骨密度情報に基づく X 線透過シミュレーションによる 生体関節動態解析手法の開発*

日 垣 秀 彦^{*1}, 白 石 善 孝^{*2}, 下 戸 健^{*1}
中 西 義 孝^{*3}, 三 浦 裕 正^{*4}, 岩 本 幸 英^{*4}

Development of Motion Analytic Technique *in vivo* for the Natural Joint by Simulation of X-ray Transmission Based on Bone Density Distribution

Hidehiko HIGAKI^{*5}, Yoshitaka SHIRAISHI, Takeshi SHIMOTO,
Yoshitaka NAKANISHI, Hiromasa MIURA and Yukihide IWAMOTO

^{*5} Department of Biorobotics, Faculty of Engineering, Kyushu Sangyo University,
2-3-1 Matsukadai, Higashi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka, 813-8503 Japan

For the operative method and evaluation of patients, it is important to clarify three-dimensional kinematics of the natural joint. The study aimed to develop a three-dimensional motion analysis for natural knee joints *in vivo*, using an image matching technique with a high-resolution flat panel detector (FPD). Technique was semi-automatically performed by superimposing the three-dimensional gray-scale model that was reconstructed in beforehand computer on the actual X-ray images. Three-dimensional gray-scale model of the natural knee joint were reconstructed using computed tomography (CT) data. The reconstructed image was moved on a computer so that it could be matched to actual X-ray images. However, the number of pixels in a whole reconstructed image was so huge. Therefore, in this study, several small windows were set up, in which a region of interest was determined to calculate instead of viewing the whole region of the image. The accuracy of the motion analytic method for the natural knee joint was confirmed using some X-ray images taken experimentally. High correlation was observed between the X-ray images and the computational simulating image. The motion analytic method we proposed was a very useful tool for measuring the six-degree-of-freedom (6-DOF) motion of natural kness *in vivo*.

Key Words : Biomechanics, Medical Engineering, Image Processing, Computer Simulating Method, Natural Knee Joint, 6-DOF Motion Analysis

1. 結 言

in vivo バイオメカニクスの領域において, 人工関節の動態パターンの特定や摩耗問題等の解明を行うため, 全人工膝関節置換術 (Total knee arthroplasty, TKA) 後

の生体内における人工関節の動態について盛んに議論が行われるようになってきている^{(1)~(3)}. 本研究グループでも全人工関節置換膝を対象とした6自由度動態解析を行っており⁽⁴⁾, これらの研究により人工関節の改良や設計がなされ, 生活の質 (Quality of life, QOL) の向上が期待されている. これに加え, 生体関節の動態を明らかにすることで, 種々の関節疾患の診断や, 人工関節および術式の改良など様々な分野において, 有用な情報を与えることができる. そのため, 生体関節を対象とした動態解析手法が求められている.

生体関節を対象とした動態解析手法は, 人工関節を対象とした動態解析手法を応用することで開発できると考えられる. しかし, 生体関節を対象とした場合,

* 原稿受付 2009 年 1 月 5 日.

^{*1} 正員, 九州産業大学工学部バイオロボティクス学科(☎ 813-8503 福岡市東区松香台 2-3-1).

^{*2} 正員, 九州産業大学大学院工学研究科.

^{*3} 正員, 熊本大学大学院自然科学研究科産業創造工学専攻先端機械システム講座(☎ 860-8555 熊本市黒髪 2-39-1).

^{*4} 九州大学医学研究院(☎ 812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1).

E-mail: higaki@ip.kyusan-u.ac.jp

骨の輪郭を利用した動態解析では、X 線画像から正確な骨形状を抽出する 2 値化処理が議論されている⁽⁵⁾。骨形状の輪郭を用いた手法においては、X 線画像に対し、CT (Computed tomography) と MRI (Magnetic resonance imaging) それぞれから作成した 3 次元モデルを使用した手法例も挙げられているが、精度検定において、整形外科領域で有効とされている平均誤差 1.0 mm, 1.0 deg 以内を超えている変位も確認できる⁽⁶⁾。さらに、特殊な植込み機器を用いた解析例も報告されているが⁽⁷⁾、侵襲の問題があるため生体での検証は憚られている。そのため、生体関節における運動メカニズムの評価方法は確立されておらず、十分な動態解析が行われていない現状がある。

そこで本研究では、人工膝関節を対象とした本研究グループの動態解析手法を応用し、CT 画像から作成した投影シミュレーション像と、フラットパネルディテクター (Flat panel detector, FPD) から得られる X 線動画画像の各ピクセルにおける画素値の画像相関を用いることで、生体関節の正確な 6 自由度運動を計測する手法を開発し、その有用性について検討した。

