

2 視点からの二次元 X 線投影像と統計的形状モデルを用いた大腿骨形状の三次元復元

倉爪 亮^{†a)} 中村かほり[†] 岡田 俊之^{††} 佐藤 嘉伸^{†††}
菅野 伸彦^{†††} 小山 毅^{†††} 岩下 友美[†] 長谷川 勉[†]

3D Reconstruction of Femoral Shape Using a Two 2D Radiographs and Statistical Parametric Model

Ryo KURAZUME^{†a)}, Kahori NAKAMURA[†], Toshiyuki OKADA^{††}, Yoshinobu SATO^{†††}, Nobuhiko SUGANO^{†††}, Tsuyoshi KOYAMA^{†††}, Yumi IWASHITA[†], and Tsutomu HASEGAWA[†]

あらまし X 線 CT や MRI は短時間、非接触で生体の内部構造が得られる反面、従来の X 線撮影と比較して装置が大型かつ高価、撮影や準備に時間がかかり緊急性を要する救急時の骨折診断などでは利用しづらい、などの問題が指摘されている。そこで本論文では、より安価で手軽な X 線撮影装置によって得られる少数の X 線投影像を用いて、特に人工関節手術や骨折治療においてニーズの高い大腿骨近位部の三次元形状を復元する手法を提案する。本手法は、まず多数の大腿骨サンプルの三次元形状から、主成分分析により平均形状と数個の形状パラメータからなる統計的形状モデルを構築する。次に患者の X 線投影像に対し、股関節像と統計的形状モデルの輪郭線を二次元距離場を用いて比較し、最適な形状パラメータを推定する。本論文では、51 例の患者のデータから作成した大腿骨の統計的形状モデルを用い、CT により得られた大腿骨形状から人工的に作成した X 線投影像、及び実際の乾燥大腿骨の X 線投影像に対して三次元形状の復元実験を行い、提案手法の基本性能を確認する。

キーワード レジストレーション、大腿骨形状、X 線投影像、統計的形状モデル、二次元距離場

1. ま え が き

X 線 CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) は、生体の内部構造を短時間かつ非接触で取得できるため、大規模な病院施設を中心に導入が進められている。しかし高い精度が得られる X 線 CT は、一方で従来の X 線撮影と比較して装置が大型かつ高価なため、設置施設は大規模な医療機関に限られる、データ量が大きく解析が難しい、撮

影や準備に時間がかかり緊急性を要する救急時の骨折診断などでは利用しづらい、などの問題が指摘されている。そこで手間のかかる CT 画像を撮影することなく、より手軽な X 線撮影装置によって得られる複数の X 線投影像を用いて、生体の内部構造、例えば骨格形状が三次元復元できれば、コスト、手間、X 線被曝などの観点からメリットが大きい。特に大腿骨に関しては、人工関節手術（関節機能を代用する人工部品を設置する手術）や骨折治療において、CT 画像なしでの三次元的な計算機誘導手術を行いたいという外科医からの強い要望があり、X 線投影像からの三次元形状復元に対するニーズが大きい。また CT 装置をもたない中小医療施設や救急医療現場においても、低価格の X 線撮影装置のみで素早い三次元診断が可能となれば、早期に適切な診断・処置が可能となり、また医療コストの削減にも寄与すると期待される。

一方、二次元の X 線投影像からの三次元形状の復元は基本的に ill-posed な問題であり、通常十分に多

[†] 九州大学システム情報科学研究院, 福岡市
Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University, 744 Motooka, Nishi-ku, Fukuoka-shi, 819-0395 Japan

^{††} 大阪大学大学院情報科学研究科, 豊中市
Graduate School of Information Science and Technology, Osaka University, 1-3 Machikaneyama-cho, Toyonaka-shi, 560-8531 Japan

^{†††} 大阪大学大学院医学系研究科, 吹田市
Graduate School of Medicine, Osaka University, 2-2 Yamadaoka, Suita-shi, 565-0871 Japan

a) E-mail: kurazume@is.kyushu-u.ac.jp

数枚の画像，あるいは形状に対する何らかの拘束が必要である．しかし人体の骨形状はある一定のパターンがあり，それが多数のサンプルからモデル化できれば，少数の X 線投影像からの三次元形状復元が可能となると考えられる．

そこで本論文では大腿骨の三次元形状の復元問題に着目し，多くの骨形状データから作成した大腿骨統計的形状モデルを用い，異なる 2 視点から撮影した 2 枚の大腿骨 X 線投影像から，大腿骨の位置，姿勢，三次元形状を推定する手法を提案する．本手法は，Level Set Method の一手法である Fast Marching Method を用いて X 線投影像内の大腿骨輪郭線から二次元距離場を構築し，それを用いて三次元統計的形状モデルと二次元大腿骨像の位置合せ，統計的形状モデルの形状パラメータ推定を行うものである．

本論文では白蓋形成不全や骨頭の壊死などを除外した正常な 51 例のデータから作成した大腿骨統計的形状モデルを用いる．本論文では，特に提案する手法の応用対象の疾患として骨折を想定している．臨床現場において骨折の整復を行う際，骨折をしていない反対側大腿骨の鏡像形状を整復計画の参照形状としたいという要望があり，正常大腿骨においても三次元復元の臨床的有用性は見込める．次に CT 画像から得られた 10 人の患者の大腿骨形状に対して，X 線投影像を模した二次元画像を作成して位置姿勢及び形状パラメータの推定を行った結果を示し，提案手法の基本性能を確認する．更に実際に乾燥大腿骨の X 線投影像と CT 画像から構築された三次元骨形状を用いた実証実験を行い，提案手法の臨床応用の可能性を検討する．

