

図1. System configuration.

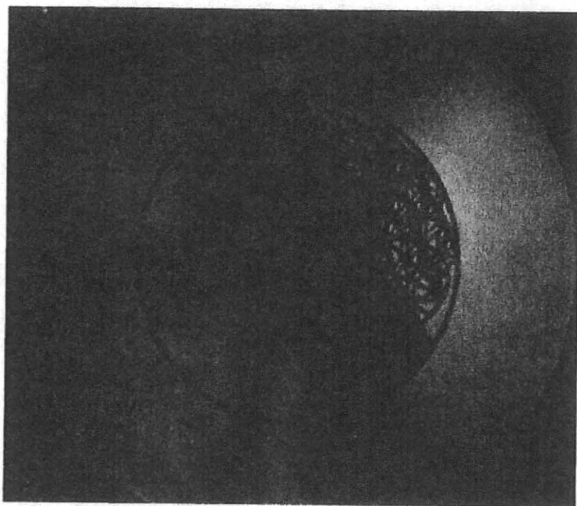


図2. Superimpose display in which a computer model of the bone was superimposed over the actual bone surface on a real-time basis.

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7×7×6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]

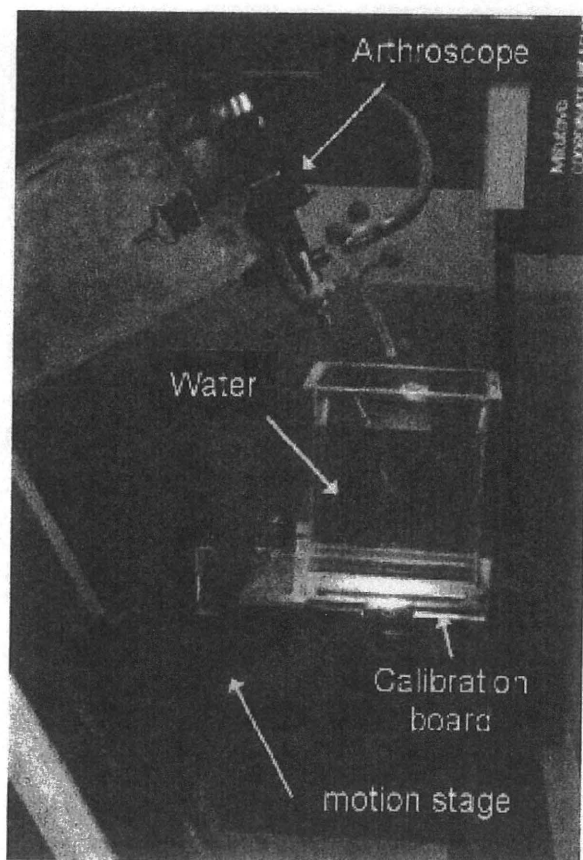


図3. Camera calibration unit.

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 (MICROCORD 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ルイズし、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<sup>7)</sup>を用いた。校正残差 (面内での2次元距離) は平均  $0.15 \pm 0.01$  [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 ( $\Sigma_{Ana}$ ) は、我々が従来から用いてきた座標系<sup>1)</sup>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  $\Sigma_{Mar}$  を設置し、 $\Sigma_{Ana}$  から  $\Sigma_{Mar}$  への座標変換  ${}^{Ana}T_{Mar}$ 、すなわち大腿骨モデルの位置を  $\Sigma_{Mar}$  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  $\Sigma_{Ana}$  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

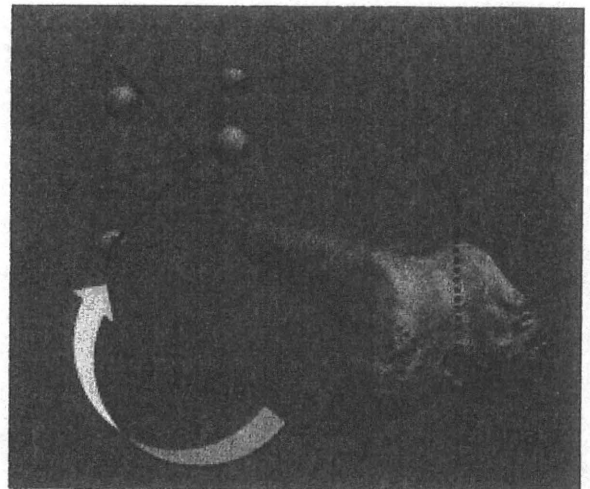


図4. 3D-bone model and coordinate systems :  ${}^{Ana}T_{Mar}$  denotes the coordinate transform for  $\Sigma_{Ana}$  to  $\Sigma_{Mar}$ .

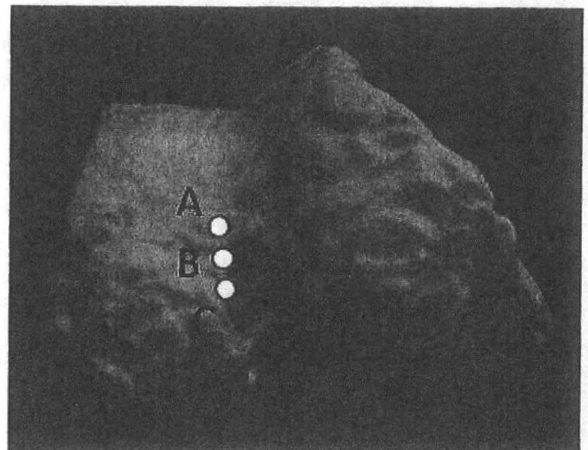


図5. Target points for total accuracy evaluation.