2 対象および方法

2・1 撮影機器 対象の撮影に使用した CT と FPD を図 1 に示す。CT 撮影では、スライス画像データ (512×512 pixel, スライス厚さ 1.0 mm, DICOM 規格データ) が取得でき、骨密度等の情報を含んだグレースケール 3 次元モデルの構築に用いる。CT 撮影から得られるスライス画像データは、歪みの少ない画像データとして取得することができる。CT の撮影方法としては、ダイナミック CT と呼ばれる造影剤を注入して撮影する方法等があるが、本研究では生体関節の骨密度等の情報を含んだスライス画像データの取得が目的であるため、造影剤を使用せずに撮影を行う単純 CT で撮影を行った。FPD 撮影では、X 線動画画像データ (2046×1536 pixel, DICOM 規格データ) が取得でき、解析対象の動態を連続撮影することができる。従来の

Fig. 1 Imaging devices (A) Computed tomography (B) Flat panel detector

Image intensifier での撮影では、X 線入力面が曲面であるため X 線画像辺縁部に歪みが発生し、歪みを補正する必要がある。しかし、FPD を利用した撮影においては、平面センサー (Flat panel) を用いているため、得られた X 線動画画像データは、歪みのない画像を取得することができる。

2・2 投影シミュレーション像の作成

取得した CT 画像を図 2 のように順番に並べることによって、骨密度等の情報を含んだ対象のグレースケール 3 次元モデルを構築した。

Fig. 2 The three-dimensional gray-scale model reconstructed using computed tomography images

グレースケール 3 次元モデルは、 $0.351 \times 0.351 \times 1.0$ mm のボクセル (Volume cell, voxel) で構成される。このグレースケール 3 次元モデルをコンピュータ上で任意の空間に配置し、光源および投影面を X 線撮影時と同様の条件とすることで、6 自由度に変化することができる投影シミュレーション像の作成を行う (図 3)。ワールド座標系の定義は投影面上の左上端点を原点とし、水平方向に X 軸、垂直方向に Y 軸、法線方向に Z 軸とした。グレースケール 3 次元モデルの座標系の定義は、任意に定めた。光源と投影面の相対関係は、座標系構築フレーム (Coordinate building frame) を用い、X 線源と平面センサーの相対関係を求めた値を適用した⁽⁸⁾。

投影シミュレーション像作成における各ピクセルのシミュレーション値は、光源座標を $O(x_0, y_0, z_0)$ 、投影面上の任意の点を $A(x, y)$ とし、仮想 X 線がグレースケール 3 次元モデル内を通過する距離と骨密度等の情報値であるボクセル値により算出を行った。図 3 に示すように 1 つのボクセルに着目した場合、仮想 X 線は直線ベクトルであるため、ボクセルを通過しない場合を除き、ボクセルの領域内に必ず 1 つ、もしくは 2

つの交点 P_i が得られる。仮想 X 線がボクセル内を通過する場合、仮想 X 線が通過する 2 点間距離 L を算出した。ボクセルの頂点を (x_i, y_i, z_i) 、それを交点とし直交するボクセルの 2 辺をベクトル $\vec{a}_i, \vec{b}_i$ とすると、ボクセルの 6 つの平面 $\{(x_i, y_i, z_i), \vec{a}_i, \vec{b}_i\} \quad i=1 \sim 6$ と仮想 X 線 $\vec{OA}$ との交点 $P_i(x'_i, y'_i, z'_i) \quad i=1 \sim 6$ は、式 (1) を満たすかどうかで求めることができる。

$$P_i = (x_i, y_i, z_i) + t\vec{a}_i + s\vec{b}_i \quad (1)$$

$$i=1 \sim 6, 0 \leq t \leq 1, 0 \leq s \leq 1$$

式 (1) を満たす 2 つの交点 P_i から、仮想 X 線の通過距離 L を算出する。このとき、交点 P_i が 1 つ以下なら $L=0$ とした。求められた仮想 X 線の通過距離 L にボクセル値 $\alpha(x, y, z)$ を乗じ、X 線吸収量とした。これを全てのボクセルに適用させることにより、投影面上に出力される点 $A(x, y)$ のシミュレーション値を求めた (式 (2))。

$$A(x, y) = \sum_n \alpha_n L_n \quad (2)$$

Fig. 3 Process of calculation in computational simulating image

2・3 動態解析手法 動態解析手法は、2・2 節で述べた投影シミュレーション像を用い、解析対象となる X 線動画像と投影シミュレーション像の各ピクセルにおける画素値の画像相関を用いたイメージマッチングを行うことで、生体関節の動態解析を行う。