2. 関連手法

二次元画像から変形を伴わない三次元物体の位置姿勢を推定する手法は，実画像を三次元モデルに重ねて表示するテクスチャマッピングを実現する手法として，これまでに，(1) 二次元画像と三次元幾何モデルのそれぞれにおいて，特徴点やエッジなどの特徴量を抽出，比較し，相対位置姿勢を推定する手法 [1] ~ [3]，(2) 三次元物体の形状取得に用いられる多くのレンジセンサにおいて，距離画像の付加的な情報として得られるリフレクタンス画像（反射強度画像）を用いる手法 [4] ~ [7]，(3) 三次元幾何モデルのシルエット画像や輪郭線と二次元画像を比較する手法 [8] ~ [11] などが提案されている．また医療画像の分野においても，CT や MRI から得られた三次元形状を X 線投影像や超音

波エコー画像などに重ねて提示する，2D-3D レジストレーションの手法が数多く提案されている [23] ~ [28]．例えば CT 画素値の投影方向への積算から擬似的な二次元投影像 (Digitally Reconstructed Radiographs, DRRs) を作成し，それと実際の X 線投影像の画素間の比較から X 線投影像中の三次元対象形状の位置，姿勢を推定する方法が開発されている [23] ~ [25]．

一方，変形を伴う三次元物体の位置姿勢推定手法 (非剛体レジストレーション) は，特に医療分野における soft tissue の同定問題として，類似度 [12]，アフィン [13]，ジオメトリックハッシング [14]，quadric/superquadric [15]，displacement-field-based transformation [16] などの手法が提案されている．また，パラメータ化された三次元物体の形状を推定する手法としては，レーザレンジファインダを用いた数理幾何モデルのパラメータ推定手法 [17]，複数の断面像と統計的形状モデルの照合による形状復元を行ったもの [18] などがある．しかしこれらは三次元モデル同士のレジストレーション，あるいは十分多数の断面像を用いたものであり，提案手法のように 2 枚の二次元投影像から変形を伴う三次元モデルの位置，姿勢，形状を同定する手法はこれまでに見られない．

3. 統計的形状モデルの構築

3.1 大腿骨形状モデルの生成

本研究では岡田ら [19] によって提案されている統計的骨形状モデルを用いる．この手法は，多数の骨形状サンプルの三次元形状から，解剖学的特徴を考慮した統計的手法により，一般的な骨形状のある一つの平均形状と数個の形状パラメータからなる三次元統計的形状モデル [20] で記述するものである．本手法による大腿骨の統計的形状モデルの生成手順を以下に示す．詳細については [19] を参照されたい．

[step 1] 表 1，図 1 に示す大腿骨の解剖学的特徴を自動あるいは手動により取得する．

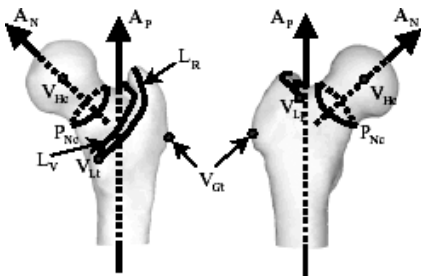
[step 2] 取得した特徴をもとに大腿骨を四つの領域 (骨頭部，頸部，大転子部，骨幹部) に分割し，各領域に円筒または球面座標系を定義する．

[step 3] 各領域で設定された座標系において，均等に設定された直線や平面と骨表面上の交点 (表面形状データ点) を探索し，その三次元座標を取得する．

[step 4] 多くの骨形状に対して step 1~3 を行い，主成分分析により平均形状と形状パラメータを得る．

表 1 大腿骨の解剖学的特徴
Table 1 List of anatomical features of femur.

	特徴	部位
V_{Hc}	点	骨頭中心
A_P	直線	大腿骨の主軸
A_N	直線	頸部軸
P_{Nc}	面	頸部中心断面
V_{Gt}	点	大転子の頂点
V_{Lt}	点	小転子
V_{Lp}	点	腸骨大腿靭帯附着部
L_R	曲線	大転子の屋根線
L_V	曲線	大転子の谷線



(a) Front (b) Back
図 1 大腿骨の解剖学的特徴の位置
Fig. 1 Anatomical features of femur.

3.2 統計的形狀モデル

上記の手法により得られた 51 人の大腿骨形状モデルに対し、同一の番号が付けられた表面形状データ点の三次元座標を比較し、表面形状データ点の平均位置とそれぞれの変位量を求める。次に変位量を主成分分析し、上位 50 個の主成分と主成分ベクトルを抽出する。これより、それぞれの大腿骨の三次元形状は、位置姿勢及びスケールを正規化した平均形状モデルと、主成分と主成分ベクトルの積の線型和によって表現できる。具体的には、一般的な表面形状データ点 x' は、平均形状モデル上の点 x と、それぞれの主成分に対応する形状パラメータ ($s_i, i = 1 \sim 50$) により、以下の式 (1) で表される。

$$x' = x + \sum_i s_i \cdot \sigma_i \cdot e_i \quad (1)$$

ただし σ_i, e_i はそれぞれ主成分 i に対応した標準偏差と主成分ベクトルである

これより、一般的な大腿骨の統計的形狀モデルは、

- 平均形状モデルと主成分の標準偏差、及び主成分ベクトル
- 複数個 (最大 50 個) の形状パラメータの組合せで記述できる。本論文では、CT 装置により

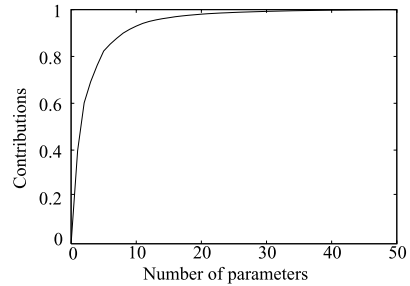


図 2 統計的形狀モデルに対する形状パラメータの累積寄与率
Fig. 2 Contributions of parametric model.

