研究報告

# 背筋筋力が歩行時の腰椎前後方向関節反力へ与える影響 ― 健常モデルと推定筋張力ゼロモデルの比較 ― *

三浦寛軌[1) 3) 5)]・金井　章[1) 2)]・高山大地[1) 4)]・野嶋　治[2)]

【要　旨】

【目的】本研究では腰椎間における前後方向関節反力について検討することを目的に，筋機能不全モデルを作成して歩行時の背筋活動と腰椎前後方向安定性の関係を明らかにした．【方法】対象は 20 歳代健常成人男性 9 名とし，10 m の歩行路を歩幅 50 cm，歩行率 100 steps/min で歩行させ，三次元動作解析装置で 2 回計測した．動作解析の結果から筋骨格モデリングソフトを用いて健常モデル，左脊柱起立筋ゼロモデルと左多裂筋ゼロモデルをそれぞれ作成し，腰椎の前後方向関節反力（以下，前方反力，後方反力）を健常モデルと比較検討した．【結果】脊柱起立筋ゼロモデルの前方反力は健常モデルと比較し L3/4，L4/5，L5/S で有意に低値を示した（$p < 0.01$）．多裂筋ゼロモデルの前方反力は健常モデルと比較し，すべての椎体間で有意に高値を示した（$p < 0.01$）．【結論】左脊柱起立筋ゼロモデルでは，歩行中の腰椎に前後方向不安定性が生じることが明らかとなった．また左多裂筋ゼロモデルでは右多裂筋，右脊柱起立筋が代償作用をすることで，腰椎前後方向安定性に変化はなかった．

キーワード：歩行，筋骨格シミュレーション，筋機能不全モデル

## はじめに

腰痛は直立姿勢をとるようになった人類の宿命であるといわれており，日常生活では無理な姿勢での力学的過負荷が原因となり腰痛が起こると考えられている．労働者においては腰痛の発症原因の大半が不良労働方法に起因するものである．さらにほとんどの腰痛患者において，機械的負担が増加すれば腰痛も悪化するという事実は腰痛治療におけるバイオメカニクス的アプローチの重要性を示している[1)]．

腰痛の原因として椎間板内圧との関係の報告がある．変性した椎間板では内圧が低下し，またヘルニアを有する椎間では脊柱前方支持要素としての機能を椎間板が果たせず，その結果椎間関節や靭帯，腰背筋に過大な負担をかけ腰痛が出現する[2)]と推論されている．

またCarolynら[3)]は，リアルタイム超音波イメージングを用いて，初発腰痛発症 2 週以内の急性期

＊ Effect of back muscle strength on the anterior-posterior joint reaction force of the lumbar spine during walking ― Comparison of healthy model and zero estimated muscle tension model ―

1）豊橋創造大学大学院　健康科学研究科
（〒 440-8511　愛知県豊橋市牛川町松下 20-1）
Hiroki Miura, PT, MS, Akira Kanai, PT, PhD, Daichi Takayama, PT, MS: Graduate school of Health Science, Toyohashi SOZO University

2）豊橋創造大学　保健医療学部　理学療法学科
Akira Kanai, PT, PhD, Osamu Nojima, PT, MS: Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Toyohashi SOZO University, Toyohashi SOZO University

3）医療法人　秋田病院
Hiroki Miura, PT, MS: Akita Hospital

4）医療法人東樹会　あずまリハビリテーション病院
Daichi Takayama, PT, MS: Azuma Rehabilitation Hospital

5）ハピナス訪問看護ステーション
Hiroki Miura, PT, MS: Hapinasu Home-visit Nursing Station

# E-mail: s1855103@sc.sozo.ac.jp

の一側腰痛患者に対し，L2 ～ S1 すべての分節レベルで両側多裂筋の断面積を測定した結果，多裂筋の断面積に左右差を認めたと報告し，初発腰痛と多裂筋萎縮の関係を報告した．さらに一側性に多裂筋の筋断面積の低下を認めた初発腰痛患者を非積極治療群とエクササイズ介入群に分け 4 週の介入と 10 週フォローアップした結果，多裂筋断面積の差はエクササイズ群で多裂筋断面積の回復を認め，また初発後 1 年での再発率は非積極介入群では 12.4 倍であったとも報告している．このように，一側性に生じた多裂筋萎縮については回復の可能性も高く，その病態について解明することは重要である．

