

研究論文 (原著)

脊柱変形が歩行中の左右下肢間における力学的エネルギーの流れに及ぼす影響*

佐久間 亨¹⁾# 阿江 通良²⁾ 小林 育斗³⁾

要旨

【目的】本研究の目的は、脊柱変形が歩行動作における左右下肢間の力学的エネルギーの流れに及ぼす影響を明らかにすることである。【方法】変形性脊椎症患者5名と健常者9名が歩行動作を行い、3次元モーションキャプチャーシステム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床反力を計測した。【結果】患者群の歩行動作では骨盤角速度が小さいため遊脚初期で体幹から遊脚側大腿に流れる股関節力パワーは小さく、身体部分間のエネルギー伝達が小さかった。【結論】変形性脊椎症患者の歩行動作では、遊脚初期で遊脚側股関節を前上方へ引きだす動きによって骨盤角速度を大きくすることが、力学的エネルギーを有効に利用するのに役立つことが示唆された。

キーワード 歩行動作, 脊柱変形, 力学的エネルギーの流れ

はじめに

高齢者にとって歩行機能を維持することは自立した日常生活を過ごすために重要である。自宅等での移動では長い距離を続けて歩く機会は少ないが、買い物や仕事などのより広い範囲での活動を考えると、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能力が必要である。

加齢に伴い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%)にまで及ぶと報告されている¹⁾。脊柱後弯を呈する高齢者の歩行に関する研究では、歩行速度の低下²⁾³⁾、立脚側股関節外転トルクの低下⁴⁾、体幹加速度の不規則な変化パターン⁵⁾などが報告されている。また健常成人が脊柱変形を模擬した研究では、体幹が前傾位になると歩行のバランスを安定させるために支持脚の屈曲が大きくなること⁶⁾、体幹の姿勢保持のため特に股関節筋群への負担が大きくなることが報告されている⁷⁾⁸⁾。このように体幹姿勢の変

化は歩行動作へ影響を及ぼすと考えられるが、脊柱変形と歩行中の力学的エネルギー変化を関連づけて検討した研究は見あたらない。脊柱変形が歩行動作へ及ぼす影響についてエネルギー論的観点から検討することは、高齢者が自立した生活を送るための有効なりハビリテーションを考えるためにも重要であろう。

Cavagna⁹⁾は歩行動作の効率の指標として身体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4.5 km付近がもっとも% Recoveryが大きく、筋による外的仕事が最少となるため、通常に快適と感じる歩行速度では重力をもっとも有効に利用していると述べている。OrtegaとFarley¹⁰⁾は歩行動作における身体質量中心の上下動の大きさと生理的エネルギー消費の関係をみるため、健常若年者における固有歩行と身体質量中心の上下動を平均69%まで小さくした歩行(Flat-trajectory walking)を比較した。そして、Flat-trajectory walkingの生理的エネルギー消費は低速から高速までのいずれの歩行速度においても固有歩行の約2倍にもなり、その原因のひとつが% Recoveryの低下にあることなどを報告している。

これらの研究は身体を単一の質点にモデル化し(質点モデル法)、位置エネルギーと並進運動エネルギーの変換率から運動の効率を求め、発揮された生理的エネルギーと運動パフォーマンスの関係から経済性について評価したものである。しかし、質点モデルでは回転運動エネルギーや逆向きの運動をする各体節のエネルギーは無

* Effects of Spinal Deformities on Mechanical Energy Flow between Left and Right Legs During Gait

1) 筑波技術大学

(〒305-8521 茨城県つくば市春日4-12-7)

Toru Sakuma, PT, MS: Tsukuba University of Technology

2) 筑波大学

Michiyoshi Ae, PhD: University of Tsukuba

3) 茨城県立医療大学

Yasuto Kobayashi, MS: Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

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

(受付日 2015年3月25日/受理日 2015年8月19日)

[J-STAGEでの早期公開日 2015年12月4日]

表1 対象者の身体特性

	被験者	性別	年齢 (歳)	身長 (m)	体重 (kg)	胸椎弯曲指数	腰椎弯曲指数
患者群	1	女性	75	1.49	55.3	0.103	0
	2	女性	73	1.50	40.5	0.176	0
	3	女性	83	1.49	56.4	0.180	0
	4	男性	81	1.64	70.1	0.147	0
	5	女性	84	1.35	49.3	0.147	0
		Mean	79.2	1.49	54.3	0.150	0
		SD	4.9	0.10	10.8	0.031	0
健常者群 (男性8人, 女性1人)		Mean	70.0	1.64	61.1	0.077	0.051
		SD	3.5	0.05	8.7	0.025	0.026
有意差 * p<0.05			*	*		*	*

視されるので実際の身体運動における力学的エネルギーは過小に評価されやすくなる¹¹⁾。また運動技術を評価する指標のひとつとして、出力された力学的エネルギーに対する運動課題の達成度あるいはそれに関係する有効な力学的エネルギーの比（力学的エネルギー利用の有効性指数）が提案されている¹²⁾。

より正確に力学的エネルギーを算出する方法のひとつに剛体リンクモデル法がある。歩行動作においては左右下肢における力学的エネルギーの位相は逆になっており、一方の下肢のエネルギーが増大すれば、もう一方の下肢のエネルギーは減少することから、左右の下肢で骨盤を介してエネルギーの伝達が生じていると考えられる。そして全身の力学的エネルギーの増減には関節トルクによるエネルギーの発生と吸収だけでなく、関節力と関節トルクによる身体部分間のエネルギーの伝達が影響しているとされている¹³⁾¹⁴⁾。