撮影した、白蓋形成不全や骨頭の壊死などを除外した正常な 51 例の大腿骨形状から統計的形狀モデルを構築し、後述する形状パラメータの推定実験を行った。図 2 に構築した統計的形狀モデルに対する各形状パラメータの累積寄与率を示す。

4. 大腿骨三次元形状の復元方法

本章では、まずはじめに任意の位置、方向から撮影された X 線投影像内の二次元大腿骨像と三次元統計的形狀モデルの位置合せ手法について説明し、次に X 線投影像を用いた形状パラメータの推定手法について述べる。両手法とも、Level Set Method の一手法である Fast Marching Method により X 線投影像上に構築された二次元距離場を利用し、二次元画像-三次元モデルの位置合せ、及び形状パラメータ推定を行うものである。X 線投影像は静止画であることから、本手法では一度二次元距離場が構築されれば、以降の計算は最近傍点探索などを行うことなく高速に実行できる [8]。

位置合せと形状パラメータの推定を同時に行う場合、視点からの奥行と三次元モデルのスケールは、原理的に分離不可能である。そこで提案手法では、異なる 2 視点から撮影した 2 枚の X 線投影像を用いる。また本論文では、大腿骨の統計的形狀モデルは、表面形状データ点を結んで作成される、均等で十分に多数の三角パッチにより記述されているとする。より具体的には、統計的形狀モデルは、固有の頂点番号をもつ頂点の三次元座標 $x_i (1 \leq i \leq N, N$ は全頂点数) と、各三角パッチを構成する 3 頂点の頂点番号のリスト $o_j = (l, m, n) (1 \leq l, m, n \leq N, 1 \leq j \leq M, M$ は全パッチ数), 及び各頂点ごとに定義された形状パラメータ s_i , 標準偏差 σ_i , 主成分ベクトル e_i からな

る．また形状パラメータの変更により，三次元モデルの各頂点 x_i は式 (1) に従って x'_i に移動するが，本論文では，形状パラメータが変化しても各三角パッチを構成する頂点の組合せは変化しないものとし，形状パラメータに応じて図 8 (c) に示されるような三次元形状が復元される．

4.1 二次元大腿骨像と三次元統計的形状モデルの位置合せ手法

4.1.1 位置合せ手順

二次元距離場を利用した X 線投影像内の二次元大腿骨像と三次元統計的形状モデルの位置合せ手順を以下に示す [8]．

[step 1] まず，動的輪郭モデル（後述の実験では Level Set Method [8], [21]）を用い，X 線投影像から大腿骨輪郭線を抽出する．

[step 2] Level Set Method の一手法である Fast Marching Method [22] を用い，得られた X 線投影像の輪郭線からの二次元距離場を構築する．図 3 に大腿骨画像に対して求められた距離場の例を示す．

[step 3] 大腿骨の三次元統計的形状モデルを適当な初期位置に配置し，二次元 X 線投影像上に投影する．

[step 4] 二次元 X 線投影像上に投影された三次元統計的形状モデルに対し，そのシルエット画像の輪郭線を求め，輪郭線に対応する三角パッチを求める．これらは後述のように，OpenGL の機能を利用して計算することができる．

[step 5(a)] 得られた輪郭線上の三角パッチに対し，距離場に応じて計算される力を加える．

[step 6(a)] ロバスト推定法の一手法である M 推定法を用いて，すべての輪郭線上の三角パッチに対して，加えられた力の和と三次元統計的形状モデル重心回りのモーメントを求める．

[step 7(a)] 異なる視点から得られた複数の画像に対

して Step 3 から Step 6(a) を行い，力，モーメントの総和を求める．また得られた力，モーメントの総和に応じて，三次元統計的形状モデルの位置姿勢を更新する．

[step 8(a)] Step 3 から Step 7(a) を力，モーメントの総和が十分小さくなるまで繰り返す．

4.1.2 位置合せ処理の詳細

Step 5(a) から 7(a) で用いられる各三角パッチに加える力，及びロバスト M 推定法を用いた三次元統計的形状モデル重心回りの力とモーメントの計算方法を以下に示す．

まず，Step 4 で得られた三次元モデルのシルエット輪郭線上の点 (s, t) に対応する三角パッチを i とし，その投影点での距離場の値を D_i とする．すなわち，

$$D_i = D_{s,t} \quad (2)$$

であり， $D_{u,v}$ は，二次元画像上の座標 (u, v) での距離場の値である．次に，三角パッチ i の重心に対し，以下の式で計算される力 f_i を加える（図 4，図 5）．

$$f_i = D_i \frac{\nabla D_i}{|\nabla D_i|} \quad (3)$$

ただし ∇D_i は，座標 (s, t) での距離場の一次微分ベクトルである．

更に，これらパッチに加わる力の総和として，三次元モデル全体に加わる力と重心周りのモーメントを求める．しかし実際の二次元画像において，ノイズやオクルージョンの発生などで，抽出した二次元画像の境界と三次元モデルの輪郭線が一致しない場合がある．そこで，二次元画像上に対応する輪郭線が存在しない三次元モデル上の三角パッチの影響を低減するために，ロバスト M 推定法を採用した．具体的には，三次元モデル全体に加わる力の総和 F とモーメント M は

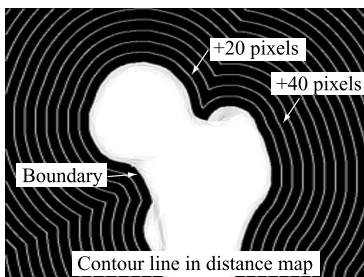


図 3 大腿骨画像に対する距離場
Fig. 3 Distance map on femoral image.

