

## 2 視点からの実 X 線投影像と統計的形状モデルを用いた 大腿骨形状の 3 次元復元実験

中村かほり<sup>†</sup> 倉爪亮<sup>†</sup> 岩下友美<sup>†</sup> 岡田俊之<sup>††</sup> 佐藤嘉伸<sup>††</sup>

菅野伸彦<sup>††</sup> 長谷川勉<sup>†</sup>

<sup>†</sup>九州大学

〒 819-0395 福岡県福岡市西区元岡 744 番地

<sup>††</sup>大阪大学

〒 565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2

E-mail: [†nakamura@irvs.is.kyushu-u.ac.jp](mailto:†nakamura@irvs.is.kyushu-u.ac.jp)

あらまし X 線 CT や MRI 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、現在多くの医療現場で用いられている。しかし高い精度が得られる X 線 CT は、一方で従来の X 線レントゲン撮影と比較して装置が大型かつ高価であり、また撮影に時間がかかるので緊急性を要する骨折などでは利用しづらいなどの問題がある。そこで、我々はこれまでに、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、特に人工関節手術や骨折治療においてニーズの高い股関節の 3 次元形状を復元する手法を提案した。本手法は、まず、多数の大腿骨サンプルから、主成分分析の手法により 3 次元統計的形状モデルを構築し、次に実際の患者の 2 視点から撮影した 2 枚の X 線投影像に対し、股関節輪郭線からの 2 次元距離場を用いて大腿骨の X 線投影像と 3 次元統計的形状モデルの位置合わせ、および形状パラメータ推定を行うものである。前報では、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 2 次元画像を作成して位置姿勢および形状パラメータの推定を行った。そこで本報告では、前報から新たに 4 例の患者に対する実 X 線投影像から形状パラメータの推定実験を行い、臨床応用と同条件での形状推定精度を検証した結果を報告する。

キーワード アラインメント, X 線投影像, 大腿骨, 統計的形状モデル, 実 X 線投影像

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

Kahori NAKAMURA<sup>†</sup>, Ryo KURAZUME<sup>†</sup>, Yumi IWASHITA<sup>†</sup>, Toshiyuki OKADA<sup>††</sup>, Yoshinobu SATO<sup>††</sup>, Nobuhiko SUGANO<sup>††</sup>, and Tsutomu HASEGAWA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Kyushu University

Motooka 744, Nishi-ku, Fukuoka, 819-0395, JAPAN

<sup>††</sup> Osaka University

Yamadaoka 2-2, Suita, 565-0781, JAPAN

E-mail: [†nakamura@irvs.is.kyushu-u.ac.jp](mailto:†nakamura@irvs.is.kyushu-u.ac.jp)

**Abstract** In medical diagnostic imaging, an X-ray CT scanner or a MRI system have been widely used to examine 3D shapes or internal structures of living organisms or bones. However, these apparatuses are generally very expensive and of large size. A prior arrangement is also required before an examination, and thus, it is not suitable for an urgent fracture diagnosis in emergency treatment. In the previous paper, we have proposed a method to estimate a patient-specific 3D shape of a femur from only two fluoroscopic images using a parametric femoral model, and showed the experimental results using simulated X-ray images. This paper introduces experiments using two radiographs of living bodies in a clinical setting. Experimental results show that obtained accuracy for shape estimation of four patients' femurs is 0.8 to 1.1. MIRU2007 / Proceedings

**Key words** Registration, Radioscopy, Femur, Parametric model, Clinical setting

# 1. はじめに

本論文では、前報 [23] で提案した、2 視点からの 2 次元 X 線投影像と統計的形狀モデルを用いた大腿骨の 3 次元形状復元手法に対し、臨床応用と同条件で撮影した実 X 線投影像を用いた精度検証実験の結果を報告する。

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、現在多くの医療現場で用いられている。しかし高い精度が得られる X 線 CT は、一方で従来の X 線レントゲン撮影と比較して被爆量が大きい、装置が大型かつ高価である、また、事前に準備が必要なため緊急性を要する骨折などでは利用しづらい、などの問題がある。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 3 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 3 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 3 次元形状復元に対するニーズが大きい。

一方、2 次元の X 線投影像からの 3 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、それがモデル化できれば、少数の X 線投影像からの 3 次元復元が可能となる。さらに実際の問題として、形状復元のためには X 線投影像内で対象部位のみを抽出し、その位置姿勢を特定する必要がある。