に設置したプローブで骨表面をデジタルイズした。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、デジタルイズ回数は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  $-1.79 \pm 0.22$  [mm], 前後方向  $0.78 \pm 0.19$  [mm], 遠近方向  $-2.46 \pm 0.31$  [mm] であった。検者2の結果は、内外方向  $-1.77 \pm 0.12$  [mm], 前後方向  $1.13 \pm 0.22$  [mm], 遠近方向  $-1.55 \pm 0.14$  [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<sup>2), 3)</sup>。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ため、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ル化した点が測定点となる。デジタル化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 $e$ は最少値

$e_{min}$ 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

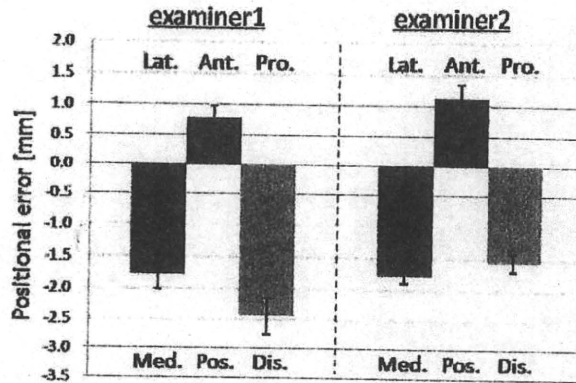


図6. Positional error of point A : the error was evaluated as the deviation from the actual position to corresponding measured position.

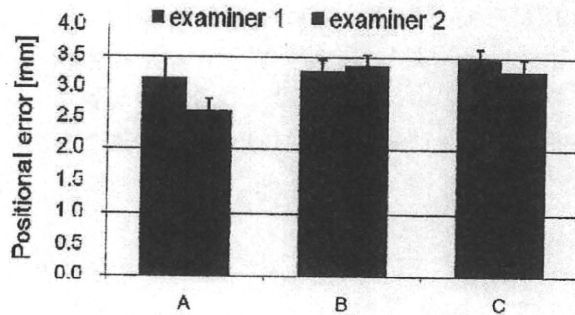


図7. Positional error of target points : the error was evaluated as the distance between their actual position and corresponding measured position.

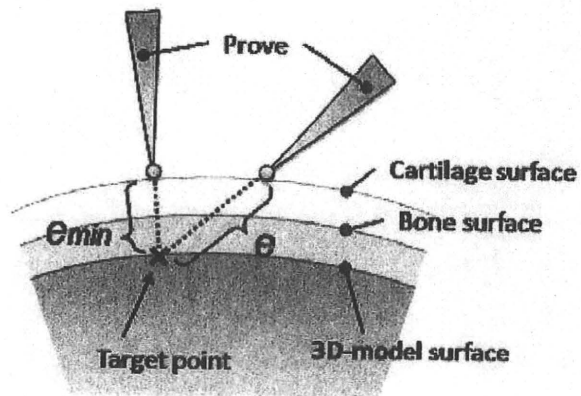


図8. Factors affecting positional error  $e$ .

は垂直方向にデジタルサイズが可能であった。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サイズは、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サイズせざるをえず、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

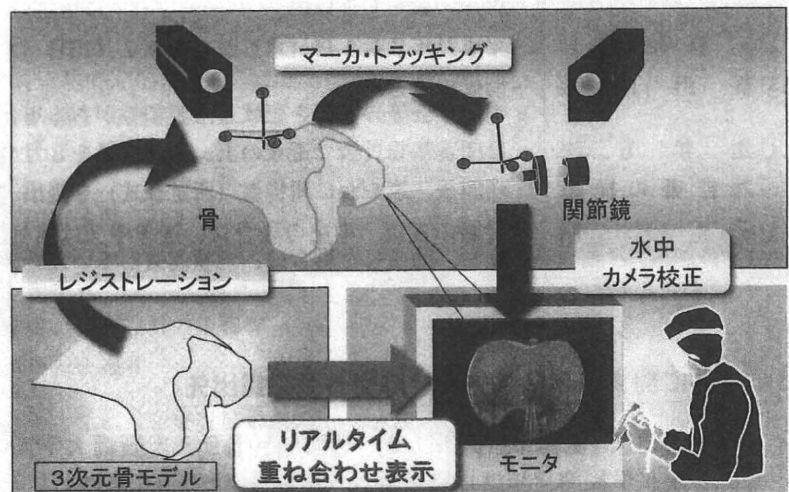


図1：システム全体の構成

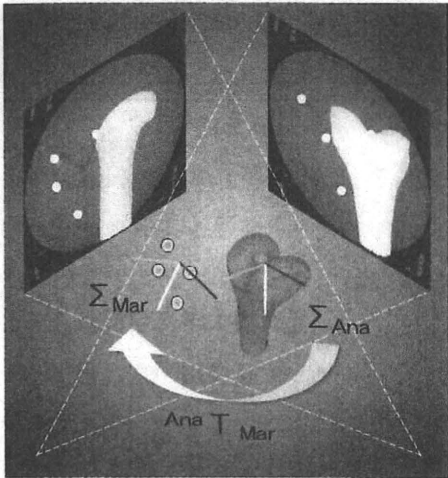


図2：2D/3Dレジストレーションの模式図

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、膝関節においては靭帯再建術や半月板、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、前十字靭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。

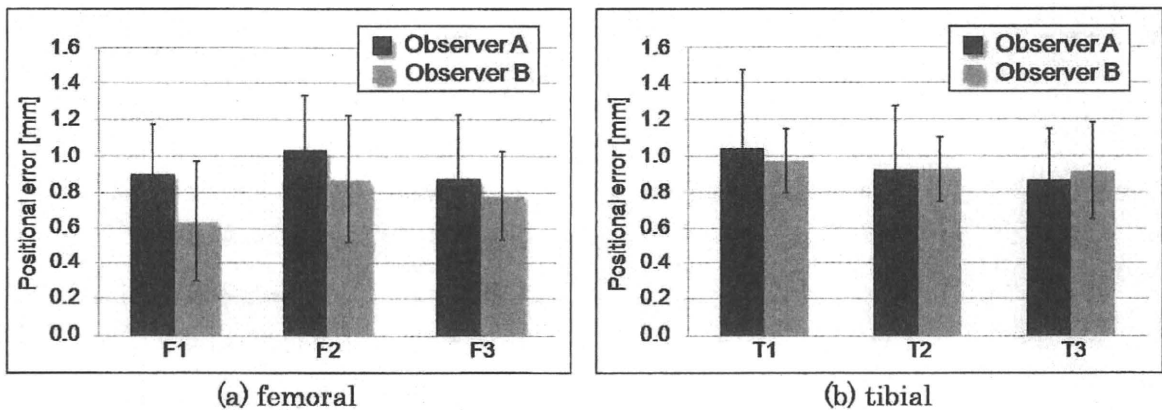


図3：精度実験の結果

(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<sup>\*1</sup> 大森 豪<sup>\*2</sup> 木村 太郎<sup>\*3</sup> 解 晨<sup>\*3</sup>  
田邊 裕治<sup>\*4</sup> 古賀 良生<sup>\*5</sup>

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) knee, femorotibial joint motion during dynamic performance was analyzed by this technique. Subjects were seven ACL 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.

