原著

肺紋理を対象とした画像位置合わせ法 －胸部X線画像の時間的差分法－

真田 茂・佐藤浩史・小林 健¹⁾・松井武司²⁾・高島 力¹⁾論文受付
1999年11月4日論文受理
2000年1月8日Code No. 532
254

金沢大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

1)金沢大学医学部放射線医学教室

2)金沢大学医学部附属病院放射線部

はじめに

過去と現在の胸部正面X線画像対を対象として時間的差分法を行い、画像中の病的変化を明瞭に描画したその差分画像を参照することによって、医師の画像診断の正確度が向上することが明らかとなっている^{1,2)}。

しかし、過去と現在でのX線撮影時の吸気量、撮影体位、X線入射角度などの違いは、差分処理過程において2画像の完全な位置合わせを困難にする。その結果、正常構造陰影を消去することを難しくする。その対処法として2画像の一方を画像ワーピング技術によって変形させて、位置合わせを行う方法が報告されている^{3,4)}。

著者らは、胸郭の最も背面に位置する後部肋骨陰影を位置合わせの対象から選択的に除外した後、局所的な位置合わせを行うことを試みた⁵⁾。その結果、撮影体位の違いなどにより肺内構造物の投影位置が異なる場合においても、その正常構造陰影の差分消去を良好に行うことができた。すなわち、肺実質内を走行する肺血管陰影(肺紋理)を対象として局所の位置合わせを行うことによって、比較的微細な肺内病変の強調描画を可能にした。しかし、胸部X線画像中で比較的小さな濃度勾配を持つ肺紋理を肋骨陰影から弁別して抽出することは容易ではない。

前回の著者らの報告では、肺野内エッジ成分の角度

Automated Image Registration by Matching of Lung Markings on Temporally Sequential Chest Radiographs for Temporal Subtraction Technique

SHIGERU SANADA, HIROSHI SATOU, TAKESHI KOBAYASHI,¹⁾ TAKESHI MATSUI,²⁾ and TSUTOMU TAKASHIMA¹⁾

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Kanazawa University

1)Department of Radiology, Kanazawa University School of Medicine

2)Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

Received Nov. 4, 1999; Revision accepted Jan. 8, 2000; Code Nos. 532, 254

Summary

We examined a method using the image registration of previous and current chest radiographs for the temporal subtraction technique. Lung markings that traversed the lung substance were assigned as landmarks for image registration. The first derivative filter was employed to emphasize lung markings. To remove costal shadows that were emphasized simultaneously, edge gradients and connectivity in the horizontal direction were analyzed. Previous and current images in which the costal shadows had been deleted and only the lung marking shadows were emphasized were matched by a sequential similarity detection algorithm. The temporal subtraction images, from which a more normal structure was suppressed by this new registration technique, and the morbid temporal changes in 4 of 13 cases(31%) were better enhanced than with the previous method.

Key words: Computer-aided diagnosis, Temporal subtraction, Image processing, Chest radiography

別刷資料請求先：〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80
金沢大学医学部保健学科 真田 茂 宛

を限定した上で濃度勾配の大きさなどを根拠に肺紋理を肋骨陰影から弁別した(以下, 前法)⁵⁾。本研究では, 肺野内全てのエッジ成分の濃度勾配と体軸の水平方向(胸部X線画像の横方向)へのエッジ連結成分を分析して, 肺紋理だけを選択的に抽出することを試みた。その結果, 簡便にしかも前法よりも大部分の肺紋理が弁別抽出され, それによって差分処理の結果も改善されることが明らかとなったので報告する。

1. 方法

1-1 対象

金沢大学医学部附属病院において, 1997年2月から1998年3月の期間に, 1日から1年の間隔で撮影された13症例(男性8例, 女性5例, 年齢17~71歳)の26画像を対象とした。12症例は撮影時点が前の画像(過去画像)と比較して後の画像(現在画像)に, 結節状陰影, 囊胞陰影, 索状陰影, 線状陰影, 浸潤陰影, 心肥大などが新たに発生したか, 時間的に変化したものであり, 他の1症例は変化していない。Table 1に症例を示すが, これらは前法での使用症例の一部である^{2, 5)}。

1-2 使用機器

すべてのX線画像はFCR7000コンピュータドラジオグラフィシステム(富士メディカルシステム株式会社製, 東京)およびST-Vタイプのイメージングプレートを用い, X線管電圧110kVで撮像された。画像データは, FCRシステム固有の胸部正面X線撮影を対象とした自動読取り感度と自動読取り線量域の設定によって取得された。階調処理および空間周波数処理を施す前の画像データをPC station333パーソナルコンピュータ(Sotec社製, 東京)に転送し, 解析および差分処理を行った。