歩行動作における骨盤の動きは、歩幅の増大や衝撃吸収の働きと関連づけて検討されることは多いが、左右下肢間で力学的エネルギーを流す、あるいは伝達するための骨盤の動きに関する研究は少ないようである。法元¹⁵⁾は競歩における身体部分間の力学的エネルギー伝達に関する研究で、大きな歩行速度を獲得するためには遊脚期後半における遊脚側股関節伸展トルクおよび後向きの関節力により、遊脚側下肢から下脛を介して支持脚にエネルギーを伝達し支持脚の前方速度を大きくし支持時間を短くすることが有効であり、遊脚側股関節を後方に回転させる体幹トルクの発揮の重要性についても指摘している。このように歩行動作では下肢と骨盤が協調的に動くことで力学的エネルギーが有効に伝達されると考えると、脊柱変形によって脊柱可動性が低下し¹⁶⁾、骨盤の動きが制限されると、左右下肢間の力学的エネルギーの流れにも影響を及ぼす可能性があると考えられる。

そこで、本研究では変形性脊椎症患者を対象に、脊柱変形が歩行中の左右下肢間の力学的エネルギーの流れに

及ぼす影響を明らかにし、力学的エネルギーを有効に利用して歩行するための基礎的知見を得ることを目的とする。

方 法

1. 被験者

対象は、日常生活動作が自立しており独歩が可能な5名の変形性脊椎症患者を患者群とし、健常者群は地域のシルバー人材センターに登録しており脊椎変形の既往がない9名の高齢者とした。対象の除外基準は、下肢の変形性関節症で強い痛みや著しい変形を認めるもの、脊椎圧迫骨折、下肢骨骨折、下肢関節疾患に対する手術治療、感覚や運動機能が障害される神経性および筋性疾患、運動麻痺を伴う脳血管疾患があるもの、その他、歩行動作に影響を及ぼす可能性のある疾患の既往があるものとした(表1)。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. 脊柱アライメント評価

脊柱アライメントの測定では、多数の金属棒で構成されるスライディングゲージを安静立位の被験者の脊柱にあて、その弯曲を紙にトレースした(コンフォーメータ式)¹⁷⁾。脊柱弯曲の定量化では以下のようにMilneらの方法¹⁸⁾を用いた。矢状面において第7頸椎棘突起(以下、C7)から第5腰椎棘突起(以下、L5)を結ぶ直線をL、Lが脊柱のS字弯曲と交差する点をXとして、C7からXまでの距離をThoracic length(以下、TL)、XからL5までの距離をLumbar length(以下、LL)とした。そして、S字の上部弯曲の頂点からTLに下す垂線の距離をThoracic width(以下、TW)、S字の下部弯曲の頂点からLLに下す垂線の距離をLumbar width

(以下, LW) として, TW を TL で除した値を胸椎弯曲指数 (TW/TL), LW を LL で除した値を腰椎弯曲指数 (LW/LL) とした (表 1)。

3. 実験試技

被験者に 10 m の直進歩行を行わせた。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, 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。被験者は 5 回の試技を行ったが, 歩行中に著しく不自然であると験者が判断した場合はやり直しさせた。

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 Motion Systems 社製, VICON MX T-series) 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 1,000 Hz) により左右の足に作用する床反力を計測した。

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 midpoint 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¹⁹⁾。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²⁰⁾。各被験者について 5 回の試技の平均値を各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²¹⁾の身体部分慣性係数を用いて算出した。

6. 測定項目および測定方法

1) 歩行の基礎的要素

歩行速度, ケイデンス, 歩幅, 歩隔, プレーキ距離 (踵接地時の身体質量中心と足関節の前後距離), 立脚時間, 遊脚時間および身体質量中心の鉛直変位を求めた。

2) 体幹および骨盤の角度

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セグメント角度, 左右肩関節の midpoint と左右肋骨下端の midpoint を結ぶ線を上胴セグメント, 左右肋骨下端の midpoint と左右股関節の midpoint を結ぶ線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-下胴角度とした。

骨盤側屈角度は前額面において左右股関節を結ぶ線が水平となす角度とし, 骨盤回旋角度は水平面において左右股関節を結ぶ線が左右軸となす角度とした。また骨盤側屈角度および回旋角度をそれぞれ時間で数値微分することで骨盤側屈角速度, 回旋角速度を算出した。

3) 関節トルクおよびトルクパワー

関節まわりの筋群の力学的効果の指標として, 逆動力学手法により関節トルクを算出し, 関節まわりの筋群の活動様式の指標として, 関節トルクと関節角速度の内積により関節トルクパワーを算出した²²⁾。

4) 関節力パワーおよびセグメントトルクパワー

身体部分間における関節および筋群を介した力学的エネルギーの流れの指標として, 逆動力学手法により算出した関節力と関節速度の内積により関節力パワーを, 関節トルクとセグメント角速度の内積によりセグメントトルクパワーを算出した²²⁾。

5) 身体各部分の力学的エネルギー

身体各部分の力学的エネルギーを式 (1) により算出した。

$$E_{i,j} = m_i g h_{i,j} + \frac{1}{2} m_i v_{i,j}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{i,j}^2 \quad (1)$$

ここで, $E_{i,j}$ は時刻 j における部分 i の力学的エネルギー, m は部分質量, g は重力加速度, h は部分の重心高, v は部分重心の速度, I は部分の重心まわりの慣性モーメント, ω は身体各部分の部分角度を数値微分して得た部分の角速度である。

また, 力学的エネルギーを時間で数値微分して力学的エネルギー変化率を算出した。

6) 力学的エネルギーの伝達量

身体部分間の力学的エネルギーの伝達量 (T_b) は Pierrynowski ら²³⁾の方法を用いて下記の式より算出した。

$$\Delta E_{i,j} = E_{i,j+1} - E_{i,j} \quad (2)$$

$$W_{wb} = \sum_j^{n-1} |\sum_i^s (\Delta E_{i,j})| \quad (3)$$

$$W_w = \sum_i^s \sum_j^{n-1} |\Delta E_{i,j}| \quad (4)$$

$$T_b = W_w - w_{wb} \quad (5)$$

ここで, W_{wb} は部分内および部分間での力学的エネルギーの変換および伝達が起こると仮定した場合の力学的仕事, W_w は部分内で力学的エネルギーの交換はあるが部分間での力学的エネルギーの伝達がないと仮定した場合の力学的仕事, n は 1 歩行周期に要したフィールド数, s は部分の数である。

