

$$x_0 = \frac{BE - 2CD}{4AC - B^2} \dots\dots\dots (3)$$

$$y_0 = \frac{BD - 2AE}{4AC - B^2} \dots\dots\dots (4)$$

$$\theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{B}{A - C} \right) \dots\dots\dots (5)$$

$$(a, b) = \sqrt{\frac{2(Ax_0^2 + Bx_0y_0 + Cy_0^2 + 1)}{A + C \pm \frac{B}{2\sin\theta\cos\theta}}} \dots\dots (6)$$

※ただし、(6)式で求めた大きい値を長軸a、小さい値を短軸bとする。

最後に、図5-(d)のように楕円の長軸方向をZ軸、短軸方向をY軸と決定する。このようにして、顆部形状のみのMRモデルに解剖学的座標系(顆部MR座標系)が設定できる(図6)。

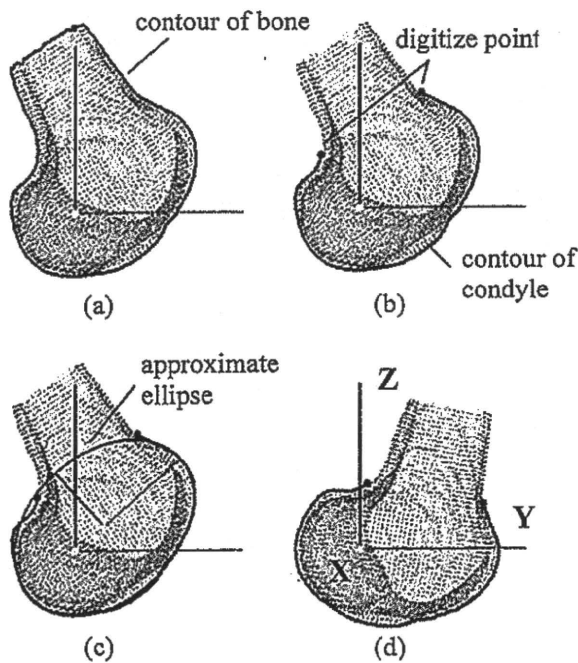


図5. Procedure for determining the Y and Z-axis, (a) - (d).

実験方法

1. 再現性評価

今回提案した座標系の再現性を評価した。評価項目は、検者内のばらつきと検者間のばらつきとした。実験手順を説明する。まず、MRモデルに顆部MR座標系を設定した。次に、装置

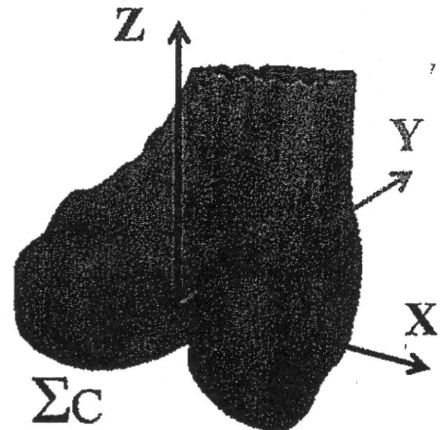


図6. Anatomical coordinate system for femoral condyle.

MR座標系から顆部MR座標系への座標変換Tを算出した。最後に、座標変換Tの回転・並進パラメータを算出した。これを各検者が数回行い、回転・並進パラメータの平均と標準偏差を計算した。検者内のばらつきはこの標準偏差の値で評価した。また、各検者の平均値を各検者の代表値とし、代表値の平均と標準偏差を計算した。検者間のばらつきはこの標準偏差の値で評価した。

被験膝は、X線上明らかな関節症性変化の無いACL損傷膝の大腿骨1体(女性)とした。検者は5名、座標系の設定回数は各検者5回とした。顆部MR座標系の設定には自作のソフトウェアを用いた。

2. CT座標系との位置関係評価

今回提案した顆部MR座標系がCT座標系とどのような位置関係にあるかを評価した。実験手順を説明する。まずMRモデルに顆部MR座標系を設定し、CTモデルにCT座標系を設定した。このCT座標系の原点とX軸は、今回顆部MRモデルへ適用した方法と同様に設定した。次に、MRモデルとCTモデルの表面形状データの重ね合わせを行った。重ね合わせ後、顆部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つの座標系の違いを評価した。2つの座標系の位置関係の違いはパラメータの平均値で評価し、ばらつきは標準偏差で評価した。

被験膝は、X線上明らかな関節症性変化の無

いACL損傷膝の大腿骨5体(男性:3体,女性:2体)とした。顎部MR座標系の設定には自作のソフトウェアを用い、CT座標系の設定には座標系設定ソフトModel Viewer (LEXI社, 東京)を用いた。2つのモデルの重ね合わせ(registration)には、ICP (Iterative Closest Point) アルゴリズムを用いた。

結 果

1. 再現性評価

表1, 2に検者内・検者間の装置MR座標系から顎部MR座標系への座標変換の回転・並進パラメータの標準偏差を示す。

検者内では、最大で回転が 0.35 [deg], 並進が 0.05 [mm]となった。検者間では、最大で回転が 0.13 [deg], 並進が 0.04 [mm]となった。

表1. Intraobserver errors (S.D.) of the transformation parameters from MRI coordinate system to the proposed coordinate system. (n=5)

Examiner	Rotation [deg.]			Translation [mm]		
	x	y	z	x	y	z
1	0.29	0.07	0.02	0.05	0.04	0.02
2	0.28	0.05	0.04	0.02	0.02	0.01
3	0.08	0.03	0.05	0.03	0.03	0.01
4	0.35	0.05	0.01	0.03	0.02	0.01

表2. Interobserver errors (S.D.) of the transformation parameters from MRI coordinate system to the proposed coordinate system. (n=5)

Rotation [deg.]			Translation [mm]		
x	y	z	x	y	z
0.13	0.05	0.03	0.04	0.03	0.01

2. CT座標系との位置関係評価

表3に顎部MR座標系からCT座標系への座標変換の回転・並進パラメータを示す。回転パラメータの平均±標準偏差は、屈曲伸展で -9.98 ± 4.16 [deg], 内外反で -0.40 ± 0.71 [deg], 内外旋で -0.15 ± 0.86 [deg]であった。一方、並進パラメータの平均±標準偏差は、内外側で 0.82 ± 0.68 [mm], 前後で 0.66 ± 0.81 [mm], 遠近位で 0.19 ± 0.49 [mm]であった。

表3. Deviation of the transformation parameters of MRI coordinate system of the condyle from a conventional CT coordinate system. (n=5)

Rotation [deg.]			Translation [mm]		
x	y	z	x	y	z
-9.98 ± 4.16	-0.40 ± 0.71	-0.15 ± 0.86	0.82 ± 0.68	0.66 ± 0.81	0.19 ± 0.49

考 察

まず、提案した座標系の構築法について論じる。この方法の特徴は、顎部全体の形だけを用いて半自動的に座標系を設定している点にある。特にY・Z軸は、矢状面投影した輪郭が楕円に近いことから、当てはめた楕円の長軸と短軸とした。その結果、図5に示すように、顎部の前後軸と遠近位軸に近いY・Z軸を設定することができた。この座標系設定法は、骨モデルのいくつかの骨特徴点だけを用いるのではなく、形状全体を用いて軸を決定するため、モデル形状の誤差に対してロバストな推定法と考えられる。

次に、提案した座標系の再現性について論じる。検者内のばらつきは、回転で 0.35 [deg.]以内、並進で 0.05 [mm]以内となり、非常に高い再現性を得ることができた。この要因は、参照点の設定に比較的ディジタイズしやすい点を選んだことと、合計4点というディジタイズ数の少なさにあると考えられる。

次に、CT座標系との位置関係について論じる。CT座標系との位置関係は、伸展で平均 9.98 [deg], 並進で平均 1 [mm]未満であった。原点は、MR座標系もCT座標系も同じ方法で設定しているため、並進パラメータで差が小さいのは当然である。屈曲・伸展パラメータで差が大きいのは、CT座標系は大腿骨の骨頭中心を用いて設定するためである。これらの結果から、得られた顎部MR座標系を屈曲方向に 9.98 [deg]回転すれば、平均的にCT座標系に近い顎部MR座標系が得られることが分かった。

最後に、顎部MR座標系のCT座標系に対するばらつきについて述べる。平均的には両者の差がゼロに近いとしても、標準偏差が大きければ、個々の症例では差が大きくなることが多く、

従来のアライメント評価結果と対応させることは難しい。臨床的には、標準偏差は回転で1.0 [deg] 以下、並進で1.0 [mm] 以下が要求されている。本実験結果では、標準偏差は、屈曲伸展で4.16 [deg]、その他の回転パラメータで0.86 [deg] 以下、全ての並進パラメータで0.81 [mm] 以下であった。屈曲伸展以外のパラメータは、臨床目標を達成できたが、屈曲伸展に関しては大きな値を示した。しかし、この値は、比較した両座標系でY・Z軸の決定法が全く異なる上に、モデル同士のレジストレーション誤差を含むことを考えれば決して大きな値ではない。

