

胸部集団検診 X 線画像の経時差分処理の研究

Digital Subtraction Technique Between Temporally Sequential Chest Screening Images

加野 亜紀子*

Kano, Akiko

諸角町子*

Morozumi, Machiko

An automated digital image subtraction technique for temporally sequential chest images has been developed in order to aid radiologists in detection of interval changes. An image registration technique using a nonlinear geometric warping is utilized prior to the subtraction.

More than 1200 pairs of chest images which had been obtained in chest screening programs were processed using this method. Approximately 84% of the pairs produced "useful" subtraction images with reasonably good matching of normal anatomic structures. Causes of unsuccessful registrations were analyzed. The subtraction images were able to enhance newly developed abnormalities such as cardiomegaly, tuberculosis and tumor masses.

1 はじめに

高齢化社会を迎え、疾病の早期発見および早期治療を目的とした予防医学の重要性が高まりつつある。わが国では、企業・学校・地方自治体などにより集団検診が定期的に実施され、各種疾患の発見に役立ってきた。なかでも胸部X線撮影は、罹患率増加の著しい肺癌の早期発見手段として重要な役割を果している。

当社では、胸部X線画像をデジタル画像処理することにより、診断に有用な情報を抽出して医師の読影の援助を行う、コンピュータ支援診断システム¹⁾の研究を行っており、胸部疾患検出のため集団検診支援システムを開発してきた²⁾。

本研究では、異なる年度の集団検診において撮影された同一被検者の2枚の胸部X線画像を利用して、病理的な経時変化を強調する、新規な画像処理手法を試みた。デジタル化された2画像間で、胸部正常構造の位置ずれを補正するための自動重ね合わせ処理を施した後、差分処理を行う。差分画像は、原画像では見わけにくい経時変化を効果的に強調し、新しく発生した病変陰影の見落とし防止に役立つことが確かめられた。

約1250組の胸部集団検診X線画像に本手法を適用した結果を報告する。

2 時系列画像からの診断情報の抽出

2.1 比較読影

一般に、医師が胸部X線画像の読影を行う際には、1枚の対象画像から異常の疑いのあるパターンを経験知識に基づいて検出することにより疾患を発見している。一方、これと異なるアプローチとして、過去に撮影された同一被検者の画像を比較参照することにより、疾患の発生や進行を知る読影手法がある。この手法は比較読影と

よばれ、X線画像診断の基礎的な手法のひとつである³⁾。

しかし、わが国の集団検診においては、病変の検出を目的とした比較読影はほとんど活用されていない。その主な理由として、従来のX線フィルムによる画像管理方式では、過去の画像の検索作業がきわめて非効率的であることが挙げられる。

加えて、比較読影を行っても重要な経時変化が見落とされる場合があることが、米国における研究で確かめられている⁴⁾。これは、異常陰影が骨や血管などの胸部正常構造にカモフラージュされて認識が困難な場合や、画像ごとの撮影条件のばらつきなどに起因する濃度や階調の差異が、精確な比較の妨げになっている場合があるためである。

2.2 経時差分処理手法

このような従来の比較読影の問題点を解決する新しいアプローチとして、異なる時期に撮影された同一被検者の時系列的な胸部X線画像群をデジタル処理することにより、経時変化を強調する画像処理手法の研究を行っている⁵⁾。時系列画像の検索や取得が容易なデジタル画像を活用して、経時変化に関わる診断情報をよりわかりやすい形で医師に提示することがねらいである。

2枚の時系列画像間で差分処理を行うと、変化のない正常構造や慢性疾患の陰影を打ち消し、経時変化のあった部分のみを抽出することができる。この経時差分処理の原理をFig. 1に模式的に示す。

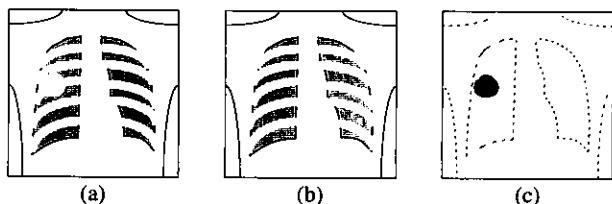


Fig. 1 Basic concept of digital image subtraction technique between temporally sequential chest radiographs

