

Original Article

新たな体幹-下肢結合 3次元筋骨格モデルによる立位体幹前傾動作解析

嘉川貴之,¹ 島田洋一,¹ 宮腰尚久,¹ 松永俊樹,² 畠山和利,² 巖見武裕³¹ 秋田大学大学院医学系研究科医学専攻機能展開医学系整形外科講座² 秋田大学医学部附属病院リハビリテーション科³ 秋田大学工学資源学部機械工学科

要旨

Yoshikawa T, Shimada Y, Miyakoshi N, Matsunaga T, Hatakeyama K, Iwami T. Motion analysis of anterior inclination of the trunk while standing using a new three-dimensional musculoskeletal model combining the trunk and lower limbs. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2013; 4: 17-21.

【目的】新しい体幹-下肢結合 3次元筋骨格モデルを作成し、立位体幹前傾動作の解析を行った。

【方法】健常成人の筋骨格計測より新しい体幹-下肢結合 3次元筋骨格モデルを作成した。このモデルを用いて健常成人 5名の立位体幹前傾動作解析を行い、動作に関わる脊柱起立筋、腹直筋、大殿筋の筋力推移を算出し、立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の比および統計学的有意差を検討した。

【結果】立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の比は、脊柱起立筋で平均 $1:3.94 \pm 0.65$ (Mean \pm SD)、腹直筋で平均 $1:1.75 \pm 0.22$ 、大殿筋で平均 $1:4.07 \pm 0.68$ となり、全ての筋で立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の間に統計学的有意差を認めた (paired *t*-test; $p < 0.0001$)。

【結論】モデルから算出された体幹-下肢筋活動推移は、筋電図学的報告と同様であり、モデルの妥当性が示された。このモデルを利用することにより、適切な体幹-下肢筋トレーニングを開発するなど臨床への応用が期待できる。

キーワード：3次元筋骨格モデル、動作解析、筋活動量

はじめに

近年、生物医学や計算力学技術のめざましい発展により様々な 3次元筋骨格モデルを用いた動作解析が数

多くなされている [1-3]。しかしながら、脊椎を含めた体幹の動作解析についてはあまり行われておらず、また数少ない研究においても胸椎の一塊化や筋走行の直線化、関節形状を単純化・一体化させたモデルでの解析であった [4]。この理由として、脊椎は 24 個の椎体とそれを連結する椎間関節、その間に椎間板・靭帯が存在し、さらに体幹の支持のために脊柱周囲に多くの筋が存在するという複雑な構造をなしていることが挙げられる [5]。また、これら多くの関節・靭帯・椎間板・筋群が複雑に作用・連動し、他の関節にはみられない様々な動作を行うことも、体幹に関する解析を困難にしている。このような脊椎の構造上・可動性の問題から、精度の高い体幹の動作解析は行われてこなかった。そのため、畠山らは全身の CT、MRI の撮像データにより精密な 3次元体幹筋骨格モデルを作成し、立位静止時での脊椎の関節モーメント・椎間板内圧についての研究を行った [6]。

今回、我々はこのモデルを応用し、立位静止時から体幹前傾位への姿勢変化における動作解析を行うこととした。体幹の前傾運動においては、骨盤や下肢の影響を無視できないため [7]、現行の体幹筋骨格モデルに骨盤-下肢筋骨格モデルを結合させ、体幹前傾に関わる筋群の筋活動を解析した。

方法

3次元筋骨格モデルの構築

脊椎の解析には、骨盤および下肢からの影響を加味しなければならないため、全身の筋骨格モデルを作成した [8]。健常男性 (31 歳; 身長 174cm; 体重 78.5kg) に十分な説明の上、同意を得て、全身の CT/MRI を撮影した。

1) 骨モデルの作成

撮影した CT の断層画像を基に各骨の骨格領域を抽出し 3次元形状で表現した。この際、3次元形状構築ソフト Mimics (Materialise 社) を使用し、全身骨モデルを作成した。(図 1)