この際、X 線動画像では、対象の動作により皮膚や靱帯等の軟部組織が変形し、イメージマッチング中のノイズとなるため、変形が小さい骨部に複数のウィンドウを設けて解析を行う。しかし、相関係数が最大となる極値が走査範囲内で多数存在することが予想されるため、解析を 2 段階に分けた 2 段階推定手法を用いた。

第 1 段階では、図 4 (A) に示すように、大まかな空間位置と姿勢の推定を行うため、必要とする骨全体をウィンドウで囲み対象とし、X 線動画像と投影シミュレーション像のウィンドウ内画素数を減じて解析を行った。まず、1/64 に減じたものに対しイメージマッチングを行い、空間位置と姿勢の推定を行う。次に、得られた空間位置と姿勢を初期値にし、1/16 に減じたものに対しイメージマッチングを行うことで、第 1 段階の空間位置と姿勢を推定した。

Fig. 4 Process of image matching method

第2段階では、図4(B)に示すように、第1段階で得られた空間位置と姿勢を初期値に、ウィンドウ内画素数を減じず詳細なイメージマッチングを行う。この際、膨大なデータ処理が必要なため解析時間を考慮し、対象の空間位置と姿勢を鋭敏に反映しえる骨情報が多く含まれる部位に複数のウィンドウを任意に設け、イメージマッチングを行った。ここで得られた結果を、解析対象の最終的な空間位置と姿勢とした。

2・4 本動態解析手法の検討 ブタの大腿骨を臨床応用の際と同様な条件でほぼ真横から FPD 撮影し、得られた X 線動画像に対し投影シミュレーション像をそれぞれの自由度に変化させ、投影シミュレーション像が示す分解能について検討した(図5)。まず、対象の空間位置と姿勢を鋭敏に反映しえる骨情報が多く含まれる部位に複数のウィンドウを任意に設け、X 線動画像と投影シミュレーション像の相関係数が最も高くなる6自由度を推定し、このときのグレースケール3次元モデルの空間位置および姿勢を基準位置とした。この基準位置から、グレースケール3次元モデルを投影面に対し水平方向である X、Y 軸方向と、法線方向である Z 軸方向に基準位置からそれぞれ-1.0 mm から 1.0 mm まで 0.2 mm 刻みで並進運動させた。同様に、回転運動においても各軸に対し-1.0 deg から 1.0 deg まで 0.2 deg 刻みで変位させ、イメージマッチングにおける相関係数の変化について検討を行った。

Fig. 5 Examination of resolution indicated by computational simulating image

次に、2・3節で示した2段階推定手法の有用性を確認するため、ブタの大腿骨を使用した動態解析シミュレーションを行い、イメージマッチングの各推定段階における相関係数に基づく6自由度の変化の過程について検討した。

最後に、本動態解析手法の精度検定を行うため、動態解析シミュレーションを行った。ブタの大腿骨を臨床応用の際と同様な条件でほぼ真横から FPD 撮影したものを初期姿勢とした。図6に示すように初期姿勢から FPD の平面センサーに対し、おおよそ水平方向と法線方向に 0.5, 1.0, 2.0, 5.0, 10.0 mm 並進運動、絶対座標系の各軸に重ならない任意の軸を中心に、0.5, 1.0, 2.0, 5.0, 10.0 deg 回転運動を与えて行い、それぞれに対し X 線撮影を行った。これらすべての X 線動画像に対してイメージマッチングすることで、それぞれの変位方向に対して、上記5条件を各3回の計15回ずつ繰り返し検定を行い、二乗平均平方根偏差 (Root mean square error, RMSE) を使用し精度を算出した。

Fig. 6 Condition of X-ray photography in accuracy test

3. 結 果

3・1 投影シミュレーション像の分解能 イメージマッチングにおける並進運動と回転運動の変位に対する相関係数の変化を図7に示す。基準位置となる6自由度では、X 線動画像と投影シミュレーション像の相関係数は約 0.897 と高い値を示していた。

グレースケール3次元モデルを基準位置から各軸方向に並進運動させた場合、全自由度において相関係数が減少することが確認できた。投影面に対し水平方向である X 軸方向の変位では、他の自由度と比較し相関係数が大きく減少しており、変位量-1.0 mm で相関係数が最低の約 0.850 を示した。投影面に対し水平方向である Y 軸方向の変位では、基準位置から変位するにつれ相関係数は減少しており、変位量 1.0 mm で相関係数が最低の約 0.882 を示した。投影面に対し法線方向である Z 軸方向の変位では、基準位置から変位する

