

膝の X 線画像におけるマーカーの中心位置検出

木村 隆[†] 工藤 純一^{††}
杉田 健彦^{†††} 根元 義章^{††}

本論文は、膝の屈曲と伸展を撮影した連続 X 線画像の中から、骨に埋め込まれている複数個の金属製マーカーの中心位置を検出する方法について述べる。このマーカーは連続画像を用いた膝の定量的な診断を行う際の基準点とするため、各マーカーの中心位置は正確に検出する必要がある。また連続 X 線画像においては、膝の運動に伴いマーカー同士が重なり合いが生じるため、マーカー部分の面積および形状が変化しても、それぞれのマーカーの中心位置が検出されなければならない。本論文では、連続 X 線画像診断の基礎研究として、1枚の X 線画像から前処理としてマーカーのみを抽出するアルゴリズムと、マーカー同士が重なった場合でもそれぞれの中心位置を検出する方法について提案する。提案方法は X 線画像に空間的な低域通過フィルタをかけ、これにより生じる歪みを利用してマーカーの中心位置を特定するというものである。この場合、中心位置検出に最も適した画像の歪みを利用するために、その歪みを生じる低域通過フィルタの帯域幅を求める必要がある。この帯域幅を理論的に導出し、実測結果との比較によりその正当性を示す。また、本方法によりマーカー同士が重なり合うような場合においても、それぞれのマーカーの中心位置が精度よく検出できることを述べる。さらに、実際に本方法を膝の X 線画像に適用した結果とその有効性を示す。

The Center Detecting Method of the Markers in the X-ray Images of Knee

TAKASHI KIMURA,[†] JUN-ICHI KUDOH,^{††} TAKEHIKO SUGITA^{†††}
and YOSHIAKI NEMOTO^{††}

This paper describes how to detect the center of several metallic markers buried in the bone with the serial X-ray images shot of the bending and the stretching knee. These markers have to be exactly detected in order to be used for the quantitative diagnosis. But a few markers sometimes overlap each other by the motion of knee. In this paper, we propose an algorithm to extract the markers in a piece of X-ray image and also propose a method to detect all their centers even if the markers overlap each other. As our method is based on the distortion by spatial lowpass filter, we showed the optimum bandwidth to utilize the distortion to detect their accurate centers. We compared the theoretical bandwidth and the experiential one, and indicated that the theoretical one agreed with the experiential one very well. Then we showed that we could accurately detect the centers by this method even when a few markers overlapped each other, and indicated the validity of this method which we applied to a piece of X-ray image.

1. はじめに

医学の分野において X 線画像は医療診断の不可欠な手段である¹⁾。X 線画像を用いた診断は、従来、医師の経験をもとにして 1 枚あるいは数枚の X 線写真を利

用して実施されてきた。最近では連続的に X 線写真を撮影し、シネフィルムやビデオなどに動画として X 線画像を記録する装置²⁾も開発され、X 線照射対象物の運動に伴う変化の過程が明確に把握できるようになり、新しい X 線医療診断の可能性が出てきた。この装置を用いた応用研究として、著者らは膝の屈曲と伸展の際に生じる大腿骨と脛骨および膝蓋骨との回旋角度を計測し、定量的な診断方法の確立と運動による骨の動作メカニズムの解析を目指している^{2),3)}。

本研究では、X 線を透過しにくい直径 3mm 程度の金属球をマーカーとして使用するため、この球が膝の関節付近の骨（大腿骨、脛骨、膝蓋骨）に複数個埋

[†] 東北大学大学院情報科学研究科
Graduate School of Information Sciences, Tohoku University

^{††} 東北大学大型計算機センター
Computer Center, Tohoku University

^{†††} 東北大学医学部整形外科
Department of Orthopaedic Surgery, Tohoku University School of Medicine

め込まれている状態で連続撮影されたX線写真を用いる。膝の屈曲と伸展の動作は、側面と正面から35mmのシネフィルムを使って1/60秒間隔で交互にX線撮影されている。医療診断を行うには、こうして得られた連続X線画像から定量計測の基準点としてマーカの中心位置を検出することが課題となる。これまで、円形対象物の中心位置を直接的に求める方法には、Hough変換を用いたもの⁴⁾、フーリエ変換を用いたもの⁵⁾、最小2乗法を用いたもの⁶⁾、円弧の曲率や法線を用いたもの⁷⁾などが提案されており、それぞれの方法は画像が指紋のように特徴的なものや、背景画像が単純な構成の場合には非常に有効である。しかし、X線画像のような背景部分の輝度の起伏が激しい画像では、誤検出が多くなる場合も考えられる。そこで、本研究では誤検出の原因である背景の影響を避けるために、まずマーカ自体を画像の中から抽出し、次に得られたマーカからその中心位置を検出する方法を開発する。使用したX線画像の輝度値は1画素256階調のGray Levelであるが、マーカはX線をよく吸収するのでその輝度値は高い値を示す。そのため、マーカの抽出に輝度値を用いる方法が考えられるが、マーカが埋め込まれた骨の密度によりX線の透過率は大きく異なるため、撮影されるそれぞれのマーカの輝度値にはかなりの差が生じる。このため、場所によっては骨の輝度値よりも低いものもいくつか現れ、単純な閾値を用いた二値化ではマーカのみを抽出することはできない。さらに、膝の屈曲や伸展によりマーカ同士が重なり合う場合も生じ、撮影されたマーカの形状や面積が変化することになる。定量計測を行うには、このような状態でもそれぞれのマーカの中心位置を正確に検出する必要がある。