2) 筋骨格モデルの作成

同被験者の全身 MRI 断層画像を基に Mimics を使用し、各筋の筋領域を抽出し 3次元形状で表現した。筋付着部 (起始/停止部位) は解剖学的文献を参考にし

著者連絡先：嘉川貴之

秋田大学大学院医学系研究科医学専攻機能展開医学系整形外科講座

〒010-8543 秋田県秋田市本道 1-1-1

E-mail: takayoshi4445@yahoo.co.jp

2012 年 12 月 26 日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

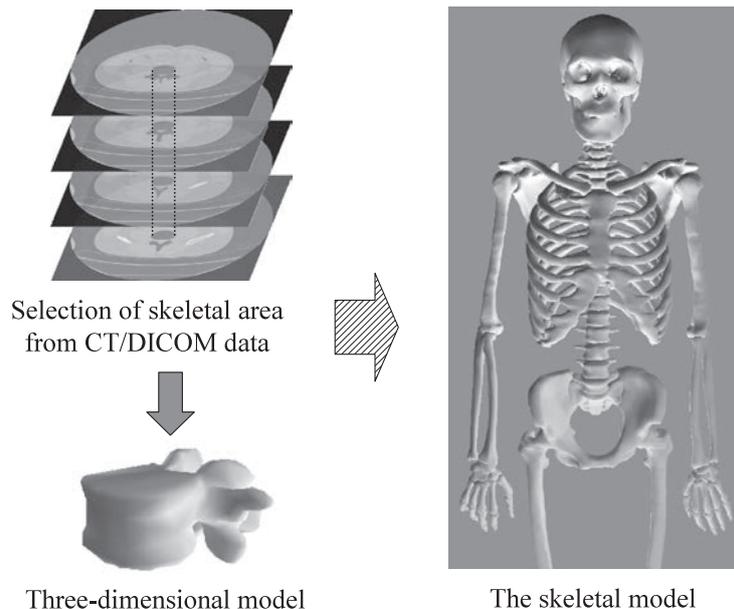


図1. 骨モデルの作成手順

表1. 筋骨格モデルに使用した筋

体幹筋

腹直筋・内腹斜筋・外腹斜筋・腰方形筋・大腰筋・腸肋筋・最長筋・棘筋・半棘筋・多裂筋・回旋筋・横突間筋・棘間筋

下肢帯筋

大殿筋・中殿筋・小殿筋・大腿方形筋・梨状筋・上双子筋・下双子筋・内閉鎖筋・外閉鎖筋・腸骨筋

大腿筋

縫工筋・大腿直筋・外側広筋・内側広筋・中間広筋・薄筋・恥骨筋・長内転筋・短内転筋・大内転筋・小内転筋・大腿二頭筋・半腱様筋・半膜様筋

下腿筋

前脛骨筋・長趾伸筋・第三腓骨筋・長母趾伸筋・長腓骨筋・短腓骨筋・腓腹筋・ヒラメ筋・足底筋群・後脛骨筋・長趾屈筋・長母趾屈筋

た [9-11]. また, 筋の走行およびボリュームをより正確に再現するために Wrapping 手法を用いている [12, 13]. Wrapping 手法とは, 筋の起始停止を最短経路で幾何形状に結ぶ手法である. モデルの筋は表1に示した. 全ての筋には断面積から最適長における最大筋力をあたえた. 各関節は3次元分析で使われているいわゆる球体関節として定義, 関節可動域を過去の研究を基にそれぞれ定義した [6]. このようにして得られた情報を Equivalent Impedance Characteristics Analysis System (EICAS) (豊田中央研究所) 上にて再現, 筋骨格モデルを作成した (図2).

