

3次元MR画像データを用いた膝蓋大腿関節面間の距離分布の可視化

岩田吉広¹⁾, 林 豊彦²⁾, 大森 豪³⁾, 伊藤建一⁴⁾, 斉藤輝之⁵⁾, 古賀良生⁶⁾

¹⁾新潟大学大学院自然科学研究科, ²⁾新潟大学工学部福祉人間工学科, ³⁾新潟大学医学部整形外科,
⁴⁾新潟工科大学情報電子工学科, ⁵⁾医療法人積発堂富永草野病院, ⁶⁾新潟こばり病院整形外科

〒950-2181 新潟市五十嵐2の町8050番地 新潟大学工学部福祉人間工学科 林 豊彦
TEL: 025-262-7339, FAX: 025-262-7778, E-MAIL: hayashi@bc.niigata-u.ac.jp
URL: <http://www.jkl.bc.niigata-u.ac.jp>

あらまし 膝蓋大腿関節疾患の病態を客観的に評価する方法の一つに、運動や接触領域の測定がある。臨床では、運動や接触領域の測定には、主にX線写真が用いられているが、3次元及び定量的に評価することは困難である。そこで我々は、いくつかの屈曲位で撮像した膝のMR画像から、関節の位置と姿勢を6自由度推定するシステムを開発した。本研究では、推定した位置関係データとMR画像から得られた関節面モデルを組み合わせるにより、関節面間の近接関係を可視化するシステムを開発した。健常者の膝を用いた実験から、本システムは関節面間の近接領域を可視化するシステムとして有用であることを確認した。

キーワード 膝蓋大腿関節, 関節面, 接触分析, MR画像, 距離写像, 生体内計測

Visualization of Distance Map between Patello-Femoral Articular Surfaces Using 3-Dimensional MR Data

Y. Iwata¹⁾, T. Hayashi²⁾, G. Omori³⁾, K. Itoh⁴⁾, T. Saitoh⁵⁾ and Y. Koga⁶⁾

¹⁾Graduate School of Science and Technology, Niigata University
²⁾Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University
³⁾Orthopedic Surgery, Niigata University, School of Medicine, ⁴⁾Faculty of Engineering, Niigata Institute of Technology
⁵⁾Tominaga Kusano Hospital, ⁶⁾Orthopedic Surgery, Niigata Kobari Hospital

Toyohiko Hayashi, Ph.D., D.Engin.
Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University, 2-8050 Ikarashi, Niigata 950-2181, Japan
TEL: +81-25-262-7339, FAX: +81-25-262-7778, E-MAIL: hayashi@bc.niigata-u.ac.jp
URL: <http://www.jkl.bc.niigata-u.ac.jp>

Abstract Measurement of patello-femoral motion and contact provides functional information on the joint with dysfunctions. Such measurement has been done in clinic roentgenographically. This method, however, has substantial restrictions of three-dimensionality and quantitateness. To eliminate such restrictions, we have been developing a novel system capable of computing the position and orientation of the joint from 3-D MR images of the knee obtained at several knee-flexion angles. Present study expanded this motion analysis into that of the inter-surface proximity by combining a 3-D joint surface model obtained from MR images. Through experiments using a subject with normal knee functions, the system was verified to be effective for visualizing the region of the patella surface close to the femur.

key words patello-femoral joint, articular surface, contact analysis, MR images, distance map, in-vivo measurement

1. まえがき

ヒトの膝関節は、膝蓋骨(patella)と大腿骨(femur)から構成される膝蓋大腿関節と、大腿骨と脛骨(tibia)から構成される大腿脛骨関節の2つからなる。本論文は、前者の膝蓋大腿関節面間の距離分布の可視化法について述べたものである。

膝蓋大腿関節には日常生活において過大な負荷がかかることが知られている[1]。そのため、退行性の膝蓋骨疾患が発症しやすく、高齢者に限らず若年層の患者も少なくない。膝蓋骨疾患の病態を客観的に評価する方法のひとつに、膝蓋骨の運動や接触領域を測定する方法がある。

膝蓋骨の運動測定法には次のようなものがある：

1) DLT法を用いた2方向ビデオ撮影法[2,3]；2) X線撮影法[4,5]；3) 磁気トラッキング法[6]。これらの測定法は、マーカなどの測定装置を骨に直接取り付けなければならないため、主に切断肢実験[2-4,6]に用いられている。Veressらの報告[5]では、マーカの大きさが1mmと小さく、装着が比較的容易なことから、骨にマーカを取り付けて生体測定を行っている。

一方、膝蓋骨の接触領域の測定法には次のようなものがある：1) 関節面間に感圧ゴムセンサや感圧紙を挿入し、圧力分布から接触領域を推定する方法[2,3,7]；2) 関節面間に染色液を注入し、関節面の着色状況から接触領域を測定する染色法[8]；3) silicon rubberを用いて関節面間の印象をとる印象法[9,10]。これらの測定法は、関節面間に測定装置を挿入するため、運動測定法と同じように、主に切断肢実験に用いられている。

