定法<sup>12)</sup>をもとに関節中心を推定した。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により各分析点に対して5~12Hzの遮断周波数で平滑化した<sup>13)</sup>。なお、阿江ら<sup>14)</sup>の身体部分慣性係数を用いてセグメントの質量、質量中心位置および主慣性モーメントを算出した。

## 2.5 測定項目および測定方法

### (1) 歩行速度、ケイデンスおよびステップ長

1歩行周期の質量中心水平速度の平均値を歩行速度、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の同側踵の水平距離を2等分したものをステップ長とした。

### (2) 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時間積分し、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(1)~(3))。

$$W_j = \int_{t_1}^{t_2} |P_j| dt \quad (1)$$

$$PW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^+ dt \quad (2)$$

$$NW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^- dt \quad (3)$$

ここで、 $W_j$ 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がなした負仕事である。 $P_j$ は関節jの関節トルクパワー、 $t_1$ ,  $t_2$ はそれぞれ1歩行周期の開始時刻, 終了時刻である。

### (3) 力学的エネルギー利用の有効性指数

運動の技術を評価する指標の1つとして、力学的エネルギー利用の有効性指数(Effectiveness index of mechanical energy utilization. 以下、EI)が提案されている。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(式(4))<sup>5)</sup>。

$$Effectiveness\ Index = \frac{Effective\ Work\ or\ Energy}{Mechanical\ Work\ or\ Energy} \quad (4)$$

本研究は式(5)を用いてEIを算出した。

$$EI = \frac{\frac{1}{2}mV_H^2}{W_{JP}} \quad (5)$$

ここで  $m$ ,  $V_H$ ,  $W_{JP}$  は、それぞれ身体質量、1歩行周期の質量中心平均水平速度、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3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進行方向の運動エネルギーの比であり、EIが高いほど下肢による仕事が進行方向への移動速度に有効に変換されたことを示す<sup>15)</sup>。

### (4) ブレーキ距離および質量中心上下動

図2に示したように踵接地時の質量中心と足関節の水平距離をブレーキ距離とした。また、1ステップ中の質量中心上下動の和を求めた。

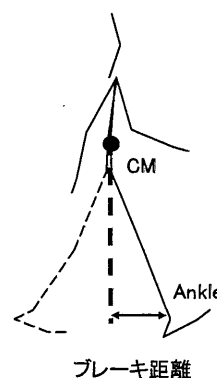


図2 踵接地時におけるブレーキ距離

## 2.6 統計処理

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見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%とした。

## 3. 結果

### 3.1 歩行速度、ケイデンスおよびステップ長

表1に歩行速度、ケイデンスおよびステップ長の平均値および標準偏差を示す。ステップ長は被験者の身長比で示した。

表1 歩行速度、ケイデンス、ステップ長

|   | Normal      | Forward     | Backward    | * p<0.05    |
|---|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Average walking speed (m/s)             | 1.56 ± 0.13 | 1.52 ± 0.14 | 1.42 ± 0.14 | * N-B * F-B |
| Average cadence (steps/min)             | 115.0 ± 5.6 | 115.7 ± 5.3 | 110.1 ± 5.8 | * N-B * F-B |
| Average steplength (step length/height) | 0.47 ± 0.03 | 0.46 ± 0.03 | 0.45 ± 0.04 | * N-B       |

The values are mean ± SD.

歩行速度は、固有歩行と体幹前傾歩行に有意差はなかったが、体幹後傾歩行では、固有歩行および体幹前傾歩行より有意に低かった。ケイデンスは、固有歩行と体幹前傾歩行に有意差はなかったが、体幹後傾歩行では、固有歩行および体幹前傾歩行より有意に低かった。ステップ長は、固

有歩行と体幹前傾歩行に有意差はなかったが、体幹後傾歩行では、固有歩行より有意に低かった。

### 3.2 体幹傾斜角度

図3は固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行の体幹部分角度変化を平均値および標準偏差で示したものである。また、図上部の×印および下部の○印は、それぞれ体幹前傾歩行、後傾歩行と固有歩行の間に有意差があることを示す。前傾歩行、後傾歩行ともに体幹の前傾10°、後傾10°からは大きく逸脱しておらず、試技条件を満たしていたと考えられる。