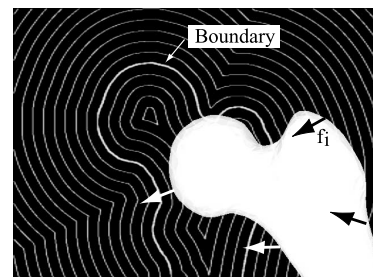


図 4 輪郭線上の三角パッチへ加える力 f
Fig. 4 Applying force f to patches on contour line.

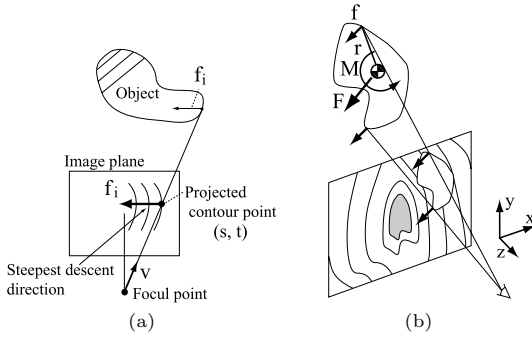


図 5 重心周りの力とモーメント

Fig. 5 Force and moment around the center of gravity.

以下のように求められる .

$$F = \sum_i \psi(f_i) \quad (4)$$

$$M = \sum_i \psi(r_i \times f_i) \quad (5)$$

ただし, r_i は重心から輪郭線上の三角パッチ i へのベクトルである . また $\psi(z)$ は適当な影響力関数であり, 後述する実験ではローレンツ関数を用いた . この力, モーメントに応じて三次元モデルの位置, 姿勢を変更することで, X 線投影像内での大腿骨像と三次元モデルの位置合せを行うことができる .

4.2 三次元統計的形狀モデルの形状パラメータ推定手法

4.2.1 形状パラメータ推定手順

次に三次元統計的形狀モデルに対する形状パラメータの推定手順を示す . 本手法においても, 前項で構築した X 線投影像内での大腿骨像輪郭線の二次元距離場を用いる .

具体的には, 前項の step 4 の後, 以下の手順で最適な形状パラメータを推定する .

[step 5(b)] 得られた輪郭線上のすべての三角パッチに対し, その投影像における距離場の値の総和を誤差 E と定義する .

[step 6(b)] 誤差 E が最小となるように, 共役こう配法を用いて形状パラメータ値を変更する .

[step 7(b)] 得られた形状パラメータ値に応じて, 三次元統計的形狀モデルを更新する .

[step 8(b)] Step 3 から Step 7(b) を, 異なる視点から得られた複数の画像に対して行い, 誤差 E が十分小さくなるまで繰り返す .

4.2.2 形状パラメータ推定処理の詳細

Step 5(b) から 7(b) で行う形状パラメータの推定では, まず三次元モデルの位置, 姿勢を固定し, そのときの二次元画像中の大腿骨像の輪郭線と三次元モデルを投影したシルエット輪郭線の距離の総和を最小化する形状パラメータを求める . すなわち, パラメータ推定を行う時点での三次元モデルの位置, 姿勢 P を p とし, 誤差関数 $E(S)$ を以下の式で定義する .

$$E(S) = \sum_i D_i |_{P=p} \quad (6)$$

ただし, $S = \{s_i\}$ は三次元形状モデルの複数の変形パラメータである . 本論文では, $E(S)$ を最小にする S を共役こう配法により求める .

なお, 三次元モデルの位置, 姿勢 P , 及び形状パラメータ S を共役こう配法などにより同時に推定することも可能であるが, 予備実験の結果, 位置, 姿勢の推定と形状パラメータの推定を分離して交互に行った方が良い収束結果が得られたことから, 本論文ではこれらを分離して行うこととする .

4.3 三次元幾何モデルの高速な輪郭線抽出手法

三次元モデルのシルエット画像輪郭線に対応する三角パッチを検出する手法を以下に示す . まず, 三次元幾何モデルを構成するすべての三角パッチに異なる色を定義し, OpenGL のレンダリング機能を用いて二次元画像上での投影像を作成する . 次に, その二次元投影像をラスタースキャンして輪郭線を求め, 更にその輪郭線上の画素の色を求めることで, 対応する三次元モデル内の三角パッチを特定する .

5. 2 枚の画像を用いた大腿骨形状の推定実験

5.1 合成画像によるシミュレーション実験

提案手法による大腿骨形状の基本的な推定精度を評価するために, 三次元統計的形狀モデルの構築に用いた大腿骨形状 5 例 (modeldata 1~5) と, モデルの構築に用いなかった大腿骨形状 5 例 (testdata 1~5) の計 10 例に対し, X 線投影像を模した二次元合成画像を 2 枚作成して, 提案手法により画像内での位置姿勢と形状パラメータを推定する実験を行った . ただし二次元画像は実際に X 線撮影が可能な方向を考慮し, 図 6 に示すように, 視線が垂直に交わるように大腿骨の主軸 A_P 周りに 90 度回転した正面, 真横位置からの 2 枚の画像を作成した . 作成した画像の例を図 7 に

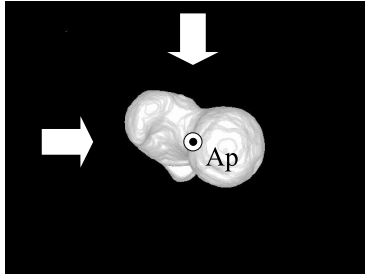


図 6 撮影方向
Fig. 6 Bearings of exposure axes.

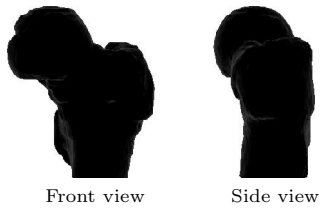


図 7 合成した X 線投影像
Fig. 7 Synthesized radiographs.