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

膝前十字靭帯機能不全 (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 $18.1 \pm 3.7$ 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, サンプル周期は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 $\Sigma_V$ 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)<sup>7), 8)</sup> 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<sup>7), 8)</sup>. 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 $\Sigma_F$ と脛骨座標系 $\Sigma_T$ を決定した<sup>7), 8)</sup>. さらに, X線像上の鋼球位置をデジタル化し,  $\Sigma_F$ に対する大腿部マーカ群の位置データ $q_{F, i}$ と $\Sigma_T$ 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



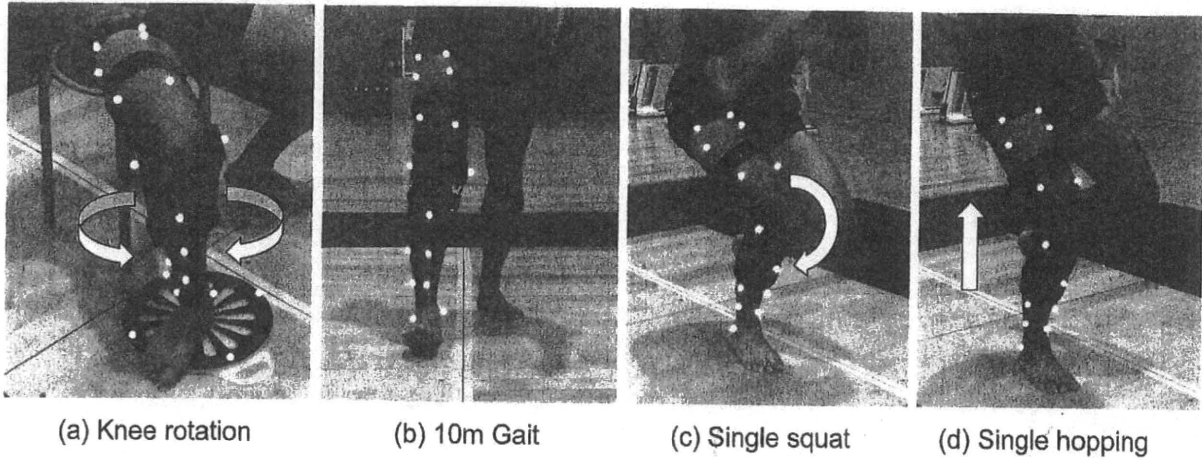
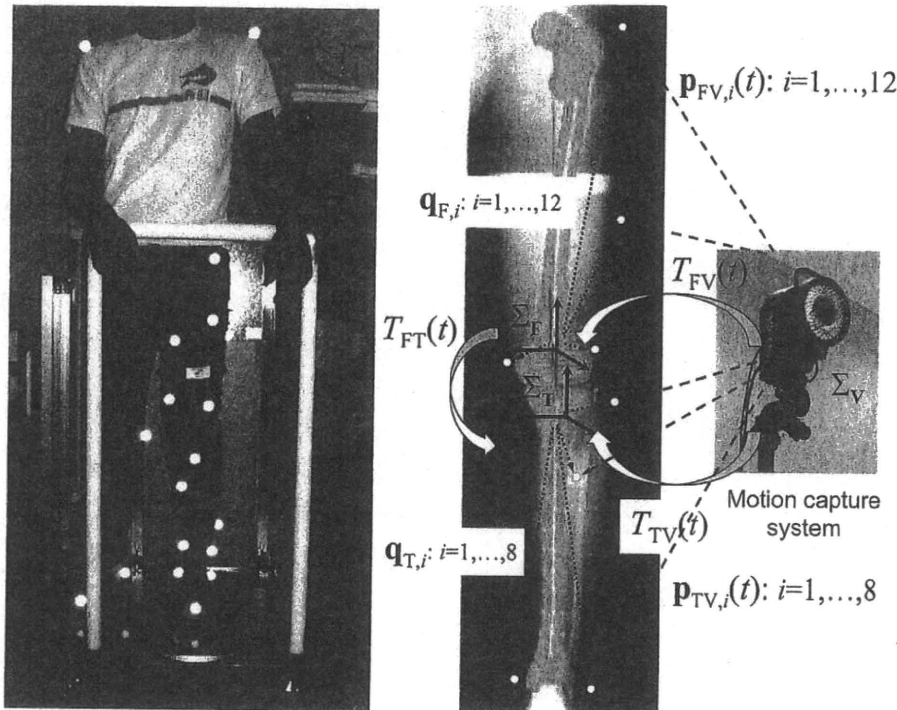


図 1. Dynamic performances.



(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)<sup>5)</sup> :

$\Sigma_V$ と $\Sigma_F$ との位置関係

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

$\Sigma_V$ と $\Sigma_T$ との位置関係

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

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と, 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:

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

この位置関係から, Groodら<sup>2)</sup>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<sup>3)</sup>.