臨床では、膝蓋大腿関節の運動や接触領域の測定には、主にX線写真が用いられているが、運動や接触領域の定量化が困難であり、X線被曝の問題もある。そこで我々は、MRI装置による膝の断面像から膝蓋大腿関節の運動を6自由度測定するシステムを開発してきた[11,12]。本測定法は、MR画像から膝蓋大腿関節の3次元形状モデルを構築し、そのモデルを用いて膝蓋大腿関節の運動を推定するものである。屈曲した膝関節を撮像できるように、MRI装置は開放型とした。本手法はマーカなどを必要としないため生体に無侵襲であり、十分な測定精度と操作性が得られれば、臨床応用の可能性が高い。

本研究では、上記の位置関係データとMR画像から構築した膝蓋大腿関節面形状データとを組み合わせることにより、屈曲位における関節面間の位置関係を再現し、その距離分布を可視化するシステムを開発した。次の第2章では、先行研究[11,12]で開発し

た膝蓋大腿関節運動の6自由度推定法について概説する。第3章では、膝蓋大腿関節間の距離分布の可視化法について述べる。第4章では、実際の膝の測定データを用いた実験について述べ、その結果を踏まえて第5章で本測定法の有効性について論じる。

2. 6自由度運動推定法

2.1 3次元骨形状データ

開放型MRI装置を用いて、0°屈曲位及びいくつかの屈曲位における膝関節の断面を撮像する。0°屈曲位の断面像(図1(a))から膝蓋骨と大腿骨の輪郭をデジタル化し、両骨の3次元骨形状データを作成する。これを基準形状データ $\{R_p, R_f\}$ と呼ぶ(図2(a))。同様に、屈曲位の断面像(図1(b))からも両骨の3次元骨形状データを作成する。これを運動データ $\{M_p, M_f\}$ と呼ぶ(図2(b))。これらの骨形状データは、MR画像座標系 Σ_m に関する座標値で表されているものとする。MR画像座標系 Σ_m は、本論文では原点をMR画像の左上隅

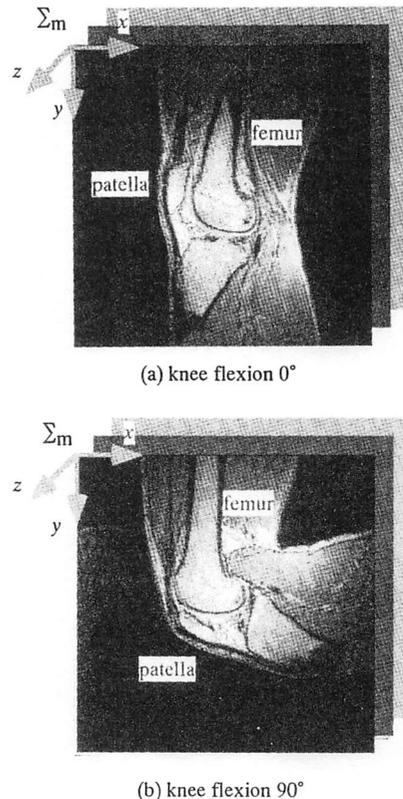


図1 膝関節のMR画像：(a) 0°屈曲位、(b) 90°屈曲位
Fig. 1 MR image of knee joint: (a) 0-degree flexion and (b) 90-degree flexion.

とし、水平方向をx軸、垂直方向をy軸、奥行き方向をz軸とする(図1)。位置関係の推定は、0°屈曲位の基準形状データに屈曲位の運動データを重ね合わせるにより求める。詳細は次節で述べる。

2.2 位置関係の推定

はじめに骨上に設定する座標系について述べる。前節で述べた基準形状データ上に、膝蓋骨座標系 Σ_p 及び大腿骨座標系 Σ_f を設定する。この骨座標系は任意の座標系を用いることが可能である。

膝蓋大腿関節位置関係の推定には3次元重ね合わせ手法(3-dimensional registration)を用いる[13-15]。図3は、推定に用いる座標系と座標変換を示したものである。基準形状データ $\{R_p, R_f\}$ 上に骨座標系を設定

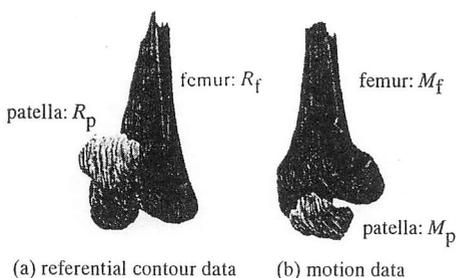


図2 大腿骨及び膝蓋骨の3次元骨形状データ: (a) 基準形状データ(0°屈曲位), (b) 運動データの1例(90°屈曲位)

Fig. 2 Digitized surface data: (a) referential contour data (0-degree flexion) and (b) an example of motion data (90-degree flexion).