7) 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

表 2 歩行の基礎的要素および体幹、骨盤の角度

		患者群	健常者群	有意差 * p<0.05
歩行速度 (m/s)	Mean	1.07	1.31	*
	SD	0.16	0.19	
ケイデンス (steps/min)	Mean	108	109	
	SD	8	9	
立脚時間 (s)	Mean	0.70	0.67	
	SD	0.06	0.05	
遊脚時間 (s)	Mean	0.42	0.44	
	SD	0.05	0.04	
歩幅 (m/height)	Mean	0.41	0.44	
	SD	0.02	0.03	
歩隔 (m/height)	Mean	0.06	0.05	
	SD	0.02	0.02	
ブレーキ距離 (m/height)	Mean	0.17	0.17	
	SD	0.01	0.02	
身体質量中心鉛直変位 (m/height)	Mean	0.08	0.10	*
	SD	0.01	0.02	
体幹セグメント角度 (deg)	Mean	-1	0	
	SD	3	3	
上-下胴角度 (deg)	Mean	151	173	*
	SD	12	4	
骨盤側屈角度変位 (deg)	Mean	14	18	
	SD	3	3	
骨盤回旋角度変位 (deg)	Mean	12	18	
	SD	3	5	

歩幅、歩隔、ブレーキ距離および身体質量中心鉛直変位は身長比で示した。身体質量中心鉛直変位、骨盤側屈角度変位および骨盤回旋角度変位は 1 歩行周期における角度変化の総和とし、体幹セグメント角度および上-下胴角度は 1 歩行周期における平均値とした。

利用の有効性指数 (Effectiveness index of mechanical utilization: 以下, EI) を算出した¹²⁾。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 (6))。

$$\text{Effectiveness Index} = \frac{\text{Effectiveness Work or Energy}}{\text{Mechanical Work or Energy}} \quad (6)$$

本研究は式 (7) を用いて EI を算出した。

$$\text{EI} = \frac{\frac{1}{2} m V_H^2}{W_{JP}} \quad (7)$$

ここで m , V_H , W_{JP} は、それぞれ身体質量、1 歩行周期の身体質量中心の平均水平速度、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 1 歩行周期に一方の下肢関節 (股屈伸, 股内外転, 膝屈伸, 足底背屈) 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は移動速度に有効に変換されたことを示す。

7. 1 歩行周期の規格化

力学的エネルギー、キネマティクスおよびキネティックデータの变化パターンを比較するために、1 歩行周期を 100% として規格化した。

8. 統計処理

2 群の差の検定には Mann-Whitney 検定を用いた。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% とした。

結 果

1. 歩行の基礎的要素および体幹、骨盤の角度

表 2 に歩行の基礎的要素と体幹、骨盤の角度を示す。歩行速度、身体質量中心鉛直変位および上-下胴角度は、患者群が健常者群より有意に小さかった。

2. 力学的エネルギー

1) EI, 力学的仕事 (以下, W_{wb}) および身体部分間のエネルギー伝達量 (以下, T_b)

図 1 (a) に EI の平均値および標準偏差を示す。患者群は 0.27 ± 0.05 , 健常者群は 0.37 ± 0.03 で、患者群が

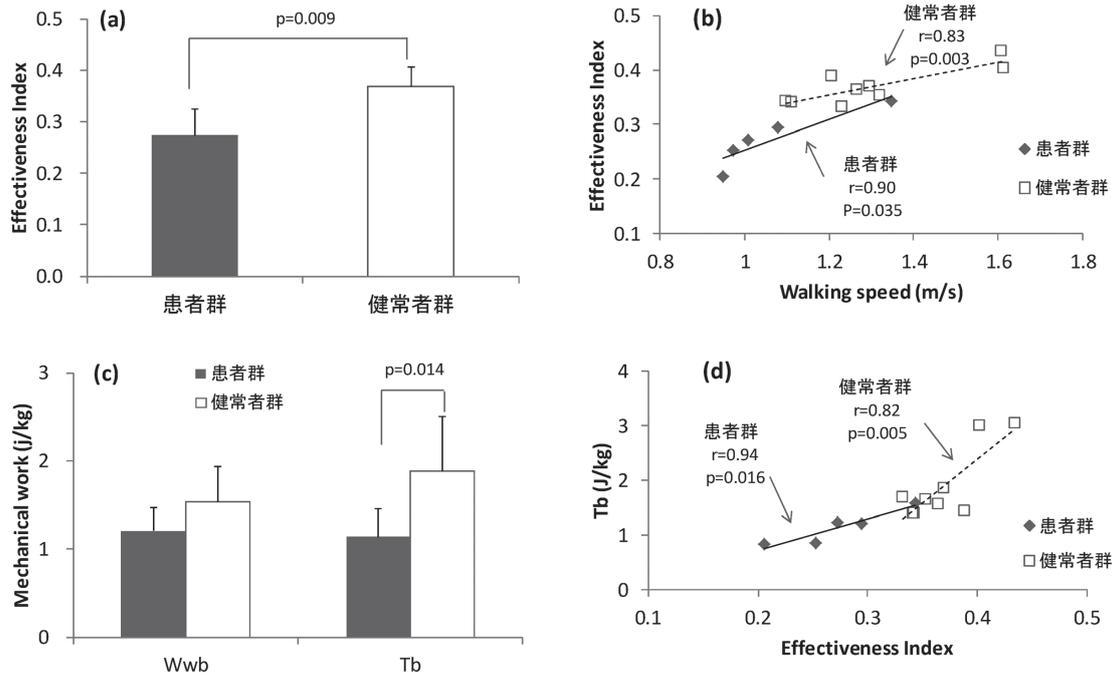


図1 力学的エネルギー利用の有効性指数(EI), 力学的仕事(Wwb)および身体部分間の力学的エネルギー伝達量(Tb) (a) EIの比較, (b) EIと歩行速度との関係, (c) WwbおよびTbの比較, (d) TbとEIとの関係. WwbおよびTbは体重あたりで示した.

