Development of a spinal load evaluation method from human body mass distribution using DXA (dual-energy X-ray absorptiometry)

Takashi Kawai¹, Takahiro Ushida^{1,2}, Shinsuke Inoue¹, Tatsunori Ikemoto^{1,2}, Young-Chang P Arai¹, and Makoto Nishihara¹

¹Multidisciplinary Pain Center, Aichi Medical University

²Institute of Physical Fitness, Sports Medicine and Rehabilitation, Aichi Medical University

Abstract

Many patients have neck and back pain, and their standing posture (spinal alignment) is sometimes considered to be one of the factors that contributes to such pain. Thus, it would be useful to evaluate spinal loads in that posture. A method to evaluate individual spinal loads using link segment models made from body mass distributions using DXA (dual-energy X-ray absorptiometry) was developed.

An element was defined as 1.30×1.22 cm, and a detailed body mass distribution consisting of 7473 elements was constructed using DXA equipment (QDR4500). The subjects' bodies were divided into cervicofacial (vertex–C7/T1), thoracic (C7/T1 – T12/L1), and lumbar (T12/L1 – L4/5) segments. Each mass, M_1 , M_2 , and M_3 , and the center of the masses were calculated. With these parameters and DXA images, each torque, $T_{C7/T1}$, $T_{T12/L1}$, and $T_{L4/5}$, was calculated from the following formulas: $T_{C7/T1} = M_1 g r_1 \cos \theta_1$, $T_{T12/L1} = M_1 g (l_2 \cos \theta_2 + r_1 \cos \theta_1) + M_2 g r_2 \cos \theta_2$, and $T_{L4/5} = M_1 g (l_3 \cos \theta_3 + l_2 \cos \theta_2 + r_1 \cos \theta_1) + M_2 g (l_3 \cos \theta_3 + r_2 \cos \theta_2) + M_3 g r_3 \cos \theta_3$ (r_1 , r_2 , and r_3 : lengths from the rotation center to each center of mass; l_2 and l_3 : lengths of C7/T1 – T12/L1 and T12/L1 – L4/5; θ_1 , θ_2 , and θ_3 : angles formed between a horizontal line and r_1 , r_2 , and r_3). In order to reproduce the standing posture on DXA, the standing side was formed by a vacuum cushion for operative position in advance.

The parameters from DXA in the lateral view were as follows. In case 1 (38-year-old man, healthy, 164.0 cm and 55.5 kg), they were $M_1 = 4.50$, $M_2 = 13.24$, $M_3 = 6.92$ kg, $T_{C7/T1} = -0.28$, $T_{T12/L1} = -3.80$, and $T_{L4/5} = -6.42$ Nm (facing right, clockwise: positive). In case 2 (76-year-old man, lumbar spondylosis, 156.9 cm and 59.6 kg), they were $M_1 = 4.83$, $M_2 = 14.27$, $M_3 = 10.34$ kg, $T_{C7/T1} = -1.69$, $T_{T12/L1} = -16.1$, and $T_{L4/5} = -44.3$ Nm. In case 3 (71-year-old woman, lumbar spondylosis, scoliosis, 147.2 cm and 49.0 kg), they were $M_1 = 4.63$, $M_2 = 11.42$, $M_3 = 5.36$ kg, $T_{C7/T1} = -2.53$, $T_{T12/L1} = -16.0$,

and $T_{L4/5} = -27.0$ Nm. Torques at $L4/5$ were 6.9 and 4.2 times greater in cases 2 and 3 than in case 1. Total masses calculated from DXA were 54.5, 59.0, and 47.6 kg, and errors between these and actual weights were -1.8, -1.0, and -2.9%, respectively.

A method for evaluating spinal loads as torques was developed using DXA. In the future, it will be possible to use this method to evaluate factors such as pain and the effect of rehabilitation. The relationships between torques and various scales (such as pain, depression, ADL, and QOL) need to be examined, taking into account age, sex, muscular strength, etc.

