X 線単面投影像による人工膝関節の動態推定*

(推定ミス対策, 画質と推定精度の関連について)

高橋 健志^{*1}, 丸山 浩一^{*1}
廣川 俊二^{*2}, 有吉 省吾^{*2}

A 3D Kinematic Measurement of Knee Prosthesis Using X-ray Projection Images (Countermeasure to Miss-estimation and Effects of Image Quality on the Estimation Accuracies)

Kenji TAKAHASHI, Kouichi MARUYAMA,
Shunji HIROKAWA^{*3} and Shogo ARIYOSHI

^{*3} Department of Intelligent Machinery, Faculty of Engineering, Kyushu University,
4-2-1 Ropponmatsu, Chuo-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka, 810-8560 Japan

We have developed a technique for estimating 3D motion of knee prosthesis from its 2D perspective projections. Our primary studies of computer model simulation and experiments on the CCD images of prosthesis demonstrated sufficient accuracies of position/orientation estimation for knee prosthesis. Then we changed over our project from the basic analyses and experiments to the countermeasurements against various problems which could possibly happen at clinical application. Among them, the following problems and their solutions are stated in this paper: Miss estimation for an orientations of a tibial compartment due to its symmetry-like shape, effects of image quality on the estimation accuracies. It is also shown an idea how to improve the estimation accuracy of translation along the direction perpendicular to the image plane.

Key Words: Knee Prosthesis, Pattern Matching, Miss estimation, Out of Focus Image

1. 緒 言

人工膝関節の最適設計や置換の術式・術後評価には, その *in-vivo* 動態計測が必要である。歩行時の人工膝関節の動態を非侵襲的に計測するには, X 線像を基にパターンマッチング法を適用して人工膝関節の三次元位置・姿勢を推定する手法が一般的に用いられており, この目的で使用するパターンマッチング法には種々のアルゴリズムが提案されている。

例えば, Zuffi ら⁽¹⁾ や Valstar ら⁽²⁾ は, 人工関節モデルをさまざまに回転・移動させて得られる投影像を, 推定対象の人工関節の X 線像とマッチングさせることにより, 当該人工関節の位置・姿勢を推定するアルゴリズムを考案している。また, 大腿・けい骨間のポリエチレンプレートの摩耗量推定のためにパターンマッチング法を適用した研究⁽³⁾ もある。ただし, これらの研究では, 推定過程での手動操作の介入, マーカの併用, 2 方向からの X 線撮影, あるいは推定に極めて長時間を要するなどの欠点がある。これに対し,

Banks ら⁽⁴⁾ は, 人工関節の X 線像から得られる輪郭形状を, あらかじめ作成しておいた人工関節モデルの投影像輪郭形状のデータ群と比較対照することで, 当該人工関節の位置・姿勢を推定するアルゴリズムを考案している。Banks らのアルゴリズムの特徴は, 単面投影像を基に高速で全自動的な位置・姿勢推定を可能にしていることである。しかし, 投影像輪郭形状データを作成する際, 一部に正投影的な仮定を設けているため, 人工関節の位置・姿勢の 6 自由度すべてについては十分な推定精度を確保できていなかった。

そこで, 著者らは Banks らのアルゴリズム⁽⁴⁾ を発展させ, より高精度の位置・姿勢推定を可能とする「二次推定アルゴリズム」を考案し, シミュレーションおよび CCD カメラ撮影像での実験を通し, その有効性を確認してきた⁽⁵⁾⁽⁶⁾。さらには, 本推定アルゴリズムを臨床応用する際に予想される種々の問題点についても検討し, その解決策を講じてきた。

本報では, 上記諸問題のうち, けい骨コンポーネントの推定時に生じる推定ミスの原因究明とその対策法, 投影像の画質と推定精度との関係, とくに X 線撮影時に予想される画像のボケが推定精度に及ぼす影響に関し, シミュレーションと CCD カメラ撮影実験で得られた結果について報告する。なお, 本報で対象と