本論文では、連続X線画像診断の基礎研究として、1枚のX線画像から、前処理としてマーカのみを抽出するアルゴリズムと、マーカ同士が重なった場合でも、それぞれの中心位置を検出する方法について提案する。この処理手順のあらまは図1に示す。本方法は、マーカを抽出し二値化した画像へ空間的な低域通過フィルタ⁸⁾をかけることにより生じる画像の空間的な歪みを利用して、マーカの中心位置を特定する方法である。マーカ抽出後の二値化画像において、マーカ同士が重なり合うような場合でも中心位置を検出できる方法^{9),10)}もあるが、低域通過フィルタを用いれば、エッジ抽出や細線化、円の分離といった複雑な処理手順を行わずに、一度の処理ですべての中心

位置が特定できる。この場合、中心位置検出に最も適した歪みを利用することになるが、その歪みを得るための低域通過フィルタの帯域幅を求める必要がある。このマーカ中心位置の検出に最も適した低域通過フィルタの帯域幅を、以後、最適帯域幅と呼ぶことにする。本論文では、最適帯域幅を理論的に導出し、実験結果との比較によりその正当性を示す。また、本方法によりマーカ同士が重なり合うような場合においても、それぞれのマーカの中心位置が精度よく検出できることを示す。さらに、医療への応用として連続X線画像中の1枚について本方法を適用しその有効性を述べる。

本文では、2章においてマーカの抽出方法を述べる。次いで、3章では空間的な低域通過フィルタを用いたマーカ中心位置の検出方法を述べ、4章では低域通過フィルタに用いる最適帯域幅と本方法を用いた中心位置検出精度の評価をする。5章は実際に臨床画像へ適用した結果を述べる。

2. マーカの抽出方法

2.1 処理対象 X 線画像

本論文では実験に使用するX線画像として、膝の構造が簡単にわかるように、側面から撮影された連続画像の中で膝の運動によりマーカ同士が重なり合う特殊な画像を選んだ。フィルムスキャナで切り出されたこの画像を図2に示す。枠で囲まれた部分は、マーカをすべて内側に含んだ256×256画像である。これは、マーカの中心位置検出に必要なない部分を取り除いて、効率的に処理するために再び切り出したも

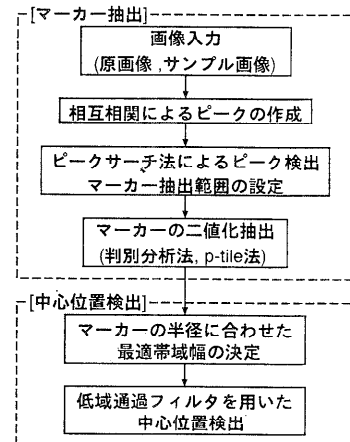


図1 処理手順の流れ

Fig. 1 Flow chart of this scheme.

ので、以後これが処理対象の原画像となる。

2.2 相互相関によるピークの作成

画像の中からマーカーのみを抽出する際には、マーカーのおおよその位置を知る必要がある。原画像において、それぞれのマーカーは内部の輝度値が等しいために、輝度値を高さ方向とした 3 次元で考えるとマーカーは平坦な面をもつ円柱になる。そのため、マーカー内は特徴的な部分がなく、どの位置をマーカーとして特定するのか決定する必要がある。そこで、原画像の中からすべてのマーカーの中で平均的な輝度値をもつものを一つ抜き出し、そのマーカーを中心とし、背景が輝度値 0 (黒色) の図 3 のような 256×256 画像を作る。この画像をサンプル A とする。サンプル A と原画像との相互相関⁹⁾をとることにより、マーカーの中心位置付近に輝度値のピークを出現させる。そのピークを検出することによりマーカーの位置を特定する方法を考える。

適用する 2 次元の相互相関の式 $y(n_1, n_2)$ は (1) 式のようなになる。

$$y(n_1, n_2) = \sum_{k_1=-\infty}^{\infty} \sum_{k_2=-\infty}^{\infty} h(n_1+k_1, n_2+k_2)u(k_1, k_2) \quad (1)$$

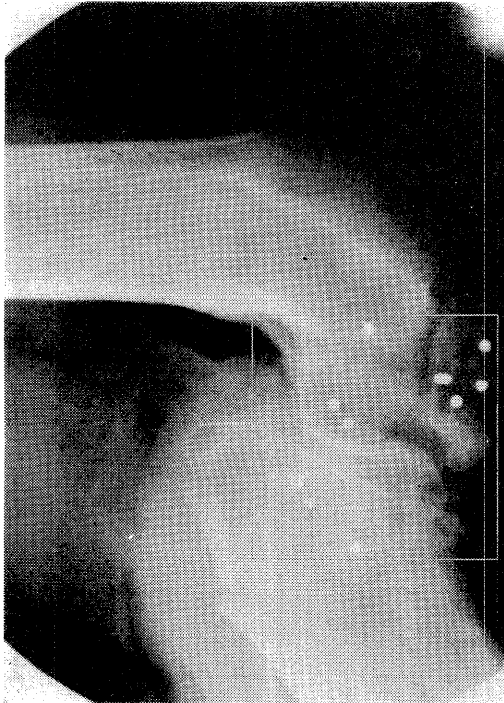


図 2 膝の X 線写真
Fig. 2 X-ray image of knee.