今回提案した顆部MR座標系は、顆部形状だけで設定が可能である。この方法をCTモデルに適用すれば、大腿骨全体を撮像せずに座標系の設定が可能となるためX線被曝量を軽減できる。そのため、今後CTモデルへの適用を考えたい。また、脛骨座標系の自動構築も今後の課題である。

結 語

大腿骨MRモデルにおいて、顆部形状全体を用いた座標系の半自動構築法を考案した。この座標系の再現性を評価した結果、検者内・検者間両者において非常に高い再現性を示した。ま

た、この顆部MR座標系とCT座標系との位置関係を調べた結果、MR座標系はCT座標系に対して伸展方向に 9.98 ± 4.16 度回転したが、他のパラメータの平均も標準偏差も比較的小さかった。今後の課題は、CTモデルへの適用、脛骨座標系の自動構築である。

文 献

- 1) Eckhoff D. G., Bach J. M. et al. : Three-Dimensional Mechanics, Kinematics, and Morphology of the Knee Viewed in Virtual Reality. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 87-A, Supplement 2, 2005.
- 2) DeFrate L. E., Papannagari R. et al. : The 6 Degrees of Freedom Kinematics of the Knee After Anterior Cruciate Ligament Deficiency : An in vivo Imaging Analysis. The American Journal of Sports Medicine, vol. 34, no. 8, 2006.
- 3) Grood E. S., Suntay W. J. : A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : Application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering vol. 105, no. 2, pp. 136-44, 19
- 4) 古賀良生, 寺島和宏ほか : “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, vol. 15, 383-386, 1994.

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

小林 公一^{*1} 田中 伸明^{*2} 小田川健一^{*3} 佐藤 卓^{*4}
坂本 信^{*1} 田邊 裕治^{*3} 大森 豪^{*5} 古賀 良生^{*4}

Accuracy of automated image matching technique of bone and implants using
biplanar radiography.

Koichi KOBAYASHI, PhD., Nobuaki TANAKA, Ken-ichi ODAGAWA, Takashi SATO, MD.,
Makoto SAKAMOTO, PhD., Yuji TANABE, PhD., Go OMORI, MD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

We have developed a 3-dimensional (3D) lower extremity alignment assessment system that has been applied to pre-operative planning and post-operative alignment assessment of total knee arthroplasty (TKA) with the subject in a standing position. The system evaluates alignment by matching 3D bone and component model projections to frontal and oblique X-ray images manually. In this paper, an automated matching technique is presented to reduce the laborious task for manual image matching and improve the repeatability of pose estimation. Sawbone femur and tibia and femoral and tibial components of a TKA system were used. Three spherical markers were attached to each sawbone and each component to define the local coordinate system. Outlines of the CT-based 3D bone models and the component computer-aided design (CAD) models were projected onto the extracted contours of the femur and tibia and the implants in frontal and oblique X-ray images. Three dimensional pose of each model (full 6 degrees of freedom (DOF) parameters) was recovered by minimizing the difference between the projected outline and the contour using the downhill simplex algorithm. The relative poses were recovered within $-0.3\text{mm} \pm 0.5\text{mm}$ and $-0.5\text{deg} \pm 1.1\text{deg}$ for the femur with respect to the tibia, $-0.9\text{mm} \pm 0.4\text{mm}$ and $0.4\text{deg} \pm 0.4\text{deg}$ for the femoral component with respect to the tibial component, $-0.8\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$ and $0.8\text{deg} \pm 0.3\text{deg}$ for the femoral component with respect to the femur, and $-0.3\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$ and $-0.5\text{deg} \pm 0.4\text{deg}$ for the tibial component with respect to the tibia.

Key words : Pose estimation, Image matching, Biplanar radiography, Leg alignment, TKA.

※1 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

- ※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2-8050
- ※3 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2-8050
- ※4 新潟こばり病院 整形外科
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11
- ※5 新潟大学 超域研究機構
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2-8050

Corresponding Author : Koichi KOBAYASHI, PhD.

Department of Health Sciences, Niigata University School of Medicine
2-746 Asahimachi-dori, Chuo-ku, Niigata 951-8518, JAPAN
Tel & Fax : 025-227-0935
E-mail address : kobayasi@clg.niigata-u.ac.jp

緒 言

下肢関節の3次元アライメントを定量評価することは、種々な関節疾患の病因解明や機能障害進行の把握において重要であると同時に、より効果的な診断・治療法の確立に繋がると考えられる。例えば、変形性膝関節症の治療法として多く施行されている人工膝関節置換術では、人工膝関節の設置位置により術後の下肢アライメントと関節運動が規定されるため、術前のアライメント測定とこれを矯正するための設置位置計画が術後成績に大きな影響を与えると指摘されている¹⁰⁾。著者らはCT像から構築した3次元骨形状モデルと立位2方向X線像を用いて下肢の3次元アライメントを評価するシステムを開発し、すでに臨床応用している^{8), 9)}。このシステムでは、下肢全長(骨盤, 大腿骨, 脛骨)の2方向X線像に3次元骨形状モデルの投影像をマッチングすることで股関節または膝関節のアライメント評価を行うと同時に、人工膝関節のCADモデルを投影することで設置位置計画を作成する。さらに、人工膝関節置換術後にも2方向X線撮影し、人工膝関節のCADモデルの投影像をマッチングさせることで設置位置評価を行っている。しかしながら、イメージマッ

ングを手動で行っているため、作業に長時間を要することと、再現性の確保が問題となっている。

そこで、本研究ではイメージマッチングを自動化することでこれら問題の解決を図ることを目的とした。2方向X線像における骨および人工膝関節の輪郭と、対応する3次元モデルの投影像との輪郭を滑降シンプレックス法により最小化することで、骨と人工膝関節の3次元的位置姿勢を推定する方法を開発するとともに、同法の推定精度について検討を行った。

実験方法

1. 3次元下肢アライメント評価システム

このシステムは0°から60°回転する回転台と、イメージングプレート(IP)を格納するカセットホルダから構成される。X線源はIPから約3mのところ設置する。患者は回転台の上に立ち、0°で正面像、60°で斜角像をX線撮影する(図1)。患者撮影に先立ち、アクリル製フレームに鋼球マーカを72個接着した校正フレームを撮影することにより、0°と60°それぞれの回転台位置において中心射影を想定したカメラ定数を決定し、射影行列⁴⁾を構築しておく。

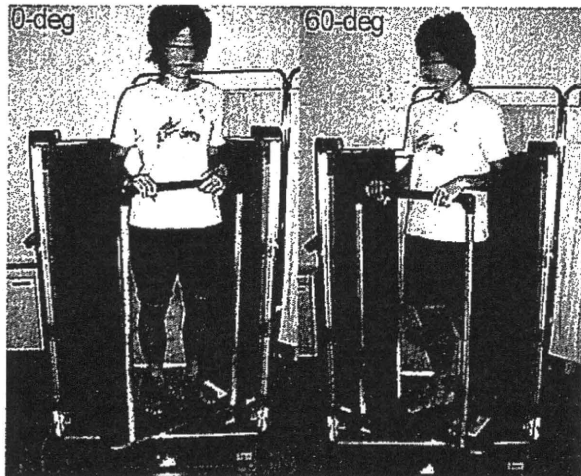


図1. Rotation table for biplanar radiography.