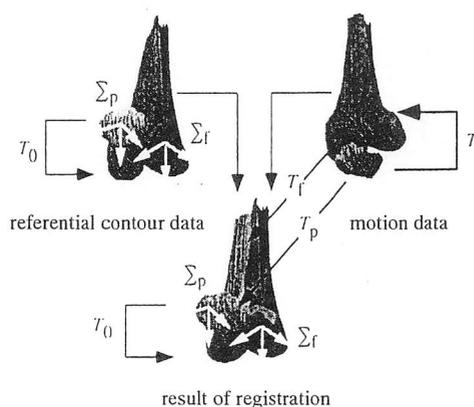


図3 3次元形状重ね合わせ手法を用いた膝蓋大腿関節位置関係の推定

Fig. 3 Estimation of the pose of the patella relative to the femur using a 3-D registration technique.

することにより、0°屈曲位における大腿骨に対する膝蓋骨の位置と姿勢 T_0 が算出できる。次に、基準形状データに運動データを重ね合わせるにより、運動データから基準形状データへの座標変換 T_f と T_p が算出できる。運動データにおける大腿骨に対する膝蓋骨の位置と姿勢 T は、得られた座標変換 T_0, T_f, T_p の合成:

$$T = T_f^{-1} \cdot T_0 \cdot T_p \quad (1)$$

で与えられる[11,12]。ここで $A \cdot B$ は座標変換 A と B の合成を示し、 A^{-1} は A の逆変換を表す。

最後に、大腿骨に対する膝蓋骨の位置と姿勢 T から6自由度運動パラメータを算出する[2,4]。膝蓋骨の6自由度運動パラメータは回転パラメータ3つと並進パラメータ3つ(図4)で表す。

3. 膝蓋大腿関節間の距離分布の可視化

3.1 関節面形状モデルの構築

0°屈曲位のMR画像(図1)において、膝蓋骨及び大腿骨の関節面を手入力でデジタイズする。この操作をすべてのMR画像について行えば、膝蓋骨関節面輪郭データ C_p (図5(a))、大腿骨関節面輪郭データ C_f (図5(b))を得る。これらの輪郭データ C_p と C_f は、MR画像座標系 Σ_m に関する2つの座標値の一価関数で表現できる。ここでは一般性を失うことなく、(z,y)座標の一価関数で表すことにする。

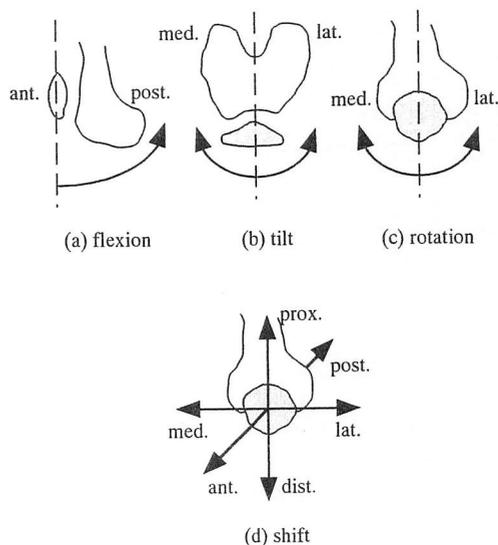


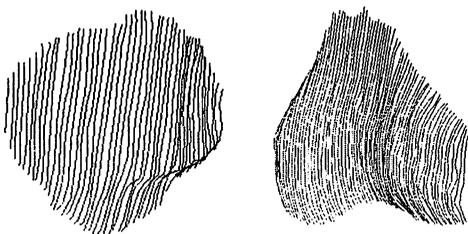
図4 膝蓋骨運動パラメータ: (a) 屈曲, (b) 傾斜, (c) 回転, (d) シフト

Fig. 4 Patellar motion parameters: (a) flexion, (b) tilt, (c) rotation and (d) shift.

輪郭データ C_p と C_f は、1) 手入力による偶然誤差と2) スライス面と垂直方向のデータ点不足、という2つの問題点がある。これらの問題は、輪郭データから最小2乗法を用いて曲面の関数を推定すれば解決することができる。次にその方法について述べる。

はじめに前処理である周辺部データの補充について述べる。輪郭データ C_p と C_f はともに、ある (z,y) 領域 R_y 内の一価関数として表現されている。この関数は領域 R_y 外では値を持たないため、このデータに曲面関数を当てはめると、辺縁部の不連続性によって推定された関数の辺縁部付近に振動が生じてしまう。それによる誤差をなくすために、我々は領域 R_y 外にもデータを補充し、辺縁部においてもデータを連続となるようにすることにした。その充填法の概略を図6に示す。ある曲面は輪郭線列 $\{L_i | i=1,2,\dots,n\}$ で表されている(図6(a)の黒丸)。それらを含む $s_a \leq x \leq s_d$, $t_e \leq y \leq t_f$ の領域内にデータを充填するものとする。図6(a)の白丸は補充したデータ点を表す。横軸方向の間隔 Δx は輪郭線列 $\{L_i\}$ の x 方向の間隔(撮像断面間隔)と一致している。 Δy は y 方向のサンプル間隔とするが、輪郭データの間隔は必ずしもこの間隔に従っていない。

