

THA 術後患者に対する MDCT 画像、単純 X 線画像、3 次元 CAD モデルを用いた THA 術後動態解析システムの提案

神戸大学大学院医学研究科整形外科
西山 隆之

1 はじめに

1.1 研究背景

近年の日本における急激な高齢化とともに、変形性股関節症による高度な疼痛による歩行障害、移動能力の低下などの著しい関節機能障害を有する患者は増加の一途をたどっている。変形性股関節症に対する手術的治療として人工股関節置換術(Total Hip Arthroplasty; THA)は非常に良好な成績を収め、確立されたものとなっており、国内での手術数も年々増加している。しかしその反面、人工関節の脱臼やポリエチレンの摩耗によるゆるみなどの合併症もあり、これらを如何に回避するかということが非常に重要な課題である。そのためには患者に対する生活指導が必要であるが、そのためには理論的根拠となる人工股関節置換術術後患者の動態解析が必要となる。

1.2 従来手法

これまで人工股関節の動作機能の評価方法がいくつか提案されている[1-3]。これらの手法においては、生体内の人工股関節の位置、姿勢の認識が必要であるため、X線装置、MDCT (Multidetector-row CT)装置などの医用画像化装置が用いられている。しかし、いずれも精度に問題が残り、また、汎用性に乏しい点も問題である。

1.3 関連研究

人工関節の動作解析評価に関する関連研究としては、人工膝関節置換術 (Total Knee Arthroplasty, TKA)における動態評価が挙げ

られる[4-6]。これらの手法においては、X線透視装置や単純X線撮影装置で撮影した2次元投影画像に、インプラントの3次元CAD (Computer Aided Design)モデルを2D-3D位置あわせすることで、インプラントを構成する大腿骨コンポーネント、脛骨コンポーネント、脛骨インサートの3次元的な相対位置姿勢の認識を行う。しかしながら、人工股関節は人工膝関節と形状や動作が異なるため、TKA動態解析システムをTHAに適用することは困難であり、未だイメージマッチングの技術が確立されているとは言い難い。さらに、これらの手法においては、インプラントのみを対象としており、骨を対象としたものではない。

1.4 本研究の目的

本研究ではTHA術後患者を対象に、MDCT画像、単純X線画像、3次元CADモデルを用いたTHA術後動態解析システムを提案する。同システムにおいては、単純X線画像-3次元CADモデルの2D-3D位置あわせ、MDCT画像-3次元CADモデルの3D-3D位置あわせを行うことで、単純X線画像-MDCT画像間の2D-3D位置あわせを行う。また、各位置あわせにおいて、各画像より抽出する人工股関節特徴点を用いる。同提案システムでは、3次元CADモデルを介在させ各位置あわせにおいて高精度に位置姿勢を認識することで、MDCT画像、単純X線画像から抽出する特徴点の検出誤差を減少させ、高精度な単純X線画像-MDCT画像間の2D-3D位置あわせを行える。

2 材料

2.1 インプラントの3次元形状データ

本研究では、人工股関節のCADデータを、STL(Stereolithography)形式で取り扱う。STL形式では、物体を多数のポリゴンメッシュ(三角形)で構成しており、ポリゴンメッシュの頂点の座標、法線ベクトルをデータとして持つ。各インプラントの座標系の原点は、各インプラントを股関節に装着した状態でヘッドの中心(球の中心)である。インプラントのメッシュ誤差許容幅は0.1mmである。図1に、使用するCADデータの立体表示を示す。またCADデータは対象被験者の使用インプラントの種類、サイズに合わせたものを用いる。

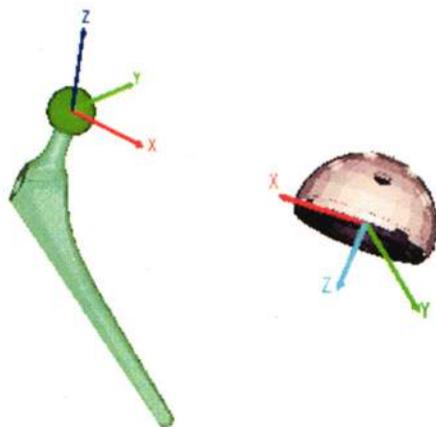


図1 使用するCADデータ(左:ステムとヘッド
右:カップとライナー)

