

# バイオメカニズム学会誌

# SOBIM

2016 Vol. 40 No.3 〈別刷〉



バイオメカニズム学会

*Journal of the Society of Biomechanisms Japan*

# 変形性脊椎症患者の歩行動作に及ぼすリュックサック型体幹装具の効果に関するバイオメカニクス的研究

佐久間 亨<sup>1†</sup>, 阿江 通良<sup>2</sup>, 小林 育斗<sup>3</sup>

<sup>1</sup>筑波技術大学保健科学部, <sup>2</sup>筑波大学体育科学系, <sup>3</sup>茨城県立医療大学保健医療学部

**要旨:** 本研究の目的はリュックサック型体幹装具における重り位置の違いが, 変形性脊椎症患者の歩行動作における体幹に加わる外力モーメントに及ぼす影響を明らかにすることである. 変形性脊椎症患者 5 名と健常高齢者 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 (VICON) を用いて動作を, フォースプラットフォーム (Kistler) を用いて床反力を計測した. 実験で用いた装具は背部装具, 腰部装具および骨盤装具で, それぞれの装具後面には 1 kg の重りを付けた. 患者群の背部装具と骨盤装具では, 体幹姿勢と歩容に変化はないが, 1 歩行周期における下脚末端まわりの前傾モーメントの最大値が減少した. 歩行中の体幹に加わる外力モーメントを成分別にみると水平前後方向の力によるモーメントが最も大きかった. これらのことから背部装具と骨盤装具では腰背部筋群への負担を軽減させる効果があると考えられる. また, 患者固有の体幹姿勢と歩行速度を考慮して装具の重り位置を調節することで, 装具の適合性はより向上すると推察される.

**キーワード:** 変形性脊椎症, 体幹, 装具, 歩行, バイオメカニクス

## 1. はじめに

脊柱変形は脊椎骨粗鬆症や椎間板変性などによって起こり, 40 歳以上では変形性腰椎症の罹患率は, 男性で 80.6%, 女性で 64.6% と報告されている<sup>1)</sup>. 脊柱変形は円背, 凹円背, 全後弯, 亀背などに分類され, このなかでも円背と凹円背の発生頻度が高く, 円背は胸椎の生理的後弯が増強した, 凹円背は体幹前傾姿勢を立て直すために腰椎前弯が増強した状態であるとされている<sup>2)</sup>. また, 高畑ら<sup>3)</sup>は, 骨粗鬆症性脊椎骨折後に起こる日常生活動作 (Activities of daily living) や生活の質 (Quality of life) 低下の原因を脊柱変形と体幹筋力に着目して検討し, 脊柱変形が高度なほど身体の姿勢バランスを保つために体幹筋, 骨盤帯, 下肢の関節や筋群への負担が大きくなり, 生活の質も低下すると述べている.

脊柱変形の保存療法では, 薬物療法, 運動療法および装具療法が一般的である. 脊柱変形に対する装具療法として Watanabe ら<sup>4)</sup>は, リュックサック型体幹装具を考案した. リュックサック型体幹装具は, 体幹装具部分 (ダーメンコルセット) と鉛を入れた背囊部分で構成され, 背囊の重りによって体幹を伸展させることを目的とした装具である. Watanabe ら<sup>4)</sup>は, 脊柱変形により体幹前傾姿勢をとる 42 名の高齢者にリュックサック型体幹装具を用いたところ, 歩行

時の体幹屈曲姿勢が改善し, 日常生活動作が楽になったと報告している. また田中ら<sup>5)</sup>は, 脊柱後弯変形患者 15 名に対してリュックサック型体幹装具を用いた結果, 腰背痛の改善, 1 時間以上の立位または歩行の改善などが認められたと報告している. Ishida ら<sup>6)</sup>は, 脊柱変形を有する高齢者に対するリュックサック型体幹装具の効果について, 表面筋電図を用いて分析した結果, 歩行時における脊柱起立筋 (第 5 腰椎の位置) の活動が, 装具未装着時と比較して装着時では有意に減少したと報告している.

