

パーティクルフィルタを用いた 2次元DR画像からの人工膝関節の 3次元位置姿勢推定法

中島祐介[†] 小橋昌司^{†,††} 津森洋平^{†,††}
柴沼均^{†,†††} 今村史明^{†,†††} 倉本圭^{†,††}
今脇節朗^{†,††††} 吉矢晋一^{†,††} 畑豊^{†,††}

人工膝関節置換術後の生体内の人工膝関節の3次元位置姿勢の推定には、X線透視画像を用いたイメージマッチングによる手法が提案されてきた。しかし、従来手法では大腿骨・脛骨コンポーネント間の位置関係を深く考慮していなかった。本研究ではパーティクルフィルタを用いた人工膝関節の3次元位置姿勢推定法を提案する。本手法は人工膝関節の位置関係に関する事前知識をファジィメンバーシップ関数として定義する。実験の結果、大腿骨、脛骨コンポーネント間の位置関係を考慮した位置姿勢の推定が可能となった。

3-D Pose Estimation of Implanted Knee Joint with Particle Filter using 2-D DR Images

Yusuke Nakajima[†] Syoji Kobashi^{†,††} Yohei Tsumori^{†,††}
Nao Shibamura^{†,†††} Fumiaki Imamura^{†,††}
Kei Kuramoto^{†,††} Seturo Imawaki^{†,††††}
Shinichi Yoshiya^{†,††} and Yutaka Hata^{†,††}

For estimating 3-D pose position of implanted knee joint *in vivo* after total knee arthroplasty, some studies proposed 2-D/3-D image registration using X-ray fluoroscopy images. However, these conventional method are not considered relationship between the femoral and the tibial component. This paper proposes a method for estimating 3-D pose position of implanted knee based on particle filter. A priori knowledge on the relationship of implanted knee joint are utilized by using fuzzy membership functions. The experimental results for a patient and computer synthesized DR images showed that the proposed method adequately estimate 3-D pose position of the implanted knee joint with a priori knowledge on the relational position between the components.

1. はじめに

現在の整形外科の研究分野において、人工膝関節置換術 (Total Knee Arthroplasty: TKA) 後の人工膝関節の動態解析が注目されている。TKAは損傷した膝関節を人工膝関節に置換する手術である。人工膝関節は主に、大腿骨コンポーネント、脛骨コンポーネント及び脛骨インサートで構成されており、手術後の膝関節の動作の診断や人工膝関節の設計のために、生体内における人工膝関節の3次元動態を調査することは重要な問題となっている。

これまでの人工膝関節の3次元動態の解析手法として、X線画像や Digital Radiography (DR) 画像を用いた2次元/3次元のイメージマッチング法による手法が多く提案されている[1][2][3][4]。これらの手法は、人工膝関節の3次元形状モデルを投影した2次元画像と2次元の膝関節の撮像画像との類似度を評価する。人工膝関節の3次元位置姿勢は6自由度の位置姿勢パラメータで表現され、焼き鈍し法 (Simulated Annealing: SA) [5]などの手法を用いて探索する。探索された位置姿勢から Groodらが定義する膝関節の座標系に基づき、屈曲/進展、内旋/外旋および、内反/外反の人工膝関節の運動角度を算出する[6]。

従来解析手法の問題点として、パラメータの探索法がある。SA法などの探索法では6次元の探索空間中に多数存在する局所解に陥り、最適解の探索が困難である[7]。また、これらの探索法を用いた解析手法では、解析結果が探索初期値に大きく依存する。そのため、より最適な探索初期値を推定することが非常に重要になる。これらの問題を解決するため、パーティクルフィルタを2次元/3次元のイメージマッチングに用いる。パーティクルフィルタはモンテカルロ法に基づく推定法であり、パーティクルと呼ばれる複数のサンプルを用いて、状態モデルを近似する[8]。この場合では6自由度の位置姿勢パラメータをパーティクルとする。

他の問題として、従来解析手法では大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの位置関係を考慮していなかった。従来手法は大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの位置姿勢の探索を独立して行っており、その結果、我々が知る人工膝関節の位置関係から大きく外れた探索結果を示していた。

[†] 兵庫県立大学大学院 工学研究科

Graduate School of Engineering, University of Hyogo.

^{††} 大阪大学 免疫学フロンティア研究センター

WPI Immunology Frontier Research Center, Osaka University.

