

X線CR下肢画像による膝関節の大腿骨と脛骨の骨軸の自動抽出法

徳田正幸[†] 土井章男^{††}(正会員) 伊藤史人^{††}
 鈴木昌彦^{†††} 羽石秀昭^{†††}

[†] 岩手県立大学先端可視化研究所

^{††} 岩手県立大学ソフトウェア情報学研究所

^{†††} 千葉大学大学院医学研究院整形外科学

^{†††} 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター

〈あらまし〉 本稿において、X線CR画像による膝関節の大腿骨と脛骨の骨軸の自動抽出法を提案する。開発した画像処理法は、あらかじめ必要な情報として右肢か左肢かの情報のみで、次の2点に特徴をもつ方法である。第1は輝度の横断分布による骨の境界点の抽出法で、第2は骨の形状に基づく縦断方向の骨境界線の抽出法である。この自動解析法は健康者を含む変形性ひざ関節症患者の18例のX線CR下肢画像に適用され、専門医による大腿脛骨外側角の照合データから有効であることが示された。

キーワード：膝関節，大腿骨と脛骨の骨軸，自動抽出法，大腿脛骨外側角

〈Summary〉 In this paper, we propose an automatic extraction method of the bone axes of femur and tibia using inferior limb X-ray image though it needs leg information on a left leg or a right leg beforehand. It is characterized by a method of extracting the bone boundary points by the crossing distribution of brightness, and the bone borderline in longitudinal direction based on the shape of the bones from these boundary points. This method was applied to 18 samples of the osteoarthritis patient including the able-bodied person, and it was shown that it was effective from medical specialist's FTA (femorotibia angle) collation data.

Key words: knee joint, bone axis of femur and tibia, automatic extraction method, FTA

1. はじめに

膝関節の診療は一般にレントゲン写真(X線下肢画像)を基本に行われている。特に重要な診療項目の一つとして、膝関節に関与している大腿骨と脛骨の骨軸の画像診断がある。また、これらの骨軸情報は、膝関節の治療としての

全置換型人工関節手術計画の支援システム(TKA)^{1)~4)}においても重要となる。

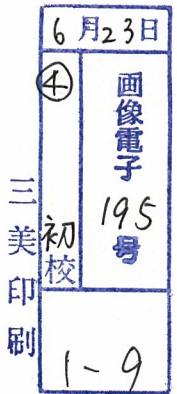
本稿は膝関節および大腿骨と脛骨の二次元の骨軸の自動解析法を提案するものである。自動解析の精度評価をするために、専門医によるFTA(大腿脛骨外側角)データによる照合を行う。このために、本稿で解析する画像は立位のX線下肢CR画像とする。

重要な診療項目であるFTAは、体重による加重状態の立位の下肢画像から求められるものである。

2. 従来法

大腿骨と脛骨の骨軸の抽出法について、従来法は手作業を含む目視法と計算機による対話法に分かれる。目視法の代表例は、レントゲン写真データに基づく方法であ

“An Automatic Extraction of the Bone Axes of Femur and Tibia of Knee Joint Using inferior limb X-ray Image” by Masayuki TOKUDA (Advanced Visualization Laboratory, Iwate Prefectural University), Akio DOI (Member), Fumihito ITO (Faculty of Software and Information Science, Iwate Prefectural University), Masahiko SUZUKI (Department of Orthopaedic Surgery, Graduate School of Medicine, Chiba University), and Hideaki HANEISHI (Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University).



る。対話法はレントゲン写真データをデジタル化した CR 画像および CT 画像のデータに基づくもので、目視法の手作業の部分を、対話的に計算機が支援して行う方法である。対話的の意味は後述する計算機支援システムによる方法と異なって、計算機処理が困難な画像処理を、専門医（オペレーター）の判断によって行い、その判断をもとに計算機がその後の処理を行い、その結果が不適当であれば、再度専門医が判断を修正して、適切な結果を得るまで行う方法である。

目視法は専門医が下肢のレントゲン写真を目視し、手作業で行う二次元の骨軸抽出する方法である。使用する写真は通常 3 枚のレントゲン写真を縦につなげた下肢画像である（図 1）。具体的な手順は、第 1 に膝関節の間隙を目視して膝関節ラインを検出し、そのラインから上下に骨に沿って始点を 10cm、終点を 15cm とする骨軸抽出

出範囲を設定する。第 2 に上方の骨軸抽出範囲で大腿骨の骨境界線を抽出して、それらの境界線の中線を大腿骨の骨軸とする。第 3 に下方の骨軸抽出範囲で、大腿骨と同様な骨境界線の抽出を行い、その中線を脛骨の骨軸とする。これにより大腿骨と脛骨の骨軸が抽出され、これらの骨軸の外側角 FTA が容易に算出できることになる。

上記の処理は、骨領域と骨軸の抽出処理に分けられる。自動処理は専門医が介在する対話式に比べて、より困難な方法である。更に、骨領域抽出解析において CR 画像データは二次元データであるために、三次元データの CT 画像データに比べて、より困難なデータといえる。本稿で議論する CR 画像で完全に自動処理解析する研究報告は、本稿の解析実施例⁴⁾以外にほとんどないと思われる。