* 原稿受付 2004 年 3 月 19 日。

^{*1} 学生員, 九州大学大学院工学府。

^{*2} 正員, 九州大学大学院工学研究院 (〒810-8560 福岡市中央区六本松 4-2-1)。

E-mail: shunhiro@rc.kyushu-u.ac.jp

した人工関節は、ナカシマプロペラ(株)製 TCK (Total Compartment Knee) (左脚用)で、コンピュータモデルは TCK の CAD データを基に作成した。

2. パターンマッチング法の概要

本研究で提案する人工膝関節の動態推定法の詳細は既報済み⁽⁵⁾であるため、ここでは、概要のみを示す。

図1に人工膝関節大腿骨コンポーネントを対象としたX線透視投影変換と座標系の関係を示す。対象物体の形状が点対称や軸対称でなければ、そのX線像の輪郭形状は物体の姿勢に応じた変化を示し、また、X線像の位置や大きさも、物体の空間的位置に対応して変化する。よって、位置・姿勢が既知の人工関節の投影像群をライブラリとして用意しておけば、位置・姿勢が未知の人工関節投影像をライブラリ内の要素群と対照することで、その位置・姿勢を推定することが可能となる。

Banks らのアルゴリズム⁽⁴⁾では、投影像の輪郭形状は主として図1に示した x , y 軸回りの回転(膝内外反, 内外旋)で変化するため、ライブラリは x , y 軸回りの回転についてのみ作成する。具体的には、人工関節のコンピュータモデルをそれぞれ x 軸および y 軸回りに一定角度ずつ回転させ、透視投影の幾何学計算を基に投影像輪郭形状を求める。ライブラリ内に蓄えるデータは輪郭形状を数式的に表したフーリエ記述子(FD: Fourier Descriptors)である。ライブラリの作成範囲は人工関節が回転可能な全範囲に及ぶため、後述する局所ライブラリと区別して、これを広域ライブラリと呼ぶことにする。位置・姿勢が未知の人工関節投影像の輪郭形状とライブラリ内の各要素との輪郭形状を比較対照するには、両輪郭形状の位置、サイズ、 z 軸回りの回転角(膝屈伸)をそろえる必要がある。この操作は数学的には、上記 FD を正規化フーリエ記述子(NFD: Normalized Fourier Descriptors)⁽²⁾に変換することである。この操作過程で x , y , z 軸方向の移動量や z 軸回りの回転角を算出する。複数の輪郭形

Fig. 1 Coordinate of projective transformation

状相互の類似度を評価するには、各 NFD 間のユークリッド距離を用いる。

以上が Banks らのアルゴリズムの概要であるが、このアルゴリズムでは、 x , y , z 軸移動や z 軸回りの回転による投影像の変形は無視できるという正投影的な仮定が用いられているため、十分な推定精度が得られなかったことは緒言で述べたとおりである。

上記問題の解決策として著者らは、図2に示すように、Banks らのアルゴリズム(これを一次推定アルゴリズムと呼ぶ)で推定された位置・姿勢を中心に、この周辺のみにも適用される局所的ライブラリを作成し、これを用いて推定を繰返すアルゴリズム(二次推定アルゴリズム)を考案した⁽⁵⁾。二次推定で用いる局所的ライブラリは、一次推定で無視していた x , y , z 軸移動および z 軸回転による投影像輪郭形状の変化を反映させたものとなっており、しかもライブラリ内の要素間隔を狭めているため、高精度の推定が可能である。さらには、ライブラリ要素間隔を狭めつつ二次推定を繰返すことで、より高精度の推定が可能となる。