まず、輪郭線 L_i の y 方向にデータを補充する方法について述べる(図6(b))。同じ x 座標をもつ輪郭データ列 $\{P_j | j=1,2,\dots,m\}$ の始点 P_1 及び終点 P_m の y 座標をそれぞれ y_1 , y_m とする。 y_1 から負の方向に目盛りを探索し、最初の目盛り t_e から目盛り t_f までの補充点を P_1 と同じ高さ z_1 とする。同様に、 y_m から正の方向に目盛りを探索し、最初の目盛り t_e から t_f までの補充点を P_m と同じ高さ z_2 とする。この操作を、輪郭データ $\{L_i\}$ が存在する全 x 座標について行う。次に、輪郭データが存在しない x 座標の点列に関する補充法について述べる。輪郭線列 L_1 よりも x 座標が小さい補充点の z 座標は、 L_1



(a) patellar contour C_p (b) femoral contour C_f

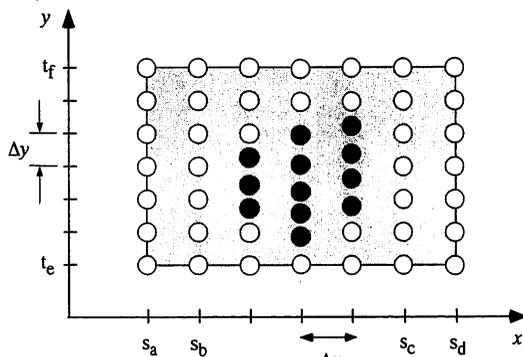
図5 関節面輪郭データ: (a) 膝蓋骨関節面輪郭データ C_p , (b) 大腿骨関節面輪郭データ C_f

Fig. 5 Articular contour data: (a) patellar contour C_p and (b) femoral contour C_f .

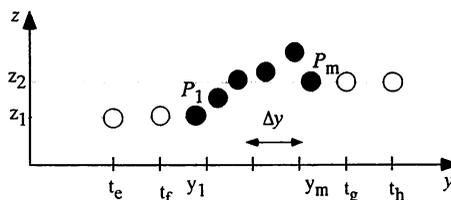
中で最も高さの低いデータ点の z 座標とする。同じように、輪郭線列 L_n よりも x 座標が大きい補充点の z 座標は、 L_n 中の最も低いデータ点の z 座標とする。最後に、周辺部を充填した関節面輪郭データに、 3×3 次B-スプライン曲面[16]を最小2乗法を用いて当てはめる。図7に、スプライン関数で補間し、周辺部のデータを除去した関節面形状データを示す。膝蓋骨関節面及び大腿骨関節面の形状データをそれぞれ S_p , S_f で表す。

3.2 距離分布の可視化法

はじめに、関節面形状データ間の位置関係の算法について述べる。骨形状データ $\{R_p, R_f\}$ も関節面形状データ $\{S_p, S_f\}$ も同じMR画像上で構築した。そのた



(a) contour data points and the square region to which the surface fitting is applied



(b) a method of filling the region with data points

図6 曲面当てはめの前処理としての輪郭外データ点の付加: (a)輪郭データと曲面当てはめを行う矩形領域; (b)矩形領域をデータ点で満たす方法; データ点●と○は、それぞれ輪郭データ点と付加データ点を表す

Fig. 6 Addition of data points outside of the articular surface as a preprocessing for the surface fitting: (a) contour data points and the square region to which the surface fitting is applied; (b) a method of filling the region with data points; points ● and ○ represent contour data and added data, respectively.

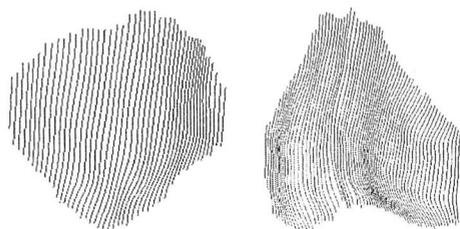
め、対応する形状データ $\{R_p, S_p\}$ と $\{R_f, S_f\}$ の位置関係は既知であり、ともに骨座標系 Σ_p と Σ_f に関して表現されている。各屈曲位において、骨形状データ R_p, R_f 間の位置関係、すなわち大腿骨座標系 Σ_f と膝蓋骨座標系 Σ_p の位置関係 T は既に得られている（第2章を参照）。関節面形状データ $\{S_p, S_f\}$ には、骨形状データと同じ座標系 Σ_p, Σ_f が設定してあるため、関節面形状データ S_p, S_f 間の位置関係も同じ T で表される。そのためこの T と関節面形状データを組み合わせれば、各屈曲位における関節面間の位置関係を再現することができる。

