単眼動画画像解析と静力学に基づく脊椎姿勢推定法と椎骨負荷解析法

Methods for Estimation of Spine Posture and Analysis of Physical Force Working on Vertebrae Based on Statics and Monocular Image Sequence Analysis

古川大介(正会員)^a, 北坂孝幸^b, 森 健策^{b*}, 末永康仁^b, 平野 靖^c, 間瀬健二^c, 高橋友一^d

^a 名古屋大学大学院工学研究科

^b 名古屋大学大学院情報科学研究科

^c 名古屋大学情報連携基盤センター

^d 名城大学理工学部

Daisuke Furukawa^a, Takayuki Kitasaka^b, Kensaku Mori^b, Yasuhito Suenaga^b, Yasushi Hirano^c, Kenji Mase^c, Tomoichi Takahashi^d

^a Graduate School of Engineering, Nagoya University

^b Graduate School of Information Science, Nagoya University

^c Information Technology Center, Nagoya University

^d Faculty of Science and Technology, Meijo University

Abstract

This paper describes a method for estimating three dimensional (3D) positions and orientations of vertebrae together with the load working on the vertebral bodies from a sequence of human images taken by a video camera based on a 3D whole body model and a 3D spine model. In this method, we first obtain the neck and waist postures, the centers of masses of the head, trunk, and arms by fitting the 3D whole body model to an input human image. Then the 3D spine model is deformed so that it satisfies equilibrium of the force working on the vertebrae caused by the springs which approximate intervertebral discs. After determining the spine posture, the load working on the top surfaces of the vertebral bodies is calculated based on the centers of masses and the weights of the body parts. The experimental results based on one real MR image dataset showed that our method estimated the vertebra positions within the positional shifts of 6.2 mm and the rotational variation of 3.1 degrees. We also confirmed that our method estimated the spine posture and calculated the force working on the top surface of the lumbar vertebra 'L5' from the real human video images reasonably.

Key words

3D Spine model, 3D whole body model, Posture estimation, Model fitting, Statics.

*名古屋大学大学院情報科学研究科
〒464-8603 名古屋市千種区不老町
kensaku@is.nagoya-u.ac.jp
受付 2005 年 2 月 22 日; 採択 2005 年 9 月 6 日

1. はじめに

重い物を急に持ち上げた際に発生する腰痛など、脊椎の損傷による疾患の主要因として、椎骨に加わる荷重が

挙げられる。一般に椎骨表面に荷重が加わる時、椎骨内部や椎間板内部には応力が発生し、これが原因となって椎骨や椎間板の破損が起こる。そのため、脊椎の損傷を力学的な観点から理解することが重要となる。そこで、椎骨内部に発生する応力を有限要素法を用いて解析する研究が現在盛んに行なわれている^{1)~9)}。有限要素法を用いた応力解析では、初期条件や境界条件として椎骨の位置や方向、また椎骨に加わる荷重等が必要となる。しかしながら、人間がとる任意の姿勢について、椎骨の姿勢や椎骨に加わる荷重を知ることは難しい。そのため従来は、解析する姿勢を条件設定が比較的容易である直立姿勢などの単純な姿勢に限定していた。そこで、もしビデオカメラのような簡便なデバイスを用いて得られた人物画像から椎骨の姿勢や椎骨に加わる荷重を推定できれば、人間がとる複雑な姿勢に関しても初期条件や境界条件の取得が容易となり、有限要素法を用いた応力解析に非常に有効である。このような手法の実現のためには、脊椎に作用するさまざまな外力を考慮した物理的に精密な人体モデルの構築と、ビデオカメラを用いて撮影された人物全身像に対する人体モデルの当てはめ手法の開発が必要となる。このうち、物理的に精密な人体モデルの構築に関してはいくつかのモデルが提案されているが^{6)~8)}、人物画像に対するモデル当てはめ手法の提案はあまり行なわれていない。

三次元人物モデルの人物実画像への当てはめに関する研究として、Otakeらによる下半身骨格モデルの当てはめが挙げられる⁹⁾。この研究では、人工股関節全置換術後の患者の状態を知るために、X線CT像から下半身骨格モデルを構築し、椅子から立ち上がろうとしている人物の実画像に対しモーション・キャプチャ技術を用いてモデル当てはめを行なっている。さらに彼らの研究グループでは、同期制御された 60 台のデジタルビデオカメラを用いて人体動作の撮影を行ない、取得した人物画像に対して全身骨格モデルを重畳表示するシステムを開発している¹⁰⁾。このようなモーション・キャプチャシステムや多数のカメラを用いたシステムは、全身の姿勢を高精度で計測可能であるという利点がある反面、システム構築にかかるコストや運用に際して専用の施設が必要な点などから、導入が容易ではないといった問題がある。

一方、われわれは取扱いが容易な単眼ビデオカメラを用いて撮影した人物画像から椎骨の位置と方向を推定し、同時に椎体上面に作用する力を推定するための脊椎モデルと脊椎姿勢推定手法を提案してきた¹¹⁾。この脊椎モデルでは、椎骨に作用する力として椎間板を近似するばねから