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<sup>1)</sup>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 midpoint 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。

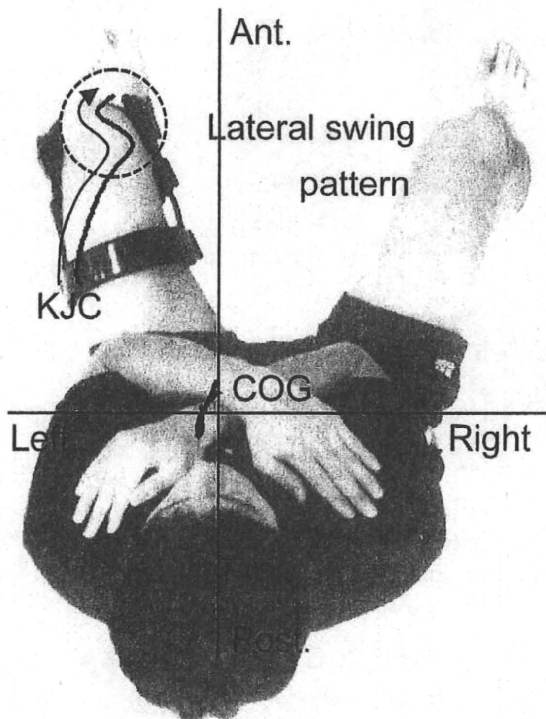


図3. Lateral swing pattern of center of gravity (COG) and knee-joint center (KJC).

## 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て骨運動を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。

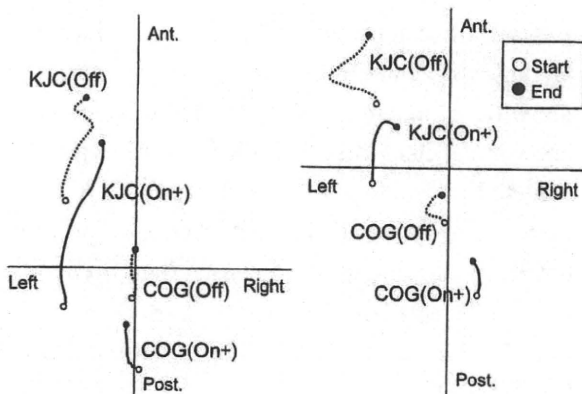
これまで硬性膝機能装具を生体力学的に検討した報告では、RamseyらはDONJOY legend knee braceを用いて最大努力下での片脚垂直

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				(c) Single squat (Extension to flexion)			
Parameter	Off	On-	On+	Parameter	Off	On-	On+
Rotation[deg]	12.6±6.6	4.7±6.6 (*1)	5.4±2.1 (*1)	Flexion[deg]	65.0±8.5	67.0±6.3	67.8±5.8
(b) 10m Gait (Stance phase)				Varus/valgus[deg]	10.1±6.3	10.9±4.5	10.0±4.9
Parameter	Off	On-	On+	Rotation[deg]	10.4±4.5	11.5±5.7	10.5±3.4
Flexion[deg]	32.8±6.2	27.8±7.8	3.8±1.1	AP shift[mm]	17.3±8.0	25.0±13.9	25.3±14.9
Varus/valgus[deg]	7.4±3.1	5.8±2.3	11.7±9.1 (*1)	Acting time[s]	1.27±0.21	1.23±0.24	1.23±0.27
Rotation[deg]	19.5±4.9	7.8±3.0 (*1)	11.7±9.1	(d) Single hopping			
AP shift[mm]	48.4±13.9	32.9±13.9 (*1)	32.6±11.6 (*1)	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

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

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



(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はいたが、装具装着しても運動変化は小さいと報告している<sup>6)</sup>。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学的に検討し、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<sup>10)</sup>。Luらは、DONJOY goldpoint braceを用いてACLD15膝とACL再建15膝の歩行を動

力学的に検討し、装具装着によってモーメントなどの動力学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<sup>3)</sup>。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<sup>9)</sup>。

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、動力学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

ACL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慣性係数の推定. バイオメカニクス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慣性係数の推定. バイオメカニクス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<sup>\*1</sup> 石谷 周一<sup>\*2</sup> 坂本 信<sup>\*3</sup> 小林 公一<sup>\*3</sup> 林 豊彦<sup>\*4</sup>  
田邊 裕治<sup>\*5</sup> 佐藤 卓<sup>\*6</sup> 大森 豪<sup>\*7</sup> 古賀 良生<sup>\*6</sup>

### 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 ベンチャービジネスラボラトリー

〒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<sup>7)</sup>。

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靭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<sup>1), 4), 5)</sup>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

対象は健常ボランティア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 : 0.68×0.68mm<sup>2</sup>, MRI ; Slice thickness : 1.0-1.4mm, Pixel size : (0.29×0.29)-(0.35×0.35)mm<sup>2</sup>。  
3D骨モデル作成にはCTでは横断面画像、

MRIでは矢状面画像を用いた。取得されたCT画像とMR画像から3次元再構築ソフトウェア(ZedView ver. 4.0, LEXI社製)を用いて大腿骨と脛骨の3D骨モデルを構築した。CT画像ではソフトウェアにおいてマスクが骨領域のみに作成されるように閾値を設定して、骨領域を半自動分割した。MR画像では、描出されている骨周囲の軟部組織から骨の輪郭を推定し、手で骨領域にマスクを作成して分割した。各画像のマスク領域から骨の3D骨モデルを構築し、構築にはスムージングを適用した。CTモデルは骨全長の大腿骨モデルと脛骨モデル、さらに骨幹端部の大腿骨モデルと脛骨モデルを作成し、MRIモデルは骨幹端部の大腿骨モデルと脛骨モデルを作成した(図1)。