脊柱の椎体間にかかるほぼ垂直な圧迫力の一部は，彎曲の凸面方向に沿って伸びる結合組織と筋の伸張力によって担われる[4]．この圧迫力に対して，脊柱の彎曲でたわみを許し，安定したアーチのような作用をすることで脊柱の安定性が得られるとされている．一方で腰椎前彎のネガティブ要素としては，剪断力が出現してしまうことが挙げられ，病的な状態として下部腰椎が仙骨に対して前方へ滑る脊柱前方すべり症が知られている[4]．当然動作中の筋活動が腰椎に対し圧迫力や剪断力として作用するが，これらについて十分な検討はされていない．

歩行中の筋作用としては Neumann[5] が，全身体重量の約 2/3 が臍から上にあるため直立姿勢とバランス保持のための制御が必要であり，自由歩行時に 3 次元空間における安定性を維持するために脊柱起立筋群が活動すると報告している．また Perry[6] は，脊柱起立筋の最も重要な活動は反対側の初期接地，すなわち同側下肢の 50% Gait Cycle（以下，GC）と述べている．脊柱起立筋群は立脚期後半（40% GC）で活動を開始し，50% GC で最大となり前遊脚期まで続くと報告しており，脊柱起立筋群の活動は歩行時下肢へ荷重する際の体幹が受ける受動的な力を減少させると述べている．

以上のことから，脊柱起立筋および多裂筋は筋の走行やその機能により，歩行中の腰椎安定性に寄与していることが考えられる．我々は歩行時の腰椎垂直反力に関して，片側の脊柱起立筋および多裂筋が筋機能不全となることで垂直反力が低下し，腰椎の安定性が低下することを報告した[7]．そこで本研究では，腰椎間における前後方向関節反力（以下，前方反力，後方反力）について検討することを目的として，一側の脊柱起立筋または多裂筋の発揮筋張力を 0N にする筋機能不全モデルを作成し，健常モデルと比較検討することで歩行時の背筋活動と腰椎前後方向安定性の関係を明らかにした．

## 対象および方法

### 1．対象

対象は 20 歳代健常成人男性 9 名（平均年齢 26.6 ± 5.1 歳，身長 170.5 ± 7.4 cm，体重 65.5 ± 1.9 kg）とし，整形外科疾患や歩行制限を有するものは除外した．

### 2．使用機器

動作計測には三次元動作解析装置 VICON MX（VICON MOTION SYSTEMS 社）を使用した．赤外線カメラ 8 台を使用しサンプリング周波数 120 Hz で反射マーカーの座標位置を計測した．床反力計は OR6 － 7（AMTI 社）を使用しサンプリング周波数は 960 Hz で歩行の計測を行った．動作解析には NEXUS Ver.7.1 を用いた．動作解析データから筋骨格モデリングソフト AnyBody ver.7.0（ANYBODY Technology 社）にて腰椎間における前後方向関節反力の推定とゼロモデルを作成した．

### 3．筋骨格モデリングシステム

今回使用した AnyBody は，人体メカニズムのモデリングを行うソフトウェアシステムで，個々の筋，関節力，代謝，腱の弾性エネルギー，拮抗筋力など動作中の人体における様々な部分に作用する力を計算することができる．AnyBody には逆動力学が採用されており，筋張力 / 最大筋張力の 3 乗の総和を目的関数として，目的関数が最小となるように各筋張力の計算をすることでモデルを最適化している．喜多ら[8] は，筋骨格シミュレーションによる健常成人の歩行時筋張力を筋電図データと比較した結果，16 筋中 12 筋で類似した波形を認めたとして妥当性を報告しており，解析した脊柱起立筋は筋電図と筋骨格モデルの筋興奮データが類似したと報告している．AnyBody で算出される関節反力は，上位の腰椎に生じる力を下位の腰椎の座標で表した値である．AnyBody は剛体リンクモデルで逆動力学計算が行われており，L5/S の前後方向関節反力が正であれば，前方に関節反力が働いている．これはモデルの重量等の位置関係で S に対し前方にずれようとしている L5 を筋張力によって後方へ引き付け，この筋張力に釣り合う関節反力が前方反力として出力される．

