X 線単面投影像による人工膝関節の動態推定*

(大腿・脛骨コンポーネント投影像のオーバーラップ問題とその対策)

廣 川 俊 二^{*1}, 有 吉 省 吾^{*1}佐 藤 文 香^{*2}, 川 田 哲 平^{*3}

A 3D Kinematic Measurement of Knee Prosthesis

Using X-ray Projection Images

(Countermeasure to the Overlap between Tibio-femoral Component Silhouettes)

Shunji HIROKAWA^{*4}, Shogo ARIYOSHI,

Ayaka SATO and Teppei KAWATA

^{*4} 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. As Fourier descriptors were used for compact representation of library templates and contours extracted from the prosthetic X-ray images, the entire silhouette contour of each prosthetic component was required. This caused such a problem as our algorithm did not function when the silhouettes of tibio and femoral components overlapped with each other. Here we planned a novel method to overcome it; which was processed in two steps. First, the missing part of silhouette contour due to overlap was interpolated using a free-formed curvature such as Bezier. Then the first step position/orientation estimation was performed. In the next step, a clipping window was set in the projective coordinate so as to separate the overlapped silhouette drawn using the first step estimates. After that the localized library whose templates were clipped in shape was prepared and the second step estimation was performed. Computer model simulation demonstrated sufficient accuracies of position/orientation estimation even for overlapped silhouettes; equivalent to those without overlap.

Key Words: Knee Prosthesis, Pattern Matching, Overlap, Bezier Curve, Clipping

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り、一方向からの X 線撮影像を基に人工膝関節の動態計測を行う研究が数多く行われている。上記研究に関し、これまでに提案されているアルゴリズムは概略、以下の 2 系統に大別される。

第一の系統は、人工関節のコンピュータモデルをさまざまな回転・移動させ、モデルの投影像が対象人工関節の X 線撮影像と一致したときのコンピュータモデルの位置・姿勢を当該人工関節の位置・姿勢であると判断するアルゴリズムである⁽¹⁾⁻⁽⁴⁾。第二の系統は、種々の姿勢でのコンピュータモデルの投影像の輪郭形状データ群(ライブラリ)をあらかじめ用意しておき、対象人工関節の X 線輪郭形状を上記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である。

Banks と Hodge の研究⁽⁵⁾に代表される後者のアルゴリズムでは、推定対象の X 線撮影像の輪郭形状に最も類似している輪郭形状をライブラリから選び出し、しかるべき補間計算を行うのみであるため、前者に比べ計算量が少なく、高速、全自動的な推定が可能という特徴を有する。これを受けて、著者らは Banks と Hodge の研究を進展させることにより、独自のパターンマッチングアルゴリズムを開発してきた⁽⁶⁾⁻⁽⁹⁾。例えば、彼らのパターンマッチングアルゴリズム(これを一次推定アルゴリズムと呼ぶ)に「二次推定アルゴリズム」⁽⁶⁾を追加することにより、演算の簡略さを保ったまま、高精度推定を可能とし、広範囲で大容量のライブラリの必要性をなくした。また、CCD カメラ撮影像での実験を通し、投影像の画質と推定精度との関係についても検討した⁽⁷⁾⁽⁸⁾。さらに、脛骨上面インサートと大腿骨コンポーネント間の幾何学的接触モデル式をパターンマッチングアルゴリズムと併用することにより、一方向からの単面投影では不可避とされてきた投影面垂直方向の推定精度の低さに対し、根本的な解決を図った⁽⁹⁾。

以上により、著者らのパターンマッチングアルゴリズムは他のアルゴリズムに対しさまざまな特徴を有するに至ったが、大腿・脛骨コンポーネントそれぞれの

* 原稿受付 2005 年 4 月 15 日。

^{*1} 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)。^{*2} 学生員、九州大学大学院工学部。^{*3} 正員、(株)リコープリンテングソリューションズ(〒312-8502 ひたちなか市武田 1060)。