^{†††} 兵庫医科大学

Hyogo College of Medicine.

^{††††} 神戸海星病院

Kobe Kaisei Hospital.

^{†††††} 石川病院

Ishikawa Hospital.

本論文では、2次元/3次元のイメージマッチングを用いた生体内における人工膝関節の3次元位置推定法を提案する。提案手法は2次元のDR画像と人工膝関節の3次元形状モデルを用い、パーティクルフィルタを適用し、ファジー論理に基づき、人工膝関節の位置関係に関する事前知識を導く。また、提案手法を被験者DR画像およびコンピュータで作成したシミュレーション画像に提案する。

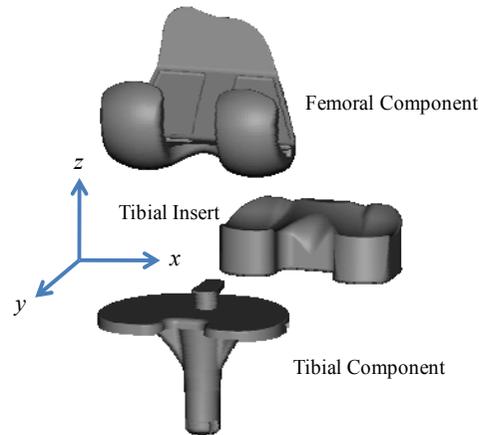


図1 人工膝関節の3-Dモデル

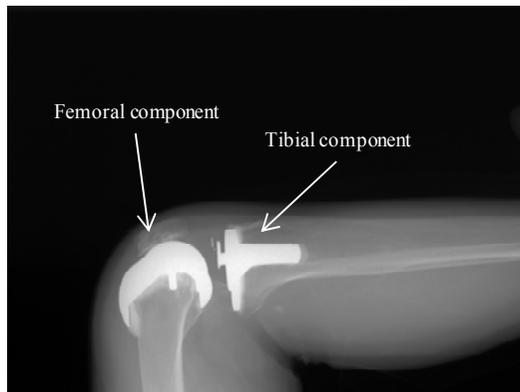


図2 DR画像の例

2. 準備

人工膝関節は図1に示すように、主に大腿骨コンポーネント、脛骨コンポーネントおよび脛骨インサートの3種によって構成される。大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントはそれぞれ大腿骨、脛骨に埋め込まれ、2つのコンポーネントの間に関節軟骨の代替として脛骨インサートが挿入される。大腿骨・脛骨の各コンポーネントは金属製であり、X線透過率が低い。また、脛骨インサートはX線透過率が高いポリエチレンで製作されている。人工膝関節の3次元形状モデルはStereolithography(STL)フォーマットで扱う。

また、本研究では人工膝関節を撮影した2次元DR画像を使用する。画像サイズは1024×768画素、撮像範囲は400mm×300mmである。X線光源は画像中心軸上にあり、撮像面と光源の距離は既知で1200mmである。図2にDR画像の例を示す。同図の様に大腿骨コンポーネント、脛骨コンポーネントは周囲の生体部よりも低い輝度値を示している。

3. 提案手法

3.1 概要

2次元/3次元のイメージマッチングの問題は高次元の探索空間での局所解の発生である。また、ほとんどの従来法では、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの位置姿勢の推定を独立に行っていたため、各コンポーネントの位置関係が考慮されていなかった。そこで本研究では、2次元DR画像と3次元形状モデルとのイメージマッチングにパーティクルフィルタを導入する。

パーティクルフィルタは時系列での状態を推定する方法の一つである[9]。この方法は連続した確率分布をパーティクルの集合によって近似する。各パーティクルは重みを持っており、重みは尤度関数により算出される。パーティクルフィルタの処理は粒子の生成、尤度計算、リサンプリングの3つのステップで構成される。前準備として、パーティクルを目標とする分布の周辺に生成する。このとき、各パーティクルの持つ重みは一律である。初めの処理として、各パーティクルのパラメータが状態ベクトルに基づいて予測する。次に、各パーティクルについて、尤度関数を用いて重みを計算する。尤度関数の値が高いとき、パーティクルの重みは大きくなる。最後に、重み付けされたパーティクルを重みの分布に基づき、リサンプリングする。リサンプリングされたパーティクルは重みの大きい領域にあるパーティクルが多くサンプリングされ、重みの小さいパーティクルは除外される。