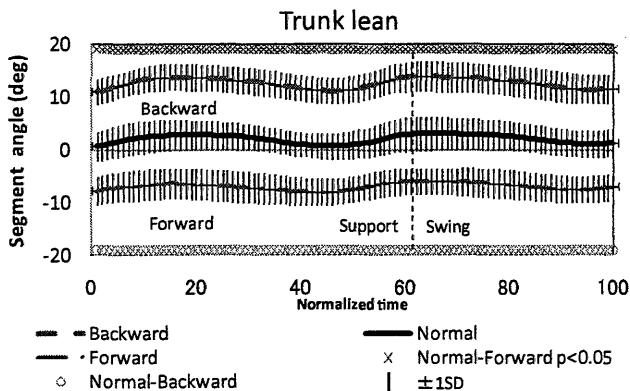


図3 体幹傾斜角度

### 3.3 力学的仕事

図4に1歩行周期における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身体質量あたりで示す。

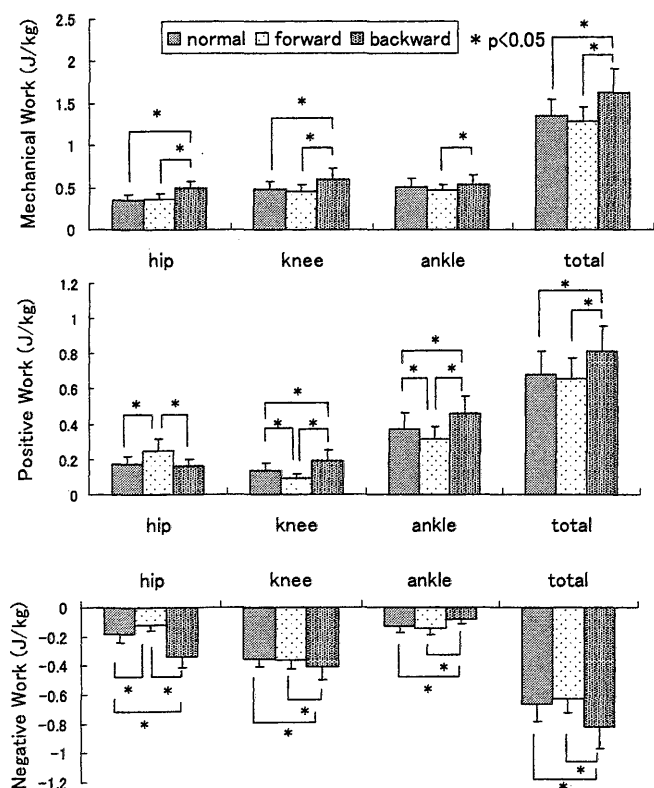


図4 1歩行周期における下肢の力学的仕事

絶対仕事（上図）についてみると、体幹前傾歩行と固有歩行では、下肢3関節ともに有意差がなかった。体幹後傾歩行では固有歩行に対して、股関節が1.38倍、膝関節が1.20倍、下肢3関節合計が1.20倍となり有意に大きかった。

正仕事（中図）についてみると、体幹前傾歩行では固有歩行に対して、股関節が1.38倍で有意に大きく、膝関節が0.64倍、足関節が0.86倍で有意に小さかったが、下肢3関節合計では、体幹前傾歩行と固有歩行の間に有意差はなかった。体幹後傾歩行では固有歩行に対して、膝関節が1.35倍、足関節が1.24倍、下肢3関節合計が1.17倍で有意に大きかった。

負仕事（下図）についてみると、体幹前傾歩行では固有歩行に対して、股関節が0.66倍で有意に小さかったが、膝関節、足関節および下肢3関節合計では有意差はなかった。体幹後傾歩行では固有歩行に対して、股関節が1.88倍、膝関節が1.14倍、下肢3関節合計が1.24倍で有意に大きく、足関節が0.61倍で有意に小さかった。