骨軸抽出は骨領域の抽出ができれば、自動的な処理、すなわち計算機で比較的容易に可能である。よって、骨領域抽出について従来法の研究は対話法の観点から、次のように分析される。CR 画像に対して系統的な研究として、CR 画像と CT 画像との骨領域のマッチングの研究^{2),3),7)}が上げられるが、その場合 CR 画像の骨領域の検出法はオペレータの介在に依存するものである。目視によるものである。一方、CT 画像に対しては代表的なものとして、TKA に関しての研究¹⁾と、人工股関節の自動設計の研究⁵⁾があるが、これらの研究も抽出したい骨の代表的な位置と輝度値の情報に関してオペレータの介在を必要とし、完全な自動化のものではない。

Hankemeier ら⁶⁾は、最近用いられている CR 画像診断の計算機支援システムの効用について、完全な手作業による目視法の結果と精度比較して、次のことを示した。システムの解析スキームはズーム機能、距離測定、角度測定の比較的単純な機能のみを有するものであるが、支援システムは測定誤差の改善と測定時間の短縮が図られ、データの保存と伝送に優れ、有効であることである。

以上のことにより、本研究の CR 画像で大腿骨と脛骨の骨軸の自動解析に関する研究は、今まで系統的になされていない研究といえる。

3. 骨軸自動解析

提案する解析法は、上述した目視法の自動化を図るものである（図 2）。すなわち、下肢 CR 画像のデジタルデータ（DICOM データ）がコンピュータに入力され、右肢か左肢かの情報（今後肢情報と呼ぶ）を与えれば、自動的に膝関節ライン、大腿骨と脛骨の骨軸そして FTA が抽出される。本手法は、以下に示す四つの解析から構成される。これらの解析について図 1 の左肢の下肢画像データ（幅方向 1760 ピクセル、高さ方向 2140 ピクセル、ピクセルサイズ 0.05 cm）の解析結果を用いて説明

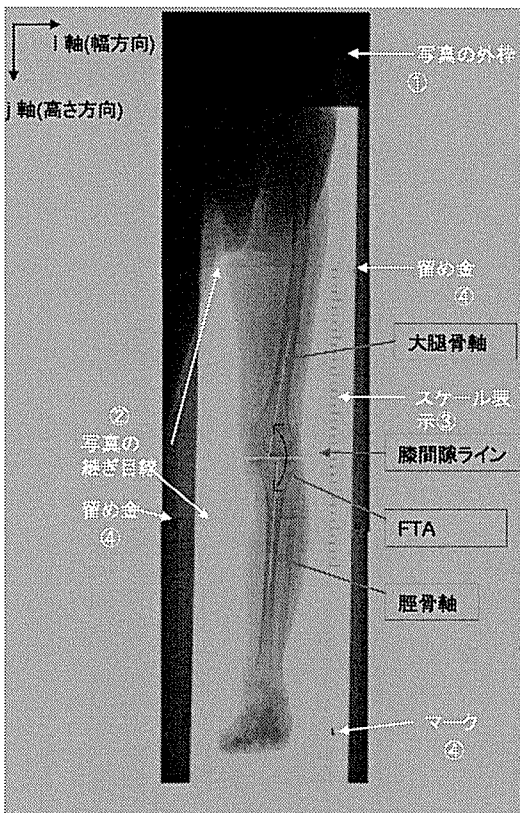


図 1 下肢 CR 画像と人工ノイズ 人工ノイズ (①~④) と、本自動解析で求めた大腿骨軸、膝関節、脛骨軸、FTA の 4 要素である

Fig. 1 X-ray inferior limb image and artificial noises Artificial noises (①~④) and the extracting results (the bone axes of femur and tibia, knee joint line, FTA) are shown in the image

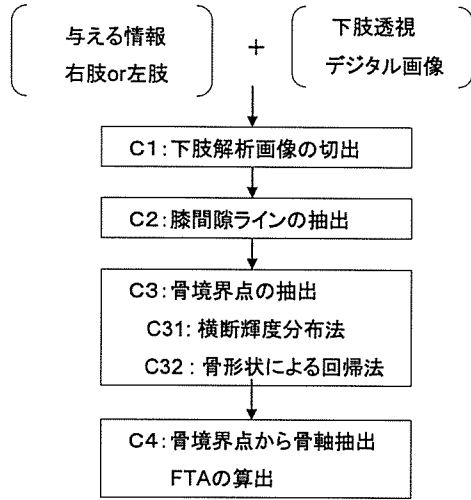


図2 骨軸自動解析のフローチャート

Fig. 2 Flow chart of the proposed method

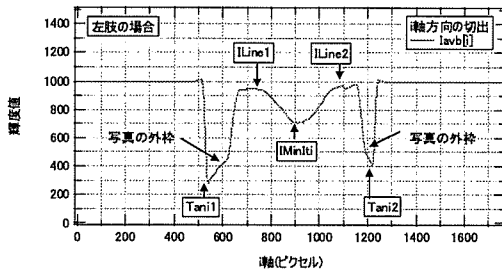


図3 j軸方向に投影された輝度分布

i軸方向で幅 1760 ピクセル数が区間 (ILine2 - ILine1) = 351 ピクセル数に短縮される。

Fig. 3 Brightness distribution $iavb(i)$ projected to i axis
Range (ILine1, ILine2) that cuts out image area of leg tissue from CR image.