そこで、我々はこれまでに、大腿骨の 3 次元復元問題に着目し、多くの骨形状データから作成した大腿骨統計的形狀モデルを用い、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、3 次元形状を推定する手法を提案した。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 2 次元距離場を構築し、それを用いて 3 次元統計的形狀モデルと 2 次元大腿骨像の位置合わせ、統計的形狀モデルの形状パラメータ推定を行うものである。前報では、51 例のデータから作成した大腿骨統計的形狀モデルを用い、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 2 次元画像を作成して位置姿勢およ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した。そこで、本論文では、4 人の患者に対して、臨床応用と同条件で X 線投影像を撮影して形状パラメータの推定を行い、形状推定精度を検証した結果を示す。

## 2. 2 次元 X 線投影像と統計的形狀モデルを用いた大腿骨の 3 次元形状復元

本章では、前報 [23] で提案した、大腿骨の 3 次元形状復元手法を概説する。

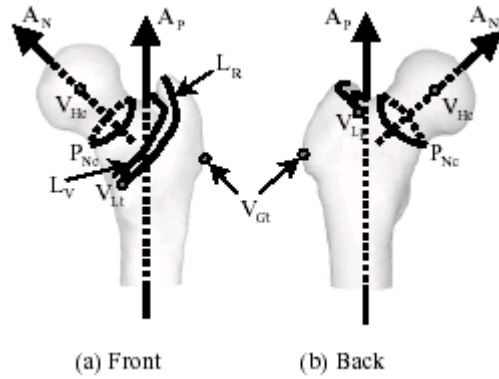


図 1 大腿骨の解剖学的特徴

	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

表 1 大腿骨の解剖学的特徴

### 2.1 3 次元統計的形狀モデルの構築

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 3 次元形状から、図 1、表 1 の解剖学的特徴を考慮した統計的手法により、一般的な骨形状を、ある 1 つの平均形状と数個の形状パラメータからなる 3 次元統計的形狀モデル [20] で記述するものである。本手法による大腿骨の 3 次元統計的形狀モデルの生成手順の概略を以下に示す。詳細については [19] を参照されたい。

まず、X 線 CT により 51 人の大腿骨の 3 次元形状を取得する。次に、51 人の大腿骨の 3 次元形状に対し、解剖学的特徴を考慮して、各大腿骨で同じ特徴点に同一の番号がつくように、番号付けを行う。そして、51 人の大腿骨形状モデルに対し、同一の番号がつけられた表面形状データ点の 3 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。最後に、変位量を主成分分析し、上位 53 個の主成分と固有ベクトルを抽出する。これより、それぞれの大腿骨の 3 次元形状は、位置姿勢およびスケールを正規化した平均形状モデルと、主成分と固有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 (パラメータ 1, パラメータ 2, ...) により、以下の式 (1) で表される。

$$x' = x + (\text{パラメータ 1} * \text{標準偏差 1} * \text{第 1 主成分ベクトル}) + (\text{パラメータ 2} * \text{標準偏差 2} * \text{第 2 主成分ベクトル}) + \dots \quad (1)$$

これより、一般的な大腿骨の 3 次元統計的形狀モデルは、

- 平均形状モデルと主成分, および主成分ベクトル
- 複数個 (最大 50 個) の形状パラメータ

の組み合わせで記述できる.

## 2.2 2枚の X 線投影像から的大腿骨 3次元形状の復元

本章では, まず初めに任意の位置, 方向から撮影された X 線投影像内の 2次元大腿骨像と 3次元統計的形状モデルの位置合わせ手法について説明し, 次に 2枚の 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 2次元距離場を利用し, 2次元画像-3次元モデルの位置合わせ, およ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 2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. また, 2次元距離場も, Fast Marching Method により非常に高速に構築可能である [8].

ここで, 位置合わせと形状パラメータの推定を同時に行う場合, 視点からの奥行きと 3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 3次元統計的形状モデルは, 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 3角パッチにより記述されているとする.

### 2.2.1 2次元大腿骨像と 3次元統計的形状モデルの位置合わせ

2次元距離場を利用した X 線投影像内の 2次元大腿骨像と 3次元統計的形状モデルの位置合わせ手順を以下に示す.

step 0. 図 2 のように, 撮影した X 線投影像から, 大腿骨部を抽出する.

step 1. 動的輪郭モデル (Snakes や Level Set Method [21]) を用い, step1 で得られた大腿骨部の 2次元画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 2次元画像の輪郭線からの 2次元距離場を構築する. 図 3(a) 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 3次元統計的形状モデルを適当な初期位置に配置し, 2次元画像上に投影する.