E-mail: hirokawa@mech.kyushu-u.ac.jp

投影像の輪郭全周の形状を対象に各コンポーネントの位置・姿勢を推定するアルゴリズムであるため、両コンポーネントの投影像が重なった状態(オーバーラップ)での推定ができないという問題が残されていた。

そこで本報では、まず、大腿・脛骨両コンポーネントの投影像がオーバーラップする場合の人工関節の位置・姿勢条件について検討し、次いでオーバーラップした投影像でも動態推定が可能な手法を提案し、シミュレーションでその有効性を確認した。

2. 大腿・脛骨コンポーネント投影像のオーバーラップ

2.1 オーバラップの発生条件 大腿・脛骨コンポーネントのX線投影像がオーバーラップする臨界条件は、両コンポーネントの投影像が点接触する場合の両コンポーネントの位置・姿勢で与えられる。図1に示す透視投影系で、投影中心をC、両コンポーネントの投影像の接触点をP、直線CPと大腿・脛骨コンポーネントとの接触点を P_1, P_2 、点 P_1, P_2 における各コンポーネント曲面の法線ベクトルを n_1, n_2 とすると、大腿・脛骨コンポーネントの投影像が点接触する条件は次の2式で与えられる。

$$\overline{CP} \perp n_1, \overline{CP} \perp n_2 \dots\dots\dots (1)$$

$$n_1 \parallel n_2 \dots\dots\dots (2)$$

ここで、式(1)は直線CPと大腿・脛骨コンポーネントが P_1, P_2 で点接触するための条件である。式(2)は、両コンポーネントの投影像輪郭の2法線(n_1, n_2 の投影像)が接触点Pにおいて一直線となるための条件である。

空間における人工膝関節の状態を決定するには、一方のコンポーネントの投影中心に対する位置・姿勢と、これに対する他方のコンポーネントの相対的な位置・姿勢の合計12変数が必要であり、式(1)、(2)を

満たす12変数の組合せは無数に存在する。

そこで、以下のような場合に限定してオーバーラップの発生状況を求めた。まず、オーバーラップが生じる際の人工関節の絶対位置を膝屈曲角をパラメータとして求めた。次に、上記に対しさらに人工関節の絶対姿勢を変えた場合についてオーバーラップの発生状況を調べた。

ここでいう人工関節の絶対位置・姿勢とは、例えば大腿骨コンポーネントに対する脛骨コンポーネントの相対的位置・姿勢と区別するために用いた用語であり、大腿・脛骨両コンポーネントを一体化した場合の絶対座標系における位置・姿勢を意味する。具体的には図1で、投影面と投影中心を絶対座標系に固定し、絶対座標系に対する大腿骨座標系の位置・姿勢を人工関節の絶対位置・姿勢と定義することである。したがって、脛骨座標系も大腿骨座標系と一体となって絶対座標系内を移動・回転することになる。

まず、絶対座標系の3軸回りの回転角が 0° の状態に大腿・脛骨両コンポーネントの姿勢を定めた後、膝屈曲角をパラメータに、式(1)、(2)を満たす大腿骨座標系の原点位置を算出した。なお、実際の膝屈伸運動では内外旋、内外反運動が付随的に生じるが、これらの付随運動の回転角は小さいため、本報では便宜上、脛骨コンポーネントを大腿骨座標系の z 軸回りに回転させ、この回転角を膝屈曲角と定義した。

次に、大腿・脛骨両コンポーネントを絶対座標系の3軸回りに任意の角度だけ回転させて上記と同様の操作を繰返し、人工関節の絶対姿勢を変えた場合のオーバーラップの発生条件を求めた。

図2は、人工膝関節[TCK: Total Compartment Knee, ナカシマプロペラ(株)]を対象に、オーバーラップを生じる際の人工関節の絶対位置を表示したものである。図2で、Y軸方向の一対の曲面が当該膝角度でのオーバーラップの臨界条件を表し、一対の曲面に挟まれた空間がオーバーラップを生じない領域である。

