

バイオメカニズム学会誌

SOBIM

2010 Vol. 34 No.4 〈別刷〉



バイオメカニズム学会

Journal of the Society of Biomechanisms

研究

体幹の前後傾が歩行動作に及ぼす影響に関するバイオメカニクス的研究

佐久間 亨^{1†}, 阿江 通良²

¹ 筑波技術大学 保健科学部 保健学科 理学療法学専攻

² 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バイオメカニクス的に分析することである。健康成人に異なる体幹の傾斜（固有、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。体幹前傾および後傾歩行では、姿勢変化による身体重心位置の変化に対応するための下肢の代償運動が見られた。また、固有歩行に比べると、体幹前傾歩行では立脚期前半で体幹の前傾姿勢を保持しながら支持脚を後方へスイングするため、股関節伸展トルクが大きく、体幹後傾歩行では立脚期後半で体幹の後傾姿勢を保持するため、股関節屈曲トルクが大きくなっていた。

キーワード：歩行動作、体幹の姿勢、関節トルク、リハビリテーション

1. はじめに

高齢者などでは加齢や骨折などにより脊柱が変形し、体幹を前傾位や後傾位にした状態で歩行していることがある。脊柱の変形は、変形の程度や部位、その代償性変化によって分類されており、胸椎後弯が増強した円背、胸椎後弯に代償性の腰椎前弯が増強した凹円背、胸椎および腰椎ともに後弯が増強した全後弯、上部腰椎の後弯が増強し上位脊柱が直立化した亀背などがある。高齢者では円背や凹円背の発生頻度が高く、円背では体幹が前傾姿勢となり、凹円背では腰椎前弯が増強し、腹部を前方へ突き出した体幹後傾位での立位姿勢となる¹⁾。臨床においては、リハビリテーションが必要となった患者が、このような脊柱の変形を伴っている場合があることから、効果的なリハビリテーションを行うためには、体幹の前傾および後傾が歩行動作へ及ぼす影響を知っておくことが役立つと考えられる。

歩行に関するバイオメカニクス的研究は多くあり、歩行動作と体幹の姿勢について言及した研究もみられる。Perry²⁾は、ヒトの歩行において、下肢と骨盤をロコモーター、体幹、頭部、上肢をパッセンジャーと呼び、歩行における体幹の主要な機能的役割は、骨盤の上で自らの姿勢を保持することであると述べている。江原ら³⁾は、歩行中に体幹に加わるモーメントについて分析した結果、歩行中に矢状面内の体幹に加わるモーメントは左右の股関節屈曲・伸展モーメントの和の反作用であり、健康成人の場合は、左右の股関節屈曲・伸展モーメントがほぼ逆位相となり、そ

の和はほとんどゼロとなるため矢状面内では体幹にほとんどモーメントが加わらないと述べている。Gotz-Neuman⁴⁾は、歩行において体幹の異常姿勢は下肢の動きに影響を与え、また股関節や膝関節の拘縮といった障害は代償運動として体幹の過剰な動きの原因になると述べている。Harato⁵⁾は、健康な60歳代の女性の片側の膝関節を屈曲30°に固定して歩行させたところ、体幹の側屈と前傾が増加し、回旋が減少したと述べている。松原ら⁶⁾は、腰痛の既往のある大学生アスリートでは、歩行において支持期の股関節伸展の筋力・パワーを増大させて体幹の過度の前傾を防いで腰部への負を軽減させていると推測している。Saha⁷⁾は、健康成人の体幹前傾25°および50°での歩行をkinematics的に分析している。その結果、体幹前傾歩行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なり、これは支持脚の屈曲により骨盤を後方へ引くことで、体幹前傾による身体重心の前方変位を相殺するためであろうと推測している。Leteneur⁸⁾は、体幹の前傾および後傾での歩行をkinetics的に分析している。その結果、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。これらの先行研究は、体幹の姿勢により歩行動作が変化すること、体幹の姿勢保持には股関節筋群の役割が重要であることを示唆している。しかし、体幹の姿勢を変化させた歩行において、股関節、膝関節、足関節のトルクにどのような変化が生じるか、これらが体幹の姿勢保持にどのような影響を及ぼすかなどを定量的に分析したものはみられない。

本研究の目的は、健康成人の固有歩行と体幹の姿勢を変化させた歩行をバイオメカニクス的に比較し、体幹前傾および後傾が歩行動作へ及ぼす影響を明らかにすることにより、脊柱に変形のある人のリハビリテーション法や障害の予防法を考えるための基礎的資料を得ることである。

2010年5月7日受付 2010年7月13日受理

[†]〒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理学療法学専攻

佐久間 亨

Tel: 029-858-9578

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

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 ± 0.04 m，体重 68.0 ± 4.9 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

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線となす角度で，試技開始前に角度計を用いて調節した。Saha の研究⁷⁾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，図 4）。歩行速度は，被験者が通常に快適と感じる速度とし，特に細かい制限はしなかった（図 1）。被験者には，固有歩行，