2.2 単純X線画像

本研究で用いる単純X線画像は、単純X線装置(Philips社製のDigital Diagnost System)で撮影された単純X線フィルムを用いる。撮影したレントゲンフィルムは、イメージスキャナ(ES-10000G、セイコーエプソン株式会社)により、解像度を360 [dpi]、スキャン範囲約400mm300mm、保存画像フォーマットをBitmap形式、階調を8bit(256階調)として、画像データとして取り込んだ。

2.3 単純X線画像の校正

単純X線撮影において、レントゲンフィルムに対するX線源の3次元位置、放射方向は未知である。単純X線画像を用いた2D-3Dイメージマッチングにおいては、X線源の3次元位置を得る必要があり、その推定を校正ジグを用いて行う。校正ジグは、前方パネルと後方パネルがあり、各パネルは平行でパネル間距離は $D=96[\text{mm}]$ とした。校正ジグの各パネルには、マーカとして4つの真球の鋼球が埋め込まれている。



図2 校正ジグ



図3 ステムの特徴点

校正ジグは、後方パネルがレントゲンフィルムのリスに接触し、直交するように設置する(図2)。なお設置場所は特に制限はないが、単純X線画像の撮影において、前後パネルの鋼球ペアが2つ以上撮影される位置とする。なお2つ以上の校正ジグを用いる場合は十分に距離を置くことで、校正精度の向上が期待できる。

2.4 MDCT(Multidetector-row CT)装置

本研究で用いるMDCT画像は、MDCT装置(Somatom Plus4 Volume Zoom、Siemens)を用いて撮影する。1被験者あたりの画像枚数は400枚以上からなる水平断層像である。スライス厚は1.00mm、1ボクセルあたりの体積は $0.76 \times 0.76 \times 1.00 \text{mm}^3$ である。撮影範囲は股関節および人工関節を十分に含む範囲とする。

3 方法

3.1 概略

本提案手法は主に4つのステップで行われる。

- (1) CADモデル、単純X線画像、MDCT画像からのインプラント特徴点の抽出
- (2) CADモデル-単純X線画像の2D-3Dイメージマッチング
- (3) CADモデル-MDCT画像の3D-3Dイメージマッチング
- (4) (2)、(3)の結果をもちいた単純X線画像-MDCT画像の2D-3Dイメージマッチング
イメージマッチングでは特徴点を用いて位置合わせを行うLIR (Landmark-based Image Matching) を行い、高速な初期位置合わせを行う。その後、画素値の類似度を用いて、詳細な精度で位置合わせが可能なIIR (Intensity-based Image Matching) を行い、この2ステップの位置合わせ手法を組み合わせることにより、高速且つ詳細な精度のイメージマッチングを行う。

3.2 特徴点抽出

2D-3Dイメージマッチングおよび3D-3Dイメージマッチングを行うための特徴点として、図3に示すような3つの特徴点、①ヘッド中心、②ステムの足、③ステムの肩を用いる。これらの特徴点はCADモデル、単純X線画像およびMDCT画像内に存在するヘッドおよびステムを抽出することにより算出される。各モダリティにおける人工股関節特徴点の抽出手法は次のとおりである。

(1-1) 単純X線画像からの大腿部インプラント領域の抽出

ライナーを除く各インプラントはチタン製であり、単純X線画像中において高輝度で描写される。またヘッド部は金属が厚く、他所よりX線反射率が高いため、インプラントの中でも特に高輝度に描写される。そこで、単純X線画像中のインプラント領域、ヘッド領域をしきい値処理で抽出する。

抽出したヘッド領域の重心を単純X線画像中のヘッド中心とする。ヘッド部の直径は、単純X線画像上でヘッド領域の垂直方向の長さとして算出する。

上記により得られたヘッド中心と直径を用い、新たに作成したヘッド領域をインプラント

領域より取り除くことで、カップ領域とステム領域を分離する。

(1-2) 単純X線画像からの特徴点抽出

大腿部インプラント領域より各特徴点は次のように求める。

- ① ヘッド領域の微分画像のヘッドの輪郭部から、Hough変換を用いて、ヘッドの輪郭を円として、検出する。検出した円の中心を、特徴点「ヘッド中心」とする。
- ② 大腿部インプラント領域において、ヘッド中心からの最遠点を、特徴点「ステムの足」とする。
- ③ 大腿部インプラント領域において、特徴点「ヘッド中心」と特徴点「ステムの足」を結んだ直線からの最遠点を、特徴点「ステムの肩」とする。