2. 自動イメージマッチングアルゴリズム

X線像における骨および人工膝関節の輪郭をCanny法¹⁾で自動抽出する。次に、前節で述べた射影行列を用いて仮想2方向X線撮影システムを構築する。そして3次元形状モデルを0°と60°のX線像に投影し、その輪郭だけを表示する(図2)。各X線像について、輪郭点ごとに最も近い投影像の輪郭点との距離を求めてその平均値を計算し、両X線像の和をとる。すなわち

$$D_{mean} = D_{mean}^0 + D_{mean}^{60} = \sum_{i=1}^{N^0} \frac{\|OLX_i^0 - OLV_i^0\|}{N^0} + \sum_{i=1}^{N^{60}} \frac{\|OLX_i^{60} - OLV_i^{60}\|}{N^{60}}$$

ここで、 OLX_i はX線像の輪郭点、 OLV_i は仮想投影像における OLX_i との最近接輪郭点、 N は輪郭点数である。上付き添え字の0と60はそれぞれ0°および60°のX線像に関する値であることを示している。そして、 D_{mean} を3次元骨形状モデルの位置姿勢を表す6自由度パラメータすなわち3個の並進パラメータ(t_x, t_y, t_z)と、3個の回転パラメータ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)の関数とし、滑降シンプレックス法⁵⁾でこれを最小化することで6自由度パラメータの値を決定する。以上の計算はMicrosoft® Visual C++6.0で自作したソフトウェアにより実行した。

3. モデル骨と人工膝関節を用いた検証実験

自動イメージマッチングによる3次元位置姿勢の推定精度を検証するため、モデル大腿骨お

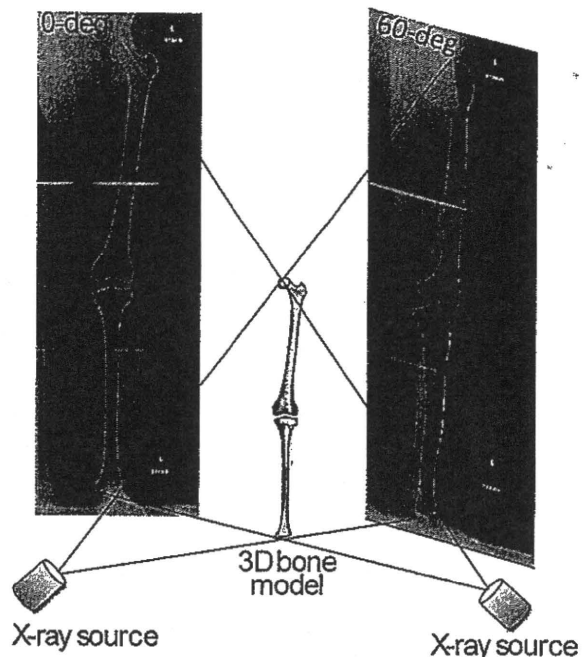


図2. Virtual biplanar radiography system.

よびモデル脛骨(Sawbone)と人工膝関節を用いた実験を行った。大腿骨と脛骨にアクリル製球マーカをそれぞれ3個ずつ任意の箇所に設置した後、CT撮影(水平分解能0.31mm, スライス厚さ1mm)を行い、3次元再構築ソフト(ZedView4.0, Lexi, 東京)を用いてスライス像から3次元形状モデルを再構築した。3次元形状モデルの座標系は球マーカの中心座標を基に規定した。次に創外固定器を用いて大腿骨と脛骨を伸展位で固定し、2方向X線撮影した。続いて、大腿骨と脛骨に人工膝関節(ADVANCE, Wright Medical Orthopaedics, 米国)の大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントを設置し2方向X線撮影した(図3)。各コンポーネントには3個ずつ鋼球マーカを接着し、これを基にコンポーネントのCADモデルの座標系を規定した。

3次元位置姿勢の真値は3次元測定器により求めた。すなわち、骨およびコンポーネントに取り付けたマーカの中心座標を3次元測定器で測定し、これから3次元測定器の座標系を基準とする骨およびコンポーネントの座標系を決定した。この結果を基に①脛骨を基準とする大腿骨の相対位置、②脛骨コンポーネントを基準と

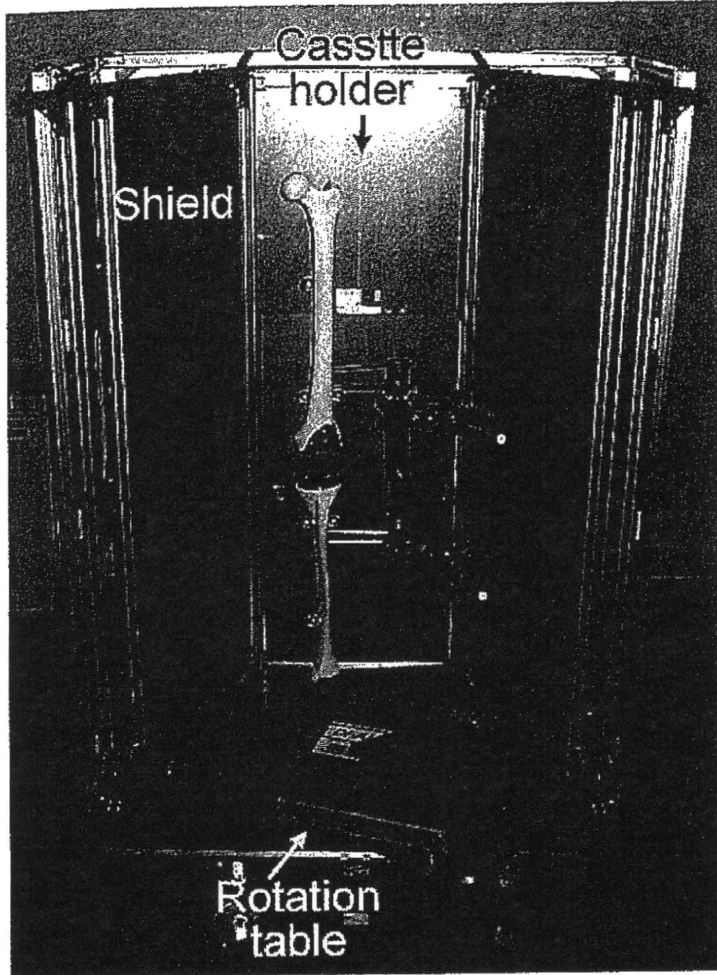


図3. Experimental set-up.

表1. Average error, standard deviation and [RSME] of estimating translation parameters of relative pose.

	x (mm)	y (mm)	z (mm)
Femur/tibia	-0.31±0.50[0.57]	-0.28±0.61[0.64]	-0.31±0.19[0.36]
Femoral component/ tibial component	-0.38±0.13[0.40]	-0.86±0.38[0.93]	-0.35±0.06[0.36]
Femoral component/ femur	-0.77±0.17[0.73]	0.35±0.13[0.31]	0.56±0.20[0.55]
Tibial component/ tibia	-0.27±0.18[0.32]	-0.06±0.18[0.19]	0.24±0.20[0.30]

表2. Average error, standard deviation and [RSME] of estimating rotation parameters of relative pose.

	x (°)	y (°)	z (°)
Femur/tibia	0.17±0.56[0.56]	-0.12±0.23[0.25]	-0.53±1.1[1.1]
Femoral component/ tibial component	0.44±0.42[0.59]	-0.11±0.22[0.24]	-0.41±0.60[0.70]
Femoral component/ femur	-0.76±0.33[0.80]	0.62±0.20[0.63]	-0.73±0.58[0.91]
Tibial component/ tibia	-0.47±0.40[0.60]	0.39±0.66[0.74]	0.46±0.14[0.48]

する大腿骨コンポーネントの相対位置, ③大腿骨を基準とする大腿骨コンポーネントの相対位置および④脛骨を基準とする脛骨コンポーネントの相対位置を算出した。

自動イメージマッチングでは大腿骨, 脛骨, 大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの3次元位置姿勢(6自由度パラメータ)を推定し, 上述の4つの相対位置を求めた。6自由度パラメータの初期値として, 真値から±5mm, ±5°の範囲でランダムに10個選んだ。

結果と考察

表1と表2に推定された各相対位置の並進ならびに回転パラメータにおける平均誤差±標準誤差と二乗平均誤差(RMSE)を示した。これより, 脛骨に対する大腿骨の相対位置は $-0.31\text{mm} \pm 0.50\text{mm}$, $-0.5^\circ \pm 1.1^\circ$ 以内で推定可能であることが分かった。同様に, 脛骨コンポーネントに対する大腿骨コンポーネントの相対位置は $-0.9\text{mm} \pm 0.4\text{mm}$, $0.4^\circ \pm 0.4^\circ$ 以内, 大腿骨に対する大腿骨コンポーネントの相対位置は $-0.8\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$, $0.8^\circ \pm 0.3^\circ$ 以内, 脛骨に対する脛骨コンポーネントの相対位置は $-0.3\text{mm} \pm 0.2\text{mm}$, $0.5^\circ \pm 0.4^\circ$ 以内で推定可能であった。RMSEについては並進パラメータにおける最大値が上述の相対位置の順に0.64mm, 0.93mm, 0.73mm, 0.32mmであった。回転パラメータについては 1.14° , 0.70° , 0.91° , 0.74° であった。イメージマッチングに要する計算時間はパーソナルコンピュータ(Windows® XP, XEON™ processor, 3GHz, 2GB

RAM) 上で, モデル骨に対して約270秒, コンポーネントに対して約30秒であった. 以上の結果より, 従来人工膝関節コンポーネント⁵⁾, 膝関節²⁾ および足関節⁶⁾ といった比較的狭い部位を対象に適用されてきた2方向画像による自動イメージマッチング手法を下肢全長に適用し, 臨床的に十分な精度と再現性が得られたと考える.