の反発力、頭部や腕部、胴体部の重量による荷重を考慮していた。そして脊椎姿勢推定法では、各椎骨に作用する力とモーメントのつり合いから対象人物の脊椎の姿勢と椎骨に加わる荷重を求めた。また荷重計算に必要な頭部、腕部、胴体部の重心位置は、全身モデルを人物画像に対して手動で当てはめることで取得していた。

本論文では、オブティカルフローの拘束式に基づく全身モデル当てはめ手法^{12) 13)}を利用した、新しい脊椎姿勢推定法について述べる。今回提案する手法では、従来手法とは異なり、椎間板を近似するばねから椎骨が受ける力とモーメントを計算し、それらの力とモーメントのつり合いに基づき脊椎の姿勢を決定する。そして脊椎の姿勢を決定した後、Schultzらの計算モデル¹⁴⁾を用いて椎骨に加わる荷重を計算する。以下、2 で脊椎姿勢推定に用いる 2 種類のモデルについて述べる。3 ではこれらのモデルを用いた脊椎姿勢推定法と椎骨負荷解析法について述べる。4 でMRI画像を用いた脊椎姿勢推定の精度評価、前屈姿勢、後屈姿勢、側屈姿勢という 3 種類の姿勢に対する脊椎姿勢推定の適用、重りを持ち上げる姿勢に対する脊椎姿勢推定の適用と椎骨に加わる荷重の計算、およびそれらの結果に関する考察を述べる。最後に 5 でまとめと今後の課題について述べる。

2. 脊椎姿勢推定モデル

本手法では、首と腰の位置と姿勢、頭部、胴体部、両腕部の重心位置を推定するための全身モデルと、脊椎姿勢の推定と椎体上面に作用する力を計算するための脊椎モデルの 2 つのモデルを用いる。モデルの詳細については文献 11)にゆずり、ここではその概要について述べる。

2.1 全身モデル

全身モデルは、頭部、上下胴体部、上腕部、前腕部、大腿部、下腿部の計 11 個の部位をそれぞれ楕円体で近似したモデルである (Fig. 1(a))。個々の楕円体は他の楕円体と関節でリンクされており、全身モデルは全体として頭部の楕円体を根とする階層構造を有する。各楕円体にはその楕円体に固有の局所座標系が一つ存在し、各楕円体はその局所座標系の 3 つの基底ベクトルを回転軸とする 3 軸回りの回転運動を行なう。この楕円体の回転方向は、実人体の関節の可動範囲に合わせて制限される。Fig. 1(a)は全身モデルを構成する楕円体とその可動方向を示しており、楕円体の回転が許されている軸が黒色で、回転が制限されている軸が点線で示されている。また推定対象とする運動の特徴に合わせて、各軸回りの回転運動を制限す

Fig. 1 The whole body model and the spine model.

ることも可能である。頭部に対応する楕円体のみ、回転運動に加えて並進運動も可能である。

全身モデルの姿勢は、頭部に対応する楕円体の重心位置 r_{head} と、各楕円体に付随する局所座標系の3つの基底ベクトル回りの回転角度 $\theta_{\text{head}}, \theta_{\text{ubody}}, \dots, \theta_{\text{leg}}$ で定義される。また首と腰の姿勢は、三次元位置と回転角度の組 $(r_{\text{neck}}, \theta_{\text{neck}}), (r_{\text{waist}}, \theta_{\text{waist}})$ により定義される。位置ベクトル r_{neck} は頭部に対応する楕円体の底の点であり、回転角度ベクトル θ_{neck} は胴体上部の楕円体の回転角度と等しい。また、 $r_{\text{waist}}, \theta_{\text{waist}}$ は、それぞれ胴体下部に対応する楕円体の重心位置と回転角度に等しい。なお本論文では、全身モデルの頭部の楕円体の重心位置 r_{head} に加えて、上下胴体部、両腕部に対応する楕円体の重心位置を、それぞれ $r_{\text{ubody}}, r_{\text{lbody}}, r_{\text{larm}}, r_{\text{lfarm}}, r_{\text{rarm}}, r_{\text{rfarm}}$ と表記する。

2.2 脊椎モデル

脊椎モデルは、第1胸椎から第5腰椎までの17個の椎骨と、それらの椎骨間に存在する椎間板から構成される (Fig. 1(b))。脊椎モデルでは、各椎骨を剛体としてモデル化し、各椎骨の表面形状を三角形パッチの集合で近似する。また、個々の椎間板は8本のばねの集合からなる弾性体としてモデル化する。脊椎モデルの構築には、健康者について撮影された三次元X線CT像を用いる。

全身モデルにおける各楕円体と同様に、個々の椎骨にもその椎骨の重心位置を原点とする局所座標系が一つ存

在する。各椎骨の姿勢は、この原点の位置と、局所座標系の3つの基底ベクトル回りの回転角度により定義される。本論文では、脊椎モデルの上端の椎骨(第1胸椎)の三次元位置と回転角度を $\hat{r}_1, \hat{\theta}_1$ 、下端の椎骨(第5腰椎)の三次元位置と回転角度を $\hat{r}_{17}, \hat{\theta}_{17}$ と表記する。