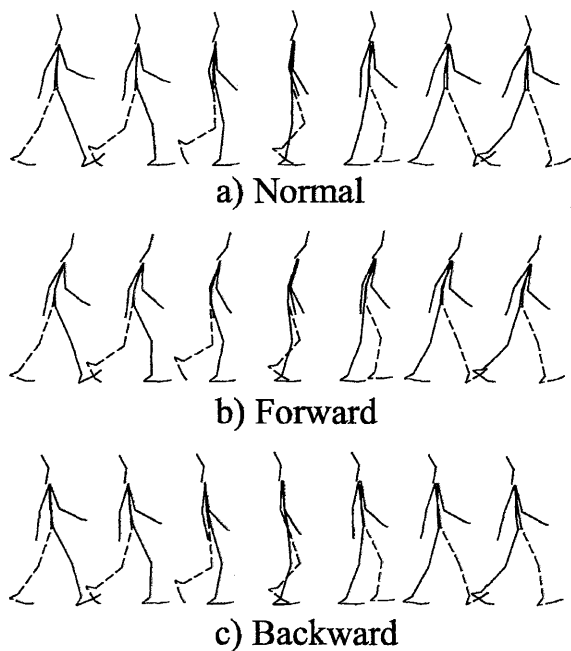


図 1 固有歩行，体幹前傾歩行および体幹後傾歩行のスティックピクチャー

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に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被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設置した 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⁹⁾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 ～ 12.5Hz の遮断周波数で平滑化した¹⁰⁾。そして，1 歩行周期を 100% として座標データを規格化し，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。歩行の期分けは，10 名の被験者の平均値をもとに行い，固有歩行では，歩行周期の 0 ～ 65% を立脚期，66 ～ 100% を遊脚期，体幹前傾歩行では，0 ～ 64% を立脚期，65 ～ 100% を遊脚期，体幹後傾歩行では，0 ～ 67% を立脚期，68 ～ 100% を遊脚期とした。なお，阿江ら¹¹⁾の身体部分慣性係数を用いてセグメントの質量，重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) 体幹部分角度および下肢関節角度

図 2 に示したように，体幹部分角度および下肢関節角度を求めた。

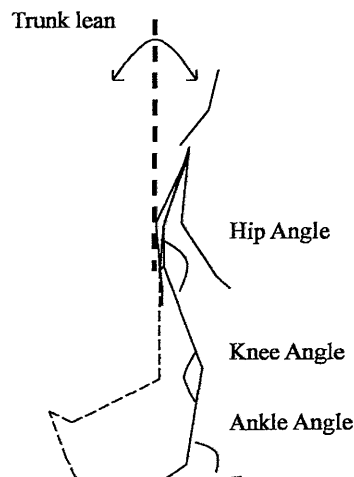


図 2 体幹および下肢関節角度の定義

(2) 下肢関節トルク

下肢関節まわりの筋群の力学的効果の指標として関節トルクを求めた。関節トルクは，脚を足，下腿，大腿からな

る剛体リンクにモデル化し、逆動力学手法により足関節トルク、膝関節トルクおよび股関節トルクを算出した。なお、関節トルクの符号は伸展および底屈が正、屈曲および背屈が負となるように変換した。

(3) 下肢関節トルクパワー

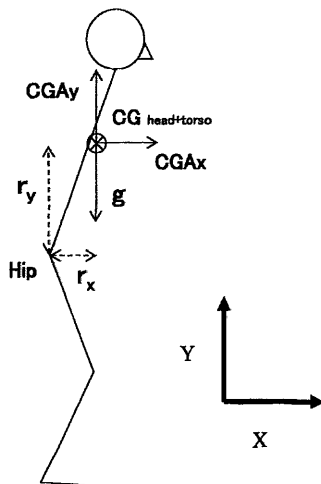
下肢関節まわりの筋群の活動様式の指標として、関節トルクと関節角速度の内積により関節トルクパワー算出した。なお、関節トルクおよびトルクパワーを被験者の身体質量で除して示した。

(4) 股関節まわりの外力によるモーメント

体幹の姿勢が股関節トルクに及ぼす影響をとらえるため、頭部+体幹の合成重心位置、外力によって生じる股関節まわりのモーメント（以下、外力モーメント）を求めた。外力モーメントは、図3に基づき、以下の式(1)、(2)から算出した。 M_1 は頭部+体幹の合成重心に作用する重力によって生じる外力モーメント、 M_2 は M_1 と歩行中の頭部+体幹の合成重心の加速度によって生じる外力モーメントである。

$$M_1 = -r_x \times mg \quad (1)$$

$$M_2 = M_1 + r_x \times m \text{ CGA}_y - r_y \times m \text{ CGA}_x \quad (2)$$



CG：頭部+体幹の合成重心，CGA_x，CGA_y：合成重心の水平および鉛直加速度， r_x ， r_y ：股関節から合成重心までの水平および鉛直距離， g ：重力加速度，Hip：股関節

図3 重力および歩行の加速度による股関節まわりの外力モーメント

ここで、 m は頭部+体幹の質量、 r_y は、股関節から頭部+体幹の合成重心までの鉛直距離、 r_x は、水平距離、 g は重力加速度、CGA_yは頭部+体幹の合成重心の鉛直加速度、CGA_xは水平加速度である。

(5) 股関節トルクの積分値

先行研究⁸⁾では、体幹が傾斜した歩行では、股関節トルクに大きな変化がみられるとされているので、本研究でも立脚期の股関節トルクに着目した。立脚期における股関節まわりの筋群の活動の総合的指標として、立脚期中に発

揮された股関節の伸展トルクおよび屈曲トルクをそれぞれ時間積分し、股関節トルクの積分値を求めた。また、股関節トルクと股関節まわりの外力モーメントの積分値により、股関節まわりの筋群が体幹の姿勢保持と下肢の駆動に及ぼす影響を評価した。