### 3.4 力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI)

図5に歩行速度と異なる体幹傾斜でのEIとの関係を示す。縦軸がEI、横軸が歩行速度である。いずれの歩行のEIも、歩行速度と正の相関（固有歩行： $r=0.47(p<0.05)$ 、体幹前傾歩行： $r=0.75(p<0.05)$ 、体幹後傾歩行： $r=0.46(p<0.05)$ ) がみられたが、体幹前傾歩行と固有歩行では、歩行速度が同等であればEIもほぼ同等であった。しかし、体幹後傾歩行では、歩行速度が固有歩行および体幹前傾歩行と同等でもEIは常に低かった。

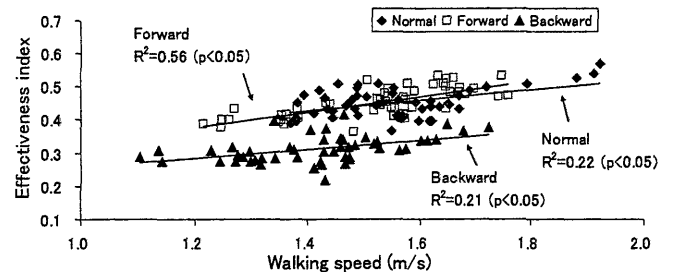


図5 異なる体幹姿勢での歩行動作の力学的エネルギー利用の有効性指数

### 3.5 ブレーキ距離および質量中心上下動

図6に踵接地時におけるブレーキ距離および1ステップ中の質量中心上下動の平均値および標準偏差を身長あたりで示す。

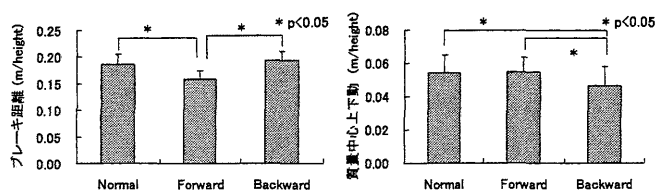


図6 ブレーキ距離および質量中心上下動の平均値および標準偏差

ブレーキ距離では、体幹前傾歩行は固有歩行に対して0.85倍で有意に短かったが、体幹後傾歩行と固有歩行の間には有意差はなかった。

質量中心上下動では、体幹前傾歩行と固有歩行の間には有意差はなかったが、体幹後傾歩行は固有歩行の0.85倍で有意に小さかった。

#### 4. 考察

##### 4.1 体幹の前傾が歩行動作における力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響

移動運動におけるEIは移動速度と相関することが知られており<sup>5)15)</sup>、本研究においても固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行でEIと歩行速度の間に正の相関がみられた。また、体幹前傾歩行のEIは本研究の歩行速度の範囲において固有歩行と同等であった。このことは、体幹前傾歩行では固有歩行と同等の下肢筋群の力学的仕事で歩行速度を維持していることを示す。

体幹前傾歩行と固有歩行を比べると、絶対仕事では下肢3関節ともに有意差がなく、正仕事および負仕事の下肢3関節の合計においても有意差がなかった。しかし、正仕事および負仕事における個別の関節での力学的仕事は異なっており、固有歩行と比べると体幹前傾歩行の正仕事は、股関節で1.38倍と大きかったが、膝関節は0.64倍、足関節は0.86倍と小さく、負仕事では、体幹前傾歩行の股関節が0.66倍と小さかった。このように、体幹前傾歩行では正仕事に大きな差が生じることが分かった。

図7は、典型的な1名の被験者の固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行の関節トルク（左図）および関節トルクパワー（右図）の変化を示したものである。体幹前傾歩行では、立脚前半の股関節伸展トルクおよび股関節正パワーが大きいことから、立脚初期から中期にかけて体幹前傾位を保持したまま、股関節を伸展して下肢を後方へスイングするため大きな股関節伸展トルクやトルクパワーが必要となることが分かる。このために体幹前傾歩行では、股関節の正仕事が増大したと考えられる。