以上の処理により、3つの特徴点、①ヘッド中心、②ステムの足、③ステムの肩、が抽出できる。

(2-1) MDCT画像から的大腿部インプラント領域の抽出

MDCT画像は3次元画像データであり、チタン製であるインプラント領域は高輝度で描出されるため、大腿部インプラント領域はしきい値処理で抽出できる。

MDCT画像内では、ヘッドの半径は人工股関節置換時において既知であるため、ヘッド領域のボクセルを領域拡張法により求め、ヘッドの体積相当のボクセルをラベル付けすることでヘッド領域を大腿部インプラント領域から分離できる。

(2-2) MDCT画像からの特徴点抽出

抽出したヘッド領域、大腿部インプラント領域より、単純X線画像中の特徴点算出法(1-2)と同様に、3つの特徴点、①ヘッド中心、②ステムの足、③ステムの肩、が抽出できる。

(3) CADモデルの特徴点抽出

CADモデルにおいて、ヘッド中心は同座標系の原点である。ステムの足およびステムの肩は単純X線画像中の特徴点算出法と同様に求めることができる。さらに、ヘッド中心からステムの足までの距離L、ステムの肩からヘッド中

心とステムの足を結ぶ直線への最短距離 K を求める。

3.3 単純X線画像とCADモデルの2D-3Dイメージマッチング

(1) 特徴点を用いた初期位置あわせ

CADモデルの3次元位置姿勢を次のように推定する。

① ヘッド中心の3次元位置の推定：

単純X線画像上のヘッド半径を R 、CADモデルのヘッドの半径を r 、X線源のZ座標を D とすると、3次元空間内におけるCADモデルのヘッド中心のZ座標 d は、図4に示すように、式(1)により算出される。

$$d = \frac{D(R-r)}{R} \quad (1)$$

3次元空間内におけるCADモデルの特徴点「ヘッド中心」は、X線源と単純X線画像上の特徴点「ヘッド中心」を結んだ線分上に存在する。そこで、式(1)により得られた d を使い、3次元空間内におけるCADモデルのヘッド中心に関する3次元座標を算出できる。

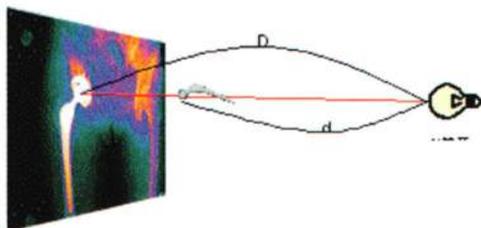


図4 ヘッド中心の3次元位置推定

② ステムの足の3次元位置の推定

3次元空間内におけるCADモデルの特徴点「ステムの足」は、X線源と単純X線画像上の特徴点「ステムの足」を結んだ線分上に存在する(図5)。

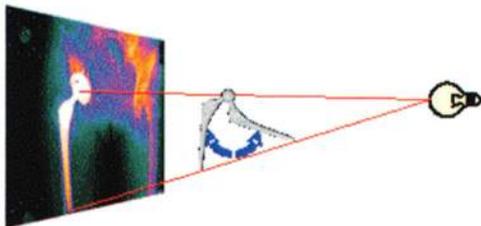


図5 ヘッドの足の3次元位置推定

そこで、①で検出したヘッド中心の点より線分までの距離が L となる2点を、ステムの足の候補点として抽出する。

③ ステムの肩の3次元位置の推定

3次元空間内におけるCADモデルの特徴点「ステムの肩」は、X線源と単純X線画像上の特徴点「ステムの肩」を結んだ線分上に存在する。

また、CADモデルのヘッド中心とステムの足を結んだ線分に対し、ステムの肩から垂直に下ろした足を N とすると、ステムの肩は N 点からの距離が K となる点に存在すると考えられる。

そこで、3次元空間内におけるCADモデルのステムの肩の候補点として、X線源と単純X線画像上のステムの肩とを結んだ線分上の2点を得られる。

以上より、CADモデルのステムの足の候補点とステムの肩の候補点の組み合わせせより、計4種類のCADモデルの3次元推定位置姿勢が求まる。

ここで、得られた4つの候補位置姿勢のうち、3つの特徴点から成る三角形を考え、CADモデルの特徴点から成る三角形の3辺との誤差が最小となる初期位置姿勢を候補として選択する。これにより1つの候補に限定することが可能となる。