本研究では、6自由度の位置姿勢パラメータをパーティクルとして表現する。人工膝関節の3次元位置姿勢は以下のパラメータで表される。

$$\mathbf{P} = [t_x, t_y, t_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T, \quad (1)$$

ここで、 t_x, t_y, t_z は平行移動パラメータ、 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ は各軸周りの回転パラメータである。また、尤度関数は2次元DR画像と位置姿勢パラメータで表された3次元形状モデルの2次元投影画像との類似度で評価される。これに加え、事前知識より得られた大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの位置関係を尤度関数として評価する。事前知識はファジィメンバーシップ関数で表現される。

図3に提案手法の流れを示す。我々の経験より大腿骨コンポーネントの位置姿勢の推定は用意であるため、提案手法では大腿骨コンポーネントの位置姿勢の推定は従来の推定法を用いる。そして、脛骨コンポーネントの位置姿勢をパーティクルフィルタにより推定する。初めの段階として、脛骨コンポーネントの初期値を手動で決定する。その後はパーティクルフィルタの手順に従う。それぞれの手順については後述する。

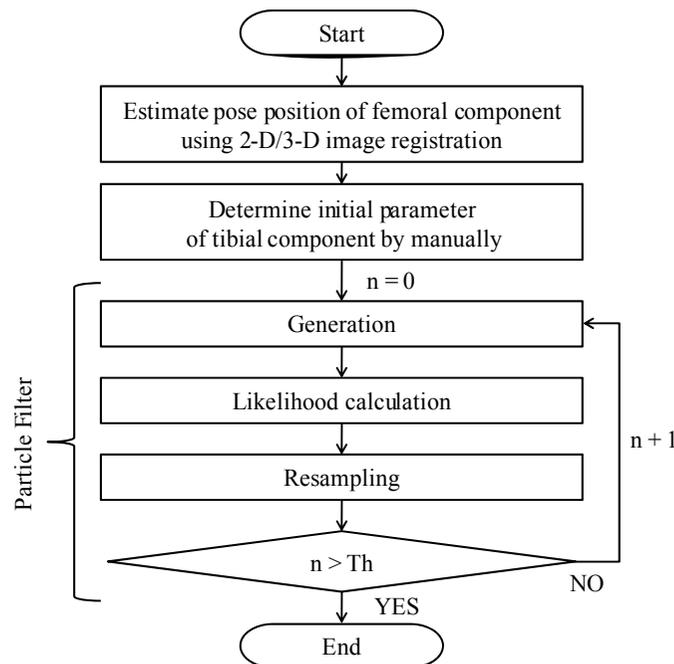


図3 提案手法の流れ

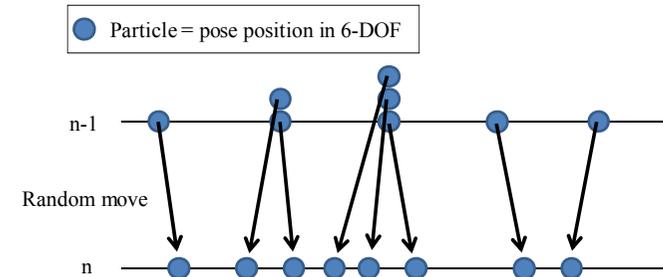


図4 パーティクルの生成

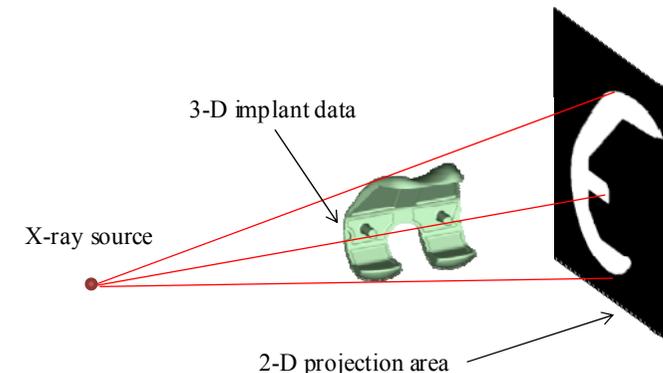


図5 DR画像の仮想投影

3.2 パーティクルの生成

パーティクルを現在の位置からランダムに移動する。パーティクルのランダム移動は最大移動・回転範囲、 $\delta_{\max}, \theta_{\max}$ 内の位置姿勢パラメータの移動と回転であり、移動の分布は一定である。最大移動・回転範囲は繰り返し毎に一定の割合で減少する。また、各パーティクルにおいて、ローカルサーチ法を用いて、最適化する。パーティクルの生成の例を図4に示す。前ステップでリサンプリングされたパーティクルが一樣乱数に基づきランダムで移動する。