推定精度について過去の研究と比較すると, 人工膝関節の位置姿勢について本研究より精度の高い結果⁵⁾ が報告されている. これは校正フレームと人工膝関節を同時撮影しているためと考えられる. 3次元下肢アライメント評価システムでは, 下肢全長を撮影対象とするため校正フレームも大型になり, 被験者と同時に撮影することができない. よって, 回転台やカセットホルダのわずかなガタにより, 校正時とカメラ定数に差異が生じたことで誤差が増加したと考えられる. 一方, 骨の位置姿勢については他の報告¹⁾ と同様の推定精度であった. ここでも回転台やカセットホルダのガタによる誤差はあるものの, 3次元骨形状モデルの誤差とX線像において骨輪郭が不明瞭であることの影響の方が大きかったので, 全体として他の報告と同様の結果となったと推察する. 骨と人工膝関節の相対位置については, 人工膝関節設置後のCT撮影による結果³⁾ と同程度の再現性であった. 従って, 本法により術後のCT撮影による被爆を無くすることができるので臨床的意義は大きい.

結 言

3次元下肢アライメント評価システムにおける3次元形状モデルと2方向X線像を用いたイメージマッチングの省力化と再現性確保を図るため, 滑降シンプレックス法を利用した自動イメージマッチング手法を提示した. その結果, 同手法は臨床的に十分な精度と再現性を有することが分かった.

<謝 辞>

本研究は日本学術振興会科学研究費補助金(基

盤研究B No. 19360046) の助成を受けて行った.

文 献

- 1) Canny A : A computational approach to edge detection. IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel 8 : 679-698, 1986.
- 2) DeFrate LE, Sun H, Gill TJ, Rubash HE et al : In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. J Biomech 37 : 1499-1504, 2004.
- 3) Jazrawi LM, Birdzell L et al : The accuracy of computed tomography for determining femoral and tibial total knee arthroplasty component rotation. J Arthroplasty 15-6 : 761-766, 2000.
- 4) 徐剛, 辻三郎: 3次元ビジョン, 東京, 共立出版, 79, 1998.
- 5) Kaptein BL, Valstar ER et al : A new model-based RSA method validated using CAD models and models from reverse engineering. J Biomech 36 : 873-882, 2003.
- 6) Li G, Wan L, Kozanek M : Determination of real-time in-vivo cartilage contact deformation in the ankle joint. J Biomech 41 : 128-136, 2008.
- 7) Nelder JA, Mead R : A simplex method for function minimization. Computer Journal 7 : 308-313, 1965.
- 8) 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.
- 9) 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.
- 10) Singerman R, Heiple KG et al : Effect of tibial component position on patella strain following total knee arthroplasty. J Arthroplasty 10-5 : 651-656, 1995.
- 11) You B, Siy P et al : In vivo measurement of 3-d skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs. Application to knee kinematics. IEEE Trans Med Img 20-6 : 514-525, 2001.

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

佐々木俊行^{*1} 林 豊彦^{*1*2} 中村 康雄^{*2} 大森 豪^{*3}
渡辺 聡^{*4} 佐藤 卓^{*4} 古賀 良生^{*4}

Accuracy evaluation of a technique for superimposing a 3D bone-model on its arthroscopic image.

Toshiyuki SASAKI, Toyohiko HAYASHI, PhD., Yasuo NAKAMURA, PhD., Go OMORI, MD.,
Satoshi WATANABE, MD., Takashi SATO, MD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

Computer-assisted orthopaedic surgery (CAOS) is one of the advanced medical engineering technologies developed in order to obtain better surgical outcomes nearly independent from operator skill. Its application to arthroscopic surgery, however, has not become widely used, due to technical difficulties. To achieve this, we have been developing a technique of superimposing 3D bone-model reconstructed from preoperative tomographic images upon its arthroscopic image on a real-time basis. Such superimposition allows the visualization of the surgical plan using intra-operative arthroscopic images, if it is incorporated into the bone model before operation. The present study evaluated the overall accuracy of the superimposition system. In an attempt to validate the overall accuracy of the system, we evaluated the positional error of three target points set in the attachment site of anterior cruciate ligament (ACL) of both femoral and tibial bone models. These points were digitized manually using a probe mounted on an arthroscope, according to the arthroscopic image provided with a target location. Empirical results demonstrated that the error of every target was less than or equal to 1.04 [mm] on average, suggesting the clinical applicability of the system.

Key words : CAOS, arthroscopic surgery, 3D bone-model, superimposing technique.

-
- ※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 : 025-262-7771 Fax : 025-262-7771
E-mail address : hayashi@eng.niigata-u.ac.jp

はじめに

コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS : Computer-Assisted Orthopaedic Surgery) は、医師の経験度に影響されることなく高精度な骨関節手術を実現し、より良好な術成果を得ることを目的としている。我々は、関節鏡視下手術へのCAOSの導入を目的として、術中の鏡視画像にリアルタイムで「骨モデル」を重ね合わせ表示するシステムを開発してきた。「骨モデル」とは、術前に断層画像から作成した骨の形状モデルである。その上に術前計画で決定した情報

を与えておけば、本システムを用いることにより、術中において鏡視画像上に術前計画を可視化できる。今回は、大腿骨・脛骨モデルポーンを対象としてシステムの総合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), モニタ, トラッキング装置 (ProReflex MCU240, Qualisys社, Sweden),

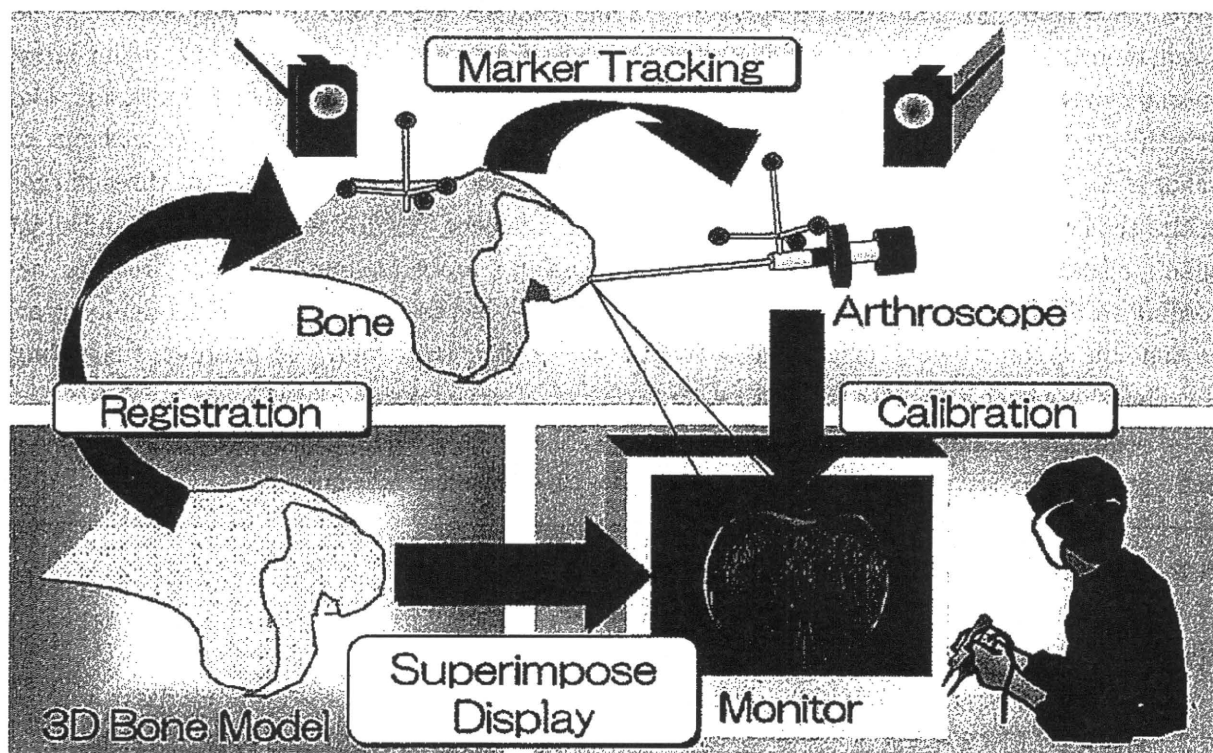


図1. System configuration.

コンピュータ、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、実空間における3次元骨モデルの位置・姿勢、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])。各マーカの識別にはマーカ間距離データを用いる。図1に示すように、骨モデルの実空間における位置・姿勢をレジストレーションにより推定し、それを関節鏡に仮想投影することにより、骨モデルの仮想鏡視画像を得る。それを実際の鏡視画像に重ね合わせて表示する (図2)。

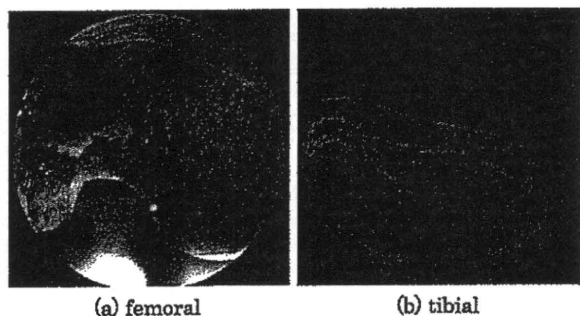


図2. Superimpose display where a computer model of the bone was superimposed over the actual bone surface on a real-time basis.