(2) ファジィ動的画像強調法

位置合わせでは、単純X線画像中のインプラントの画素値を主たる情報として利用する。しかし、インプラントの太さが均一でない等の理由により、単純X線画像中のインプラント領域の画素値は一様でない。また、周辺の大腿骨髄領域の画素値と近い画素値のインプラント領域が存在する等の問題があり、位置合わせ精度に悪影響を及ぼす可能性がある。よって、ファジィ理論を用いて、インプラント領域のみを動的に画像強調を行う手法を提案する。

① 画素値のファジィ化

単純X線画像にファジィ理論を適用するため、8bit(256階調)である画素値を正規化し、

[0, 1]の画素ファジィ値に変換する。

② ファジィ計算

骨領域（ステムの周辺領域）の平均画素ファジィ値 μ_B 、ステム領域の最高画素ファジィ値 μ_1^{MAX} を算出する。そして、インプラント領域の最上端から最下端までの各水平ライン t についてステムの平均画素ファジィ値 $\mu_1(t)$ を算出し、以下のファジィメンバシップ関数をステムとその周辺領域に適用し、各画素値 μ_P の強調後の画素値 μ_P' を算出する。

$$\left\{ \begin{array}{l} 0.0 \leq \mu_P < \mu_B \text{の時} \\ \mu_P' = \mu_P \\ \mu_B \leq \mu_P < \mu_1(t) \text{の時} \\ \mu_P' = \mu_B + \frac{\mu_P - \mu_B}{\mu_1(t) - \mu_B} \times (1 - \mu_B) \mu_P^{MAX} \\ \mu_1(t) \leq \mu_P < \mu_P^{MAX} \text{の時} \\ \mu_P' = \mu_P^{MAX} \\ \mu_P^{MAX} \leq \mu_P \leq 1.0 \text{の時} \\ \mu_P' = \mu_P \end{array} \right.$$

③ 画像の非ファジィ化

画像ファジィ値を画素値に変換し、インプラント領域のみが強調された画像が得られる。

(2) 2D-3D イメージマッチング

求めたCADモデルの3次元位置姿勢を初期位置として、IIRを行い、マッチングスコアが局所解に陥るのを防ぐため、SAによる6自由度位置合わせを行う。SAによる位置合わせの評価は、式(2)として定義されるマッチングスコアにより行われる。

$$\mu = \kappa_I \frac{\sum G(x,y)H(x,y)}{\sum H(x,y)} + \kappa_D \frac{\sum J(x,y)K(x,y)}{\sum K(x,y)} \quad (2)$$

ここで、第1項は単純X線画像と、評価姿勢位置パラメータによるCADモデルの投影画像との重なり具合を、第2項は各画像での領域輪郭の重なり具合を表し、 κ_I 、 κ_D は重み係数を表す。また、 $G(x,y)$ 、 $H(x,y)$ は座標 (x,y) における単純X線画像、投影画像の画素値、 $J(x,y)$ 、 K

(x,y) はそれらの微分値を表す。マッチングスコアが高いほど位置あわせの精度が高いことを示し、SAによる位置あわせが終了した後、CADモデルを単純X線画像に対し位置あわせするための回転・移動行列Aを得る。

3.4 カップの位置姿勢認識法

ステムの位置合わせ結果を用いて、カップ・ヘッド領域からヘッド部分を消去する（得られたカップ領域の全てのピクセルにおいて、ヘッド中心に対する角度 θ を求め、その平均 $\bar{\theta}$ を横開き推定角度とする。横開きさせたカップの外縁輪郭を単純X線画像上に疑似擬似投影させ、徐々に前開きさせていき、カップ領域の輪郭と最も重なりが最大となるときの角度をカップの前開き推定角度とする。カップの初期位置合わせの様子を図6に示す。その後、IIRを適用する。