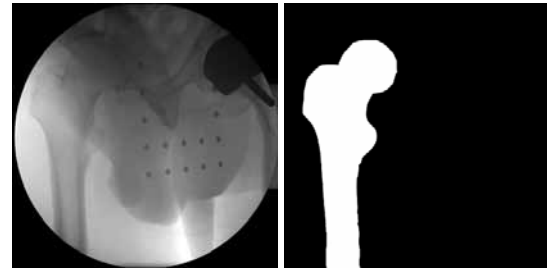
step4. 2次元画像上に投影された 3次元統計的形状モデルに対し, そのシルエット画像の輪郭線を求め, 輪郭線に対応する 3角パッチを求める.

step 5(a). 得られた輪郭線上の 3角パッチに対し, 距離場に応じて計算される力を加える (図 3(b)).

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 3角パッチに対して, 加えられた力の和と 3次元統計的形状モデル重心回りのモーメントを求める (図 4).

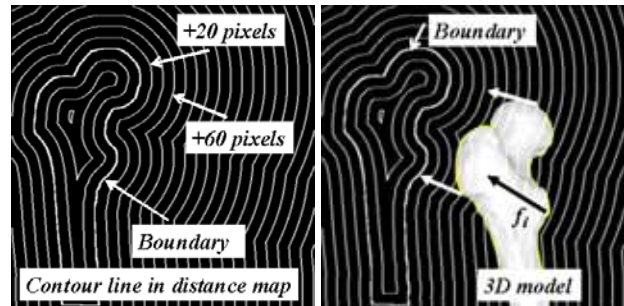
step 7(a). 異なる視点から得られた複数の画像に対して Step 3 から Step 6(a) を行い, 力, モーメントの総和を求める. また得られた力, モーメントの総和に応じて, 3次元統計的形状モデルの位置姿勢を更新する.

step 8(a). Step 3 から Step 7(a) を力, モーメントの総和が



(a) 実 X 線投影像 (b) 大腿骨部の抽出

図 2 実 X 線投影像と大腿骨部抽出



(a) 大腿骨画像に対する距離場 (b) 輪郭線上の全ての 3角パッチへ力  $f$  を適用

図 3 大腿骨画像に対する 2次元距離場

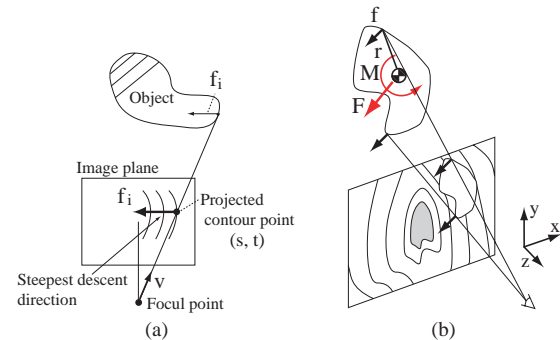


図 4 重心周りの力とモーメント

十分小さくなるまで繰り返す.

### 2.2.2 形状パラメータの推定

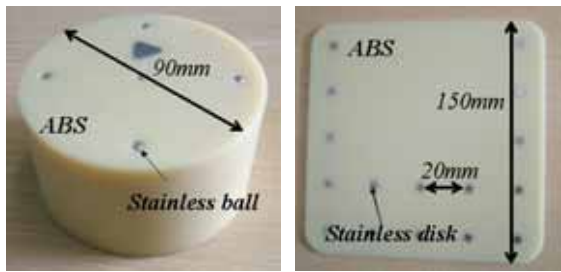
次に 3次元統計的形状モデルに対する形状パラメータの推定法を示す. 本手法においても, 前項で構築した X 線投影像内の大腿骨像輪郭線の 2次元距離場を用いる.

具体的には, 前項の step4 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 3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, 共役勾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, 3次元統計的形状モデルを更新する.



(a) 立体マーカ (b) 平面マーカ

図 5 用いたマーカ

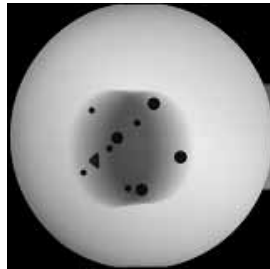


図 6 撮影された立体マーカの X 線投影像

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。

なお、3次元モデルの位置、姿勢、および形状パラメータを共役勾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ほう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。

### 3. 2枚の画像を用いた大腿骨形状の推定実験

前報では、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 2 次元画像を作成して形状パラメータ推定実験を行い、提案手法の基本性能を確認した。その結果、推定された形状と実対象形状との平均誤差は最大で 1.1mm 以下であり、これは、3 次元形状どうしの比較により推定したときの誤差と同程度であることが示されている。ただし、平均誤差は、推定形状の表面形状データ点と実対象形状の 3 角パッチ表面までの最短距離の平均値としている。

