

## 経年的に撮影された X 線画像からの病変部の抽出

奥村 清正\*      西澤 秀和\*\*      近藤 昭治\*\*\*

### Computer-Aided Detection of the Newly Appeared Lung Abnormalities due to Bronchogenic Carcinoma on the Yearly Obtained Serial Mass Survey Chest Radiographs

Kiyomasa OKUMURA\*      Hidekazu NISIZAWA\*\*      Shoji KONDO\*\*\*

This paper proposes a computer processing method of detecting newly appeared chest abnormalities due to lung cancer. The proposed method aims at the screening of x-ray chest images. By comparing two x-ray images for a specific radiographic feature, regions in which any abnormality appeared on a chest x-ray film can be identified. Prior to the processing, a preprocessing is performed to conform the outline of the lung in the two images together with the equalization of density histograms. The processing is carried out along the following three principal steps: (1) the preprocessing, (2) a difference operation between two images, (3) localization of cancer lesions.

#### 1. はじめに

現在、医療分野において X 線画像による診断は広く普及している。一方、集団検診による肺ガンの早期発見においては、医師が一度に多数の X 線画像を見なければならず、医師にとっては負担が大きい。しかも実際に発見される肺ガン患者の数は、全体にしてみればごく少数であり、時間的にも人的努力にしても多大な負担である。また 1 枚の X 線画像の診断においても、画像の端から端までをくまなく調べて微小な変化を見つけ出すことは、非常に熟練と根気を必要とする作業である。

したがって、この分野における X 線画像診断の自動化が望まれる。もし X 線画像の中から病変部を抽出する、あるいは病変部らしきものをいくつか医師に示すことが可能となれば医師への負担を非常に軽減することができる。現在、計算機による自動診断としては、主として、1 枚の X 線画像から病変部の図形的特徴により、病変部を抽出する方法<sup>1)</sup>が研究されているが、実用化の例はほとんどない。また、X 線 CT 像から病変部を抽出する手法<sup>2, 3)</sup>が開発されているが大規模な設備を必要とする。そこで、筆者らは、集団検診が毎年

\* 大学院博士前期課程 電気電子工学専攻

\*\* 東京工業大学大学院, 元 電気電子工学科 学生

\*\*\* 電気電子工学科 教授

行われていることに着目し，同一人物について，前年に撮影された X 線画像と，新たに撮影された X 線画像を計算機に取り込み，それら 2 枚の画像間の変化部分を抽出することにより，X 線画像から病変部を抽出する方法を検討した．具体的な処理手順は，つぎの三つのブロック:(1) 前処理，(2) 差分処理および(3) 病変部候補の限定処理，に分かれるが，これら一連の病変部抽出処理は一般的な画像処理技術を組み合わせて実現している．以下，2 章および 3 章で，これらの病変部抽出処理の処理手順を説明する．最後に 4 章で，実際の X 線画像に対する処理例を示す．

## 2. 画像処理手順の基本方針

病変部抽出処理の処理手順を次の三つのブロック:(1) 前処理，(2) 差分処理および(3) 病変部候補の限定処理，に分ける．まず，(2) について述べた後，(1) および (3) を順次説明する．

### 2.1 差分処理

2 枚の画像間の変化部分を抽出する方法はいくつか考えられるが，ここでは，基本的な差分処理による方法を用いる．差分処理は，新たに撮影された X 線画像と前年に撮影された X 線画像の 2 枚の画像間で各画素ごとに差分を取るものである．2 枚の画像に変化がなければ，それらの差は 0 となり差分画像にはなにも写らない．しかし，新たに撮影された X 線画像になんらかの病変部があれば，その部分だけ浮かび上がるので病変部の抽出が可能となる．以後，新たに撮影された X 線画像を検査画像，前年に撮影された X 線画像を比較画像と呼ぶことにする．また，2 枚の差分によって得られる画像を差分画像と呼ぶことにする．