動作計測

対象は健常男性5名 (平均年齢22.4歳, 平均身長172cm, 平均体重64.3kg), 3次元動作解析装置 VICON MX system (VICON Oxford Metrics 社) を使用し, 立位静止時から体幹最大前傾位までの屈曲相と体幹最大前傾から立位静止時に戻る伸展相までの動作を7台のカメラで計測した. 被験者には反射マーカを頭頂, 第7頸椎 (C7), 第3胸椎 (T3), 第8胸椎 (T8), 第12胸椎 (T12), 第3腰椎 (L3), 胸骨上端, 剣状突起, および左右の肩峰, 上腕骨外側上顆, 尺骨茎状

突起, 上後腸骨棘, 上前腸骨棘, 大腿中間点, 膝外側点, 下腿中間点, 足関節外果, 第2中足骨骨頭, 踵の30点に貼付した. (図3)

計測で得られた身体各所の位置データ・床反力を基に関節トルクとモーメントアームを算出, 関節トルク = モーメントアーム × 筋力のつり合い式より各筋の筋力を推定した. 体幹前傾に関わる脊柱起立筋, 腹直筋, 大殿筋の筋力を推定し, 各筋の立位静止時の筋活動量を1として屈曲相30°, 屈曲相60°, 最大前傾, 伸展相60°, 伸展相30°の比を算出した. さらに, 各筋の立位静止時の筋活動量と最大筋活動量に統計学的有意差があるか paired *t*-test で検討し, 有意水準0.01未満で有意差ありとした.

結果

脊柱起立筋では, 屈曲相中に筋活動が漸増した後, 最大前傾位ないし立位静止時に戻るまでの伸展相早期でピークがみられ (図4-a), 立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の比は平均 $1 : 3.94 \pm 0.65$ (Mean \pm SD) となり, 両者間に統計学的有意差を認めた (paired *t*-test; $p < 0.0001$).