今回、4 人の患者 (case1~4) に対して、臨床応用と同条件で X 線投影像を撮影し、パラメータ推定実験を行った。X 線投影像の撮影には、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。

#### 3.1 カメラキャリブレーション

まず、実験に先立ち、X 線撮影装置の内部、外部パラメータを測定した。それぞれのキャリブレーションでは、図 5(a) の立体マーカ、図 5(b) の平面マーカの 2 種類のマーカを使用した。マーカの材質は、予備実験により最も高い X 線透過率を示した

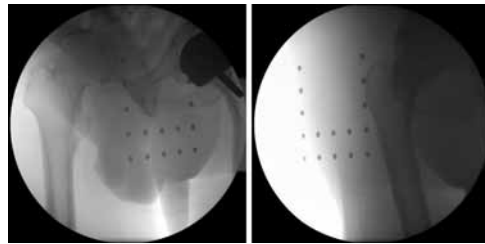


図 7 X 線投影像

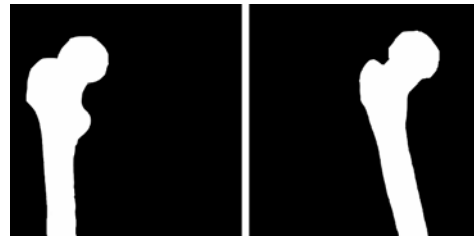


図 8 抽出した大腿骨部

ABS を用い、その中に、立体マーカにはステンレス製の小球 9 個を、また平面マーカには円盤 16 枚を埋め込んだ。これらのマーカを用いて、以下の手順で X 線撮影装置のキャリブレーションを行った。

step 1. 立体マーカを CT 装置により撮影し、ステンレス球の正確な相対位置を測定した。

step 2. step1 で取得したステンレス球の位置とその投影像 (図 6) から、Tsai の方法により X 線撮影装置の内部パラメータを推定した。

step 3. 患者の臀部下に平面マーカをおき、図 7 のように、2 方向から X 線撮影を行った。

step 4. step2 で推定した内部パラメータを用いて、step3 で用いた 2 枚の X 線投影像中の平面マーカの投影像 (図 7) から、Tsai の方法により外部パラメータを推定した。

#### 3.2 実験手順

次に得られた X 線投影像の内部、外部パラメータを用いて、各患者の大腿骨の 3 次元形状の推定実験を行った。

具体的には、まず、図 7 の X 線投影像から図 8 のように大腿骨部を抽出し、次に推定する形状パラメータを主成分の上位から 0~10 個用い、図 8 の 2 枚の画像から提案手法により画像上での位置姿勢、形状パラメータを推定した。

#### 3.3 実験結果

4 例の生体の 3 次元形状は、事前の CT 撮影により、取得している。そこで、以上の手順で推定された形状と実際の形状の誤差を、推定形状の表面形状データ点と実対象形状の 3 角パッチ表面までの最短距離の平均値として求めた結果を図 9 に示す。さらに、このときの標準偏差を図 10 に示す。ただし、横軸 0 は位置姿勢のみ推定した場合の誤差である。

これより、生体を用いた場合でも、推定された形状と実対象形状との平均誤差は、0.8~1.1mm 程度であることがわかった。一例として、case4 に対し、平均形状と実対象形状、および推定された形状を図 11 に示す。さらに、各点の平均誤差の分布を図 12 に示す。ただし、誤差 0mm の時を黒とし、各点に誤差