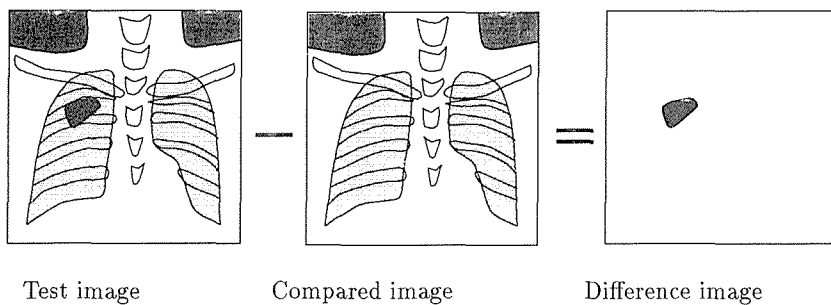


Fig.1 Difference processing

しかしながら，一般には 2 枚の画像間には，病変部のあるなしにかかわらず，必ずなんらかの違いがある．それは撮影時における被診断者の姿勢および肺の膨らみ具合等が全く同じとはいえないからである．したがって，肺および肋骨等の位置は 2 枚の画像間でズレており，このズレが差分処理を行ったときに差分画像に残ってしまうため，病変部の識別

が困難になる。これを解決するには比較画像を変形し、比較画像内の肺が検査画像でのそれぞれ対応する位置にくるように補正する必要がある。

## 2.2 前処理

前節で述べたように、検査画像と比較画像との間には、病変部の他にも様々な違いがあるが、その中で特にその主要な違いは次の二つである。

- (1) X 線画像の明るさ、コントラストの違い
- (2) X 線画像内の肺の形状の違い

前処理として、以上の二つの違いの補正を行う。ここで、(1)の補正については、検査画像および比較画像の2枚の画像に対して行う。(2)の補正については、検査画像の肺を基準にして、比較画像の肺に対して変形操作を行う。

### 明るさ、コントラストの補正

検査画像と比較画像の濃度ヒストグラムの違いに着目し、画像の濃度ヒストグラムがある一定の形をとるように濃度を変換し濃度分布の正規化を行うことによって、検査画像と比較画像の明るさ、コントラストの補正を行う。

### 肺の形状の補正

X 線画像内の肺の領域と他の組織との濃度分布の違いに着目し、X 線画像から肺を切り出し、肺の形状の変化を簡単なモデルで近似することにより、比較画像内の肺をそのモデルにしたがい、検査画像のそれぞれの位置に対応するように比較画像を変形することによって肺の形状の補正を行う。

肺の形状の変化を、次のように近似する。撮影時における肺の形状の変化は、姿勢による胸部の傾きによるものと、呼吸による肺の上下の伸縮の二つが考えられる。Fig.2に肺の形状の変化を示す。(a)は片肺の形をモデル化して示している。姿勢による傾きの結果、(b)のようになる。一方、呼吸による伸縮は(c)のようになる。実際の肺は、これら二つの形状の変化が合わさって(d)のようになる。

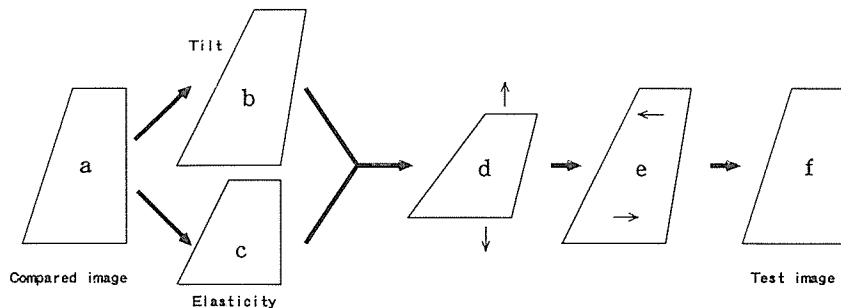


Fig.2 Deformation due to breathing and posture of the lungs

したがって、以上の肺の形状の変化のモデルを用いて、検査画像の肺に形を合わせるように比較画像の肺に対し、上下の伸縮および傾きの補正を行うことにより、肺の形状の補正を行う。実際に変形するには、まず比較画像の肺の上端と下端が検査画像の肺の上端と下端に合うように比較画像の肺を縦方向に伸縮させて、上下の位置を合わせる。次に肺の傾きを直すことによって変形が完了する。