3.3 尤度計算

尤度は各パーティクルで尤度関数から算出される。尤度関数は2次元/3次元のイメージマッチングから求める画像尤度と、大腿骨、脛骨コンポーネント間の位置関係

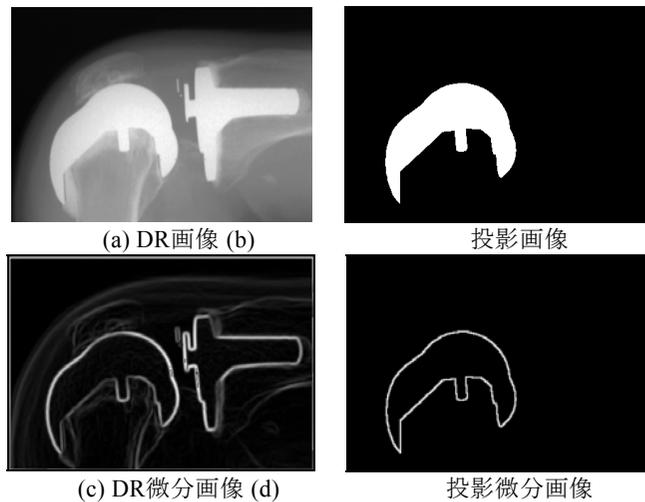


図 6 画像尤度の算出

から求められる尤度の2つで定義される。提案手法は、これら2つの条件を評価することで2次元DR画像上の3次元形状モデルの位置姿勢パラメータを求め、脛骨コンポーネントの位置姿勢を最適化する。

計算機内に仮定のDR装置を設定し、図5のように、パーティクルの位置姿勢パラメータを用いて脛骨コンポーネントの3次元形状モデルの投影画像を作成する。2次元DR画像と投影画像を図6(a), (b)に示す。2つの画像尤度は以下の式により求められる。

$$S = \omega S_I + (1 - \omega) S_D, \quad (2)$$

$$S_I = \frac{\sum G(x,y)H(x,y) - \sum G(x,y)\sum H(x,y)/p}{\sqrt{\sum G(x,y)^2 - (\sum G(x,y))^2/p} \sqrt{\sum H(x,y)^2 - (\sum H(x,y))^2/p}} \quad (3)$$

$$S_D = \frac{\sum J(x,y)K(x,y) - \sum J(x,y)\sum K(x,y)/p}{\sqrt{\sum J(x,y)^2 - (\sum J(x,y))^2/p} \sqrt{\sum K(x,y)^2 - (\sum K(x,y))^2/p}} \quad (4)$$

ここで、 S は2つの画像間の類似度であり、 ω は重み係数である。また $G(x,y)$, $H(x,y)$ はそれぞれDR画像(図6(a))と投影画像(図6(b))の画素値である。また $J(x,y)$, $K(x,y)$ はそれぞれDR画像と投影画像の微分値(図6(c), (d))である。類似度は-1から1の数値で表され、投影画像がDR画像に類似していれば値が高い。