このようにリュックサック型体幹装具は脊柱変形を有する高齢者の姿勢や歩行を改善させるとともに, 腰痛を軽減させる効果があると考えられる. しかし, 脊柱変形患者の歩行動作においてリュックサック型体幹装具が体幹を伸展させるモーメントをどの程度生じさせるかを定量的に調べた研究は見当たらないようである. また, リュックサック型体幹装具の重り位置は腰部または骨盤に装着されることが多いが, 異なる重り位置で装具の効果と比較した研究も見当たらないようである.

本研究の目的はリュックサック型体幹装具における重り位置の違いが, 変形性脊椎症患者の歩行動作における体幹に加わる外力モーメントに及ぼす影響を明らかにすることである.

## 2. 方法

### 2.1 被験者

被験者は 14 名 (男性 9 名, 女性 5 名) の高齢者であった (表 1). このうち脊椎変形を有しているが, 日常生活動作は自立しており独歩が可能な 5 名 (男性 1 名, 女性 4 名) を

2015 年 9 月 18 日受付 2016 年 4 月 1 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

佐久間 亨

Tel: 029-858-9561

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

表1 被験者の身体特性

Subject	Sex	Age	Height (m)	Weight (kg)	TW/TL	LW/LL
1	F	75	1.49	55.3	0.103	UM
2	F	73	1.50	40.5	0.176	UM
3	F	83	1.49	56.4	0.180	UM
Patient 4	M	81	1.64	70.1	0.147	UM
5	F	84	1.35	49.3	0.147	UM
	Mean	79.2	1.49	54.3	0.150	UM
	SD	4.9	0.10	10.8	0.031	UM
Normal (M:8,F:1)	Mean	70.0	1.64	61.1	0.077	0.051
	SD	3.5	0.05	8.7	0.025	0.026
Difference * p<0.05		*	*	*		

UM ; unmeasured

患者群とした。健常者群は脊椎変形の既往がなく、日常生活動作が自立しており独歩が可能で、地域のシルバー人材センターに登録し積極的に社会参加している9名（男性8名、女性1名）とした。被験者からの除外基準は、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。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の倫理審査委員会の承認（通知番号第9号）を得たものである。

2.2 脊柱アライメントの評価法

脊柱アライメントの評価では、コンフォメータ型脊柱彎曲計（竹井機器工業社製、スライディングゲージ）を用いて被験者の安静立位での脊柱彎曲を紙にトレースした<sup>7)</sup>。ついでMilneらの方法<sup>8)</sup>により脊柱彎曲の大きさを定量化した。図1に示すように、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字彎曲と交差する点を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字の上部彎曲の頂点からTLに下す垂線の距離をThoracic width（以下TW）、S字の下部彎曲の頂点からLLに下す垂線の距離をLumbar width（以下LW）として、TWをTLで除した値を胸椎彎曲指数（TW/TL）、LWをLLで除した値を腰椎彎曲指数（LW/LL）とした。なお、図1（b）のように脊柱の後弯変形が進行し腰椎前弯が消失している場合は、LW/LLは計測できないので計測不能とした。

2.3 体幹装具

Watanabeら<sup>4)</sup>が考案したリュックサック型体幹装具は重りの位置は腰部であるが、本研究では重りの位置が異なる背部装具、腰部装具および骨盤装具の3種類を作成した。背部装具はナイロン製のベストの背部に重量1 kg、縦15.5 cm、

横4.5 cm、厚さ0.5 cmの重りをベルクロで張り付けたもので、被験者の胸椎部に重りが位置するようにした。腰部装具は軟性コルセットの背部に背部装具と同様の重りをつけたもので、被験者の腰椎部に重りが位置するようにした。骨盤装具は軟性コルセットの背部に重量1 kg、縦10 cm、横7 cm、厚さ0.5 cmの重りを付けたもので、被験者の仙骨部に重りが位置するようにした。装具にはマーカーを貼付し、質量中心位置を計測できるようにした。