有意に小さかった。

図1 (b) にEIと歩行速度の関係を示す。縦軸がEI, 横軸が歩行速度である。両群の歩行のEIには歩行速度と正の相関(患者群: $r = 0.90$ ($p = 0.035$), 健常者群: $r = 0.83$ ($p = 0.003$))がみられた。両群の回帰直線を比較すると, 歩行速度が1~1.4 m/sの範囲において患者群では健常者群よりEIが低い傾向であった。

図1 (c) にWwbとTbの平均値および標準偏差を示す。Wwbは患者群が 1.21 ± 0.26 J/kg, 健常者群が 1.53 ± 0.42 J/kgで, 両群に有意差はなかった。Tbは患者群が 1.14 ± 0.31 J/kg, 健常者群が 1.88 ± 0.66 J/kgで, 患者群が有意に小さかった。

図1 (d) にTbとEIの関係を示す。縦軸がTb, 横軸がEIである。両群の歩行のTbにはEIと正の相関(患者群: $r = 0.94$ ($p = 0.016$), 健常者群: $r = 0.82$ ($p = 0.005$))がみられたが, 患者群ではEIと同様にTbも低かった。

2) 力学的エネルギーの流れ

図2 (a) は患者群および健常者群の1歩行周期における全身および頭部+両上肢+体幹(以下, HAT)の, 図2 (b) は左右下肢の力学的エネルギーの変化を平均値で示したものである。

全身および身体各部分の力学的エネルギーの大きさは健常者群が大きかった。力学的エネルギーの変化パターンは患者群と健常者群で顕著な違いはなく, 全身では1歩行周期で2回の増減があり, HATでは大きな変化はなかった。下肢の力学的エネルギーは左右で位相がほぼ

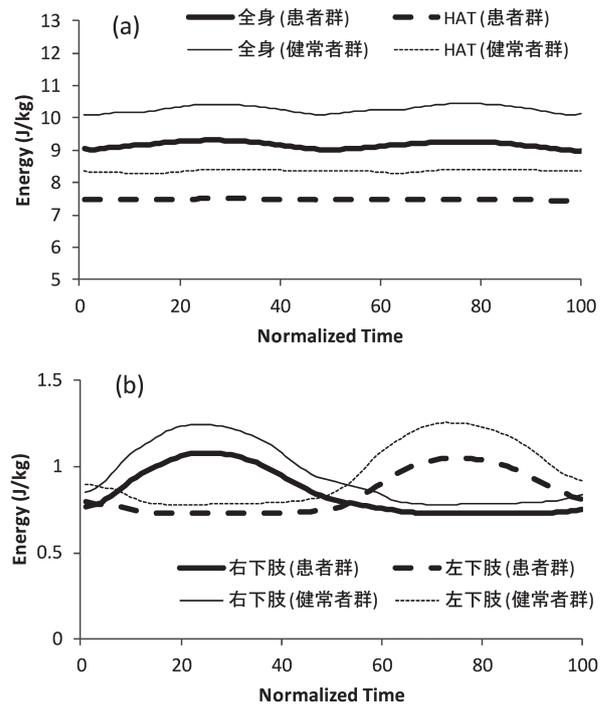


図2 1歩行周期における全身, HAT(頭部+両上肢+体幹)および下肢の力学的エネルギーの変化パターン (a) 全身およびHAT, (b) 下肢. 力学的エネルギーは体重あたりで示した.