我々のこれまでの経験から、大腿骨、脛骨コンポーネント間の適切な位置関係が

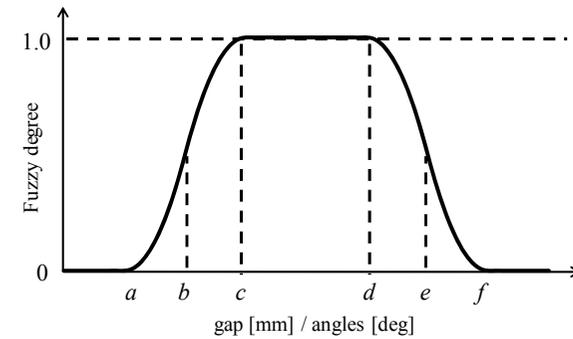


図 7 ファジィメンバーシップ

判っている。これらの事前知識は人工膝関節の機能設計から得られる。例えば、それぞれのコンポーネントは脛骨インサートによって固定されているため、コンポーネント間の位置のずれは非常に小さい。したがって、推定結果のコンポーネント間のずれが大きいつき、その結果は不相当であると考えられ、脛骨コンポーネントは基本的に大腿骨コンポーネントの下に位置している。また、手術後の膝関節は過度の屈曲/伸展、内旋/外旋、内反/外反角度をとることはできない。提案手法では、これらの位置姿勢に関する事前知識を表現するため、3軸方向の移動および膝関節角度についてファジィメンバーシップ関数を定義する。ファジィメンバーシップ関数は図7のように表される。図7において、各パラメータは大腿骨・脛骨コンポーネントのサイズの組み合わせで決定する。妥当な位置、膝関節角度は式(5)から算出し、ファジィ所属度は6つのメンバーシップ関数集合の最大であり、式(6)により求める。

$$F(x) = \begin{cases} \frac{(x-a)^2}{2.0 \times (b-a)^2} & \text{if } a \leq x < b \\ 1.0 - \frac{(c-x)^2}{2.0 \times (c-b)^2} & \text{if } b \leq x < c \\ 1.0 & \text{if } c \leq x < d \\ 1.0 - \frac{(x-d)^2}{2.0 \times (e-d)^2} & \text{if } d \leq x < e \\ \frac{(f-x)^2}{2.0 \times (f-e)^2} & \text{if } e \leq x < f \\ 0.0 & \text{others} \end{cases} \quad (5)$$

$$F = \max(\min(F_{translations}(x), F_{angles}(x))) \quad (6)$$

パーティクルの尤度は探索されたパラメータによる画像尤度とメンバーシップ関数の MIN 演算で求める。初めに、画像尤度の最大値を用いて以下の式で正規化する。

$$S' = \begin{cases} \frac{S}{S_{\max}} & \text{if } s \geq 0.0 \\ 0.0 & \text{others} \end{cases} \quad (7)$$

ここで S_{\max} は全パーティクル中の最大値である。1つのパーティクルにおいて、大腿骨コンポーネントを基準とした相対位置ベクトルを (x_r, y_r, z_r) 、膝関節角度を $(\theta_{f/e}, \theta_{i/e}, \theta_{v/v})$ とする。それぞれのパラメータから得られたシングルトン関数とメンバーシップ関数との MIN 演算をとり、その最大値を位置関係のファジィ所属度とする。正規化された画像の類似度と位置関係のファジィ所属度の最小値を算出し、これをパーティクルの尤度として用いる。

3.4 リサンプリング

リサンプリングの処理では、重みに基づいてパーティクルをサンプリングする。高い尤度を持つパーティクルは多くサンプリングし、尤度の低いパーティクルは少なくする。このように、パーティクルは存在確率 p によりサンプリングされる。

$$p_i = \frac{\omega_i}{\sum \omega} \quad (8)$$

ここで ω_i は i 番目のパーティクルの重みであり、分母は全てのパーティクルの重みの和である。図 8 にリサンプリングの例を示す。重みに基づいてパーティクルをリサンプリングすることで、パーティクルフィルタは前の繰り返しでの最適解に近い位置姿勢を探索することが可能である。

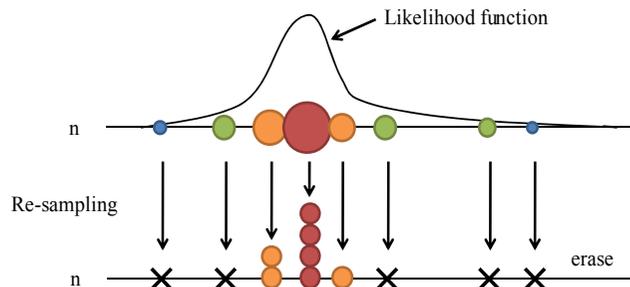


図 8 リサンプリングの例

表 1 位置関係の知識

		<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>	<i>e</i>	<i>f</i>
Translation [mm]	<i>x</i>	-5.0	-4.0	-3.0	3.0	4.0	5.0
	<i>y</i>	0.0	5.0	10.0	15.0	20.0	25.0
	<i>z</i>	-50.0	-45.0	-40.0	-30.0	-25.0	-20.0
Knee joint angle [deg]	<i>f/e</i>	-25.0	-20.0	-15.0	100.0	110.0	115.0
	<i>i/e</i>	-20.0	-15.0	-10.0	10.0	15.0	20.0
	<i>v/v</i>	-10.0	-8.0	-6.0	6.0	8.0	10.0