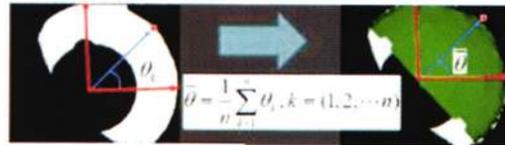


図6 カップの初期位置合わせ法

3.5 精度評価実験

3.3節で述べた単純X線画像にステムのCADモデルを位置合わせする手法について、精度評価実験を行う。インプラントの位置姿勢パラメータが既知な疑似単純X線画像を作成し、それに対して提案法を用いてステムのCADモデルの位置合わせを行い、提案システムの精度評価を行った。

3.6 MDCT画像とCADモデルの3D-3Dイメージマッチング

(1)特徴点を用いた初期位置あわせ

MDCT画像中の大腿部インプラント領域の特徴点が、CADモデルの大腿部インプラント

領域の特徴点と一致する位置姿勢を行列演算により求める。これによりCADモデルをMDCT画像に位置あわせするための回転・移動行列Bが得られる。

3.7 単純X線画像MDCT画像の2D-3Dイメージマッチング

(1)特徴点を用いた初期位置あわせ

3.3.2および3.4節により得られた回転・移動行列A、Bを用いて、単純X線画像に対するMDCT画像の3次元位置姿勢を式(4)により求める。

$$C=B^{-1} \times A \quad (3)$$

ここで、 B^{-1} は回転・移動行列Bの逆行列を表す。

(2) 2D-3D イメージマッチング

3.5.1で得られた位置姿勢パラメータを初期位置として、単純X線画像と、候補位置姿勢パラメータによって作成するMDCTのDRRとの6自由度位置合わせを行う。位置合わせのマッチングスコアは式(2)を用いる。

4 結果と考察

本提案システムを、THA術後患者(女性、58歳)に適用した。患側は右股関節でStryker社製の人工股関節を用いた。各インプラントの型式及びサイズを表1に示す。本被験者を撮影した単純X線画像、MDCT画像を図7、8に示す。

表1 使用インプラントの型式とサイズ

種類	型式	サイズ
Cup	Trident AD cup	52mm
Stem	Super secure-fit	#8
Inner		26mm
Neck length		+4mm
Screw		16mm、20mm

本システムにより、単純X線画像およびMDCT画像より大腿部インプラント領域を抽出した。これより、インプラント、骨領域が良好に抽出されていることが確認できた。

次に、各画像より特徴点検出を行った。これより、単純X線画像上・MDCT画像のステム・

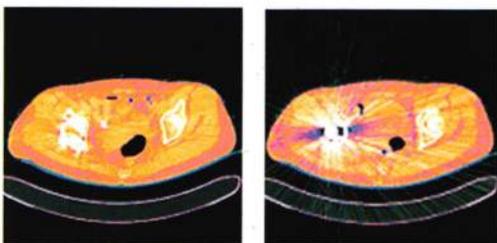
ヘッド領域それぞれにおいて、ヘッド中心、ステムの足、ステムの肩の3点が良好に抽出できているのを確認した。また、CADデータにおいても同様に抽出できた。

ファジィ動的画像強調法によって、インプラント領域を画像強調した結果を図9に示す。ヘッド・ステム領域にかけてインプラント領域が強調されたことを確認した。

抽出した特徴点を用いて行列演算により、単純X線画像CADモデル間の回転移動行列を算出した。算出した回転移動行列を用いてCADモデルを回転移動し、X線源の3次元位置を用いて透視投影し初期位置合わせ(IIR)を行った。単純X線画像上に重畳表示したものを図10に示す。これより、特徴点のみの行列演算により、良好に3次元位置姿勢を認識できることを確認できた。



図7 適用被験者の単純X線画像



(a) 132/320

(b) 132/320

図8 適用被験者のMDCT画像



図9 ファジィ動的画像強調法適用結果
(左:原画像、右:処理結果)

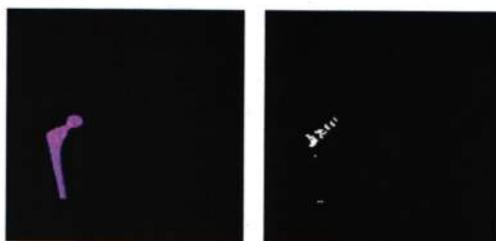


図10 初期位置合わせ結果

次に、MDCT画像CADモデル間の3D-3D位置合わせを、特徴点を用いて行った。MDCT画像の抽出インプラント領域の立体表示と、位置合わせされたCADモデルの同視点での立体表示をそれぞれ図11に示す。これより特徴点を用いることで、良好に位置合わせが行えることを確認できた。初期位置合わせ後、SAを適用した結果を図12に示す。ステム・カップともに良好な位置合わせ結果を得た。