## 2. 骨幹端座標系の構築方法

### 2.1 大腿骨モデル

大腿骨モデルの骨幹端座標系の構築には石谷

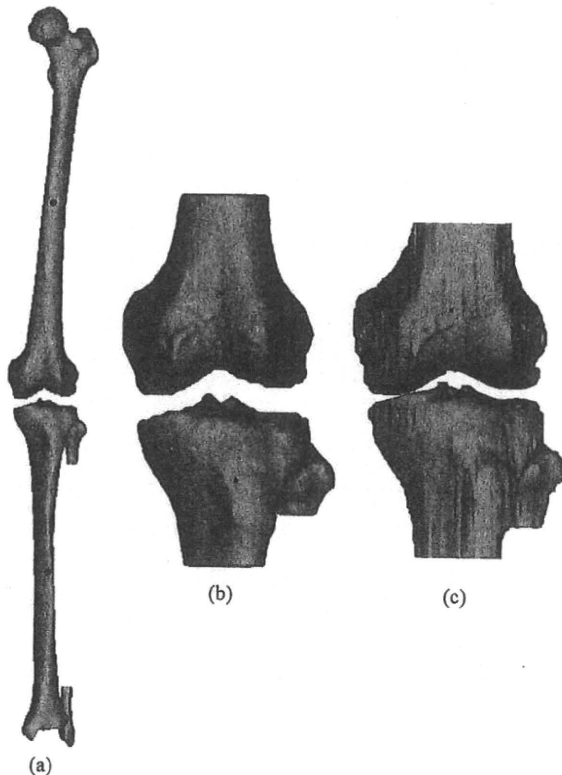
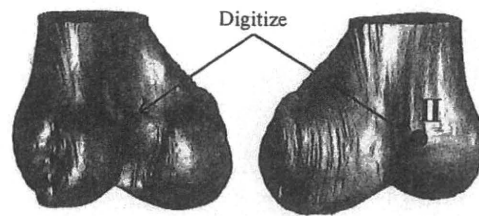


図1. Three-dimensional bone surface model of femur and tibia.

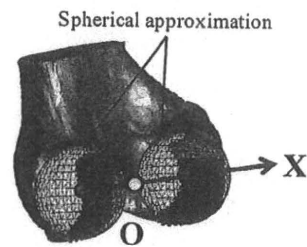
(a) CT model of the whole-length bone, (b) CT model and (c) MRI model of the metaphyseal bone.

ら<sup>2)</sup>の方法を用いた。この方法は顆間窩最後方点と内外側顆間部前面点への2点デジタイズと、内外側後顆関節面に対する球近似、顆部形状に楕円近似を適用した半自動構築法である。まず構築された大腿骨モデル上で、参照点として顆間窩最後方点(I)と内外側顆間部前面点(II)の2点をデジタイズする(図2-a)。この参照点2点間の距離をもとに、あらかじめ用

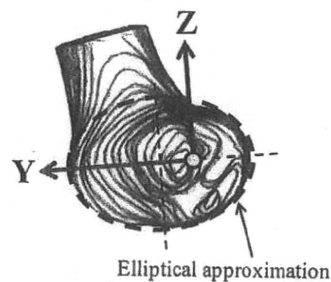


(a) Reference points in femoral MR model.

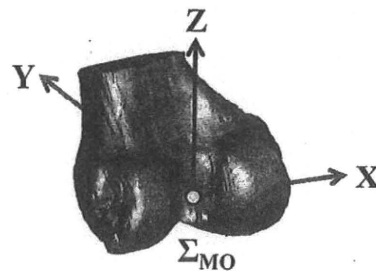
I: most posterior point of the intercondylar fossa, II: most anterior point of the mediolateral femoral condyle.



(b) Determination of X axis and point of origin (O).



(c) Determination of Y and Z axes.



(d) Femoral model constructed model coordinate system ( $\Sigma_{MO}$ ).

図2. Semi-automatic coordinate construction algorithm for the distal metaphyseal model of femur.

意しておいた関節面抽出用モデルを大腿骨モデルの大きさに合うようにスケール変換する。関節面抽出用モデルは内外側後顆関節面の表面形状データを設定してある。次に、大腿骨モデルと関節面抽出用モデルの表面形状データをICP (Iterative Closest Point) アルゴリズムを用いて重ね合わせ、関節面抽出用モデルのサンプリング点から最近距離にある大腿骨モデル上の点群を後顆関節面と定義する。定義された内外側の後顆関節面のそれぞれに球をフィッティングし、内外側の2つの球中心を通る直線をX軸、2つの球中心の中点を原点(O)と決定する(図2-b)。そして、設定したX軸に沿って大腿骨モデルを投影し、その投影像の輪郭を自動抽出する。その後、顆部輪郭と骨軸輪郭の境界点2点をデジタル化し、この2点を端点とする顆部輪郭曲線に対して楕円近似を適用して(図2-c)、算出された楕円の長軸方向をY軸、短軸方向をZ軸と決定する(図2-d)。

### 2.2 脛骨モデル

脛骨モデルの骨幹端座標系では新たに半自動構築法を考案した。まず脛骨モデルの骨軸方向を決めるため、脛骨モデルの表面形状データに対して共分散解析を行い、データ分散の主要ベクトルを算出することで、この方向を仮のZ軸として設定した。仮のZ軸に沿った90%遠位側の垂直な遠位骨断面2断面を抽出し、それら骨断面の輪郭に楕円近似を適用することで骨断面の中心点(2点)を求め、この2点を結んだ線を骨軸中心線とする(図3-a)。そして、脛骨モデル上の腓骨最近位部周辺(Ⅲ)をデジタル化し、表面形状データから探索された腓骨最近位点のZ値での骨断面形状を抽出する。その骨断面輪郭に楕円近似を適用して、算出された楕円の長軸・短軸をそれぞれX軸・Y軸として決定する(図3-b)。さらに、その楕円の中心を原点(O)とし、原点をZ軸に沿って関節面に移動することで座標系を構築する(図3-c)。