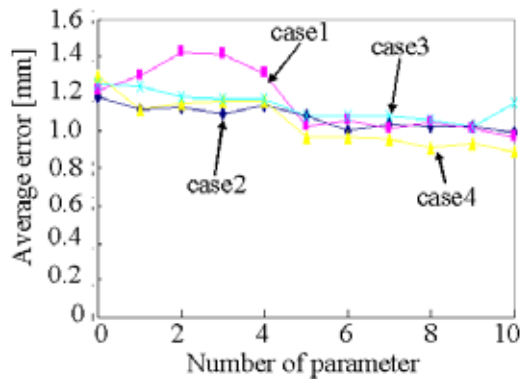


図9 推定パラメータ数に対する平均誤差の変化

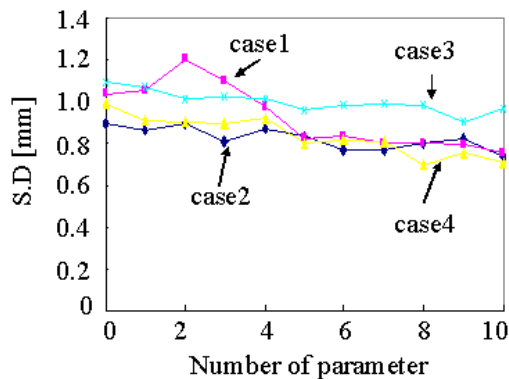


図10 推定パラメータ数に対する標準偏差の変化



図11 パラメータ推定に用いた大腿骨モデル

の値に比例した明度値を与えて表示したものである。また、 $P$ は推定したパラメータ数である。これより、主に、骨頭領域、小転子領域の誤差の減少が確認された。

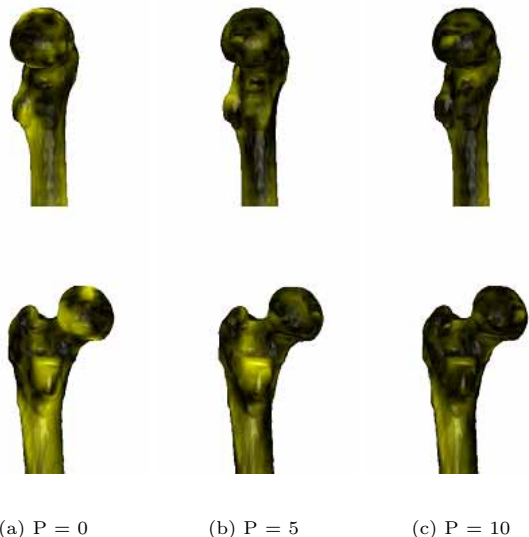


図12 誤差の分布

#### 4. ま と め

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、3次元統計的形狀モデルを用いて、大腿骨の3次元形狀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2次元距離場を構築し、それを用いて3次元統計的形狀モデルと2次元大腿骨像の位置合わせ、統計的形狀モデルの形狀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狀モデルを用い、4例の生体を撮影して取得した実 X 線投影像から、位置姿勢および形狀パラメータの推定を行い、大腿骨の3次元形狀を推定した。その結果、推定された形狀の実対象形狀との平均誤差は0.8~1.1mm程度であり、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、3次元形狀どうしの比較と同様の形狀推定精度が得られることが確認された。現在、本手法を元に、(株)AZEの医療用データベースソフト VirtualPlace のプラグインを開発中である。

#### 文 献

- [1] I. Stamos and P. K. Allen. Integration of range and image sensing for photorealistic 3d modeling. In *Proc. of the 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. In *Proc. of the 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. In *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 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. In *Proc. of Fifth Asian Conference on Computer Vision (ACCV)*, pp. 99-106, 2002.
- [5] 倉爪, 西野, M. D. Wheeler, 池内. 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ンメント. 電子情報通信学

- 会論文誌 D-II, Vol. J85-D-II, No. 6, pp. 1038–1046, 2002.
- [6] M. D. Elstrom and P. W. Smith. Stereo-based registration of multi-sensor imagery for enhanced visualization of remote environments. In *Proc. of the 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. In *Proc. of 17th International Conference on Pattern Recognition*, pp. 12–15, 2004.
- [8] 岩下, 倉爪, 小西, 中本, 橋爪, 長谷川. 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. 電子情報通信学会論文誌信学論 (D-II), Vol. J88-D-II, No. 9, pp. 1889–1899, 2005.
- [9] Q. Delamarre and O. Faugeras. 3d articulated models and multi-view tracking with silhouettes. In *Proc. of the 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. In *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. In *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. In *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. of Third European Conference on Computer Vision (ECCV '94)*, pp. 397–406, 1994.
- [14] A. Gueziec, 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] Eric Bardinet, Laurent D. Cohen, and Nicholas 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. In *Fifth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, pp. 369–376, 2005.
- [18] CSK Chan, DC Barratt, PJ Edwards, GP Penney, M Slomczykowski, TJ Charter, and DJ Hawkes. Cadaver validation of the use of ultrasound for 3d model instantiation of bony anatomy in image guided orthopaedic surgery. In *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, 佐藤, 小山, 菅野, 吉川, 越智, 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] TF Cootes TF, CJ Cooper, CJ 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. In *Proceedings of the National Academy of Science*, Vol. 93, pp. 1591–1595, 1996.
- [23] 中村, 倉爪, 岡田, 佐藤, 菅野, 長谷川. 3次元パラメトリックモデルと複数 X 線投影像を用いた股関節の形状復元. 第9回画像の認識・理解シンポジウム (MIRU2006), OS2B-3, 2006.