Keywords

Spinal load; Spinal alignment; DXA

Received: 14 July 2014

Accepted: 12 August 2014

DXA (dual-energy X-ray absorptiometry) を用いた人体質量分布計測に基づく 脊椎負荷評価法の開発

河合 隆志¹／牛田 享宏^{1,2}／井上 真輔¹／池本 竜則^{1,2}／新井 健一¹／西原 真理¹

¹ 愛知医科大学 学際的痛みセンター

² 愛知医科大学 運動療育センター

はじめに

頸部痛、腰痛など脊椎の痛みを訴える患者に対し、一つの要因として立位姿勢（脊椎アライメント）の良し悪しが日常診療の中で指摘されることは多い。そこで、各個人の立位姿勢における脊椎負荷を適切に評価することができれば、痛みとの関連も含め様々な分野で応用可能と考えられる。ある姿勢時の身体各部への負荷を評価するため、身体を関節で接続された体節のリンクとみなし、負荷をトルクとして求める手法（剛体リンクモデル）が確立されており¹⁵⁾、

効率の良い介助動作および腰部負荷の評価¹⁸⁾や、工業製品設計における人間適合性の評価¹⁶⁾などに応用されている。しかし、個人のモデルを作成し頸部、腰部などの脊椎負荷を評価する研究はない。

剛体リンクモデルを作成するためには、各体節の質量、重心位置、関節位置などのパラメータが必要になる¹⁹⁾。体節質量および重心は体を分割しない限り実測できないため、推定する必要がある。屍体標本による直接法^{2,4,5)}から求めた係数より推定する方法が知られているが、各個人の体型を反映できず、日本人での研究もないため誤差が大きく出る可能性がある。写真撮

影を行い円柱で近似する手法^{1,8,11)}も用いられているが、近似には限界があり、さらに密度の推定値を用いるため高い精度を得ることは難しい。スキニングによる方法には DXA (dual-energy X-ray absorptiometry)^{6,9,14)}, CT¹²⁾, γ 線²⁰⁾, MRI^{3,10)}を用いたものがあり、それぞれ体型、組成まで含め質量および重心を推定できる手法であるが、CT, γ 線は被曝線量が高く、MRIは時間およびコストがかかるという問題点がある。

以上より、各患者へのオーダーメイドな対応が可能で、計測の精密さ、被曝線量の低さ、計測時間が短く比較的簡便であることより、DXAを用いるのが適切と考えた。DXAは2種類のX線を対象に当て、その吸収率の差より骨密度(骨量)を正確に計測する手法として一般的に用いられているが、筋肉量や脂肪量、また全組成を合計した質量の計測にも応用することができる。DXAの正面像においては質量分布および重心を求める手法が確立してい

Fig.1 Link segment model (lateral).

る^{6,9)}。しかし側面像における研究や、アライメントとこれらのパラメータを合わせて脊椎負荷を求める研究はこれまで行われていない。

そこで本研究では、非侵襲的かつ精密に脊椎負荷評価を行うため、DXAを用いて立位姿勢および人体質量分布を計測することにより個別に剛体リンクモデルを作成し、脊椎負荷をトル

Fig.2 Torques at C7/T1, T12/L1, and L4/5.

Fig.3 Body mass distribution.

クとして定性的、定量的に評価する手法を開発したので報告する。

方 法

Fig.1-A に、人体側面像の剛体リンクモデルを示す。ここでは頭頸部(頭頂 - C7/T1)、胸部(C7/T1 - T12/L1)、腰部(T12/L1 - L4/5)に体節を分け、それぞれの質量を M₁, M₂, M₃ と設定する。これが Fig.1-B のような姿勢に変化すると、体節の重心にかかる重力により、各関節(回転中心)である C7/T1, T12/L1, L4/5 にそれぞれ Fig.2 のようなトルク (T_{C7/T1}, T_{T12/L1}, T_{L4/5}) が生じる。