3. 脊椎姿勢推定法と椎骨負荷解析法

提案手法ではオブティカルフローの拘束式に基づいて全身モデルの当てはめを行なうため、照明の明るさなど環境の変動が少ない屋内での実行を仮定する。またオブティカルフローの計算が容易なように、被験者には模様のある衣服の着用を仮定する。さらに、被験者はカメラの撮像面に対して奥行き方向の運動は行なわないものとする。

入力1台のビデオカメラにより撮影された人物時系列濃淡画像である。時系列画像の初期フレームにおいて、被験者は直立姿勢をとるものとする。脊椎姿勢推定を行なう前に、対象人物の体型に合わせた全身モデルと脊椎モデルの構築を行なう。また初期フレームのみ、対象人物に対して全身モデルの手動での当てはめを行なう。

3.1 人物画像からの全身の姿勢推定

時刻 t における人物画像に対して全身モデルを当てはめ、 $r_{\text{neck}}, \theta_{\text{neck}}, r_{\text{waist}}, \theta_{\text{waist}}, r_{\text{head}}, r_{\text{ubody}}, r_{\text{lbody}}, r_{\text{larm}}, r_{\text{lfarm}}, r_{\text{rarm}}, r_{\text{rfarm}}$ を推定する (Fig. 2(a))。全身モデルの当てはめ手法として、文献(12), (13)で述べられているオブティカルフローの拘束式を用いた姿勢推定法を用いる。以下、読

Fig. 2 Spine posture estimation using the whole body model and the spine model. The estimation process consists of the whole body model fitting and the spine model deformation.

者の理解を容易にするため、簡単に計算法だけ述べる。

はじめに、オブティカルフローの計算点を決定する。この処理については文献 12), 13)では具体的に述べられていないが、本論文ではHarrisの頂点(corner)検出器¹⁵⁾を用いてオブティカルフローの計算点を決定する。具体的には、まず全身モデルを構成する楕円体の一つを画像平面上に投影する。次に、投影領域内の各画素に対してHarrisの頂点検出器を適用し、頂点らしさを表わす評価値を計算する。投影領域内の全画素についてこの評価値を計算し、評価値があるしきい値 T_E 以上となる画素のうち、最も高い評価値を持つ画素から上位 N_0 点をオブティカルフローの計算点とする。この処理を全身モデルを構成する全楕円体に適用し、すべてのオブティカルフローの計算点を求める。

オブティカルフローの計算点を決定した後、対象人物の姿勢を推定する。まず、オブティカルフローの計算点 (X_i, Y_i) について、ヤコビ行列 $\mathbf{J}_i$ と次式で定義されるベクトル $\mathbf{G}_i$ を計算する。

$$\mathbf{G}_i = \begin{pmatrix} \frac{fI_{x_i}}{z_i}, & \frac{fI_{y_i}}{z_i}, & -\frac{X_i I_{x_i} + Y_i I_{y_i}}{z_i} \end{pmatrix} \quad (1)$$

ここで、 z_i はカメラのレンズ中心とオブティカルフローの計算点との間の光軸に沿った距離、 f はレンズ中心から画像平面までの距離、 (I_{x_i}, I_{y_i}) は (X_i, Y_i) における画像の空間方向の勾配である。

次に、時刻 $t-1$ から時刻 t にかけての全身モデルの姿勢変化

$$\Delta \mathbf{Q} = (\Delta \mathbf{r}_{\text{head}}, \Delta \boldsymbol{\theta}_{\text{head}}, \Delta \boldsymbol{\theta}_{\text{ubody}}, \dots, \Delta \boldsymbol{\theta}_{\text{rleg}})^T$$

についての連立方程式

$$\begin{pmatrix} \mathbf{G}_1 \mathbf{J}_1 \\ \mathbf{G}_2 \mathbf{J}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{G}_n \mathbf{J}_n \end{pmatrix} \Delta \mathbf{Q} = \begin{pmatrix} -I_{t_1} \\ -I_{t_2} \\ \vdots \\ -I_{t_n} \end{pmatrix} \quad (2)$$

に $\mathbf{G}_i, \mathbf{J}_i$ を代入し、この連立方程式を解くことで、姿勢の微小変化を計算する。なお式(2)において、 I_{t_i} は (X_i, Y_i) における入力画像の時間方向の勾配である。最後に $\mathbf{Q}_t = \mathbf{Q}_{t-1} + \Delta \mathbf{Q}$ とすることで、時刻 t における対象人物の姿勢を決定する。

3.2 脊椎姿勢推定

時刻 t における脊椎姿勢の推定は, (1)時刻 $t-1$ での上端椎骨の姿勢を初期姿勢とする上端椎骨の微小平行移動・微小回転, (2)静力学に基づく脊椎姿勢の決定, という 2 つの処理の繰り返しにより行なわれる. この 2 つの処理を上端椎骨の姿勢が時刻 t における対象人物の首の姿勢と一致するまで繰り返し, 一致した時の脊椎の姿勢を時刻 t における脊椎の姿勢とする (Fig. 2(b)).