以下では、患者群において装具なしの条件をP（Free）、背部装具の条件をP（High back）、腰部装具の条件をP（Low back）、骨盤装具の条件をP（Pelvis）とし、健常者群はNormalとした。

2.4 実験試技

被験者に10 mの直進歩行を行わせた（図2）。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。患者群は装具未装着の歩行と3種類の装具での歩行をそれぞれ5回ずつ、健常者群は固有歩行を5回行ったが、歩行中に著

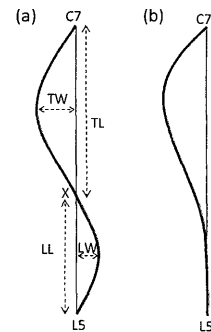


図1 脊柱アライメントの評価法  
(a) 正常な脊柱のアライメント, (b) 腰椎前弯が消失した脊柱。L5: 第5腰椎, C7: 第7頸椎, TL: Thoracic length, LL: Lumbar length, TW: Thoracic width, LW: Lumbar width

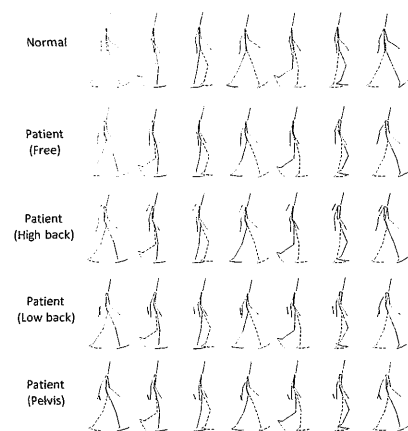


図2 矢状面における歩行動作のスティックピクチャー

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。

## 2.5 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, サンプリング周波数 250 Hz) 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。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 1000 Hz) により左右の足に作用する床反力を計測した。

## 2.6 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。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<sup>9)</sup>。

平滑化した51点 (装具なしの場合は47点) の身体計測座標点から身体を頭部, 上腕, 下腕, 両側の上腕, 前腕, 手部, 大腿, 下腿, 足部および装具からなる16個 (装具なしの場合は15個) の剛体リンクモデルにモデル化した。体幹は左右の肋骨下端に貼付したマーカーの midpoint によって上腕と下腕に分割した。上下肢の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<sup>10)</sup>。身体セグメントの質量, 質量中心位置および主慣性モーメントは岡田ら<sup>11)</sup> の身体部分慣性係数を用いて算出した。装具の質量中心位置については重りの四隅に貼付したマーカーの midpoint とした。

## 2.7 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, ステップ長, 歩隔, ブレーキ距離 (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部分角度とした。左右の肩関節 midpoint と左右の肋骨下端 midpoint を結ぶ線を上腕セグメント, 左右の肋骨下端 midpoint と左右の股関節 midpoint を結ぶ線を下腕セグメントとし, 上腕セグメントと下腕セグメントがなす角度を上 - 下腕角度とした。

### (3) 上腕下端および下腕下端まわりの外力モーメント

腰部への力学的負荷に関する先行研究では, 剛体リンクモデルの解析から得られた腰関節まわりの外力モーメントが腰部負担の指標として用いられている<sup>12)</sup>。本研究では以下の式 (1), (2) から上腕下端および下腕下端まわりに作用する2次元外力モーメントを算出した<sup>13)</sup>。さらに1歩行周期における外力モーメントの積分値および最大値を求め, これらを上腕および下腕における体幹筋群への負荷の指標とした。

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

$$M_2 = M_1 + r_y \times m CGA_z - r_z \times m CGA_y \quad (2)$$

ここで,  $m$  は頭部, 上肢, 体幹 (以下, Head + Arm + Trunk : HAT) および装具 (未装着の場合は0) の質量,  $M_1$  は HAT および装具の重量によって生じるモーメント,  $M_2$  は  $M_1$  と歩行中の HAT と装具の合成質量中心 (未装着の場合は HAT のみの合成質量中心) の加速度によって生じるモーメント,  $g$  は重力加速度,  $CGA_y$  および  $CGA_z$  は合成質量中心の水平および鉛直加速度,  $r_y$  および  $r_z$  は上腕下端または下腕下端から合成質量中心までの水平および鉛直距離である。