1-2. 関節鏡カメラ校正

事前にカメラ校正を行うことにより、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) を推定する。校正には、直径1 [mm] の鋼球マーカを10 [mm] 間隔で 7×7 個配置したボードを用いた (図3)。それを、精密移動ステージを用いてボードに垂直な方向に5 [mm] 間隔で25 [mm] 並進移動し、 $7 \times 7 \times 6$ 個の3次元点列を生成した。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。次に画像中の鋼球マーカをデジタル化し、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、中村らが開発したカメラ校正法⁴⁾を用いた (校正精度 0.23 ± 0.02 [mm])。

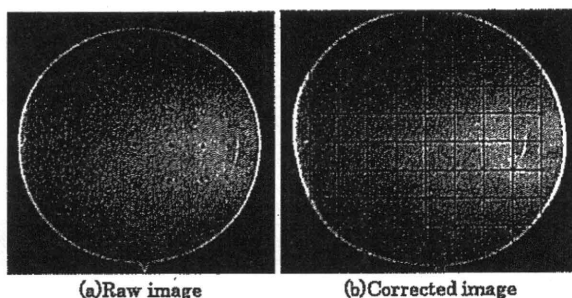


図3. Distortion correction of arthroscopic image by camera calibration.

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) を用いて作成する。その解剖学的座標系 (Σ_{Ana}) は次のように設定する。まず大腿骨頭・内側後顆・外側後顆をそれぞれ球近似し、その球中心の3点を求める。球近似には、専用ソフトウェアModel Viewer (LEXI社, 東京) を用いる。原点Oは、内側・外側後顆近似球の中点とした。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。

1-4. レジストレーション

骨を2方向透視X線撮影 (BV Libra, Philips社, Netherlands) する。その透視X線撮影を再現する仮想空間に骨モデルを呼び込み、2D/3Dレジストレーションを用いて透視X線像に骨モデルの仮想投影像を重ね合わせる。その結果、仮想空間における骨モデルの位置・姿勢が得られる。次に、同じ仮想空間におけるマーカ位置を投影像から推定し、その上に Σ_{Mar} を

設定する。これらの手順から、 Σ_{Ana} から Σ_{Mar} への座標変換 ${}^{Ana}T_{Mar}$ が得られる(図4)。レジストレーション精度は、予備実験より屈曲伸展 0.59 ± 0.14 [deg], 内反外反 0.03 ± 0.14 [deg], 回旋 0.27 ± 0.14 [deg], 内外方向 0.60 ± 0.75 [mm], 前後方向 0.27 ± 0.34 [mm], 遠近方向 0.10 ± 0.33 [mm]であった(図5)。

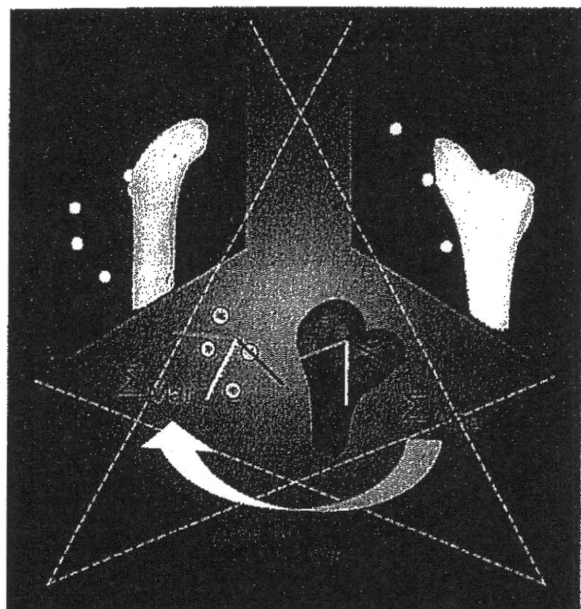


図4. Registration for determining the positional relationship between two different coordinate systems set on the marker set and 3-D bone model.

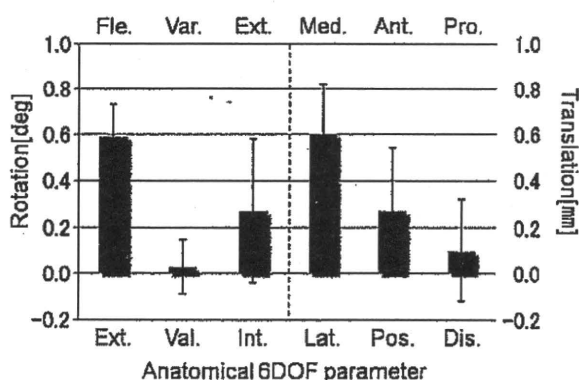
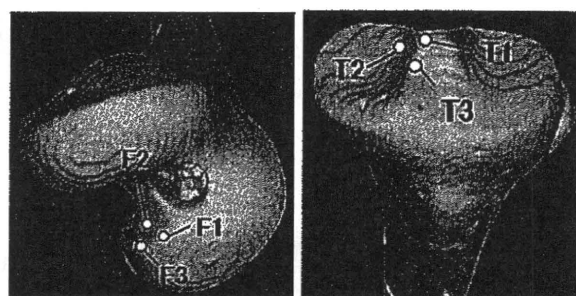


図5. Accuracy in the position and orientation obtained from 2D/3D registration.

2. システム総合精度の評価法

対象は、大腿骨・脛骨モデルボーンとした。重ね合わせ精度は、骨上の点(精度評価点)の3次元座標で評価した。その精度評価点は、大

腿骨・脛骨のACL附着部付近の3点(F1-F3, T1-T3)とした(図6)。それら精度評価点の Σ_{Ana} における3次元座標を「参照値」とする。そのデータを骨モデル上にも与えておけば、本システムにより精度評価点を鏡視画像に重ね合わせて表示できる。その評価点像を見ながら検者が関節鏡先端に設置したプローブで骨表面をディジタル化し、得られたプローブ先端の3次元座標を「測定値」とする。誤差は「参照値と測定値の距離」で評価した。トラッキング装置のカメラ台数は2台、検者は2名、ディジタル化回数は10回とした。



(a) femoral (b) tibial

図6. Target points for overall accuracy evaluation.

結果

図7にシステムの総合精度評価の結果を示す。大腿骨側における誤差は、F1~F3でそれぞれ 0.90 [mm] 以下, 1.04 [mm] 以下, 0.88 [mm] 以下であった。一方、脛骨側における誤差は、T1~T3でそれぞれ 1.04 [mm] 以下, 0.93 [mm] 以下, 0.92 [mm] 以下であった。t検定を行った結果、全ての精度評価点(F1~F3, T1~T3)において検者間で有意差は見られなかった。

考察

従来の手術ナビゲーションシステムの表示は、鏡視画像とは視点が異なるため、鏡視下手術において術者が情報を理解しにくいと考えられる。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た。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で、術中

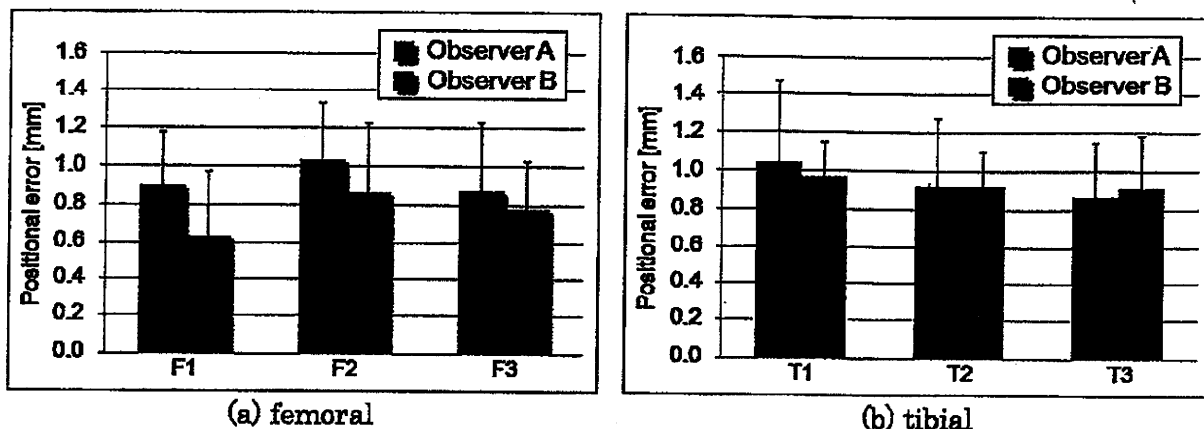


図7. Positional error of femoral and tibial target points : the error was evaluated as the distance between their actual position and corresponding measured position.