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規格化時間1%ごとに行い、有意差のある時間のデータについてTurkey法で多重比較検定を行った。いずれも有意水準は5%とした。

3. 結果

3.1 キネマティクス

(1) 歩行速度，ステップ長，ケイデンス

表1は固有歩行，体幹前傾および体幹後傾歩行の歩行速度，ステップ長，ケイデンスの平均値を示したものである。ステップ長は被験者の身長比である。歩行速度，ステップ長において統計的な有意差はみられなかった。固有歩行のケイデンスは114.9 ± 5.6 step/min，体幹前傾歩行では115.6 ± 5.3 step/minで有意差はなかったが，体幹後傾歩行では110.1 ± 5.8 step/minで有意に小さかった ($p < 0.05$)。

表1 歩行速度，ステップ長，ケイデンス

	Normal	Forward	Backward
Average walking speed (m/s)	1.56 ± 0.13	1.52 ± 0.14	1.42 ± 0.13
Average cadence (steps/min)	114.9 ± 5.6	115.6 ± 5.3	110.1 ± 5.8
Normalized step length (step length/height)	0.29 ± 0.03	0.28 ± 0.03	0.27 ± 0.03

The values are mean ± SD

(2) 体幹部分角度および下肢関節角度

図4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。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

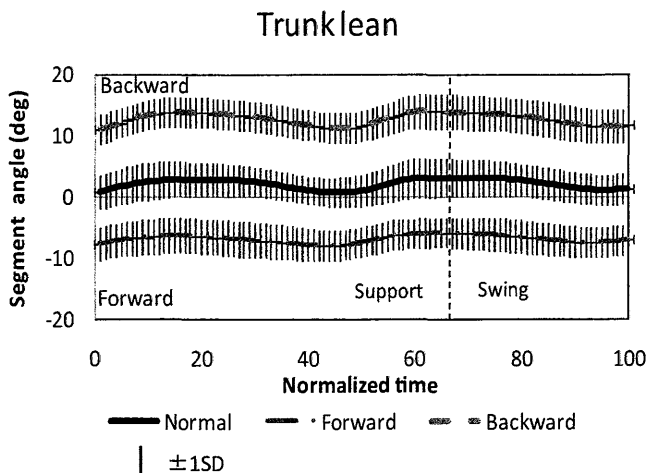


図4 固有歩行，体幹前傾及び体幹後傾歩行の体幹部分角度の変化

考えられる。図5は下肢関節角度の変化を平均値で示したもので、図6は立脚期における下肢と身体重心、頭部+体

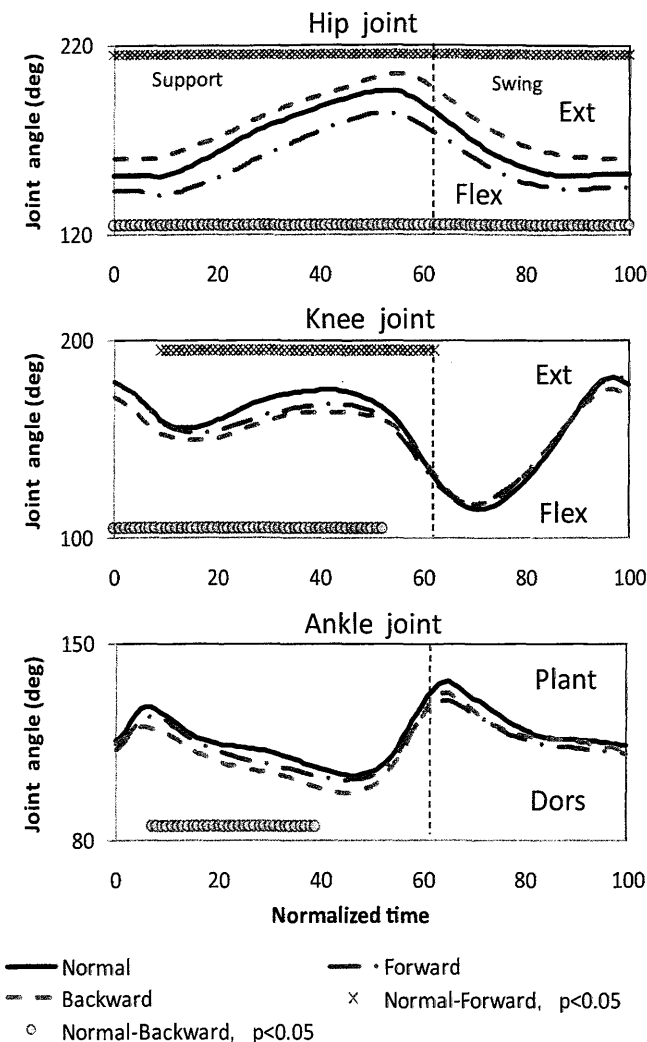


図5 固有歩行，体幹前傾および体幹後傾歩行の下肢関節角度の変化

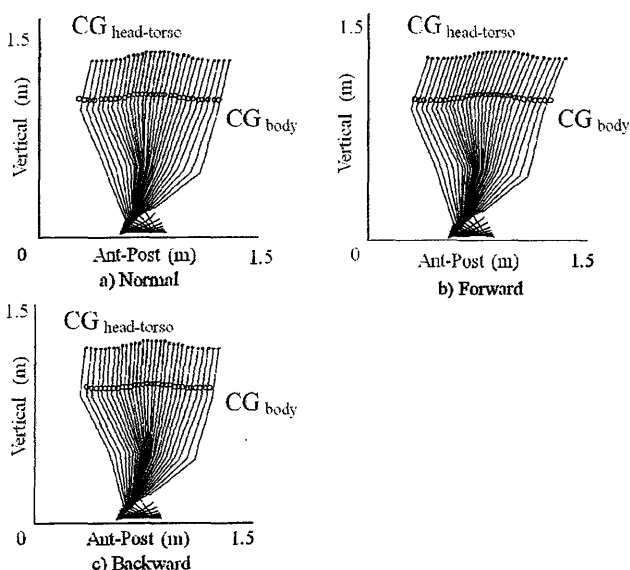


図6 立脚期の下肢，身体重心および頭部+体幹の合成重心の動き

幹の合成重心の動きを示したものである。