図2から明らかなように、一対の臨界曲面はX-Z平面にほぼ平行に広がっており、オーバーラップの発生状況はほとんどY軸方向の移動、すなわち人工関節の上下位置のみに影響されることがわかる。Z軸方向、すなわち投影面垂直方向に沿っては、負の絶対値が大きくなるほど臨界曲面の間隔は広がっており、人工関節が投影中心から離れるほどオーバーラップは発生しにくくなることがわかる。また、X軸方向、すなわち人工関節の前後方向に沿っては、 $X=0$ を中心に正負両方向へ移動するにつれ臨界曲面の間隔が広がることから、人工関節はX線投影中心から前後に大きく

Fig. 1 Coordinate of projective transformation

移動したほうがオーバーラップは発生しにくくなること
がわかる。

膝屈曲角に応じて、臨界曲面は異なる曲面形状を示すが、膝屈曲角 30° , 60° では一对の臨界曲面の間隔が広く、 0° , 90° で狭くなっている。よって、他の条件が等しければ、膝屈曲初期と終期にオーバーラップが生じやすいことがわかる。

絶対姿勢を変えた場合の結果は無数に求まるため、ヒトの歩行時に下肢全体が絶対座標系において生じる最大内外旋角および最大内外反角だけ人工関節を回転させた場合の結果のみを求めることにした。文献(12)によれば、健康成人の歩行時の下肢の最大内旋角、最大内反角はともに 0° で、膝屈曲角 30° のときに同時に生じており、最大外旋角 10° かつ最大外反角 3° が膝屈曲角 60° のときに生じている。そこで、上記の最大外旋・最大内外反角度分だけ、オイラー角表記法に従って、X軸回り(内外反)、Y軸回り(内外旋)の順に人工関節を回転させた後、脛骨コンポーネントのみを z 軸回りに膝屈曲角度分だけ回転させ、オーバーラップの発生条件を求めた。得られた結果を図3(a), (b)に示す。内外旋角および内反角が 0° の図3(a)は、図2で求めた結果と同一であり、人工関節が投影中心から十分離れた場合に臨界曲面の間隔は広がっている。図3(b)では臨界曲面の間隔はさらに広がっており、健康歩行の場合、人工関節の絶対姿勢はオーバーラップの生じやすさにはあまり影響を及ぼさないことがわかる。

2.2 トレッドミル歩行でのオーバーラップ条件

人工膝関節装着者の代用として健康成人のトレッドミル歩行を対象にオーバーラップの発生状況を求めた。まず、文献(10)~(12)を参照し、トレッドミル歩行時の下肢運動データを基に、人工膝関節の大腿・脛骨コンポーネントそれぞれの絶対位置・姿勢を算出した。次いで、図4に示す撮影条件を設定した上で、式(1)、(2)を基に、1歩行サイクル中におけるオーバーラップ

Fig. 2 Boundary conditions for silhouettes' overlapping as functions of prosthetic translations

の発生状況を求めた。

図5はトレッドミル歩行時の左脚のステックピクチャと膝関節(大腿・脛骨両座標系の中点)の移動軌跡を示したものであり、図ではオーバーラップが発生したときのステックピクチャと膝関節移動軌跡を太線で示してある。

図5によれば、膝関節移動軌跡のY座標がカメラの高さ(500 mm)から上下に離れ、かつ膝屈曲角が大きくなる場合にオーバーラップを生じていることがわかる。また、1歩行サイクル中の遊脚初期と中期にオーバーラップを生じ、立脚期ではオーバーラップを生じないことがわかる。

2.3 投影像輪郭の分離法 図6はオーバーラップ状態にある大腿・脛骨コンポーネント投影像の輪郭図を示す。両コンポーネントの輪郭が交差する部分では輪郭形状が鋭角状となり、輪郭形状の曲率値が $-\infty$ に近くなることを利用して大腿・脛骨両コンポーネントの交差点を識別できる。交差点が求まれば、次の3章で述べる手法を用いることにより、各コンポーネントの位置・姿勢を個別に推定できる。