## 2.8 統計処理

患者群の各条件 (P (Free), P (High back), P (Low back) および P (Pelvis)) の比較ではフリードマン検定を実施し, 続いてウィルコクソン符号順位和検定をボンフェローニの補正を適用して実施した。患者群の各条件と健常者群との比較ではマン・ホイットニ検定をボンフェローニの補正を適用して実施した。いずれも有意水準は5%未満とした。なお統計解析に用いた各被験者の代表値は5回行った試技の平均値とした。

## 3. 結果

### 3.1 脊柱アライメント

表1に胸椎湾曲指数 (TW/TL) および腰椎湾曲指数 (LW/LL) を示す。TW/TL が大きいほど胸椎後弯が大きいことを, LW/LL が大きいほど腰椎前弯が大きいことを示す。TW/TL は患者群では  $0.150 \pm 0.031$ , 健常者群では  $0.077 \pm 0.025$  で患者群が有意に大きかった。LW/LL は健常者群で  $0.051 \pm 0.026$  であったが, 患者群では全ての被験者が図1 (b) に示すように腰椎前弯が消失しており計測不能であった。

### 3.2 歩行基礎データ

表2に歩行速度, ケイデンス, 支持脚時間, 遊脚時間, ステップ長, 歩隔, ブレーキ距離, 身体質量中心の鉛直変位, 体幹部分角度および上 - 下腕角度の平均値および標準偏差を示す。ステップ長, 歩隔, ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位は被験者の身長比で示した。体幹部分角度および上 - 下腕角度は1歩行周期の平均値で示した。

身体質量中心の鉛直変位は P (Low back) および P (Pelvis) が Normal より有意に小さかった。上 - 下腕角度は P (Free), P (High back), P (Low back) および P (Pelvis) が Normal より有意に小さく上 - 下腕は屈曲位であった。

### 3.3 体幹外力モーメントの積分値および最大値

表3に1歩行周期における上腕下端および下腕下端まわり

の外力モーメントの積分値および最大値を平均値および標準偏差で示す。それぞれの値は被験者の体重比で示した。

上脛下端まわりにおける後傾モーメントの積分値および最大値は、NormalがP (Free), P (High back), P (Low back) およびP (Pelvis) より有意に大きかった。

下脛下端まわりにおける前傾モーメントの最大値は、NormalがP (High back) およびP (Pelvis) より有意に大きかった。

3.4 体幹外力モーメントの各成分の変化パターン

図3に1歩行周期における下脛下端まわりの外力モーメントの変化パターンを平均値で示す。成分別に上段から重力によるモーメント、鉛直方向および水平前後方向の力によるモーメント、正味の外力モーメントで、それぞれのモーメントは体重比で示した。

重力によるモーメントは、Normalでは前傾モーメントと後傾モーメントが交互に生じていたが、P (Free), P (High back), P (Low back) およびP (Pelvis) では1歩行周期を通して常に後傾モーメントが生じており、特にP (High back) とP (Pelvis) では後傾モーメントが大きかった。