体幹前傾歩行と固有歩行の下肢関節角度において統計的な有意差がみられたのは，0～100%の股関節角度と10～60%の膝関節角度であり，足関節角度に有意差はなかった。体幹前傾歩行の股関節角度は，1歩行周期を通して固有歩行より約10°屈曲角度が大きかった。膝関節角度は，固有歩行においては立脚初期に1度屈曲してから，その後，立脚中期で完全伸展位となるのに対して，体幹前傾歩行では立脚中期に軽度屈曲位であった。また，体幹前傾歩行では，固有歩行に比べ，頭部+体幹の合成重心が身体重心に対してより前方にあることがわかる。

体幹後傾歩行と固有歩行の下肢関節角度において統計的な有意差がみられたのは，0～100%の股関節角度，0～50%の膝関節角度，10～40%までの足関節角度であった。体幹後傾歩行の股関節角度は，1歩行周期を通して固有歩行より約10°伸展角度が大きかった。膝関節角度は立脚期を通して，固有歩行より約5～10°屈曲していた。足関節角度は，固有歩行より立脚中期での背屈角度が約10°大きかった。また，体幹後傾歩行では，固有歩行に比べ，頭部+体幹の合成重心が身体重心に対してより後方にあることがわかる。

3.2 キネティクス

(1) 下肢関節トルク

図7は固有歩行，体幹前傾および体幹後傾歩行の下肢関節トルクの変化を平均値で示したものである。

体幹前傾歩行と固有歩行の下肢関節トルクにおいて統計的な有意差がみられたのは，5～55%付近の股関節トルクと45%付近の足関節トルクであり，膝関節トルクに有意差はなかった。体幹前傾歩行では，立脚前期から中期の股関節の伸展トルクが大きく，その後の立脚中期から後期の屈曲トルクへの移行が遅く，屈曲トルクのピーク値が小さかった。足関節トルクは底屈トルクのピーク値が小さいが，全体としてみると固有歩行と大きく異なることはなかった。

体幹後傾歩行と固有歩行の下肢関節トルクにおいて統計的な有意差がみられたのは，10～55%付近の股関節トルク，10～60%付近の膝関節トルク，20～45%付近の足関節トルクであった。体幹後傾歩行では，立脚前期の股関節トルクの伸展トルクが小さく，その後の股関節屈曲トルクへの移行が早く，屈曲トルクのピーク値が大きかった。膝関節トルクは立脚期の伸展トルクのピーク値が大きく，遊脚期へ移行するまで伸展トルクを発揮し続けていた。また，立脚中期の足関節底屈トルクが小さかった。

(2) 下肢関節トルクパワー

図8は固有歩行，体幹前傾および体幹後傾歩行の下肢関節トルクパワーの変化を平均値で示したものである。

体幹前傾歩行と固有歩行の下肢関節トルクパワーにおいて統計的な有意差がみられたのは，5～45%付近の股関節トルクパワー，45%付近の膝関節トルクパワー，20%付近の足関節トルクパワーであった。体幹前傾歩行では，立脚