3. 推定ミスの原因究明とその対策

3.1 推定ミスの原因究明 シミュレーションおよび CCD 撮影像に対する実験において、けい骨コンポーネントの推定精度検定を行った際、まれにはあるが、極めて大きい誤差を生じる場合があった。このような過大誤差は一次推定での x , y 軸回転の推定結果に見られ、二次推定を繰返しても誤差の減少が認められず、付随的に他の4種類の移動・回転の誤差も増大した。このような推定ミスを生じたときの x , y 軸回転の推定値は、設定値(真値)に対して逆符号の値となる場合が多く、けい骨コンポーネント形状が x , y 軸に対して面対称に近いことがその原因であると予測した。事実、 x , y 軸に対する面対称性が低い大腿骨コンポーネントでは、上記のような推定ミスを引き起こす例はなかった。

そこで、推定ミスを生じた場合の推定対象の投影像をライブラリ各要素の投影像と比較し、推定ミスの原因を調べた。表1に推定ミスを生じた2例の推定結果

Fig. 2 Coordinate of projective transformation for the 2nd step estimation and the localized library

を示す。表の例では一次推定での広域ライブラリの要素間隔 2° 、二次推定での局所ライブラリの要素間隔は1回め 1° 、2回め、3回め 0.5° に設定している。表1によれば、一次推定の際、例1では x 軸回転角、例2では y 軸回転角の推定値が真値と逆符号になっており、それ以降の二次推定でも修正は行われなかったことがわかる。また、 x 、 y 軸回転のミスが他の回転・移動の推定結果にも影響を及ぼしていることがわかる。

図3(a)、(b)は、表1の設定値の位置・姿勢にあるけい骨コンポーネント投影像のNFDと、広域ライブラリ各要素のNFDとのユークリッド距離を、 x 、 y 回転角に対して等高線マップで示したものである。図3で両NFD間のユークリッド距離が小さく、「谷」を形成している箇所に、推定対象と形状が類似したライブラリ要素が位置している。図3(a)では x 軸回転角の座標軸にほぼ平行に二つの谷が形成されており、表1、例1での x 軸回転角の設定値 -2.53° とその一次推定値 7.63° はそれぞれ図3(a)の二つの谷に位置している。同様に、表1、例2の y 軸回転設定値 -9.20° と一次推定値 9.37° は、図3(b)の y 軸回転座標軸方向に並んでいる二つの谷に位置している。

表1と図3は、けい骨コンポーネントの姿勢推定では、解が誤った極値に陥る場合があることを示している。一次推定で誤った極値に陥った場合、この近傍で作成した局所ライブラリによる二次推定では誤差修復を行えない。なお、大腿骨コンポーネントを対象とした同様のグラフでは、常に設定値近傍の1箇所にのみ深い谷が形成されるため、このような推定ミスを引き起こす例はなかった。

3.2 推定ミスに対する対策 推定ミスがけい骨コンポーネント形状の面対称性に起因するのであれば、極値解は二つ存在し、その一方が真値であることがわかる。そこで、本研究では、上記2箇所の要素群を中心とした推定計算を並列的に実行し、2種類の推

定値算出後にどちらが真値であるかを判別する手法を採用した。

具体的手法は以下のとおりである。まず、一次推定の段階で、推定対象とのユークリッド距離が最小となる要素から順に複数の要素群をソートする。これらの要素群のうち、ユークリッド距離が最小となる要素の x 、 y 軸回転値を第一候補とすることは従来とおりであるが、この候補値が真値周辺の谷に位置しているかどうかはわからない。そこで、残りの候補要素群の中から、 x 、 y 軸回転値のいずれかが第一候補の回転値と 10° 以上の差があり、なおかつユークリッド距離最小となる要素を第二候補に選定する。その理由は、広域ライブラリの要素間隔を 2° に設定したため、第一候補から5要素以上離れた要素であれば、第一候補とは別の谷に存在することがわかっているためである。一般に、第一候補から2~3要素以上離れていれば、第二候補の選定基準を満たすことが多い。

二次推定では上記第一、第二候補を対象とした推定計算を併行し、推定対象の輪郭形状NFDと、第一、第二候補におけるマッチングで得られたそれぞれのNFDとのユークリッド距離を比較し、ユークリッド距離の小さいほうの候補における推定値を採用すればよい。