時刻 t における脊椎姿勢推定の初期条件として $\hat{r}_{17} = r_{\text{waist}}$, $\hat{\theta}_{17} = \theta_{\text{waist}}$ とし, 最下端の椎骨の姿勢を時刻 t における対象人物の腰の姿勢に一致させる.

(1) 上端椎骨の微小平行移動と微小回転

n 回目の微小平行移動後の上端椎骨の位置 $\hat{r}_1^{(n)}$ は次式で与えられる.

$$\hat{r}_1^{(n)} = \hat{r}_1^{(0)} + n\Delta d \quad (3)$$

ここで, $\hat{r}_1^{(0)}$ は時刻 $t-1$ における上端椎骨の位置である. また, Δd はベクトル $d = r_{\text{neck}} - \hat{r}_1^{(0)}$ に沿った微小変位ベクトルである.

n 回目の微小回転後の上端椎骨の回転角度は, 上端椎骨に付随する局所座標系の基底ベクトルから間接的に計算する. まず始めに, 上端椎骨に付随する基底ベクトルを球面線形補間を用いて以下のように計算する. 時刻 $t-1$ において上端椎骨に付随する基底ベクトルの組を $(\hat{e}_x^{(0)} \ \hat{e}_y^{(0)} \ \hat{e}_z^{(0)})$, 時刻 t において全身モデルの首に付随する基底ベクトルの組を $(e_x^{(0)} \ e_y^{(0)} \ e_z^{(0)})$ とする. これら 2 組のベクトルから, n 回目の微小回転後の上端椎骨の基底ベクトルの組 $(\hat{e}_x^{(n)} \ \hat{e}_y^{(n)} \ \hat{e}_z^{(n)})$ は, 例えば $\hat{e}_x^{(n)}$ に関しては,

$$\hat{e}_x^{(n)} = \frac{\hat{e}_x^{(0)} \sin((1-n)\phi) + e_x \sin(n\phi)}{\sin \phi} \quad (4)$$

で計算される. ここで ϕ は e_x と $\hat{e}_x^{(0)}$ の間の角度である. $\hat{e}_y^{(n)}$ と $\hat{e}_z^{(n)}$ についても $\hat{e}_x^{(n)}$ と同様に補間する. 次に補間により得られた基底ベクトルの組から, 回転角度 $\hat{\theta}_1^{(n)}$ を計算する¹⁶⁾.

(2) 静力学に基づく脊椎姿勢の決定

式(3), (4)に基づき上端椎骨を微小平行移動・微小回転させた後, 上端と下端の椎骨を除く 15 個の椎骨の姿勢を決定する. 本処理では, 椎間板を近似しているばねから椎骨が受ける力とモーメントを各椎骨について計算し, それらの力とモーメントがすべて釣り合うような椎骨の姿勢を探索することで, 脊椎の姿勢を推定する.

i 番目の椎骨に作用する力 F_i とモーメント M_i は, 次式で計算される.

$$F_i = \sum_j T_{ij} \quad (5)$$

$$M_i = \sum_j \hat{p}_{ij} \times T_{ij} \quad (6)$$

ここで, p_{ij} は i 番目の椎骨と j 番目のばねとの接点を表わしており, 重心位置からの相対位置ベクトルとして記述されている. また, 式中の ' $\times$ ' はベクトル同士の外積を表わす. T_{ij} は i 番目の椎骨と隣接する椎骨とを連結する j 番目のばねにより発生する力であり, 次式で定義される.

$$T_{ij} = -k_{ij}(|\hat{l}_{ij}| - |\hat{l}_{ij}^0|) \frac{\hat{l}_{ij}}{|\hat{l}_{ij}|} \quad (7)$$

$\hat{l}_{ij}^0$, $\hat{l}_{ij}$ はともに i 番目の椎骨に張られている j 番目のばねの長さを表わしており, $\hat{l}_{ij}^0$ はばねの自然長, $\hat{l}_{ij}$ はモデル変形中のばねの長さを表わす. また k_{ij} は j 番目のばねのばね定数を表わす.

式(5)~(7) から分かるように, F_i , M_i は i 番目の椎骨の姿勢に依存すると同時に, $i-1$ 番目の椎骨の姿勢と $i+1$ 番目の椎骨の姿勢に依存する. したがって F_i , M_i は次式に示すように $\hat{r}_{i-1}$, $\hat{\theta}_{i-1}$, $\hat{r}_i$, $\hat{\theta}_i$, $\hat{r}_{i+1}$, $\hat{\theta}_{i+1}$ の関数として書くことができる.

$$F_i = F_i(\hat{r}_{i-1}, \hat{\theta}_{i-1}, \hat{r}_i, \hat{\theta}_i, \hat{r}_{i+1}, \hat{\theta}_{i+1}) \quad (8)$$

$$M_i = M_i(\hat{r}_{i-1}, \hat{\theta}_{i-1}, \hat{r}_i, \hat{\theta}_i, \hat{r}_{i+1}, \hat{\theta}_{i+1}) \quad (9)$$

1 つの椎骨に作用する力とモーメントは釣り合い状態にななければならない. したがって, 式(8), (9)に関して以下の式が成り立つ.