ここで、 (n_1, n_2) は相互相関後の画像の座標であり、本論文において h と u は、それぞれサンプル A と原画像の各座標での輝度値に対応する。また、信号 $y(n_1, n_2)$, $h(n_1, n_2)$, $u(n_1, n_2)$ のフーリエ変換をそれぞれ $Y(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$, $H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$, $U(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$ とすれば、(1) 式のフーリエ変換は (2) 式のような簡単な形で表される。

$$Y(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2}) = H(e^{-j\omega_1}, e^{-j\omega_2})U(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2}) \quad (2)$$

(2) 式を用いて原画像とサンプル A との相互相関を行うが、これらの画像は有限のサイズでその輝度値は周期性を持たないため、計算過程の直線状畳み込みにおいて aliasing (異名現象)¹⁰⁾ が生じる。この aliasing を避けて相互相関を計算するために、以下のような処理を行う。

- Step. 1 256×256 サイズの原画像とサンプル A を、それぞれ 512×512 画像の中心に置き、その他の部分を輝度値 0 にして黒くする。
- Step. 2 512×512 サイズになった原画像とサンプル A をフーリエ変換する。
- Step. 3 フーリエ変換された原画像とサンプル A を (2) 式より掛け合わせる。
- Step. 4 Step. 3 により得られた画像にフーリエ逆変換を行う。
- Step. 5 輝度値 0 の部分を取り除き 256×256 の画像に戻す。

こうして得られた画像が、原画像とサンプル A の相互相関の結果である。これを図 4 に示す。図 4 からマ-

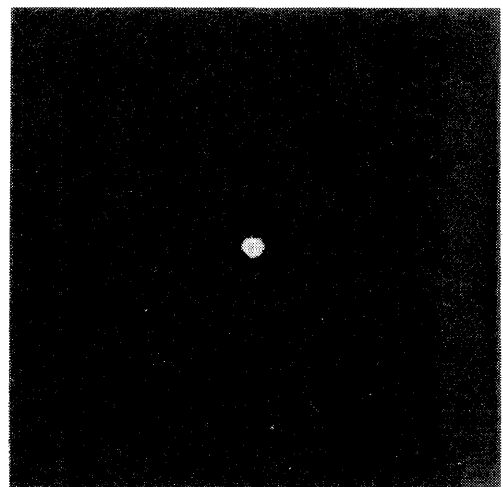


図 3 サンプル A の画像
Fig. 3 Image of the sample A.

カーの中心位置付近が特に白くなっており、輝度値が高くピークになっていることがわかる。しかし、マーカー同士が重なり合った部分はピークがつながっており、相互相関だけではマーカーの中心位置を正確に検出することはできないことが分かる。

2.3 二値化によるマーカーの抽出

相互相関により得られたマーカー中心位置付近のピークからマーカーの抽出範囲を限定し、その範囲内のマーカーと背景を二値化することにより画像からマーカーを抽出する方法について考える。

まずはじめに、相互相関により得られたピークの検出にはピークサーチ法¹¹⁾を用いた。これは、原画像を X 方向 256 本、 Y 方向 256 本の 1 次元の波形として考え、この波形に対して Tophat と傾きの閾値をもうけピークを検出する。そして、そのピークの位置が X 方向と Y 方向で一致するならば、そこを画像のピークとみなす方法である。このピークからマーカーの抽出範囲を限定するとき、半径約 6 ドットのマーカーが重なり合った状態でも対応できるように、ピーク位置を中心に上下左右 20 ドットの 40×40 内を抽出範囲として残し、他の部分の輝度値を 255 (白色) にする。その結果を図 5 に示す。図 5 の抽出範囲の中には、ピークサーチ法の誤検出による背景だけのものもみられるが、3 章で述べる条件を適用することにより除外できる。

次に各マーカーの輝度値の違いから生ずる中心位置の検出精度の劣化を防ぐため、マーカー抽出範囲内の

輝度値を 0 と 255 で二値化する。この抽出範囲内の二値化には、判別分析法¹²⁾と p-tile 法¹³⁾を併用する。判別分析法は、図 6 (a) に示すように、ほぼ精度良くマーカーのみを抽出するが、ピークサーチ法により誤って得られたマーカー以外の抽出範囲内を二値化する際に大きな誤差を生じることが多い。また、背景とマーカーの輝度値の差が少ないときも誤差の原因となる。これに対して、図 6 (b) に示すように p-tile 法は面積の比により二値化を行うので、背景とマーカーの輝度値の差にはよらないが、マーカーが重なった場合にマーカー部分と背景の面積比が変化し、適切な二値化をすることはできない。しかし、図 6 からわかるように二つの手法はそれぞれの欠点を補っており、併用することによって原画像からすべてのマーカーを抽出することができる。

3. 空間的低域通過フィルタによるマーカー中心位置の検出方法

2 章で述べた手法を用いることによりマーカーを抽出できる。次いで二値化の画像から、マーカーの中心位置を検出することになるが、その方法として、空間的な低域通過フィルタをかけることにより生じる歪みを利用する。

濃淡画像に空間的な低域通過フィルタをかけると、高い周波数成分がカットされるため輝度値の差の大きな境界がぼける。この歪みにより、境界から平行に輝度値の高低が生じ、画像には境界に沿った縞模様が現



図 4 原画像とサンプル A の相互相関の結果
Fig. 4 Output of cross-correlation between the original image and the sample A.