する。

3.1 下肢解析画像の切出

本処理は、処理効率の向上のための解析画像サイズの最小化ばかりでなく、後述する骨境界の抽出法で支障をもたらす人工ノイズを切出・除去することにある。人工ノイズは図1からわかるように、次のものである。

- ①レントゲン写真の外枠 ②3枚の写真の二つの境界線
- ③スケール表示 ④肢情報のマークと留め金

切出法は、生体組織を一つの塊として分離するために、初めにi軸方向(幅方向)の切出をi軸に投影した輝度分布 $iavb(i)$ (図3)を作成する。次のような手順でi軸方向の二つの切出点を求める。

- (1) i軸方向の画像両端から、写真の外枠に当たる谷点 (Tani1, Tani2) を抽出する。

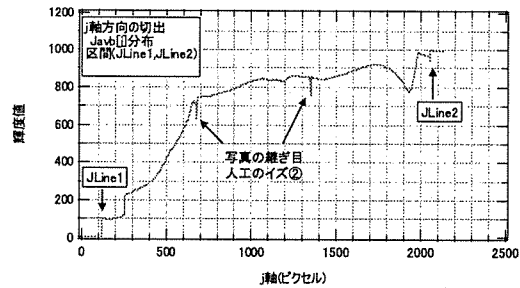


図4 i軸方向に投影された輝度分布

j軸方向で高さ 2140 ピクセル数が区間 (JLine2 - JLine1) = 1935 ピクセル数に短縮される。

Fig. 4 Brightness distribution projected to j axis
Range (JLine1, JLine2) that cuts out image area of leg tissue from CR image.

- (2) 二つの谷点間の中心部付近で谷点 (IMinIti) を求める。

- (3) 左領域 (Tani1, IMinIti) と右領域 (IMinIti, Tani2) で、それぞれもっとも高い峰点を求めれば、上記の切出点 (ILine1, ILine2) が得られる。ここで ILine2 が、中心に近い峰を選択した理由は、人工ノイズ③が必ず検査する肢の外側の近傍にあり、これを除去するためである。肢に対して、左右どちらの外側かの選択は、肢情報をもとに行うことができる。

次にj軸方向(高さ方向)の切出を行う。j軸方向の生体組織の分布はi軸方向の分布と異なって、画像両端付近を除けばほぼ全域となる。よって、j軸方向の切出点はj軸に投影した輝度分布 $Javb(j)$ (図4)において、画像の両端から輝度値がある値以上変化した点 (JLine1, JLine2) とした。

上記の切出によって、画像サイズはi軸方向は1/3以下で、j軸方向で4/5以下に縮小され、人工ノイズ②以外は除去される。人工ノイズ②の処理は生体組織内にあるために、切出による除去でなく、 $Javb(j)$ の分布を用いて行う。すなわち、このノイズは図4からわかるように、パルス的な谷の形状となるために検出が容易にでき、補正はノイズ領域外の輝度分布から線形補間で可能となる。

3.2 膝間隙ラインの抽出

前節で切出された下肢解析画像(輝度値 $IB_0(j, i)$)に、次式による輝度反転変換を行う。変換された画像(輝度値 $IB_1(j, i)$)は吸収画像となり、この変換によって、X線の吸収率が高い骨部は、高い輝度を有することになる。

$$IB_1(j, i) = -IB_0(j, i) + (IB_{max} + IB_{min})$$

$$j = 1, 2, \dots, M \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

ここで $M = 1935$ で $N = 351$ で、 IB_{max} と IB_{min} はそれぞれCR画像の最大輝度値と最小輝度値である。本稿では便宜上、常に原画像の輝度範囲 (IB_{min}, IB_{max})

を維持するような輝度調整を行うこととした。抽出する膝間隙ラインは間隙の平均的な j 軸座標 (今後 Jrgk と呼ぶ) とし、Jrgk の値は、j 軸方向の輝度勾配分布 $dIB_1(j)$ (式 (2) と図 5) の最大値の座標とした。

$$dIB_1(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |IB_1(j+1, i) - IB_1(j-1, i)| \quad (2)$$

図 5 の分布は安定した分布を得るために、前処理として、後述するアンシャープマスク処理を j 軸方向に行った。

膝間隙ラインの抽出により、骨軸解析用画像を下肢解析画像から切り出すことができる。この画像の大きさは幅方向に関して下肢解析画像と同じであるが、高さ方向は抽出された膝間隙ラインを中心に、骨軸抽出範囲を十分に含むように、上下方向に 20 cm (400 ピクセル) の範囲とした。

3.3 骨境界点の抽出

大腿骨と脛骨の骨表面の組織は、図 6 に示す長骨の緻密骨で形成される。よって、これらの骨の抽出は輝度の

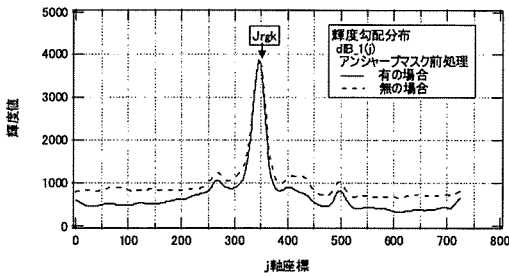


図 5 j 軸方向の平均勾配分布 ($dIB_1(j)$)
Fig. 5 Average gradient distribution for j axis ($dIB_1(j)$)