### 4．実験手順

マーカーセットは Plug in gait（図 1）を使用し，

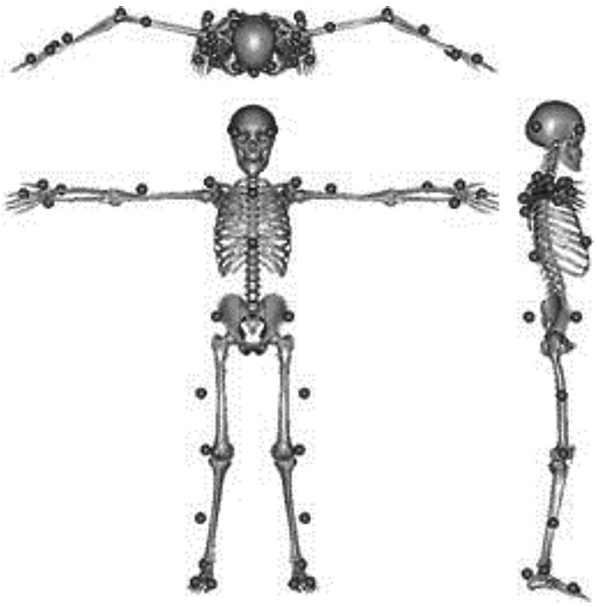

**図 1．反射マーカーの貼付位置**

https://www.terrabyte.co.jp/AnyBody/anybody_2.htm より引用

被験者の全身に赤外線反射マーカーを取り付けた．歩行の計測は 10 m の歩行路を歩幅 50 cm，歩行率 100 steps / min にて 2 回実施し，Vicon および床反力計にて取得したデータから，AnyBody を用いて健常モデルの腰椎前後方向関節反力を推定した．健常モデルから，左脊柱起立筋および左多裂筋の最大筋張力を 0N にしたゼロモデルを作成し，左脊柱起立筋ゼロモデルおよび左多裂筋ゼロモデルの腰椎の前方反力および後方反力を推定した．

### 5．データ解析

データ解析は左下肢初期接地から，次の初期接地までの 1 歩行周期を解析した．1 歩行周期を 100% に時間を正規化した．また腰椎反力は被験者の体重で除して正規化した．今回，遊脚終期の腰椎反力は 2 歩行周期目の床反力測定ができなかったために適切な推定が行えず検討対象から除外した．

### 6．統計解析

統計解析は歩行時の腰椎関節反力について正規性および等分散性を確認した後，一元配置分散分析を用いて健常モデルと各ゼロモデルの関節反力を比較した．さらに多重比較を Bonferroni の方法で行い，効果量は Cohen’ｓ d を用いて算出した．統計解析には統計解析ソフトウェア（SPSS, Statistics 25, IBM 社）を使用した．

### 7．倫理規定の遵守

対象へは本研究について口頭で説明し，紙面にて同意を得て行った．なお本研究は豊橋創造大学倫理委員会の承認（H2018012）を得て実施した．

## 結果

歩行中の前後方向関節反力は，図 3 から Th12/L1，L1/2，L2/3 で 1 歩行周期を通じて後方反力が生じていた．L3/4 ではほぼ前後方向関節反力は生じず，L4/5，L5/S には前方反力が生じていた（図 2）．

脊柱起立筋ゼロモデルの前方反力は健常モデルと比較し L3/4，L4/5，L5/S で有意に低下した（$p < 0.01$）．効果量も L3/4（d =1.25），L4/5（d = 1.15），L5/S（d = 1.39）と大きな効果であった（表 1）．