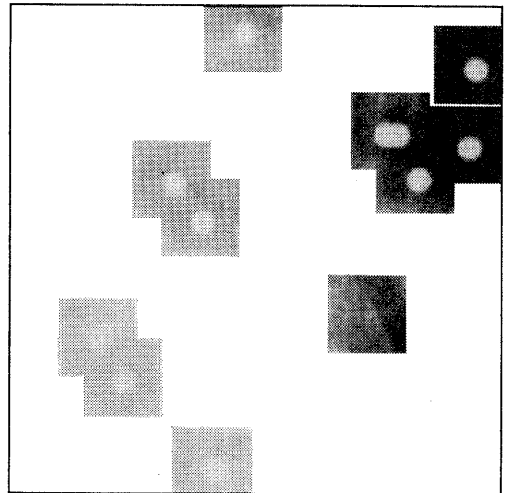


図 5 原画像からのマーカーの抽出
Fig. 5 Extraction of markers from the original image.

れる。これは、Gibbs 現象¹⁴⁾からも明らかである。この縞模様の太さや本数は、使用する低域通過フィルタの帯域幅により変化する。この性質を二値化したマーカーの画像に適用すると、マーカーと背景の輝度値の差が明確であるため、境界がぼけ、波を打つような歪みが生じる。例えば境界が円形であれば、その円の中に輝度値の高低による同心円が生じる。本研究で用いたマーカーは半径6ドット程度の円なので、利用する低域通過フィルタの帯域幅を変化させることにより中

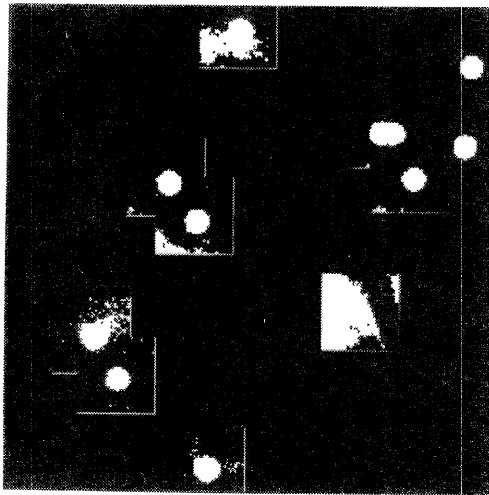
心付近に輝度値の低い点だけを出現させることができる。これにより、マーカー中心部が周りに比べて黒くなり、マーカー中心位置の特定が可能となる。この特徴は、2つのマーカーが重なり合う際にも適用できる。低域通過フィルタによる歪みは境界から平行で等間隔に生じるため、それぞれのマーカーの円周から歪みが生じ、マーカー同士が重なり合った場合でもそれぞれの中心付近に輝度値の低い点だけが現れる。この輝度値の低い点を得ることにより、重なり合った2つのマーカーの中心位置を特定することが可能となる。

本研究では、2.3 節で述べたように2つの二値化手法の短所を補うために、最終的なマーカー中心位置の決定には次のような条件を付けた。

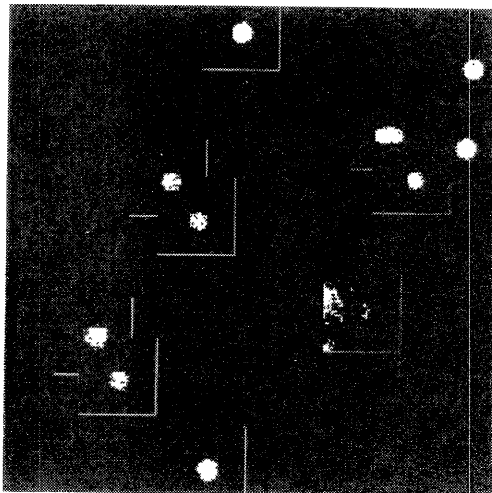
二値化されたマーカー候補において、

- I 判別分析法の適用による結果で、中心位置が1つか2つ見つければ、判別分析法の適用による結果を用いる。
- II 判別分析法の適用による結果で I 以外、かつ、p-tile 法の適用による結果で中心位置が1つ見つければ、p-tile 法の適用による結果を用いる。
- III I, II 以外なら、その結果はピークサーチ法の誤認識として除外する。

この条件を図6(a), (b)に適用した結果が図7である。図7からすべてのマーカーの中心位置に輝度の低い点が表示されており、背景部分と孤立していることが分かる。この背景部分の1画素において上下左右の隣り合う画素が、ある閾値以下の輝度値を持つならば、



(a) 判別分析法による二値化
(a) Output of discriminant analysis scheme.



(b) P-tile 法による二値化
(b) Output of P-tile scheme.

図6 原画像の二値化

Fig. 6 Output transformed the original image into the binary one.

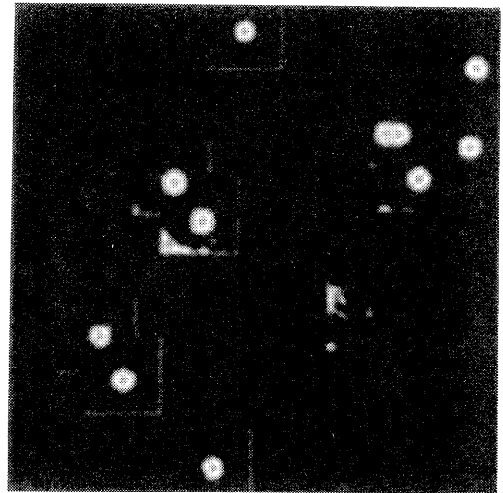


図7 二値化画像を低域通過フィルタで処理した結果
Fig. 7 Output of binary image treated with lowpass filter.