の鏡視画像上に術前計画を可視化できることである。この特性により、従来の手術ナビゲーションシステムよりも直感的に理解しやすい情報提供が可能である。また、鏡視画像を表示するモニタとナビゲーション用のモニタを交互に確認する必要がないため、術者の負担を低減できると考えられる。

本システムの誤差要因には、2D/3Dレジストレーション誤差、カメラ校正残差、トラッキング精度の3つがある。それら3つの誤差は、最終的には鏡視画像に映ったモデルボーンと重ね合わせて表示した3次元骨モデル表面との“ずれ”となって表れる。今回、このずれを総合的に定量評価するために、モデルの関節面上に精度評価点を3つ設定し、その既知の座標を「参照値」とした。次に、関節鏡画像を見ながら骨表面をディジタル化して得られたプローブ先端の3次元座標を「測定値」とした。この測定値には上述の3つの誤差と術者によるディジタル化誤差が含まれている。つまり、参照値と測定値との距離には、これら誤差がすべて含まれていることになる。なお、この距離は検者間で有意差が見られなかった。このことから、ディジタル化誤差はランダムに生じるため、距離の標準偏差は、主に検者のディジタル化の再現性を表し、平均値は、主にそれ以外の誤差による偏位を表しているものと考えられる。

本システムの総合精度は、平均1.04 [mm]以下であり、臨床応用のための条件 (1.0 [mm]

以内) をほぼ満たしていた。このことから、本システムの臨床応用の可能性が示唆された。

リアルタイムオーバーレイ機能を有した本システムは、3次元術前計画を術中に再現できる関節鏡ナビゲーション手術の可能性を有しており、前十字靭帯再建術における骨孔位置や骨軟骨移植術における移植の位置や方向、さらにはMR画像を用いた関節モデルの重ね合わせが可能となれば、靭帯再建そのものや半月板縫合など関節鏡手術における広い臨床応用が期待されると考えられる。

結 言

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た。システムの総合精度は、実験の結果、臨床応用可能なレベルに達していた。今後の課題は、切断肢を用いた総合精度評価、および軟骨を加えたMRモデルの応用である。

文 献

- 1) 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.
- 2) 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.
- 3) 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.
 - 4) 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.
 - 5) 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.

Progression of osteoarthritis of the knee after unilateral total hip arthroplasty: minimum 10-year follow-up study

Naoya Umeda · Hidenobu Miki · Takashi Nishii ·
Hideki Yoshikawa · Nobuhiko Sugano

Received: 6 November 2007 / Published online: 5 February 2008
© Springer-Verlag 2008

Abstract

Introduction Patients undergoing total hip arthroplasty (THA) exhibit changes in the alignment of lower extremities following the procedure, and these changes may exert effects on other joints over the long-term. Therefore, we investigated the course of knee osteoarthritis in patients undergoing long-term follow up after THA, in addition to the relationship between the course of knee osteoarthritis and alignment of lower extremities.

Materials and methods We retrospectively performed radiographic evaluation of the course of knee osteoarthritis (OA) after THA. Thirty patients undergoing successful unilateral THA were followed for a minimum of 10 years.

Results Eleven (33%) subjects showed progression of medial tibiofemoral OA on the non-THA side, while only three (10%) showed progression on the THA side, and this difference was significant ($P = 0.033$). In addition, the mechanical axes on the THA side passed through more lateral regions of the tibial plateau than those on the non-THA side ($P = 0.044$).

Conclusion Medial tibiofemoral OA on the THA side was less likely to deteriorate than on the non-THA side. The reduced vulnerability to OA progression on the THA side may be due to the lower offset and resultant lateral shift in mechanical axes.

Keywords Osteoarthritis · Knee · Arthroplasties · Hip Replacement · Follow-up studies · Biomechanics · Bone malalignment

Introduction

Total hip arthroplasty (THA) provides patients suffering from hip osteoarthritis (OA) complete pain relief and improved hip function. However, patients with hip OA have disturbed kinetics in adjacent joints and in the pelvis due to the impaired hip [14, 22]. In particular, progression of knee OA is associated with progression of hip OA [8]. Furthermore, knee OA is one of the most prevalent joint disorders in the elderly [6]. Therefore, it is of concern whether knee OA progresses after THA in patients with hip OA.

Shakoor et al. demonstrated using gait analysis that the medial compartment load of the knee was significantly higher in the contralateral knee relative to the treated side at 1–2 years after successful unilateral THA [18]. They also reported that among patients whose initial THA was followed by total knee arthroplasty (TKA), 71% underwent TKA on the contralateral side [17]. However, the progress of knee OA in patients undergoing THA has not been examined during long-term follow up.

Pre-existing knee OA, high loading of the knee and shifts in mechanical axes of the lower leg that alter load distribution are major risk factors for the progression of knee

N. Umeda (✉)

Department of Orthopaedic Surgery,
Kansai Rosai Hospital, 3-1-69, Inabaso,
Amagasaki City, Hyogo 660-8511, Japan
e-mail: umedazz@jc4.so-net.ne.jp

H. Miki

Department of Orthopedic Surgery,
Osaka National Hospital, 2-1-14 Hoenzaka,
Chuo-ku, Osaka 540-0006, Japan

T. Nishii · H. Yoshikawa · N. Sugano

Department of Orthopaedic Surgery,
Osaka University Medical School, 2-2 Yamadaoka,
Suita City, Osaka 565-0871, Japan

OA, in addition to obesity and female gender [4, 5, 7, 19, 21]. Among these factors, THA can induce a shift in mechanical axes by spatially altering the head center position. Total hip prostheses have relatively high neck-shaft angles, and therefore have a tendency to reduce the femoral offset [2], possibly leading to lateral shifts in mechanical axes. The course of knee OA ipsilateral to THA may thus differ from the natural course during long-term follow up. Optimizing selection of femoral anteversion and offset are essential in providing the hip with excellent function by improving abductor muscle strength, preventing dislocation and adjusting leg length [12]. However, surgeons do not commonly consider the effects on the mechanical axes of the lower extremities.

We performed radiographic evaluation of bilateral knees in patients undergoing unilateral THA and who were subsequently observed for a minimum of 10 years, in order to investigate the effects of THA on alignment of the lower extremities and to clarify the long-term progression of knee OA after THA.

Materials and methods

Between 1986 and 1995, 411 primary THAs in 345 patients were performed at one of our institutes. Of these, 279 patients were treated with unilateral THA, and 48 of these had pre-operative radiographs of the lower extremities for the purposes of future assessment of longitudinal evaluation of alignment after THA.

In order to eliminate confounding factors, patients whose records indicated a diagnosis of systemic inflammatory disease, and those who underwent any surgical intervention in the lower extremities after THA were excluded from analysis [15]. Therefore, patients who underwent subsequent THA for advanced-stage disease in the contralateral hip were excluded. Patients who had sustained knee injuries or who had undergone knee surgery prior to THA were also excluded.

The resulting patient group consisted of 30 patients who were followed for a minimum of 10 years (Table 1). All patients were women. Mean age at the time of the surgery was 56.2 (range 48–73) years, with mean pre-operative body mass being 55.0 (SD 7.2) kg and mean pre-operative height being 1.53 (SD 0.05) m. All patients had a minimum follow-up period of 10 years and a maximum follow-up period of 19 (mean 13.7) years. Primary diagnosis included developmental dysplasia of the hip (DDH) in 27 patients, avascular necrosis of the femoral head in 2 patients and pigmented villonodular synovitis of the hip in 1 patient. In eight of the DDH patients, bilateral hips were involved in advanced arthritis. Of these, three patients had undergone Chiari osteotomy in the contralateral hip. Including those

that underwent Chiari osteotomy, the eight patients with bilateral involvement did not complain of severe pain in the contralateral hips. In the other 19 patients with DDH, the contralateral hips were intact.

The operative approach was posterolateral in all hips. Various types of implant were used: 18 patients had cementless metal-cancellous implants (S + G; Lübeck, Germany) and 12 had cemented implants (Japan Medical Material; Osaka, Japan, and Osteonics; Allendale, NJ, USA).

One patient died 15 years after surgery due to complications unrelated to the surgery or diseases of the lower extremities. Data for this patient at final follow up (14 years post-surgery) is included in this study.

The Japanese Orthopaedic Association (JOA) hip score was used for clinical evaluation of arthroplasty at follow up. This hip score is based on a 100-point scale; 40 points for pain, 20 points for range of motion, 20 points for walking ability, and 20 points for activities of daily living [11].