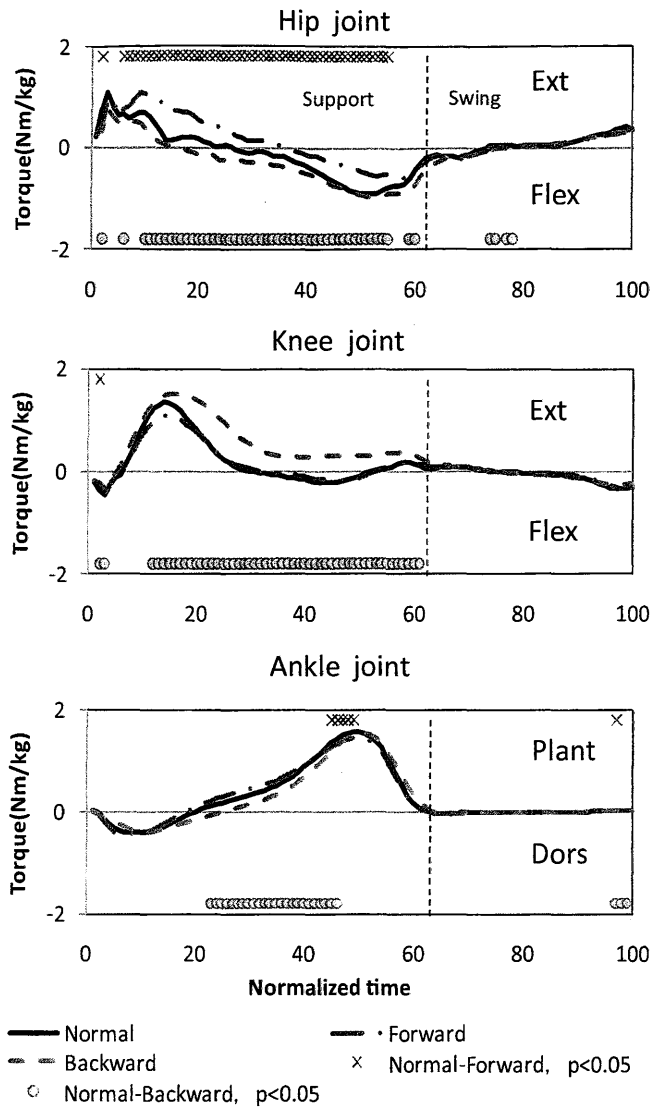


図7 固有歩行, 体幹前傾および体幹後傾歩行の下肢関節トルクの変化

中期における股関節の正のトルクパワーが大きく, その後の立脚後期の負のトルクパワーが小さかった。膝関節トルクパワーと足関節トルクパワーは, 部分的には有意差がみられたが, 全体としてみると固有歩行と大きく異なることはなかった。

体幹後傾歩行と固有歩行の下肢関節トルクパワーにおいて統計的な有意差がみられたのは, 10%~40% 付近, 50% 付近, 75% 付近および 90% 付近の股関節トルクパワー, 20~60% 付近の膝関節トルクパワー, 5% 付近の足関節トルクパワーであった。体幹後傾歩行では, 立脚中期から後期における股関節の負のトルクパワーが大きかった。膝関節では, 立脚中期で正のトルクパワーのピーク値の出現が固有歩行より遅く, その後の立脚後期の負のトルクパワーが大きかった。足関節トルクパワーは, 部分的には有意差がみられたが, 全体としてみると固有歩行と大きく異なることはなかった。

(3) 股関節まわりの外力モーメント

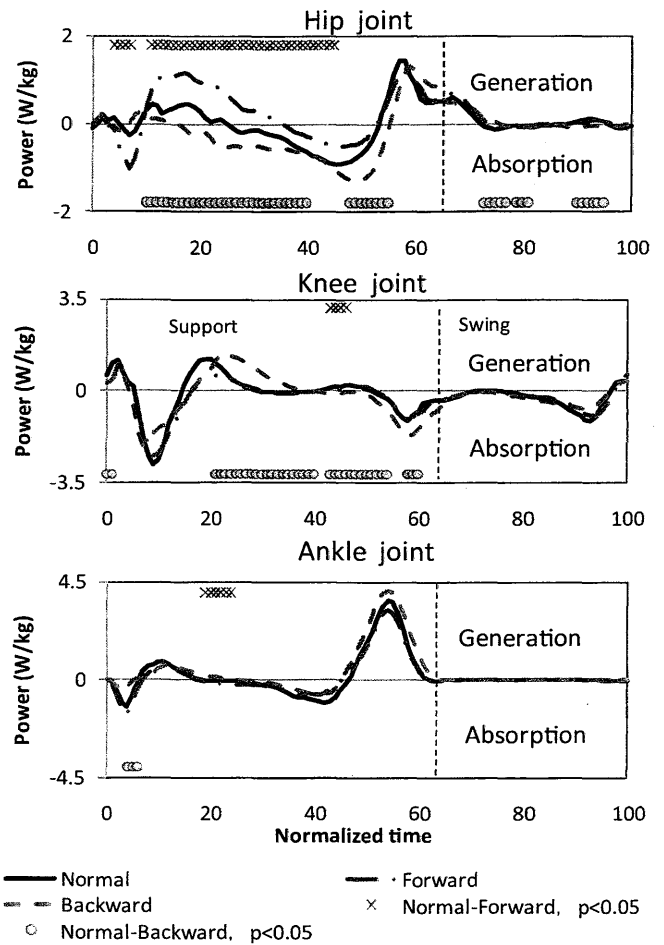


図8 固有歩行, 体幹前傾および体幹後傾歩行の下肢関節トルクパワーの変化

図9は, 頭部+体幹に働く重力と歩行動作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変化を平均値で示したものである。

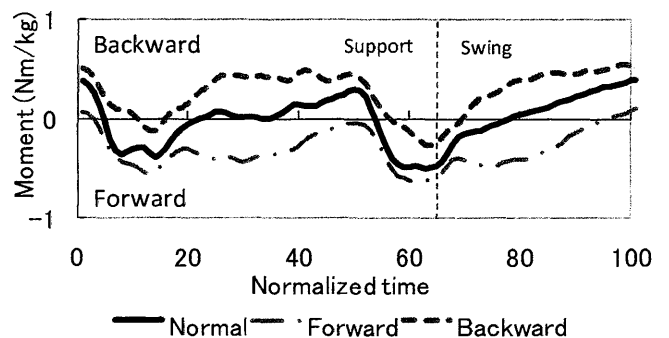


図9 固有歩行, 体幹前傾および体幹後傾歩行の股関節まわりの外力モーメントの変化

固有歩行, 体幹前傾および体幹後傾歩行ともに1歩行周期中のモーメントの増減のパターンは類似しており, 10% 付近と 60% 付近で体幹前傾モーメントのピーク値を示した。体幹前傾歩行では, 固有歩行より常に体幹前傾モーメントが大きく, 体幹後傾歩行では, 常に体幹後傾モーメントが