その画素に移動し最高輝度値の 255 (白色) に換え、さらにその画素から隣り合う画素に対して同様の処理を行っていく。本論文ではこれを Paint 処理と呼ぶことにする。この Paint 処理を施すことにより、背景部分はすべて白色になり、孤立しているマーカー中心位置の輝度だけが低い値を持つ。この処理を行った画像においてさらにある閾値以下の輝度だけを検出すれば、マーカーの中心位置が求まる。この中心位置検出における一連の閾値は、4章で述べる最適帯域幅の決定の際に求まる最高輝度値と中心位置の輝度値の差から決定することができる。

4. 最適帯域幅と検出精度の評価

4.1 最適帯域幅の評価

本方法では、マーカーを抽出した二値化画像に低域通過フィルタをかけたときマーカー内に同心円が生ずると中心位置の検出を行うことができない。そのため、同心円を作らずに中心位置付近に輝度値の低い点だけを出現させる低域通過フィルタの帯域幅を計算する必要がある。そこで、半径 r の円の最適帯域幅を理論的に導出する方法について述べ、さらにこの理論値の評価のために対象画像のマーカーの大きさに合わせた半径 6 ドットの円について、理論計算により求めた最適帯域幅と、実画像に帯域幅を変化させながら低域通過フィルタをかけ、その出力画像から経験的に求めた最適帯域幅を比較する。

4.1.1 最適帯域幅の理論値

半径 r の円における最適帯域幅の理論的な導出方法を以下に述べる。

空間的な低域通過フィルタは周波数平面において円対称な帯域制限であり、その周波数関数は以下のように表される。

$$H(\omega_1, \omega_2) = \begin{cases} 1 & \sqrt{\omega_1^2 + \omega_2^2} \leq \omega_c \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

(3) 式のフーリエ逆変換は、次式で与えられる。

$$h(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \iint_{\sqrt{\omega_1^2 + \omega_2^2} \leq \omega_c} \exp(j\omega_1 n_1 + j\omega_2 n_2) d\omega_1 d\omega_2 \quad (4)$$

ここで、次のような置換を行う。

$$\omega_1 = \omega \cos \phi, \quad \omega_2 = \omega \sin \phi, \quad n_2/n_1 = \tan \theta \quad (5)$$

(5) 式を用いて (4) 式を変形すると、フーリエ逆変換は次式のようになる。

$$h(n_1, n_2) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_0^{\omega_c} \int_{-\pi}^{\pi} \exp[j\omega \sqrt{n_1^2 + n_2^2} \cos(\theta - \phi)] \omega d\phi d\omega$$

$$\begin{aligned} &= \frac{1}{2\pi} \int_0^{\omega_c} \omega J_0(\omega \sqrt{n_1^2 + n_2^2}) d\omega \\ &= \frac{\omega_c J_1(\omega_c \sqrt{n_1^2 + n_2^2})}{2\pi \sqrt{n_1^2 + n_2^2}} \\ &|n_1|, |n_2| = 0, 1, 2, 3, \dots \end{aligned} \quad (6)$$

ここで、 $J_0(\cdot)$ と $J_1(\cdot)$ はそれぞれ 0 次と 1 次の第 1 種ベッセル関数である。

次に半径 r の円内に最高輝度値を持つ円柱を中心に置いたサイズ $N \times N$ の画像を $u(n_1, n_2)$ とすると、 $u(n_1, n_2)$ は空間領域において、

$$u(n_1, n_2) = \begin{cases} 255 & \sqrt{n_1^2 + n_2^2} \leq r \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

と表される。ただし、1 画素は 256 階調である。

この画像 $u(n_1, n_2)$ に低域通過フィルタ $h(n_1, n_2)$ をかけた出力を $y(n_1, n_2)$ とすると、それは (6) 式と (7) 式の畳み込みにより次のように求まる。

$$\begin{aligned} y(n_1, n_2) &= \sum_{\tau_1 = -N/2}^{N/2} \sum_{\tau_2 = -N/2}^{N/2} u(\tau_1, \tau_2) h(n_1 - \tau_1, n_2 - \tau_2) \\ &= 255 \cdot \sum_{\tau_1} \sum_{\tau_2} \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2} < r h(n_1 - \tau_1, n_2 - \tau_2) \\ &= \frac{255\omega_c}{2\pi} \cdot \sum_{\tau_1} \sum_{\tau_2} \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2} < r \\ &\quad \frac{J_1(\omega_c \sqrt{(n_1 - \tau_1)^2 + (n_2 - \tau_2)^2})}{\sqrt{(n_1 - \tau_1)^2 + (n_2 - \tau_2)^2}} \\ &= \frac{255\omega_c^2}{2\pi} \cdot \sum_{\tau_1} \sum_{\tau_2} \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2} < r \end{aligned}$$

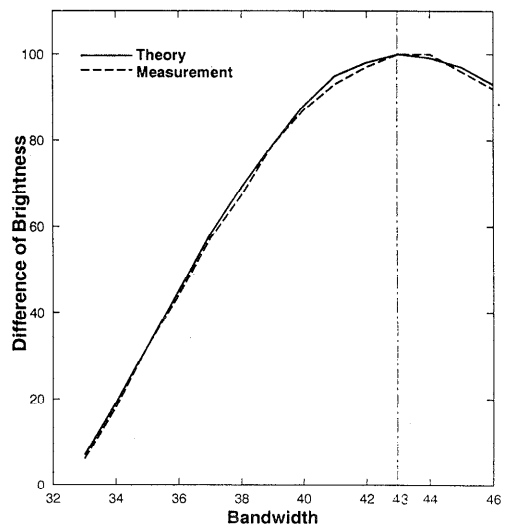


図 8 理論値と実測値の比較
Fig. 8 Comparison between theoretical bandwidth and experimental one.