(a) Latest image with an abnormality in the right lung
(b) Reference image obtained in the past
(c) Subtraction image between (a) and (b)

* 技術研究所

実際の胸部X線画像を用いた場合、単に画像間差分を行ってもFig. 1のような効果的な差分画像を得ることは難しい。同一被検者の画像の間でも、撮影時のポジショニングやX線入射方向の差異による被写体の相対的位置ずれが存在するので(Fig. 2)、差分画像には正常構造による偽画像が生じてしまうためである。この問題を解決するために、本研究では、2次元非線形画像変形に基づく自動重ね合わせ処理、すなわち一方の画像を複雑に歪ませることによってもう一方の画像の構造に重ね合わせるような処理を開発し、差分処理の前に適用した。

この重ね合わせ処理の概念を説明する。Fig. 3において、画像(a)と(b)とは時系列的な胸部画像である。(a)上のある点(x, y)近傍の画像部分に含まれる構造と同じものが(b)のどの点の近傍に存在するかを、ローカルマッチングとよばれる手法により探し、見つかった点を(x + Δx, y + Δy)と表せば、(x, y)を(Δx, Δy)だけ移動するような座標変換が必要であることがわかる。(a)に示した格子パターンの他の格子点についても同様の操作を行い、それらの結果を総合して座標変換式を定める。決定された式に従って(a)を変形して変換画像(a')を得ることにより、胸部の構造を(b)のそれに合わせることができるので、(a')と(b)との間で差分処理を行えばよい。

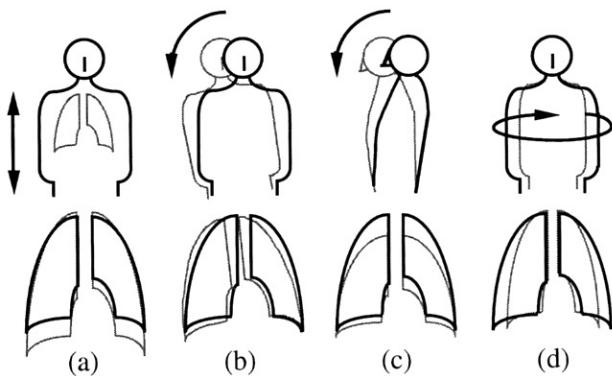


Fig. 2 Illustration of four types of radiographic misregistration in PA chest images
(a)Lung expansion. (b)Lateral inclination.
(c)Anterior-posterior inclination. (d)Rotation

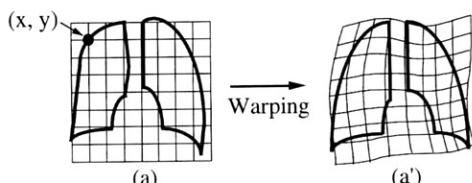


Fig. 3 Registration of two chest images using a nonlinear warping
(a) and (b) A pair of original chest images
(a') Warped image of (a) to be registered to (b)

3 集団検診画像の経時差分処理

3.1 サンプル画像

- (1) 学生検診画像：3年度にわたる定期健康診断で撮影された大学生の胸部間接X線写真に含まれる時系列画像1212ペアを使用した。
- (2) 住民検診画像：住民検診において肺癌が発見された胸部間接X線写真と、同一患者の過年度の写真との組み合わせ39ペアを使用した。

いずれのX線写真も100mmロールフィルムにより撮影されたものである。

3.2 経時差分処理の流れ

経時差分処理の流れをFig. 4に示す。

まず、レーザーフィルムディジタル化 LD4500 を用いて間接X線写真をデジタル化し、画素数約512×512、濃度分解能10bitの画像データを得た。

次に、プロファイル解析に基づいて検出された脊椎線の角度を2画像間で等しくするように、一方の画像を回転して、体側方向の傾き(Fig. 2の(b))の補正を行う。

続いて、肺野とその外側との濃度差を利用して肺野領域の輪郭を検出し、Fig. 5に示すように、両画像の肺野全体に多数の点を配置する(これらの点が、Fig. 3(a)および(b)に示した格子パターンの格子点に相当する)。

上記の点の各々を中心として矩形関心領域を設定する。このとき、一方の画像における関心領域を、他方の画像のそれに比べて大きくとる。小さい方の関心領域をテンプレート、大きい方の関心領域をサーチ領域とよぶ。