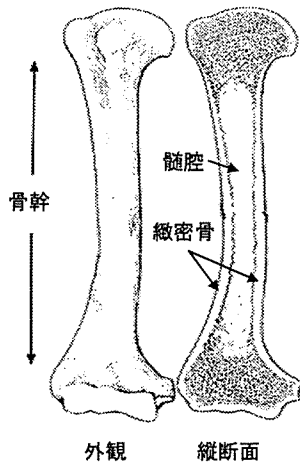


図 6 長骨の構造
Fig. 6 Structure of long bone

高い二つのピーク (緻密骨) の境界の抽出となり、前節で得られた骨軸解析用画像 (図 7 の A 図) から、次の三つの解析法で可能となる。図 7 は画像データにおいて、j 軸方向で間引き (16 本ごと) を行い、合計 50 本の輝度分布 (横断輝度分布) について縦軸の輝度値を便宜的に 100 ごとずらしてプロットした図である。

(1) アンシャープマスク処理による前処理

前処理は上述した緻密骨の輝度を卓越させるために、第 1 にアンシャープマスク処理法⁸⁾を採用し、次のような処理をした。

i) 比較的大きいスケール (2.5 cm 程度) の移動平均に

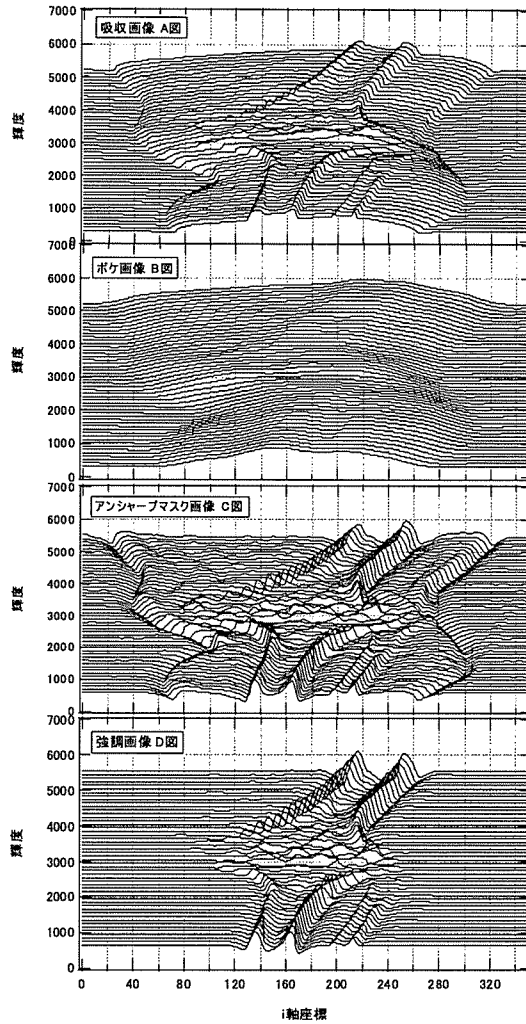


図 7 吸収画像 (A) から得られたボケ画像 (B) とアンシャープマスク画像 (C) と強調画像 (D) の例

Fig. 7 Samples of blurred image (B), unsharp masking image (C) and enhanced image (D) obtained from absorption image (A).

よる平滑化を行い、ボケ画像（アンシャープ画像） $IB_{blue}(j,i)$ （図7のB図）を作成する。

ii) アンシャープマスク画像 $IB_{2}(j,i) = IB_{1}(j,i) - IB_{blue}(j,i)$ を作り、輝度調整を行い、図7のC図を得る。

この処理により、アンシャープマスク画像から、骨の緻密骨ばかりでなく、同時に骨以外の軟部組織も強調される画像が示される。よって、第2に式(3)で示す強調係数 $fact(j,i)$ による強調処理を行う。

$$fact(j,i) = IB_{blue}(j,i)/LVL(j) \quad (3)$$

$$LVL(j) = Mean(j) + \alpha * Std(j) \quad (4)$$

$$IB_{3}(j,i) = fact(j,i) * IB_{2}(j,i) \quad (5)$$

ここで式(4)の $LVL(j)$ は、j軸座標ごとにボケ画像から求められる平均輝度レベルである。 $Mean(j)$ はそのj座標でのi軸方向の平均値で、 $Std(j)$ はその標準偏差で、 α は経験的に決めるパラメータである。平均輝度レベルに標準偏差を加えた理由は、後述する横断輝度分布法の島解析において、標準偏差値を通して α によって最適な平均輝度レベルの調整を行うためである。式(3)の強調係数 $fact(j,i)$ は、高い輝度の骨部に対して1以上となり、逆に低い輝度の軟部組織では1以下となるために、アンシャープマスク処理で強調された軟部組織の輝度を減少させる効果をもつ。このことにより、式(5)から緻密骨のみを強調される強調画像 $IB_{3}(j,i)$ （図7のD図）が得られる。

(2) 横断輝度分布法

この方法は骨軸解析範囲において、強調画像とエッジ画像をもとに骨境界点を求めるものである。エッジ画像は、ラプラシアン型のメキシカンハットフィルター⁹⁾（9×9行列）を強調画像に適用し、かつ式(3)の $fact(j,i)$ によって強調処理して作成した。骨境界点の解析手順は、脛骨の骨軸解析範囲の代表的なj軸座標（j = 720）での強調画像とエッジ画像の輝度横断分布（図8）で示す。