$$\frac{J_1(\omega_c \sqrt{(n_1 - \tau_1)^2 + (n_2 - \tau_2)^2})}{\omega_c \sqrt{(n_1 - \tau_1)^2 + (n_2 - \tau_2)^2}} \quad (8)$$

ここで、 $y(n_1, n_2)$ が以下の条件を満足する場合に、円の中心位置は正確に定まると考える。

条件 1 円の中心位置の畳み込みの値が周りに比べて低い。

条件 2 円の半径方向にピークが 1 つだけ生じる。

条件 3 条件 1, 2 を満たす帯域幅のうち、中心位置の畳み込みの値と円内の最も高い畳み込みの値との差が最大である。

上記の条件を満たす低域通過フィルタの帯域幅が最適帯域幅となる。

円を中心においた画像に低域通過フィルタをかけたものは、原点を中心として円対称になるので、以上の条件は x 軸の正方向上で $y(n_1, n_2)$ を用いて次のように書き換えることができる。

条件 1' $y(0, 0) < y(1, 0)$

条件 2' $y(n, 0) > y(n-1, 0)$ かつ $y(n, 0) > y(n+1, 0)$
となる n が $0 < n < 6$ の間に 1 つだけ存在

条件 3' $y(n, 0) - y(0, 0) = MAX$

以上より最適帯域幅 ω_c は、(8)式から $y(n_1, n_2)$ を計算し、条件 1', 2' を満たす帯域幅 ω の変域を求め、その中で条件 3' を満たすものを選出することにより得られる。この条件 3' により得られた最適帯域幅で

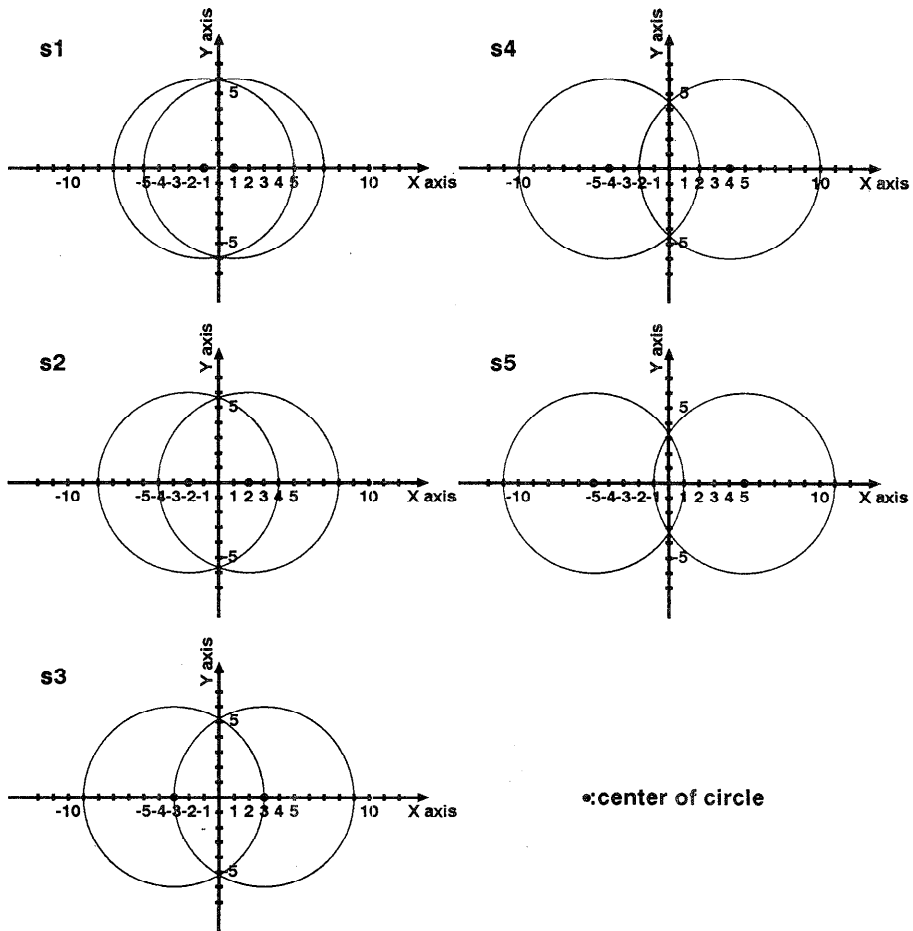


図 9 重なり合った円の概念図

s1: 中心位置 (1, 0) (-1, 0), s2: 中心位置 (2, 0) (-2, 0), s3: 中心位置 (3, 0) (-3, 0),
s4: 中心位置 (4, 0) (-4, 0), s5: 中心位置 (5, 0) (-5, 0)

Fig. 9 Schematic design of overlapped circles.

s1: center (1, 0) (-1, 0), s2: center (2, 0) (-2, 0), s3: center (3, 0) (-3, 0),
s4: center (4, 0) (-4, 0), s5: center (5, 0) (-5, 0)

の最高輝度値と中心輝度値との差を、3章で述べた中心位置を検出する際の Paint 処理等の閾値決定に用いるため、1画素の階調は実画像と同じ256階調にする。

4.1.2 最適帯域幅の理論値の評価

4.1.1項で述べた理論的な最適帯域幅の評価のために、半径6ドットの円に対する最適帯域幅を理論的に求めたものと実測により経験的に求めたものを比較する。評価に用いるサンプル画像として、半径6ドットの円を256×256画像の中心に置き、輝度値を円内では255とし背景では0としたサンプルBを考える。