多裂筋ゼロモデルの前方反力は健常モデルと比較し，すべての椎体間で有意に増加した（$p < 0.01$）．効果量は L2/3（d = 0.35），L3/4（d = 0.27），L4/5（d = 0.48），L5/S（d = 0.47）と小さな効果であった（表 1）．

歩行中の推定筋張力は，脊柱起立筋ゼロモデルでは健常モデルと比較し，右多裂筋，右脊柱起立筋，左外腹斜筋が増加した．また多裂筋ゼロモデルでは健常モデルと比較し，右多裂筋，右脊柱起立筋で増加した（表 2）．

## 考察

### 1．健常モデルの腰椎における前後方向関節反力

仙骨は前下方に傾斜しており，立位時 40°の仙骨水平角をなす．これに伴い L5 も他の腰椎より関節面が前額面を向いている[4]と言われている．また後方の筋は仙骨を支点として，胸椎や腰椎を強力に引き付ける[9]とも言われており，体幹の伸展筋は，腰椎を後方に引き付けることで腰椎の安定化を図っている．このことから，今回 L3/4 より下位腰椎で前方反力が生じたのは，前方へ傾いた椎体を後方へ引き付け安定化を図るために後方への筋張力が働き，筋張力に対する釣り合いの力として前方反力が生じたと考えられる．

### 2．健常モデルと脊柱起立筋ゼロモデルの比較

下位腰椎の前方反力は脊柱起立筋ゼロモデルで低下した．左脊柱起立筋が機能不全となることで，左脊柱起立筋による後方へ引き付ける作用が失われ後方への筋張力の総和が減少し，前方反力が低下したと考えられる．腰椎の前彎は剪断力が出現してしまうことが知られており，病的な状態