$$F_i(\hat{r}_{i-1}, \hat{\theta}_{i-1}, \hat{r}_i, \hat{\theta}_i, \hat{r}_{i+1}, \hat{\theta}_{i+1}) = \mathbf{0} \quad (10)$$

$$M_i(\hat{r}_{i-1}, \hat{\theta}_{i-1}, \hat{r}_i, \hat{\theta}_i, \hat{r}_{i+1}, \hat{\theta}_{i+1}) = \mathbf{0} \quad (11)$$

ここで, 右辺の $\mathbf{0}$ はゼロベクトルを表わす. 脊椎モデルを構成する椎骨のうち, 上端と下端の椎骨を除く 15 個の椎骨が式(10), (11)を同時に満たさなければならない. そこで, これらの式を非線形連立方程式として解くことで, 上端と下端の椎骨を除く椎骨の姿勢を決定する. 連立方程式の解の計算には, Newton-Raphson 法を用いる.

3.3 椎体に加わる荷重の計算

椎体上面に作用する力の計算には, Schultzらの計算モデルを用いる¹⁴⁾. この計算モデルでは, 椎体上面に作用する力とモーメントに関して以下の等式が成り立つとしている.

$$C = W + E \quad (12)$$

$$M = eE \quad (13)$$

ここで, W は頭部, 胴体部, 両腕部の重さによって椎体上

面に対して垂直に加わる荷重, M は椎骨に加わるモーメント, C は椎体上面に加わる荷重を椎骨自身が支えようとする力である. また, E は椎骨が背筋から受ける力であり, e は椎骨の重心位置から背筋までの距離を表わす.

Schultz らの計算モデルでは被験者は直立姿勢をとることを仮定しているが, 本論文では前屈姿勢など直立姿勢以外の姿勢も推定対象としている. このような姿勢の場合には, 式(12), (13)を解くために必要な W と M の値を, 椎骨に付随する座標系 ($x'y'z'$ 座標系)において計算する必要がある(Fig. 3). そこで本論文では, W と M の値を次式を用いて計算する.

$$W = (W'_{\text{head}})_{z'} + (W'_{\text{ubody}})_{z'} + (W'_{\text{lbody}})_{z'} + (W'_{\text{larm}})_{z'} + (W'_{\text{lfarm}})_{z'} + (W'_{\text{rfarm}})_{z'} \quad (14)$$

$$M = (r'_{\text{head}} \times W'_{\text{head}})_{x'} + (r'_{\text{ubody}} \times W'_{\text{ubody}})_{x'} + (r'_{\text{lbody}} \times W'_{\text{lbody}})_{x'} + (r'_{\text{larm}} \times W'_{\text{larm}})_{x'} + (r'_{\text{lfarm}} \times W'_{\text{lfarm}})_{x'} + (r'_{\text{rfarm}} \times W'_{\text{rfarm}})_{x'} \quad (15)$$

ここで, r'_{head} , r'_{ubody} , r'_{lbody} , r'_{larm} , r'_{lfarm} , r'_{rfarm} は, 頭部, 胴体部, 両腕部の重心位置を $x'y'z'$ 座標系で記述したもの, 同様に, W'_{head} , W'_{ubody} , W'_{lbody} , W'_{larm} , W'_{lfarm} , W'_{rfarm} は, 頭部, 胴体部, 両腕部の重量による荷重ベクトルを $x'y'z'$ 座標系で記述したものである. また, $(\cdot)_{x'}$, $(\cdot)_{z'}$ はベクトルの x' 成分と z' 成分を意味する.

4. 実験および考察

4.1 MRI 画像を用いた脊椎姿勢推定の精度検証

脊椎姿勢推定法の推定精度を評価するため, 健康者に関して撮影された MRI 画像を用いて精度評価実験を行なった. 本実験では, 撮影台上で体をまっすぐに伸ばした姿勢(直立姿勢に対応)と, 撮影台上で体を右側に曲げている姿勢(側屈姿勢に対応)の2つの姿勢をMRI装置を用いて撮影した. 直立姿勢を撮影した MRI 画像から脊椎モデルの個人モデルの構築と脊椎の初期姿勢を決定し, 側屈姿勢を撮影した MRI 画像中の脊椎の姿勢を推定した. 実験に用いた3組のMRI画像A, B, CをFig. 4に示す. このうち, MRI画像A, Bが体をまっすぐに伸ばした姿勢を撮影した冠状画像と矢状画像, MRI画像Cが体を右側に曲げている姿勢を撮影した冠状画像である. 実験に用いた画像は日立メディコ社製 AIRIS-II を用いて撮影された T1 強調画像である. MRI 画像の撮影範囲は被験者の首から

Fig. 3 Force and moment working on the vertebral body.

腰までで, この範囲を4回に分けて撮影した.