鉛直方向の力によるモーメントはいずれの歩行でも他のモーメントと比較して非常に小さかった。

表2 歩行基礎データ

		Patient				Normal	Difference p<0.05
		Free	High back	Low back	Pelvis		
Walking speed (m/s)	Mean	1.08	1.06	1.07	1.09	1.31	
	SD	0.16	0.11	0.15	0.14	0.19	
Cadence (steps/min)	Mean	107.6	108.4	110.6	111.6	108.7	
	SD	8.3	7.5	8.5	9.9	8.9	
Support time (s)	Mean	0.70	0.68	0.68	0.67	0.67	
	SD	0.06	0.04	0.06	0.06	0.05	
Swing time (s)	Mean	0.42	0.43	0.41	0.41	0.44	
	SD	0.05	0.05	0.04	0.05	0.04	
Step length (/ height)	Mean	0.409	0.405	0.403	0.406	0.437	
	SD	0.016	0.015	0.014	0.011	0.034	
Step width (/ height)	Mean	0.058	0.062	0.065	0.062	0.049	
	SD	0.019	0.017	0.021	0.018	0.019	
Brake distance (/ height)	Mean	0.171	0.169	0.173	0.170	0.172	
	SD	0.010	0.006	0.011	0.008	0.019	
COM Z-displacement (/ height)	Mean	0.079	0.076	0.073	0.073	0.102	L<N, P<N
	SD	0.009	0.007	0.007	0.007	0.023	
Trunk segment angle (deg)	Mean	-1	-1	-2	-1	0	
	SD	3	4	5	5	3	
Upper-lower torso angle (deg)	Mean	151	151	151	149	173	F<N, H<N
	SD	12	11	13	8	4	L<N, P<N

F:P(Free), H:P(High back), L:P(Low back), P:P(Pelvis), N:Normal

表3 下脛下端まわりの外力モーメントの積分値および最大値

			Patient				Normal	Difference (p<0.05)	
			Free	High back	Low back	Pelvis			
Lower end of Upper torso	Forward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	-0.23	-0.22	-0.23	-0.22	-0.15	
		SD	0.07	0.09	0.09	0.08	0.07		
	Backward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	0.01	0.01	0.01	0.01	0.04	F<N, H<N
		SD	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	L<N, P<N	
Lower end of Lower torso	Forward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	-0.08	-0.07	-0.08	-0.06	-0.17	
		SD	0.04	0.05	0.08	0.07	0.08		
	Backward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	0.13	0.15	0.14	0.17	0.14	H<N, P<N
		SD	0.05	0.05	0.08	0.09	0.05		
	Maximum (Nm/kg)	Mean	0.49	0.48	0.45	0.52	0.65		
		SD	0.08	0.06	0.14	0.15	0.16		

F:P(Free), H:P(High back), L:P(Low back), P:P(Pelvis), N:Normal

水平前後方向の力によるモーメントは他のモーメントより大きく、正味の外力モーメントに大きく影響していた。いずれの歩行でも1歩行周期の50%と100%付近で前傾モーメントのピークを、10%と60%付近で後傾モーメントのピークを示した。