大きかった。

(4) 股関節トルクの積分値について

図 10 は、固有歩行、体幹前傾および体幹後傾歩行における立脚期の股関節トルクなどの積分値を示したもので、上から順に股関節トルク、体幹の姿勢保持トルク、下肢駆動トルクである。ここで、体幹の姿勢保持トルクとは式 (2) で算出した股関節まわりの外力モーメントのことであり、下肢駆動トルクとは股関節トルクから体幹の姿勢保持トルクを減じたものである。

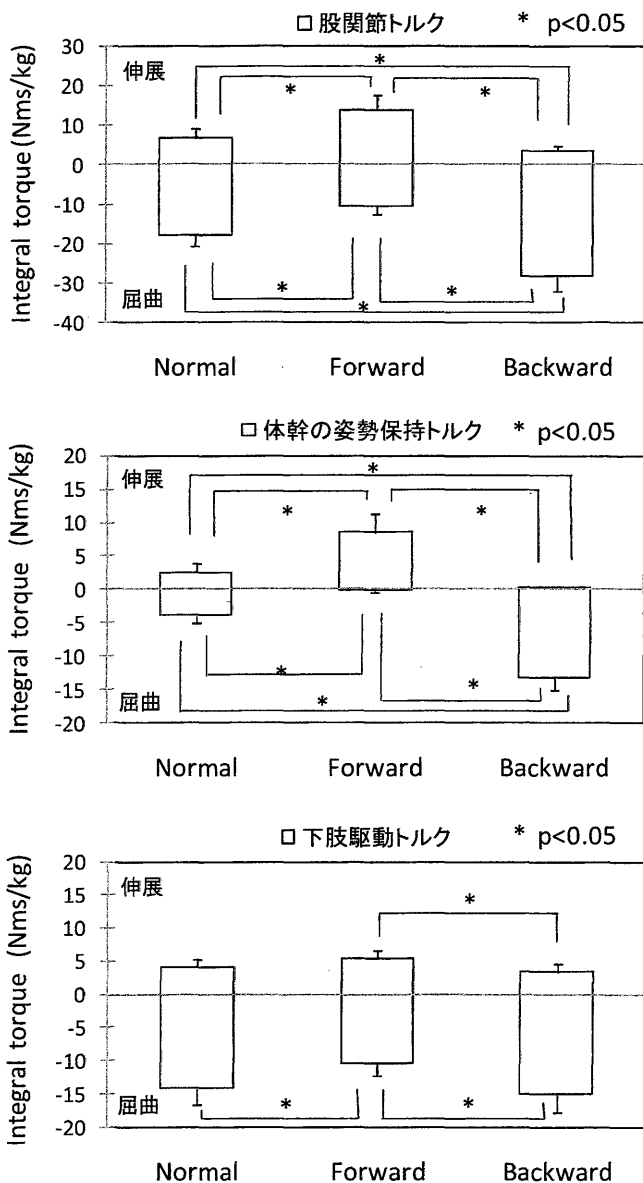


図 10 立脚期における股関節トルク、体幹の姿勢保持トルクおよび下肢駆動トルクの積分値

固有歩行における股関節伸展トルクの積分値は 6.7 ± 2.4 Nms/kg で、体幹前傾歩行では 13.8 ± 3.7 Nms/kg であり有意に大きかった ($p < 0.05$)。股関節屈曲トルクの積分値は固有歩行では 18.0 ± 2.7 Nms/kg で、体幹前傾歩行では 10.4 ± 2.0 Nms/kg であり有意に小さかった ($p < 0.05$)。体幹後傾歩行における立脚期の股関節伸展トルクの積分値は 3.5 ± 1.2

Nms/kg であり有意に小さかった ($p < 0.05$)。股関節屈曲トルクの積分値は 28.0 ± 3.8 Nms/kg であり有意に大きかった ($p < 0.05$)。

固有歩行における股関節伸展の体幹の姿勢保持トルクの積分値は 2.5 ± 1.3 Nms/kg で、体幹前傾歩行では 8.4 ± 2.7 Nms/kg であり有意に大きかった ($p < 0.05$)。体幹前傾歩行の立脚期における股関節伸展トルクの増加分の多くは体幹の姿勢保持トルクであった。固有歩行における股関節屈曲の下肢駆動トルクの積分値は 14.1 ± 2.4 Nms/kg で、体幹前傾歩行では 10.2 ± 2.0 Nms/kg であり有意に小さかった。固有歩行における股関節屈曲の体幹の姿勢保持トルクの積分値は 3.8 ± 1.0 Nms/kg で、体幹後傾歩行では 13.1 ± 1.9 Nms/kg であり有意に大きかった ($p < 0.05$)。体幹後傾歩行の立脚期における股関節屈曲トルクの増加分の多くは体幹の姿勢保持トルクであった。

4. 考察

4.1 体幹の前傾が歩行動作へ及ぼす影響について

体幹前傾歩行では、固有歩行より立脚期の股関節屈曲、膝関節屈曲が大きかった。Saha⁶⁾ は健康成人の体幹前傾角 25° と 50° の歩行を分析し、固有歩行より立脚期の股関節屈曲、膝関節屈曲、足関節背屈が大きかったことを報告し、これは支持脚を屈曲して骨盤を後方へ引き、体幹の前傾によって身体重心が前方に位置するのを相殺するためと述べている。本研究の体幹前傾歩行では、体幹前傾角度が Saha⁶⁾ の場合より小さかったこともあって足関節角度は変化しなかったが、股関節と膝関節を屈曲して骨盤を後方へ引いて身体重心が前方に位置するのを相殺していたと考えられる。