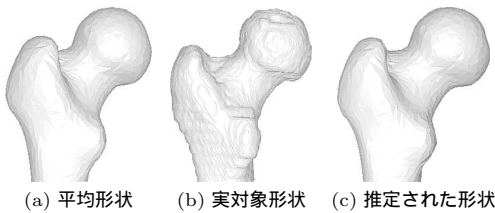


図 8 パラメータ推定に用いた大腿骨モデル
Fig. 8 Femoral models for parameter estimation.

示す．また使用したすべての大腿骨に対して CT 撮影を行い，それぞれの正確な三次元形状を取得した．

まず，推定する形状パラメータを主成分の上位から選択し，その数を 0 から 10 まで変化させて提案手法により画像上での位置姿勢，及び形状パラメータを推定した．ただし，二次元大腿骨像の位置合せと形状パラメータの推定は交互にそれぞれ独立に行った．一例として，testdata 4 に対し，平均形状と実対象形状，及び推定された形状を図 8 に示す．更に推定された形状と CT 撮影により得られた実際の形状の誤差を，推定形状の表面形状データ点から実対象形状の三角パッチ表面に下した垂線を求め，それに沿った距離の平均値として求めた結果を図 9 に示す．ただし三角パッチの大きさは，各辺の長さの平均 3.8 mm，標準偏差 1.5 mm，最大 12.2 mm，最小 0.5 mm であった．

ただし横軸 0 は平均形状モデルと実対象形状の初期

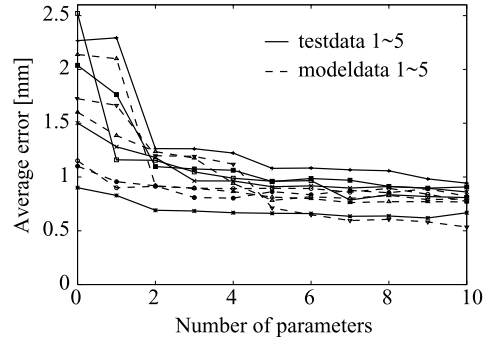
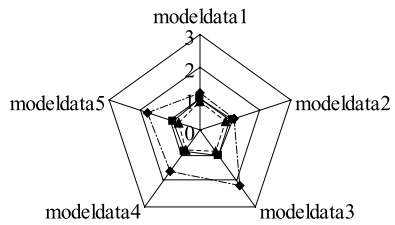
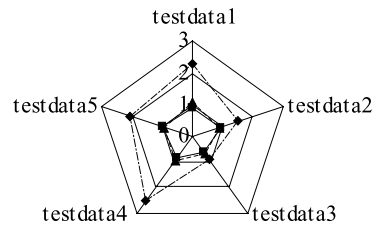


図 9 推定パラメータ数に対する距離誤差の比較
Fig. 9 Estimation errors for various numbers of parameters.



◆— average error1 ■— average error2 ▲— average error3

図 10 大腿骨モデルに対する距離誤差の比較 (主成分数 5)
Fig. 10 Estimation errors for femoral models.
(number of parameters is 5)

位置姿勢での誤差である．これより推定する形状パラメータ数が増加するにつれて推定誤差は減少するが，推定パラメータ数が 5 程度で誤差が一定値に収束し，それ以上は誤差には大きな変化が見られないことが分かった．

また図 10 に，推定パラメータ数が 5 の場合に対して，以下に示す 3 種類の平均誤差を計算した結果を示す．更に，このときの 10 例のデータに対する誤差の平均，標準偏差，最大値，最小値を表 2 に示す．

[平均誤差 1] 平均形状モデルと実対象形状の初期位

表 2 すべての大腿骨モデルの平均距離誤差 [mm]
Table 2 Average of estimation errors [mm].

	平均	標準偏差	最大	最小
平均誤差 1	1.69	0.54	2.52	0.90
平均誤差 2	0.90	0.13	1.06	0.60
平均誤差 3 (testdata)	0.91	0.15	1.08	0.66
平均誤差 3 (modeldata)	0.81	0.07	0.90	0.71

置姿勢での平均誤差

[平均誤差 2] CT 画像から得られた実際の三次元形状と統計的形状モデルを比較し、両者の三次元距離の総和が最小になるように最適な形状パラメータを推定した場合の平均誤差

[平均誤差 3] 2 枚の画像から位置姿勢と形状パラメータの推定を交互に繰り返した場合の平均誤差 (提案手法)

これより、推定された形状の実対象形状との平均誤差は最大で 1.1 mm 以下であり、提案手法により 2 枚の異なる方向から得られた大腿骨像を用いるだけで、三次元形状を直接比較した場合と同等の推定精度が得られることが分かった。また、統計モデルの構築に用いたデータと用いなかったデータ間で優位な差は見られないことも確認された。

5.2 乾燥大腿骨の X 線投影像を用いた実験

次に乾燥大腿骨を用いて X 線投影像を撮影し、形状推定実験を行った。実験では、周囲 190 度の範囲で任意に撮影方向を決定できる X 線撮影装置 (シーメンス社製, Siremobil ISO-C) を用いた。本装置は、C-Arm と呼ばれる旋回機構と C-Arm 先端に取り付けた X 線管、ディテクタにより、ある軸周りの任意の方向から対象物の X 線投影像を撮影できる。しかし対象物は C-Arm 内の任意の位置におくことができるため、対象物の位置と X 線管、ディテクタの位置関係は未知である。また姿勢も、アームのたわみなどにより C-Arm への指令値には誤差が含まれ、更に X 線撮影装置の内部パラメータは未知である。そこで図 11 左に示す九つのマーカ球からなるキャリブレーション物体を製作し、キャリブレーションを行った。まずこのキャリブレーション物体を、X 線撮影装置の角度を変えて、周囲 50 箇所から連続的に撮影した。次にこのキャリブレーション物体を CT 装置 (Light Speed Plus, GE Yokogawa Medical Systems) により撮影し、マーカ球の正確な相対位置を測定した。その後、このキャリブレーション物体の形状とその投影像から、Tsai の方法 [29] により X 線撮影装置の内部、外