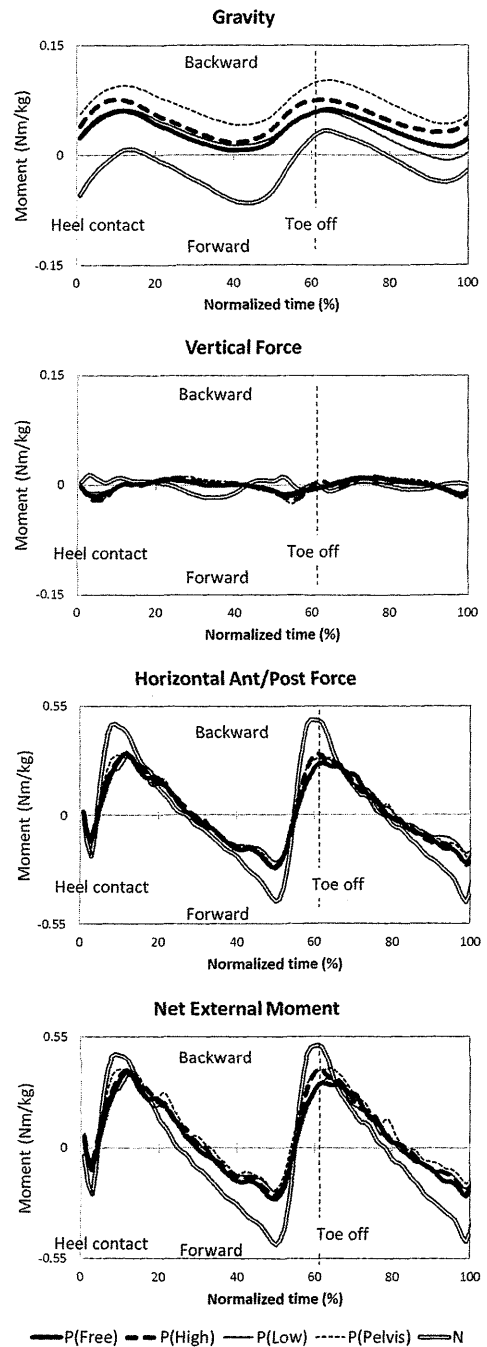


図3 1歩行周期における下脛下端まわりの外力モーメントの各成分の変化パターン  
上段から重力によるモーメント、鉛直方向の力によるモーメント、水平前後方向の力によるモーメント、正味のモーメント

#### 4. 考察

リュックサック型装具を考案した Watanabe ら<sup>4)</sup>は、体幹前傾歩行をしている 42 名の高齢者に対して、腰部に平均 1.2 kg の重りを付けたリュックサック型体幹装具を装着すると、歩行時の胸腰部屈曲角度が平均で 31 deg 減少し、さらに日常生活活動がより楽になったと報告している。Watanabe ら<sup>4)</sup>はリュックサック型体幹装具の効果として、腰部の重りが、身体重心位置を後方に変位させるとともに、脊柱および股関節に伸展モーメントを生じさせると推察しているが、実際に確かめた訳ではない。田中ら<sup>5)</sup>は、胸腰椎圧迫骨折による脊柱後弯変形患者 15 名に対してリュックサック型体幹装具 (重量 0.8 から 1.2 kg) を用いた結果、腰背痛が改善され、1 時間以上の立位または歩行が可能になったと報告している。Ishida ら<sup>6)</sup>は、脊柱変形を有する高齢者を被験者として、歩行中の脊柱起立筋 (第 9 胸椎、第 3 腰椎および第 5 腰椎の位置) の活動を表面筋電図により、リュックサック型体幹装具 (重量 1.0 kg) の有無で比較した。その結果、装具の有無で歩行のケイデンスに違いはないが、脊柱起立筋 (第 5 腰椎の位置) の活動は装具装着時が未装着時より有意に小さく、装具によって脊柱起立筋への負担が軽減したと報告している。田中ら<sup>5)</sup>と Ishida ら<sup>6)</sup>は歩行時の腰背部筋群への負担軽減の効果については Watanabe ら<sup>4)</sup>と同様の推察をしており、腰部まわりの外力モーメントは明らかでない。

本研究では、上胴下端まわりの後傾モーメントの積分値および最大値は、Normal が P (Free), P (High back), P (Low back) および P (Pelvis) より有意に大きかった。これは健康者群では 1 歩行周期を通して上胴が直立位であるのに対して、患者群では上胴が大きく前傾していたためと考えられる。下胴下端まわりの前傾モーメントの最大値は、P (Free) では Normal と有意差がないが、P (High back) および P (Pelvis) では Normal より有意に小さかった。重力によるモーメントの変化パターンをみると、患者群では 1 歩行周期を通して常に後傾モーメントが生じており、特に P (High back) と P (Pelvis) では後傾モーメントが大きい傾向であった。患者群における体幹姿勢をみると、体幹部分角度はいずれの条件においても約 0 deg で体幹は直立位であるが、上 - 下胴角度はいずれの条件においても約 150 deg で体幹は屈曲位であった。このような脊柱が後弯変形した状態で体幹を直立させた患者群の姿勢では、HAT 質量中心は下胴下端よりも後方へ位置しているが、背部装具と骨盤装具を装着すると重力による後傾モーメントが増加し、正味の傾モーメントが減少したと考えられる。

リュックサック型体幹装具は装具の重量によって重力による後傾モーメントを大きくすることを狙いとしているが、一方で歩行動作においては、水平前後方向の力によるモーメントが、重力によるモーメントよりも最大で約 5 倍大きいことにも着目する必要がある。水平前後方向の力によるモーメントは、いずれの歩行でも進行方向の速度が減速する両脚支