体幹前傾歩行では、固有歩行より立脚期前半の股関節伸展トルクが大きく、立脚期の股関節伸展トルクの積分値は固有歩行の約 2 倍であった。また、常に体幹前傾モーメントが固有歩行より大きく、体幹前傾歩行における股関節伸展トルクの増加分の多くは体幹の姿勢保持のためのものであった。

立脚前期から中期にかけ股関節トルクパワーは大きな正の値を示した。このことは、股関節伸展筋群が大きな短縮性収縮によりパワーを発揮していたことを示す。立脚期の前期から中期では、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¹²⁾。また、腰痛の既往のある者は、立脚期の股関節伸展トルク、正のトルクパワーが大きく、このことにより体幹の過度の前傾を防ぎ腰部への負荷を軽減させているとされる⁵⁾。

これらのことから、体幹前傾歩行では、立脚前期から中期において、体幹の前傾姿勢を保持したまま支持脚を後方へスイングすることになるために股関節伸展筋群による大きな筋力・パワーの発揮がみられたと考えられる。

また、体幹前傾歩行における股関節屈曲の下肢駆動トルクが固有歩行より有意に小さかったのは、立脚後期において固有歩行と同等の大きさの股関節屈曲トルクが発揮されると、さらに体幹の前傾が増すことになり重力によるモーメントが大きくなる恐れがあるので、このことを防ぐため

に股関節屈曲トルクの発揮が抑えられたと考えられる。

上述したように、体幹前傾歩行では、骨盤を後方へ引き、股関節伸展トルクやトルクパワーが大きかったこと、加齢や骨折などによる脊柱変形のため体幹前傾姿勢が強いられる場合があることを考えると、このような人に対して、無理に体幹を起こし、下肢を伸ばして歩行させることは、かえって歩行のバランスを低下させる恐れがあると考えられる。そして、体幹前傾姿勢が強いられる人が安定した歩行を行うためには、股関節伸展筋群の筋力が必要であり、特に大殿筋の短縮性収縮によって発揮される筋力の強化が効果的であると考えられる。また、立脚期後半では股関節屈曲トルクの発揮が抑えられていた。この立脚期後半の股関節屈曲トルクの減少は下肢の振り出しを抑え、障害物などへの躓きの原因になる恐れがある。江原ら³⁾は、歩行中に体幹に加わるモーメントについて、矢状面内では左右の股関節屈曲・伸展モーメントの和の反作用である述べていることから、体幹前傾位を保持したまま立脚期後半の股関節屈曲トルクの発揮を大きくするためには、反対脚の立脚期前半における股関節伸展トルクの発揮を大きくする必要があると考えられる。このように考えると、股関節伸展筋群の筋力を高めることは、躓きによる転倒を予防するためにも役立つであろう。

4.2 体幹の後傾が歩行動作へ及ぼす影響について

体幹後傾歩行では、固有歩行より立脚期の股関節伸展、膝関節屈曲および足関節背屈が大きかった。体幹後傾歩行では、股関節伸展と下腿の大きな前傾により骨盤を前方へ出すことで身体重心が後方に残るのを軽減し、また、図5からも分かるように体幹後傾歩行では、下肢をより前方へ接地し突っ張るような動きとなるので、膝関節を大きく屈曲して身体を前方に移動しやすくしていたと考えられる。

体幹後傾歩行では、固有歩行より立脚期後半の股関節屈曲トルクが大きかった。また、常に体幹後傾モーメントが固有歩行より大きく、体幹後傾歩行における股関節屈曲トルクの増加は体幹の姿勢保持のためのものであった。

立脚中期から後期にかけ股関節トルクパワーは大きな負の値を示した。このことは、股関節屈曲筋群が大きな伸張性収縮によりパワーを発揮していたことを示す。正常歩行の立脚中期から後期においては、股関節屈曲筋群が股関節の過度の伸展を防ぐとされる¹³⁾。体幹後傾歩行では、立脚中期から後期において、体幹の後傾姿勢を保持したまま股関節の過度の伸展を防ぐために股関節屈曲筋群による大きな筋力・パワーが必要であったと考えられる。

体幹後傾歩行では、立脚期の膝関節伸展トルクが大きかった。これは先述したように、身体が前方に移動しやすくするために膝関節を大きく屈曲した結果、膝関節が前方へ移動し膝関節と床反力の鉛直成分との距離が長くなったためと考えられる。また、立脚期の足関節の底屈トルクが小さくなったのは、下腿を前傾させるため足関節底屈筋群のトルク発揮を抑えたためと考えられる。

名倉ら¹⁴⁾は、生体力学モデルによる大腰筋の機能解析を行い、大腰筋は股関節を屈曲させ、腰椎・骨盤に対してはこれを支持・安定化する作用を有しており、人の直立二足歩行に適した形態、機能を持っているが、腰椎を大腰筋の圧縮力によって支持することは、腰椎に多大な力学的ストレスを生じ、結果として腰痛や椎間板ヘルニアのような病態を招く恐れがあるとしている。体幹後傾歩行では、立脚期の股関節屈曲トルクが固有歩行より大きかったことから、大腰筋の筋活動が固有歩行に比べて高い可能性がある。このことは、体幹後傾歩行が腰椎・椎間板性の腰痛症の誘因の一つになり得ることを示唆すると考えられる。