All patients had AP and lateral radiographs of the hip immediately after surgery and at final follow up for assessment of implant loosening. Femoral components were considered unstable if subsidence of >3 mm was noted or if component alignment had changed. Acetabular components were considered unstable if a circumferential radiolucent line of >2 mm width was noted or if changes were seen in inclination or anteversion [10]. Patients also had weight-bearing full-length AP radiographs of lower extremities during knee extension both, pre-operatively and at final follow up. We evaluated both the grade of knee (tibiofemoral) OA and the alignment of lower extremities on a single radiograph.

For grading of knee OA, we used a modified Kellgren–Lawrence (KL) scale because the original KL scale tends to emphasize osteophyte formation, while joint space narrowing may be more relevant for the purposes of this investigation (0, normal; 1, questionable osteophytes and or questionable joint space narrowing; 2, definite osteophytes with possible joint space narrowing or definite mild joint space narrowing with or without osteophytes; 3, definite moderate joint space narrowing; 4, severe joint space narrowing) [1, 6]. OA grades for both medial and lateral compartments of the knee were assessed using this grading system. Modified KL scores ≥ 2 at follow up, and increases of 1 grade or more during follow up were defined as indicating OA progression.

We defined an alignment parameter in order to assess the extent of mechanical axis shifting. A line connecting the center of the femoral head and the midpoint of the ankle (mechanical axis) was drawn. Another line connecting both the most medial and lateral points of the tibial plateau was then drawn. The distance between the most medial point of the tibial plateau and the point where the two lines cross was obtained. The ratio (%) of this distance against the

Table 1 Patient data ($n = 30$), including status of contralateral hip and previous surgery to contralateral hip

Case	Age	Gender	Disease	Side of total hip arthroplasty	Follow up (year)	JOA score at follow up	Status of contralateral hip	Previous surgery to contralateral hip
1	51	F	DDH	Right	19	80	Advanced OA due to DDH	
2	55	F	DDH	Left	18	79	Advanced OA due to DDH	Chiari osteotomy
3	65	F	DDH	Right	18	92	Normal	
4	73	F	DDH	Left	16	80	Advanced OA due to DDH	
5	49	F	DDH	Right	16	98	Normal	
6	50	F	DDH	Left	16	88	Normal	
7	57	F	DDH	Left	16	96	Normal	
8	56	F	DDH	Left	16	100	Normal	
9	63	F	DDH	Right	15	90	Normal	Chiari osteotomy
10	49	F	DDH	Left	15	92	Normal	Chiari osteotomy
11	41	F	DDH	Right	15	97	Normal	Chiari osteotomy
12	53	F	DDH	Right	15	97	Normal	
13	60	F	DDH	Right	15	98	Normal	
14	60	F	DDH	Left	14	86	Advanced OA due to DDH	
15	53	F	DDH	Left	14	76	Advanced OA due to DDH	
16	61	F	DDH	Right	14	92	Normal	
17	67	F	ON	Right	13	73	Normal	
18	40	F	DDH	Left	13	83	Advanced OA due to DDH	Chiari osteotomy
19	55	F	DDH	Left	13	83	Advanced OA due to DDH	
20	65	F	DDH	Right	12	88	Normal	
21	62	F	DDH	Right	12	96	Normal	
22	61	F	DDH	Left	12	84	Normal	
23	48	F	DDH	Left	11	92	Normal	
24	48	F	DDH	Left	11	87	Normal	
25	58	F	DDH	Right	11	79	Normal	
26	53	F	PVS	Left	10	94	Normal	
27	54	F	DDH	Left	10	98	Normal	
28	52	F	DDH	Left	10	77	Advanced OA due to DDH	Chiari osteotomy
29	67	F	ON	Left	10	98	Normal	
30	59	F	DDH	Right	10	98	Normal	

F female, DDH developmental dysplasia of the hip, ON osteonecrosis of the hip, PVS pigmented villonodular synovitis

entire width of the tibial plateau was measured, and was defined as the alignment ratio (AR). High ARs indicate that the mechanical axis passed through a more lateral point of the knee joint (Fig. 1).

In addition, as a factor that may affect alignment, femoral offset at follow up was measured. Offset was defined as the perpendicular distance between the long axis of the femur and the center of the femoral head. We calculated the ratio (%) of femoral offset on the THA side against the non-THA side in order to avoid errors caused by variances in radiograph magnification among subjects. We defined this as the offset ratio (OR) (Fig. 2). Because it is difficult to identify the center of the femoral head in cases of pathologic hip, the center of the femoral head was considered to be the center of the hip joint, according to the method of Kandemir et al. [9] for measurement of AR and OR in

patients with DDH. This method of measurement was applied to eight hips (contralateral to THA), in which the femoral heads do not appear spherical. Each parameter was measured for both the THA and non-THA sides, and laterality was assessed.

Statistical methods

Statistical analysis was performed using Stat View 4.58 software. A non-paired t test was used to compare ARs and ORs between the two groups (THA and non-THA sides). Similarly, Mann Whitney's test was used to compare modified KL scales, and χ^2 -test was used to compare progression of knee OA and the THA side. Correlations between the two parameters (modified KL scales and ARs, and modified

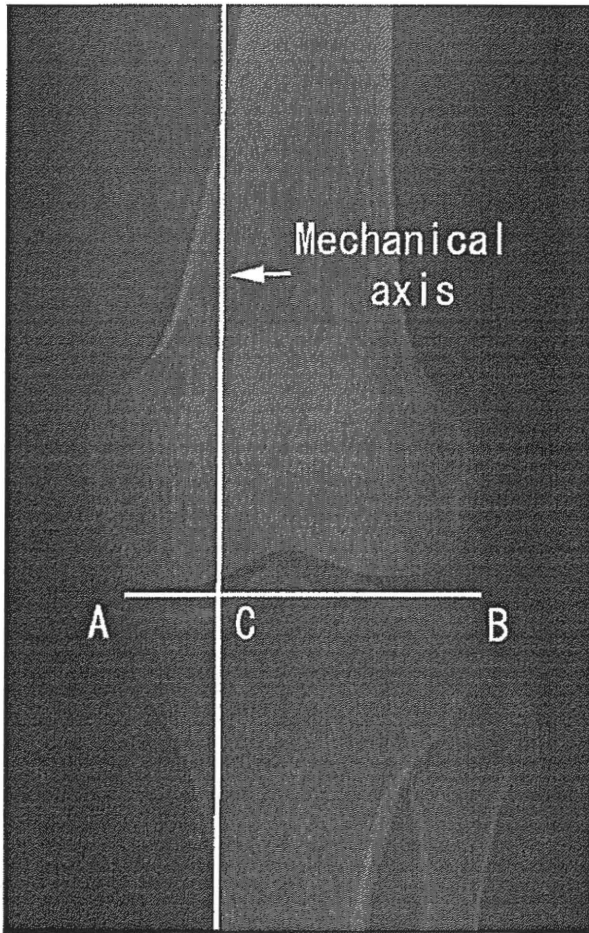


Fig. 1 Alignment ratio (AR) was defined as AC/AB (%). a Most medial point of the tibial plateau, b most lateral point of the tibial plateau, c intersection where mechanical axis and line AB cross

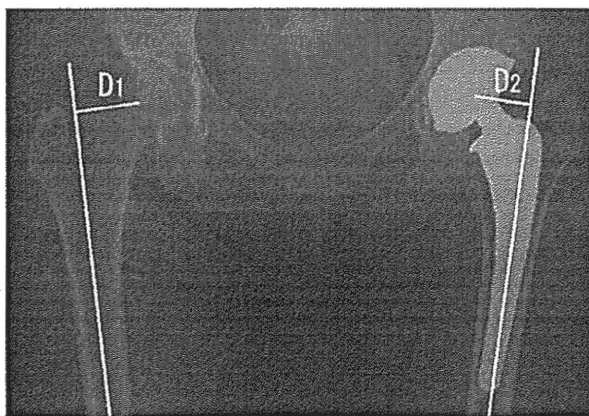


Fig. 2 Offset ratio was defined as $D2/D1$ (%)

KL scales and ORs) were analyzed by Spearman's rank correlation test. In all tests, P values of <0.05 were considered significant.

Results

Total hip arthroplasty was performed on the right side in 13 patients and on the left side in 17 patients. The difference in number of hips between each side was not significant ($P = 0.44$). All THAs were radiographically stable at follow up. Mean JOA hip score at follow up was 89 (SD 8), and mean pain score was 39 (SD 2), thus suggesting that hip pain was almost completely relieved by successful THA. Contralateral hips, including those with advanced-stage arthritis at baseline, remained asymptomatic at follow up.