関節面間の近接関係は、膝蓋骨関節面形状データ S_p 上の各点から大腿骨関節面形状データ S_f への最短距離で定量化する。曲面上の全点に対し、対合面までの最短距離を対応づける画像を距離画像 (distance map) という [17]。この最短距離の値を疑似カラーまたはグレースケールに変換し、膝蓋骨関節面形状データ S_p 上に彩色すれば、膝蓋大腿関節面間の距離分布（近接距離）が可視化できる。

4. 実験

4.1 実験方法

膝関節を撮像するMRI装置には、Magnetom Open (Siemens, 0.3T) を用いた (図8)。被験者は、生理学的に特に異常の認められない20代男性の左膝とした。被験肢は無負荷状態とし、屈曲角の設定には特性ジグを用いた。撮像中における膝の動揺を防ぐために、足首をバンド固定した。膝の屈曲角は、0°, 30°, 60°, 90°の4種類とした。撮像条件の詳細は表1に示す。MRIで撮像した画像は、MOディスクに出力し、PC上の変換ソフト (MedVision, イメージングアンド



(a) patellar surface data S_p (b) femoral surface data S_f

図7 関節面形状データ: (a)膝蓋骨関節面形状データ S_p , (b)大腿骨関節面形状データ S_f

Fig. 7 Articular surface data: (a) patellar surface data S_p and (b) femoral surface data S_f .

メジャーメント) を用いてTIFF形式 (256*256pixel) に変換した。更にSUNワークステーションのrasterfile形式 (256*256pixel) に変換した。

次に、膝蓋大腿関節の位置関係を推定した。MR画像の膝蓋骨及び大腿骨をデジタル化し、第2章で述べた基準形状データと運動データを作成した。輪郭点数は表2に示す。これらの輪郭データから、大腿骨

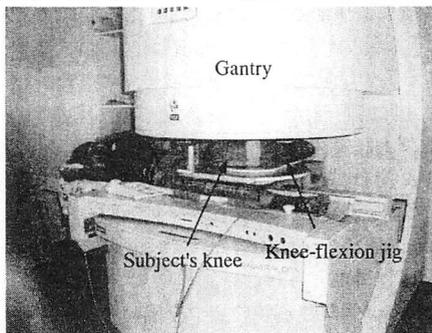


図8 開放型MRIを用いた膝関節の撮像

Fig. 8 Imaging of a subject's knee using an open MRI.

表1 開放型MRIの撮像条件

Table 1 Imaging conditions for open MR system.

パラメータ	設定値・方法
Slice Interval [mm]	1
Cross-section	sagittal
FOV [mm]	188*250 (0°, 30°) 219*250 (60°) 250*250 (90°)
Matrix [pixel]	192*256
TE [ms]	25
TR [ms]	60
Sequence	gradient echo

表2 骨輪郭データのサンプル点数

Table 2 Sample number of bony contour data.

	knee flexion angle			
	0°	30°	60°	90°
Patella	2169	2053	2075	2043
Femur	3426	3388	3301	3331

に対する膝蓋骨の位置関係 T を求めた。骨座標系は、Kampenらの座標系[4]を参考にして次のように設定した(図9)。骨座標系 Σ_p 、 Σ_f の原点 O_p 、 O_f はそれぞれ、膝蓋骨形状データの重心、大腿骨形状データの関節面上の最近位点とした。z軸はMR画像座標系 Σ_m のx軸と並行とし、前方を正とした。y軸は Σ_m のy軸と並行とし、近位方向を正とした。x軸は骨座標系のy軸とz軸の外積により定めた。従って、0°屈曲位では、座標系 Σ_p と Σ_f は互いに並行となる。本論文では、座標系 Σ_f に対する Σ_p の位置関係を膝蓋骨の運動とした。

次に、関節面形状データを作成した。屈曲角0°の膝蓋骨及び大腿骨の関節面をデジタル化し、関節面形状データを作成した。膝蓋骨関節面は Σ_m における(z,y)座標の一価関数で表現した。しかし、大腿骨の関節面は(z,y)座標の一価関数だけでは表現できない。そこで大腿骨に関しては、(z,y)座標の一価関数表現と(z,x)座標の一価関数表現の2つを用いることにした。前者は屈曲角0°, 30°, 60°の輪郭データに用い、後者は屈曲角90°の輪郭データに用いた。これらの輪郭データに、3.1で述べた方法により3×3次B-スプライン曲面を当てはめた。このスプライン関数は、比較的振

