

て2つの輪郭の違いを評価し、閾値 ε より大きければStep 2に戻り、以下ならばStep 4に進む (3. を参照)。

Step 4: 輪郭決定

推定輪郭を最終的な輪郭線とする (図2-(d))。

2. 推定輪郭の更新

推定輪郭の更新手順について述べる。本研究では、推定輪郭近傍における濃度値を用いて推定輪郭の探索を行う。まず、Step 1で得られた初期推定輪郭に対する法線を算出する (図2-(b))。次にその法線上の濃度値を抽出し、この濃度値を用いて次の推定輪郭を決定する。以下にその具体的な手順を示す。

まずStep 1で得られた初期推定輪郭 C_0 を

$$C_0 = \{p_{i,0} \equiv (x_{i,0}, y_{i,0})^T | i=0, 1, \dots, N-1\}$$

とする。ここで N は輪郭の点列数を表す。この初期推定輪郭 C_0 を逐次更新し $\{C_k | k=0, 1, 2, \dots\}$ 、最終的な輪郭 C_∞ に収束させることを考える。

次に C_k の $p_{i,k} \equiv (x_{i,k}, y_{i,k})^T$ における法線 L_i を

$$L_i: p = l_{n_i} + p_{i,k} \dots \dots \dots (1)$$

とする。ここで $p \in \mathbb{R}^2$ (2次元空間) は法線上の任意の点の位置ベクトル、 $l \in \mathbb{R}$ (実数) はパラメータである。この法線上の画素の濃度分布 $G(p_{i,k})$ を

$$G(L_i) = \{I_i(l_j) | j=0, 1, \dots, L-1; l_{j+1} > l_j\}$$

とする。この濃度分布を用いて次の推定輪郭を探索する。まず、5点微分公式により法線上の濃度値を微分する。 l_j で表わされる法線上の点における濃度値の数値微分 $D(l_j)$ は、

$$D(l_j) \equiv dI_i(l)/dl|_{l=l_j} = (I_{j-2} - 8I_{j-1} + 8I_{j+1} - I_{j+2})/12 \dots \dots \dots (2)$$

で表わされる。次に $\{D(l_j) | j=0, 1, \dots, L-5\}$ の標準偏差 σ_i を算出する。ここで L は法線のピクセル数を表す。この σ_i を閾値として、法線 L_i 上で閾値以上の点 $p(l_m)$ ($I_i(l_m) \geq \sigma_i$) を探索する。その点列を

$$T_i = \{p(l_m) \equiv (x(l_m), y(l_m))^T | m=0, 1, \dots, M-1\}$$

と表す。ここで M は点列数を表す。各点 $p(l_m)$ と $p_{i,k}$ の距離 $d_{m,i}$:

$$d_{m,i} = \{(x(l_m) - x_{i,k})^2 + (y(l_m) - y_{i,k})^2\}^{1/2} \dots (3)$$

を求め、その最小値 $d_{p,i} \equiv \text{Min}(\{d_{m,i}\})$ を求める。その最小値を与える法線上の点 $p(l_{p,i})$ の点列 $\{p(l_{p,i}) | i=0, 1, \dots, N-1\}$ をStep 1と同様にB-スプライン補間し、次の推定輪郭 $C_{k+1} = \{p_{i,k+1} \equiv (x_{i,k+1}, y_{i,k+1})^T | i=0, 1, \dots, N-1\}$ とする (図2-(c))。

3. 反復の終了判定

本節では、Step 3の反復終了条件について述べる。まず、更新前後の2つの輪郭の違いを表す評価関数 J_k を次のように定義する。法線 L_i における2つの輪郭 C_k と C_{k+1} の点 $p_{i,k}$ と $p_{i,k+1}$ の距離を求め、その重み付き二乗和:

$$J_k = \frac{1}{S} \sum_{i=0}^{N-1} \frac{\|p_{i,k} - p_{i,k+1}\|^2}{\sigma^2} \dots \dots \dots (4)$$

$$S = \sum_{i=0}^{N-1} \frac{1}{\sigma^2} \dots \dots \dots (5)$$

を評価関数 J_k とする。ここで σ^2 は法線 L_i 上の濃度分布 $G(p_{i,k})$ の分散を表す。収束判定の閾値を ε とすれば、

$$|J_k - J_{k+1}| \leq \varepsilon \dots \dots (6)$$

を満たすとき反復を終了し、Step 4へと進む。閾値 ε は、予備実験により決定した。満たさないときはStep 2へ戻る。

レジストレーション精度評価

1. 座標系設定

骨モデルの解剖学的座標系 (Σ_{mod}) は以下の手順で設定した。まず、大腿骨頭、内側後顆、外側後顆の3つをそれぞれ球近似し、その球中心の3点を求めた。球近似には専用ソフトウェア Model Viewer (LEXI社, 東京) を用いた。原点 O は、内側と外側の後顆近似球中心の中点とした。X軸は、外側後顆近似球中心から内側後顆近似球中心に向かうベクトル方向に設定した。次に、外側後顆近似球中心から骨頭近似球

中心に向かうベクトルとX軸との外積を求め、得られたベクトル方向をY軸とした。Z軸はX軸とY軸の外積から求めた。

2. 実験条件

対象はあらかじめマーカを4個設置した左足大腿骨モデルボーンとした。モデルボーン及びマーカは、スライス間隔1.0 [mm] でCT撮影した (Sensation16, SIEMENS社, Germany)。骨モデル及びマーカ・モデルは、CT撮像データから専用ソフトウェアZed View (LEXI社, 東京) を用いて作成した。2方向X線撮影装置にはBV Libra (Phillips社, Netherlands) を用いた。

3. 実験手順

参照値は、1. で述べた骨モデル座標系 Σ_{mod} とマーカ座標系 Σ_{mar} の位置関係、すなわち Σ_{mod} から Σ_{mar} への座標変換 T_{mar}^{mod} とした。ここでマーカ座標系 Σ_{mar} は、2. で述べたマーカ・モデル上に設定した。実験手順を以下に示す。まず2方向透視X線画像の撮影時を再現する仮想空間を設定する。次に、マーカの3次元位置を2つの透視画像から算出する。最小二乗法を用いて、2つの透視画像のマーカ像にマーカ・モデルをフィッティングする。参照値 T_{mar}^{mod} を用いて骨モデル座標系 Σ_{mod} の仮想空間での位置・姿勢を算出する。前章で述べた半自動抽出法を用いて透視X線画像の骨輪郭を抽出し、2D/3Dレジストレーションを用いて透視X線画像に骨モデルの投影像を重ね合わせる³⁾。その結果、骨の3次元位置・姿勢の推定値が得られる (図3)。このときの骨座標系を Σ_{mod}' とする。最後に Σ_{mod} から Σ_{mod}' への偏位を表す座標変換 $T_{mod}'^{mod}$ を算出し、その並進成分 (内外, 前後, 遠近) と回転成分 (屈曲伸展, 内外反, 回旋) を誤差評価のパラメータとした。検者は大学院生3名、輪郭抽出回数は10回とした。

結 果

図4にレジストレーションの作業時間を示す。輪郭抽出の時間は、本研究では1回 (透視画像2枚) につき平均2 [min]、先行研究では10 [min] であった。レジストレーション1回

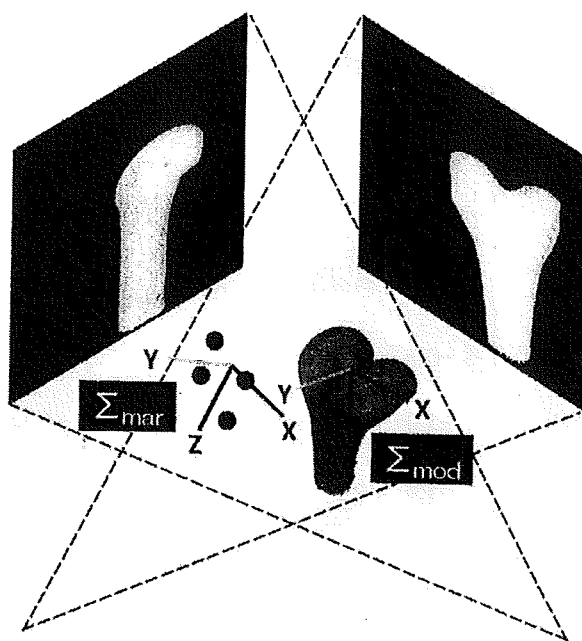


図3. 2D/3D registration using a set of biplane fluoroscopic images and 3D bone model.

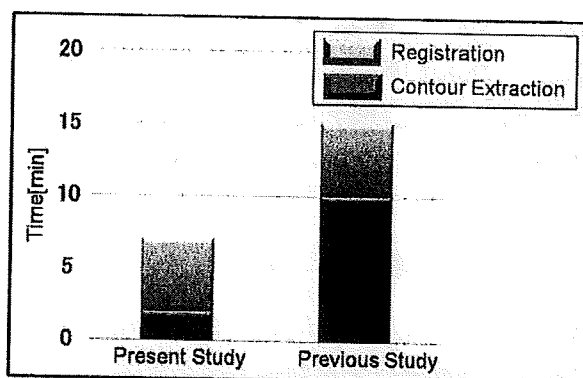


図4. Total time to accomplish entire registration operation consisting of contour extraction and 2D/3D registration.