表2は広域ライブラリ要素の内、表1での設定値とのNFDユークリッド距離が小さいものから順に5要

Table 1 Variations of estimates according to estimation processes when the first step estimation has fallen into a false position

Example 1	x-rot	y-rot	z-rot	x-trans	y-trans	z-trans
setting	-2.50	4.50	-62.00	0.00	3.00	-3.00
1st step	7.63	2.00	-61.12	1.63	3.56	1.02
2nd step, 1st trial	6.35	1.43	-61.21	1.37	2.93	2.53
2nd step, 2nd trial	6.31	1.64	-61.09	1.36	2.99	2.52
2nd step, 3rd trial	6.81	2.02	-60.90	1.34	3.08	1.04

Example 2	x-rot	y-rot	z-rot	x-trans	y-trans	z-trans
setting	2.40	-9.20	25.00	7.00	3.00	4.00
1st step	4.59	9.37	27.78	4.64	2.78	-3.69
2nd step, 1st trial	3.23	8.40	27.50	5.16	2.29	-1.76
2nd step, 2nd trial	2.77	8.69	27.30	5.14	2.29	-1.64
2nd step, 3rd trial	2.62	9.08	27.29	5.09	2.23	-1.81

(a) Example 1

(b) Example 2

Fig. 3 Contour maps of euclidean distances between the NFDs of the subject contour and those of library elements when the first step estimations were erroneous

素を示したものである。同表によれば、例1, 2ともに、ユークリッド距離が4番めに小さい要素②が第二候補の条件を満たしていることがわかる。

そこで、例1, 2とも表2での要素②を第二候補として二次推定を行った結果、表3に示すように真値に収束することが確かめられた。

図4は、2例のそれぞれ第一、第二候補について、推定の過程でユークリッド距離がどのように減少するかを具体的に示したものである。図4によれば、①のユークリッド距離のほうが②のそれよりわずかに小さいため、一次推定で①が真値に最も近いと判断してしまったことがわかる。しかし、二次推定1回めで、①、②のユークリッド距離の大小は逆転しており、むしろ②を採用すべきであったことがわかる。

なお、図4の例で明らかのように、通常、二次推定1回め終了の時点で第一、第二候補のどちらを採用すべきは判定可能であるが、推定の都度、ユークリッド距離を算出する操作を省略し、二次推定3回め終了後に、第一、第二候補のいずれを採用すべきかを決定している。

以上の操作により、けい骨コンポーネントでの推定ミスを自動的に回避できることが確かめられた。

4. 画質が推定精度に及ぼす影響

4.1 シミュレーションと実験の方法 シミュレーションと CCD カメラ撮影実験により投影像の画質と推定精度との関係を調べた。最初に、画像のボケの

Table 2 Five candidate elements whose NFDs have smallest euclidian distances (e) between that of the subject contour

Example 1			Example 2		
element	e		element	e	
x 8.0, y 2.0	0.333	①	x 6.0, y 12.0	0.388	
x 8.0, y 0.0	0.361		x 8.0, y 10.0	0.389	
x 6.0, y 2.0	0.356		x 4.0, y 12.0	0.397	
x -4.0, y 6.0	0.360	②	x 2.0, y -10.0	0.402	
x -4.0, y 4.0	0.371		x 2.0, y -8.0	0.407	

Table 3 Variations of estimates according to estimation processes starting with a right position at the first step estimation

Example 1						
setting	x-rot	y-rot	z-rot	x-trans	y-trans	z-trans
1st step	-250	450	-62.00	0.00	3.00	-3.00
2nd step, 1st trial	-251	548	-62.48	0.10	3.74	-4.95
2nd step, 2nd trial	-253	4.08	-61.97	-0.01	2.99	-2.99
2nd step, 3rd trial	-241	4.41	-62.00	0.02	3.00	-2.86
2nd step, 3rd trial	-254	451	-61.97	-0.02	3.01	-3.20