### 2.3 病変部候補の限定処理

検査画像および比較画像の2枚間の補正が完全に行われていれば差分画像に残るのは病変部だけである。しかしながら、実際には補正が完全に行えないことおよび現時点では肋骨の形状の変化を考慮していないため差分画像には病変部の他に多くの不要な成分が残る。以後、差分画像に残る病変部および不要な成分を合わせて病変部候補と呼ぶことにする。したがって、限定処理とは、差分画像の中から病変部の特徴を用いて、複数の病変部候補から病変部を含まない病変部候補を削除する処理である。まず、差分画像内の病変部は差分値が大きいことから、2値化処理により病変部候補を限定する。ここで、2値画像内の連結した画素の値が1になる画素の集合を連結成分と呼ぶことにする。2値化処理によって得られる2値画像には、ある程度の面積をもつ複数個の病変部候補が連結して一つの連結成分となっていたり、一つの病変部が他の病変部候補と連結している場合がある。このときには、病変部を特定することは困難である。したがって、2値画像内の連結成分に対して、収縮・膨張処理を行うことにより、これらの連結成分を分離する。また、医師がX線画像の中から発見できる肺ガンの大きさは、1円玉程度であると言われており、病変部候補の中から微小面積を持つ連結成分を削除する。最後に、肺ガンは、X線画像内には、円形状あるいは塊状の比較的まとまった連結成分として現れることから、抽出された病変部候補から、円形的な連結成分のみを再抽出してその部分を病変部と限定する。

## 3. 具体的処理手順

2.2節、2.1節および2.3節の考えに基づいた基本的手順を以下、3.1節、3.2節および3.3節に示す。以下の説明で、各(Step  $n$ )の処理によって得られる出力画像の座標  $(x, y)$  における画素の濃度を  $g_n(x, y)$  と表記する。特に、検査画像および比較画像を別々に処理する場合には、検査画像、比較画像をそれぞれ  $g_{nt}(x, y)$  および  $g_{nc}(x, y)$  と表記する。

### 3.1 前処理

はじめに、検査画像および比較画像の2枚の画像に対し、以下の前処理を行う。

#### (Step1) 濃度変換処理

検査画像および比較画像に対し、濃度ヒストグラムの平坦化処理を行う。すなわち、

画像の濃度ヒストグラムを  $h(i)$ , 表示可能な濃度階調の最大値を  $G$ , 画像の総画素数を  $M$ , ヒストグラム中のある濃度を  $a$ , 処理後の  $a$  を  $a'$  とすると,

$$a' = \left\lceil \sum_{i=0}^a h(i) \cdot G/M \right\rceil$$

として求められる. なお,  $[x]$  は  $x$  を超えない最大の整数を示す. この処理の結果, 出力画像  $g_1(x, y)$  を得る.

#### (Step2) 平滑化処理

(Step1) で得られた画像に対し, 肺の外形が滑らかにするため平滑化処理を行う. 平滑化には斜め方向に重み付けをした移動平均法を用いる. すなわち, 入力画像  $g_1(x, y)$  に対する出力画像  $g_2(x, y)$  は,

$$g_2(x, y) = \frac{1}{5} \cdot \{g_1(x, y) + g_1(x-1, y-1) + g_1(x+1, y-1) + g_1(x-1, y+1) + g_1(x+1, y+1)\}$$

として求められる.

#### (Step3) 2 値化処理

(Step2) で得られた画像に対し, 2 値化処理 (しきい値  $t_1$ ) を行い, X 線画像の暗い部分を 1, それ以外が 0 の 2 値画像を得る. すなわち, 入力画像  $g_2(x, y)$  に対する出力画像  $g_3(x, y)$  は,

$$g_3(x, y) = \begin{cases} 1 & g_2(x, y) \leq t_1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

として求められる.

#### (Step4) ラベリング処理

(Step3) で得られた画像に対し, 画像内の個々の連結成分の特徴を知るための前処理として, ラベリング処理を行う. ここで, ラベリングとは, 画像内の複数の連結成分に対し, 同じ連結成分に属するすべての画素に同じラベル (番号) を割り当て, 異なった連結成分には異なるラベルを割り当てることをいう. すなわち, 入力画像  $g_3(x, y)$  に対し, 出力画像  $g_4(x, y)$  を得る.

#### (Step5) 面積によるふり分け

(Step4) で得られた画像に対し, そのラベル情報から, 各連結成分の面積を求め, 最大面積をもつ 2 つの成分を左右の肺として抽出する. すなわち, 入力画像  $g_4(x, y)$  に対し, 出力画像  $g_5(x, y)$  を得る.