逆になっており, 立脚期では小さく, 遊脚期になると急激に大きくなっていった。

図3は患者群および健常者群の1歩行周期における大腿, 下腿および足部の力学的エネルギー変化率(以下,

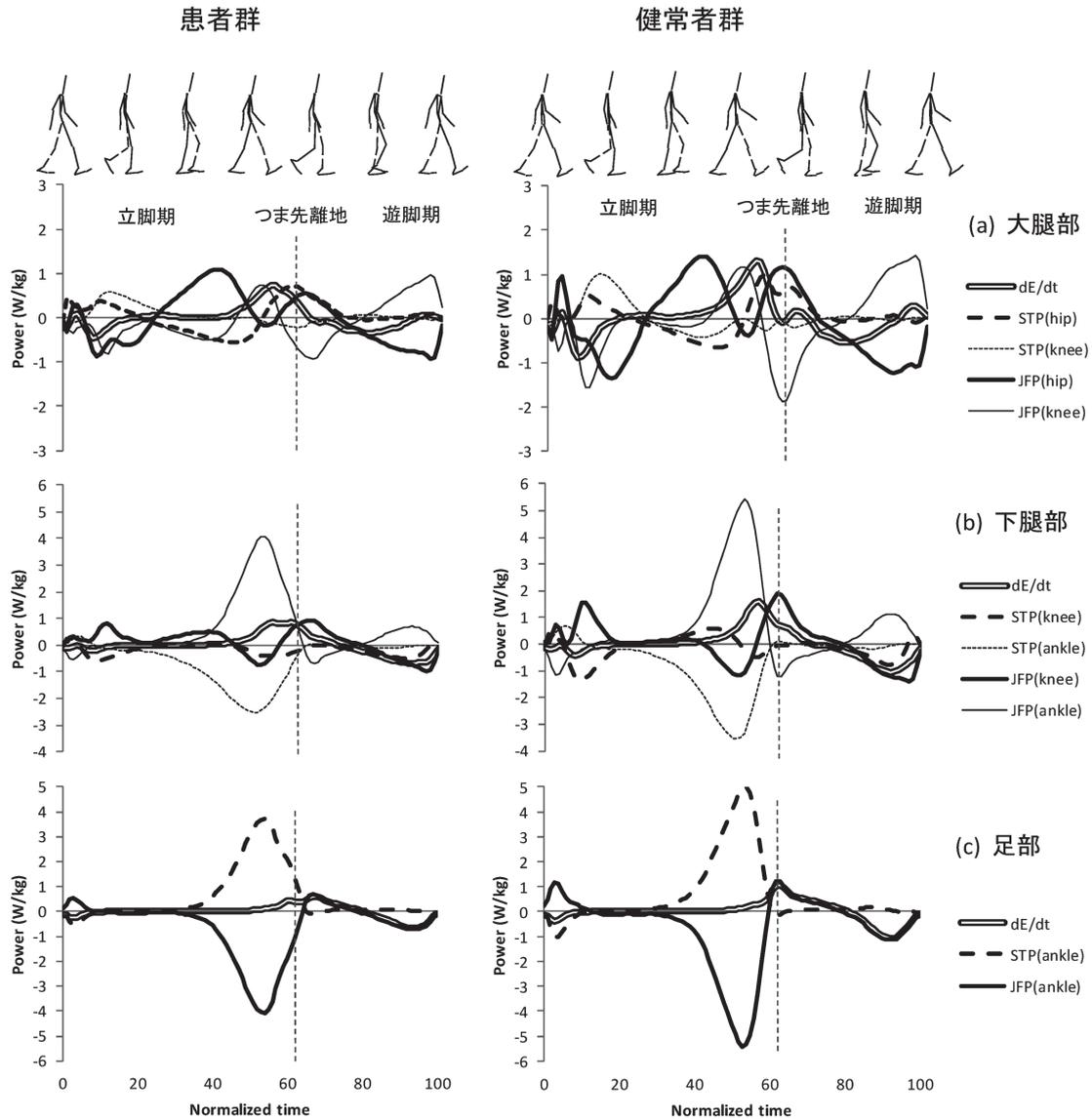


図3 1歩行周期における下肢部分の力学的エネルギー変化率 (dE/dt), 関節力パワー (JFP) およびセグメントトルクパワー (STP) の変化パターン
(a) 大腿部, (b) 下腿部, (c) 足部. dE/dt, JFP および STP は体重あたりで示した.

dE/dt), セグメントトルクパワー (以下, STP), 関節力パワー (以下, JFP) の変化を平均値で示したのである。dE/dt の正の値は部分の力学的エネルギーが増加したことを, 負の値は減少したことを示す。STP の正の値は関節トルクによって部分に力学的エネルギーが流入したことを, 負の値は流出したことを示す。JFP の正の値は関節力によって部分に力学的エネルギーが流入したことを, 負の値は流出したことを示す。

dE/dt, STP, JFP の大きさは健常者群が全体として大きい, 変化パターンは患者群と健常者群で顕著な違いはなかった。

大腿部に着目すると, 患者群, 健常者群とも1歩行周期を通して関節力パワーがセグメントトルクパワーよりも大きく, 遊脚初期では股関節トルクと股関節力によりエネルギーが大腿部に流入し, 遊脚後期では股関節力に

より大腿部からエネルギーが流出していた。

3. 骨盤のキネマティクスおよび股関節のキネティクスの変化パターン

図4の(a)～(i)は, 1歩行周期における骨盤のキネマティクスおよび股関節のキネティクスの変化パターンを平均値で示したものである。

1) 骨盤回旋および側屈角速度

図4(a)は骨盤回旋角速度の変化パターンで, 水平面における反時計まわりの角速度が正の値である。統計的有意差がみられた時点は, 70～74%で患者群の値が小さかった。