Example 2						
setting	x-rot	y-rot	z-rot	x-trans	y-trans	z-trans
1st step	240	-9.20	25.00	7.00	3.00	4.00
2nd step, 1st trial	3.70	-10.06	23.91	6.56	3.37	5.93
2nd step, 2nd trial	1.99	-9.86	25.09	7.00	3.01	2.01
2nd step, 3rd trial	2.22	-9.53	25.02	7.01	3.00	3.08
2nd step, 3rd trial	2.34	-9.29	24.98	6.99	3.00	3.63

度合いをさまざまに変えた投影像を対象に本アルゴリズムによる位置・姿勢推定を行い、X線撮影時に予想される画像のボケが推定精度に与える影響を調べた。また、画像のボケで投影像の輪郭形状がどのように変化するかを輪郭形状のFD値を用いて調べた。さらに補足実験として、画像の明るさやコントラストが推定精度に及ぼす影響を調べた。

シミュレーションでのボケ画像の作成、および CCD カメラ撮影実験でのボケ画像の撮影は以下の方法で行った。

シミュレーションでは、一般公開されているレンダリングエンジンを用い、幾何学的に計算される焦点位

(a) Example 1

(b) Example 2

Fig. 4 Decrease in euclidian distances according to estimation processes

(a) Overview of an (b) A six-degree positioner apparatus

Fig. 5 Experimental setup

置を意図的にずらすことによってボケを生じたレンダリング画像を作成した。

撮影実験は図5に示すように、CCDカメラ(FUJIFILM社製、Fine Pix S 602)および6自由度ポジショナ(MELLES GRIOT社製)を用いて行った。撮影時にライトの反射や背景の写りこみなど、X線像では現れ得ない照度効果を防ぐため、撮影対象には金属光沢を有する人工関節コンポーネントに代えて、これを型取りしたアクリルモデル表面に白色つや消し塗料を塗布したものを用いた。CCDカメラ撮影実験では、カメラのオートフォーカススイッチをオフにし、手動でフォーカスを合わせた後、この状態を基準にフォーカス位置を意図的にずらして得られるボケ画像を撮影した。

シミュレーション、CCD撮影実験ともに、カメラから対象物までの距離を240 mmに固定し、フォーカスが合った位置(焦点位置)を基準に、フォーカス位置を意図的に80, 100, 120, 140, 160 mmだけ移動させ、1種類の鮮明画像と5種類のボケ画像を作成・撮影した。フォーカスが合った位置からのフォーカス位置のずれ量を画像のボケの度合いを示す指標に用いた。

上記6種類中、各1種類の画像条件に対し、姿勢を x, y 軸回転角 0° を中心に、それぞれ x 軸回りに $\pm 5^\circ$ あるいは y 軸回りに $\pm 5^\circ$ 回転させた5種類の人工関節像を作成・撮影した。以上により、シミュレーション、CCD撮影実験ともに、大腿、けい骨各コンポーネント当たり合計30枚の投影像を推定対象とした。

図6～9に大腿骨コンポーネントのボケ画像とその2値化画像の例を示す。図6, 7はシミュレーション用に作成したレンダリング画像とその二値化画像、図8,

9はCCD撮影像とその二値化画像の例である。このようにして得られた二値化画像からさらに輪郭線像を作成し、この輪郭線像の全周から128点をサンプリングしてFD値算出に用いた。

次に、シミュレーションでのレンダリング画像を対象に画像のボケで撮影像の輪郭形状がどのように変化するかを調べた。輪郭形状の変化に注目する場合、正規化した後のNFDよりFDのほうが適しているため、画像のボケとFDの周波数成分の関係を調べた。すでに述べたように輪郭形状のサンプリング数を128点としたことから、FDの周波数成分 $S(i)$ は $i = -63 \sim 64$ の範囲で求まるが、中・高周波成分の振幅値は急激に減少するため、特に $i = -5 \sim 5$ の低周波成分に注目した。さらに補足実験として、画像処理ソフト(Photo-shop 5.5)を用い、CCD撮影画像の明るさやコントラストを変え、推定精度がどのように変化するかを調べた。