持期で後傾モーメントのピークを、加速する単脚支持期で前傾モーメントのピークを示した。そして、歩行の進行方向加速度に関する歩行速度、ケイデンス、ステップ長、ブレーキ距離などの歩行基礎データはいずれの歩行の間でも有意差がなく、水平前後方向の力によるモーメントの違いもなかった。宮川ら<sup>14)</sup>は、健康成人が 21.5 kg のザックを背負った歩行動作を分析した結果、ザックの重心位置が高いほど歩行中の姿勢は前傾し、低いほど歩行のブレーキ局面における床反力の力積が大きくなったと報告している。本研究で用いた装具の重量は 1 kg で宮川ら<sup>14)</sup>のものに比べて軽く、装具の重り位置によって体幹姿勢に有意差はなく、ブレーキ距離も変化しなかった。ブレーキ局面での減速が大きいと歩行速度を維持するにはその後の加速を大きくしなければならず、結果として外力による体幹の前傾モーメントが増大し、腰背部筋群への負担が増す恐れがあるとも考えられる。よってリュックサック型体幹装具における重り位置と重量は、歩行のブレーキ局面で減速が大きくなり過ぎないように調節する必要があると考えられる。

また、脊柱変形のパターンや程度には個人差があり、装具が体幹外力モーメントへ及ぼす影響も異なることに注意する必要がある。佐藤ら<sup>2)</sup>の脊柱変形の分類によると、全後弯は胸椎と腰椎がともに後弯変形した状態で、亀背は上位脊柱が直立化し下位脊柱が後弯変形した状態である。本研究の Subject 1 は胸椎弯曲指数が小さいので亀背に分類され、Subject 2, 3, 4 および 5 は全後弯に分類されと考えられる。後弯変形が重度な Subject 2 および 3 における下胴下端まわりの前傾モーメントの最大値は、骨盤装具では未装着と比較してそれぞれ 0.47 倍、0.56 倍と減少し、体幹部分角度はそれぞれ 1.5 deg から 3.7 deg, -0.2 deg から 0.7 deg へと後傾した。一方で後弯変形がそれ程大きくない Subject 1 および 5 の骨盤装具では、前傾モーメントはそれぞれ 1.13 倍、1.14 倍と増大し、体幹部分角度はそれぞれ 0.1 deg から -0.2 deg, -6.8 deg から -9.5 deg へと前傾した。また Subject 4 の背部装具では、最大前傾モーメントの変化は僅かであり (0.91 倍の減少)、体幹部分角度の変化も僅かであった (0.7 deg から 0.6 deg へと後傾)。このように脊柱後弯変形が大きい場合には装具によって体幹は起き上がり易くなるとも推察されるが、装具によって体幹前傾角度が大きくなり体幹前傾モーメントが大きくなる場合もあった。

今後、リュックサック型体幹装具が体幹外力モーメントに及ぼす影響について、重り位置の違いに加えて、装具重量と歩行速度との関係から検討することで、患者固有の体幹姿勢や歩行速度に基づく適切なリュックサック型体幹装具の処方が可能になると考えられる。

#### 5. まとめ

本研究では、変形性脊椎症患者を対象として重り位置の異なる 3 種類の体幹装具で歩行動作を行い、それぞれの装具

が歩行中の体幹外力モーメントへ及ぼす影響について検討した。本研究で得られた結果をまとめると、以下のようになる。

- ① いずれの装具でも歩行中の体幹姿勢や歩容に有意な変化はみられなかった。
- ② 背部装具と骨盤装具では体幹の前傾モーメントが減少した。
- ③ 歩行動作においては水平前後方向の力によるモーメントが重力によるモーメントよりも最大で約5倍大きく、正味の外力モーメントに最も大きく影響を及ぼしていた。

以上のことから、脊柱後弯変形を有する患者への背部装具と骨盤装具は腰背部筋群への負担を軽減させる効果があると考えられる。さらに患者固有の体幹姿勢と歩行速度を考慮して装具の重り位置を調節することで、リュックサック型体幹装具の適合性はより向上すると推察される。