1-3 差分処理アルゴリズム

原画像データはマトリクスサイズが1,760×1,760, 階調が1,024である。Fig.1に示すようなコンピュータアルゴリズムによって, 現在画像から過去画像を自動的に差分した。前法⁵⁾と同様な部分の詳細は省略するが, まず, 肺野を自動的に特定し, 吸気量の違いを補正した。

過去画像と現在画像とを位置合わせする際に, 各画像における肺紋理を明瞭にするために原画像に一次微分フィルタを施した。その処理で同時に強調される肋骨陰影を消去するために, エッジの濃度勾配の大きさおよび水平方向への連続性を根拠として閾値処理を行った。すなわち, 肺紋理エッジに比べて肋骨陰影のエッジの濃度勾配は大きく, しかもあまり途切れることなくエッジが水平方向へ伸びることを基にして閾値処

理を行った。こうして得た肺紋理強調画像を用いて, 過去および現在画像の胸部全体の位置合わせと局所の位置合わせを行った。すなわち, 原画像(1,760×1,760)の1/8サイズ画像(220×220)で全体の位置合わせを行い, 順次, 1/4(440×440), 1/2(880×880), 1/1(1,760×1,760)と大きなマトリクスサイズの画像を対象として局所の位置合わせを行った。過去画像と現在画像の位置合わせは残差逐次検定法(SSDA法: se-

Table 1 Cases used in this study.

Patient	Age (y)	Sex	Interval	Radiographic findings with temporal change
1	27	M	18 d	cyst, linear shadow, infiltrate
2	69	M	11 d	no active disease
3	54	F	1 d	infiltrate
4	71	M	27 d	mass
5	70	F	3 m	mass, infiltrate, fissure thickening, hilar enlargement
6	39	F	11 d	infiltrate
7	53	M	2 d	infiltrate
8	71	M	3.5 m	infiltrate
9	45	F	11 d	nodule, cardiomegaly
10	43	M	10 d	infiltrate, cardiomegaly
11	31	F	28 d	infiltrate, pleural effusion
12	17	M	1 y	infiltrate
13	19	M	13 d	infiltrate

Fig. 1 Overall scheme for improved image registration and the temporal subtraction technique.

Fig. 2 (a)-(c): Lung markings and enhanced images for the same patient using the previous method (a) and the modified method (b, c). (b): Case classified as "Lung markings depicted more than 90%, and costal shadows eliminated more than 95%". (c): case classified as "Lung marking depicted 70-90%, and costal shadows eliminated more than 95%."

a | b | c

Fig. 3 Subjective evaluation of depiction of lung markings and elimination of costal shadows in enhanced images. The portion of the depicted lung markings is (La) $\geq 90\%$, (Lb) 70-90%, (Lc) $< 70\%$ of the whole lung area. The portion of eliminated costal shadow is (ra) $\geq 99\%$, (rb) 95-99%, (rc) 90-95% of the whole costal shadow.

quential similarity detection algorithm)を用いた⁵⁾.

1-4 閾値パラメータと肺紋理描出および肋骨陰影消去の関係

肋骨陰影消去のための、肺内エッジ成分の濃度勾配の大きさおよび水平方向への連続性の閾値と、その閾値処理によって描出されるかまたは消去されるエッジ成分との関係を分析した。まず、予備実験によって肺内エッジ成分を強調した一次微分画像を対象に、面積比で肺紋理が70%以上描出され肋骨陰影が90%以上消去される閾値範囲を求め、その範囲ですべての対象画像を処理した。

この肺紋理強調画像およびそれを用いて得た時間的差分画像の評価(次項1-5)は、画像工学専門の放射線

技師2名による合議で主観的に行った。肺紋理強調画像の評価について、肺紋理陰影の描画は、(La)90%以上、(Lb)70%以上90%未満、(Lc)70%未満、の3段階で行った。また、肋骨陰影の消去は(ra)99%以上、(rb)95%以上99%未満、(rc)90%以上95%未満、の3段階で行った。この評価基準は、本法による強調画像の特徴を経験的に考慮して決定した。