動の少ない近似関数を与える特徴があるが、関数のつなぎ目である節点(knot)の位置を適切に与えないと不要な振動が生じるという欠点がある[15]。そのような誤差が生じないように、本論文では節点の位置を試行錯誤的に求めた。データ点は、曲面上でできるだけ均一に分布するように、その(z,y)座標(ないし(z,x)座標)が(z,y)平面(ないし(z,x)平面)における等間隔の格子点となるように選択した。格子間隔は1mmとし、得られた点列を最終的な関節面形状データとした。データ点数は、膝蓋骨関節面形状データが1511点、大腿骨関節面形状データが3153点(屈曲角0°, 30°, 60°)、3421点(屈曲角90°)となった。

これらの関節面形状データから、3.2で述べた方法を用いて膝蓋大腿関節の近接距離を求めた。距離写像の可視化には192色の疑似カラーないしグレースケールを用いた。

4.2 実験結果

膝関節の撮像時間には、ひとつの屈曲位に約20分を要し、総撮像時間は約80分であった。

図10(a)は、各膝屈曲位における膝蓋骨/大腿骨間の位置関係の変化を可視化したものである。表3には運動パラメータの測定値を示す。膝の屈曲に伴い膝蓋骨も屈曲した。並進に関しては、膝の屈曲に伴い遠位及び前方に移動した。

図10(b)に膝蓋大腿関節面間の距離分布を示す。距離分布は膝蓋骨関節面にグレースケールで可視化した。色の濃い部分ほど大腿骨関節面との距離が短いことを表す。可視化範囲は近接距離が0mm-10mmの

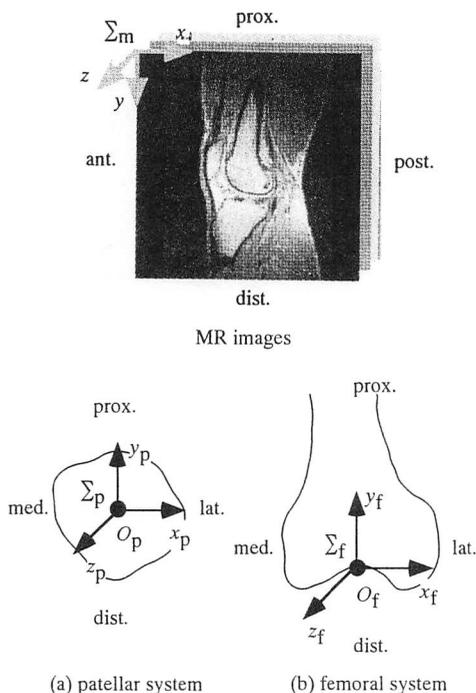


図9 骨座標系の設定法: (a) 膝蓋骨座標系, (b) 大腿骨座標系

Fig. 9 Determination of bony coordinate systems: (a) patellar system and (b) femoral system.

表3 運動パラメータの測定値: 0°屈曲位の値に対する相対値

Table 3 Measured value of motion parameters: relative value to that of 0-degree flexion.

parameter	knee flexion angle		
	30°	60°	90°
rotation(+/-)[°]			
flexion	12.4	36.5	60.4
lat./med. tilt	-2.8	1.9	3.6
lat./med. rot.	-1.4	-3.7	-6.9
translation(+/-) [mm]			
lat./med.	5.9	5.4	3.3
prox./dist.	17.8	-5.9	-17.5
ant./post.	30.4	21.9	3.6