各体節質量および重心位置を求めるため、DXA を用いた人体質量分布計測を行う。DXA 装置 QDR4500 の全身計測モード (whole body

mode) において、1.30 × 1.22 cm を 1 要素と設定する。1 要素毎の質量を全身に渡り算出する自動運転プログラムを開発し、人体の形状に沿った緻密な質量分布 (計 7473 要素) を構築する (Fig.3)。QDR4500 の場合、全身計測モードでの被曝線量は 0.01 mGy であり、平均的な腹部 X 線正面像 1.84 mGy の約 1/180 と非常に小さく¹³⁾、計測にかかる時間も約 180 秒と MRI などと比較して短時間である。

得られた質量分布より、各体節質量 M₁, M₂, M₃ および全質量を求める。また、それぞれの重心位置 (CM_x, CM_y) を、 $CM_x = \sum (xm) / \sum m$, $CM_y = \sum (ym) / \sum m$ (m: 1 要素の質量) より算出する。r, l および θ を求めるには、一般的な写真用距離角度測定ツール (Leafareacounter Plus) を用いる。以上より、T_{C7/T1}, T_{T12/L1}, T_{L4/5} を Fig.2 の式より求める。

DXA にて立位姿勢を再現するため、あらかじめ自然立位側面に手術体位固定に用いる吸引

Fig.4 Case 1.

38-year-old man, healthy
164.0 cm, 55.5 kg

Fig.5 Case 2.

76-year-old man, lumbar spondylosis
156.9 cm, 59.6 kg

式クッションを当て成形しておく。解析時に全体の質量分布から吸引式クッションの質量分布を減算することで、全身の質量分布を求める。

なお、本研究は愛知医科大学医学部倫理委員会の承認（承認番号：14-067）を得て行った。患者は得られた写真やデータが掲載されることについて説明を受け、その内容に同意した。

結 果

〔症例1〕

38歳，男性：健常（身長：164.0 cm，体重：55.5 kg，BMI: 20.6）

側面像において，DXAより求めた各体節質

量は， $M_1 = 4.50$ kg， $M_2 = 13.24$ kg， $M_3 = 6.92$ kgであり，頸部，背部，腰部に生じるトルクは $T_{C7/T1} = -0.28$ Nm， $T_{T12/L1} = -3.80$ Nm， $T_{L4/5} = -6.42$ Nmであった（右向き，右回りを正）（Fig.4-A）。

正面像において， $M_1 = 5.02$ kg， $M_2 = 14.15$ kg， $M_3 = 7.33$ kg， $T_{C7/T1} = 0.22$ Nm， $T_{T12/L1} = 0.77$ Nm， $T_{L4/5} = 0.77$ Nmと求められた（右回りを正）（Fig.4-B）。

〔症例2〕

76歳，男性：変形性腰椎症（身長：156.9 cm，体重：59.6 kg，BMI: 24.2）

側面像において， $M_1 = 4.83$ kg， $M_2 = 14.27$ kg， $M_3 = 10.34$ kg， $T_{C7/T1} = -1.69$ Nm， $T_{T12/L1} = -16.1$ Nm， $T_{L4/5} = -44.3$ Nmと求められた（Fig.5-A）。

Fig.6 Case 3.

71-year-old woman, lumbar spondylosis, scoliosis
147.2 cm, 49.0 kg

正面像において, $M_1 = 4.86$ kg, $M_2 = 15.12$ kg, $M_3 = 10.78$ kg, $T_{C7/T1} = -0.28$ Nm, $T_{T12/L1} = 0.85$ Nm, $T_{L4/5} = 2.10$ Nm と求められた (Fig.5-B)。

〔症例3〕

71 歳, 女性: 変形性腰椎症, 側弯症 (身長: 147.2 cm, 体重: 49.0 kg, BMI: 22.6)

側面像において, $M_1 = 4.63$ kg, $M_2 = 11.42$ kg, $M_3 = 5.36$ kg, $T_{C7/T1} = -2.53$ Nm, $T_{T12/L1} = -16.0$ Nm, $T_{L4/5} = -27.0$ Nm と求められた (Fig.6-A)。

正面像において, $M_1 = 4.98$ kg, $M_2 = 11.78$ kg, $M_3 = 5.38$ kg, $T_{C7/T1} = -0.10$ Nm, $T_{T12/L1} = -5.93$ Nm, $T_{L4/5} = -6.61$ Nm と求められた (Fig.6-B)。