1-5 差分画像の評価

2 画像の位置合わせの評価については、差分画像中で2 画像の肺紋理がほとんど重なって差分消去されているか、わずかに位置がずれているものを「matched」とした。もし位置合わせが不良であれば、肺紋理はボケてしまう。そして、肺野全体に対してその「matched」の領域の割合が(A)90%以上、(B)70%以上90%未満、(C)70%未満、の3段階に分類した。また、異常陰影が明瞭に描画され認識が容易になっているかどうか、前法による差分画像とも比較して評価した。

2. 結果

位置合わせに用いられる肺紋理強調画像の一例を同一症例でFig.2に示す。これはTable 1 中の症例4である。前法による強調画像(Fig.2a)に比べて本法による強調画像(Fig.2b)および(Fig.2c)は、明らかに細かな肺紋理も含めて肺野内の大部分が描出されている。強調画像の肺野外側は、位置合わせの対象としないために自動的に消去している。ここで、Fig.2bは主観的评价において、「肺紋理は90%以上描出、肋骨は95%以上消去」に分類された症例であり、Fig.2cは、「肺紋理は70~90%描出、肋骨は95%以上消去」に分類された症例である。なお、前法では他に胸郭外縁を含む肋骨強調画像によって全体の位置合わせを行うため、肺紋理強調画像(Fig.2a)は肺野領域が胸郭外縁の内側に設

Fig. 4 (a)-(c): Graphs show the relation between the degree of depiction of lung markings and the threshold for eliminating costal shadows. Portion "x" of depicted lung markings in the whole lung area. a: "x" $\geq 90\%$; b: $90\% > \text{"x"} \geq 70\%$; c: $70\% > \text{"x"}$.

定されている。

Fig.3に肺紋理強調画像における肺紋理の描出と肋骨の消去について、主観的評価の結果を示す。13症例26画像のそれぞれに4~5条件の閾値処理を行い、合計118条件の肺紋理強調画像を検討した結果である。閾値処理は基本的に肋骨陰影の消去のために行っており、肺紋理の描出(保全)が良いほど肋骨陰影の消去の程度は悪くなり、逆に肋骨陰影を完全に消去しようとすれば、肺紋理も消去されるためにその描出は悪い傾

Fig. 5 (a)-(c): Graphs show the relation between the degree of elimination of costal shadows and the threshold for eliminating costal shadows. Portion "x" of elimination of costal shadows in the whole lung area. a: "x" $\geq 99\%$; b: $99\% > \text{"x"} \geq 95\%$; c: $95\% > \text{"x"}$.

向を示す。

Fig.4はエッジ成分を消去するための閾値と肺紋理の描出程度の関係を示す。肺紋理の描出程度は二つの閾値パラメータのうち、主としてエッジの濃度勾配の大きさに依存している。一方、Fig.5に示すように、肋骨陰影消去の程度はエッジの水平方向への連結性に影響される。すなわち、ある閾値以上の濃度勾配を持つエッジ成分を肋骨陰影として消去する際に、その閾値を小さくすると肺紋理も消去される可能性が大きく

Table 2 Subjective evaluation of temporal subtraction images obtained by the improved method.

Patient	Image registration*1	Comparison with previous method
1	A	almost equal
2	A	almost equal
3	A	almost equal
4	A	better
5	C	better
6	A	better
7	B	almost equal
8	B	almost equal
9	A	almost equal
10	B	almost equal
11	B	better
12	A	almost equal
13	A	almost equal

*1: Rating used for evaluation of image registration. Portion "x" of criteria [matched] in the whole lung area: A: "x"≥90%; B: 90%>"x"≥70%; C: 70%>"x".

なる。また、ある閾値以上に水平方向へ連結するエッジ成分を肋骨陰影として消去する際には、その閾値を大きくすると比較的短く連結する肋骨陰影を残存させる可能性が大きくなる。

本法によって得られた全対象症例の差分画像の主観的評価をTable 2 にまとめた。過去画像および現在画像に対する肺紋理強調画像の閾値は数種の条件を取り得るが、これらは差分画像の結果がそれぞれの症例で最良であったものの評価である。位置合わせの評価は、「matched」の領域が90%以上のものが8/13症例(61.5%)、70%以上90%未満のものが4/13症例(30.8%)、70%未満のものが1/13症例(7.7%)であった。また、前法より位置合わせが改善されたものは4/13症例(30.8%)、残りの9/13症例(69.2%)はほぼ同等であり、悪化したものはなかった。

前法より改善された症例をFig.6およびFig.7に示す。両者とも左肺において肺紋理の一致の程度が改善している。Fig.6はFig.2でも示したTable 1 中、症例4