図4(b)は骨盤側屈角速度の変化パターンで, 前額面における反時計まわりの角速度が正の値である。統計的有意差がみられた時点は, 6%, 15～24%, 57～

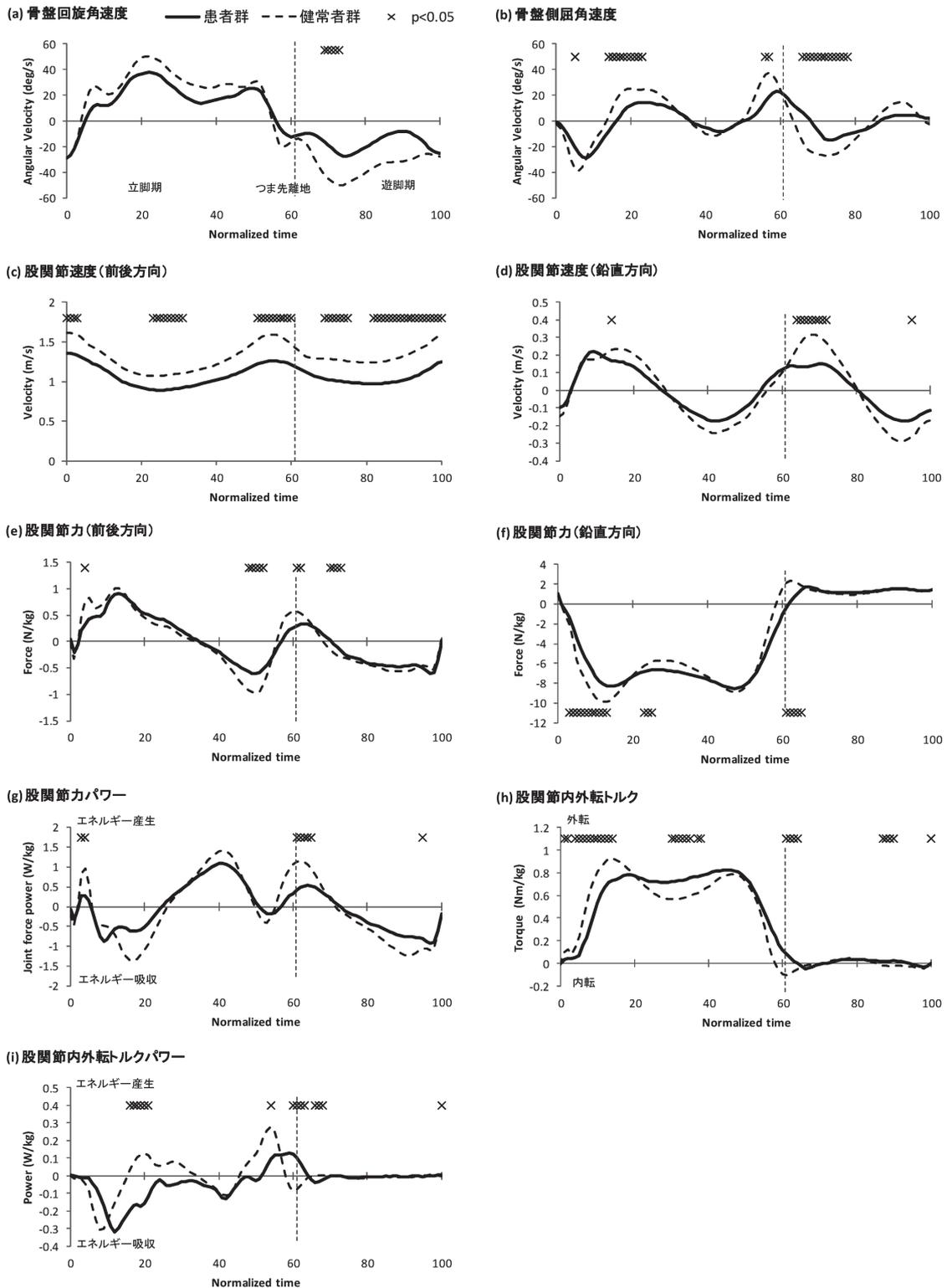


図4 1歩行周期における骨盤のキネマティクスおよび股関節のキネティクスの変化パターン (a)(b) 骨盤角速度, (c)(d) 股関節速度, (e)(f) 股関節力, (g) 股関節力パワー, (h) 股関節内外転トルク, (i) 股関節内外転トルクパワー. 関節力, 関節トルクおよび関節トルクパワーは体重あたりで示した.

58%, 67 ~ 79%でいずれも患者群の値が小さかった。

2) 股関節速度

図4 (c) と (d) は股関節速度の前後成分 (c) および鉛直成分 (d) の変化パターンで、前後成分の正の値は前方への速度を、鉛直成分の正の値は上方への速度を

それぞれ示している。統計的な有意差がみられた時点は、前後成分では1 ~ 4%, 24 ~ 32%, 52 ~ 61%, 70 ~ 76%, 83 ~ 100%でいずれも患者群の値が小さく、鉛直成分では15%, 65 ~ 73%, 96%でいずれも患者群の値が小さかった。

3) 股関節力

図4 (e) と (f) は股関節力の前後成分 (e) および鉛直成分 (f) の変化パターンで、前後成分の正の値は股関節に作用する前向き、鉛直成分の正の値は上方の関節力をそれぞれ示している。統計的な有意差がみられた時点は、前後成分では5%、49~53%、62~63%、71~74%でいずれも患者群の値が小さく、鉛直成分では4~14%で患者群が小さく、24~26%で患者群が大きく、62~66%で患者群が小さかった。

4) 股関節力パワー

図4 (g) は股関節力パワーの変化パターンである。統計的な有意差がみられた時点は、4~5%、62~66%、96%でいずれも患者群の値が小さかった。

5) 股関節内外転トルク

図4 (h) は股関節内外転トルクの変化パターンで、正の値は外転トルクを、負の値は内転トルクをそれぞれ示す。統計的な有意差がみられた時点は、2~3%、5~15%で患者群の外転トルクが小さく、31~36%、38~39%で患者群の外転トルクが大きかった。遊脚期では大きな違いはなかった。

6) 股関節内外転トルクパワー

図4 (i) は股関節内外転トルクパワーの変化パターンで、正の値は短縮性収縮によるエネルギーの産生を、負の値は伸張性収縮によるエネルギーの吸収をそれぞれ示す。統計的な有意差がみられた時点は、17~22%で患者群では負パワーを、健常者群では正パワーを発揮しており、61~64%、67~69%で患者群では正パワーを、健常者群では負パワーを発揮していた。

考 察

1. 脊柱アライメント

Milne¹⁸⁾ は男性では60歳以降、女性では50歳以降になると脊柱後弯が年齢と共に増大することを示し、年代別の胸椎弯曲指数の平均値は、70~74歳の男性では0.11、女性では0.13、75~79歳の男性では0.12、女性では0.14であったと報告している。患者群は平均年齢が79.2歳で、胸椎弯曲指数0.150であり、同年代の平均値と比較して胸椎後弯は大きかった。また健常者群では平均年齢が70.0歳で、胸椎弯曲指数0.077であり同年代の平均値と比較して胸椎後弯は小さかった。

患者群は健常者群より有意に大きく胸椎後弯しており、またすべての患者の腰椎弯曲指数が0で、腰椎前弯が消失していた。

佐藤ら²⁴⁾ は脊柱変形を、胸椎後弯が増強した円背、胸椎後弯および腰椎前弯が増強した凹円背、胸椎および腰椎がともに後弯した全後弯、上位脊柱が直立化し下位脊柱が後弯した亀背の4つに分類している。本研究の患者群における被験者1は亀背、被験者2、3、4および5

は全後弯に分類されると考えられる。

歩行中の体幹姿勢は、体幹セグメント角度では両群間で違いはなく、いずれも体幹を垂直位に保持していたが、上-下胴角度は患者群が有意に小さく、体幹は屈曲位であった。また骨盤の角度変位は両群間で有意差はみられなかったが、患者群では骨盤回旋、側屈ともに角度変位が小さい傾向であった。

