速報

胸部経時差分技術における肋骨偽画像の除去処理法の検討

加野亜紀子・藤田広志¹⁾論文受付
1999年11月1日論文受理
2000年1月6日

Code No. 532

コニカ株式会社メディカル&グラフィックカンパニーMIシステムグループ
1)岐阜大学工学部応用情報学科

緒言

異なる時期に撮影された同一患者の胸部X線画像間の差分画像を作成することにより、経時変化を強調する経時差分処理は、胸部診断支援技術の一つとして知られている。筆者らは、自動重ね合わせ処理を用いた経時差分処理およびその評価に関する研究を行ってきた^{1,2)}。経時差分画像の提示は、医師の読影精度を向上させる可能性があることが報告されている^{3,4)}。これは、差分画像においては、正常構造が消去されたほぼ一様な背景の上に、病変陰影が周囲との信号差を持つパターンとして描出されるためであると考えられる。

2回の胸部X線撮影間の撮影体位の差異は、差分画像における正常構造の完全な消去を困難にし、正常構造の位置ずれによる偽画像を生じさせる。この偽画像の中で高コントラストを有するのは肋骨等の骨に由来する陰影であるが、たとえば体の前後方向の傾きによる肋骨エッジ変位に起因する偽画像(以下、肋骨偽画像)は、医師による診断能の向上に悪影響を及ぼさないことが報告されている⁵⁾。

本研究では、差分画像上に現れる経時変化陰影を、背景との信号差を利用して抽出した後に、偽陽性の要因となる肋骨偽画像を判別して、候補陰影から除外す

る処理を検討したので報告する。

1. 方法

1-1 経時差分画像の作成

マトリクスサイズ1,024×1,024、階調数12bitのデジタルX線画像を使用し、同一患者の2枚の時系列的な胸部画像に対して、すでに報告済みの非線形画像変形に基づく自動重ね合わせ処理^{1,2)}を適用することにより胸部構造の位置合わせを行った後に、過去画像の画素値から新しい画像の画素値を減算する。

1-2 経時変化陰影の自動抽出

1-2-1 候補陰影の抽出

得られた経時差分画像に閾値処理を施し、背景に比べて高信号値のパターンを抽出する。閾値としては、画像を128×128の矩形部分領域に分割し、部分領域ごとに[部分領域内の平均信号値+一定値]の値を用いる。抽出された領域に対しラベリング処理を行う。次に、本研究の検出対象とする病変のうち最小のものを直径5mm前後の結節性陰影と想定し、面積が実物大換算で3mm²(直径約2mmの円に相当)以下である微小領域を病変と関係のない陰影とみなして削除する。

Automated Elimination of Rib Edge Artifacts in Chest Temporal Subtraction Technique

AKIKO KANO and HIROSHI FUJITA¹⁾

MI System Department, Medical & Graphic Company, Konica Corporation

1)Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Received Nov. 1, 1999; Revision accepted Jan. 6, 2000; Code No. 532

Key words: Digital image subtraction, Interval change, Misregistration artifact, Chest radiograph, Computer-aided diagnosis

別刷資料請求先: 〒191-8511 東京都日野市さくら町1

コニカ株式会社 メディカル&グラフィックカンパニーMIシステムグループ 加野亜紀子 宛

Fig. 1 Illustration of a rib edge misregistration artifact.
(a) Model for a rib edge misregistration artifact and its image profile.
(b) Definition of gradation vectors for calculation of the "ridge filter."

1-2-2 肋骨偽画像の認識

Sobelオペレータを用いて信号値勾配を計算する。ここで、Sobelオペレータのマスクサイズとしては、肋骨偽画像エッジを最も効果的に強調するよう実験的に定めた値である11画素を用いた。Fig.1aの肋骨偽画像モデルを想定し、 r 部分を強調する目的で新規に考案したridge filterを適用する。注目画素 $O(x, y)$ に対する θ 方向($-\pi/4 \leq \theta \leq \pi/4$)のridge filter出力値 $R_{x,y}(\theta)$ を次式で定義する。

$$R_{x,y}(\theta) = \max_{d \leq u \leq D} \overrightarrow{GU}_{x,y}(\theta, u) + \max_{d \leq l \leq D} \overrightarrow{GL}_{x,y}(\theta, l) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $\overrightarrow{GU}_{x,y}(\theta, u)$ および $\overrightarrow{GL}_{x,y}(\theta, l)$ は、おののおのFig.1bに図示する点 U および L から O に向かう信号値勾配ベクトルの大きさを表す。

肋骨偽画像は、肋骨の上下エッジに沿って高信号と低信号の二つの陰影がペアを構成する。また肋骨の幅は一枚の胸部画像の中ではほぼ一定である。そこで、注目画素と、 y 方向に w (w は整数)だけ離れた画素 $(x, y+w)$ とのridge filter出力の差分 $B_{x,y}(w)$ を定義し、画像 I 内の $B_{x,y}(w)$ の総和を $S(w)$ と表す。

$$S(w) = \sum_{(x,y) \in I} B_{x,y}(w) \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$B_{x,y}(w) = \max_{-\frac{\pi}{4} \leq \theta \leq \frac{\pi}{4}} \{R_{x,y}(\theta) - R_{x,y+w}(\theta)\} \quad \dots\dots\dots (3)$$

$S(w)$ が極大値を示す場合の w の値 w_m は肋骨の幅にほぼ等しいとみなされる。 $w=w_m$ のときの $B_{x,y}(w_m)$ を、肋骨偽画像を判別するための指標としbone edge factorと呼ぶ。