投影像の輪郭形状から交差点を識別する方法は以下のとおりである。図6において、X軸、Y軸をそれぞれ実軸、虚軸とし、輪郭形状点列を複素数列 $a(n)$

(a) Valus 0° , internal rotation 0° , knee flexion 30°

(b) Valgus 3° , external rotation 10° , knee flexion 60°

Fig. 3 Boundary conditions for silhouettes' overlapping as functions of prosthetic translations and rotations

で表すと、 $a(n)$ の離散フーリエ変換 $S(k)$ は次式で表される。

$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} a(n) e^{-j(2\pi kn/N)}, \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (3)$$

N : 輪郭の点数

n : 複素数列の要素数

k : フーリエ変換の要素数

n を媒介変数として、式(3)を微分すると、

$$\begin{aligned} \dot{a}(n) &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left(j \frac{2\pi k}{N} \right) \cdot S(k) e^{j(2\pi kn/N)} \\ \ddot{a}(n) &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \left(j \frac{2\pi k}{N} \right)^2 \cdot S(k) e^{j(2\pi kn/N)} \end{aligned} \quad (4)$$

となる。一方、媒介変数で表示された曲線 $x(t) = (x_1(t), x_2(t))$ の曲率は、次式で与えられる。

$$\kappa = \frac{\dot{x}_1 \ddot{x}_2 - \dot{x}_2 \ddot{x}_1}{(\dot{x}_1^2 + \dot{x}_2^2)^{3/2}} \quad (5)$$

よって、式(4)で $a(n)$ の実数部分を $x_1(s)$ 、虚数部分を $x_2(s)$ とみなした上で、式(4)を式(5)に代入すれば、

$C_p = 1200, Z_p = 900, H = 500$ (mm)

Fig. 4 X-ray photography set-up for treadmill gait

Fig. 5 Stick pictures of a lower limb and displacement trajectory of a knee joint portion during treadmill gait

$$\kappa(n) = \frac{\text{Re}\{\dot{a}(n)\} \text{Im}\{\ddot{a}(n)\} - \text{Re}\{\ddot{a}(n)\} \text{Im}\{\dot{a}(n)\}}{[\text{Re}\{\dot{a}(n)\}^2 + \text{Im}\{\dot{a}(n)\}^2]^{3/2}} \quad (6)$$

となり、上式(6)が輪郭点列での曲率値を表す。よって、

$$\kappa(n) \rightarrow -\infty \quad (7)$$

が交差点を識別する条件となる。

3. オーバラップ対策

オーバラップ状態にある大腿・脛骨コンポーネント投影像の輪郭から、各コンポーネントの位置・姿勢を個別に推定するため、輪郭欠損部の曲線補間とクリッピング処理を連続的に行う手法を考案した。

3.1 輪郭欠損部の曲線補間 大腿・脛骨コンポーネントの投影像がオーバラップする部分は、大腿骨コンポーネントではコンダイル部分、脛骨コンポーネントではポリエチレンインサートとのかん合部である。以上のことを踏まえた上で、図7に示すように、オーバラップによって欠損した輪郭形状を自由形状曲線で復元することを考える。

大腿骨コンポーネントのコンダイル部は元々円弧状を成しているため、その投影像輪郭形状は曲率の変化が少ない凸曲線となる。そこで、前述の2・3節で求めた2個の交差点を始点、終点とし、オーバラップによる輪郭欠損部分をベジエ曲線で補間する。欠損部の制御点は、交差点近傍の輪郭点列データを基に決定する。

脛骨コンポーネントがポリエチレンインサートとのかん合する部分には複雑な溝部が存在する。しかし、この溝部は投影像の輪郭形状に直接には現れず、また輪郭のフーリエ表現は局所的な形状変化には鈍感である。よって、脛骨コンポーネント投影像の輪郭欠損部

Fig. 6 Trace of the silhouette contour under the overlapping condition

も、大腿骨コンポーネントと同様、ベジエ曲線による補間法を適用する。

ただし、欠損部をベジエ曲線で補間した形状はあくまで近似的なものであるから、パターンマッチング法を適用しても高精度推定は望めない。そこで、曲線補間した近似形状に対しては一次推定アルゴリズムを適用するに止め、以下に述べるクリッピング処理画像に対して二次推定アルゴリズムを適用する。