まず、理論的な最適帯域幅を求める。サンプルBは $r=6$ 、 $N=256$ であるので、これを(7)式と(8)式に代入して $y(n_1, n_2)$ を計算する。この $y(n_1, n_2)$ を用いて条件1', 2'を満たす帯域幅の変域を求め、各帯域幅における円内の極大値から中心の値を引いたものを計算し、図8の実線に示した。この場合、図8から条件3'を満たす理論的な最適帯域幅は43となることが分かる。ここで図8において、横軸はドットで表している。256×256画像は128ドットがナイキスト周波数に対応しているため、横軸に表示した値に $\pi/128$ をかけたものが角周波数に対応する。

次に、実測から最適帯域幅を求める。実際にサンプルBの画像を作成し、これに帯域幅を変化させながら低域通過フィルタをかけ、3章で述べた処理を行う。ここで、実画像は1画素256階調のGray Levelで扱っているので、画像表示のために、得られた結果を256階調にする。これらの帯域幅を変化させた各画像の中から目視により円の中心位置付近の輝度値が周りに比べて低く、同心円が生じていない画像を選出し、円内の極大輝度値と中心位置の輝度値から両者の差を計算した。その結果が図8の点線である。図8から実測による最適帯域幅は43か44であることが分かる。

図8において、理論的な計算結果と実測による結果は共に1画素256階調なので同じスケールで比較することができる。その結果、

サンプルBに対する理論計算と実測結果はほぼ等しく、半径6ドットの円における最適帯域幅も43と一致した。以上から、半径 r の円に対する最適帯域幅は4.1.1項の理論計算によって求めることが分かる。図8における実線と点線のわずかな差異は、低域通過フィルタの適用に際して、理論値ではそのまま畳み込みを計算するのに対し、実測では3章で述べたようにフーリエ変換を用いて畳み込みを計算するための誤差であると考えられる。

4.2 重なり合ったマーカー中心位置の検出

孤立したマーカーの中心位置は本論文で提案した方法により、精度よく推定できることが判明したが、マーカーが互いに重なり合う場合にも、同様に中心位置の選定ができるかどうかを検討する必要がある。検出に用いる画像として、マーカーの大きさに合わせた半径6ドットの2つの円を図9のように256×256画像に配置し、重なり合った画像を5つ作成する。これらの画像は、それぞれの円の中心と原点までの距離から s_1, s_2, s_3, s_4, s_5 とし、3章で述べた方法を適用する。その結果が図10である。図10はX軸での断面であり、縦軸が輝度値、横軸がX座標を表す。その結果、 s_1 以外のすべての画像において円の中心位置に極小値が存在しており、中心位置を正確に検出で

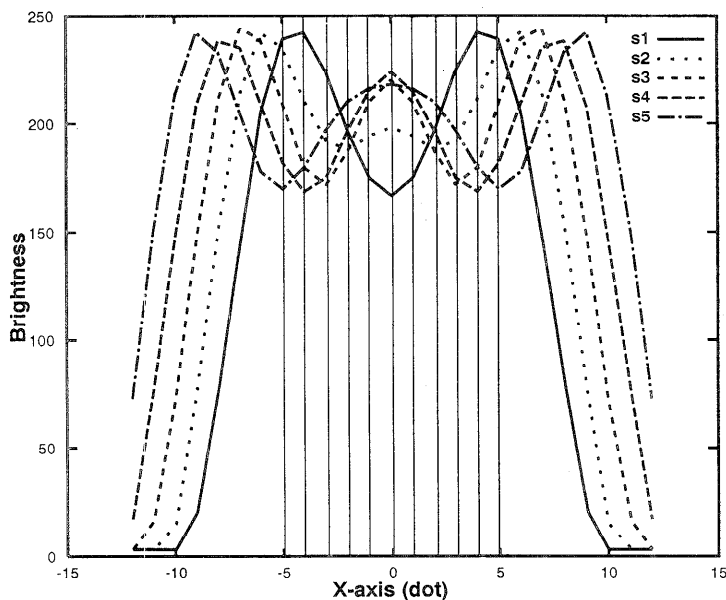


図10 理論的な最適帯域幅による重なり合ったマーカー中心位置の検出精度評価

Fig. 10 Estimation to detect the centers of overlapped markers by theoretical optimum bandwidth.

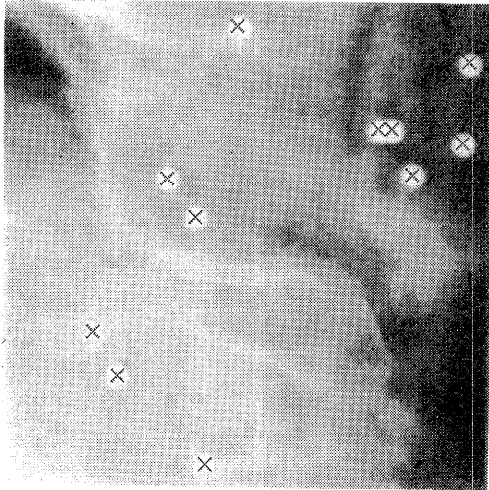


図 11 検出した中心位置
Fig. 11 Detected centers.