MRI 画像 A, B から椎骨の重心位置と方向, 椎体の幅, 高さ, 奥行きを計測し, 取得した椎骨の重心位置と方向を用いて脊椎モデルを構成する各椎骨の初期位置と方向を決定した. また, 椎体の幅, 高さ, 奥行きに関する計測値から, 2.2 で述べた方法で被験者の脊椎の形状に合わせた個人モデルを作成した. 次に, MRI 画像 C から椎骨の重心位置と方向を計測した. 計測した椎骨のうち, 第1胸椎と第5腰椎の位置と方向を用いて脊椎姿勢推定を行ない, 残りの椎骨の重心位置と方向を脊椎姿勢推定結果と比較した. なお, 今回は体を右側に曲げている姿勢に関しては矢状画像の撮影を行なわなかったため, 冠状画像に対する奥行き方向に関する椎骨位置は計測することができなかった. したがって, 脊椎は冠状画像に対して平行な面でのみ運動を行なったものと仮定した.

椎間板の材質特性としてヤング率 500MPa, ポアソン比 0.3 を用いた¹⁷⁾. 椎間板を近似しているばねのばね定数 k_{ij} は, これらの値の近似値となるよう決定した.

実験結果をTable 1に示す. Table 1では, 推定された椎骨の位置とMRI画像C中の椎骨の位置の体の左右方向と体軸方向のずれを Δx , Δy で, Δx , Δy の2乗和の平方根を SSD で示している. 単位はいずれも 'mm' である. また, 推定された椎骨の方向とMRI画像C中の椎骨の角度差を $\Delta \theta$ で示している. 単位は '度' である. なおここで述べ

Fig. 4 Typical slices of each of MR image datasets to evaluate accuracy of the spine posture estimation process. The images (a) and (b) are one of the coronal and sagittal images in the MR images A and B. The image (c) is one of the coronal images in the MR image C.

Table 1 Comparison results of the positions and orientations of the vertebrae measured from MR images and estimated by the proposed methods.

Vertebra	Δx (mm)	Δy (mm)	SSD(mm)	$\Delta\theta$ (deg)
T2	4.2	5.9	7.3	0.8
T3	-3.1	-0.2	3.1	5.0
T4	-3.4	-1.1	3.6	6.4
T5	-7.9	-0.1	7.9	4.1
T6	-6.9	0.9	7.0	2.4
T7	-8.1	0.1	8.1	3.9
T8	-8.8	-0.1	8.8	2.6
T9	-9.5	0.8	9.5	2.4
T10	-9.0	1.1	9.0	0.6
T11	-8.5	3.3	9.1	1.3
T12	-7.3	2.7	7.7	8.1
L1	-5.6	2.5	6.1	1.6
L2	-3.1	-0.2	3.1	5.0
L3	-0.1	0.7	0.7	2.0
L4	1.6	2.2	2.7	0.2
$M \pm \sigma$	-5.0 ± 4.1	1.2 ± 1.7	6.2 ± 2.8	3.1 ± 2.2

る椎骨の方向差とは、各椎骨の重心を回転中心とした時の各椎骨の冠状面上における回転角度差である。最下段には Δx , Δy , $\Delta\theta$ についての平均と標準偏差を示してある。略号‘T’と‘L’はそれぞれ胸椎と腰椎を表わす。本手法は上端の椎骨‘T1’と下端の椎骨‘L5’の位置と方向を用いて‘T2’から‘L4’までの位置と方向を推定するため、Table 1 では‘T2’から‘L4’までの比較結果が示されている。本実験を Intel XEON 2.2GHz プロセッサを搭載する PC 上で行なったところ、脊椎姿勢推定に要した時間は約 4 分であった。

4.2 人物画像への脊椎姿勢推定法の適用

前屈、後屈、左側への側屈という 3 種類の姿勢をとる人物に関して撮影された人物時系列画像に対して提案手法を適用し、脊椎姿勢推定を行なった。本実験では身体と衣

服の相対的な位置がなるべく変化しないよう、被験者はひもを用いて肘、腰、膝の位置で衣服を止めている。入力画像列の撮影にはソニー社製 DXC-9000 を用いており、画像サイズは 640×480 画素、入力画像列の長さはそれぞれ 200 フレーム、80 フレーム、400 フレームである。オブティカルフローの計算点数 N_o は 30 点、しきい値 T_E は 1.0 とした。

脊椎姿勢推定結果を Fig. 5, 6, 7 に示す。図中の各画像は、入力画像に対して推定された脊椎姿勢を重ね表示した画像である。実験には Intel XEON 2.2GHz プロセッサを搭載する PC を用いており、処理時間は 10 分から 40 分程度であった。

4.3 椎体上面に加わる荷重の計算

人物画像中の被験者の第 5 腰椎(‘L5’)上面に作用する力を実際に計算した。推定する姿勢は、いすの上に置かれた 5kg の重りを体に近い位置で持ち上げる姿勢と、腕を伸ばして体から離して持ち上げる姿勢の 2 姿勢である。入力画像列の長さは、それぞれ 270 フレームと 310 フレームである。荷重計算において、全身モデルの各楕円体の重量は頭部 3.6kg、上腕部 1.9kg、下腕部 1.4kg、胴体上部 15.6kg、胴体下部 10.1kg にそれぞれ設定した。実験に参加した被験者や用いた脊椎モデル等の実験条件は 4.2 で行なった実験と同一である。

脊椎姿勢推定結果を Fig. 8(a), Fig. 9(a)に、‘L5’上面に加わる荷重の計算結果を Fig. 8(b), Fig. 9(b)にそれぞれ示す。Fig. 8(b), Fig. 9(b)において、横軸は入力画像列の各画像のフレーム番号を、縦軸は‘L5’上面に作用する力を表わす。なお、2 つの姿勢について比較を行ないやす

Fig. 8 Estimated spine posture and the calculated force working on the lumbar vertebra 'L5'. The subject is holding the weight near his body.