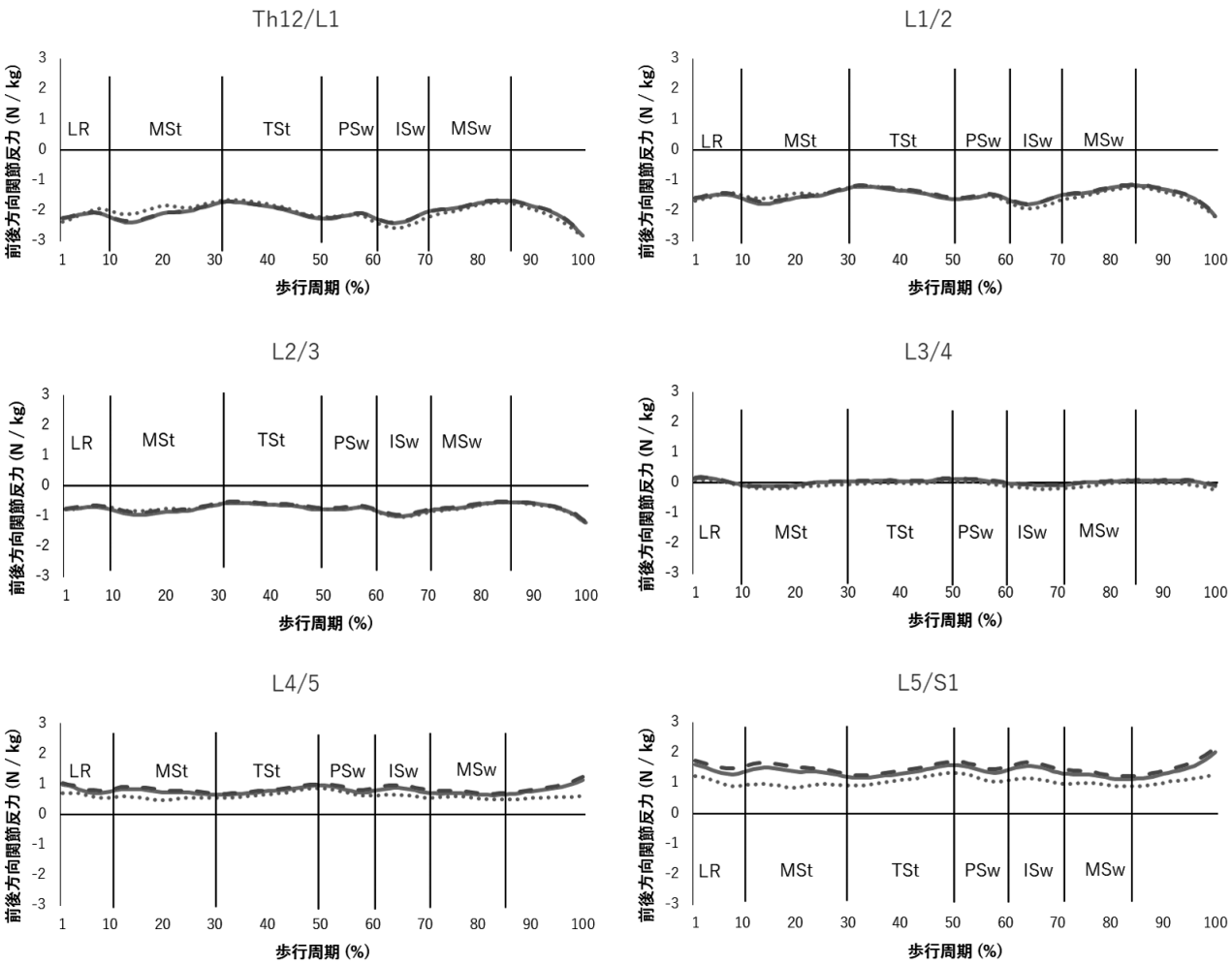


図 2. 1 歩行周期中（100 %）の前後方向関節反力（N / kg）

LR：初期接地，MSt：立脚中期，TSt：立脚終期 PSw：前遊脚期 ISw：遊脚初期 MSw：遊脚中期，実線：健常モデル，点線：左脊柱起立筋ゼロモデル，破線：左多裂筋ゼロモデル，正の値：前方反力，負の値：後方反力

表 1. 各モデルの椎体間における関節反力（平均 ± 標準偏差）（N / kg）

| | 健常モデル | EMSzero | MFzero |
|---|---|---|---|
| Th12/L1 | −177.9 ± 25.6 | −175.3 ± 26.1** | −176.6 ± 24.4 †† |
| L1/2 | −128.6 ± 18.1 | −129.1 ± 18.6 | −125.5 ± 17.1 †† |
| L2/3 | −64.2 ± 11.9 | −62.9 ± 11.2* | −60.1 ± 11.2 †† |
| L3/4 | 1.6 ± 5.3 | −5.1 ± 5.4** | 3.1 ± 6.0 †† |
| L4/5 | 67.3 ± 11.9 | 54.1 ± 11.0** | 72.8 ± 10.8 †† |
| L5/S | 119.5 ± 22.2 | 90.6 ± 19.4** | 129.7 ± 21.4 †† |

ESMzero：左脊柱起立筋ゼロモデル，MFzero：左多裂筋ゼロモデル
**：健常モデル − ESMzero（$p < 0.01$），*：健常モデル − ESMzero（$p < 0.05$）
††：健常モデル − MFzero（$p < 0.01$）

表 2. 1 歩行中の体幹筋の平均推定筋張力（N / kg）

| | 健常モデル | ESMzero | MFzero |
|---|---|---|---|
| 左多裂筋 | 31.0 | 47.6 | 0.0 |
| 左脊柱起立筋 | 174.4 | 0.0 | 174.1 |
| 左大腰筋 | 46.1 | 19.1 | 47.1 |
| 左腰方形筋 | 20.5 | 20.8 | 19.6 |
| 左外腹斜筋 | 48.9 | 56.3 | 49.0 |
| 左内腹斜筋 | 51.4 | 83.6 | 51.1 |
| 右多裂筋 | 31.8 | 105.5 | 34.4 |
| 右脊柱起立筋 | 179.6 | 201.1 | 190.4 |
| 右大腰筋 | 51.2 | 41.8 | 42.5 |
| 右腰方形筋 | 24.5 | 36.5 | 23.4 |
| 右外腹斜筋 | 50.7 | 54.3 | 50.4 |
| 右内腹斜筋 | 57.3 | 46.7 | 58.4 |