図1のスティックピクチャーをみると、体幹前傾歩行では、

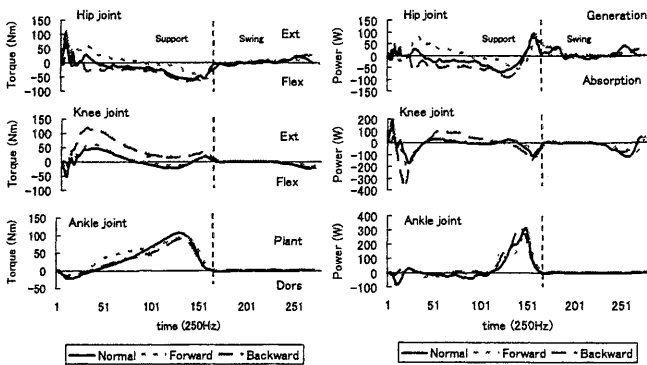


図7 典型的な被験者の固有歩行、体幹前傾歩行および体幹後傾歩行における関節トルクおよびトルクパワーの変化

膝関節屈曲位で踵接地し、立脚中期でも膝関節が伸展しきらずに屈曲位にあることが分かる。Saha<sup>9)</sup>は、体幹前傾歩行での支持脚の屈曲は、骨盤を後方へ引いて体幹前傾による質量中心の前方変位を相殺するためであろうと述べている。一方で、図7の体幹前傾歩行の膝関節トルクやトルクパワーの変化パターンには、固有歩行と大きな違いはなかった。

淵本<sup>16)</sup>は、歩行動作における筋の主な力学的仕事は、遊脚足の爪先が床に触れないように持ち上げるための仕事と、両脚支持期に後ろ脚でキックをして次の支持脚の真上に身体を持ち上げるための仕事であると述べている。図7の体幹前傾歩行では、立脚後期の足関節底屈トルクおよび足関節正パワーが小さいことから、両脚支持期の前脚の股関節が大きな正仕事をするため、後ろ脚の足関節による正仕事が抑制されたと考えられる。

また、体幹前傾歩行では図6に示したように、踵接地時において体幹前傾により質量中心が前方へ位置するため、踵接地時のブレーキ距離が固有歩行より短くなり、進行方向速度の減速を小さくでき、力学的エネルギーの減少を抑えることができたと考えられる。

以上のことから、体幹前傾歩行では固有歩行や体幹後傾歩行に比べて股関節正仕事が優位となり、膝関節および足関節正仕事の発揮が抑制されること、進行方向速度の減速を小さくすることで固有歩行と同等の下肢筋群の力学的仕事で歩行速度を維持していたと考えられる。したがって、体幹前傾姿勢での歩行を強いられている人では、特に股関節伸展筋群の短縮性収縮によるパワー発揮を強化する必要がある。

岡田ら<sup>6)</sup>は、健康な高齢者および健康な青年における歩行動作の力学的仕事および関節貢献度を比較した研究において、高齢者群では正仕事における股関節の貢献度および負仕事における足関節の貢献度が大きく、正仕事における足関節の貢献度および負仕事における股関節の貢献度が小さかったと述べている。岡田らの研究では、体幹の姿勢については触れられていないが、高齢者歩行の力学的仕事は、本研究における健康成人の体幹前傾歩行の変化とよく類似しており、高齢者歩行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ことを示唆するが、詳細については今後の課題である。

本実験での体幹の傾斜は、矢状面で肩関節と大転子を結ぶ線分が鉛直となす角度とし、被験者である健康男子学生は、脊柱の生理的彎曲を維持した状態で体幹を前傾または後傾させて歩行していた。一方で加齢や疾病では脊柱変形が伴い体幹が傾斜する。

高畑ら<sup>17)</sup>は、骨粗鬆症を有し脊椎圧迫骨折の既往がある患者19名の脊柱変形を全脊柱立位の単純エックス線写真側面像より正常、凹円背、円背、全後弯に分類し、さらに第7頸椎から降ろした垂線と第1仙椎岬部との水平距離を求めて体幹重心の指標としている。その結果、仙骨岬部からの水平距離は、正常群および凹円背群では10mm以内であったが、円背群および全後弯群では10mm以上前方へ偏移し