#### (Step6) マスクパターンの作成

(Step5) で得られた画像に対し, 左右の肺の連結成分を 1, それ以外を 0 とする 2 値の

肺のマスクパターンを作る。すなわち、入力画像  $g_5(x, y)$  に対し、出力画像  $g_6(x, y)$  を得る。

#### (Step7) マスク処理

(Step6) で得られた画像と (Step1) で得られた画像とを各画素ごとに掛け合わせることで肺を切り出す。すなわち、入力画像  $g_1(x, y)$  および  $g_6(x, y)$  に対する出力画像  $g_7(x, y)$  は、

$$g_7(x, y) = g_1(x, y) \cdot g_6(x, y)$$

として求められる。

#### (Step8) 外形のトレース

(Step10) および (Step11) で行われる肺の形状の補正に必要な肺の外形情報を得るために、(Step6) で得られたマスクパターンの画像に対し、肺の外形をトレースする。このトレースの処理を Fig.3(a)(b) を用いて説明する。まず、2次元配列された画像の  $y$  座標のおおのについて、画像の左端から  $x$  軸方向に 1 画素ずつ画素の値を調べ、最初に 1 となった画素の  $x$  座標を記録し、この  $x$  座標を  $X_L(y)$  とする (Fig.3(a))。次に、画像の右端から  $x$  軸の逆方向に同様の処理を行い、最初に 1 が得られる  $x$  座標を  $X_R(y)$  とする (Fig.3(b))。なお、 $x$  軸方向の画素の値がすべて 0 の場合、 $X_L(y)$ 、 $X_R(y)$  はともに 0 とする。

#### (Step9) 上端・下端の設定

(Step8) で得られた肺の外形情報  $X_L(y)$ 、 $X_R(y)$  を用いて、上端・下端の設定を行う。上端の設定は、 $X_L(y)$  および  $X_R(y)$  を  $y$  軸方向について調べ、どちらか一方が、最初に 0 でなくなった時の  $y$  軸の値を上端の座標とするものである。一方、肺の下端の設定は容易には決定できない。すなわち、X 線画像 (陰画) において肺の領域は下端に近づくほど明るくなっているため、(Step3) の 2 値化処理におけるしきい値のわずかな変化が肺の下端の形状に著しく影響する。したがって、ここでは、Fig.3(c) に示すように肺の幅が最大となる  $y$  座標における肺の中央の  $x$  座標  $x_{1/2}$  を求め、 $X_R(y)$  がこの  $x_{1/2}$  となるときの  $y$  座標を肺の下端とする。

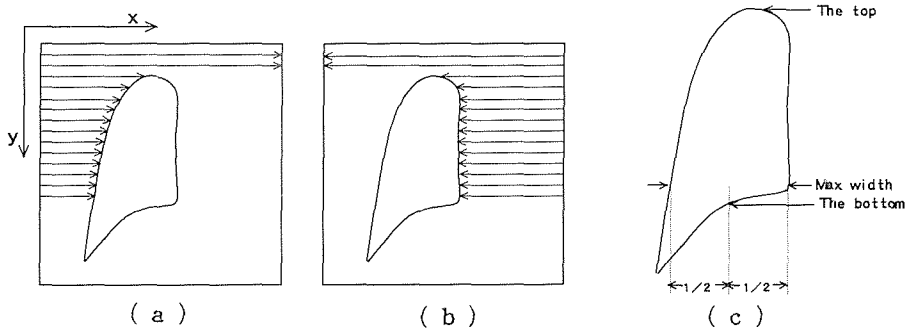


Fig.3 Setting of the top and the bottom in the lungs

**(Step10) 肺の上下の伸縮の補正**

(Step9) で得られた肺の上端・下端データをもとに比較画像に対し、上下の伸縮を行う。すなわち、検査画像および比較画像の上端・下端の  $y$  座標を  $A, B, \alpha, \beta$  とすると、入力画像  $g_{7c}(x, y)$  に対する出力画像  $g_{10c}(x, y)$  は、

$$g_{10c}(x, y) = \frac{B - A}{\beta - \alpha} (g_{7c}(x, y) - \alpha) + A$$

として求められる。

**(Step11) 肺の傾きの補正**

(Step10) で得られた画像に対し、肺を何枚もの切片に分割し、各切片ごとに (Step10) の処理の場合と同様の変換式を用いて、横方向に平行移動と伸縮を行う。すなわち、入力画像  $g_{10c}(x, y)$  に対し、出力画像  $g_{11c}(x, y)$  を得る。