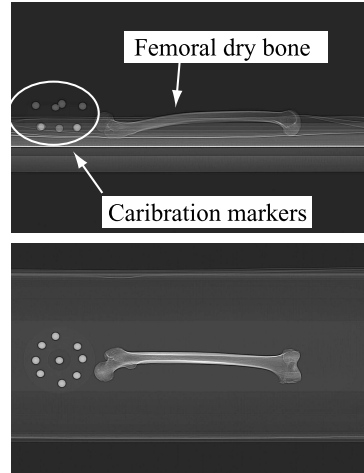


図 11 キャリブレーション物体と乾燥大腿骨の X 線投影像 (Light Speed Plus, GE Yokogawa Medical Systems)
Fig. 11 Radiographs of calibration markers and phantom femur.

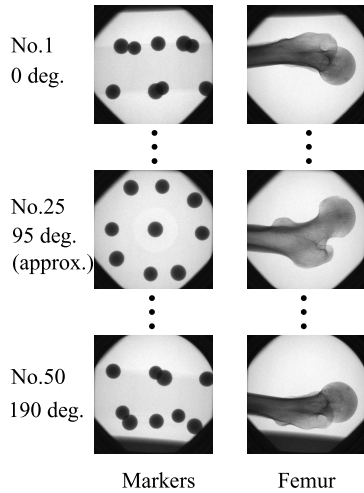


図 12 測定された X 線投影像 (Siremobil ISO-C)
Fig. 12 Measured radiographs.

部パラメータを推定した。なお、CT データはサイズ 512 × 512, 解像度 72 dpi, スライス間隔は 1.25 mm であり、また X 線画像のサイズは 512 × 512, 解像度 95.5 dpi を用いた。

次にキャリブレーション物体の代わりに図 11 右に示すように乾燥大腿骨を置き、同様に周囲 50 箇所から撮影して 50 枚の投影像を得た。またこの乾燥大腿骨を CT 装置により撮影し、正確な三次元形状を測定した。その後、得られた投影画像から 2 枚を選び、提

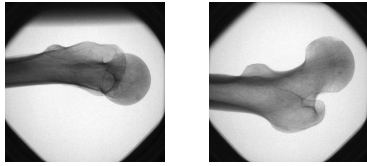


図 13 X 線投影像 (4 番, 24 番)
Fig. 13 Radiographs. (No.4 and No.24)

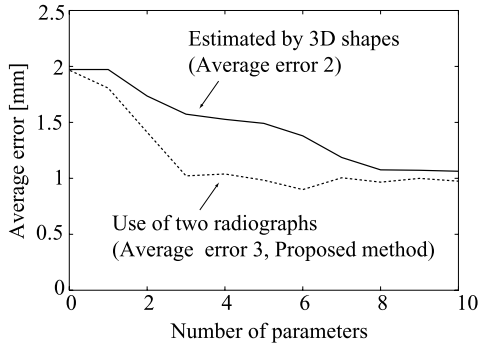


図 14 推定パラメータ数に対する平均誤差の比較
Fig. 14 Estimation errors for numbers of parameters.

表 3 推定パラメータ数に対する平均誤差の比較 [mm]
Table 3 Average of estimation errors for numbers of parameters [mm].

パラメータ数	平均	標準偏差	最大	最小
0	1.798	1.180	5.107	0.006
1	1.806	1.186	5.089	0.002
2	1.412	1.036	4.462	0.000
3	1.022	0.795	3.620	0.004
4	1.039	0.823	3.680	0.001
5	0.983	0.781	3.501	0.001
6	0.899	0.698	3.387	0.001
7	1.005	0.783	3.596	0.000
8	0.966	0.771	3.723	0.000
9	1.000	0.802	3.918	0.001
10	0.975	0.790	3.844	0.002

案した手法で乾燥大腿骨の三次元形状を推定した。それぞれの位置で撮影されたマーカ球と乾燥大腿骨の投影像を図 12 に示す。

図 13 に示すように、使用する二つの X 線投影像として、4 番 (C-Arm への指令値 15.2 度) と 24 番 (同 91.2 度) を用いた場合の、推定するパラメータ数と大腿骨形状の平均誤差の関係を図 14、表 3 に、推定パラメータが 10 の場合の処理過程を図 15 に、推定された形状を図 16 に示す。計算時間は、Level Set Method による輪郭抽出とパラメータ推定を合わせて、約 1 分 (Pentium IV, 3.2 GHz) であった。また使用

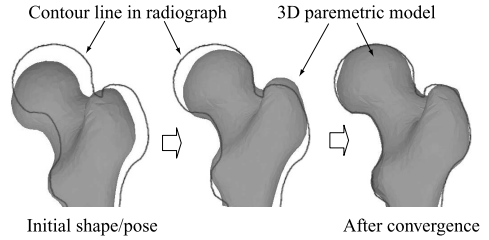


図 15 形状、姿勢推定の様子
Fig. 15 Process of shape and pose estimation.

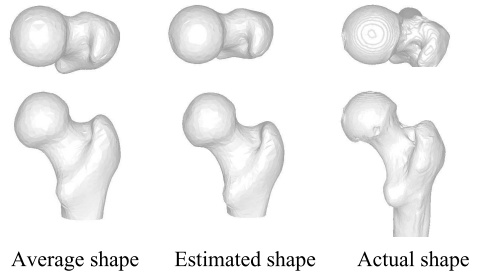


図 16 推定された大腿骨形状
Fig. 16 Estimated shapes of the femur.