ていたことから、凹円背では代償的に腰椎前弯を大きくすることで脊柱全体としてのバランスを保つが、円背や全後弯では脊柱のなかでの代償ができず、重心線が前方へ移動するため骨盤後傾と下肢関節の屈曲などでバランスをとると推察している。このことから円背、亀背、全後弯では体幹前傾姿勢となりやすく、凹円背では腰椎前弯増強により体幹直立位を保っており、棘突起などの腰椎後部要素での体重支持の割合が大きくなることで、さらなる背筋群の弱화를招き、その結果、立位で腹部を前方へ突き出した体幹後傾姿勢になりやすいと考えられる。

脊柱の生理的弯曲を維持した体幹傾斜と比較して、脊柱弯曲が大きい体幹傾斜では体幹質量中心と股関節とのモーメントアームが小さく、重力による体幹のモーメントが小さくなる。よって脊柱変形のある高齢者や障害者の歩行を分析する際には、体幹の質量中心位置をより正確にするために体幹を上胴と下胴に分けてモデル化するなどして、体幹の姿勢と歩行動作の関係について分析する必要があると考えられる。

#### 4.2 体幹の後傾が歩行動作における力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響

体幹後傾歩行のEIは、本研究の歩行速度の範囲において、固有歩行および体幹前傾歩行より低かった。このことは、体幹後傾歩行は、固有歩行および体幹前傾歩行と同じ歩行速度を維持するのにより大きな下肢筋群の力学的仕事が必要であることを示す。

体幹後傾歩行の絶対仕事は固有歩行に対して、股関節が1.38倍、膝関節が1.20倍、下肢3関節合計が1.20倍と有意に大きく、正仕事では体幹後傾歩行の膝関節が1.35倍、足関節が1.24倍、下肢3関節合計が1.17倍と有意に大きく、負仕事では体幹後傾歩行の股関節が1.88倍、膝関節が1.14倍、下肢3関節合計が1.24倍と有意に大きく、足関節が0.61倍と有意に小さかった。このように、体幹後傾歩行は固有歩行と比較すると股関節の正仕事、足関節の負仕事を除く、他の関節の正負の仕事が全て有意に大きかった。

図7から分かるように、体幹後傾歩行は立脚初期における股関節伸展トルクから屈曲トルクへの移行および股関節正パワーから負パワーへの移行のタイミングが早く、その後の立脚期を通して股関節屈曲トルクおよび負パワーが大きい。これは、立脚期で体幹後傾姿勢を保持したまま股関節の過剰な伸展を防ぐため股関節屈曲筋群の伸張性収縮による力がより発揮されたためと考えられる。また、体幹後傾歩行では、立脚期を通して膝関節伸展トルクが大きく、立脚初期では大きな負パワーを、立脚中期では大きな正パワーを発揮している。また、足関節は立脚後期の底屈トルクは小さいが、正パワーは大きくなっている。図1のスティックピクチャーをみると、体幹後傾歩行では、骨盤が前方へ突き出した姿勢であり支持脚の股関節の伸展が制限されるため、代償として膝関節を屈曲し、足関節を背屈して下腿を大きく前傾させることで、身体を前方へ移動させて

いることが分かる。そのため、体幹後傾歩行では膝関節の正負の仕事が大きく、足関節の正仕事が大きくなったと考えられる。

図6と表1に示したように、体幹後傾歩行ではブレーキ距離は固有歩行と比較して有意差がないが、ステップ長では固有歩行より有意に短いことから、体幹後傾歩行では、ステップ長を短くすることで体幹後傾によるブレーキ距離の増大を抑えて、進行方向速度の減速が大きくならないようにしていたと考えられる。