の時間は本研究、先行研究ともに平均5 [min] であった。使用したコンピュータはDimension 9200 2.13GHz (DELL社, 米国), OSはWindows XP (Microsoft社, 米国) であった。

図5に骨モデルの参照位置からの偏位を示す。検者Aで屈曲伸展 0.32 ± 0.28 [deg], 内外反 0.08 ± 0.21 [deg], 回旋 -0.03 ± 0.51 [deg], 内外方向 -0.98 ± 0.21 [mm], 前後方向 0.24 ± 0.31 [mm], 遠近方向 0.98 ± 0.17 [mm] であった。検者Bで屈曲伸展 0.28 ± 0.39 [deg], 内外反 -0.01 ± 0.20 [deg], 回旋 -0.10 ± 0.64 [deg], 内外方向 -0.97 ± 0.23 [mm], 前後方

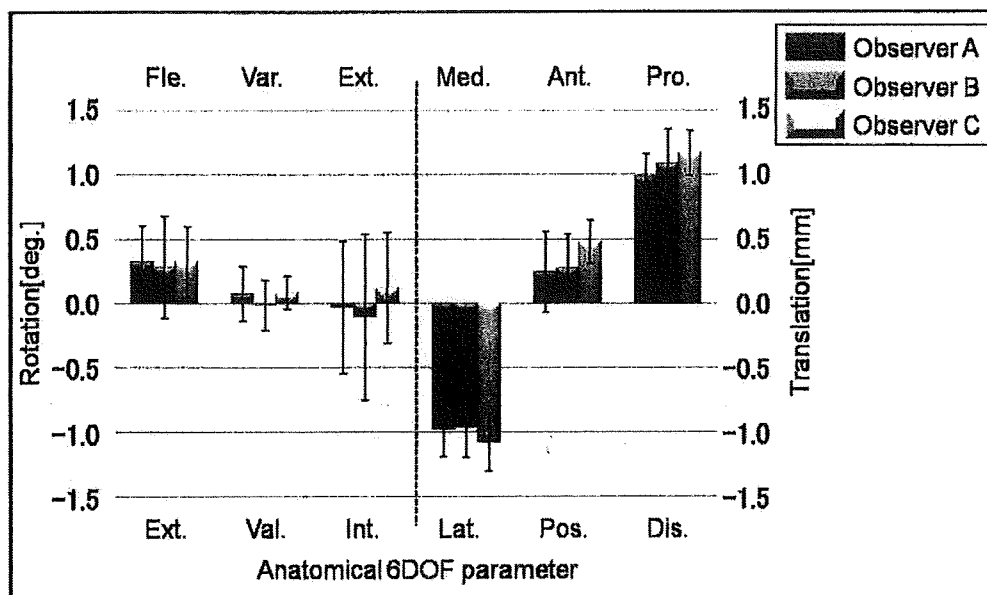


図5. Estimation error in the position and orientation of the femur obtained by 2D/3D registration.

向 0.27 ± 0.26 [mm], 遠近方向 1.08 ± 0.26 [mm]であった。検者Cで屈曲伸展 0.32 ± 0.27 [deg], 内外反 0.08 ± 0.13 [deg], 回旋 0.11 ± 0.43 [deg], 内外方向 -1.08 ± 0.22 [mm], 前後方向 0.47 ± 0.17 [mm], 遠近方向 1.16 ± 0.18 [mm]であった。

考 察

我々は、レジストレーション作業の時間短縮のために、骨輪郭の半自動抽出法を考案した。はじめに輪郭抽出法について論じる。従来は、まずフィルタをかけてエッジを抽出し、その中から輪郭線を抽出し、得られた輪郭線部分を連結するのが一般的であった^{1), 2)}。この輪郭線の抽出・連結作業は手作業が残ってしまうため、作業時間が大きくは短縮しないという問題が残る。それに対し提案法は、まず手動で輪郭をデジタル化し、このデジタル化点を用いて自動で輪郭を決定する方法である。デジタル化は手作業ではあるが、数十点と比較的少ないため、従来法よりも負担が少ないものと考えられる。以上より提案法は、従来法よりも時間短縮効果が大きいものと考えられる。

次に総作業時間について論じる。図4より輪郭抽出の時間は、先行研究⁶⁾の5分の1であっ

た。レジストレーションの時間は同様であったため、作業全体の時間は先行研究の2分の1であった。このように、提案法は総作業時間の短縮に有効であった。

最後にレジストレーション精度について論じる。図5より各パラメータの標準偏差は、検者A, B, Cいずれにおいても 1.0 [deg], 1.0 [mm]以内であった。これより提案法の再現性は高いと考えられる。しかし参照位置からの偏位は、内外、遠近方向ですべて 1.0 [mm]以上であった。その誤差要因としては、輪郭抽出誤差と骨モデル形状誤差の2つが考えられる。まず輪郭抽出誤差について論じる。抽出した輪郭と画像上の輪郭は、目視で確認したところほぼ一致していた。そのため抽出した輪郭形状の誤差はレジストレーション誤差の主たる要因ではないと考えられる。次に骨モデル形状誤差について論じる。まず、参照値 $^{mod}T_{mar}$ を用いて骨モデルを透視画像上に投影する。次に、その輪郭を透視画像上に透視画像の骨輪郭と参照値を用いて重ね合わせた骨モデルの投影輪郭を目視で比較したところ、骨モデルの投影輪郭は透視画像の骨輪郭よりもわずかに大きかった。つまり、CT骨モデルが実際の骨よりも大きかったと考えられる。以上のことより、レジストレーション誤差

の主要因は骨モデル形状誤差であると考えられる。今後、CTモデル作成時におけるCT値の閾値を最適化する必要がある。

ま と め

我々は、鏡視下手術へのCAOS導入を目的として、骨モデルを鏡視画像にリアルタイムに重ね合わせ表示するシステムを開発してきた。今回、レジストレーション作業の時間短縮のために、骨輪郭の半自動抽出法を考案した。本手法は、透視X線画像を用いた3次元動作解析にも応用可能である。レジストレーション精度を評価した結果、提案法は、作業時間が短縮可能であり、かつ再現性の高い輪郭抽出が可能であった。今後の課題は、CT骨モデルの改善と切断肢を用いたレジストレーション精度評価である。

文 献

- 1) Banks S. A. and Hodge W. A. : A Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. IEEE Trans. Biomedical Engineering 43 (6) : 638-649, 1996.
- 2) Mahfouz M., Hoff W. et al. : Effect of segmentation errors on 3D-to-2D registration of implant models in X-ray images. Journal of Biomechanics 38 (2) : 229-239, 2005.
- 3) 平澤信, 林豊彦 他 : 3次元コンピュータモデルと2方向X線像との重ね合わせを用いた人工関節置換膝の位置・姿勢の推定. 信学技報102(89): 37-40, 2002.
- 4) 織田広司, 林豊彦 他 : 膝の透視X線画像における骨輪郭の半自動抽出法. 信学技報108 (52) : 33-38, 2008.
- 5) Paolo D, Maria C et al. : A Novel Mechatronic Tool for Computer-Assisted Arthroscopy. IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine 4 (1) : 15-29, 2000.
- 6) 佐々木俊行, 林豊彦 他 : 関節鏡ナビゲーション手術システムにおける骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ精度評価. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29 : 241-246, 2008.

3次元骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ表示システム

— 水中におけるカメラ校正及び切断肢を用いた精度評価 —

石谷 周一^{※1} 織田 広司^{※1} 林 豊彦^{※1※2} 大森 豪^{※3}
渡邊 聡^{※4} 谷藤 理^{※5} 佐藤 卓^{※5} 古賀 良生^{※5}

Superposing display of 3D bone model upon its arthroscopic image.
— Camera calibration in water and an accuracy evaluation using a cadaveric knee —

Shuichi ISHIYA, Koji ODA, Toyohiko HAYASHI, PhD., Go OMORI, MD.,
Satoshi WATANABE, MD., Osamu TANIFUJI, MD., Takashi SATO, MD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

We developed a navigation system for arthroscopic surgery so that preoperative planning could be understood intuitively during surgery. To establish such a system, we have been developing a system of superimposing 3D bone-model reconstructed from preoperative tomographic images upon the arthroscopic image on a real-time basis. Such superimposition facilitates visualization of surgical planning using the intraoperative arthroscopic image, if it is incorporated into the bone model before surgery. The present study evaluated the accuracy of the superimposing system using a cadaveric knee. In an attempt to validate the accuracy, we first calibrated the arthroscope in water, and then placed three target points near the center of the intercondylar fossa of the femoral bone model. In experiments, we measured the position of the target points superimposed upon arthroscopic image of the joint filled with saline using a probe mounted on the end of the arthroscopic tube. Experiments showed that the error of each target evaluated as the distance between the actual point and the measured point was less than or equal to 3.49 [mm] on average, which was larger than that described in our previous report. Primary causes for the increase in the error would be measurement error of the system, cartilage thickness unincorporated in the model and a restriction of the digitizing direction of the probe at each target point. To eliminate such problems is a task to be accomplished in a subsequent study.

Key words : arthroscopic surgery, computer-assisted orthopaedic surgery, accuracy verification, cadaveric experiment.

※1 新潟大学大学院 自然科学研究科

〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

- ※ 2 新潟大学 工学部福祉人間工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 3 新潟大学 超域研究機構
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 4 新潟大学大学院 医歯学総合研究科
〒951-8501 新潟県新潟市中央区旭町通一番町757
- ※ 5 新潟こばり病院 整形外科
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3丁目27番11号

Corresponding Author : Toyohiko HAYASHI, PhD.

Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University
2-8050 Ikarashi, Niigata 950-2181, JAPAN
Tel : 025-262-7339 Fax : 025-262-7778
E-mail address : hayashi@eng.niigata-u.ac.jp

はじめに

近年、ナビゲーション手術の普及が進み、内視鏡手術へも応用され始めている。しかし、ほとんどの内視鏡手術ナビゲーションシステムでは、システムの表示画面が実際の鏡視画像とは異なるため、術者が二画面間の対応を理解しにくいという問題がある。そこで我々は「術者が感覚的に理解しやすい内視鏡手術ナビゲーション」を開発コンセプトとして、術中の鏡視画像中に術前計画を可視化することを目的とした。そのために、CCDカメラ、3次元骨モデル、パーソナルコンピュータを用いたナビゲーションシステムを開発してきた^{2),3)}。

先行研究では、関節鏡視下手術支援のために、骨モデルを鏡視画像に重ね合わせて表示するシステムを開発し、モデルボーンを用いてシステムの総合精度を実験的に評価した²⁾。今回は、切断肢を用いて実際の術場に近い環境を設定し、その中でシステムの精度を実験的に評価した。

対象および方法

1. リアルタイム重ね合わせ表示システム

1.1 システム概要

本システムは、30°斜視鏡 (Smith & Nephew

社, Germany), LCDモニタ, トラッキング装置 (ProReflex MCU240, Qualisys社, Sweden), コンピュータ (LATITUDE D620, DELL社, USA), オーバーレイ表示機能付ダウンコンバータ (Tempest SX PC VIDEO OVERLAY, ADTECHNO社, 東京) からなる (図1)。関節鏡と骨には、トラッキング用のマーカを4個ずつ固定する。事前にコンピュータに与えるデータは、関節鏡の内部・外部変数、3次元骨モデル、マーカ座標系に関する3次元骨モデルの位置・姿勢 (図4)、マーカ間距離である。術中における骨・関節鏡の位置関係は、マーカ・トラッキングによりリアルタイム計測する (計測精度 0.71 ± 0.09 [mm])。カメラ台数は2台とし、各マーカの識別にはマーカ間距離を用いる。図1に示すように、骨マーカ位置から骨モデルの実空間における位置・姿勢を推定し、それを関節鏡に仮想投影すれば、骨モデルの仮想鏡視画像を得ることができる。それを実際の鏡視画像にオーバーレイ表示する (図2)。

1.2 水中における関節鏡カメラ校正

カメラ校正では、関節鏡の内部変数 (焦点距離、画像の歪み) と外部変数 (ワールド座標系に対するカメラの位置・姿勢) を求める。そのために、関節鏡先端と校正ボード間を水で満た

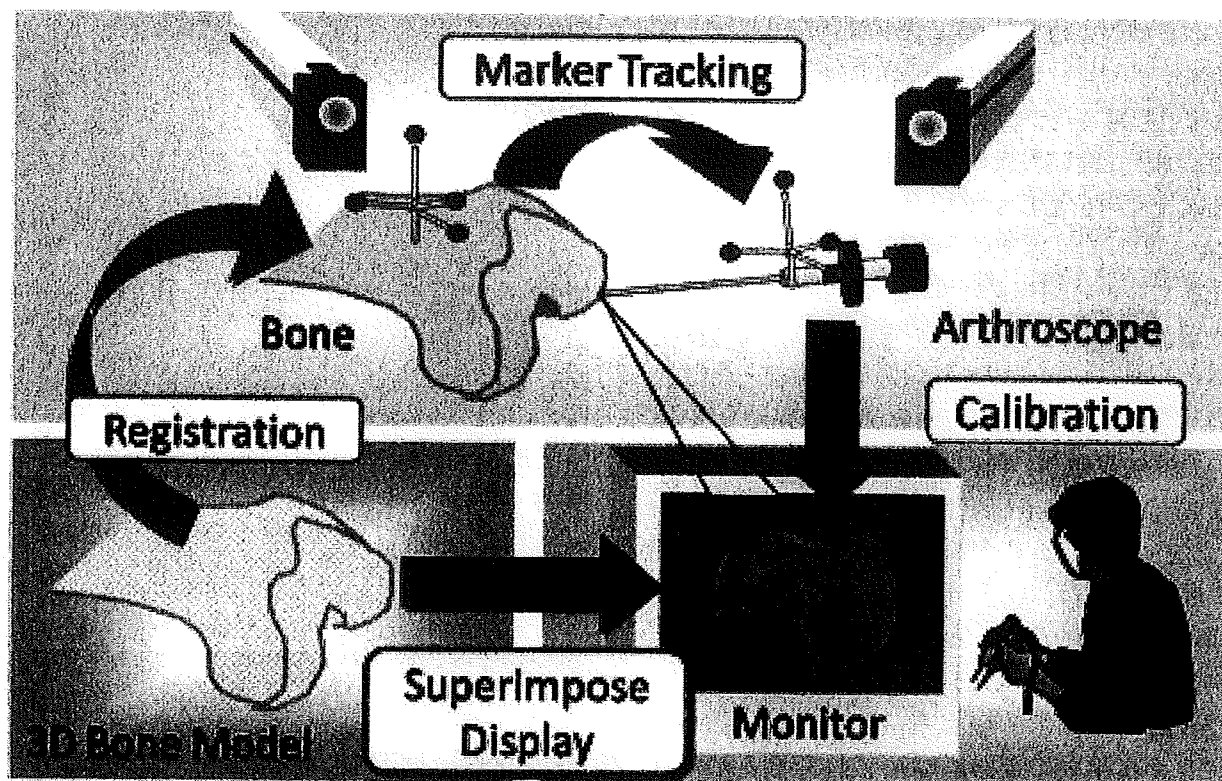


図 1. System configuration.

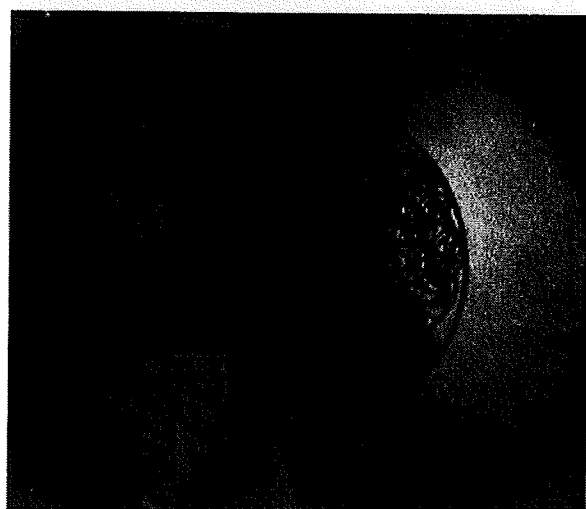


図 2. Superimpose display in which a computer model of the bone was superimposed over the actual bone surface on a real-time basis.

した校正装置を製作した (図 3). 校正ボードには、直径 1 [mm] の鋼球マーカを 10 [mm] 間隔で 7×7 個配置した。校正用の 3 次元点列は $7 \times 7 \times 6$ 点とし、精密移動ステージでボードを面に垂直な方向に 5 [mm] 間隔で 25 [mm]

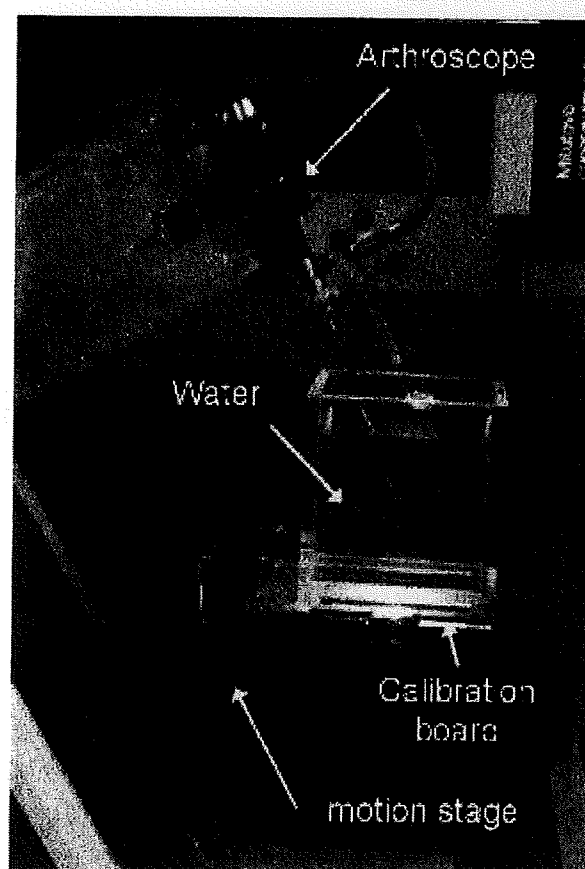


図 3. Camera calibration unit.