		[mm]				
		4	14	24	34	44
No.						
	4		1.109	0.975	0.992	1.550
14				1.132	0.876	1.182
24					1.080	0.924
34						1.182
44						

図 17 様々な角度から撮影した投影像と推定誤差
Fig. 17 Estimation errors for various pairs of radiographs.

する投影像を変えて同様に推定パラメータ数を 10 として実験を行ったときの、推定精度の一覧を図 17 に示す。ただし、表左側の数字は C-Arm への指令値である。これらより、実際の X 線投影像を用いた場合でも、撮影方向を適切に選択すれば、提案手法により平均精度 1.2 mm 以下で形状推定が可能であることが確認できた。

6. む す び

異なる 2 視点から撮影した 2 枚の大腿骨 X 線投影像から、三次元統計的形状モデルを用いて、大腿骨の

三次元形状を推定する手法を提案した。提案した手法は、Fast Marching Method を用いて画像内の大腿骨輪郭線から二次元距離場を構築し、それを用いて三次元統計的形状モデルと二次元大腿骨像の位置合せ、統計的形状モデルの形状パラメータ推定を行うものである。本論文では 51 例のデータから作成した大腿骨統計的形状モデルを用い、CT 画像から得られた 10 人の患者の大腿骨形状に対して、X 線投影像を模した二次元画像を作成して位置姿勢及び形状パラメータの推定を行い、大腿骨の三次元形状を推定した。その結果、推定された形状の実対象形状との平均誤差は 1.1 mm 以下であり、提案手法により 2 枚の異なる方向から得られた大腿骨像を用いるだけで、三次元形状同士の比較と同様の形状推定精度が得られることが確認された。更に乾燥大腿骨の実際の X 線投影像を用いた実験を行い、臨床に近い条件でも平均誤差が 1.2 mm 以下であることを確認した。

今後は提案手法の臨床応用を目指すとともに、正常大腿骨だけでなく、変形性股関節症（臼蓋形成不全）患者の大腿骨についても統計的形状モデルを構築し、提案手法の適用を検討する予定である。更に、骨折整復支援への応用も今後の課題である。

謝辞 この研究の一部は、財団法人福岡県産業・科学技術振興財団産学官共同研究開発事業（育成試験）、及び文科省科研費特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」（課題番号 15070207）の援助を受けている。

文 献

- [1] I. Stamos and P.K. Allen, "Integration of range and image sensing for photorealistic 3d modeling," Proc. 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1435-1440, 2000.
- [2] I. Stamos and P.K. Allen, "Automatic registration of 2-d with 3-d imagery in urban environments," Proc. International Conference on Computer Vision, pp.731-737, 2001.
- [3] L. Liu and I. Stamos, "Automatic 3d to 2d registration for the photorealistic rendering of urban scenes," IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.137-143, 2005.
- [4] R. Kurazume, K. Noshino, Z. Zhang, and K. Ikeuchi, "Simultaneous 2d images and 3d geometric model registration for texture mapping utilizing reflectance attribute," Proc. Fifth Asian Conference on Computer Vision (ACCV), pp.99-106, 2002.
- [5] 倉爪 亮, 西野 恒, M.D. Wheeler, 池内克史, "リフレクタンスエッジと濃淡エッジを用いたテクスチャのアライメント," 信学論 (D-II), vol.J85-D-II, no.6, pp.1038-1046, June 2002.
- [6] M.D. Elstrom and P.W. Smith, "Stereo-based registration of multi-sensor imagery for enhanced visualization of remote environments," Proc. 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1948-1953, 1999.
- [7] K. Umeda, G. Godin, and M. Rioux, "Registration of range and color images using gradient constraints and range intensity images," Proc. 17th International Conference on Pattern Recognition, pp.12-15, 2004.
- [8] 岩下友美, 倉爪 亮, 小西晃造, 中本将彦, 橋爪 誠, 長谷川勉, "二次元距離場を用いた三次元幾何モデルと濃淡画像の高速な位置合わせ," 信学論 (D-II), vol.J88-D-II, no.9, pp.1889-1899, Sept. 2005.
- [9] Q. Delamarre and O. Faugeras, "3d articulated models and multi-view tracking with silhouettes," Proc. International Conference on Computer Vision, vol.2, pp.716-721, 1999.
- [10] K. Matsushita and T. Kaneko, "Efficient and handy texture mapping on 3d surfaces," Comput. Graphics Forum 18, pp.349-358, 1999.
- [11] P.J. Neugebauer and K. Klein, "Texturing 3d models of real world objects from multiple unregistered photographic views," Computer Graphics Forum 18, pp.245-256, 1999.
- [12] C.V. Stewart, C.L. Tsai, and A. Perera, "A view-based approach to registration: Theory and application to vascular image registration," International Conference on Information Processing in Medical Imaging (IPMI), pp.475-486, 2003.
- [13] C.V. Stewart, C.L. Tsai, and A. Perera, "Rigid and affine registration of smooth surfaces using differential properties," Proc. Third European Conference on Computer Vision (ECCV'94), pp.397-406, 1994.
- [14] A. Guezic, X. Pennec, and N. Ayache, "Medical image registration using geometric hashing," IEEE Computational Science and Engineering, special issue on Geometric Hashing, vol.4, no.4, pp.29-41, 1997.
- [15] E. Bardinet, L.D. Cohen, and N. Ayache, "A parametric deformable model to fit unstructured 3d data," Computer Vision and Image Understanding, vol.71, no.1, pp.39-54, 1998.
- [16] P.R. Andresen and M. Nielsen, "Non-rigid registration by geometry constrained diffusion," Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99), pp.533-543, 1999.
- [17] T. Masuda, Y. Hirota, K. Ikeuchi, and K. Nishino, "Simultaneous determination of registration and deformation parameters among 3d range images," Proc. Fifth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling, pp.369-376, 2005.
- [18] C.S.K. Chan, D.C. Barratt, P.J. Edwards, G.P. Penney, M. Slomczykowski, T.J. Charter, and D.J. Hawkes, "Cadaver validation of the use of ultrasound for 3d model instantiation of bony anatomy in image

guided orthopaedic surgery,” Lecture Notes in Computer Science, 3217 (Proc. 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Part II (MICCAI 2004), St-Malo, France), pp.397-404, 2004.