Modified KL scale results are summarized in Table 2. There were no significant differences with respect to distribution of modified KL scales between the THA and the non-THA sides at baseline in both the medial and lateral compartments (medial, $P = 0.14$; lateral, $P > 0.99$). All subjects had normal knees or low-grade knee OA (modified KL scale 0, 1 and 2) in medial compartments on both the THA and non-THA sides at baseline. Baseline ARs on the THA and non-THA sides were 43.6 (SD 17.0) and 40.3 (SD 17.9), respectively, and did not significantly differ ($P = 0.48$).

At follow up, distribution of modified KL scales in the medial compartment revealed significantly more severe knee OA on the non-THA side than on the THA side ($P = 0.044$), while severity in the lateral compartment did not significantly differ ($P = 0.12$) between each side. With regard to medial tibiofemoral OA, 11 patients (33%) showed progression on the non-THA side, while 3 (10%) showed progression on the THA side. This difference was significant ($P = 0.033$). One subject even showed an improved modified KL score in the medial compartment on the THA side. OA progression in the lateral compartment

Table 2 Modified Kellgren–Lawrence scales

Modified Kellgren–Lawrence scale	Preoperative (No. (%))		Follow up (No. (%))	
	Non-THA side	THA side	Non-THA side	THA side
The medial compartment of the knee				
0	13 (43)	7 (23)	4 (13)	7 (23)
1	14 (47)	19 (63)	14 (47)	18 (60)
2	3 (10)	4 (13)	7 (23)	4 (13)
3	0 (0)	0 (0)	5 (17)	1 (3)
4	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
The lateral compartment of the knee				
0	27 (90)	25 (42)	27 (90)	22 (73)
1	0 (0)	4 (13)	0 (0)	5 (17)
2	2 (7)	0 (0)	3 (10)	1 (3)
3	1 (3)	1 (3)	0 (0)	2 (7)
4	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

was seen only on the THA side in two patients at follow up, but this laterality was insignificant ($P = 0.47$).

Mean AR on the THA side at follow up was 48.7 (SD 19.9) and was significantly higher than on the non-THA side (38.8 (SD 17.0)) ($P = 0.026$), indicating that the mechanical axes passed through a more medial point of the knee on the non-THA side relative to the THA side. Mean OR at follow up was 89.3 (SD 24.5), and thus the offset on the THA side was significantly shorter than that on the non-THA side ($P < 0.001$).

Correlation analysis among modified KL scale, AR and OR at follow up revealed that severity of lateral tibiofemoral OA (modified KL scale) correlated significantly with AR on the THA side ($P = 0.0059$, $r = 0.60$). No other significant correlations were observed among these parameters.

Discussion

The present article may be the first to describe the long-term radiographic changes emerging in the knee after THA. In addition, as pre-existing knee OA status was similar on each side, we were able to preferentially assess the effects of THA on the course of knee OA, which is the strength of this study.

Medial tibiofemoral OA on the non-THA side was more likely to deteriorate than that on the THA side in patients undergoing unilateral THA. Although we were unable to find any previous reports regarding long-term follow up of knee OA focusing on changes in each compartment of the tibiofemoral joint, there are some reports describing the natural course of OA of the whole knee joint. Spector et al. described the natural course of knee OA using the KL scale and found that 33% of patients deteriorated over an average of 11 years [20]. Sahlström et al. [16] showed that among 132 normal knees or those with less than 50% joint space narrowing, 57 knees (42%) showed progression of OA for 20 years. The frequency of OA progression on the non-THA side in the present study agreed with these results, while progression on the THA side was obviously less frequent. The present results, along with previous epidemiologic reports, support the notion that the knee on the THA side is less vulnerable to OA progression when compared with the natural course.

The lower frequency of medial knee OA progression on the THA side might be attributed to altered offset. It is generally recognized that high load, shifts in mechanical axes and status of OA at baseline are major risk factors for knee OA progression [5, 13, 19, 21]. In the present study, the status of pre-existing knee OA was similar on each side. In addition, there was a significant correlation between severity of lateral tibiofemoral OA and mechanical axes on the THA side. Furthermore, one subject even showed an improved

modified KL score in the medial compartment on this side. These findings support the notion that reduced offset and resultant lateral shifts in mechanical axes on the THA side, might be associated with less vulnerability to medial knee OA progression. This conclusion was not inconsistent with previous reports by Shakoor et al. [17, 18], which showed that the medial compartment load of the knee was significantly higher in the contralateral knee relative to the treated side after unilateral THA, and that patients undergoing unilateral THA were more likely to have TKA on the contralateral rather than on the ipsilateral side.

We should interpret the present results with caution. First, subjects with advanced knee OA (modified KL scale >2) were not included at baseline. Previous epidemiologic studies regarding the natural course of knee OA showed that advanced knee OA is more likely to deteriorate than mild knee OA [3, 16]. Therefore, in patients undergoing THA with advanced knee OA at baseline, the course of knee OA may be worse when compared with the present results. Second, the majority of our patients were DDH cases. Because the baseline status of the knees was similar on both the THA and the non-THA sides, we believe that we were able to clarify the effects of alignment shift in patients undergoing THA, regardless of disease. However, further investigation is needed to confirm whether the results of the present study are applicable to other patient groups.

In conclusion, we investigated the long-term course of knee OA after THA. The course of medial knee OA progression in patients with unilateral THA differed between the contralateral and ipsilateral sides. Medial knee OA on the THA side was less likely to deteriorate than on the non-THA side. This may be related to lateral shifts in mechanical axes due to the reduced offset of conventional femoral prostheses.

References

1. Altman RD, Fries JF, Bloch DA, Carstens J, Cooke TD, Genant H, Gofton P, Groth H, Mcshane DJ, Murphy WA, Sharp JT, Spitz P, Williams CA, Wolfe F (1987) Radiographic assessment of progression in osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 30:1214–1225
2. Bourne RB, Rorabeck CH, Patterson JJ, Guerin J (2001) Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10- to 13-year follow up study. *Clin Orthop* 393:112–120
3. Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L (2002) The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 46:2632–2636
4. Du H, Chen SL, Bao CD, Wang XD, Lu Y, Gu YY, Xu JR, Chai WM, Chen J, Nakamura H, Nishioka K (2005) Prevalence and risk factors of knee osteoarthritis in Huang-Pu District, Shanghai, China. *Rheumatol Int* 25:585–590
5. Englund M, Lohmander LS (2004) Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum* 50:2811–2819

6. Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF (1987) The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 30:914–918
7. Frost HM (1994) Perspectives: a biomechanical model of the pathogenesis of arthroses. *Anat Rec* 240:19–31
8. Hassett G, Hart DJ, Doyle D, March L, Spector TD (2006) The relationship of progressive osteoarthritis of the knee and long-term progression of osteoarthritis of the hand, hip and lumbar spine. *Ann Rheum Dis* 65:623–628
9. Kandemir U, Yazici M, Alpaslan AM, Surat A (2002) Morphology of the knee in adult patients with neglected developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg* 84A:2249–2257
10. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH (2001) The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 83A:1333–1338
11. Kawate K, Tanaka Y, Ohmura T, Hiyoshi N, Yajima H, Tomita Y, Takakura Y (2004) Twenty-five years follow up of patients who had valgus osteotomy for arthritic hips. *Clin Orthop* 426:151–158
12. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995) Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 77B:865–869
13. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S (2003) Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee OA. *Ann Rheum Dis* 61:617–622
14. Miki H, Sugano N, Hagio K, Nishii T, Kawakami H, Kakimoto A, Nakamura N, Yoshikawa H (2004) Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech* 37:443–455
15. Radin EL, Burr DB, Caterson B, Fyhrie D, Brown TD, Boyd RD (1991) Mechanical determinants of osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 21:12–21
16. Sahlstrom A, Johnell O, Redlund-Johnell I (1997) The natural course of arthrosis of the knee. *Clin Orthop* 340:152–157
17. Shakoor N, Block JA, Shott S, Case JP (2002) Nonrandom evolution of end-stage osteoarthritis of the lower limbs. *Arthritis Rheum* 46:3185–3189
18. Shakoor N, Hurwitz DE, Block JA, Shott S, Case JP (2003) Asymmetric knee loading in advanced unilateral hip osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 48:1556–1561
19. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD (2001) The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 286:188–195
20. Spector TD, Dacre JE, Harris PA, Huskisson EC (1992) Radiological progression of osteoarthritis: an 11 year follow up study of the knee. *Ann Rheum Dis* 51:1107–1110
21. Tetsworth K, Paley D (1994) Malalignment and degenerative arthropathy. *Orthop Clin North Am* 25:367–377
22. Weidow J, Mars I, Karrholm J (2005) Medial and lateral osteoarthritis of the knee is related to variations of hip and pelvic anatomy. *Osteoarthritis Cartil* 13:471–477