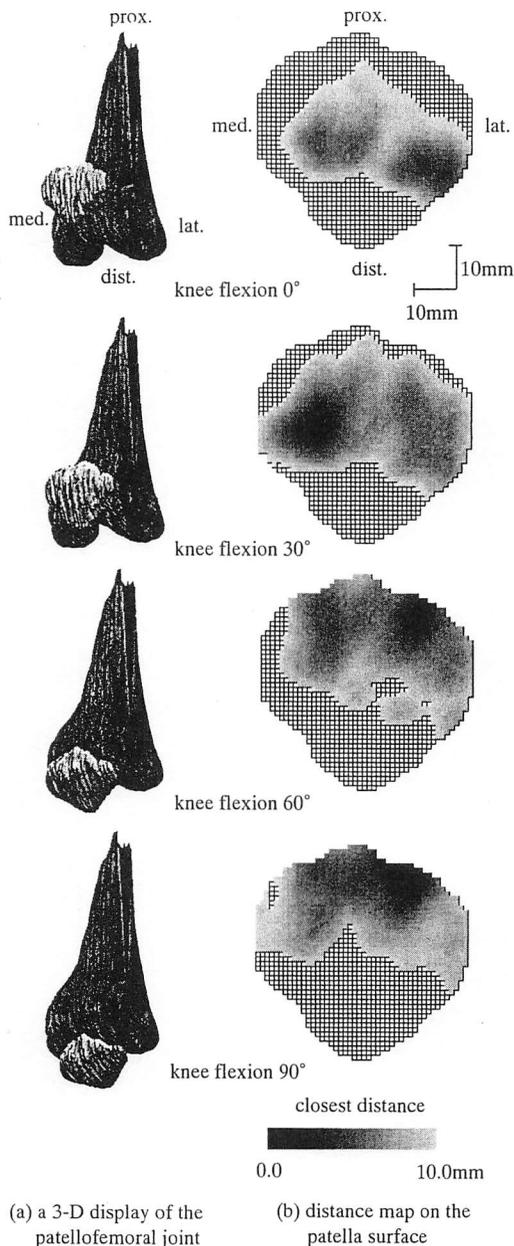


図10 膝蓋骨／大腿骨間の位置関係と膝蓋骨関節面上の距離分布の可視化: (a) 膝蓋大腿関節の3次元表示, (b) 膝蓋骨関節面上の距離分布

Fig. 10 Visualization of the positional relation between the patella and the femur, and the distance map on the articular surface of the patella: (a) a 3-D display of the patellofemoral joint; (b) the distance map on the patella surface.

領域とした。最短距離が7mm以下の領域は、屈曲角0°では膝蓋骨関節面遠位部において内外側に長い帯状に分布した。その帯領域は、膝の屈曲に伴い膝蓋骨関節面近位部に移動した。また、膝蓋骨関節面遠位部には、近接する領域は認められなかった。

5. 考察

はじめに膝関節の撮像時間について述べる。開放型MRIによる膝関節の撮像は、断面数が多いと撮像時間が極めて長くなるという問題がある。総撮像時間を短縮するためには、1) 屈曲位の撮像断面数の削減; 2) 撮像屈曲位数の削減、の2つの策が考えられる。前者の策では、先行研究[11]から十分な測定精度を得ることができないことが分かっている。屈曲位での撮像断面間隔を1mmから4mmに増加して撮像した結果、運動パラメータ推定値の再現性は回転で最大4.5°、並進で最大0.9mmであった[11]。この精度では臨床応用に不十分である。一方、屈曲位の撮像断面間隔1mmでは、同じ再現性は回転で最大0.5°、並進で最大0.2mmとなり、臨床応用に十分な精度を得ることができた[12]。そこで本研究では、2)の策を採用することにし、撮像断面間隔1mmのまま撮像屈曲位数を4種類に限定することにした。

次に、膝蓋大腿関節面間の距離分布を可視化する方法について述べる。各屈曲位において距離分布を算出する場合、次の2つの方法が考えられる: 1) 各屈曲位ごとに関節面形状データを作成し、距離分布を算出; 2) 0°屈曲位で作成した関節面形状データを運動の推定値を用いて屈曲位の位置関係まで移動し、距離分布を算出。前者の方法1)は、関節面間の位置関係を直接測定するため精度が高いが、すべての屈曲位で関節面輪郭をデジタル化しなければならない。そのため分析に時間がかかる。また、撮像時間短縮のために、将来的には屈曲位における撮像断面数を削減したいが、その場合、この方法では関節面の再現が不十分となる。一方、後者の方法2)は、運動の推定精度に影響されることになるが、分析時間を著しく短縮することができる。また、屈曲位の撮像断面数の削減にも対応できるという利点がある。そこで、本研究では、方法2)を用いて関節面間の距離分布を算出した。

推定された膝蓋骨関節面の近接域について述べる。我々の撮像条件では、関節面の軟骨表面を安定しては検出できないため、比較的容易にトレースできる軟骨と皮質骨との境界部をデジタル化した。腰野[1]や稲葉ら[18]の報告によれば、膝蓋骨関節面の軟骨

の厚さは平均2.8mm, 最大4.4mm-4.9mm, 大腿骨関節面の軟骨の厚さは平均2.5mm, 最大3.7mm-4.0mmとされている。この厚さを考慮し, 関節面が近接する部位は最短距離が7mm以下の領域と仮定した。以後, この領域を推定近接域と呼ぶことにする。

推定近接域は内外側に長い帯状を示し, 膝の屈曲に伴い, 膝蓋骨関節面中央部から近位部へ移動した(図10(b))。この結果は従来の*in-vitro*の報告[2,3,7-10]とほぼ同じであった。関節面遠位部では推定接触領域は認められなかったが, この部位は膝蓋腱の附着部であるため大腿骨関節面とは接触しないことが知られている[19]。以上述べたように, 推定された関節面間の近接関係は, 従来の報告とよく一致しており, 提案した*in-vivo*測定法は臨床応用できる可能性が示唆された。

提案した膝蓋大腿関節面間の近接関係の推定では, まず両骨間の位置関係を推定し, 次に 0° 屈曲位のMR画像から得られた関節面形状と位置関係データから近接部位を推定している。運動パラメータ推定値の再現性については先行研究[11,12]で明らかにしたが, 総合精度についてはまだ明らかにしていない。しかし, 前述のように, 推定近接域は屈曲位でも従来の報告[2,3,7-10]とよく一致していたことから, 推定された位置関係は比較的精度の高いものと考えられる。それを定量的に評価することが, 今後の課題である。