2. EI と Tb

移動運動におけるEIは移動速度との間に相関関係があるとされ、移動速度の異なる被験者間のEIの大小関係が、単に速度が異なっていたためなのか、現実的に力学的仕事有効利用性が異なっていたためなのかを明確には区別できないことが指摘されている²⁵⁾。そして被験者間でEIを比較する場合には、同一速度の試技を測定してEIを求めるか、回帰グラフ等を利用し同一速度でのEIに換算して、条件間の比較をする必要があるとされる。

本研究では被験者が日常生活と同様に自然な歩行動作を行えるように、実験において歩行速度の統制はしなかった。その結果、両群間では歩行速度に有意差があった(表2)。EIを平均値で比較すると患者群は健常者群より有意に小さく(図1(a))、また歩行速度から推定した回帰直線を用いると、歩行速度が1~1.4 m/sの範囲において患者群では健常者群よりEIが低い傾向であった(図1(b))。

長い距離を移動する競歩と長距離走では、EIはTbとの間に正の相関があり、身体部分間での力学的エネルギーの伝達が大きくなることで、発揮した力学的エネルギーを有効に利用し、大きな移動速度を維持できると考えられている¹⁵⁾²⁶⁾。また健常な若年者および高齢者の歩行動作では歩行速度が大きいほど筋による力学的仕事は大きいとされる²⁷⁾。

本研究においてTbは患者群が健常者群より有意に小さいが、Wwbは両群間で有意差はなかった(図1(c))。またEIとTbとの間に正の相関がみられ、患者群ではEIおよびTbが小さかった(図1(d))。これらのことは、患者群では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく、発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていないことを示唆する。

3. 骨盤の動きが左右下肢間の力学的エネルギーの流れに及ぼす影響

これまでの通常歩行の力学的エネルギーの変化に関する研究¹³⁾¹⁴⁾では、他の身体部分より下肢の力学的エネルギーの変化が大きいとされている。本研究においてもHAT(頭部+体幹+上肢)の力学的エネルギーの変化は下肢よりも小さく、下肢の力学的エネルギーは遊脚期になると急激に大きくなっていった(図2)。また左右下

肢の力学的エネルギー変化の位相はほぼ逆になっており、左右下肢間で骨盤を介したエネルギー伝達が生じていたことを示唆する。

左右下肢間でのエネルギー伝達について検討するために大腿の力学的エネルギー変化率に着目すると、関節力パワーがセグメントトルクパワーよりも大きいが、患者群では遊脚初期における正の股関節力パワーと遊脚後期における負の股関節力パワーがいずれも健常者群よりも小さかった(図3)。このことは遊脚初期で体幹から大腿に流れるエネルギーと、遊脚後期で大腿から体幹に流れるエネルギーが小さかったことを示し、患者群では骨盤を介した左右下肢間でのエネルギー伝達が小さかったと考えられる。関節力パワーは関節速度と関節力の内積なので、股関節力パワーの変化については股関節速度と股関節力の変化を検討する必要がある。

股関節の前後速度(図4(c))は遊脚初期と遊脚後期の前方速度が患者群で有意に小さく、股関節力の前後成分(図4(e))は遊脚初期の前向きの力が患者群で有意に小さかった。また骨盤回旋角速度(図4(a))をみると、患者群では遊脚初期で遊脚側股関節を前方へ移動させるときに有意に小さかった。

股関節の鉛直速度(図4(d))は遊脚初期の上方速度と遊脚後期の下方速度が患者群で有意に小さく、股関節力の鉛直成分(図4(f))は遊脚初期の上向きの力が患者群で有意に小さかった。また骨盤側屈角速度(図4(b))をみると、患者群では遊脚初期で遊脚側股関節が拳上するときに有意に小さかった。このように患者群では骨盤回旋および側屈角速度が小さいことで遊脚初期における遊脚側股関節の前上方への加速が小さくなったと考えられる。

歩行動作において遊脚側股関節の鉛直方向速度に影響する骨盤側屈運動は、おもに立脚側の股関節外転筋群によるトルクの大きさと収縮様式の変化によって制御される。正常歩行では、踵接地から足底接地までは衝撃吸収のために立脚側股関節外転筋群が伸張性収縮²⁸⁾、足底接地からつま先離地までは立脚側股関節外転筋群が短縮性収縮することによる骨盤側屈によって遊脚側股関節がもち上げられる²⁹⁾。

黒田ら⁴⁾は脊柱後弯を呈した高齢者では立脚後期における股関節外転トルクが健常者群より小さく、このことは脊柱後弯姿勢になると立脚後期において身体重心から立脚側股関節までのモーメントアームが短くなるためであろうと推察している。

本研究の患者群の股関節外転トルクは、立脚初期では健常者群よりも小さく、立脚中期では健常群よりも大きかった(図4(h))。また、健常者群では立脚初期から中期にかけて股関節外転筋群が伸張性収縮から短縮性収縮へと変わるが、患者群では立脚初期から後期まで股関

節外転筋群の伸張性収縮が続いていた(図4(i))。

以上のことから患者群では、遊脚側のつま先が離地するタイミングにおいて立脚側の股関節外転筋群が伸張性収縮しているため、遊脚側股関節の上方への加速は小さく、股関節を介した体幹から遊脚側大腿へのエネルギー伝達が小さくなったと考えられる。

本研究の結果から、脊柱変形のある高齢者が効率のよい歩行動作を獲得するには骨盤側屈角速度を大きくする必要があり、歩行練習ではつま先離地直前から遊脚初期にかけて遊脚側股関節を前上方へ引きだす動きを習得することが役立つと考えられる。また支持脚が足底接地をするときには、股関節外転筋群は大きな力を発揮する必要があるため、股関節外転筋群を強化するトレーニングが必要であろう。しかし、本研究の患者群は健常者群に比べ年齢が高いこと、性別が混在していること、患者群は5例であることなどから本研究で得られた知見の一般化には慎重に適用する必要があると考えられる。今後は症例数を増やすとともに、脊柱変形の形態や重症度と歩行動作との関連を検討することが課題である。