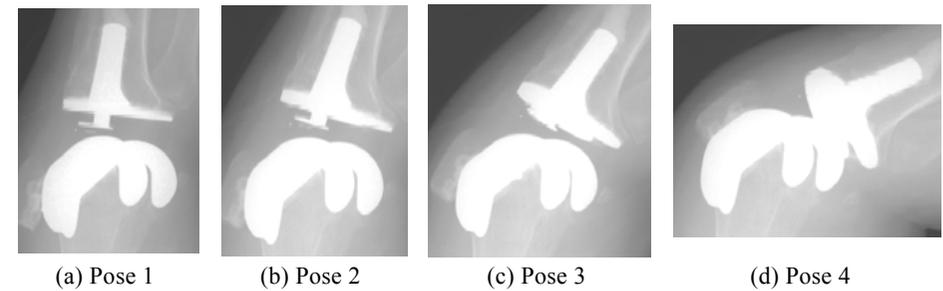


図 9 DR 画像

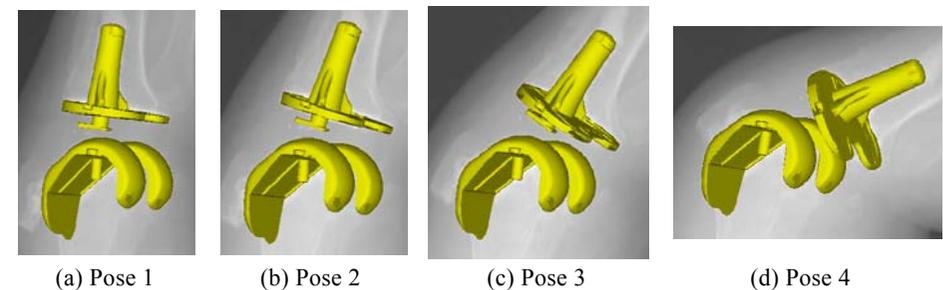


図 10 提案手法による推定結果

表 2 推定された膝関節角度

Knee	joint angle	Conventional method [deg]	Proposed method [deg]
Pose 1	<i>f/e</i>	7.70 7.53	
	<i>i/e</i>	-0.32 -0.03	
	<i>v/v</i>	-1.28 -0.83	
Pose 2	<i>f/e</i>	16.50 16.20	
	<i>i/e</i>	3.24 3.34	
	<i>v/v</i>	-0.31 0.26	
Pose 3	<i>f/e</i>	31.83 31.39	
	<i>i/e</i>	5.03 4.46	
	<i>v/v</i>	0.07 0.34	
Pose 4	<i>f/e</i>	61.68 60.98	
	<i>i/e</i>	2.75 3.46	
	<i>v/v</i>	0.17 0.26	

表 3 左右方向におけるコンポーネント間のずれ

T	ranslation axis	Conventional method [mm]	Proposed method [mm]
Pose 1	x	-3.20 -1.39	
Pose 2		1.83	-0.64
Pose 3		-6.85	-3.10
Pose 4		4.57	-1.66

4. 実験結果

提案手法を TKA 術後の被験者（女性，年齢 73 歳，左膝）DR 画像に適用した．人工膝関節はビー・ブラウン社製 *e-motion system* を使用している．大腿骨コンポーネントのサイズは 4，脛骨コンポーネントのサイズは 3 である．人工膝関節の位置関係に関する事前知識を表 1 に示す．また，図 9 に撮影された DR 画像を，図 10 に DR 画像に人工膝関節の 3 次元形状モデルを重ね合わせた推定結果を示す．これらの結果より，提案手法により生体内の人工膝関節の位置姿勢の推定が行えたことを確認した．また，提案手法と SA 法を用いた従来法との比較を行った．表 2 に提案手法と従来法により推定された膝関節角度を示す．提案手法は従来法と同程度に推定