第1に強調画像において、式(4)の輝度レベルによる島解析を行う。島解析は輝度レベル（水位）に比べて高い輝度値を有する分布の塊を島として解析する方法である。式(4)において、少なくとも2個以上の島を得るように α を経験的に調整する。すなわち、 α の値によって水位を上下させ、島の数を調整することができる。島の高さの高い方から2島を選択し、島情報（ピークi軸座標である ip_k , $k = 1, 2$ ）を決める。第2にエッジ画像において、選択された島に対してピーク座標をもとにゼロ点 ie_k を抽出し、骨境界点とする。

脛骨は大腿骨と異なって近傍に腓骨による島があり、場合によって腓骨より低い島となるために、島の高さ情報

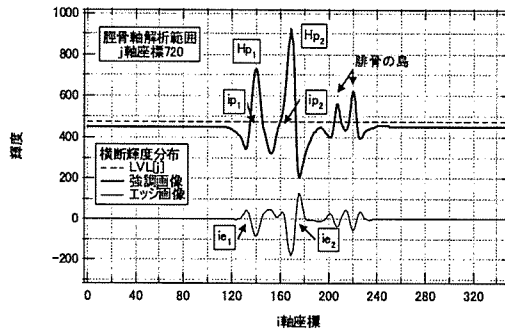


図8 強調画像とエッジ画像の輝度横断分布の例
強調画像において、選択された島での高さ (Hp_k) とその位置 (ip_k)、エッジ画像においてエッジゼロ点 (ie_k) を示した。添え字 k は骨の左側1、右側2とする。

Fig. 8 Sample of the cross-sectional distribution of brightness in the enhanced image and edge image In the enhanced image, the height (Hp_k) and position (ip_k) of the selected islands were described, and 0 points (ie_k) in the islands were decided in the edge image. Suffix k shows 1 and 2 at the left side and at the right side of the bone, respectively.

だけで選択されない危険性がある。よって、脛骨の抽出においては島の数が三つ以上ある場合、肢情報をもとに島のピーク位置情報を利用して選択することにした。すなわち、左肢の場合左から、右肢の場合は右から、優先的に二つの島を脛骨の島と選択することである。

(3) 骨形状による回帰法

横断輝度分布法で得られた骨境界点はノイズなどの影響によって、すべて点が骨境界点になるとは限らない。このために、骨境界形状を利用して縦断方向にノイズ除去を行う。骨軸は骨軸解析範囲で直線と見なされ、骨境界線も同様に直線と見なされる。このことから、縦断方向の骨境界点に回帰直線近似を行い、その直線から許容値以上外れたデータはその都度除去し、なくなるまで回帰直線近似を繰り返す。除去されたデータの補正法は最終的に得られた回帰直線の値で置換するものとした。

以上のことから、横断輝度分布法と骨形状による回帰法は、次の特徴を有する方法といえる。

- 1) 島による解析は、輝度分布特性（島の高さと位置）の情報をより活用する。
- 2) 回帰法は骨の形状の近似でノイズの検出と補正を効率的に行う。

3.4 骨境界点からの骨軸解析

骨軸解析は大腿骨と脛骨に対して、骨の左右の骨境界点から、それぞれの骨軸を求めるもので、次の二つの解析が重要となる。

(1) 骨軸解析の正確な範囲の設定

(2) 左右の骨境界点からの骨軸の求め方

(1) は、大腿骨の場合も脛骨の場合も同様に、骨境界点から求められる中線によって決定することができる。よって、大腿骨の場合に対して、図 9 を用いて解析内容を示す。図 9 において、j 軸に沿って膝間隙 Jrgk を基準として仮の解析範囲 (J15~J10) を決めた。J15 と J10 はそれぞれ Jrgk から 15cm と 10cm の点とした。マスク範囲 (Jmask1~Jrgk) は骨軸解析が困難な範囲として Jrgk から 8cm の領域を設定した。この領域はほとんど骨の境界の判別が困難な領域である (図 7 の D 図)。解析手順として、第 1 に仮の解析範囲 (J15~J10) で左右の骨境界点から中点を求め、回帰直線近似で中線を計算する。第 2 に、その中線上に膝間隙ラインの交点 C 点から 10cm のところに B 点 (j 軸座標 J10m)、15cm のところに A 点 (j 軸座標 J15m) とすれば、正確な骨軸解析範囲が決まる。すなわち、骨軸解析の正確な範囲は j 軸座標上で J15m~J10m の範囲となり、右骨境界線に対して範囲 (A₂ 点~B₂ 点)、左骨境界線に対して範囲 (A₁ 点~B₁ 点) となる。