につれ相関係数は僅かに減少しており、変位量 1.0 mm で最低の約 0.896 を示した。

グレースケール 3 次元モデルを基準位置から各軸を中心に回転運動させた場合、並進運動させた際と同様、回転させるに従い全自由度において相関係数の減少が確認されたが、変化は小さかった。X 軸回りの回転運動では、基準位置から変位させていくと相関係数は全体的に緩やかに減少しており、変位量 1.0 deg で相関係数が最低の約 0.894 を示した。Y 軸回りの回転運動では、変位量 1.0 deg で相関係数が最低の約 0.889 となった。Z 軸回りの回転運動では、変位量 1.0 deg で相関係数が最低の約 0.885 となった。

並進運動と回転運動の全自由度において、自由度に対して相関係数の変化に差が見られたが、0.2 mm, 0.2 deg の僅かな変位でも、相関係数の減少を確認できた。

Fig. 7 Change of correlation coefficients during 6-DOF motion of computational simulating image in image matching

3・2 2 段階推定手法の検討 2 段階推定手法の各段階推定結果における、各軸の並進運動と回転運動に対する相関係数の過程を図 8、図 9 および図 10 に示す。図中の白点は、各段階における空間位置と姿勢を示している。

図 8 は、解析を行う前の初期姿勢における相関係数を示している。本検定で行った走査範囲においては、X, Z 軸では相関係数が最大となる極値が 1 箇所だが、

Fig. 8 Default position of translation and rotation with respect to correlation coefficients

Fig. 9 Position in first step of translation and rotation with respect to correlation coefficients

Fig. 10 Position in second step of translation and rotation with respect to correlation coefficients

Y 軸では極値が 2 箇所あることが確認できる。このことから、Y 軸ではどちらの極値にも収束する可能性が考えられる。

しかし、第 1 段階における大まかな空間位置と姿勢の推定を行った結果では、誤った極値側を回避し、正しい極値側へ収束していることが確認できる (図 9)。

さらに、第 2 段階の詳細な空間位置と姿勢の推定を行った結果では、正しい極値側でより大きな相関係数へ収束していることが確認できる (図 10)。よって、本研究で用いた 2 段階推定手法は、正しい極値への収束に有用な手法であると考えられる。

3・3 動態解析精度 ブタの大腿骨を用いた本手法の精度検定の結果を表 1 および図 11 に示す。並進運動におけるおおよそ水平方向の変位の平均誤差は 0.84 mm であり、初期姿勢から 10.0 mm の変位で最大誤差 1.61 ± 0.41 mm を生じた。おおよそ法線方向の変位の平均誤差は 0.17 mm であり、初期姿勢から 10.0 mm の変位で最大誤差 0.18 ± 0.07 mm を示した。任意の軸を中心に行った回転運動における平均誤差は 0.29 deg であり、初期姿勢から 2.0 deg の変位で最大誤差 0.35 ± 0.26 deg を生じた。

Table 1 Error of image matching method using femur

Average error (RMSE)		
Translation		Rotation
(in-plane)	(out-of-plane)	
0.84 [mm]	0.17 [mm]	0.29 [deg]

Fig. 11 Error of image matching method using femur

4 考 察

投影シミュレーション像の分解能については、並進運動における相関係数の変化を示す結果において、X 軸方向と Y 軸方向の変位では、X 軸方向の変位の方が Y 軸方向の変位に対して、大きく相関係数が減少していた。これは、異方性を持ったボクセルが、投影面に対して Y 軸方向に縦長で構成されている。さらに、本検定では、FPD の撮影時に骨軸が Y 軸方向になるように撮影を行っているため、皮質骨や海綿骨等が Y 軸方向に比較的強い配向を示していることが考えられる。そのため、X 軸方向の変位の方が、X 線動画像に対し投影シミュレーション像の変化が大きくなり、相関係数の変化が大きくなったと考えられる。Z 軸方向の変位では、投影面に対し法線方向の変位であり、投影シミュレーション像のスケーリングにあたる。そのため、若干の変位量では大きな変化は見られなかったと考えられる。

回転運動における相関係数の変化を示す結果においては、Z 軸回りの回転運動で相関係数に最も大きな変化が確認できた。これは、Z 軸回りの回転運動が屈曲・

伸展の変位に相当するため、大腿骨幹のずれからも顕著に変化が現れたと考えられる。X 軸と Y 軸回りの回転運動は、それぞれ内転・外転と内旋・外旋の運動に相当するが、ウィンドウは大腿骨顆部に設けられており、本実験では Z 軸回りの回転運動ほど変化しなかったと考えられる。