次に、ローカルマッチング手法⁶⁾により、各点に対する移動量($\Delta x, \Delta y$)の組を決定する。すなわち、対応するテンプレートとサーチ領域のペアを用いて、Fig. 6に示すように、テンプレートAと最も相互相關の高い副領域Bをサーチ領域内で探索し、Bの中心座標に基づいて

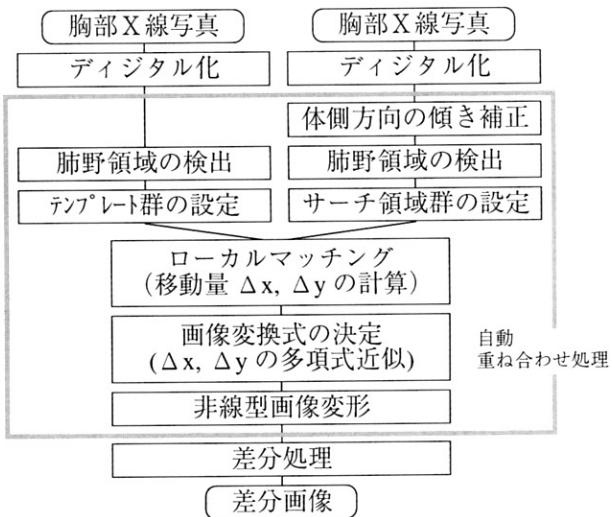


Fig. 4 Schematic diagram of digital image subtraction technique for temporally sequential chest images

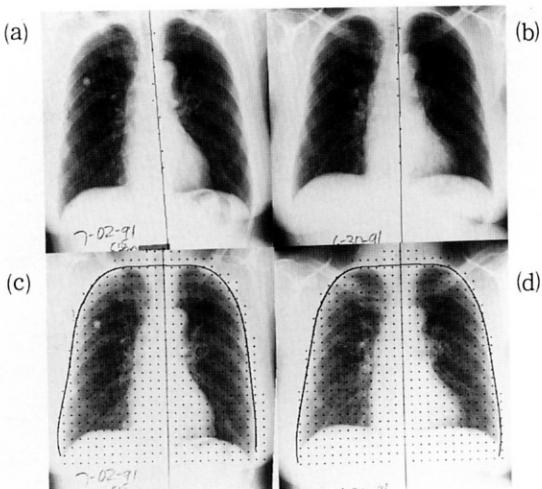
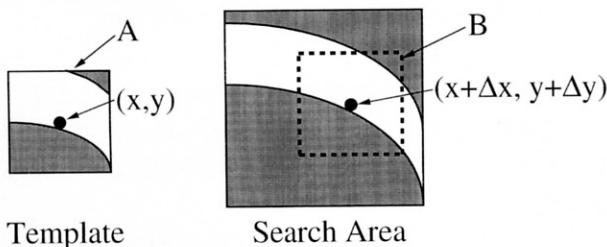


Fig. 5 Illustration of centers of ROIs located within the lung regions of a pair of temporally sequential chest images
(a) and (b) A pair of original chest images with detected mid-lines marked
(c) Rotated image of (a) to register the two mid-lines, with detected ribcage edges and centers of search area ROIs marked
(d) Image (b) with detected ribcage edges and center of template ROIs marked



Template Search Area
Fig. 6 Local matching technique to determine shift values Δx and Δy for a set of x and y

て移動量を計算する。

すべてのテンプレートについて決定された移動量 Δx および Δy の分布に基づいて、下記の画像変換式（2次元 n 次多項式）の係数 a_{ij} , b_{ij} を最小二乗法により決定する。

$$\Delta x = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} a_{ij} x^i y^j$$

$$\Delta y = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^{n-i} b_{ij} x^i y^j$$

上式を用いて全画素に対する移動量 Δx および Δy を計算し、それに従って一方の画像の画像変形を行う。最後に、変形された一方の画像と他方の画像との間で差分処理を行う。

なお、本研究では、テンプレートおよびサーチ領域の一辺の大きさをそれぞれ 29 画素および 57 画素、テンプレート中心間の距離を 14 画素、多項式の次数 n を 6 とした。