### 3. 評価方法

#### 3.1 骨幹端モデルの位置姿勢評価

構築された骨全長CTモデルと骨幹端CTモデル、MRIモデルのそれぞれに骨幹端座標系を設

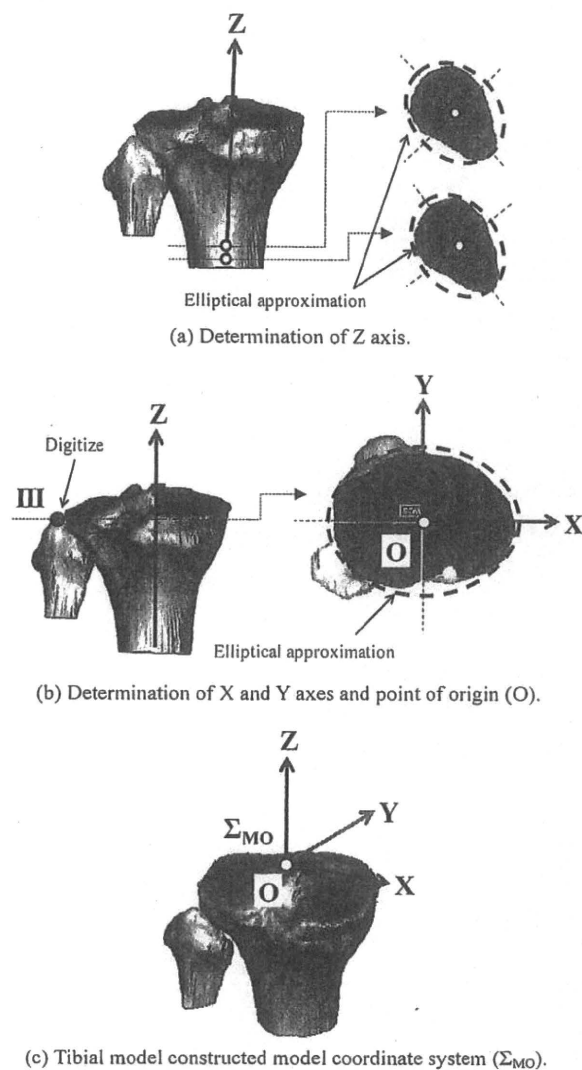


図3. Semi-automatic coordinate construction algorithm for the proximal metaphyseal model of tibia.

定する。座標系設定後、始めに骨全長CTモデルを2方向CR像に自動イメージマッチングを行う(図4)。マッチング後のCR座標系( $\Sigma_{CR}$ )における骨全長CTモデルの位置姿勢を計測し、これを位置姿勢誤差評価のための真値とした。

次に、骨幹端CTモデルとMRIモデルをそれぞれ2方向CR像に自動イメージマッチングして、骨全長CTモデルと同様に、CR座標系( $\Sigma_{CR}$ )における骨幹端モデルの位置姿勢を計測する。この計測結果を骨全長CTモデルから求めた真値と比較することで、骨幹端CTモデルとMRIモデルでのそれぞれの誤差を算出した。マッチングは各モデルにつき3回行った。



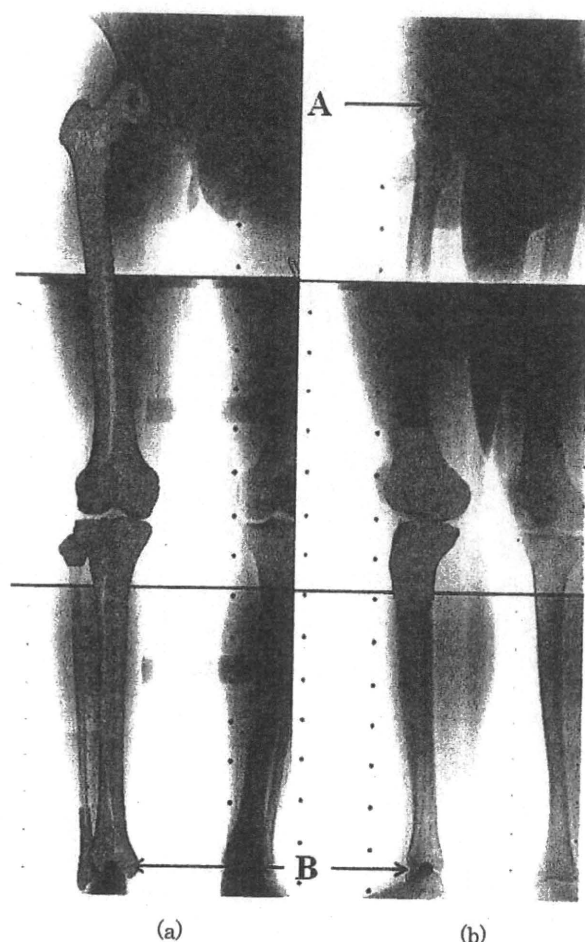


図4. Image matching with (a) the whole-length bone model and (b) the metaphyseal bone model. A : the center of femoral head, and B : the center of the distal articular surface of tibia.

### 3.2 参照点位置評価

大腿骨側と脛骨側の参照点をそれぞれ大腿骨頭中心 (A) と遠位関節面中心 (B) に設定して (図4), 参照点の位置をCR座標系 ( $\Sigma_{CR}$ ) から計測した. 骨全長CTモデルを2方向CR像にマッチングした後, CR座標系 ( $\Sigma_{CR}$ ) における参照点位置をモデル座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) からみた位置に座標変換して, その位置を参照点位置評価のための真値とした.

次に, 同様に骨幹端CTモデルとMRIモデルでのモデル座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) からみたそれぞれの参照点位置を求め, 骨全長CTモデルで求めた真値と比較した. マッチング回数は各モデルにつき3回とした. この評価方法においては, イメージマッチングによる骨幹端モデルの位置姿

勢が骨全長モデルと同一であれば, 参照点位置の誤差は0となる.

### 3.3 CT座標系とMR座標系の位置関係評価

同一の中間座標系構築アルゴリズムを用いて設定されたCT座標系とMR座標系の位置関係について, CT座標系に対するMR座標系の誤差を求めた. 骨幹端座標系を設定した骨幹端CTモデルとMRIモデルの表面形状データに対して, ICPアルゴリズムを用いて重ね合わせを行った. 重ね合わせ後, MR座標系からCT座標系への座標変換を求め, 座標変換の回転・並進パラメータで2つの座標系誤差を算出した.

## 結 果

骨幹端モデルを自動イメージマッチングした後の位置姿勢に関して, 大腿骨のCTモデルでの最大平均誤差は回転Z成分0.7deg, 並進Y成分-0.7mmであり, MRIモデルでは回転Y成分-1.0deg, 並進Y成分-0.9mmであった (図5). 脛骨のCTモデルでの最大平均誤差は回転Z成分-1.4deg, 並進Z成分-1.3mmであり, MRIモデルでは回転Z成分3.7deg, 並進Y成分1.7mmであった (図6).