3 症例における各パラメータは, Table 1, Table 2 のようであった。

考 察

側面像において, 普通体型である症例 1, 3 の腹部重心は椎体前面に接したような位置 (Fig.4-A, Fig.6-A) があるが, 肥満体型の症例 2 ではそれらと比較して前方へ移動 (Fig.5-A) している。また腹部質量自体も症例 1, 3 がそれぞれ 6.92 kg, 5.36 kg であるのに対し症例 2 では 10.34 kg と大きく, 全質量に占める割合も 12.7%, 11.3% に対し 17.5% と大きい (Table 1)。これらは体型が数値や重心位置として反映されていることを示している。一方, 頭頸部の重心は全例においておよそ外耳道の高さに位置しており (Fig.4, Fig.5, Fig.6), これは屍体を用いた報告とも一致している¹⁵⁾。質量も 4.50 kg, 4.83 kg, 4.63 kg とバラつきが少なく, 頭頸部質量は胸腹部と比べ体型にあまり左右されない可能性が示唆される。回転中心から各重心の距離 r について, 症例 2 の腰部 r_3 が大きくなっているが (Table 1), これも前述の腹部重心の前方移動を意味している。水平線と r のなす角 θ は, 症例 2, 3 で全体に大きくなっており, 頭部の前方移動, 胸椎後弯増大や腰椎前弯減弱の影響と考えられる。頸部で生じるトルクの絶対値はそれぞれ 0.28 Nm, 1.69 Nm, 2.53 Nm と小さいのに対し, 腰部では 6.42 Nm, 44.3 Nm, 27.0 Nm と大きくなっており, 姿勢や体型に加え体部位別の筋力とも関連すると思われる。また症例 1 と比較して, 頸部において症例 2 では 6.0 倍, 症例 3 は 9.0 倍のトルクが生じている。背部ではそれぞれ 4.2 倍, 4.2 倍, 腰部でも 6.9 倍, 4.2 倍のトルクが生じており, 今後年齢や性別, 筋力などの要素を踏まえた上で, 痛み, 抑うつ, ADL や QOL などとの関連も評価する必要があると考えられる。

Table 1 Parameters obtained from each cases (lateral)

Lateral	Case 1 38-year-old man Healthy	Case 2 76-year-old man Lumbar spondylosis	Case 3 71-year-old woman Lumbar spondylosis, scoliosis
Height (cm)	164.0	156.9	147.2
Weight: W (kg)	55.5	59.6	49.0
BMI (kg/m ²)	20.6	24.2	22.6
Total mass from DXA: M (kg)	54.5	59.0	47.6
Errors between M and W (%)	-1.80	-1.01	-2.86
Cervicofacial mass: M ₁ (kg) and percentages in M (%)	4.50, 8.3	4.83, 8.2	4.63, 9.7
Thoracic mass: M ₂ (kg) and percentages in M (%)	13.24, 24.3	14.27, 24.2	11.42, 24.0
Lumbar mass: M ₃ (kg) and percentages in M (%)	6.92, 12.7	10.34, 17.5	5.36, 11.3
Lengths from C7/T1, T12/L1, and L4/5 to centers of masses of M ₁ , M ₂ , and M ₃ : r ₁ , r ₂ , r ₃ (m)	0.120, 0.125, 0.067	0.104, 0.126, 0.107	0.105, 0.124, 0.053
Lengths of C7/T1-T12/L1 and T12/L1-L4/5: l ₂ , l ₃ (m)	0.288, 0.147	0.275, 0.155	0.270, 0.101
Angles at C7/T1, T12/L1, and L4/5 formed between a horizontal line and r ₁ , r ₂ , and r ₃ : θ_1 , θ_2 , θ_3 (°)	93, 97, 95	110, 118, 135	122, 121, 126
Torque at C7/T1: T _{C7/T1} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	-0.28, 1	-1.69, 6.0	-2.53, 9.0
Torque at T12/L1: T _{T12/L1} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	-3.80, 1	-16.1, 4.2	-16.0, 4.2
Torque at L4/5: T _{L4/5} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	-6.42, 1	-44.3, 6.9	-27.0, 4.2