以上のことから、体幹後傾歩行では、体幹の姿勢保持のための股関節の負仕事が大きくなること、支持脚の大きな屈伸動作のために膝関節の正負の仕事および足関節の正仕事が大きくなることで、結果としてEIが固有歩行より低くなったと考えられる。体幹後傾姿勢をとりやすい凹円背では、胸椎後弯増強による体幹前傾を立て直すため代償的に腰椎前弯を強めた姿勢であり、棘突起などの腰椎の後部要素が体重支持の役割を果たしていると考えられている<sup>8)</sup>。したがって、腹筋群や脊柱起立筋群の筋力強化などにより過剰な腰椎前弯を弱め体幹後傾角度を小さくし、支持脚の屈伸動作をあまり大きくしないようにできれば、下肢筋群の力学的仕事を小さくし歩行動作のEIを高めることができると考えられる。

高齢者の人口増加により膝関節の関節構成体の退行性変化と増殖性変化を示す疾患である変形性膝関節の患者数が増加している<sup>18)</sup>。変形性膝関節症の患者の多くは膝内反変形(O脚)を呈し、さらに脊柱後弯変形を伴う場合がある。このような患者の立位姿勢では、骨盤後傾で脊柱屈曲位、膝関節は屈曲-内反-内旋位で膝関節伸展障害を招き屈曲拘縮を起こしやすい<sup>19)</sup>。骨盤が後傾し体幹後傾歩行となると、支持脚の大きな屈伸動作が必要となり膝関節の正仕事が増大し力学的負荷は大きくなると考えられる。

脊柱変形の初期段階では特に胸椎の伸展可動域を改善させることが、体幹の姿勢改善に効果的であるが、骨萎縮や後弯変形が著明である場合は、自動や自動介助による軽い伸展運動を行うか、腹臥位での肘立て位を数分とり自重による持続的伸張による可動域改善法などが適しているとされる<sup>19)</sup>。また、重度の膝関節屈曲拘縮、脊柱後弯変形などによって体幹後傾姿勢からの姿勢矯正が困難な患者の場合は、歩行機能維持のため、特に股関節屈曲筋群の伸張性収縮によるパワー発揮、膝関節伸展筋群の短縮性収縮によるパワー発揮を高めておく必要があると考えられる。

#### 5. まとめ

本研究では、健常成人の固有歩行と体幹の姿勢を変化させた歩行を、エネルギー論的観点から分析し、体幹の姿勢が歩行動作の力学的エネルギー利用に及ぼす影響に関して検討した。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 体幹前傾歩行のEIは固有歩行と同等であったが、股関節の正仕事が優位となり膝関節および足関節の正仕事の発

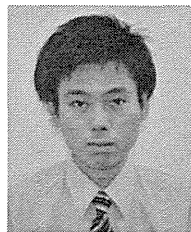
揮が抑えられ, 下肢3関節合計の力学的仕事は固有歩行と同等となる.

- ② 体幹後傾歩行のEIは固有歩行より低く, 歩行速度の維持のためにはより大きな下肢筋群の力学的仕事が必要となる.
- ③ 体幹後傾歩行では, 体幹の姿勢保持および支持脚の大きな屈伸動作のため下肢筋群の力学的仕事が大きくなる. 体幹後傾歩行の場合, 体幹筋群の筋力強化等で体幹後傾角度を小さくし, 支持脚の屈伸動作を小さくすることで歩行動作のEIを高めることができると考えられる.

以上のことから, 体幹前傾姿勢は歩行動作のEIへの影響は小さいが, 体幹後傾姿勢では大きな下肢筋群の力学的仕事が必要となり, EIが低下することが明らかになった. また, 体幹前傾歩行の下肢の力学的仕事は, 高齢者歩行と類似していたことから, 高齢者歩行の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ことが示唆された.