位置姿勢に関する二乗平均 (RMS) 誤差を表1に示す. CTモデルでは大腿骨で回転成分2.1deg, 並進成分0.9mmの最大RMS誤差がみられ, 脛骨では回転成分4.0deg, 並進成分1.8mmの最大RMS誤差がみられた. MRIモデルでは大腿骨で回転成分2.0deg, 並進成分1.6mmの最大RMS誤差があり, 脛骨では回転成分6.2deg, 並進成分2.2mmの最大RMS誤差があった.

モデル座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) からみた参照点位置の真値に対するRMS誤差を表2に示す. CTモデルでは大腿骨側で6.8mm, 脛骨側で12mmの最大RMS誤差があり, MRIモデルでは大腿骨側で18mm, 脛骨側で35mmの最大RMS誤差があった.

CTモデルとMRIモデルに設定されたそれぞれの座標系の位置関係を表3に示す. 大腿骨モデルでは回転X成分で1.0degの誤差があるが, その他の成分では1deg, 1mm以下であった.

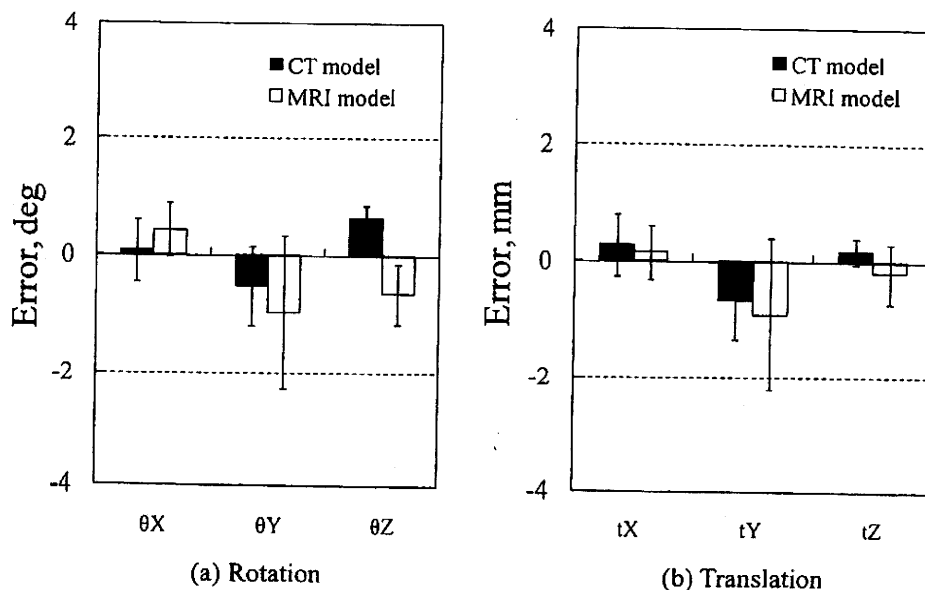


図5. Error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models of femur.

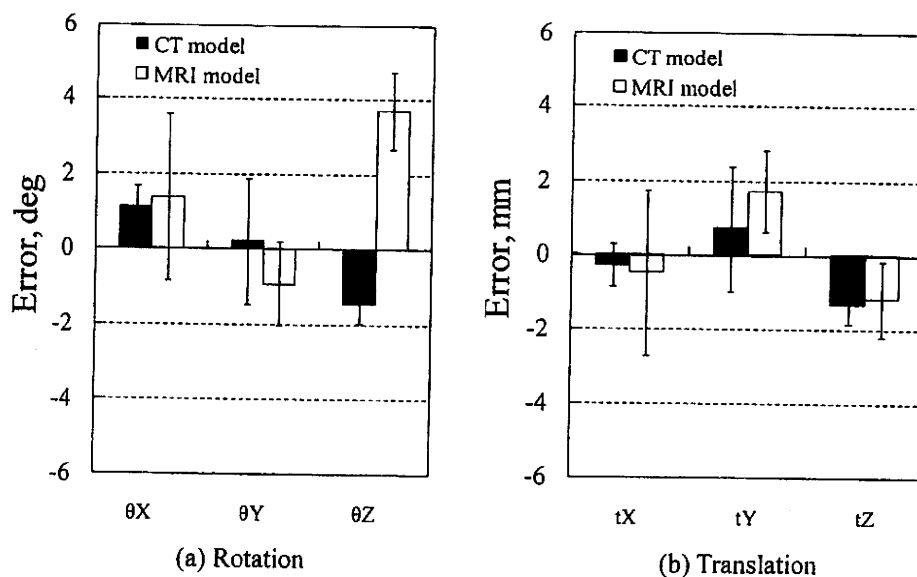


図6. Error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models of tibia.

脛骨モデルでは、回転Z成分で4.8deg、並進X方向で約1.9mmの最大平均誤差があった。

### 考 察

3次元下肢アライメント評価システムによる2方向CR像への骨全長CTモデルのイメージマッチングは、大腿骨と脛骨それぞれの近位端と遠位端の位置姿勢を修正することで最適な位置にマッチングすることができ、このシステム

の有用性や推定精度が良好であることが報告されている<sup>3), 7)</sup>。一方、MRIモデルには形状精度がCTモデルよりも低いこと<sup>6)</sup>や、さらにMRIの撮像範囲が一般的に膝関節での大腿骨遠位と脛骨近位のような骨幹端部に限られ、3D骨モデルの構築可能範囲が狭いという問題がある。MRIモデルのような骨幹端部でのイメージマッチングは最適な位置に設置することが困難であると考えられるが、どの程度最適な位置に設置

表1. RMS error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models.