1-2-3 経時変化陰影の決定

1-2-1で抽出された候補陰影のおののおのについてbone edge factorの平均値を計算する。平均値が所定の閾値以上である陰影を削除し、残った陰影を経時変化陰影とみなす。

2. 結果

まず、シミュレーション画像を用いて本手法の基本動作を検証した。Fig.2aおよびFig.2bの(1)は、肋骨エッジ変位量が互いに異なる2種類の経時差分画像を模した画像で、Aは円形の病変に由来する経時変化陰影、BおよびCは肋骨偽画像、Dはステップ状の信号変化に由来する経時変化陰影(胸水の水位など)をモデル化したものである。Fig.2aおよびFig.2bの(2)は閾値処理により得られた4個の候補陰影を示す。(3)はridge filter出力、(4)は(3)に基づいて計算されたbone edge factorを示す。候補陰影1~4のうち、2および3はbone edge factorの平均値が大きいために削除され、(5)に示すように1および4が経時変化陰影として抽出された。

Fig.3に、胸部経時差分画像の処理例の一部分を示す。病変にかかわる変化を含む2個の経時変化陰影(新たに発生した結節性陰影1および肋軟骨の化骨の進行2)が抽出され、1個の肋骨偽画像3が削除された。病理的経時変化を有する胸部画像10症例の経時差分画像から切り出した部分画像(256×256)10画像に対して本手法を適用した。偽陰性の総数が0となるように閾値(全画像に共通の値)を設定して処理した結果、最終的に抽出された経時変化陰影38個の内訳は、病変由来の経時変化15、正常な生理的变化による経時変化10、肋骨偽画像1、肺門影偽画像7、肩甲骨偽画像5であった。候補陰影から削除された肋骨偽画像は29個であった。

Fig. 2 Processing results for simulated subtraction images.

(a) Example of a simulated subtraction image.

(b) Another example of a simulated subtraction image with a different amount of misregistration of ribs.

(1) Subtraction image. (2) Result of thresholding. (3) Output of ridge filter. (4) Calculated bone-edge factors. (5) Final extracted patterns.

Fig. 3 Example of detection of interval change patterns.

(a) Part of a chest x-ray image.

(b) The corresponding part of a chest x-ray image of the same patient, acquired one year later.

(c) Temporal subtraction image between (a) and (b).

(d) Processing result of the proposed method.

Two black regions (1 and 2) and a white region (3) indicate the final extracted patterns and the pattern eliminated as a rib-edge artifact, respectively.

3. 考 察

シミュレーション画像により、肋骨エッジ変位量の大小に関わらず偽画像を削除できること、線状陰影であってもFig.2a(1)Dのようにペアを構成しない単独陰影は削除されないことが検証された。実際の胸部画像の処理結果から導かれる今後の課題として、肺門影など肋骨以外の正常構造に起因する偽画像を除く手法の開発、および病変と偽画像が重なる場合の処理手法の検討などが挙げられる。今後、多数の有所見症例の処理により処理パラメータの最適化を行い、有効性を評価するとともに、差分画像の画質と処理結果との関連について調査するなど、さらなる検討が必要であると考える。

4. 結 語

経時差分画像上に現れる陰影から肋骨偽画像を除去する目的に対して、新たに定義したridge filterおよびbone edge factorを用いた手法を提案し、予備的検討において有用な結果を得ることができた。本手法に、目的に応じた後処理を組み合わせることにより、病変陰影の自動検出処理への発展性が期待される。

謝 辞

画像を提供していただいた愛媛大学医学部の池添潤平教授、川上壽昭技師長はじめ諸先生方に感謝いたします。

参考文献

- 1) Kano A, Doi K, MacMahon H, et al.: Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change. *Med Phys*, 21(3), 453-461, (1994).
- 2) 加野亜紀子, 池添潤平, 安原美文, 他: 胸部集団検診X線画像を対象とした経時差分処理における新しい自動重ね合わせ法. 信学論次世代医用画像技術論文特集号, 掲載予定.
- 3) Difazio MC, MacMahon H, Xu XW, et al.: Digital chest radiography: Effect of temporal subtraction images on detection accuracy. *Radiology*, 202(2), 447-452, (1997).
- 4) 中村克巳, 魚住富淑弥, 高橋広行, 他: 胸部写真における経時的差分画像法の臨床的有用性. *INNERVISION*, 14(10), 47-50, (1999).
- 5) 真田 茂: 時系列胸部X線画像の差分処理画像を用いるコンピュータ支援診断法の開発. *日本医放会誌*, 58(14), 824-830, (1998).

図表の説明

Fig. 1 肋骨エッジ変位に起因する偽画像.

- (a) 肋骨偽画像モデル, およびその画像プロファイル.
- (b) ridge filterの計算に用いられる勾配ベクトルの定義.

Fig. 2 シミュレーション画像の処理結果.

- (a) 経時差分画像を模したシミュレーション画像の例.
- (b) 肋骨エッジ変位量の異なるシミュレーション画像の例.
- (1) 経時差分画像. (2) 閾値処理の結果. (3) ridge filter出力. (4) bone edge factorの計算結果. (5) 最終的に抽出された経時変化陰影.

Fig. 3 経時変化陰影の検出例.

- (a) 胸部X線画像の一部分.
- (b) 一年後に撮影された同一患者の胸部X線画像の(a)に対応する部分.
- (c) (a)と(b)を用いて得られた経時差分画像.
- (d) 提案手法を用いた処理結果. 黒色で示した領域(1, 2)および白色で示した領域(3)は, おのおの最終的に抽出された陰影および除去された肋骨偽画像を表す.