Fig. 6 (a)-(c): Example of an improved case(case 4 in Table 1). Original current image(a)and temporal subtraction images obtained by the modified method(b)and the previous method(c). In the left lung, image registration by the new method is better than that by the previous method.

a | b | c

Fig. 7 (a)-(c): Example of an improved case(case 11 in Table 1). Original current image(a)and temporal subtraction images obtained by the modified method(b)and the previous method(c). Pleural effusion(↑ marker)in the left lung is depicted more clearly by the new method because of the better image registration.

a | b | c

の、(a)現在画像、(b)本法、(c)前法による差分画像である。この症例は、左右中肺野に経時的変化のない浸潤陰影があり、左肺門部の腫瘤状陰影(↑マーカー)がわずかに肥大したものである。Fig.7は症例11の、(a)現在画像、(b)本法、(c)前法である。特に左中肺野末梢側の胸膜肥厚(↑マーカー)について、本法による差分画像の描出が優れている。

3. 考 察

撮影時期の異なる胸部X線画像における体位、X線投影角度、呼吸量の違いは、その肺内構造および肋骨の投影位置を複雑に変化させる。時系列にある胸部正面X線画像の撮影体位の変動を調査した結果、回転または前後への傾斜などの変動が頻度高く起きていることが報告されている^{1,3,6)}。Difazioらは、100症例を調査した結果、投影された鎖骨と胸椎体などの位置関係が10mmまで変化している割合が67%であると報告している¹⁾。著者らは、50症例の時系列胸部画像対を調査し、同様な指標によって、角度2度以上の回転が56%、角度2度以上の前後への傾斜が66%で起こっていることを報告した⁶⁾。今回の13症例の中でも7症例は、体位の変動により肋骨と肺内血管の投影位置がずれているものである。

以上の事実を考慮し、本法では微細な肺内異常陰影の描画を目的としてもっぱら肺紋理だけを対象として位置合わせを行っている。すなわち、もし撮影体位が変化している場合でも、肋骨陰影の影響によって胸郭最背面の位置で位置合わせが行われることのないように処理している。一方、Kanoら³⁾およびIshidaら⁴⁾は肋骨を含むすべての肺野内陰影を位置合わせの対象とし、さらに画像ワーピングによってずれの少ない差分画像を得ている。肋骨陰影は比較的明瞭であり、安定して良好な差分画像を得られる可能性は高い。しかし、前述のように日常的に対象となるような撮影体位に変動のある症例に対しては、本法ができるだけ肺内構造を目標に差分処理を行うという点で有利であると考ええる。

これに関連するが、たとえばFig.7b, cでみられるように、本法では肋骨陰影の不一致によるアーチファクトがしばしば発生する。しかし、前法での8名の放射線科医による観察実験の結果、このようなアーチファクトが悪影響を及ぼすことなく、差分画像によって診断の正確度が改善されることが明らかとなっている²⁾。その理由としては、読影の際の最終判断は原画像(通常の過去および現在画像)によって行われるため、ほぼ規則的に発生する肋骨アーチファクトにはほとんど読影が妨害されないことが考えられた²⁾。むしろ、読影医にとっては差分画像中で選択的に肺紋理が良好に重な

って消去されていることが、わずかな不規則陰影に対してもより確実に肺内病変と確信できる、という点で有利と考えられる。

本法はエネルギー差分法による肋骨陰影を含まない軟部組織画像を対象として、類似のアルゴリズムで時間的差分処理が可能であった。これについては別に報告するが、臨床的にも有用であることが示唆されている⁷⁾。また、アルゴリズム上、前法では位置合わせのために肋骨強調画像と肺紋理強調画像の両方を用意する必要があった。しかし、本法では改良された肺紋理強調画像だけを用いるように処理が単純化されており、処理時間の面でも有利である。

本研究で、肺紋理強調のための閾値はエッジの濃度勾配については50~70程度、水平方向への連続性については50~150ピクセル程度が適当であるとの結果を得た。この濃度勾配値については、管電圧110kVで撮影された被写体コントラストの画像を対象として、マスクサイズ7×7のSobelオペレータ⁸⁾による濃度勾配値であることに留意しなければならない。すなわち、撮影条件およびエッジの濃度勾配の求め方によって、当然、この最適閾値は変化する。また、水平方向の連続性については、ピクセルサイズ200 μ mの画像上での値であり、50~150ピクセルは実寸法で10~30mmに相当する。この最適閾値について、たとえば、性別、年齢との関連を調査したが、本研究の症例数では特別な傾向はみられなかった。しかし、これらの因子が肋骨と肺血管の被写体コントラストに影響することは自明である。さらに画像処理結果へ影響することも十分考えられるため、引き続き調査している。現時点では、位置合わせの結果と肺紋理強調画像および原画像の画像特徴の間にも特別な傾向は認められていない。