(2) については、上記の正確な解析範囲の骨境界点か

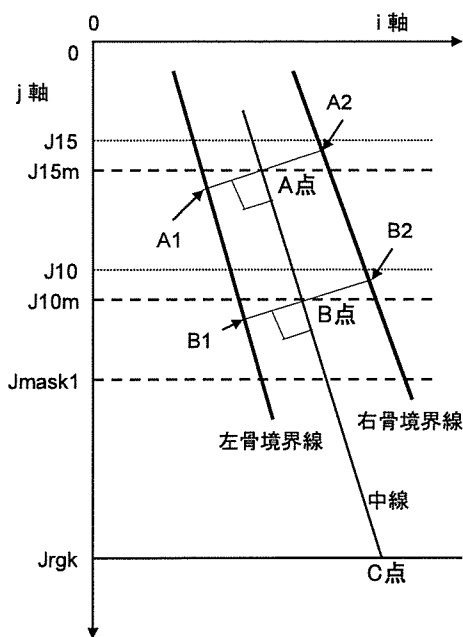


図 9 大腿骨の場合の骨軸解析範囲 マスク範囲は Jmask1 ~ Jrgk で、仮の解析範囲は J15~J10 とする。

Fig. 9 Illustration of analysis range for the bone axes of femur A masking range is from Jmask1 to Jrgk, and a temporary range of the analysis is from J15 to J10.

ら、回帰直線近似で骨境界線を計算する。骨軸を求める計算法は、それらの二つの骨境界線 (左側 $i = b_1j + a_1$ と右側 $i = b_2j + a_2$) から等距離にある直線を求める式 (6) で与えられる。

$$\frac{|i - (b_1j + a_1)|}{\sqrt{1 + b_1^2}} = \frac{|i - (b_2j + a_2)|}{\sqrt{1 + b_2^2}} \quad (6)$$

求められた大腿骨と脛骨の骨軸の直線情報 (大腿骨軸 $i = b_3j + a_3$ と脛骨軸 $i = b_4j + a_4$ とする) から、両軸の鋭角は容易に次式から計算される。

$$\theta = \frac{180}{\pi} \tan^{-1} \left| \frac{b_4 - b_3}{1 + b_3b_4} \right| \quad (7)$$

よって大腿脛骨外側角 (FTA) は、次のように求められる。

$$\text{右肢: } b_3 < b_4 \text{ FTA} = 180 + \theta \quad b_3 > b_4 \text{ FTA} = 180 - \theta$$

$$\text{左肢: } b_3 < b_4 \text{ FTA} = 180 - \theta \quad b_3 > b_4 \text{ FTA} = 180 + \theta$$

自動解析で得られた膝間隙ライン、骨軸および FTA は、図 10 と図 1 に示した。

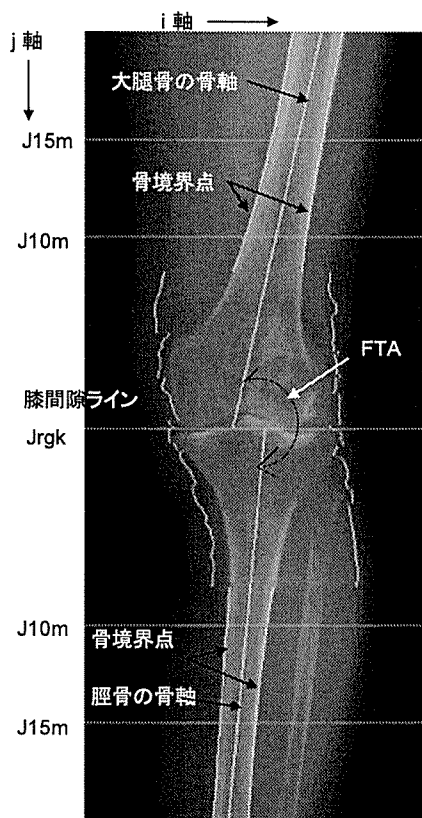


図 10 骨境界点、骨軸、膝間隙、FTA の結果 範囲 (J10m, J15m) は図 9 で示した骨軸解析範囲である。

Fig. 10 Result for bone boundary points, bone axes, knee joint and FTA The range (J10m, J15m) is a range of the bone analysis indicated in Fig. 9.

4. 専門医による結果との照合

4.1 自動解析による代表的な結果

本解析は健康者を含む変形性ひざ関節症の患者について、18ケースの下肢画像に適用され、得られたFTAの頻度分布は図11に示した。FTAについて、約174度が正常値であり、その値より大きい角の場合O脚となり、小さい角の場合X脚となり、変形性ひざ関節症の要因の一つとなる。これらのケースの中で代表的な画像処理結果は、FTAの値をもとに決め、図12に示した。すなわ

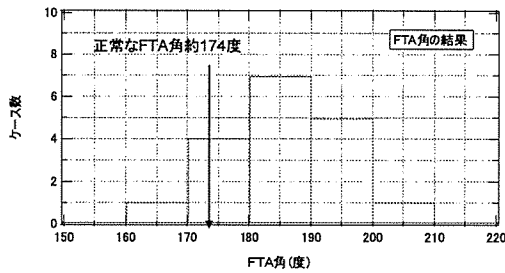


図11 18ケースの下肢CR画像から解析されたFTA角の頻度分布

Fig. 11 Frequency distribution of FTA obtained from of 18 samples of CR image.