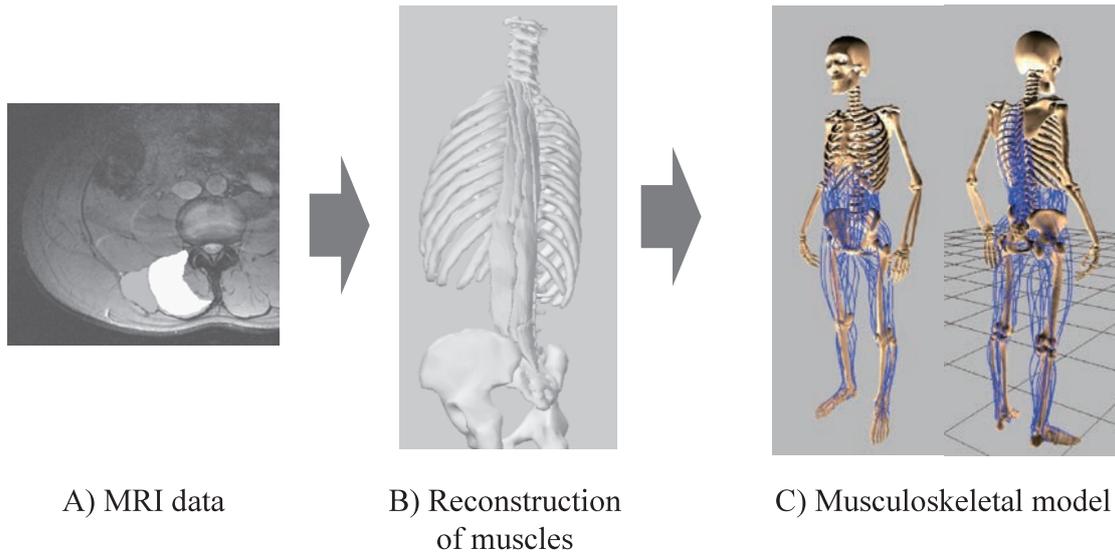


図2. 筋骨格モデルの作成手順

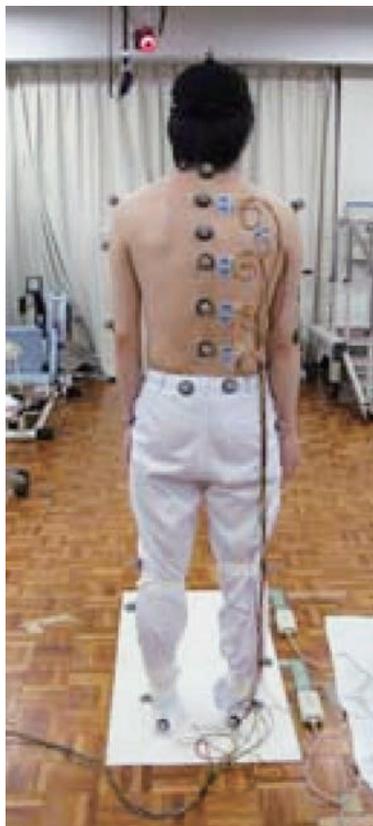
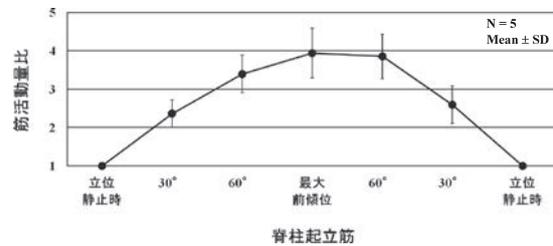


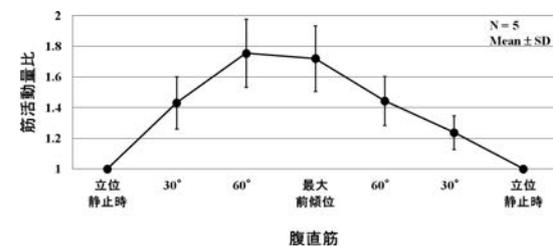
図3. マーカー貼付部位

腹直筋は立位静止時から最大前傾位に至る屈曲相、特に前傾角 60° から筋活動が活発になり最大前傾位までピークとなる傾向がみられ (図 4 -b), 立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の比は平均 1:1.75±0.22 となり, 両者間に統計学的有意差を認めた (paired *t*-test; *p* < 0.0001).

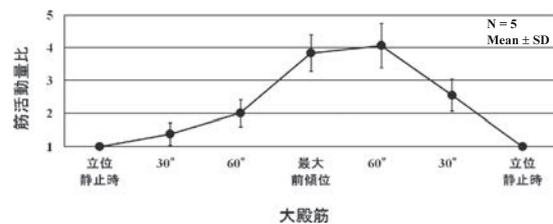
大殿筋は, 最大前傾位から伸展相 60° までにピークとなる傾向がみられ (図 4 -c), 立位静止時の筋活動量と最大筋活動量の比は平均 1: 4.07±0.68 となり, 両者間に統計学的有意差を認めた (paired *t*-test; *p* < 0.0001).



a.



b.



c.

図4. 立位体幹前傾動作中の筋活動推移 (立位静止時筋活動量を1としたときの相対比)

a) 脊柱起立筋 b) 腹直筋 c) 大殿筋

考察

体幹前傾運動は, 脊椎と骨盤, 股関節の複合運動であり [14, 15], 動作解析においては脊椎のみならず骨盤から下肢を含めたモデルでの検証が必要と思われる。また, 現行モデルは死体からの解剖学的データを基にしており, 筋走行が直線化している, 筋ボリューム

ムが減少しているなどの問題点があった。今回我々はより詳細な解析を行うため、生体からのデータを基に全身の3次元筋骨格モデルを作成・解析を施行した。

また、立位体幹前傾位での筋活動を筋電図によって解析した報告は少なくないが [16, 17]、動作解析による筋力の変化に関する報告は見られなかった。今回の解析において体幹前傾運動で活動するといわれている脊柱起立筋、腹直筋、大殿筋の筋力変化を評価した。