並進運動と回転運動の全自由度において、0.2 mm, 0.2 deg の僅かな変位でも相関係数の減少を確認できたことから、0.2 mm, 0.2 deg 以内の分解能を持っていることが言え、複数のウィンドウ内のみでの画像相関を利用したイメージマッチング手法の有用性を示唆していることが考えられる。

本動態解析手法の精度については、並進運動において、法線方向の変位に対する X 線動画像の変化は微小なため、水平方向の変位より精度が劣ると考えられるが、本検定では水平方向の変位の方が、法線方向の変位に比べ精度が劣っていた。その理由として、FPD の光源が一定の微小面積を有していることが考えられる。しかし、投影シミュレーション像の作成においては、仮想の光源を点光源として用いている。そのため、面内方向の変位にあたる水平方向の変位では、投影シミュレーション像の作成時に、光源の誤差による影響を大きく受け、面外方向の変位にあたる法線方向の変位に比べ、精度が劣ったと考えられる。

すべての変位において、平均誤差が整形外科領域で有効とされる 1.0 mm, 1.0 deg 以内に収まっているため、生体関節の動態解析手法として有用性があると考えられる。

5. 結 論

生体関節の正確な 6 自由度運動を計測するため、CT 画像データを基に作成した投影シミュレーション像と X 線動画像データを用いることで、各ピクセルにおける画素値の画像相関を利用した本動態解析手法について検討を行った。投影シミュレーション像の分解能における検討では、0.2 mm, 0.2 deg 以内の分解能があることが確認でき、複数のウィンドウ内のみでの画像相関を利用した本動態解析手法の有用性を示唆していることが考えられる。2 段階推定手法は誤った極値を回避し、正しい極値へ収束させるのに有用であることが確認できた。本手法の動態解析における精度検定では、整形外科領域で有効とされる平均誤差が 1.0 mm, 1.0

deg 以内に収まっていることが確認できた。以上のことより、本手法の生体関節を対象とした正確な 6 自由度動態解析手法は、有用であると考えられる。しかし、1 つの X 線画像を解析するにあたり、本手法の解析時間は 6 時間程度を要しているため、臨床応用時には検討が必要であると考えられる。

文 献

- (1) Banks, S.A., Harman, M.K., Bellemans, J. and Hodge, W.A., Making Sense of Knee Arthroplasty Kinematics: News You Can Use, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, Vol.85-A, No.4 (2003), pp.64-72.
- (2) Nishino, K., Hayashi, T., Suzuki, Y., Koga, Y. and Omori, G., Accuracy verification of the photostereometric system KKN/1B developed for intraoperative measurement of knee movement immediately after total knee arthroplasty, *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, Vol.9, No.4 (1999), pp.261-273.
- (3) Walker, S.A., Hoff, W., Komistek, R. and Dennis, D., "In vivo" pose estimation of artificial knee implants using computer vision, *Biomedical sciences instrumentation*, Vol.32, (1996), pp.143-150.
- (4) Shimoto, T., Higaki, H., Yasutake, S., Yoshizumi, M., Nakanishi, Y., Hamai, S., Miura, H. and Iwamoto, Y., Motion Analysis of Kneeling for Artificial Knee Implants, *Biomechanism*, Vol.18, (2006), pp.71-78.
- (5) Nishimura, I., Ishida, T., Murabayashi, S., Mitamura, Y., Nakamura, T., Ito, H., Matsuno, T., Higa, M., Hasei, M. and Kuramoto, K., A Study of Outline Sampling Strategies for the Femoral CT Images, *Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering*, Vol.44, No.1 (2006), pp.77-84.
- (6) Moro-oka, T., Hamai, S., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B.J., Iwamoto, Y. and Banks, S.A., Can Magnetic Resonance Imaging-Derived Bone Models Be Used for Accurate Motion Measurement with Single-Plane Three-Dimensional Shape Registration?, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.25, No.7 (2007), pp.867-872.
- (7) Lafortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J. and Kalenak, A., Three-dimensional kinematics of the human knee during walking, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.25, No.4 (1992), pp.347-357.
- (8) Higaki, H., Shimoto, T., Miura, H., Kawano, T., Mawatari, T., Moro-oka, T., Nakanishi, Y., Kurata, K. and Iwamoto, Y., Application of Pattern Matching Method in Motion Analysis for TKA, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.68, No.674 (2002), pp.221-228.