Models	Rotation			Translation			
	$\theta X$ [deg]	$\theta Y$ [deg]	$\theta Z$ [deg]	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]	
CT	Femur	0.56	0.90	2.14	0.59	0.92	0.29
	Tibia	2.23	0.91	3.95	0.60	1.77	1.41
MRI	Femur	1.97	1.59	1.63	0.48	1.57	0.52
	Tibia	6.22	2.10	5.60	2.19	2.03	1.53

表2. RMS error of reference points (A : the center of femoral head, and B : the center of the distal articular surface of tibia) on model coordinate system.

Models	Points	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]
CT	A	2.56	6.83	1.30
	B	3.06	12.1	1.06
MRI	A	6.83	17.6	3.85
	B	19.7	34.6	4.11

できるのか不明である。さらに、これまで下肢アライメント解析に用いられるCTモデルには骨全長を利用した中間座標系構築法が適用されているが、この構築法をMRIモデルにそのまま適用することはできず、骨全長CTモデルと同一の座標系をMRIモデルに設定することは困難である。そのため骨幹端部のみで中間座標系を構築する半自動的構築法を考案した。

イメージマッチング後のMRIモデルによる設置位置姿勢誤差では6.2deg, 2.2mmの大きなRMS誤差がみられた。この誤差には、骨幹

端部のみによるマッチング誤差と、CTモデルに対するMRIモデルの表面形状誤差の影響が考えられる。CR像への自動イメージマッチングには骨輪郭情報を用いているため、MRIモデルの表面形状誤差はマッチングに影響を与える。また、今回用いた中間座標系構築法には骨形状を利用したアルゴリズムが含まれるため、CTモデルとMRIモデルの表面形状に誤差があると、双方の座標系に差が生じることになり、直接マッチング誤差に反映されることになる。すなわちCT座標系とMR座標系の位置関係では大腿骨モデルよりも脛骨モデルでの誤差が大きいため(表3)、これが脛骨でのマッチング誤差が大きくなった要因として考えられる。

MRIモデルの表面形状誤差を考慮せずに、骨幹端モデルによるマッチング誤差のみを調べるため、骨全長CTモデルを骨幹端部でカットした骨幹端CTモデルを用いたところ、設置位置姿勢誤差はMRIモデルの場合よりは小さいものの、4.0deg, 1.8mmの最大RMS誤差があった。これは予想されたように、骨幹端モデルでのマッチングが設置位置姿勢に影響を与えることを示唆している。骨幹端モデルではイ

表3. Error of the intermediate coordinate systems between CT and MRI models.

Models	Rotation			Translation		
	$\theta X$ [deg]	$\theta Y$ [deg]	$\theta Z$ [deg]	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]
Femur	1.02±1.54	-0.32±0.50	0.37±0.78	0.01±0.33	-0.36±1.14	-0.09±0.55
Tibia	3.22±3.65	1.52±3.17	-4.80±2.60	-1.93±1.97	0.40±1.70	0.87±0.81

メージマッチングに利用できる骨輪郭情報が少ないため、回転成分の誤差が大きくなることが考えられる。

骨幹端モデルのマッチングによる位置姿勢誤差を改善するには、まずCTとMRIモデルの中間座標系を一致させることが必要となるが、両方のモデルで同一の座標系を構築するには、3D骨モデルの形状誤差を極力少なくすること、表面形状に影響しない座標系構築法の検討が必要となる。そして、イメージマッチングに輪郭以外の情報を追加することが有効であると思われる。

骨幹端モデルをCR像にイメージマッチングすることにより、どの程度下肢アライメントを評価することができるのかを調べるために、参照点を大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心に設定して(図4)、マッチング後のモデル座標系( $\Sigma_{MO}$ )から見た参照点位置を骨全長CTモデルとMRIモデルで比較した。その結果、MRIモデルでの参照点位置のRMS誤差は大腿骨で18mm、脛骨では35mmと大きな誤差があった。参照点位置はマッチングでの設置位置姿勢を反映しており、その誤差には特に回転成分が大きく影響しているため、自動イメージマッチングでのさらなる誤差改善が必要である。

これらの結果は自動イメージマッチングでの結果であるため、検者間誤差は極めて少なくなるが、推定精度の範囲はまだ臨床応用の精度には達していないと判断している。3次元下肢アライメント評価システムにMRIモデルの適用が可能になると、CTモデルを使用するよりも少ない被曝で立位での下肢アライメントを評価できるだけでなく、MRIモデルに軟骨データを含めることで立位における膝関節の関節軟骨接触の評価が期待できる。今後は上記で述べた3D骨モデルの表面形状誤差に関連する中間座標系構築アルゴリズムやイメージマッチングでの参照点追加についての再検討を行う予定である。

## ま と め

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について、骨全長CTモデルによる2方向CR像へのイメージマッチング結果とMRIモデルでの結果を比較検討した。MRIモデルによる設置位置姿勢の最大RMS誤差は、骨全長CTモデルの結果と比較して6 deg, 2 mmであった。また、大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心を参照点としたモデル座標系からみた参照点位置の最大RMS誤差は35mmであった。骨幹端座標系構築法の改良やイメージマッチングに輪郭以外の情報を追加することで誤差が改善できると考えられる。

## 文 献

- 1) DeFrate LE, Suna H et al. : In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. *J Biomech* 37 : 1499-1504, 2004.
- 2) 石谷周一, 佐々木俊行 他 : 大腿骨MRモデルにおける再現性の高い解剖学的座標系の構築. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 29 : 409-414, 2008.
- 3) 小林公一, 田中伸明 他 : 2方向X線像を用いた骨および人工膝関節の3次元自動位置姿勢推定法の精度. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 29 : 421-425, 2008.
- 4) Li G, Park SE et al. : The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. *Clin Biomech* 20 : 736-744, 2005.
- 5) Patel VV, Hall K et al. : A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res* 22 : 283-292, 2004.
- 6) 笹川圭右, 渡辺聡 他 : MRIとCTを用いた3次元骨形状モデルの精度に関する検討. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 29 : 397-402, 2008.
- 7) 山崎芳裕, 根本篤志 他 : 3次元下肢アライメント評価システムのモデルイメージマッチングによる臨床評価の精度検討. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 25 : 291-296, 2004.