体幹前傾運動において脊柱起立筋は脊柱の伸展時に働く。しかしながら、Kippersらは前傾時にも遠心性収縮による筋活動がみられることが報告しており [15, 18]、今回の検証でも伸展相での筋活動のみならず屈曲相中の筋活動を認めた。腹直筋は脊椎を屈曲させる一方で、脊椎に対するストレスを軽減させる役割を果たしているといわれている [19]。Nouwenらは立位静止時から最大前傾位に至る過程での筋活動を [20]、Paquetらは屈曲相後半での筋活動の上昇を認めており [18]、屈曲相後半から最大前傾位にかけて一峰性のピークがみられた。大殿筋の主な作用は股関節の伸展であるが、体幹前傾位においては伸展相で作用する。Steindlerらは体幹前傾位から直立位に戻る際の伸展相初期に大殿筋の筋活動が大きいと報告し [21]、最大前傾位から伸展相初期にかけて筋活動のピークが認められたとしている。過去に推定筋力に関する報告がないため、直接の比較はできないが、今回の研究の結果は、上記の筋電図学的な報告と脊柱起立筋・腹直筋・大殿筋に関しては、同様の傾向がみられた。

近年、背筋力と脊柱変形の関係が報告されている。しかしながら背筋力に関する十分な検証はなされていない。我々は、本モデルを応用し、高齢者の脊柱変形と背筋力を含めた体幹筋力の関係を明らかにすることで、適切な体幹筋力訓練などの運動療法の確立を目指していきたい。

謝辞

本稿を終えるにあたり、多大なるご協力をいただきました Akita FES Project メンバー各位に深謝いたします。

文献

1. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture* 2007; 25 (1): 127-34.
2. Hingtgen B, McGuire JR, Wang M, Harris GF. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *J Biomech* 2006; 39 (4): 681-8.
3. Sakai N. Finger motion analysis of the patients with cervical myelopathy. *Spine* 2005; 30 (24): 2777-82.
4. Briggs AM, van Dieen JH, Wrigley TV, Greig AM, Phillips B, Lo SK, et al. Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Phys Ther* 2007; 87 (5): 595-607.
5. Dietrich M, Kedzior K, Zagrajek T. A biomechanical model of the human spinal system. *Proc Inst Mech Eng* 1991; 205 (1): 19-26.
6. Hatakeyama K, Shimada Y, Miyakoshi N, Matsunaga T, Iwami T, Otaka K. Construction and validation of a novel three-dimensional trunk musculoskeletal model. *Akita J Med* 2011; 37: 135-42.
7. Perret C, Poiraudou S, Fermanian J, Revel M. Pelvic mobility when bending forward in standing position: validity and reliability of 2 motion analysis devices. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 221-6.
8. Ishikawa Y, Shimada Y, Kamada K, Iwami T, Miyakoshi N, Matsunaga T, et al. Creation of novel spine model for the motional stress analysis with muscle stimulation. *Akita J Med* 2007; 34 (1): 61-6.
9. Charlton IW, Johnson GR. Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *J Biomech* 2001; 34 (9): 1209-16.
10. Morris JM. Role of the Trunk in Stability of the Spine. *J Bone Joint Surg Am* 1961; 43: 327-51.
11. Keller TS, Colloca CJ, Harrison DE, Harrison DD, Janik TJ. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *Spine J* 2005; 5 (3): 297-309.
12. Delp SL, Loan JP. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput Biol Med* 1995; 25 (1): 21-34.
13. de Zee M, Hansen L, Wong C, Rasmussen J, Simonsen EB. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *J Biomech* 2007; 40 (6): 1219-27.
14. Anderson CK, Chaffin DB, Herrin GD, Matthews LS. A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J Biomech* 1985; 18: 571-84.
15. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine* 1984; 9: 740-745.
16. Tani K, Masuda T. A kinesiological study of erectors spinae activity during trunk flexion and extension. *Ergonomics* 1985; 28: 883-93.
17. Sakamoto K, Swie YW. EMG characteristics of low back and lower limb muscle during forward bending posture. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003; 43: 335-47.
18. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine* 1994; 19: 596-603.
19. Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North Am* 1975; 6: 135-44.
20. Nouwen A, Van Akkerveeken PF, Versloot JM. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine* 1987; 12: 777-82.
21. Steindler A. The lower extremity as a whole. In: *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, IL, Charles C Thomas; 1995. p. 433-45.