ESMzero：左脊柱起立筋ゼロモデル，MFzero：左多裂筋ゼロモデル

として脊柱前方すべり症がある[4]．脊柱起立筋機能不全による後方への筋張力の低下は，腰椎を後方へ引き付ける作用の低下や腰椎前彎を減少させる可能性が示唆され，腰椎すべり症発生リスク増加となりうることが考えられる．また歩行中の推定筋張力は，健常モデルに比べ右多裂筋，右脊柱起立筋，左外腹斜筋の推定筋張力が増大しており代償を認めた（表 2）．

### 3. 健常モデルと多裂筋ゼロモデルの比較

多裂筋ゼロモデルでは L4/5，L5/S の前方反力が増大したことから，多裂筋機能不全によって下位腰椎では後方への筋張力が増大したことがわかった．多裂筋は筋の走行から椎体へは後方への筋張力が生じる．今回，下位腰椎を後方に引き付ける作用をする多裂筋を機能不全としたことで後方への筋張力が増大したのは，代償筋が左多裂筋より大きな張力を後方へ発揮したことが考えられる．歩行中の推定筋張力としては，右多裂筋，右脊柱起立筋が増大しており，これらの筋による代償が前方反力増大に影響したのではないかと考えられる（表 2）．

## 今後の展望

腰椎関節反力や筋張力の推定は歩行を通しての結果であるため，今後は歩行相を細分化して関節反力や筋張力の変化を明らかにし詳細な背筋と腰椎安定性の関係を明らかにしていきたい．

## 結論

健常成人を対象に筋張力の変化が歩行時の椎体間の関節反力に与える影響について検討した．左脊柱起立筋ゼロモデルでは，歩行中の腰椎に前後方向不安定性が生じることが明らかとなった．左多裂筋ゼロモデルでは右多裂筋，右脊柱起立筋が代償作用をすることで，腰椎前後方向安定性に変化はなかった．

## 謝辞

本研究を行うにあたり，計測に協力してくださいました 9 名の被験者の方々に心より感謝の念を表します．

## 【文　献】

1) 河村顕治：腰痛予防に必要なバイオメカニクス．Monthly book medical rehabilitation．2011; 134: 7-12.
2) 菊地臣一：腰痛．医学書院，東京，2014；pp. 101-104.
3) Richardson C, Hodges PW, et al.: 腰痛に対するモーターコントロールアプローチ．腰椎骨盤の安定性のための運動療法．齋藤昭彦（訳），医学書院，東京，2008；pp. 139-145.
4) Neumann DA: 筋骨格系のキネシオロジー（原著第3版）．Andrew PD（訳）．医歯薬出版，東京，2018；pp. 356-357，pp. 391.
5) Gots-Neumann K: 観察による歩行分析．月城慶一（訳）．医学書院，東京，2013；pp. 75-77.
6) Perry J: ペリー 歩行分析 正常歩行と異常歩行（原著第2版）．武田功（訳）．医歯薬出版．東京，2012；pp. 86.
7) 三浦寛軌，金井章・他：背筋筋力が歩行時の椎体間にかかる力へ与える影響．臨床バイオメカニクス，2020；41：29-23 .
8) 喜多俊介，小栢進也・他：筋骨格シミュレーションによる歩行時筋張力推定の妥当性検証．理学療法-臨床・研究・教育，2018；25（1）：40-44.
9) A.I.Kapamdji: カパンジー機能解剖学　脊椎・体幹・頭部（原著第7版）塩田悦仁（訳）．医歯薬出版，2019；pp. 102.