3・2 クリッピング処理 ここで述べるクリッピング処理法とは、図8に示すように、2交差点を結ぶ直線で両コンポーネントを切断し、オーバーラップ部を切除した輪郭を対象に、パターンマッチングを適用する手法をいう。二次推定で使用する局所ライブラリの要素には、以下のようにして作成したクリッピング画像を用いる。

最初に、例えば大腿骨コンポーネントのコンピュータモデルを前記の3・1節で一次推定した位置・姿勢に置き、モデルの投影像を求める。この投影像に対し図8のクリッピング処理を施すことはすでに述べたとおりであるが、併せて図9に示すように、投影面上のクリッピングフレームa-b-c-dに対応したクリッピングウインドウA-B-C-Dを絶対座標系内に設定する。

次に一次推定で得られた姿勢を中心に、大腿骨コンピュータモデルを所定の角度だけ内外旋、内外反させ、8個の投影像を求める。ただし、これら8個の投影像は、前記クリッピングウインドウを通していため、オーバーラップ部が切り落とされた投影像となる。図

Fig. 7 Interpolation by Bezier curvature to restore missing parts of silhouette due to overlapping

Fig. 8 Clipping for a silhouette to remove its overlapped portion

10は、一次推定で得られた投影像を中心に、その周囲に上記8個の投影像を並べた局所ライブラリを示したものである。

図10のライブラリを用いた二次推定アルゴリズムは、オーバーラップなしの投影像での二次推定アルゴリズムと同一である。また、脛骨コンポーネントを対象とした場合も上記大腿骨コンポーネントの場合と同様である。

4. シミュレーション

4・1 方法 図4にならって $Z_p=1\,200\text{ mm}$, $C_p=900\text{ mm}$ とした上で、表1に示す絶対位置・姿勢と膝屈曲角の組合せによって得られる合計150組の状態に人工関節のコンピュータモデルを設定し、その中から大腿・脛骨両コンポーネントの投影像がオーバーラップ状態となる人工関節の絶対位置・姿勢と膝屈曲角の組合せをランダムに12組選び出した。

次に、上記の12組に対する投影像を対象に、以下の3種の場合についてシミュレーションを行い、位置・姿勢の推定精度を求めた。

I. 欠損部を曲線補間した輪郭を対象とした場合

Fig. 9 Coordinate representation of projective transformation with a clipping window

Fig. 10 Display of clipped contours for the localized library entries

II. 上記Iの曲線補間とクリッピング処理を併用した場合

III. オーバラップした両コンポーネントの一方を消去し、完全な輪郭形状を有するコンポーネントを対象とした場合

上記の3種のシミュレーションの中、オーバラップなしの像を対象としたIIIは、オーバラップ像を対象としたI、IIと推定精度を比較対照する目的で行ったシミュレーションである。また、Iの曲線補間は本来一次推定のみに適用すべきものであるが、二次推定まで行うIIと同一条件で精度を比較するため、シミュレーションではIの場合も二次推定を適用した。

上記の3種のシミュレーションでは共通に一次推定での広域ライブラリの要素間隔を2°に設定し、二次推定は2回まで行うものとして局所ライブラリ要素間隔を1回めは2°、2回めは1°に設定した。

欠損部の曲線補間には制御点数が4点のベジェ曲線を用いた。ベジェ曲線は制御点の終点と始点を必ず通るため、終点と始点を大腿・脛骨両コンポーネント投影像が交差する2箇所に配置した上で、交差点両脇の輪郭点列データを基に最小二乗法を用いて残りの2制御点を決定した。曲線補間とクリッピング処理を併用するIIでは、曲線補間のみのIで一次推定により得られた位置・姿勢を初期値として二次推定を行った。