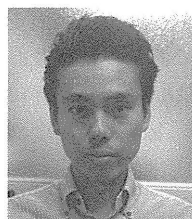
### 謝 辞

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。

### 参考文献

- 1) 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. and Akune, T.: Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 27(5), 620-628, (2009).
- 2) 佐藤光三, 若松英吉, 笠間史夫, 井樋英二: 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(5), 679-686, (1985).
- 3) 高畑雅彦, 武田直樹, 三浪明男: 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, (2006).
- 4) Watanabe, H., Kutsuna, T., Asami, T. and Inoue, E.: New concept of spinal orthosis for weakened back muscle, *Prosthetics and Orthotics International*, 19(1), 56-58, (1995).

- 5) 田中清和, 阿久根徹, 下井優一, 加倉井周一, 赤居正美, 飛松治基: 脊柱後弯変形に対するリュックサック型体幹装具の効果 - 骨粗鬆症による腰椎圧迫骨折症例への使用経験 -, *リハビリテーション医学*, 37(2), 106-109, (2000).
- 6) Ishida, H., Watanabe, S., Yanagawa, H., Kawasaki, M., Kobayashi, Y. and Amano, Y.: Immediate effects of a rucksack type orthosis on the elderly with decreased lumbar lordosis during standing and walking, *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 48(1), 53-61, (2008).
- 7) 浅見高明: 姿勢研究, *体力科学*, 40(3), 331-336, (1991).
- 8) Milne, J. S. and Lauder, I. J.: Age effects in kyphosis and lordosis in adults, *Annals of Human Biology*, 1(3), 327-337, (1974).
- 9) Winter, D. A.: *Biomechanics and motor control of human movement*, 41-43, John Wiley and Sons, (2005).
- 10) 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).
- 11) 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久, 森丘保典: 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, (1996).
- 12) 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸: 移乗介助動作の計測と腰部負担の評価, *バイオメカニズム*, 16, 195-205, (2002).
- 13) 勝平純司, 山本澄子, 関川信哉, 丸山仁司: 階段およびスロープ昇降時の腰部負担の比較, *日本義肢装具学会誌*, 19(1), 52-58, (2003).
- 14) 宮川健, 小野寺昇: 背負いザックの重心位置の違いが歩行中の姿勢および地面反力に及ぼす影響, *登山医学*, 17(1), 125-134, (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附属東西医学統合医療センター助教。研究テーマは脊柱変形を有する高齢者の歩行動作とリハビリテーションに関する研究。理学療法士。日本体育学会、日本バイオメカニクス学会、日本障害者スポーツ学会、日本ロービジョン学会の会員。(バイオメカニズム学会正会員)

## Biomechanical study on effects of the spinal orthosis (so-called “Rucksack-type Orthosis”) on gait of spondylosis patient

Toru SAKUMA<sup>1†</sup>, Michiyoshi AE<sup>2</sup>, Yasuto KOBAYASHI<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Tsukuba University of Technology, <sup>2</sup> University of Tsukuba, <sup>3</sup> Ibaraki Prefectural University

**Abstract :** The purpose of this study was to investigate effect of the position of load of Rucksack-type Orthosis on the external moment about the hip joint during gait of spondylosis patients. The participants were five patients and nine healthy elderly people. 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. A high, low and pelvic height orthosis of 1 kg weight was put on the back of the participant. The patients with the high back and pelvic orthosis showed the decrease in the maximum of the external forward moment about the hip joint during one walking cycle, though there were no unaskable changes in trunk posture and walking pattern. Horizontal anterior-posterior moment was the longest of the components of the external moment about the hip joint during gait. The results indicated that the load on the lower back muscles would decrease with the high and pelvic orthoses, and that the adjustment of orthosis in weight position might improve suitability of orthosis by considering patient’s trunk posture and walking speed.

**Key Words :** Spondylosis, Trunk, Orthosis, Gait, Biomechanics

---

Received Sep. 18, 2015 Accepted Apr. 1, 2016

<sup>†</sup> Toru SAKUMA

Faculty of Health Science, Tsukuba University of Technology

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

Tel: 029-858-9561

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