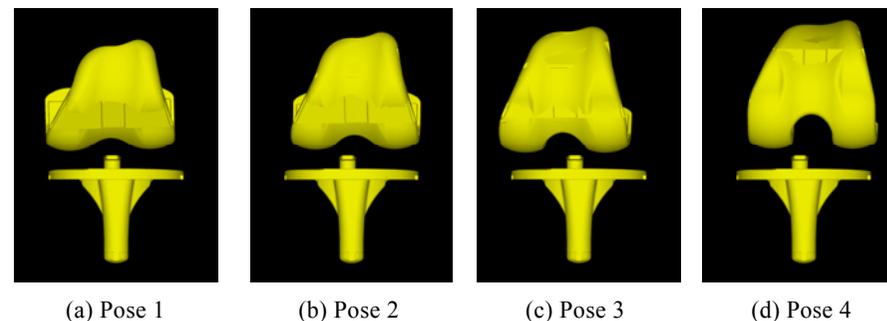


図 11 従来法によるコンポーネントの位置関係

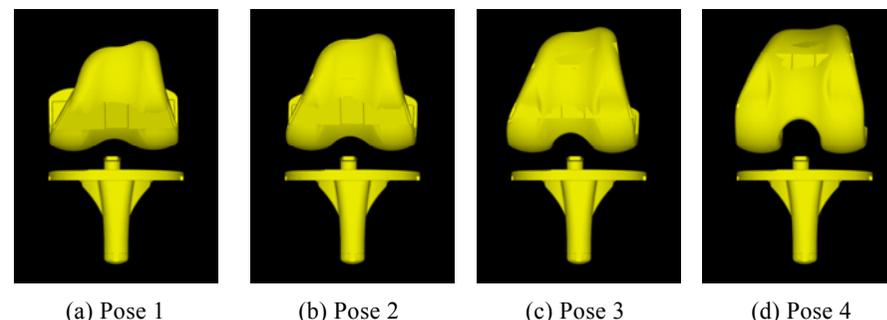


図 12 提案手法によるコンポーネントの位置関係

が行えている．

次に，図 11，12 に提案手法と従来法での膝前方から見た大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの位置関係をそれぞれ示す．また表 3 に膝の左右方向における大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントのずれを示す．これらの結果より，提案手法での各コンポーネント間のずれは，従来法でのずれよりも小さくなっており，2 つのコンポーネントの位置関係を考慮した 3 次元位置姿勢の推定が可能である．

人工膝関節の推定精度の評価を行うため，コンピュータで作成した疑似 DR 画像に対し，提案手法の適用を行った．表 4，5 に疑似 DR 画像における推定誤差を，図 13 に推定結果を示す．これらの推定結果から，提案手法が膝関節角度，コンポーネントの位置が真値に近い推定を行えることを確認した．

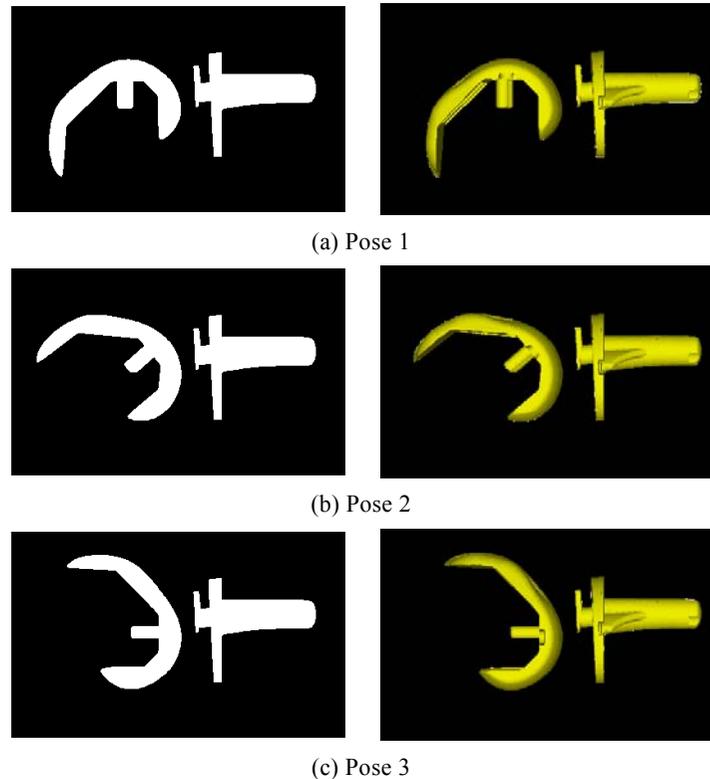


図 13 疑似 DR 画像での推定結果

5. 結論

本論文では生体内における人工膝関節の 3 次元位置姿勢推定法を提案した。提案手法はパーティクルフィルタを用いた 2 次元/3 次元イメージマッチング法に基づく推定手法である。パーティクルフィルタは事前知識を用いた尤度を持つ複数の位置姿勢候補から最適解を推定する。また、推定結果は大腿骨・脛骨コンポーネント間の位置関係を考慮している。疑似 DR 画像を用いた精度評価の結果、屈曲角度 0.26 deg, 回旋角度 0.34 deg, 内外反角度 0.23 deg の精度で解析が行えた。今後の課題として、提案手法の詳細な評価および動画解析への拡張が挙げられる。