4・2 結果 図11(a), (b)にシミュレーション結果を示す。図11は12枚の画像における推定値の誤差の平均二乗平方(RMS: root mean square)を示したものである。図11(a)の大腿骨コンポーネントでは、曲線補間のみのIの場合でも、Z軸移動以外の推定精度は比較的良好であった。曲線補間とクリッピング処理を併用したIIの推定精度はオーバラップなしのIIIと同等であり、Z軸移動の精度はむしろIIIより良好であった。図11(b)の脛骨コンポーネントでは、Iでの推定誤差は全体的に大きく、特にZ軸移動と3軸回転の誤差が極めて大きい結果となった。一方、IIの場合の推定精度はIIIと同等であった。

以上により、大腿・脛骨コンポーネントがオーバラップした投影像に対しても、輪郭欠損部を曲線補間し

て一次推定を行った後、クリッピング処理した投影像を対象に二次推定を行えば、オーバラップなしの場合と同程度の精度で推定可能であることを確認した。

なお、シミュレーションに要する計算時間は、オーバラップなしの場合、一次推定で約120秒、二次推定で約30秒であるのに対し、オーバラップ像では、一次推定で約120秒、二次推定で約50秒となり、二次推定でクリッピング処理に要する時間が約20秒増加するに止まった。

5. 考 察

5・1 オーバラップの発生条件 投影中心や投影面の位置などの撮影条件を最適に設定することで、オーバラップの発生を最小限に止めることが可能であると考えられるため、種々の人工膝関節位置・姿勢におけるオーバラップの発生状況を調べた。

オーバラップが生じるか否かを決定する最大の要因は人工関節の高さ(Y軸)方向の移動であり、投影中心をポリエチレンインサートと同一高さに保つことがオーバラップの発生を抑制するための必須条件である。

人工関節の絶対位置が投影中心から離れたり、前後

(a) Femoral component

(b) Tibial component

Fig. 11 Simulation results

Table 1 Prosthetic translations and rotations for selecting overlapping silhouettes

X-rot (deg)	Y-rot (deg)	knee flexion angle (deg)
-20,-15,-10,10,15,20	-10,-5,0,5,10	0,30,60,90
X-trans (mm)	Y-trans (mm)	Z-trans (mm)
0	0	-273

に大きく移動したほうがオーバーラップが生じにくくなる理由は、こうした移動が視距離の増大をもたらし、透視投影が平行投影に近づくためである。絶対姿勢が変化しない限り、平行投影の場合にはY軸方向以外の移動でオーバーラップを生じることはない。一方、人工関節の絶対的な姿勢については、ヒト歩行時の下肢運動で生じる最大内外旋・内外反角度分⁽¹²⁾だけ人工関節を回転させてもオーバーラップの発生状況が大きく変わることはなかった。

トレッドミル歩行を対象としたシミュレーション結果より、遊脚中期と終期にオーバーラップを生じていることがわかった。このような情報を事前に求めておくことにより、さらに効率的なオーバーラップ対策が可能になると考えられる。

5.2 オーバラップ対策 図11(a)の結果によれば、ベジエ曲線による補間のみでも大腿骨コンポーネントの推定精度は比較的良好であった。これは、大腿骨曲面が球状に加工されており、その投影像輪郭が円曲線となるため、ベジエ曲線でオリジナル輪郭を高精度に近似できたためである。例外的にZ軸移動の推定誤差が大きくなっているが、曲線補間とクリッピング処理を併用すれば、オーバーラップなしの場合よりもむしろ誤差が減少していることはすでに述べたとおりである。

図11(b)の結果によれば、脛骨コンポーネントでは、回転の推定誤差が極めて大きい結果となった。これはポリエチレンインサートとのかん合面が溝加工されており、当該部の投影像輪郭が直線に近い形状となるため、ベジエ曲線では精度良く近似できなかったことが原因である。

なお、本報では省略したが、オーバーラップ状態にある人工関節の姿勢をクリッピング法のみで推定した場合、推定の初期値に依存して推定精度は大きく異なり、クリッピング法が有効に機能するには初期値の設定が重要であることがわかっている。緒言でも述べたように本研究では、BanksとHodgeの一次推定アルゴリズムに二次推定アルゴリズムを追加する二段階推定法を採用している。したがって、上記二段階推定法との整合性の面でも、一次推定時に曲線補間法を適用して真値近傍の推定値を得た後、この推定値を初期値として二次推定でクリッピング法を適用するアルゴリズムは極めて合理的である。