並進移動して作成した。ワールド座標系は、移動ステージ上に設定し、それに対する鋼球マーカの座標を三次元測定器 (MICROCORDER BH504, MITUTOYO社, 神奈川) で測定した。3次元点列を関節鏡で撮影し、その鏡視画像をDVカメラ (DCR-TRV20, SONY社, 東京) を介してコンピュータに取り込んだ。次に画像中で鋼球マーカを手動デジタイズし、画像座標系における2次元座標を求めた。内部・外部変数の推定には、中村らのカメラ校正法⁷⁾を用いた。校正残差 (面内での2次元距離) は平均 0.15 ± 0.01 [mm] であった。

1.3 骨モデルの作成と座標系の設定

骨モデルは、CT撮像データ (Sensation16, SIEMENS社, Germany) から専用ソフトウェアZed View (LEXI社, 東京) を用いて作成した。その解剖学的座標系 (Σ_{Ana}) は、我々が従来から用いてきた座標系¹⁾にできるだけ近くなるように任意に設定した (図4)。座標系の設定には、専用ソフトウェアModel Viewer (LEXI社, 東京) を用いた。

1.4 レジストレーション

CT撮像時には、マーカフレームを大腿骨部に設置した。マーカフレーム上に Σ_{Mar} を設置し、 Σ_{Ana} から Σ_{Mar} への座標変換 ${}^{Ana}T_{Mar}$ 、すなわち大腿骨モデルの位置を Σ_{Mar} で評価した (図4)。

図1のレジストレーションは、今回の実験で水中カメラ校正と屍体膝を用いたことによる精度の変化を明らかにすることを目的としたため上記の ${}^{Ana}T_{Mar}$ をそのまま用いた。

2. 実験方法

対象は、新鮮凍結右切断下肢一体 (75歳, 女性) とした。重ね合わせ表示の精度は、骨モデル上の数点について評価した。精度評価点は大腿骨の顆間窩中央点付近3点 (A, B, C) (図5) で、それらの Σ_{Ana} に関する3次元座標を参照値とし、その点を参照点とした。そのデータを骨モデル上にも与えておけば、本システムにより鏡視画像に精度評価点を重ね合わせ表示できる。その評価点像を見ながら検者が関節鏡先端

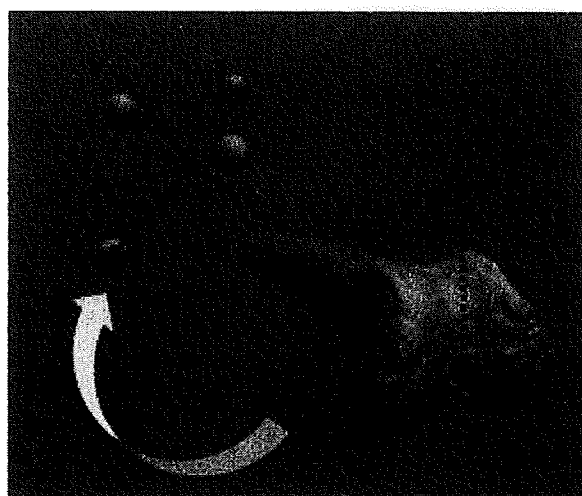


図4. 3D-bone model and coordinate systems : ${}^{Ana}T_{Mar}$ denotes the coordinate transform for Σ_{Ana} to Σ_{Mar} .

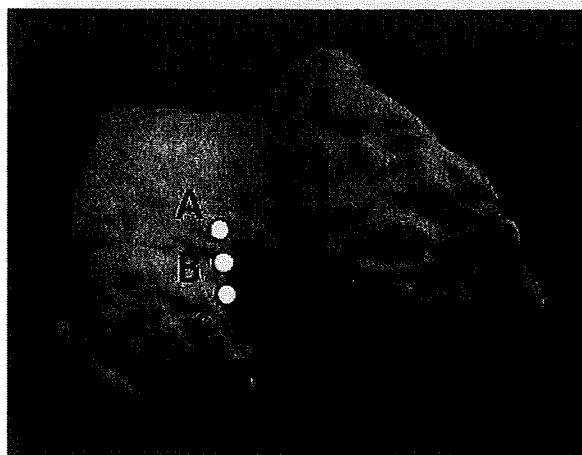


図5. Target points for total accuracy evaluation.

に設置したプローブで骨表面をデジタイズした。得られたプローブ先端の3次元座標を「測定値」とし、その点を測定点とする。誤差は「参照点と測定点との距離」で評価した。検者は整形外科医2名とし、デジタイズ回数は10回とした。

結 果

図6にA点に関するxyz各成分の誤差を示す。検者1の結果は、内外方向 -1.79 ± 0.22 [mm], 前後方向 0.78 ± 0.19 [mm], 遠近方向 -2.46 ± 0.31 [mm] であった。検者2の結果は、内外方向 -1.77 ± 0.12 [mm], 前後方向 1.13 ± 0.22 [mm], 遠近方向 -1.55 ± 0.14 [mm] で

あった。B, C点についても検者の違いによらずに, A点と同様の傾向が見られた。

図7にシステムの精度評価の結果を示す。誤差の平均は, A～C点でそれぞれ3.15 [mm] 以下, 3.28 [mm] 以下, 3.49 [mm] 以下であった。

考 察

従来の内視鏡手術ナビゲーションシステムの表示画面は, 実際の鏡視画像とは異なるため, 術者が両画面間の対応を理解しにくいという問題があった。そこで我々は, 骨モデルを術中の鏡視画像にリアルタイムで重ね合わせて表示するシステムを開発してきた^{2), 3)}。本システムの特徴は, 骨モデルに術前計画の情報を与えておくことにより, 術中の鏡視画像上に術前計画を可視化できることである。そのため, 従来よりも感覚的に理解しやすい情報提供が可能である。従来はナビゲーション用に別のモニタを用意し, それと鏡視画像モニタの両方を見なければならなかった。それに対して, 本システムでは1つのモニタだけを見ればよいので, 視認性や操作性に優れている。

次にシステムの精度について述べる。本研究では, 切断肢を用いて術場に近い環境を設定し, 本システムの精度を評価した。その結果, 目標点の各成分で見た測定点とのずれは, 両検者で同様の傾向を示し(図6), 誤差 e は3.49 [mm] 以下となった。モデルボーン実験での同値は1.04 [mm] であったことから, 今回の誤差はそれより大きかった(図7)。

今回の結果は, 臨床応用に必要な精度を満たしていなかった。その原因について切断肢実験における骨表面の模式図であり, 上層からそれぞれ実空間の軟骨面, 骨面, 仮想空間のCT骨モデル面を表した図8を用いて考察する。

図8において, CT骨モデル面が骨面とは異なるのは, システムの測定誤差によるものである。CT骨モデル面上に目標点を設定し, 目標点を目掛けてデジタイズした点が測定点となる。デジタイズを目標点における接平面に対して垂直方向から行ったとき, 誤差 e は最小値

e_{min} をとる(図8)。 e_{min} はシステムの測定誤差と軟骨厚さだけに依存する。先行研究では対象としてモデルボーンを用いたため, 軟骨は存在せず, また, 目標点における接平面に対しては

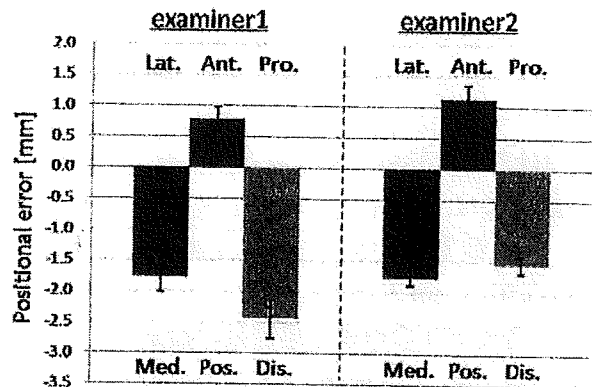


図6. Positional error of point A : the error was evaluated as the deviation from the actual position to corresponding measured position.

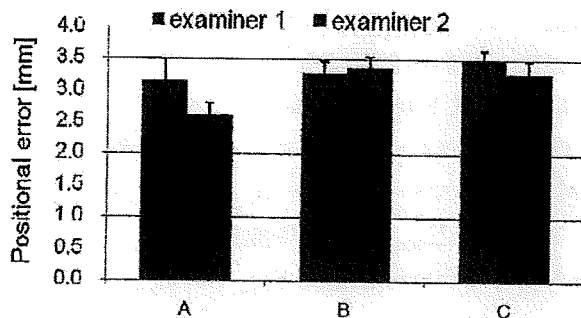


図7. Positional error of target points : the error was evaluated as the distance between their actual position and corresponding measured position.

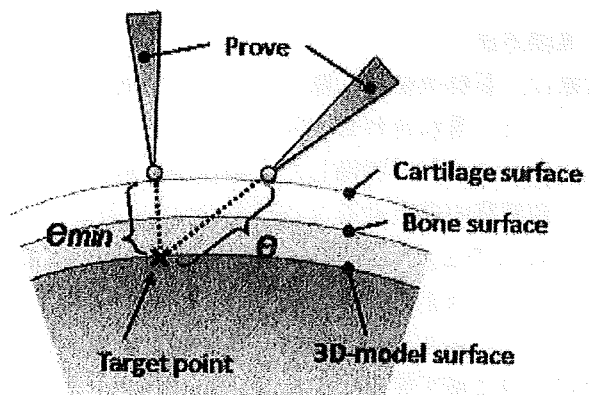


図8. Factors affecting positional error e .