また、前法で異常陰影の認識が難しかった後心臓領域の嚢胞陰影(Table 1 中、症例 1)、横隔膜下の腫瘤状陰影(同、症例 9)、左下肺野の浸潤陰影(同、症例 10)の3症例については、本法によって認識を改善するにはいたらなかった。いずれも画像位置合わせの評価は前法とほぼ同等であり、当然、異常陰影の認識においても同等と評価されたものと考えられる。これについても、さらに症例を重ねて検証したい。

4. まとめ

時系列にある胸部X線画像を対象とした時間的差分法における画像の位置合わせ法について検討し、新たな方法を開発した。現在画像から過去画像を差分する際の位置合わせのために、一次微分フィルタを施した画像にさらに適切な閾値処理を用いることによって、肋骨陰影を除去して肺紋理だけを強調した画像を作成した。前法に比し本法によれば、差分画像が改善さ

れ、胸部正面X線画像を対象とした診断支援のために行われる時間的差分法の性能を改善することが示唆された。

謝 辞

本研究の一部は平成10、11年度文部省科学研究補助金基盤研究C(課題10670834)の補助によるものである。

参考文献

- 1) Difazio MC, MacMahon M, Xu X-W, et al.: Digital chest radiography: Effect of temporal subtraction images on detection accuracy. *Radiology*, 202(2), 447-452, (1997).
- 2) 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)
- 3) 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).
- 4) Ishida T, Katsuragawa S, Nakamura K, et al.: Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change. *Med Phys*, 26(7), 1320-1329, (1999).
- 5) 真田 茂, 小林 健, 高島 力, 他: 胸部X線画像を対象とした時間的差分法による病巣陰影強調法. *日放技学誌*, 55(1), 60-68, (1999).
- 6) Sanada S, Kobayashi T, and Takashima T: Temporal subtraction of chest radiograph by image registration taking into account of radiological positioning and x-ray projection. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 35(suppl. 2), 753, (1997).
- 7) 真田 茂, 小林 健, 吉田めぐみ, 他: 胸部X線エネルギーサブトラクション画像を対象とした時間的差分法による微細病巣陰影の強調. *日放技学誌*, 56(3), 428-435, (2000).
- 8) 岡崎耕三: 4.4 エッジの検出方法. *画像処理工学基礎編*, pp.69-78, 共立出版, 東京, (1996).

図表の説明

- Fig. 1 改善した位置合わせと時間的差分法の概要.
- Fig. 2 同一症例の肺紋理強調画像の比較. (a)前法, (b)本法1(主観的評価において, 「肺紋理は90%以上描出, 肋骨は95%以上消去」に分類された症例), (c)本法2, (「肺紋理は70~90%描出, 肋骨は95%以上消去」に分類された症例).
- Fig. 3 肺紋理強調画像における肺紋理の描出と肋骨の消去に関する主観的評価の結果. 肺紋理陰影の描画が, (La)90%以上, (Lb)70%以上90%未満, (Lc)70%未満. また, 肋骨陰影の消去は(ra)99%以上, (rb)95%以上99%未満, (rc)90%以上95%未満, の3段階で行った.
- Fig. 4 エッジ成分を消去するための閾値と肺紋理陰影の描出程度との関係. (a)90%以上, (b)70%以上90%未満, (c)70%未満.
- Fig. 5 エッジ成分を消去するための閾値と肋骨陰影消去の程度との関係. (a)99%以上, (b)95%以上99%未満, (c)90%以上95%未満.
- Fig. 6 前法より改善された症例. Table 1 中, 症例4の, (a)現在画像, (b)本法, (c)前法による差分画像.
- Fig. 7 前法より改善された症例. Table 1 中, 症例11の, (a)現在画像, (b)本法, (c)前法による差分画像.

Table 1 本研究に使用した症例.

Table 2 本法によって得られた全対象症例の差分画像の主観的評価. 位置合わせについては, 「matched」の判断基準に当てはまる領域が肺野全体の, A: 90%以上, B: 70%以上90%未満, C: 70%未満.