3.3 結果画像の出力

得られた差分画像を、ウィンドウ処理によりコントラストを強調した後にレーザーフィルムプリンタ KFDR-P によりハードコピー出力した。

4 経時差分像の評価

4.1 自動重ね合わせ処理の精度

サンプル数の多い学生検診画像を用いて、自動重ね合わせ処理の精度に対する 4段階の主観評価を行った結果を Fig. 7 に示す。重ね合わせの成否は、肋骨や血管などの正常構造の位置ずれに起因する偽画像が観察されるか否かにより判断した。診断に使用できるレベル（評価 A または B）の差分画像の割合（成功率）は 84% であった。

重ね合わせ処理の失敗例（評価 C または D）200 ペアについて、失敗要因の解析を行った結果を Fig. 8 に示す。

失敗例のうち約 40 % は、プログラム上の問題によるものであり、処理の前半の段階で肺野輪郭などの胸部正常構造の認識に失敗したために関心領域の設定位置を誤ったことが原因であった。この問題は、正常構造認識処理の改良により解決することができる。

残りの約 60 % の失敗例は、撮影時のポジショニングの再現性が著しく劣ることが原因であった。とくに Fig. 2 の (c) または (d) に示すような差異が大きい場合には、フィルム面に近い構造と遠い構造との相対的な投影位置関係が 2枚の画像間で異なり、いずれかの構造が重ね合わされなくなる。この現象は 2次元的な画像処理の限界ともいえ、完全に解決するためには撮影時のポジショニング管理が必要になってくる。

一方、住民検診画像について同様に評価すると、成功率が約 70% と学生検診画像に比べて低かった。学生検診が毎回同じ施設で撮影するのに対し、住民検診では異なる施設で撮影した画像が混在しているために、一般にポジショニング再現性が悪いことが原因と思われる。

上記の住民検診画像について、重ね合わせ処理における関心領域の配置（Fig. 5 の中の点の配置）を自動設定のかわりに画像を観察しながら手動で行うと、成功率が 90 % 以上に改善した。このとき、正常構造認識ミスによる失敗が回避されるのみならず、ポジショニングに起因する失敗もある程度は救うことができた。以上のことから、本手法に改良を加えれば、住民検診画像においても実用的な重ね合わせ精度が得られる可能性が示唆された。

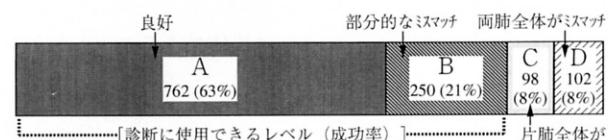


Fig. 7 Subtraction image quality in a series of nonselective cases ($N=1212$) based on subjective evaluation

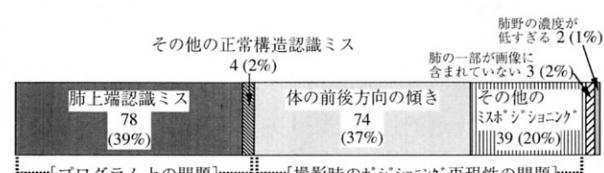


Fig. 8 Causes of failure in automated image registration

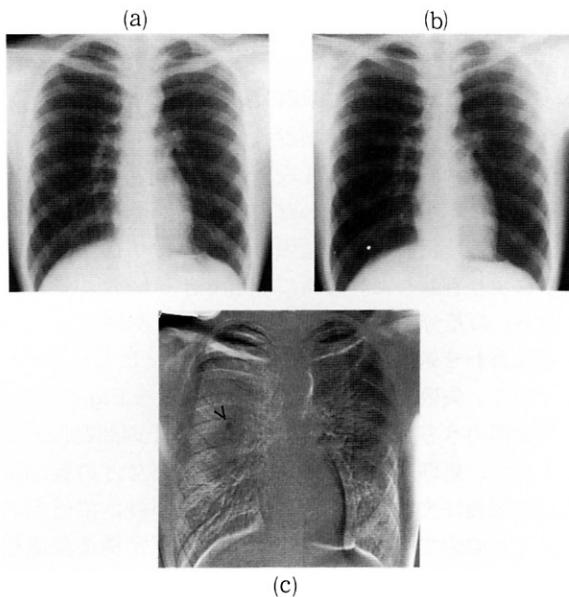


Fig. 9 Subtraction between a pair of chest screening images
 (a) Normal chest image
 (b) Chest image of the same person taken a year later, with a nodular shadow behind the third anterior rib in the right lung
 (c) Subtraction image which clearly indicates the abnormality (arrow)

