

医用 X 線画像におけるマーカーの中心位置検出

7F-8

木村 隆[†] 工藤純一[‡] 杉田健彦^{††} 根元義章[‡]([†]東北大学大学院情報科学研究科, [‡]東北大学大型計算機センター, ^{††}東北大学医学部整形外科)

1 はじめに

医療診断において不可欠な X 線画像は、連続的に撮影できる装置の開発により、動画として記録されるようになった。この装置を用いれば、従来のような数枚の X 線写真では分からなかった、診断対象物の運動に伴った変化の過程が明確になり、骨同士の間の距離や角度を定量的に計測することが可能となった。本研究では、この装置により膝の屈曲と伸展を撮影した連続 X 線画像を用いて、大腿骨や脛骨の曲げ角度と回旋角度を計測し、定量的な新しい診断方法の開発と運動による骨同士の間のメカニズムの解析を目指している。

今回用いた膝の X 線画像には、計測の基準として十数個の円形マーカーが含まれている。筆者等は、この円形マーカーの中心位置を基準点とし、X 線画像の中から検出する方法を提案してきた¹⁾。これは、まず前処理として X 線画像の中からマーカーだけを抽出して背景との二値化を行い、次にこの画像に低域通過フィルタを施し、生じた歪みを用いて中心位置を検出する方法である。この方法では、前処理におけるマーカーの抽出が、中心位置の検出精度に影響するため、マーカーを正確に抽出し二値化する必要がある。また、連続画像は処理枚数が多いために、誤抽出をなくし処理を簡易化することが求められる。そこで本報告では、誤抽出をなくしマ-

ーカーを正確に抽出するために、誤抽出の原因である背景を除去する方法について提案する。

2 背景除去の原理

2.1 マーカー抽出の問題点

X 線画像において輝度値を高さ方向とした 3 次元で考えた場合、従来法では、空間的な相互相関を施すことにより生じるマーカー部分の山状陰影のピークをピークサーチ法²⁾を用いて検出し、そのピーク的位置からマーカーを抽出していた。しかし、ピークサーチ法は背景に含まれる斜め方向の線状陰影に対する誤抽出が多く、また適用に際して用いられる二つの閾値が、連続画像中の個々の画像で異なる場合が生じるため、山状陰影の抽出方法を改善する必要があった。X 線画像中から山状の陰影を抽出する方法としては、アイリスフィルタ³⁾や N-Quoit フィルタ⁴⁾などが提案されているが、対象物を正確に抽出できる反面、背景部分を誤抽出する場合もあり、そのまま連続画像に適用することはできない。そのため、誤抽出の原因である背景部分を除去する必要性が生じた。

2.2 空間的な相互相関法の応用

2.2.1 First Tophat Filter の適用

従来、空間的な相互相関にはマーカーと同じ大きさの円柱を中心に置き、背景の輝度値を 0(黒色)にした画像を用いていた。しかし今回は、ピークサーチ法の Tophat の原理を 3 次元に拡張した図 1 に示す、新しい Tophat フィルタを適用した。これを FTF(First Tophat Filter)と呼ぶ。この FTF はマーカーと同じ大きさを持つ円柱の外側に負の値を持つ同心円があり、円柱内の正の体積と同心円内の負の体積は等しい。そのため、FTF を相互相関

The center detecting scheme of the marker in the medical X-ray images

[†]Takashi KIMURA, [‡]Jun-ichi KUDOH, ^{††}Takehiko SUGITA and [‡]Yoshiaki NEMOTO

[†]Graduate School of Information Sciences, Tohoku University, [‡]Computer Center, Tohoku University, ^{††}Department of Orthopaedic Surgery Tohoku University School of Medicine.

に適用すれば、マーカー部分は従来と同じように強調され山状陰影となるが、ほぼ平坦な部分では正負の体積が相殺し除去される。しかし、大きな輝度の差が続く崖のような部分では、その崖に沿ってマーカーの直径と同じ幅を持つ線状の陰影が残ってしまい、完全に背景を除去することができない問題点がある。

2.2.2 Second Tophat Filter の適用

FTF の欠点を取り除くため、このような線状陰影に対応した別の Tophat フィルタを作成し、これを STF(Second Tophat Filter)としてさらに適用する。STF の形状は FTF と同じであるが、図 2 のように同心円内の斜線で示す部分の負の体積と中心円内の正の体積が等しくなるように負の値を決定するため、FTF に比べて負の体積が大きくなっている。ここで、斜線部の形状であるが、X 線画像中の線状陰影は曲線である場合が多く、また鋭角に曲がるものはほとんどないため、鋭角を除いて最も負の値の大きくなる直角を選んだ。FTF に続けて STF を適用することにより、背景部分に残った線状陰影やその他の雑像もすべて除去することが可能となった。

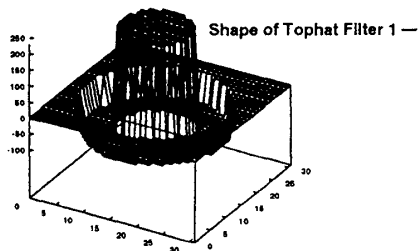


図 1: First Tophat Filter の形状

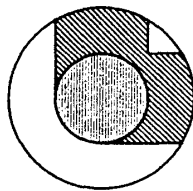


図 2: Second Tophat Filter の原理

3. 実験結果

本手法を適用した原画像を図 3 に示す。図中の白い円がマーカーである。この原画像から全画素の平均輝度値を差し引き 256 階調にしたものに、FTF

を施したものが図 4 である。この図 4 の 3 次元表示を図 5(a) に示す。この図から、FTF だけでは背景が完全に除去できないことが分かる。そこで、図 4 に STF を施した結果が図 5(b) であり、すべての背景を除去することが可能となった。

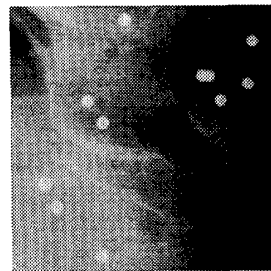


図 3: 原画像

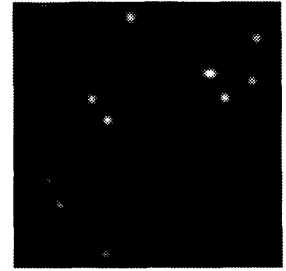
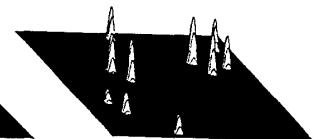


図 4: FTF の適用結果



(a)FTF の適用結果



(b)STF の適用結果

図 5: 輝度を高さとした 3 次元表示

4. まとめ

本報告では、濃淡画像から円形マーカーだけを正確に抽出するために、誤抽出の原因となっていた背景画像を、ピークサーチ法の原理を 3 次元に拡張して相互相関に応用した、二つの Tophat フィルタを適用することにより完全に除去するアルゴリズムを提案した。

参考文献

- 1) 木村, 工藤, 杉田, 根元:“医用 X 線画像におけるマーカーの中心位置検出,” 情報学’93 秋全,5L-4
- 2) E.Von Meerwall,M.D.Gawlik:“Automatic Peak Analysis on Minicomputers,”Compute.Phys.Comm.5,pp.309-313,(1973)
- 3) 松本, 金, 小畑:“D R 画像における腫瘍影検出—アイリスフィルター—,” 信学論,Vol.J75-D-II,No.3, pp.663-670,(1992)
- 4) T.Wilson, 磯辺, 山本, 鳥脇,“孤立性陰影抽出用 N-Quoit フィルタの性質,” 情報学’93 秋全,5L-7