また、高齢者などで筋力低下のため、大きな股関節屈曲トルクを発揮できない場合には、下肢の振り出しが十分でなかったり、障害物を跨ぐために下肢を挙上できなかったりして躓く恐れがあるとも考えられる。体幹後傾姿勢をとりやすい凹円背は、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、また、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ことから¹⁾、転倒予防のためには、体幹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することで、股関節屈曲筋群の体幹姿勢保持への負担を軽減させることが有用であろう。

5. まとめ

本研究では、健康成人の固有歩行と体幹の姿勢を変化させた歩行をバイオメカニクス的に比較し、体幹の姿勢と下肢関節トルクの大きさとの関係を検討した。本研究で得られた知見をまとめると、以下ようになる。

- ① 体幹前傾歩行では、立脚期のバランスを安定させるため股関節屈曲と膝関節屈曲を大きくし骨盤を後方へ引くような歩容となった。体幹後傾歩行では、股関節伸展と下腿の大きな前傾により身体重心が後方に残るのを軽減し、膝関節の大きな屈曲により身体を前方へ移動しやすくしていたと考えられる。
- ② 体幹前傾歩行では、立脚前期から中期にかけて体幹の前傾姿勢を保持しながら支持脚を後方へスイングするため股関節伸展トルクが大きかった。また、立脚期後半では体幹の前傾が増さないように股関節屈曲トルクが抑えられた。体幹後傾歩行では、立脚中期から後期にかけて体幹の後傾姿勢を保持したまま股関節の過度の伸展を防ぐため股関節屈曲トルクが大きかったと考えられる。

以上のことより、体幹が傾斜した歩行では、姿勢変化による身体重心位置の変化に対応するための下肢の代償運動が現れること、体幹の姿勢保持のために大きな股関節トルクが必要となり下肢の駆動が抑えられるため、躓きなどによる転倒を予防するためには股関節まわりの筋力を高める必要があること、体幹後傾姿勢の場合は過剰な腰椎前弯を矯正するための体幹筋群の筋力強化が有用であるなどの効果的なりハビリテーション法や障害の予防法を考えるための基礎的知見を得ることができた。

参考文献

- 1) 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).
- 2) Perry, J. : Gait Analysis, 9-28, New York Slack, (1992).
- 3) 江原義弘, 山本澄子：歩き始めと歩行の分析, 150 - 154, 医歯薬出版株式会社 (2002).
- 4) Gotz-Neuman, K. : 観察による歩行分析, 111 - 158, 医学書院, (2005).
- 5) Harato, K., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y. and Suda, Y. : A gait analysis of simulated Knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome, Gait and Posture, 28, 687 - 692, (2008).
- 6) 松原誠二, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也：下肢疼痛アスリートの歩行キネティクスにおける逸脱度と左右差, バイオメカニズム, 19, 103 - 116, (2008).
- 7) Saha, D., Gard, S. and Fatone, S. : The effect of trunk flexion on able-bodied gait. Gait and Posture, 27, 653 - 660, (2008).
- 8) S. Leteneur, C. Gillet, H. Sadeghi, P. Allard and F. Barbier : 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).
- 9) 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).
- 10) Winter, D. A. : Biomechanics and motor control of human movement, 41 - 43, John Wiley and Sons, (2005).
- 11) 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).
- 12) Janice, J and Winter, D. A. : Kinetics analysis of the lower limbs during walking - What information can be gained from a three-dimensional model ?, J. Biomechanics, 28 (6), 735 - 758 (1995).
- 13) 臨床歩行分析研究会 (編)：関節モーメントによる歩行分析, 21, 医歯薬出版株式会社, (1997).
- 14) 名倉武雄, 山崎信寿：生体力学モデルによる大腰筋の機能解析, バイオメカニズム学会誌, 24 (3), 159 - 162, (2000).



佐久間 亨 (さくま とおる)

2010 年筑波大学大学院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学専攻特任研究員。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。

Biomechanics effects of the trunk inclination on gait

Toru SAKUMA^{1†}, Michiyoshi AE²

¹ Tsukuba University of Technology ² University of Tsukuba

Abstract The purpose of this study was to investigate effects of the trunk inclination on biomechanical parameters of gait for healthy males. Ten healthy males were asked to walk in three different trunk inclinations: (1) normal for subjects, (2) with trunk leaned 10° forward, and (3) with trunk leaned 10° backward. The gait motion was analyzed with a Vicon 612 system and two Kistler force platforms. In the forward lean gait, increases in hip flexion and knee flexion angles were observed during the stance phase. Increases in hip extension joint torque and positive joint torque power during the stance phase were likely to contribute to keep the trunk forward and swing the lower limb. In case of the backward lean gait, increases in hip flexion, knee flexion and ankle dorsiflexion angles were observed during the stance phase. These changes observed during the stance phase compensated the position of the pelvis to offset the effect of the trunk inclination. Increases in hip flexion joint torque and negative joint torque power during the stance phase seemed to be induced by the trunk position.

Key Words: gait, joint torque, trunk position, rehabilitation

Received May 7, 2010 Accepted Jul 13, 2010

[†] Toru SAKUMA

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

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

Tel: 029-858-9578

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