4.2 臨床的有用性

胸部専門医に、本手法による差分画像を臨床的観点から評価していただいた。

その結果、差分画像は、学生検診画像における心臓肥大・結核・肺炎など、および住民検診画像における肺癌などの重要な病理的経時変化を顕著に強調していることが明らかになった。

さらに、実際の集団検診で見落とされた異常陰影が、差分画像では明らかに認められる例が見いだされた。

Fig. 9 はその一例である。見落としの主な原因是肋骨などの正常構造との重なりであると思われ、正常構造のコントラストを減弱する効果のある本手法は、新しく発生した異常陰影の見落とし防止に役立つことが裏付けられた。

また、著しい慢性病変や過去の疾病的痕をもつ胸部画像においては異常陰影の発生が認識しにくい場合があるが、このような例にも本手法は効果的であることがわかった (Fig. 10)。

一方、まぎらわしい正常例に対しては、本手法による差分画像を参照することにより変化のないことが確認でき、診断の確信度を高めることができた。

5 むすび

時系列的な胸部 X 線画像間で差分処理を行うことにより、経時変化を選択的に強調する、経時差分処理手法の研究を行った。集団検診で撮影された多数の胸部 X 線画像に対して本手法を適用し、性能を評価した。経

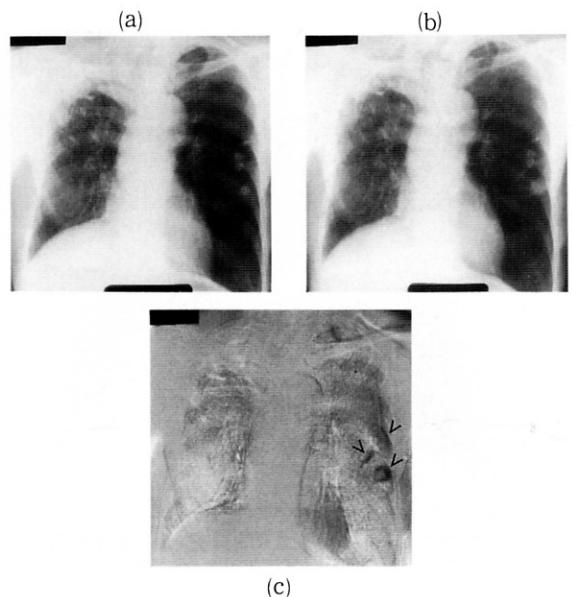


Fig. 10 Subtraction between a pair of chest screening images with multiple lesions
 (a) Chest image with tumors and tuberculous scars
 (b) Chest image of the same person taken a year later, with developing tumors in the left lung
 (c) Subtraction image which enhances the change in the tumors while suppressing the unchanged scars

時差分画像は、病理的な経時変化を明瞭に示すことができ、集団検診における診断精度の向上に役立つ可能性が見いだされた。自動重ね合わせ処理の成功率は、学生検診画像で 84% であった。

本手法を集団検診支援システムに組み込むことにより、画像診断の精度や効率を向上させることが期待できる。

実用化に向けて、1) 自動重ね合わせ処理の成功率の向上、2) 差分画像からの経時変化部分の自動抽出手法の開発、3) 効果的な画像表示手法および効率的な時系列画像管理方法の検討、などが今後の課題である。

6 謝 辞

本研究にあたり、貴重な画像サンプルのご提供およびご指導をいただいた、千葉大学保健管理センターの長尾啓一所長、結核予防会千葉県支部の志村昭光副支部長、シカゴ大学ロスマン放射線像研究所の土井邦雄教授、ならびに Heber MacMahon 教授に深く感謝いたします。

●参考文献

- Doi, K., et al.: Seminars in US, CT, and MRI, 13, 2, 140(1992)
- Yoshimura, H., et al.: Konica Tech Rep, 6, 55(1993)
- Squire, L. F.: "Fundamentals of Roentgenology", Commonwealth Fund, Cambridge, 1964
- Greene, R. E.: Radiology, 182, 8 (1992)
- Kano, A., et al.: Med Phys, 21, 3 (1994)
- Hall, D. J., et al.: IEEE Trans, C21(1972)