ま と め

本研究の知見をまとめると、以下ようになる。

1. 患者群の歩行動作では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく、発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていことが示唆された。
2. 患者群では立脚初期から中期に股関節外転トルクの正パワーが発揮されず、骨盤側屈角速度が小さいため遊脚側股関節の上方速度が小さくなり、遊脚初期で体幹から遊脚側大腿へ流れる股関節力パワーも小さくなった。

以上のことから脊柱変形のある高齢者が歩行動作において力学的エネルギーを有効に利用するためには、つま先離地直前から遊脚初期にかけて遊脚側股関節を前上方へ引きだす動きを習得することが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いたします。

文 献

- 1) Yoshimura S, Muraki S, *et al.*: 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.* 2009; 27: 620-628.
- 2) 坂光徹彦, 浦辺幸夫, 他: 脊柱後弯変形とバランス能力および歩行能力の関係. *理学療法科学.* 2007; 22: 489-494.
- 3) 福田敦美, 原田和宏, 他: 女性高齢者における脊柱湾曲角度と身体諸機能・転倒歴の関連性. *理学療法科学.* 2013; 40: 465-472.

- 4) 黒田貴志, 勝平純司, 他: 脊柱後弯を呈する高齢者の歩行時の運動学・運動力学的分析. 理学療法科学. 2010; 25: 589-594.
- 5) de Groot MH, van der Jagt-Willems HC, *et al.*: A flexed posture in elderly patients is associated with impairments in postural control during walking. *Gait and Posture*. 2014; 39: 767-772.
- 6) Saha D, Gard S, *et al.*: The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait and Posture*. 2008; 27: 653-660.
- 7) Letunuer S, Gillet C, *et al.*: Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24: 190-195.
- 8) 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的研究. バイオメカニクス学会誌. 2010; 34: 325-332.
- 9) Cavagna GA, Thys H, *et al.*: The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. 1976; 262: 693-657.
- 10) Ortega JD, Farley CT: Minimizing center of mass vertical movement increase metabolic cost in walking. *J Appl Physiol*. 2005; 99: 2099-2107.
- 11) 関谷 昇: 歩行の決定因に関する最近の知見. *Jpn J Rehabil Med*. 2008; 45: 668-676.
- 12) 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. 1996; 19: 127-137.
- 13) Winter DA, Robertson DGE: Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biological Cybernetics*. 1978; 29: 137-142.
- 14) Robertson DGE, Winter DA: Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J Biomech*. 1980; 13: 845-854.
- 15) 法元康二: 競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究—身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して—. 筑波大学大学院 人間総合科学研究科 体育科学専攻博士論文. 2006.
- 16) 高畑雅彦, 武田直樹, 他: 骨粗鬆症性脊椎骨折後におこ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. 2006; 65-73.
- 17) 浅見高明: 姿勢研究. *体力科学*. 1991; 40: 331-336.
- 18) Milne JS, Lauder IJ: Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Ann Hum Biol*. 1974; 1: 327-337.
- 19) 倉林 準, 持丸正明, 他: 股関節中心推定法の比較・検討. バイオメカニクス学会誌. 2003; 27: 29-35.
- 20) Winter DA: *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and Sons, New Jersey, 2005, pp. 41-43.
- 21) 岡田英孝, 阿江通良, 他: 日本人高齢者の身体部分慣性特性. バイオメカニクス. 1996; 13: 125-139.
- 22) 阿江通良, 藤井範久: スポーツバイオメカニクス 20 講. 朝倉書店, 東京, 2002, pp. 89-96.
- 23) Pierrynowski MR, Winter DA, *et al.*: Transfer of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics*. 1980; 23: 147-156.
- 24) 佐藤光三, 若松英吉, 他: 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*. 1985; 28: 679-686.
- 25) 横井孝志, 横澤俊治, 他: 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. 2003; 7: 101-108.
- 26) 榎本靖士, 阿江通良, 他: 力学的エネルギー利用の有効性からみた長距離走の疾走技術. バイオメカニクス研究. 1999; 3: 12-19.
- 27) 田中ひかる, 淵本隆文, 他: 高齢者の歩行動作における振子モデルのエネルギー変換効率. *体力科学*. 2003; 52: 621-630.
- 28) Neumann KG: 観察による歩行分析. 医学書院, 東京, 2005, p. 69.
- 29) Neumann DA: 筋骨格系のキネシオロジー (原著第2版). 医歯薬出版, 東京, 2012, p. 706.

〈Abstract〉

Effects of Spinal Deformities on Mechanical Energy Flow between Left and Right Legs During Gait

Toru SAKUMA, PT, MS

Tsukuba University of Technology

Michiyoshi AE, PhD

University of Tsukuba

Yasuto KOBAYASHI, MS

Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

Purpose: The study investigated the effect of spinal deformities on mechanical energy flow between the left and right legs during gait.

Methods: Five spondylosis patients and nine healthy subjects were asked to walk. Gait motion was captured with a VICON MX T-series camera and ground reaction forces during stance phase were collected with two Kistler force platforms.

Results: Pelvic angular velocity at early swing phase and energy flow (of joint force flowing from the trunk to the thigh) at the hip were lower in the patients than in the healthy subjects. Furthermore, energy transfer between segments was lower in patients than in healthy subjects.

Conclusions: Results suggested that increasing the pelvic angular velocity by leading the hip joint of the recovery leg forward and upward at early swing phase appears to be important for the effective use of mechanical energy in spondylosis patients during gait.

Key Words: Gait, Spinal deformity, Mechanical energy flow