ち、左肢に対してもっとも大きい値(A)ともっとも小さい値(B)の例と、右肢に対してもっとも大きい値(C)の例の3例とした。この図から、本稿の画像解析が骨軸解析範囲(J10m, J15m)において、正常に骨境界点を抽出し、骨軸およびFTAを算出したといえる。

4.2 専門医による目視法との照合

本骨軸自動解析法の精度を明らかにするために、前節で解析されたFTAに関して、2名の専門医による目視法の結果の平均値を照合データとして採用し、解析結果と照合データの相関性を調べる。すなわち、精度の評価はどの程度、相関係数が1に近いのか、かつ標準偏差値が小さいかを調べることで行う。一般的に、許容誤差は1度程度といわれている。この許容誤差は関節症の診断と人工関節の置換手術の観点からの要請である。

専門医AとBの間の相関関係は、図13(A)に示した。両者のFTAの差の範囲は、 $-0.91^{\circ} \sim +0.88^{\circ}$ と非常に狭い範囲となる。

照合データに対する自動解析法の相関関係は、図13(B)に示した。照合データとのFTAの差の範囲は、 $-2.08^{\circ} \sim +2.16^{\circ}$ と専門医間に比べて広がる。これらの結果から、次のことがいえる。

自動解析法は、専門医間に比べて、相関係数はほぼ同

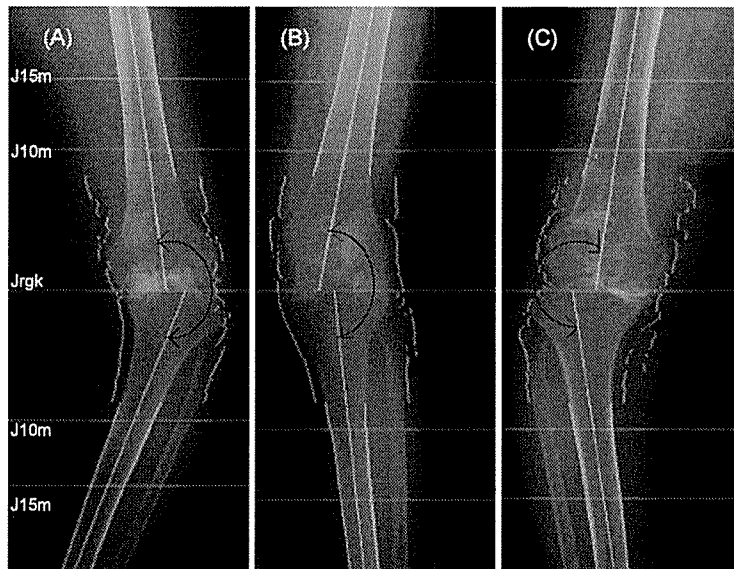


図12 代表的な画像解析結果 (A) 左肢 FTA = 209.3° (B) 左肢 FTA = 162.5° (C) 右肢 FTA = 196.9° 記号は図10と同じである。

Fig. 12 Typical analytical image results (A) FTA:209.3° for left leg (B) FTA:162.5° for left leg (C) FTA:196.9° for right leg In this figure, the symbols are the same meaning as Fig. 10.

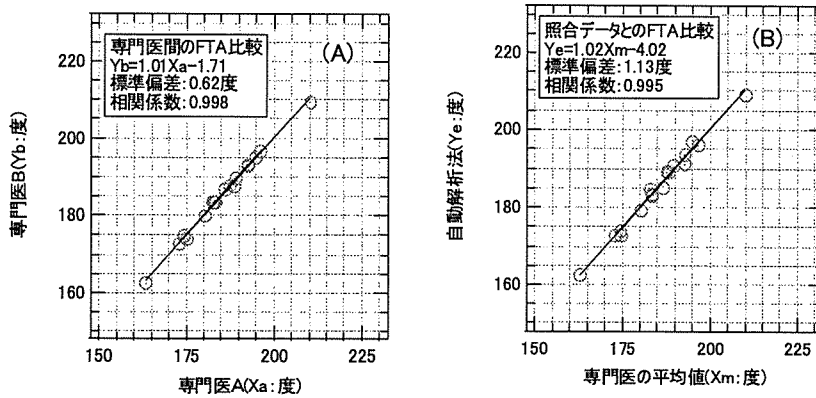


図 13 解析結果と FTA 照合データの比較 (A) 専門医間の相関 (B) 照合データとの相関

Fig. 13 Comparison of analytical results to FTA specialist's collation data

(A) Correlation between medical specialist A and B

(B) Correlation between the result and the collation data

程度で、標準偏差値は 2 倍大きくなったが、この標準偏差から予想される誤差範囲は約 ± 1 度程度であることから、上述した許容誤差の値を満たし、実用的な精度を有すると推定される。しかしあるデータにおいては最大誤差が約 $\pm 2^\circ$ となり、無視できない誤差範囲となる。このような誤差の原因は、特に脛骨の骨境界輝度分布形状の微妙な凸凹によって、骨境界のエッジ検出が不安定となり、目視法と一致しないことが推定される。

5. まとめと今後の課題

本稿で提案した骨軸自動解析法は、18 ケースの下肢レントゲン CR 画像に適用され、二次元の骨軸が抽出され、専門医による照合データと比較し得る、適切な FTA が得られた。この場合、式 (4) の α 値については、大腿骨領域では 1.0 に、脛骨領域では 0.1 に設定した。よって、本自動解析法は肢の情報をあらかじめ必要とするが、骨の境界部の緻密骨組織に反映した強調画像処理 (図 6 と図 7 (D 図) の対応) に基づく骨境界の抽出解析であるために、専門医の目視法に比べて客観的解析となり、そして安定した精度が期待される。厳密な精度評価は多くの専門医による照合データによって可能となる。