4・2 シミュレーションと実験の結果 画像のボケの度合いを変えた場合の推定精度の検定結果の中から、大腿骨コンポーネントの例を図10～13に示す。図10, 11はレンダリング画像を対象としたシミュレーション結果、図12, 13はCCD画像を対象とした撮影実験結果であり、図10, 12は誤差の絶対値の平均、図11, 13は誤差の標準偏差を示す。

図10～13より明らかなように、シミュレーションとCCDカメラ撮影実験の結果は、誤差の絶対値の平均値、誤差の標準偏差ともに値は多少異なるものの、ほぼ同様の傾向を示す。

図10, 12によれば、誤差の絶対値の平均と画像のボケとの関係は、ボケの度合いが増すほど誤差が増大する傾向が認められ、特に、 x 軸回転と z 軸移動の場合

Fig. 6 Rendering images at various focus conditions [focal positions are shifted from the in-focus position respectively: (a) 0, (b) 80 and (c) 160 mm. Same as Figs. 7 to 9].

Fig. 8 Pictures taken by a CCD camera at various focus conditions

Fig. 7 Binary code images converted from the images in Fig. 6

Fig. 9 Binary code images converted from the images in Fig. 8

はこの傾向が顕著で誤差値も大きい。ただ、 z 軸移動を除き、レンダリング画像ではフォーカス位置のずれが120 mmよりも小さい範囲、CCD画像では100 mmよりも小さい範囲では、誤差の増大傾向は小さい。また、図11、13より、誤差の標準偏差と画像のボケの度

Fig. 10 Mean values of estimation errors for rendering images at various focus conditions

Fig. 11 Standard deviations of estimation errors for rendering images at various focus conditions

Fig. 12 Mean values of estimation errors for CCD pictures at various focus conditions

Fig. 13 Standard deviations of estimation errors for CCD pictures at various focus conditions

合いとの関係は、ボケの度合いが増すにつれ誤差が増大する傾向が認められるものの、レンダリング画像の場合、 x 軸回転を除き、特に明確な誤差の増大傾向は認められない。

レンダリング画像でのボケと輪郭形状のFDの周波数成分との関係を示す結果の中から、大腿骨コンポーネントでの結果の一部を図14、15に示す。図14はFDの第一周波数成分 $S(1)$ のノルム(絶対値) $|S(1)|$ を示し、図15は $S(1)$ 以外の主要周波数成分 $S(2) \sim S(5)$, $S(-1) \sim S(-5)$ のノルムを示す。図14、15によれば、画像のボケの増大に応じて $|S(1)|$ は増加しているが、 $|S(2)| \sim |S(5)|$, $|S(-1)| \sim |S(-5)|$ に目立った変化はない。なお、図示は省略したが、ボケの増大に伴い、中周波数 $|S(-23)| \sim |S(-6)|$, $|S(6)| \sim |S(23)|$ は小さくなり、高周波数 $|S(-63)| \sim |S(-24)|$, $|S(24)| \sim |S(64)|$ は大きくなる傾向が認められた。

図14に示すFDの第一周波数成分のノルム $|S(1)|$ は投影像輪郭のサイズを表しており、 $|S(1)|$ の増大は画像のボケによる投影像サイズ拡大を意味する。注目

Fig. 14 Variation of $|S(1)|$ for a femoral component plotted against deviation of focal position from in-focus position

Fig. 15 Variations of $|S(2)| \sim |S(5)|$, $|S(-1)| \sim |S(-5)|$ for a femoral component plotted against deviation of focal position from in-focus position