は垂直方向にデジタル化が可能であった。そのため、先行研究の誤差 e はシステムの測定誤差だけに依存していたと考えられる。しかし、本研究では、垂直方向からのデジタル化は、プローブが関節鏡先端に取り付けられているためにできなかった。そのため、別の方向からデジタル化せざるをえず、誤差 e が e_{min} よりもさらに増えたものと考えられる。

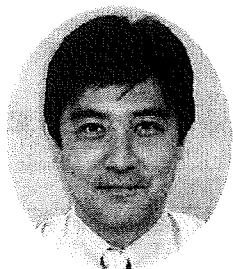
以上の考察から、総合精度を改善するためには、システムの測定精度の改善はもちろんのこと、①軟骨を含む骨モデルの導入、②関節鏡とプローブの分離の2つが必要と考える。これらの改善が今後の課題である。

ま と め

我々は、「術者が感覚的に理解しやすい内視鏡手術ナビゲーション」を開発コンセプトとして、骨モデルを鏡視画像にリアルタイムに重ね合わせ表示するシステムを開発してきた。今回、切断肢を用いてシステムの精度を評価した結果、誤差は平均3.49 [mm] 以下となった。精度改善のための今後の課題は、軟骨を含む骨モデルの導入、及び関節鏡とプローブの分離である。

文 献

- 1) 古賀良生, 寺島和宏 他: 3次元膝運動解析結果の評価法. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 18: 383-386, 1994.
- 2) 佐々木俊行, 林豊彦 他: 関節鏡ナビゲーション手術における骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ精度評価. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 241-246, 2008.
- 3) 根本篤志, 平澤信 他: 膝関節面の形状推定法の開発とそのサーフェス・レジストレーションへの応用. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 25: 285-290, 2004.
- 4) Paolo D, Maria C et al.: A Novel Mechatronic Tool for Computer-Assisted Arthroscopy. IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine 4 (1): 15-29, 2000.
- 5) Picard F, DiGioia AM et al.: Accuracy in Tunnel Placement for ACL Reconstruction. Comparison of Traditional Arthroscopic and Computer-Assisted Navigation Techniques, Computer Aided Surgery 6: 279-289, 2001.
- 6) Toyohiko H, Katsutoshi N et al.: Visualization of the articulation of replaced knee joint surfaces after total knee arthroplasty. Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics and Related Researches 18: 47-56, 1997.
- 7) Yasuo N, Toyohiko H et al.: Automatic head positioning system using PSD-equipped camera-based photostereometry and a 5-degree-of-freedom robotized chair: calibration and accuracy verification. Frontiers Med Biol Engng 8 (1): 47-63, 1997.
- 1) 古賀良生, 寺島和宏 他: 3次元膝運動解析結果の評価法. 日本臨床バイオメカニクス学会誌



整形外科領域における コンピュータ支援手術について

新潟大学超域研究機構 教授

大森 豪

はじめに

1980年代になり工業分野の技術であったCAD/CAMシステムを医療分野の外科手術に応用して手術の安全性や正確性を向上させようとする試みが始まり、「コンピュータ外科 (computer aided surgery)」と呼ばれるようになった。この動きは骨・関節、神経や靭帯・筋肉といった四肢および脊椎の外科的治療を行う整形外科医にも大きな影響を与えた。本稿では、整形外科におけるコンピュータ支援手術の現況について述べ、さらに、我々が開発した関節鏡手術ナビゲーションシステムについて紹介する。

整形外科におけるコンピュータ支援手術システムの概要と現況

現行のコンピュータ支援手術システムは、以下の2つに大別される。

(1) ロボット手術 (Robotic surgery)

手術そのものをコンピュータ制御されたロボットが行うもので、代表的なものにROBODOC® (Integrated Surgical System, Inc., California, USA) とCASPAR® (Orto Maquet, Germany) がある。ROBODOCでは手術計画を立てるワークステーション、手術時に骨を掘削する本体、およびロボットの動きをコントロールする制御キャビネットから構成され、骨切りの精度は $\pm 0.4\text{mm}$ 以下とされる。主に膝関節や股関節の人工関節置換術が目的であるが、運用に関する専門的な知識の必要性や安全性、破格なコスト面で解決されていない問題もあり、世界でもごく限られた施設でしか臨床応用されていない。

(2) コンピュータナビゲーション手術 (Computer assisted navigation surgery)

事前にX線やMRI、CTなどの画像検査から患者自身の骨・関節の形状や位置情報をコンピュータ内に取り込み3次元的に構成してモデル化する。手術中の実際の骨の形状と位置を手術前の3次元モデルと位置合わせ (registration) することにより、骨を切る部位や方向、設置する人工関節の位置を正確に把握することが可能となる。Registrationの方法により、Image free navigation, CT base navigation, Fluoro navigationの3つに分ける事ができる。現在のところコンピュータ支援手術の主体

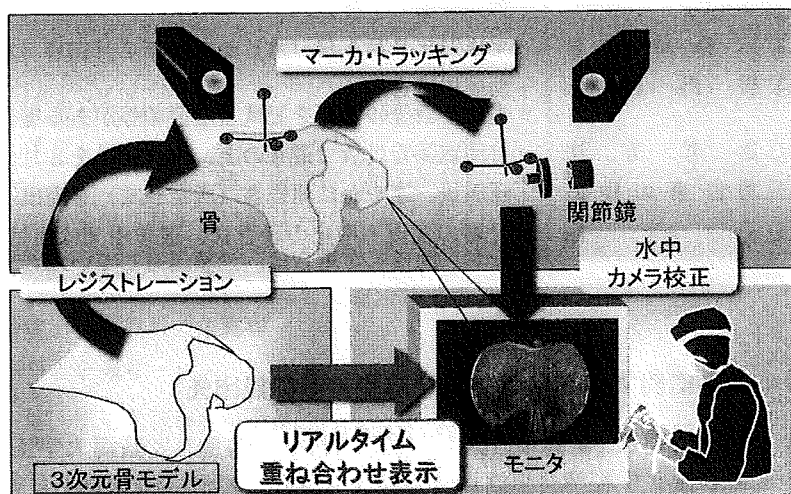


図1：システム全体の構成

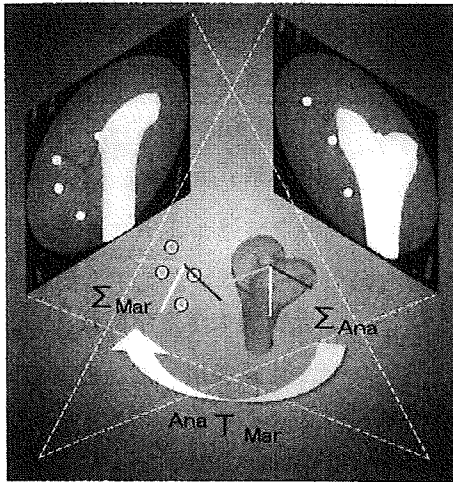


図2：2D/3Dレジストレーションの模式図

であり、整形外科分野でも人工関節手術（股関節、膝関節）、脊椎手術、骨折手術、変形矯正骨切り術などで臨床応用が行われている。しかし、高価格、インプラントの選択制限、長期成績が不明といった問題点も残されている。

関節鏡手術におけるコンピュータ支援手術の必要性と我々の開発した関節鏡手術ナビゲーションシステム

関節鏡は四肢関節の内視鏡であり、身体に対する低侵襲性から膝関節を中心に広く使われている。特に、膝関節においては靱帯再建術や半月板、軟骨に対する処置など手術全体の約80%が関節鏡で行われている。膝関節鏡手術では、前十字靱帯再建術時の骨孔位置や

骨軟骨柱移植術時の位置と方向性などmm単位の正確性が求められる場合も多く、正確性に優れたナビゲーション技術の導入が必要とされ、先に述べた Image free navigation や Fluoro navigation の臨床応用が一部の施設で開始されている。

我々は、新潟大学工学部との共同研究により手術前の3次元骨モデルで行った術前計画を正確かつ迅速に関節鏡視下手術中に再現できるナビゲーションシステムを独自に開発している。本システムは、関節鏡、マーカートラッキング用高精度カメラ、オーバーレイ表示機能付ダウンコンバータ、パーソナルコンピュータからなる。まず、CTから構築した術前3次元骨モデルにおいて骨孔位置などを解剖学的に決定しておく。次に、大腿骨、脛骨および関節鏡カメラに付設したマーカーをトラッキングすることにより各々の位置関係を把握しておく。2方向透視X線にて再現した仮想空間に2D/3Dレジストレーションを用いて骨モデルの投影像を重ね合わせ、さらに関節鏡に仮想投影することにより、術前骨モデルの仮想鏡視像を実際の関節鏡視画像にリアルタイムに重ね合わせて表示する（図1,2）。鏡視画像に重ねあわされた術前モデル像には、予め決めておいた骨孔位置が表示されているため、実際の手術中に術前計画をもとに骨孔位置を正確に決定することが可能となる。基礎実験による本システムの総合精度は大腿骨側・脛骨側ともに1mm以下であり（図3）、術前の骨モデルを関節鏡視画像にリアルタイムに重ね合わせ表示する本システムは、臨床応用の可能性が高いと考えられる。

まとめ

整形外科領域においてもコンピュータ支援手術の導入による治療成績の向上が大きく期待されている。しかし、精度や安全性、コストや操作性の面でさらなる進歩が必要と思われる。

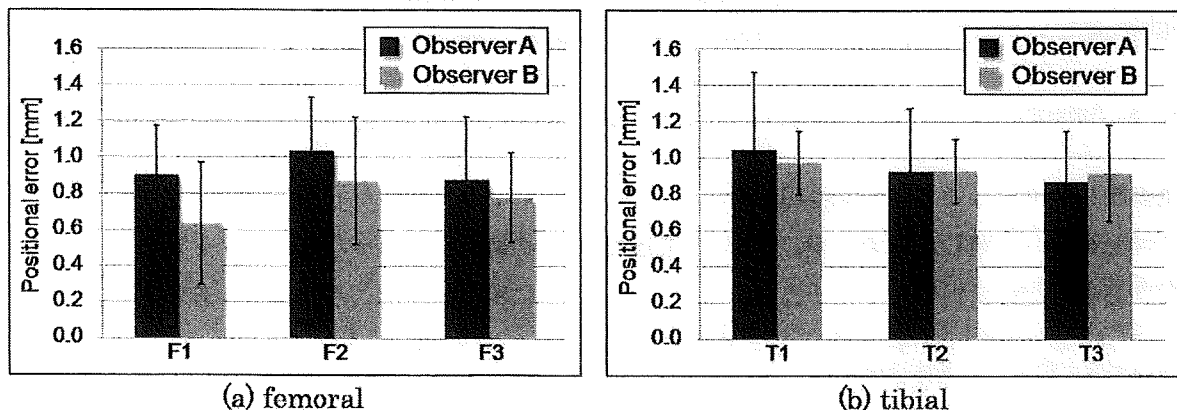


図3：精度実験の結果

(a) 大腿骨側 (b) 脛骨側
F1,F2,F3,T1,T2,T3 は誤差を計測した大腿骨および脛骨の目標点を示す

ダイナミック動作における前十字靭帯損傷用装具の制動効果

— 運動学的観点による分析 —

西野 勝敏^{*1} 大森 豪^{*2} 木村 太郎^{*3} 解 晨^{*3}
田邊 裕治^{*4} 古賀 良生^{*5}

Stabilization Effect of Functional Brace on Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee during Dynamic Performance.