オーバーラップ投影像を対象に、曲線補間とクリッピング法によるアルゴリズムを適用してシミュレーションを行った結果、大腿骨コンポーネントだけでなく、脛骨コンポーネントの場合でも、オーバーラップなしの

場合と同程度の推定精度が得られることを確認した。曲線補間は高精度を得ることができない反面、大きな誤差を生じないという特徴を有し、一方、クリッピング法は、適切な初期値を与えることができれば、非常に良好な推定精度を得ることができるという特徴を有する。したがって、両者の長所を活用することにより、オーバーラップ像でも高精度の推定が可能となる。

人工関節装着者のアライメントは健常者のそれと大きく異なる可能性があり、また、X線撮影条件等で推定精度も変化すると考えられるが、これらは今後の検討課題である。

6. 結 言

BanksとHodgeが考案し、著者らが発展させてきたパターンマッチングアルゴリズムには、大腿・脛骨両コンポーネントの投影像がオーバーラップしている場合、人工関節の動態推定ができないという問題が残されていたが、本報ではその解決策を示した。

最初に、両コンポーネント投影像がオーバーラップしている場合の人工関節の位置・姿勢を求めることにより、逆にどのような透視投影条件でオーバーラップが生じやすいかについて検討した。また、ヒトのトレッドミル歩行を対象とした計算例では、1歩行サイクル中、遊脚期の初期と中期にオーバーラップが生じることを確認した。

次に、オーバーラップ投影像を対象に動態推定を行う手法として、欠損部の曲線補間とクリッピング法を併用する手法を提案した。この手法は、高精度推定を目的に著者らが別途考案している二段階推定アルゴリズムとの整合性も高い。さらに、本手法を適用したシミュレーションでは、オーバーラップなしの場合と同等の精度で動態推定が可能であることを確認した。

最後に、各種の人工膝関節をご提供いただいたナカシマプロペラ(株)メディカル事業部に感謝の意を表す。

文 献

- (1) Zuffi, S., ほか4名, A Model-Based Method for the Reconstruction of Total Knee Replacement Kinematic, *Trans. Medical Imaging*, 18-10 (1999), 981-991.
- (2) Valstar, E. R., ほか4名, Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants, *J. Biomech.*, 34 (2001), 715-722.
- (3) Yamazaki, T., ほか6名, Improvement of Depth Position in 2-D/3-D Registration of Knee Implants Using Single-Plane Fluoroscopy, *IEEE Trans. Medical Imaging*, 23-5 (2004), 602-612.
- (4) Mahfouz, M. R., ほか3名, A Robust Method for Registration of Three-Dimensional Knee Implant Models to

- Two-Dimensional Fluoroscopy Images, *IEEE Trans. Medical Imaging*, **22**-12 (2003), 1561-1574.
- (5) 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.
 - (6) 廣川俊二・ほか3名, 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**-67, C (2003), 157-164.
 - (7) 朝長祐樹・ほか2名, 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 (2003), 24-31.
 - (8) 高橋健志・ほか3名, 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), 機論, **70**-700, C (2004), 154-161.
 - (9) 廣川俊二・ほか3名, X 線単面投影像による人工膝関節の動態推定(大腿・けい骨コンポーネントの相対運動推定ならびに関節接触モデルの併用), 機論, **71**-702, C (2005), 646-653.
 - (10) Braune, W. and Fischer, O., *The Human Gait*, (1987), 74-79, Springer-Verlag.
 - (11) LaFortune, M. A., Cavanagh, P. R., ほか, A Three-Dimensional Kinematics of the Human Knee During Walking, *J. Biomech.*, **25**-4 (1992), 347-357.
 - (12) Klopsteg, P. E., Wilson, P. D., ほか2名(荻島秀男監訳, 市川洵・川村洋・ほか7名訳), *Human Limbs and Their Substitutes*, 人間の手足ーリハビリテーション工学へのアプローチ, (1975), 223, 医歯薬出版.