すべきは図15に示した主要周波数成分がボケの影響をほとんど受けていないことである。このことから、多少のボケを生じても投影像の輪郭形状はあまり変化せず、推定精度への影響も少ないと考えられる。中周波成分の低下は、ボケにより輪郭形状の角部が鈍化した(丸くなった)ためであり、高周波成分の増大はノイズが増大したためであると考えられるが、これらの周波数成分は振幅が主要周波数成分に比べ極めて小さいため、輪郭形状に及ぼす影響は無視できる。

なお、画像の明るさやコントラストが推定精度に及ぼす影響については、それぞれ画像の明るさは推定誤差の絶対値の平均に、また、コントラストは誤差の標準偏差にわずかず影響を及ぼすことを確認している。これは、画像の明るさ調整により輪郭形状が拡大・縮小した結果、誤差絶対値の平均値が影響を受け、また、コントラストの強弱により輪郭部が濃淡の度合いに応じて削り取られたり膨らんだりすることで誤差の標準偏差が影響を受けたためと考えられる。

また、けい骨コンポーネントを対象とした結果は、以上で示した大腿骨コンポーネントで一連の結果と同様であった。

なお、4章では、CCDカメラ撮影装置の都合上、 x 、 y 、 z 各軸方向の移動量を制限した条件下での実験ならびにシミュレーションの結果を示したが、各軸方向移動範囲をそれぞれ500 mmまで拡大した場合での同様のシミュレーションは実施済みである。この場合でも4章で示したと同様の結果を得ており、かつ x 、 y 方向の精度(誤差の平均値)は1 mm以内、 z 方向のそれは2 mm以内に納まることを確認している。

5. 考 察

本報では、けい骨コンポーネントの特定時に生じる推定ミスの原因究明とその対策法および投影像の画質と推定精度との関係について報告した。

本研究で対象としたTCK けい骨コンポーネントは完全対称形ではないが、三次元姿勢のいかんによっては推定を誤ることがある。ただし、推定ミスを引き起こす場合の姿勢は、ある程度限られており、広域ライブラリの作成過程で、このような領域を特定することは可能である。推定値がこの領域に落ち込んだ場合にのみ、本報で示した第二候補での推定を併用すればミスを回避でき、このために要する余分な演算時間は数秒程度である。けい骨コンポーネントでの推定ミスは単面投影像を用いる限り、いかなるタイプの人工関節でも起こり得るはずであるが、この問題の存在を指摘したのは本研究が初めてであり、その対策についても

本研究で考案した二次推定の採用により初めて可能となったことを強調したい。

ボケ画像のFDの周波数成分については、第一成分と高周波成分が鮮明画像と比べ増大することがわかった。ただし、画像のボケの度合いが小さければその影響は少なく、 z 軸方向移動を除き、位置・姿勢の推定精度に及ぼす影響も小さい。高周波成分の振幅は元来小さいため、これがどのように変化しても全周波数を加算したFD値はあまり変化しない。本研究では、輪郭形状のFDの全周波数をNFDに変換してマッチングを行っているが、画像のボケ対策に限らず、ノイズ除去の目的を含めて高周波成分を除去したFDをマッチングに使用することを検討中である。画像の明るさやコントラストの調整による推定精度の改善度はわずかであり、しかも、X線像を対象とする場合に、明るさやコントラストなどのパラメータ調整はX線照射強度や照射時間の調整を必要とするため、これらのパラメータの調整で推定精度改善を計ることは現実的ではない。

画像のボケによる第一周波数成分の増大が推定精度に及ぼす影響は大きいことが確認された。輪郭形状のサイズを表す周波数第一成分は z 方向移動の推定に用いているが、これをボケ画像に適用した場合、 z 方向移動量を精度良く推定できないだけでなく、この z 方向誤差が他の5種類の位置・姿勢推定精度へも悪影響を及ぼす。

z 方向移動の推定精度のみが著しく低いことは鮮明画像でも確認されている⁽⁶⁾。単面投影では、投影面に垂直な z 方向に関する情報不足は避けられず、 z 方向移動の推定誤差増大傾向は他研究例⁽¹⁾⁽⁴⁾でも報告されている。ただし、その対策案はなにも示されていない。