Katsutoshi NISHINO, PhD., Go OMORI, MD., Taro KIMURA., Shin KAI.,
Yuji TANABE, PhD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

We have developed a knee motion analysis system in combination with a motion capture system and a three-dimensional leg alignment assessment system. In order to assess the stabilization effect of a functional brace on the anterior cruciate ligament-deficient (ACL D) knee, femorotibial joint motion during dynamic performance was analyzed by this technique. Subjects were seven ACL D patients (6 males and 1 female), performing various dynamic activities such as (a) knee rotation, (b) 10m gait, (c) single squat and (d) single hopping with/without the brace. In the low loading activities (e.g. knee rotation and gait), the motion range with the brace was reduced significantly. During high loading activities like sports motion, movement stability with brace was higher than that without brace, and the lateral swing pattern (instability) of the knee joint was reduced by the brace. It was suggested that the functional brace could provide stability and higher active performance in unstable knee caused by ACL D.

Key words : Anterior cruciate ligament-deficient knee, functional brace, dynamic performance.

※1 新潟県健康づくり・スポーツ医科学センター

〒950-0933 新潟市中央区清五郎67番地12 東北電力ビッグスワン内

※2 新潟大学 超域研究機構

〒950-2181 新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※3 新潟大学大学院 自然科学研究科

〒950-2181 新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※4 新潟大学 工学部附属工学力教育センター

〒950-2181 新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※5 新潟こばり病院 整形外科

〒950-2022 新潟市西区小針3-27-11

Corresponding Author : Katsutoshi NISHINO, PhD.

Niigata Institute for Health and Sports Medicine

67-12 Seigoro, Chuoh-ku, Niigata city, 950-0933 Japan

Tel : 025-287-8806 Fax : 025-287-8807

E-mail address : k.nishino@ken-supo.jp

はじめに

膝前十字靱帯機能不全 (anterior cruciate ligament deficiency, ACLD) に対する硬性膝機能装具の使用目的は膝不安定性の改善であり, 保存治療時や再建術後早期及びスポーツ復帰時などに用いられている. 現在, 様々な膝装具がACLDに対して使われているが, 膝装具による膝運動への安定化作用 (制動性) について生体力学的に検証した研究は少ない. 今回, 我々が開発したモーション・キャプチャー・システムによる骨運動推定法を用いて, ACLDに対する膝装具の制動性を運動学的観点で評価した.

対象および方法

1. 対象

対象は, 本研究の趣旨に同意を得たACLD患者7名 (男性6名, 女性1名, 平均 18.1 ± 3.7 歳) とした. 膝装具は, DONJOY 4titude knee brace (日本シグマックス株式会社) を用いた. この装具はフレームとストラップによる4点支持で下腿前方引出しの抑制を図り, ACLD発症動作のひとつとされている軽度屈曲着地を制限するためのFource pointヒンジが特徴である. 義肢装具士が既製サイズを調整して装着させた.

2. 膝運動の測定

対象の体幹や骨盤, 下肢に反射マーカを計34個貼付した. 患側には, X線像上でマーカ位置の検出を目的に径1mm鋼球を埋めた特製マーカを大腿部12個, 下腿部8個貼付した. 運動測定はモーション・キャプチャー・システム (Vi-

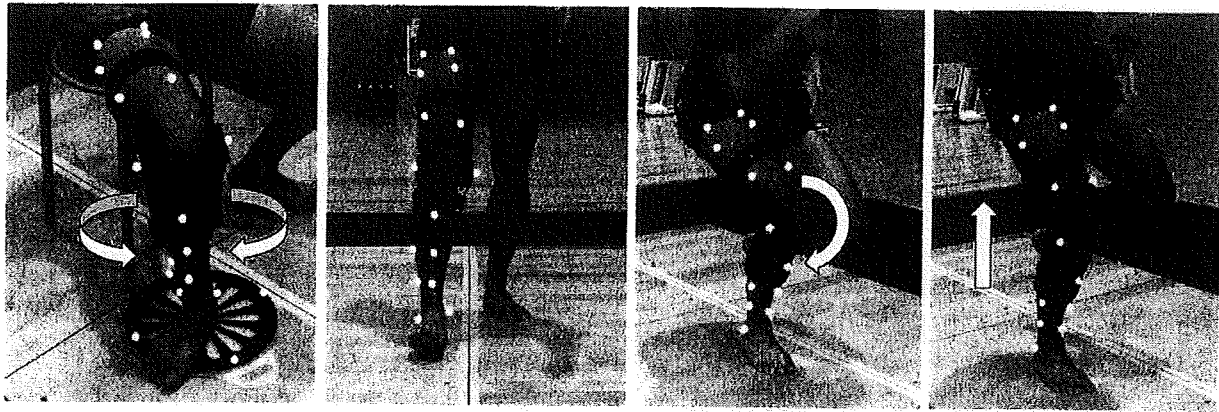
con612, Vicon motion systems社) を使用し, サンプリング周期は120Hzとした. 計測したマーカ位置データはローパス・フィルタに通して平滑化し, 測定空間座標系 Σ_V に対する患側大腿部マーカ群の位置データ $p_{VF,i}(t)$ と同脛部のデータ $p_{VT,i}(t)$ を求めた (i はマーカ数, t はサンプル数).

測定した動作は, (a) 膝屈曲90度座位での膝回旋, (b) 10m歩行, (c) 片脚スクワット, (d) 片脚ホッピング (最大努力下での片脚ジャンプから片脚着地) の4つとした (図1). これらの動作を膝装具無し (Off), 装具装着してヒンジ機能を無効 (On-), ヒンジ機能を有効 (On+) の3条件で行い, 運動を測定した.

3. 膝運動の解析

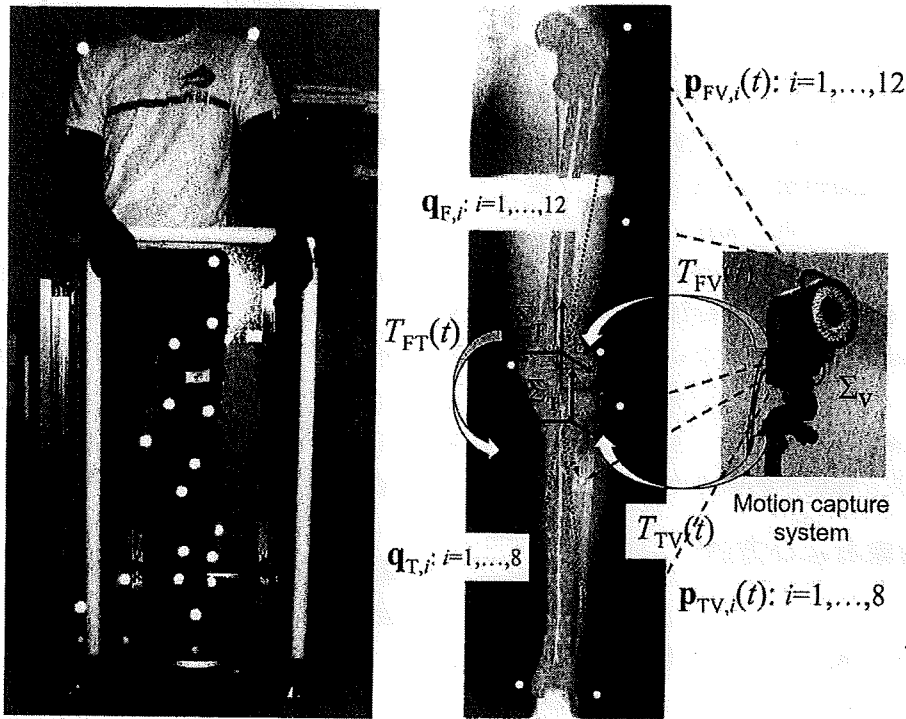
膝運動の解析は, 3次元下肢アライメント評価システム (LEXI社)^{7), 8)} を用いて次のように推定した.

マーカを貼付した患肢を3次元下肢アライメント評価システムの撮影台に乗せ, 伸展静止状態で正面と60度斜角の2方向からX線撮影した^{7), 8)}. X線像上の下肢骨の参照点をデジタル化し, 3次元再構成して大腿骨座標系 Σ_F と脛骨座標系 Σ_T を決定した^{7), 8)}. さらに, X線像上の鋼球位置をデジタル化し, Σ_F に対する大腿部マーカ群の位置データ $q_{F,i}$ と Σ_T に対する下腿部マーカ群の位置データ $q_{T,i}$ を求めた (図2). 骨座標系に対するマーカ位置データ $q_{F,i}$, $q_{T,i}$ と測定で得られた位置データ $p_{VF,i}(t)$, $p_{VT,i}(t)$ を用いて, 関数 J の最小二乗式(1)と(2)により測定空間と骨座標系とを関連づける位置関係



(a) Knee rotation (b) 10m Gait (c) Single squat (d) Single hopping

図 1. Dynamic performances.