T (Facing right, clockwise: positive)

正面像においても、体型は各パラメータに同様に反映されていると言える (Table 2)。一方トルクに関しては、側面像と比較し全体的にその絶対値が小さい。例えば症例 2 において腰部にかかるトルクは側面像で 44.3 Nm であるのに対し、正面像では 2.10 Nm と約 1/20 である。症例 3 では正面像にて側弯が認められているが、背部、腰部に生じているトルクはそれぞれ 5.93 Nm, 6.61 Nm とやはり側面像より小さい。これより、変形性腰椎症や側弯症の正面像におけるアライメント不良は、側面像と比較してトルクへの影響が小さい可能性がある。これは正

面像よりも側面像の変形が QOL 悪化に関連するという報告¹⁷⁾や、側面像のバランスが前方に移動するにつれて健康状態が悪くなるという報告⁷⁾などと矛盾しない結果とも推察される。しかし、絶対値は小さいものの症例 3 における背部、腰部のトルクは症例 1 のそれぞれ 7.7 倍、8.6 倍であり、正面像においては比較的小さいトルクでも側弯変形に影響する可能性も考えられ、今後さらなる研究が必要と考えられる。

DXA から求めた合計質量と体重計との誤差の平均は、側面像 -1.89 (-2.86~-1.01) %, 正面像 -0.18 (-1.85~0.90) % となった (Table 1, Table

Table 2 Parameters obtained from each cases (frontal)

Lateral	Case 1 38-year-old man Healthy	Case 2 76-year-old man Lumbar spondylosis	Case 3 71-year-old woman Lumbar spondylosis, scoliosis
Height (cm)	164.0	156.9	147.2
Weight: W (kg)	55.5	59.6	49.0
BMI (kg/m ²)	20.6	24.2	22.6
Total mass from DXA: M (kg)	56.0	58.5	49.2
Errors between M and W (%)	0.90	-1.85	0.41
Cervicofacial mass: M ₁ (kg) and percentages in M (%)	5.02, 9.0	4.86, 8.31	4.98, 10.1
Thoracic mass: M ₂ (kg) and percentages in M (%)	14.15, 25.3	15.12, 25.8	11.78, 23.9
Lumbar mass: M ₃ (kg) and percentages in M (%)	7.33, 13.1	10.78, 18.4	5.38, 10.9
Lengths from C7/T1, T12/L1, and L4/5 to centers of masses of M ₁ , M ₂ , and M ₃ : r ₁ , r ₂ , r ₃ (m)	0.131, 0.125, 0.068	0.113, 0.126, 0.071	0.118, 0.105, 0.045
Lengths of C7/T1-T12/L1 and T12/L1-L4/5: l ₂ , l ₃ (m)	0.285, 0.142	0.288, 0.144	0.245, 0.105
Angles at C7/T1, T12/L1, and L4/5 formed between a horizontal line and r ₁ , r ₂ , and r ₃ : θ_1 , θ_2 , θ_3 (°)	88, 89, 90	93, 88, 88	91, 104, 92
Torque at C7/T1: T _{C7/T1} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	0.22, 1	-0.28, 1.3	-0.10, 0.5
Torque at T12/L1: T _{T12/L1} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	0.77, 1	0.85, 1.1	-5.93, 7.7
Torque at L4/5: T _{L4/5} (Nm) and absolute ratio compared to Case 1	0.77, 1	2.10, 2.7	-6.61, 8.6

T (Clockwise: positive)

2)。前述のように DXA 側面像での質量分布を求めた研究は過去行われていないが、正面像においては 1.06 ± 1.32 (-1.76~2.79) % (11 名の若い男性被験者の平均) との報告があり⁶⁾、これと比較しても妥当であると考えられる。

本研究では、単純に 3 体節 (頭頸部, 胸部, 腰部) および 3 関節 (C7/T1, T12/L1, L4/5) と設定したが、より細かく体節, 関節を設定しトルクを合算することも可能である。しかし、どれほど細かくするのが妥当であるか、再現性も含めて検討の余地があると考えられる。また、上肢は基本的に自然立位で体幹に沿わせている