ることがわかる。s1 だけは中心位置が1ドットずれているが、これは誤差の範囲と考えられる。以上から、本方法では孤立したマーカーに用いた最適帯域幅が重なり合った場合にも適用できることが明らかになった。

5. 臨床画像への適用性

2章と3章で述べた方法を実際の臨床画像へ適用して得られた中心位置の検出の最終結果を図11に示す。図11において中心位置は×印で示している。この結果の医療への応用については、共著者である整形外科医の杉田が診断に十分使える精度であると判断している。

一方、膝の定量診断のためのX線撮影では、大腿骨を固定して膝を屈曲や伸展するため、マーカーの大きさが連続画像中で変化することはないが、骨の動作メカニズムの解析などのために歩行や走行、着地などの状態を撮影する場合は、撮影装置と膝の距離により連続画像中でマーカーの大きさは変化することが予想される。しかし、個々の画像においては撮影装置とそれぞれのマーカーの距離にほとんど差がなく大きさは一定とみなせるため、1枚ごとに最適帯域幅を理論計算から決定すれば、連続画像中でマーカーの大きさが変化しても本手法をそのまま適用することができる。

6. おわりに

本論文では、連続X線画像を用いた定量的な診断方法を確立するための基礎研究として、定量計測の基準

となるマーカーの中心位置を1枚の画像中から検出する方法を提案した。本方法は、画像中から一度の処理ですべてのマーカーの中心位置を検出できるだけでなく、重なり合った場合でもそれぞれの中心位置を検出することができる特徴を有する。

本方法では、二値化したマーカーを正確に抽出できれば、中心位置の検出精度はかなり向上するので、今後はマーカーの正確な抽出方法について引き続き検討を進めていく予定である。

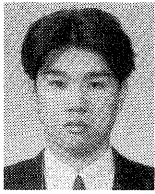
謝辞 本研究を進めるにあたって、東北大学工学部川又政征助教授に空間的な低域通過フィルタによる歪みについて御享受賜ったことをここに記して謝意を表す。

参考文献

- 1) 大澤 忠：新臨床X線診断学，医学書院（1984）。
- 2) 木村 隆，工藤純一，杉田健彦，根元義章：医用X線画像のマーカー位置の認識，電気関係学会東北支部連合大会，2D-20（1993）。
- 3) 木村 隆，工藤純一，杉田健彦，根元義章：医用X線画像におけるマーカーの中心位置検出，第47回情報処理学会全国大会論文集，5L-4（1993）。
- 4) 松本文夫，辻 三郎：直線とだ円検出の一方方法，電子通信学会論文誌，Vol. J60-D，No. 6，pp. 477-478（1977）。
- 5) 清水明宏，長谷雅彦：指紋画像の中心位置検出方法，電子通信学会論文誌，Vol. J67-D，No. 3，pp. 383-384（1984）。
- 6) 渡辺孝志，高橋 渉：最小2乗法による重なり合うだ円状パターンの分離計測，電子情報通信学会論文誌，Vol. J70-D，No. 6，pp. 1173-1180（1987）。
- 7) 羅 三定，安田孝美，鳥脇純一郎：濃淡画像中の円弧状輪郭線の検出の一手法とその応用，電子情報通信学会技術研究報告，IE88-47，pp. 79-86（1988）。
- 8) 桶口龍雄：デジタル信号処理の基礎，pp. 14-18，昭晃堂（1986）。
- 9) 城戸健一：デジタル信号処理入門，pp. 49-56，丸善（1985）。
- 10) Oppenheim, A. V., Schaffer, R. W. (著)，伊達玄（訳）：デジタル信号処理（上），pp. 28-32，コロナ社（1978）。
- 11) Meerwall, E. Von. and Gawlik, M. D. : Automatic Peak Analysis on Minicomputers, *Comput. Physics Comm.*, Vol. 5, pp. 309-313（1973）。
- 12) 大津展之：判別および最小2乗基準に基づく自動しきい値選定法，電子通信学会論文誌，Vol. J63-D，No. 4，pp. 349-356（1980）。
- 13) 村田秀行：コンピュータ画像処理入門，p. 67，総研出版（1984）。
- 14) 篠崎寿夫，富山薫順，若林敏雄：応用フーリエ解析，pp. 23-26，現代工学社（1982）。

（平成6年3月29日受付）

（平成6年10月13日採録）

**木村 隆 (正会員)**

平成 5 年東北大学工学部電気卒業。現在、同大学院情報科学研究科情報基礎科学専攻修士課程在学中。医用画像を用いた画像の認識、処理および解析の研究に従事。

**工藤 純一 (正会員)**

昭和 55 年秋田大学鉱山学部卒業。昭和 62 年東北大学大学院博士課程修了。工学博士。東北大学選鉱製錬研究所助手、平成 3 年同大大型計算機センター助手。主として多次元画像処理の研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会, 画像電子学会各会員。

**杉田 健彦**

昭和 54 年東北大学医学部卒業。昭和 60 年同大学医学部整形外科助手。平成 4 年同講師。医学博士。膝関節に関する研究に従事。日本整形外科学会会員。

**根元 義章 (正会員)**

昭和 43 年東北大学工学部通信工学科卒業。昭和 48 年同大学院博士課程修了。工学博士。同年同大助手。昭和 59 年同大電気通信研究所助教授。平成 3 年同大大型計算機センター教授。マイクロ波伝送路回路、衛星利用ネットワーク、情報伝送システム、画像処理などの研究に従事。昭和 56 年 IEEE・MTT・MicroWave Prize 受賞。IEEE, 電子情報通信学会各会員。