(a) Roentgen stereophotogrammetry of lower extremity (b) Calculation of femorotibial joint motion

図 2. Estimation procedure of the femorotibial joint motion.

$T_{FV}(t)$, $T_{TV}(t)$ を推定した (図 2)⁵⁾ :

Σ_V と Σ_F との位置関係

$$J[T_{FV}(t)] = \min \sum_{i=1}^{12} \| w_i (q_{F,i} - T_{FV}(t) \cdot p_{FV,i}(t)) \|, \dots (1)$$

Σ_V と Σ_T との位置関係

$$J[T_{TV}(t)] = \min \sum_{i=1}^8 \| w_i (q_{T,i} - T_{TV}(t) \cdot p_{TV,i}(t)) \|, \dots (2)$$

ここで, $w_i (\sum_{i=1} w_i = 1)$ は各マーカに配した重み係数で, 皮膚動揺が大きい場所に貼付したマー

カは係数を小さくして推定の依存度を軽減した. 求めた位置関係を式(3)のように組み合わせる, ある計測サンプル t における大腿骨に対する脛骨の相対的位置関係 $T_{FT}(t)$ が求められる:

$$T_{FT}(t) = T_{TV}(t) \cdot T_{FV}(t)^{-1}, \dots (3)$$

この位置関係から, Groodら²⁾に準じて並進と回転のパラメータを算出した. これらの算出に生じる誤差は木村らが検討しており, 平均

4. 79mm, 0.92度以内である³⁾。

各動作における膝装具の制動性は、動作開始から終了までの各運動成分の最大値と最小値との差（運動量）で評価し、装具有無（Off vs On-, Off vs On+）及びヒンジ機能の差（On- vs On+）はPaired t-test（有意水準5%）を用いて検証した。また、動作中の身体重心（Center of gravity, COG）と膝関節中心（Knee-joint center, KJC）の軌道を図3のように図示し、左右側への急激な変動を観察した。COGは阿江ら¹⁾に準じて求め、KJCは膝関節内外後顆を球近似した球中心を結ぶ線分の中点とした。さらに、(c) 片脚スクワットと (d) 片脚ホッピングでは、動作時間やジャンプ高を評価した。動作時間は、(c) では膝屈曲開始から最大屈曲までの時間、(d) ではジャンプ離地までの予備動作時間、ジャンプ時間、ジャンプ着地から最大屈曲までの時間とした。

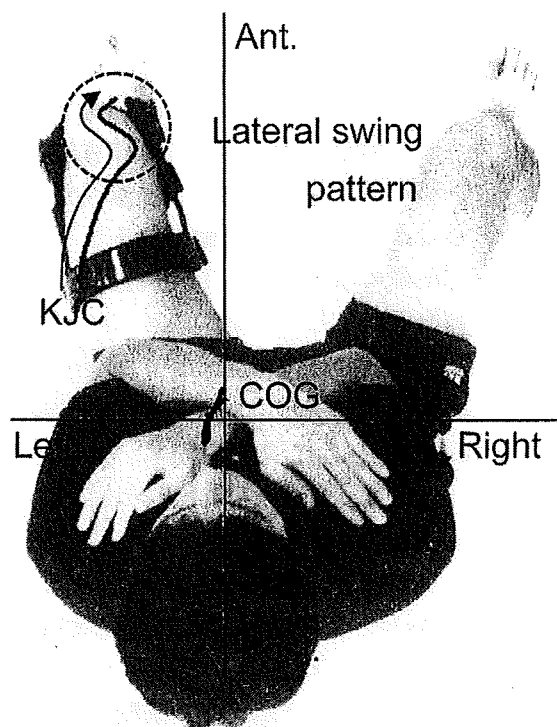


図3. Lateral swing pattern of center of gravity (COG) and knee-joint center (KJC).

結 果

表1に各動作の運動量とパフォーマンスの平均値と標準偏差を示す。膝回旋では、Off時の

回旋量と比べてOn時の回旋量が有意に減少していた。歩行において膝に荷重がかかる立脚期では、装具装着によって内外反量（On+）と回旋量（On-）、前後移動量（On-とOn+）が有意に減少していた（表1）。屈曲量は有意な差を示さなかったが、装具装着によってわずかに減少していた。

片脚スクワットと片脚ホッピングでは、装具装着有無の差は見られなかったが、片脚スクワットでは屈曲量でわずかに増加の傾向、片脚ホッピングではジャンプ前後の最大屈曲角とジャンプ高で増加の傾向が見られた（表1）。膝装具の制動性をCOGとKJCの軌道で評価すると、次の3つの症例に分けることができた。Off時で見られたKJCの左右側への急激な変動がOn時に低減した症例は、片脚スクワットで3例、片脚ホッピングで2例であった（図4）。装具装着してもKJCの変動が低減しなかったものの、ジャンプ高の増加や屈曲量の増加などが見られた症例は、片脚スクワットで4例（屈曲量の増加：平均61.4度→73.6度、内外反量の増加：平均7.2度→14.4度）、片脚ホッピングで4例（屈曲角の増加：平均18.1度→27.0度、ジャンプ高の増加：平均9.9cm→17.6cm）であった。変化が見られなかった症例は、片脚スクワットと片脚ホッピングで2例ずつであった。

考 察

我々は、モーション・キャプチャー・システムと3次元下肢アライメント評価システムとを組み合わせ、骨運動を3次元分析する方法を開発した。本法の最大の特長は、運動の評価基準が常に骨座標系であるため、マーカ貼付位置に依存せずに装具有無における動作変化を直接的に比較できることである。この方法を用いて、膝回旋などの膝への荷重条件が低い動作からホッピングなどの膝への荷重条件が高い動作を施行させ、膝装具の運動への効果を荷重条件に基づいて段階的に検討した。

これまで硬性膝機能装具を生体力学的に検討した報告では、RamseyらはDONJOY legend knee braceを用いて最大努力下での片脚垂直

表 1. Average and standard deviation of knee motion ranges, maximum flexion angle, jump height and acting time in various dynamic performances.

(a) Knee rotation

Parameter	Off	On-	On+
Rotation[deg]	12.6±6.6	4.7±6.6 (*1)	5.4±2.1 (*1)

(b) 10m Gait (Stance phase)

Parameter	Off	On-	On+
Flexion[deg]	32.8±6.2	27.8±7.8	3.8±1.1
Varus/valgus[deg]	7.4±3.1	5.8±2.3	11.7±9.1 (*1)
Rotation[deg]	19.5±4.9	7.8±3.0 (*1)	11.7±9.1
AP shift[mm]	48.4±13.9	32.9±13.9 (*1)	32.6±11.6 (*1)

*1 : p<0.05(Off vs On-, Off vs On+)

*2 : p<0.05(On- vs On-)

(c) Single squat (Extension to flexion)

Parameter	Off	On-	On+
Flexion[deg]	65.0±8.5	67.0±6.3	67.8±5.8
Varus/valgus[deg]	10.1±6.3	10.9±4.5	10.0±4.9
Rotation[deg]	10.4±4.6	11.5±5.7	10.5±3.4
AP shift[mm]	17.3±8.0	25.0±13.9	25.3±14.9
Acting time[s]	1.27±0.21	1.23±0.24	1.23±0.27

(d) Single hopping

Parameter	Off	On-	On+
Pre-jump max flexion[deg]	62.9±11.0	67.6±11.7	69.6±11.0
acting time[s]	0.33±0.13	0.34±0.15	0.35±0.13
Jump height[cm]	7.5±2.5	10.6±4.3	8.7±2.7
Landing max flexion[deg]	47.8±9.7	54.9±12.5	53.1±12.4
varus/valgus[deg]	7.3±4.2	7.8±4.0	6.5±3.6
rotation[deg]	5.1±1.9	5.7±2.7	5.2±2.7
AP shift[mm]	16.2±10.3	21.7±12.5	19.7±10.6
acting time[s]	0.26±0.07	0.28±0.10	0.27±0.07

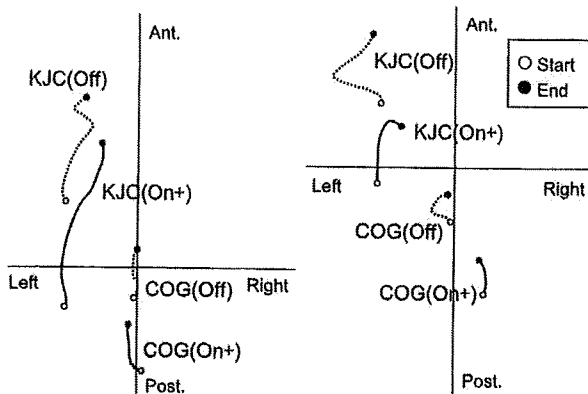
(a) Single squat:
Extension to flexion(b) Single hopping:
Landing to max knee flexion

図 4. The COG and KJC trajectories of typical case (left knee) during single squat and hopping. Dashed line and solid line are the motion patterns without and with the brace, respectively.