ため、体節を分けるにあたり体幹に付着しているものとみなした。しかし前傾が強く上肢が体幹から離れている場合には、上肢を個別に計測する必要もあると考えられる。吸引クッションで立位アライメントを再現しているが、側面像, 正面像ともに全脊椎 X 線と比較の上、再現性の評価も必要である。再現性が担保されるようになれば、3 次元での負荷を精密に求めることも可能と考えられる。また、立位のまま計測できる DXA 装置があれば再現性の問題は解決できるため、将来的に開発されることも期待したい。

結 語

本法により脊椎負荷を、アライメントのみならず体型や質量まで反映させたトルクとして個別に求めることが可能となった。今後、頸部痛、腰痛やリハビリテーション介入の評価など、様々な分野で応用可能と考えられる。

文 献

- 1) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11(1992)23-33.
- 2) Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., Young, J.W., Investigation of inertia properties of the human body, AMRL Technical Report, 74-137, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1975.
- 3) Cheng, C.K., Chen, H.H., Chen, C.S., Lee, C.L., Chen, C.Y., Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging, Clinical Biomechanics, 15(2000)559-566.
- 4) Clauser, C.E., McConville, J.T., Young, J.W., Weight, volume and center of mass of segments of the human body, AMRL Technical Report, 69-70, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- 5) Dempster, W.T., Space requirements of the seated operator, WADC Technical Report, 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- 6) Durkin, J.L., Dowling, J.J., Andrews, D.M., The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry, J. Biomechanics, 35(2002)1575-1580.
- 7) Glassmann, S.D., Bridwell, K., Dimar, J.R., Horton, W., Berven, S., Schwab, F., The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity, Spine, 35(2005)2024-2029.
- 8) Jensen, R.K., Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method, J. Biomechanics, 11(1978)349-358.
- 9) Lee, M.K., Le, N.S., Fang, A.C., Koh, M.T.H., Measurement of body segment parameters using dual X-ray absorptiometry and three-dimensional geometry: An application in gait analysis, J. Biomechanics, 42(2009)217-222.
- 10) Mungiole, M., Martin, P.E., Estimating segmental inertia properties comparison of magnetic resonance imaging with existing methods, J. Biomechanics, 23(1990)1039-1046.
- 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(1996)125-139.
- 12) Pearsall, D.J., Reid, J.G., Livingston, L.A., Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography, Annals of Biomedical Engineering, 24(1996)198-210.
- 13) Suzuki, S., Kobayashi, M., Asada, Y., Koga, S., Patient exposure doses from X-ray examinations in Japan, Japanese Society of Medical Instrumentation, 75(2003)55-62.
- 14) Torii, S., Iida, Y., Nakahara, K., Murata, Y., Calculation of moment inertia of the leg using DXA and its application to developmental change of moment inertia in growing athletes, Waseda J. Human Sciences, 23(2010)138.
- 15) Winter, D.A., バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 第4版, 2011, pp82-137.
- 16) 山田秀幸, 大谷津裕, 石原嘉一, 首藤俊夫, 土屋正春, 人間適合性評価を目的としたコンピュータマネキンの研究開発, 三菱総合研究所所報, 44(2005)118-137.
- 17) 大和雄, 松山幸弘, 伊東学, 山崎健, 種市洋, 松本守雄, 田中雅人, 成人脊柱変形のQOL障害に関連する画像パラメータ, 整形外科, 64(2013)841-844.
- 18) 山崎伸寿, 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(2002)195-205.
- 19) 横井孝志, 剛体リンクモデルのための身体部分剛体定数, バイオメカニズム学会誌, 17(1993)241-249.
- 20) Zatsiorsky, V.M., Kinetics of the human motion, 2002, pp324-327, pp583-616.

Address for correspondence: Takashi Kawai
Multidisciplinary Pain Center,
Aichi Medical University
1-1 Yazakokarimata, Nagakute, Aichi 480-1195, Japan