6. あとがき

膝蓋大腿関節の位置関係データと関節面形状データを用いて, *in-vivo*における関節面間の距離分布を可視化するシステムを開発した。

膝蓋大腿関節の位置関係データは我々の開発したMR画像を用いた測定法[11,12]で算出し, 関節面形状は同じMR画像からデジタル化した点列に当てはめたB-スプライン曲面で表現した。膝蓋大腿関節面間の近接関係は, 膝蓋骨関節面形状データの各点から大腿骨関節面形状データ上の点との最短距離で定量化し, 膝蓋骨関節面形状データ上にその値を疑似カラーないしグレースケールを用いて可視化した。また, 軟骨の厚みを考慮し, 最短距離が7mm以下の領域を推定近接域とした。

推定近接域は, 膝の屈曲に伴い膝蓋骨関節面の中央部から近位部に移動した。この現象は従来の報告[2,3,7-10]とほぼ一致しており, 提案した関節面間の距離分布可視化法が臨床的に有効である可能性が示された。今後の課題には, 運動パラメータ推定の精度検定, 及び推定近接域と実際の接触域との比較検

討がある。

参考文献

- [1] 渡辺正毅 編: 整形外科MOOK8 膝内障とその周辺, pp.231-239, 金原出版, 1979.
- [2] 今井和美, 笹川和彦, 他: 膝蓋大腿関節の接触圧力分布および膝蓋骨trackingの同時測定システム, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.14, pp.319-323, 1992.
- [3] G. Omori, Y. Koga, et al.: Contact pressure and three-dimensional tracking of unresurfaced patella in total knee arthroplasty, *The Knee*, vol.4, pp.15-21, 1997.
- [4] A. Van Kampen, R. Huiskes: The three-dimensional tracking pattern of the human patella, *Journal of Orthopaedic Research*, vol.8, no.3, pp.372-382, 1990.
- [5] S. A. Veress, F. G. Lippert, et al.: Patellar tracking patterns measurement by analytical x-ray photogrammetry, *Journal of Biomechanics*, vol.12, pp.639-650.
- [6] Z-P Luo, H-C Hsu, et al.: Importance of soft tissue integrity on biomechanical studies of the patella after TKA, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol.118, pp.130-132, 1996.
- [7] H. H. Hubeti, W. C. Hayes: Patellofemoral Contact Pressures, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 66-A, no. 5, pp.715-724.
- [8] J. Goodfellow, D. S. Hungerford, et al.: Patello-femoral joint mechanics and pathology, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol.58-B, no. 3, 1976.
- [9] 戸松泰介: 膝関節における負荷面の移動相に関する研究, 日整会誌, 52巻, pp.551-568, 1978.
- [10] K. Fujikawa, B. B. Seedhom, et al.: Biomechanics of the Patello-femoral joint. Part 1 : a study of the contact and the congruity of the patello-femoral compartment and movement of the patella, *Engineering in Medicine*, vol.12, no. 1, 1983.
- [11] 岩田吉広, 林豊彦, 他: 開放型MRIを用いた膝蓋大腿関節運動の生体内6自由度測定, 信学技報, MBE98-66, 1998.
- [12] 岩田吉広, 林豊彦, 他: 開放型MRIを用いた膝蓋大腿関節運動の6自由度測定法の再現性の改善, 医用電子と生体工学, 第38巻特別号, p.432, 1999.
- [13] P. J. Besl and N. D. McKay: A Method for Registration of 3-D Shapes, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol.14, no.2, pp.239-256, February 1992.
- [14] D.A. Simon, M. Hebert, T. Kanade: Techniques for fast and accurate interasurgical registration, *Journal of Image Guided Surgery*, vol.1, pp.17-29, 1995.
- [15] B.K.P. Horn: Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions, *Optical Society of America*, vol.14, no.4, pp.629-642, 1987.
- [16] 市田浩三, 吉本富士市: スプライン関数とその応用, 教育出版株式会社, 1979.
- [17] 林豊彦, 宮川道夫, 渡辺厚夫, 斉藤彰, 河野正司: 距離マップを用いた歯の咬み合わせの3次元分析, バイオメカニズム12, バイオメカニズム学会編, pp.27-37, 東京大学出版会, 1994.
- [18] 稲葉齊, 若山佐一, 他: 膝蓋大腿関節の軟骨の厚さと軟骨下骨の強度について, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 19巻, 1998.
- [19] G. Bousquet, P. L. Bequec, P. Girardin (弓削大四郎, 井原秀俊 監訳): 図解・膝の機能解剖と人体損傷, 共同医書出版社, 1995.