ジャンプを4膝で測定した。測定はピン刺入による侵襲的なもので高精度な骨運動を検出していたが、装具装着しても運動変化は小さいと報告している⁶⁾。Yuらは、DONJOY 4titude knee braceを用いて20膝の両脚ストップジャンプ動作を動力的に検討し、装具装着によってジャンプ高や着地時の床反力には変化がなかったが、着地時の膝屈曲角が増大したと報告している¹⁰⁾。Luらは、DONJOY goldpoint braceを用いてACLD15膝とACL再建15膝の歩行を動

力的に検討し、装具装着によってモーメントなどの動力的パラメータの増加が見られ、両側バランスが良好な歩行を実現できると報告している³⁾。Théoretらは、DONJOY 4titude knee braceを用いて11膝のランニングを高速ビデオカメラと筋電図で測定し、装具装着により内外反と回旋に制動効果があり、筋電図では踵接地時における大腿四頭筋活動の低下とハムストリングス活動の増加による下腿前方引出しの低減を認めたと報告している⁹⁾。

本研究の結果、膝回旋や歩行のような膝への荷重条件が比較的低い動作については、装具装着により運動量が有意に減少した。特に、ACL機能と深い関係がある前方移動と回旋の運動量の減少については、膝装具による膝への保護機能として必要不可欠な要素を満たしていたことが興味深い。一方、膝への荷重条件が高い動作である片脚スクワットや片脚ホッピングについては、膝装具による運動への制動性を統計的に得られなかった。しかし、対象毎に動作を観察すると、Off時に見られたKJCの動揺が装着によって減少していた症例やジャンプ高や屈曲量等のパフォーマンスが増加した症例が見られた。これらの結果から、装具の運動への制動性がある程度機能し、心理的安定性が高まったことから、より高い筋活動によって大きなパ

パフォーマンスを得られた対象もいたものと推察できる。

今回用いた膝装具の特徴であるヒンジについて、その機能を有効または無効にした状態で検証した。ヒンジ機能の有効性を示す結果を統計的には得られなかったが、ヒンジ機能を有効にした条件では屈曲量がわずかに増加する傾向が見えた(表1)。しかし、ヒンジ機能が最大限機能すると思われる片脚ホッピングのジャンプ着地でも目立った差が見られなかったことから、ヒンジ機能の動作への影響について指示動作を含めてさらに検討する必要がある。

以上から、本研究で用いた膝装具はACLDによる膝機能不全の運動に対して一定の制動効果が得られることが分かった。今後は症例数を増やし、動力的観点からの分析や筋活動などを検討することで、膝装具の動作への効果を明らかにすることが課題である。

ま と め

ACLD用硬性膝機能装具の運動への制動性について、モーション・キャプチャー・システムと3次元下肢アライメント評価システムによる骨運動推定法を用いて検討した。膝への荷重が小さい動作では膝装具による制動効果があり、膝への荷重が大きい動作では大きなパフォーマンスを得た症例や膝関節の不安定性が低減した症例が見られた。今回の検討では膝装具が持つ機能全てを評価できなかったため、症例数の増加や指示動作などを再考し、膝装具のACLDによる膝機能不全への制動効果をさらに検討する必要がある。

<謝 辞>

本研究の進行にあたり、3次元下肢アライメント評価システムを製作・販売する株式会社LEXI(東京都)と鋼球入反射マーカを設計・製作頂いたBee Free(新潟県)に深謝する。

文 献

- 1) 阿江通良, 湯海鵬: 日本人アスリートの身体部分慣性係数の推定. バイオメカニズム11: 23-33, 1992.
- 2) Grood ES and Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J. Biomech Eng. 105-2: 136-144, 1983.
- 3) 木村太郎, 西野勝敏 他: モーション・キャプチャー・システムを用いた大腿脛骨関節の3次元運動推定法の開発. 日本臨床バイオメカニクス学会誌(投稿中), 2009.
- 4) Lu TW, Lin HC et al: Influence of functional bracing on the kinetics of anterior cruciate ligament-injured knees during level walking. Clin Biomech. 21-5: 517-524, 2006.
- 5) 西野勝敏, 古賀良生 他: 3次元下肢アライメント評価システムのスポーツ医科学への応用. 第18回生体・生理工学シンポジウム論文集 BPES 2003: 339-342, 2003.
- 6) Ramsey DK, Lamontagne M et al: Assessment of functional knee bracing: an in vivo three-dimensional kinematic analysis of the anterior cruciate deficient knee. Clin Biomech. 16-7: 631-633, 2001.
- 7) Sato T, Koga Y et al: Three-dimensional lower extremity alignment assessment system. Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. J Arthroplasty 19-5: 620-628, 2004.
- 8) Sato T, Koga Y et al: Quantitative 3-dimensional analysis of preoperative and postoperative joint lines in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 22-4: 560-568, 2007.
- 9) Théoret D and Lamontagne M: Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient knee participants wearing a functional knee brace during running. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 14-6: 555-563, 2006.
- 10) Yu B, Herman D et al: Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. Am J Sports Med. 32-5: 1136-1143, 2004.
- 1) 阿江通良, 湯海鵬: 日本人アスリートの身体部分慣性係数の推定. バイオメカニズム11: 23-

MRIモデルの3次元下肢アライメント評価システムへの応用

笹川 圭右^{※1} 石谷 周一^{※2} 坂本 信^{※3} 小林 公一^{※3} 林 豊彦^{※4}
田邊 裕治^{※5} 佐藤 卓^{※6} 大森 豪^{※7} 古賀 良生^{※6}

Application of MRI Model for Three-Dimensional Lower Extremity Alignment Assessment System.

Keisuke SASAGAWA, PhD., Shuichi ISHIYA, Makoto SAKAMOTO, PhD.,
Koichi KOBAYASHI, PhD., Toyohiko HAYASHI, PhD., Yuji TANABE, PhD.,
Takashi SATO, MD., Go OMORI, MD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

We applied an MRI model to a three-dimensional (3D) lower extremity alignment assessment system. In this system, the clinical parameters were measured by image registration combining images of biplanar X-ray in a standing position with a 3D bone surface model consisting of CT data (CT model). A CT model of the whole bone length is generally used in this system. For the knee joint, the scanning range of MRI is limited from the distal metaphysis of femur to proximal metaphysis of tibia. Therefore, the MRI-derived bone model (MRI model) is the metaphysis bone model. We devised a semi-automatic construction algorithm that could set an intermediate coordinate system in the metaphysis models of femur and tibia. This semi-automatic construction algorithm was used in CT and MRI models reconstructed from the scanning data of five volunteers. After image registration to the biplanar X-ray, we evaluated the application of the MRI model by the computed position and orientation of femoral and tibial models and the position of two reference points defined for femoral and tibial sides. RMS errors of the position and orientation between CT and MRI models were within 6.3 degrees and 2.2mm, respectively. RMS errors of the position of reference points on the model coordinate system for CT and MRI models were within 13mm and 35mm, respectively. We conclude that a more precise semi-automatic construction algorithm is needed for clinical application.

Key words : MRI model, Biplanar X-ray images, Lower extremity alignment, CT model, Knee.

※ 1 新潟大学 ペンチャービジネスラボトリー

〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※ 2 新潟大学大学院 自然科学研究科

〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

- ※ 3 新潟大学 医学部保健学科
〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通2-746
- ※ 4 新潟大学 工学部福祉人間工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 5 新潟大学 工学部機械システム工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 6 新潟こばり病院
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11
- ※ 7 新潟大学 超域研究機構
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Keisuke SASAGAWA, PhD.

Venture Business Laboratory, Niigata University
8050 Ikarashi-2-no-cho, Nishi-ku, Niigata 950-2181, Japan
Tel : 025-262-6930 Fax : 025-262-7886
E-mail address : ksasagawa@gs.niigata-u.ac.jp

はじめに

3次元(3D)下肢アライメント評価システム(LEXI社製)は、立位状態で2方向(正面および60度斜角)からX線撮影されたCR像にCT由来の3D骨モデル(CTモデル)をイメージマッチングさせることで、立位での下肢の3次元的位置姿勢を再現し、下肢アライメントの解析・評価を可能とするものである。CTモデルは術前に撮影された下肢全長のCT画像から構築し、大腿骨と脛骨のCTモデルにそれぞれ中間座標系を設定する。その中間座標系は近位部から遠位部までの骨全長を利用した座標系構築アルゴリズムによって設定される⁷⁾。

CTは骨形状の抽出には有効であるが、放射線被曝が問題となっている。これに対しMRIは核磁気共鳴現象を応用して生体内組織を画像化するため、人体への影響が少ないとともにCTでは視覚化できなかった関節軟骨や靱帯などの軟部組織が描出可能となる利点がある。最近では、MR画像から軟骨を含む3D骨モデル(MRIモデル)を構築し、運動解析や関節接触解析などへ応用されている^{1), 4), 5)}が、立位状態にお

けるアライメント解析への応用に関する報告はない。

そこで本研究では、運動解析やアライメント解析などの3次元解析において、軟骨を考慮した解析が可能となることを目標として、MRIモデルに中間座標系を設定する半自動構築法を考案し、その座標系による下肢アライメント評価システムへのMRIモデルの適用を検討した。

実験方法

1. 対象と撮影条件

対象は健康ボランティア5名で、各被験者に2方向X線撮影、CT撮影およびMR撮影を行った。被験者には実験方法について十分に説明の上同意を得た後、実験を行った。X線およびCTでは下肢全長を撮影し、MRIでは膝関節部の撮影を行った。CTとMRIの撮影条件は被験者の体格や撮影時間などにより決定し、それぞれの撮影条件は以下のとおりである。CT : Slice thickness : 1.0-2.5mm, Pixel size : $0.68 \times 0.68 \text{ mm}^2$, MRI : Slice thickness : 1.0-1.4mm, Pixel size : $(0.29 \times 0.29) - (0.35 \times 0.35) \text{ mm}^2$ 。
3D骨モデル作成にはCTでは横断面画像、