- [19] 岡田俊之, 佐藤嘉伸, 小山 毅, 菅野伸彦, 吉川秀樹, 越智隆弘, 田村進一, “3次元CT画像を用いた解剖学的特徴に基づく統計骨形状モデルの構築,” 第24回日本医用画像工学会大会 (JAMI2005), IIA34, 2005.
- [20] T.F. Cootes, C.J. Cooper, C.J. Taylor, and J. Graham, “Active shape models — their training and application,” Computer Vision and Image Understanding, vol.61, no.1, pp.38-59, 1995.
- [21] J. Sethian, Level Set Methods and Fast Marching Methods, second edition, Cambridge University Press, UK, 1999.
- [22] J. Sethian, “A fast marching level set method for monotonically advancing fronts,” Proc. National Academy of Science, vol.93, pp.1591-1595, 1996.
- [23] G.P. Penney, J. Weese, J.A. Little, P. Desmedt, D.L. Hill, and D.J. Hawkes, “A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration,” IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.4, pp.586-595, 1998.
- [24] G.P. Penney, P.G. Batchelor, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, “Validation of two- to three-dimensional registration algorithm for aligning preoperative ct images and intraoperative fluoroscopy images,” Medical Physics, vol.28, pp.1024-1032, 2001.
- [25] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells, “2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators,” Proc. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.696-703, 2001.
- [26] L.M.G. Brown and T.E. Boulton, “Registration of planar film radiographs with computed tomography,” Proc. IEEE MMBIA 1996, pp.42-51, 1996.
- [27] L. Lemieux, R. Jagoe, D.R. Fish, N.D. Kitchen, and D.G.T. Thomas, “A patient-to-computed-tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs,” Medical Physics, vol.21, no.11, pp.1749-1760, 1994.
- [28] J. Weese, G.P. Penney, P. Desmedt, T.M. Buzug, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, “Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery,” IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol.1, no.4, pp.284-293, 1997.
- [29] R.Y. Tsai, “An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision,” Proc. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.364-374, 1986.

(平成 18 年 6 月 30 日受付, 9 月 19 日再受付)



倉爪 亮 (正員)

1991年東京工業大学大学院機械物理工学専攻修士課程了。同年(株)富士通研究所入社, 1995年東京工業大学機械宇宙学科助手, 2000年スタンフォード大学客員研究員, 同年東京大学生産技術研究所博士研究員, 2002年九州大学システム情報科学研究助教授, 現在に至る。群ロボット, 歩行機械, レーザ計測の研究に従事。博士(工学)



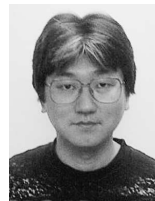
中村かほり (学生員)

2006年九大・電気情報工卒。現在, 同大学院システム情報科学府在学中。医用画像処理の研究に従事。



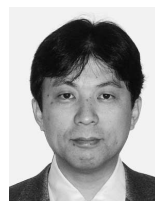
岡田 俊之

2005年大阪大学大学院情報科学研究科コンピュータサイエンス専攻修士課程了。現在, 同博士後期課程在学中。医用画像処理の研究に従事。



佐藤 嘉伸 (正員)

昭57年阪大・基礎工・情報卒。昭63年同大学院博士課程了。工博。昭63~平4年NTTヒューマンインタフェース研究所勤務。平4年阪大・医・機能画像診断学(現在, 画像解析学)教室・助手。現在, 同助教授。この間, 平8~9年米国ハーバード大・医・Brigham and Women's 病院・Surgical Planning Laboratory 客員研究員。医用画像解析, 手術支援システムの研究に従事。



菅野 伸彦

1985年阪大・医卒。1994年同大学院医学系研究科了。1994年より阪大・医・助手。現在, 同・講師。この間1995~1997年米国Baylor College of Medicine Assistant Professor。医博。関節外科, 人工関節, コンピュータ支援手術の研究に従事。日本整形外科学会, 日本リハビリテーション学会, 日本リウマチ学会各会員。Journal of Arthroplasty Editorial Board。



小山 毅

1997 阪大・医卒．2006 同大大学院医学系研究科博士課程了．現在，豊中渡辺病院勤務．医師．医博．コンピュータ支援整形外科手術の研究に従事．International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery，日本コンピュータ外科学会，日本整形外科学会，日本リハビリテーション学会各会員．



岩下 友美（学生員）

2004 九州大学大学院システム情報科学府知能システム学専攻修士課程了．現在，同博士後期課程在学中．日本学術振興会特別研究員．コンピュータビジョンの研究に従事．日本ロボット学会，IEEE 各学生会員．



長谷川 勉（正員）

1973 東京工業大学電子物理工学科卒．同年電子技術総合研究所勤務．1992 より九州大学工学部情報工学科教授．現在，同大大学院システム情報科学研究院教授．知能ロボットの研究に従事．工博．計測自動制御学会，電気学会，日本機械学会等会員．