表 4 膝関節角度の推定誤差

T		rue value [deg]	Estimation result [deg]	Estimation error [deg]
Pose 1	<i>f/e</i>	90.0 89.56		0.44
	<i>i/e</i>	0.0 0.79		0.79
	<i>v/v</i>	0.0 0.52		0.52
Pose 2	<i>f/e</i>	40.0 39.89		0.11
	<i>i/e</i>	0.0 -0.05		0.05
	<i>v/v</i>	0.0 0.01		0.01
Pose 3	<i>f/e</i>	0.0 0.22		0.22
	<i>i/e</i>	0.0 0.18		0.18
	<i>v/v</i>	0.0 0.16		0.16

表 5 位置姿勢の推定誤差

T		rue value [mm]	Estimation result [mm]	Estimation error [mm]
Pose 1	<i>x</i>	0.0 -0.07		0.07
	<i>y</i>	10.0 9.85		0.52
	<i>z</i>	-40.0 -40.13		0.36
Pose 2	<i>x</i>	0.0 0.94		0.94
	<i>y</i>	10.0 9.94		0.06
	<i>z</i>	-40.0 -40.15		0.15
Pose 3	<i>x</i>	0.0 0.62		0.62
	<i>y</i>	10.0 10.22		0.22
	<i>z</i>	-40.0 -39.88		0.12

参考文献

- 1) S. Zuffi, A. Leardini, F. Catani, S. Fantozzi, and A. Cappello: Model-Based Method for the Reconstruction of Total Knee Replacement Kinematics, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 18, No. 10, pp. 981-991 (1999).
- 2) M. R. Mahfouz, W. A. Hoff, R. D. Komistek and D. A. Dennis: A Robust Method for Registration of Three-Dimensional Knee Implant Models to Two-Dimensional Fluoroscopy Images, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 22, No. 12, pp. 1561-1574 (2003).

- 3) T. Yamazaki, T. Watanabe, Y. Nakajima, K. Sugamoto, T. Tomita, H. Yoshikawa and S. Takuma: Improvement of Depth Position in 2-D/3-D Registration of Knee Implants Using Single-Plane Fluoroscopy, IEEE Transactions Medical Imaging, Vol. 23, No. 5, pp. 602-612 (2004).
- 4) S. Kobashi, T. Tomosada, N. Shibamura, M. Yamaguchi, H. Muratsu, K. Kondo, S. Yoshiya, Y. Hata and M. Kurosaka: Fuzzy Image Matching for Pose Recognition of Occluded Knee Implants Using Fluoroscopy Images, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, Vol. 9, No. 2, pp. 181-195 (2005).
- 5) S. Kirkpatrick, C. D. Gelatt, Jr., and M. P. Vecchi: Optimization by Simulated Annealing, Science, Vol. 220, No. 4598, pp. 671-680 (1983).
- 6) E. S. Grood and W. J. Suntay: A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee, Biomechanical Engineering, Vol. 105, No. 2, pp. 136-144 (1983).
- 7) S. Kobashi, N. Shibamura, K. Kondo, M. Kurosaka and Y. Hata: Robust Estimation of Knee Kinematics after Total Knee Arthroplasty with Evolutionary Computing Approach, Proceeding of IEEE Int. Conference on Image Processing (2007).
- 8) G. Kitagawa: Monte Carlo filter and smoother for non-Gaussian nonlinear state space models, Journal of Computational Graphical Statics, Vol. 5, No. 1, pp. 1-25 (1996).
- 9) M. Sanjeev Arulampalam, S. Maskell, N. Gordon, and T. Clapp: A tutorial on Particle Filters Online Nonlinear/NonGaussian Bayesian Tracking, IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 50, No. 2, pp. 174-188 (2002).