Fig. 9 Estimated spine posture and the calculated force working on the lumbar vertebra 'L5'. The subject is holding the weight farther from his body, with his arms stretched.

姿勢が既知の時、本手法は椎骨の三次元位置を‘T2’から‘L4’までの平均で 6.2mm、椎骨の方向を 3.1 度の誤差で推定可能であることを確認した。また Fig. 5～9 に示したように、人物実画像から脊椎の姿勢をおおむね良好に推定可能であることを確認した。

Fig. 8(b), 9(b)から、第 5 腰椎に加わる荷重は重りの持ち上げ直後で最大であり、重りを胸の高さまで持ち上げていくにつれて徐々に荷重が減少する傾向が読み取れる。また、Fig. 8(b), 9(b)の比較から、重りを体に近づけて持ち上げた場合に比べて、体から離して持ち上げた場合に第 5 腰椎に加わる荷重が大きくなるのが分かる。これは、重りと第 5 腰椎間の距離が遠くなるにつれて椎骨に加わるモーメントが増加し、その結果第 5 腰椎に加わる荷重が増加したためである。このような傾向は他の研究において報告されている傾向¹⁸⁾と一致し、本手法の妥当性を示すものである。今後、本実験から得られた荷重の具体的な数値に関して、解剖学やバイオメカニクスの観点からの詳しい検証が

必要である。

以上のことから、本手法は人物画像から脊椎の姿勢と椎骨に加わる荷重を推定するために有効な手法であるといえる。本手法の最大の利点は、実際の人物がとる任意の動作から脊椎の姿勢を推定し、同時に椎骨に加わる荷重を計算可能な点である。例えば、Schultzらのモデル¹⁴⁾でも本手法と同様に荷重計算は可能ではあるが、頭部、腕部、胴体部の重心位置、椎骨の位置や方向について手動による設定が求められる。しかし、人物の複雑な動作に関してこれらの情報を手動で設定するのは、繁雑さの点から難しい。一方、提案手法では全身モデルと脊椎モデルによる組合せにより、人物画像から人体各部位の重心位置と椎骨の姿勢を同時に取得可能なため、人物の複雑な動作に関する荷重計算も比較的容易に行なうことができる。例えば田中らの研究²⁾では、比較的単純な姿勢について椎体上面に加わる荷重をSchultzらのモデルを用いて計算し、その結果を境界条件として有限要素法による応力解析を

行なっている。将来的にはわれわれの提案する手法を用いて荷重を推定し、これを境界条件として応力解析を行なうことで、複雑な動作をとる人物についても脊椎への負荷解析が可能となると考えられる。

今後取り組むべき課題の1つとして、脊椎姿勢推定法に関するさらなる検証が挙げられる。今回の実験では被験者1名について撮影されたMRI画像を用いて精度検証実験を行なったが、今後は多数の被験者に対して同様の実験を行なう必要がある。また、今回の実験では被験者自身が体を横に曲げている状態について脊椎姿勢推定を行なったが、被験者の脊椎に対して人体外部から負荷を加えた状態に関しても、脊椎姿勢推定の精度評価実験を行なう必要がある。

本手法では、全身モデルの当てはめによって首と腰の姿勢を推定し、その結果を用いて脊椎の姿勢を推定する。そのため、全身モデルの当てはめ精度が脊椎の姿勢に大きく影響を与える。Fig. 5, 8の重畳画像において、推定された脊椎が被験者の首から肩にかけてやや胴体の中央側を通っていることが分かる。これは、全身モデルの頭部や上腕部を近似する楕円体をそれぞれ対応する人物領域に対して精度良く当てはめることができなかったためである。この主な原因は、全身モデルにおける首や肩の関節の自由度が不足しているためである。今回用いた全身モデルでは、例えば首に関して言えば、頭部は胴体に対して1つの関節で拘束されている。一方、実人体では頭部は鎖状に連なる複数の頸椎によって胴体部に連結されており、柔軟な稼動が可能となっている。そこで、全身モデルに関しても首や肩の関節の自由度を高めることで、さらに精度良く脊椎姿勢を推定することが可能となる。

5. むすび

本論文では、ビデオカメラを用いて撮影された人物画像から、椎骨の姿勢と椎骨に作用する荷重を推定するための脊椎姿勢推定法を提案した。本手法では、はじめに人物画像に対して全身モデルを当てはめ、首と腰の姿勢、頭部、腕部、胴体部の重心位置を推定する。次に、脊椎モデルの上端と下端の椎骨の姿勢が人物画像より推定した首と腰の姿勢と一致するように、脊椎モデルの変形を行なう。最後に、頭部、腕部、胴体部の重心位置と各部位の重量から、椎体上面に加わる荷重を計算する。MRI画像を用いた評価実験では、被験者1名での実験結果ではあるが、椎骨の三次元位置を6.2 mm、椎骨の方向を3.1度の誤差で推定可能であることを確認した。