視点1



視点2

図11 MDCT画像CADモデル間の3D-3D位置合わせ結果 左:MDCT画像、右:重畳画像



図12 SA適用後の位置合わせ結果

また、SA法による6自由度位置合わせの性能評価を行うため、計算機シミュレーションにより生成した任意姿勢での2次元疑似投影画像に、本提案システムを適用し、評価実験を行った。疑似投影画像と位置合わせ結果を図13に示す。SAの適用パラメータは、比熱を0.95とした。得られた位置定誤差はin-planeで0.23(mm)、out-planeで0.95(mm)、姿勢推定誤差は1.02(degree)であった。

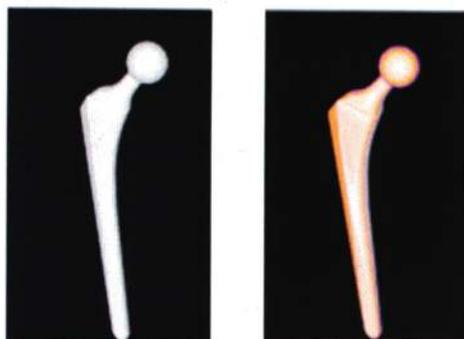


図13 シミュレーション実験

左:疑似投影画像、右:位置合わせ結果

単純X線画像とCADモデル、MDCTとCADモデルのそれぞれの推定位置姿勢結果を用いて、単純X線画像とMDCT初期位置合わせを行い、その後SAを用いた位置合わせ結果を図14に示す。大腿骨側・臼蓋側共良好に位置合わせが行えたことを確認した。



図14 単純X線画像とMDCTの位置合わせ結果
(上：大腿骨側、下：臼蓋側)

5 結論

5.1 本研究のまとめ

本研究ではインプラント特徴点を用いたイメージマッチングによる人工股関節動態解析システムを開発提案した。本手法は単純X線画像、MDCT画像、CADモデルを用いることで、高精度、高速な、インプラント、股関節の3次元位置姿勢認識が期待できる。提案システムを被験者データに対して適用し、単純X線画像、MDCT画像より、インプラント領域を抽出し、インプラントの特徴点を検出した。そして単純

X線画像とCADモデル、MDCT画像とCADモデルでそれぞれ特徴点を用いて位置合わせを行った結果、良好に位置合わせが行えることが確認できた。SA法による6自由度位置合わせの性能評価を行い、1mm、1度程度の位置合わせ精度が確認できた。

5.2 今後の課題

臨床応用研究として、股関節座標系を設定し、THA術後患者の様々な姿勢でのレントゲン撮影画像に本システムを適用し、股関節、大腿骨、インプラントの相対的な3次元位置姿勢の推定を行うことがあげられる。

参考文献

- [1] Y. Otake, N. Suzuki, A. Hattori, K. Hagi, N. Sugano, K. Yonenobu, and T. Ochi, "Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty," *J. of Biomechanics*, Vol. 38, No. 12, pp. 2397-2405, 2004.
- [2] E. J. Northcut, R. D. Komistek, D. A. Dennis, J. A. Ochoa, and A. Ritchie, "In vivo determination of normal, constrained and unconstrained THA kinematics," *J. of Biomechanics*, vol. 31, Supp. 1, pp. 54-54(1), 1998.
- [3] A. V. Lombardi Jr., T. H. Mallory, D. A. Dennis, R. D. Komistek, R. A. Fada, and E. J. Northcut, "An in vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity," *J. of Arthroplasty*, Vol. 15, No. 6, 2000.
- [4] M. K. Harman, S. A. Banks, and W. A. Hodge, "Polyethylene damage and knee kinematics after total knee arthroplasty," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 392, pp. 383-393, 2001.
- [5] S. A. Banks, G. D. Markovich, and W. A. Hodge, "In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties," *J. of Arthroplasty*, Vol. 12, No. 3, pp. 297-304, 1997.

- [6] 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," *J. of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics*, vol. 9, No. 2, pp. 181-195, 2005.