そこで、本研究では、画像のボケの影響を含め z 方向移動の推定精度改善を計るため、以下の対策案を考案した。

人工膝関節の*in-vivo* 動態推定のために必要な変量は大腿・けい骨コンポーネントそれぞれの絶対的位置・姿勢ではなく、両コンポーネント間の相対的位置・姿勢や大腿骨コンポーネントとけい骨側ポリエチレンプレートとの接触点移動軌跡であることはいうまでもない。人工膝関節の*in-vivo* 動態推定は、本来、運動の滑らかさから人工関節の摩擦・摩耗状態を判定したり、関節接触点の移動軌跡を推定するために行うものである。したがって、後者については、本パターンマッチング法による動態推定に加えて大腿骨コンポーネントとけい骨側ポリエチレンプレートとの幾何学

的接触モデルの援用が不可欠となる。この場合、接触モデル式は10本の方程式で表されることがわかっており、大腿骨・ポリエチレンプレート間の内外側接触点8変数以外に、2変数は接触モデル式からでも求めることができる。よって、上記2変数の一つに z 方向の相対移動量を選定し、その値を接触モデル式から求めた後、パターンマッチングで求めた z 移動量と交換、もしくは平均することで、 z 移動の推定精度を高めることが考えられる。このことは、 z 移動の推定精度に直接的影響を及ぼす画像のボケ対策にもつながる。

以上の方針のもと、本研究ではすでに大腿・けい骨コンポーネント間の相対位置・姿勢推定に関するシミュレーションを実施しており、上記接触モデルを含めたアルゴリズムの開発を今後に予定している。

6. 結 言

本研究で提案する人工関節の動態推定法について、シミュレーションおよびCCDカメラ撮影像を用いた実験を行い、以下の点を明らかにした。

第一に、推定対象物体の対称性に起因した推定ミスについては、第二の推定候補を用意することで解決できることを確認した。第二に、撮影像にボケが生じた場合、その影響は輪郭形状のFDの周波数の第一成分および高周波成分に表れることを見出し、ボケの度合いが小さい場合、推定精度は低下しないことを確かめ

た。さらに、単面投影での本質的弱点である奥行方向(z 方向)移動量の推定精度改善のため、新たな視点に基づく対策案を提示した。

本研究で提案する人工膝関節の *in-vivo* 動態推定法は、一方向からのX線撮影像のみを用いる簡便さと、短時間、全自動的、高精度の推定が可能という特徴を併せ持ち、臨床的応用価値が高いと考えられる。

文 献

- (1) Zuffi, S., Leardini, A., Catani, F., Fantozzi, S. and Cappello, A., A Model-Based Method for the Reconstruction of Total Knee Replacement Kinematic, *Trans. Medical Imaging*, **18**-10 (1999), 981-991.
- (2) Valstar, E. R., de Jong, F. W., Vrooman, H. A., Rozing, P. M. and Reiber, J. H. C., Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants, *J. Biomech.*, **34** (2001), 715-722.
- (3) Fukuoka, Y., Hoshino, A. and Ishida, A., A Simple Radiographic Measurement Method for Polyethylene Wear in Total Knee Arthroplasty, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, **7**-2 (1999), 228-233.
- (4) Banks, S. A. and Hodge, W. A., Accurate Measurement of Three-Dimensional Knee Replacement Kinematics Using Single-Plane Fluoroscopy, *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, **43** (1996), 638-649.
- (5) 廣川俊二・有吉省吾・朝長祐樹・梶山貴史, 単面投影像による人工膝関節の三次元位置・姿勢推定に関する研究, *機論*, **69**-674, C (2002), 144-151.
- (6) 朝長祐樹・廣川俊二・有吉省吾, X線単面投影像による人工膝関節の三次元位置・姿勢推定に関する研究 (CCD画像による実験的検証), *機論*, **69**-687, C (2002), 24-31.