今回提案した手法は、通常の方法では計測不可能な人体内部の状態を人物画像を用いて非侵襲的に推定する新しい試みである。介護動作時の身体負荷の計測¹⁹⁾ 20)や重量物取り扱い作業中の労働者の身体負荷や腰痛の可能性の評価²¹⁾など、人体内部の状態を知ろうとする要求は多く、そのため本手法にはさまざまな応用が考えられる。このような応用を考えた場合、推定精度の検証が重要となってくる。特に今回は少数の症例での評価であったため、今後多数のMRI画像を用いた精度評価実験を行なう必要がある。また、本手法で推定された椎骨へ加わる荷重の解剖学やバイオメカニクスの観点からの精度検証も重要な課題である。さらに、脊椎姿勢推定精度のさらなる向上のためには、全身姿勢を推定するための全身モデルの改善も行なう必要がある。

*

謝辞: MRI画像の撮影に御協力頂いた東京女子医科大学伊関洋博士、東京工科大学苗村潔博士に感謝する。日頃ご討論いただく名古屋大学末永研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金、21世紀COEプログラム「社会情報基盤のための音声映像の知的統合」、ならびに厚生労働省がん研究助成金によった。

文献

- 1) 田中英一, 今木圭, 百鳥誠, 井上英則, 大森和夫. 第5, 第4腰椎単体の有限要素応力解析. 日本機械学会論文集(A) 1996; 62: 178-183.
- 2) 田中英一, 今木圭, 百鳥誠, 井上英則, 大森和夫. 下位腰椎システムの有限要素応力解析. 日本機械学会論文集(A) 1996; 62: 184-190.
- 3) Chen CS, Cheng CK, Liu CL, Lo WH. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. Medical Engineering & Physics 2001; 23: 483-491.
- 4) Nabhani F, Wake M. Computer modeling and stress analysis of the lumbar spine. Journal of Materials Processing Technology 2002; 127: 40-47.
- 5) Pitzen T, Geisler F, Matthis D *et al.* A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine. Control Engineering Practice 2002; 10: 83-90.
- 6) Nedel LP, Thalmann D. Anatomic modeling of deformable human bodies. Visual Computer 2000; 16: 306-321.
- 7) 山岬健一, 鈴木直樹, 服部麻木, 高津光洋, 内山明彦. 運動機能の四次元的解析を目的とした骨格筋モデルの開発. 日本コンピュータ外科学会誌 2000; 2: 22-29.
- 8) 稲葉洋, 瀧剛志, 宮崎慎也, 長谷川純一, 鳥脇純一郎. 弾性骨格筋モデルによる人体の動作シミュレーション. 電子情報通信学会技術研究報告 (MVE) 2004; 104: 7-12.
- 9) Otake Y, Hagio K, Suzuki N *et al.* Development of 4-Dimensional Human Model System for the Patient after Total Hip Arthroplasty. MICCAI 2002; 241-247.
- 10) 鈴木直樹. 遠隔手術支援環境 ~Tele-surgeryを実現するための高次元医用画像技術の基礎と応用~. JJSCAS 2003; 81-94.

- 11) Furukawa D, Kitasaka T, Mori K, Suenaga Y, Mase K, Takahashi T. Human Spine Posture Estimation Method from Human Images to Calculate Physical Forces Working on Vertebrae. MICCAI 2004; 302-310.
- 12) 山本正信, 川田聡, 近藤拓也, 越川和忠. ロボットモデルに基づく人間動作の 3 次元動画画像追跡. 電子情報通信学会論文誌(D-II) 1996; J79-D-II: 71-83.
- 13) 佐藤明知, 川田聡, 大崎喜彦, 山本正信. 多視点動画画像からの人間動作の追跡と再構成. 電子情報通信学会論文誌(D-II) 1997; J80-D-II: 1581-1589.
- 14) Schultz AB, Andersson GBJ. Analysis of loads on the lumbar spine. Spine 1981; 6: 76-82.
- 15) Harris C, Stephens M. A Combined Corner and Edge Detector. Proceedings of The Forth Alvey Vision Conference 1988; 147-151.
- 16) Craig JJ 著, 三浦 宏文, 下山 勲 訳. ロボティクス ～機構・力学・制御～(第 1 版). 東京: 共立出版, 1991.
- 17) Sumaresan K, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. Medical Engineering & Physics 1999; 21: 689-700.
- 18) White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- 19) 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 2001; 16: 195-205.
- 20) Skotte JH, Essendrop M, Hansen AF, Schibye B. A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks. Journal of Biomechanics 2002; 35: 1357-1366.
- 21) 奥本泰久, 村瀬晃平, 樽岡正樹. バーチャルヒューマンモデルによる労働安全の研究. 日本機械学会福祉工学シンポジウム 2001; W316.