### 参考文献

- 1) 道免和久, 千野直一, 才藤栄一, 木村彰男: 機能的自立度評価法, 総合リハビリテーション, 18(8), 627 - 629, (1990).
- 2) Cavagna, G. A., Thys, H. and Zamboni, A.: The sources of external work in level walking and running, *J. Physiol.*, 262(3), 639-657, (1976).
- 3) 田中ひかる, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公宥: 高齢者の歩行運動における振子モデルのエネルギー変換効率, *体力科学*, 52, 621 - 630, (2003).
- 4) Mahaudens, P., Detrembleur, C. and Mousny, M.: Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis, *Eur. Spine. J.*, 18, 1160-1168, (2009).
- 5) 阿江通良, 藤井範久: 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, (1996).
- 6) 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久: 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, (1997).
- 7) 岡田英孝, 阿江通良: 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, (1999).
- 8) 佐藤光三: 脊椎骨粗鬆症における脊柱変形と腰背痛の検討, *整形災害外科*, 28, 679 - 686, (1985).
- 9) Saha, D., Gard, S. and Fatone, S.: The effect of trunk flexion on able-bodied gait, *Gait and Posture*, 27, 653 - 660, (2008).
- 10) Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P. and Barbier, F.: 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, (2009).
- 11) 佐久間亨, 阿江通良: 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研究, *バイオメカニズム学会誌*, 34(4), 325 - 332, (2010).
- 12) 倉林準, 持丸正明, 河内まき子: 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, (2003).
- 13) Winter, D. A.: *Biomechanics and motor control of human movement*, 41 - 43, John Wiley and Sons, (2005).
- 14) 阿江通良: 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数, *Japanese J Sport Sci*, 15(3), 155 - 162, (1996).
- 15) 横井孝志, 横澤俊治, 山田洋, 金子文成, 長谷和徳, 佐藤紀久江, 移動運動における力学的仕事有効利用性指数と移動速度との相関, *バイオメカニクス研究*, 7(2), 101 - 108, (2003).
- 16) 淵本隆文: 歩行における重心のエネルギー変換, *バイオメカニクス研究*, 10(4), 262 - 271, (2006).
- 17) 高畑雅彦, 武田直樹, 三浪明男: 骨粗鬆症性脊椎骨折後における姿勢異常と体幹筋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, (2006).
- 18) 寺山和雄, 辻陽雄: *標準整形外科 第7版*, 552 - 554, 医学書院, (1999).
- 19) 福井勉, 金承革, 菅原純: 膝関節, 山崎勉(編): *整形外科理学療法理論と技術*, 97 - 99, メジカルビュー社, (1997).



佐久間 亨 (さくま とおる)

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). 現在, 筑波技術大学保健科学部保健学科理学療法専攻特任研究員. 日本理学療法士協会, 臨床歩行分析研究会, 日本体育学会, 日本バイオメカニクス学

会の会員.



## Effects of the trunk inclination on the effectiveness of mechanical energy utilization in gait

Toru SAKUMA<sup>1 †</sup>, Michiyoshi AE<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Tsukuba University of Technology    <sup>2</sup> University of Tsukuba

**Abstract** The purpose of this study was to investigate effects of the trunk inclination on mechanical energetics of gait in healthy males. Ten healthy males were asked to walk in three different trunk inclinations : (1)normal for the subjects, (2)with trunk leaning 10°forward and (3)with leaning 10°backward. The gait motion was captured with a Vicon612 system and the ground reaction forces during the support phase were recorded with two Kistler force platforms. In the forward lean gait, the positive work at the hip increased and that of the knee and ankle decreased, compared with the normal gait. The total mechanical work of three leg joints and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) in the forward lean gait were similar to these of the normal gait.

In the backward lean gait, the total mechanical work was greater and EI was smaller than the normal gait. These results indicate that the forward lean gait is unlikely to affect the EI of gait, and that the backward lean of the trunk in gait seems to decrease the EI because of greater mechanical work done by the leg joints.

**Key Words:** Gait, Trunk position, Mechanical work, Mechanical energy, Effectiveness

---

Received Jun 30, 2011 Accepted Oct 5, 2011

<sup>†</sup> Toru SAKUMA

4-12-7 Kasuga, Tsukuba, Ibaraki 305-8521, JAPAN

Course of Physical Therapy, Department of Health, Faculty of Health Science, Tsukuba University of Technology

Tel : 029-858-9578

E-mail : sakuma@k.tsukuba-tech.ac.jp