今後の課題としては、次の二つのことが上げられる。

- (1) 解析精度のより向上のために、エッジ検出法に代わるより安定した抽出方法の開発。
- (2) 本解析法を X 線透視画像の二次元の骨軸抽出ばかりでなく、CT データによる三次元の骨軸抽出⁷⁾に適用できるように拡張することである。その場合、重要なことは課題 (1) にも関係するが、骨の三次元形状から骨軸を合理的に決定する方法を解明する必要がある。

謝 辞 本研究の遂行には、科学技術振興機構の独創的シーズ展開事業大学発ベンチャー創出推進 (研究課題: 人工関節術前計画システム) から助成を受けました。ここに謝意を表します。

参考文献

- 1) M. Fadda, D. Bertelli, S. Martelli, M. Marcacci, P. Dario, C. Paggetti, D. Caramella, and D. Trippi: "Computer Assisted Planning for Total Knee Arthroplasty", Lecturer Notes In Computer Science N. 1205 Editors J. Troccaz, E. Grimson, R. Mosges "CVRMed - MRCAS 1997", Springer Verlag, London England UK, pp.619-628 (1997).
- 2) T. Sato, Y. Koga, and G. Omori: "Three-Dimensional Lower Extremity Alignment Assessment System", The Journal of Arthroplasty, Vol.19, No.5 (2004).
- 3) 佐藤 卓, 古賀良生, 祖父江展, 大森 豪: "人工関節置換前後の評価法—三次元下肢アライメント測定システムを応用して—", 関節外科, Vol.24, No.1, pp.77-82 (2005).
- 4) 伊藤史人, 土井章男, 羽石秀昭, 鈴木昌彦, 徳田正幸: "TKA 術前計画支援システムの開発", 信学会技術研究報告 (医用画像研究会), Vol.106, No.509, pp.129-132 (2007/1/26.3).
- 5) 櫻木健太, 周 欣欣, 大木 真, 橋口住久: "人工関節の自動設計システムの開発", MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.15, No.2, pp111-117 (1997).
- 6) S. Hankemeier, T. Gosling, M. Richter, T. Hufner, C. Hochhausen, and C. Krettek: "Computer-assisted analysis of lower limb geometry: higher intraobserver reliability compared to conventional method", Computer Aided Surgery, March Vol.11, No.2, pp.81-86 (2006).
- 7) 河野高廣, 藤田 智, 羽石秀昭, 鈴木昌彦, 守屋秀繁, 森真一郎, 真藤真広: "時系列ボリュームデータを用いた膝関節の動態解析", 信学会技術研究報告 (医用画像研究会), Vol.104, No.580, pp.103-108 (2005.1).
- 8) 岡部哲夫, 藤田広志編集: "医用画像工学 (第 2 版)" 医用放射線科学講座 14 医歯薬出版, pp.1-331 (2006).
- 9) 船水憲一: "これから始まる医用デジタル画像の世界" 日本放射線技師会出版, pp.1-167 (2005).

(2007 年 12 月 27 日受付)

(2008 年 3 月 26 日再受付)

論文：X線CR下肢画像による膝関節の大腿骨と脛骨の骨軸の自動抽出法



徳田 正幸

1970年東北大学大学院理学研究科修士課程修了。1972年同大学助手，1978年科学技術庁国立防災センター，1990年国際航業（株），2002年山形大学大学院理工学研究センター，2003年マイクロモグラフィ（株），2007年岩手県立大学先端可視化研究所客員教授，現在に至る。計測および計測画像処理に関する研究に従事。理学博士。



鈴木 昌彦

1985年千葉大学医学部卒業。1993年千葉大学大学院医学研究院卒業。専攻は関節外科，同医学研究院整形外科講師，現在に至る。研究テーマは人工膝関節や生体材料の開発，人工関節手術用ロボットの開発など。



土井 章 勇（正会員）

1982年神戸大学大学院工学研究科修了。同年日本アイビーエム（株）入社。1995年岩手大学工学部情報工学科講師。1999年岩手県立大学ソフトウェア情報学部教授，現在に至る。コンピュータグラフィックスや画像処理に関する研究に従事。工学博士。著書に「3次元グラフィックスの基礎と応用」（共著）等。電子情報通信学会，情報処理学会，ACM，IEEE等各会員。



羽 岩 芳 昭

1990年東京工業大学大学院博士了（工博）。同年千葉大学工学部情報工学科助手。1994年同講師。1995～1996年アリゾナ大学放射線科客員研究員。1996年千葉大学工学部情報工学科助教授。現在フロンティアメディカル工学研究開発センター教授。医用画像処理，カラー画像処理の研究に従事。日本光学会，日本医用画像工学会，日本核医学会，OSA，IS&Tなどの各会員。



伊 藤 史 人

2002～2005年（株）デジタル・カルチャー・テクノロジー。2006年岩手県立大学ソフトウェア情報学研究科博士前期修了。2005～2008年岩手県立大学プロジェクト研究員，同大学博士後期在学し，岩手県立産業技術短期大学情報技術科非常勤講師，現在に至る。「人工関節術前計画支援システム」に関する研究に従事。機械学会の会員。