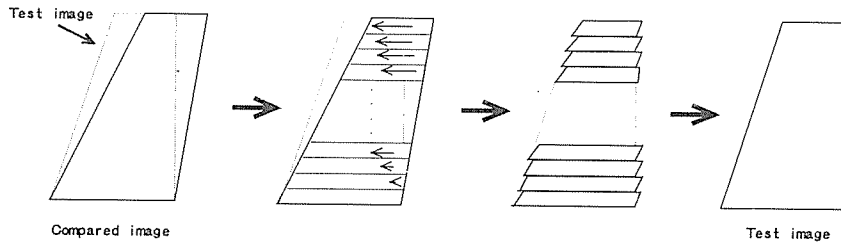


Fig.4 Deformation of the lungs

**(Step12) 平滑化処理**

(Step7) で得られた画像（検査画像）および (Step11) で得られた画像（比較画像）に対し、雑音を除去するためおよび変形操作によって生じた比較画像の細部のズレを滑らかにするために、平滑化を行う。ここで、この平滑化には上下左右に重み付けをした移動平均法を用いる。すなわち、検査画像  $g_{7t}(x, y)$  に対する出力画像  $g_{12t}(x, y)$  は、

$$g_{12t}(x, y) = \frac{1}{5} \cdot \{g_{7t}(x, y) + g_{7t}(x, y - 1) + g_{7t}(x - 1, y) + g_{7t}(x + 1, y) + g_{7t}(x, y + 1)\}$$

として求められる。同様に、比較画像  $g_{11c}(x, y)$  に対し、出力画像  $g_{12c}(x, y)$  を得る。

なお、(Step1) の処理で、明るさ、コントラストの補正を、また、(Step2)~(Step12) の処理で、肺の形状の補正を行っている。

### 3.2 差分処理

#### (Step13) 差分処理

(Step12) で得られた検査画像と比較画像に対し、各画素ごとに差分処理を行い、差分画像を得る。すなわち、検査画像  $g_{12i}(x, y)$ 、比較画像  $g_{12c}(x, y)$  に対する出力画像  $g_{13}(x, y)$  は、

$$g_{13}(x, y) = |g_{12i}(x, y) - g_{12c}(x, y)|$$

として求められる。

### 3.3 病変部の限定処理

#### (Step14) 2 値化処理

(Step13) で得られた差分画像に対し、2 値化処理 (しきい値  $t_2$ ) を行い、差分値の大きいものが 1、それ以外が 0 の 2 値画像を得る。すなわち、入力画像  $g_{13}(x, y)$  に対する出力画像  $g_{14}(x, y)$  は、

$$g_{14}(x, y) = \begin{cases} 1 & g_{13}(x, y) \geq t_2 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

として求められる。

#### (Step15) 収縮・膨張処理

(Step14) で得られた画像に対し、連結成分の周囲の細かい凹凸の除去および溝の検出を目的として収縮・膨張処理を行う。すなわち、入力画像  $g_{14}(x, y)$  に対する収縮および膨張処理後の出力画像  $g_{15}(x, y)$  をそれぞれ  $g_{15contraction}(x, y)$ 、 $g_{15expansion}(x, y)$  とすると、

収縮処理:

$$g_{15contraction}(x, y) = \begin{cases} 0 & g_{14}(x, y) \text{ or その 8 近傍のいずれかが } 0 \\ 1 & \text{otherwise} \end{cases}$$

膨張処理:

$$g_{15expansion}(x, y) = \begin{cases} 1 & g_{14}(x, y) \text{ or その 8 近傍のいずれかが } 1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

として求められる。すなわち、収縮処理とは、連結成分の周囲を 1 画素分縮める処理であり、膨張処理とは、逆に 1 画素分広げる処理である。ここでは、この収縮処理を  $n$  回、その後、膨張処理を  $n$  回組み合わせて行う。この回数が多いほど上記の目的に対して効果がある。しかしながら、この回数が多すぎると、処理後の連結成分の形状は処理前の形状と著しく異なってしまふ。この回数は扱う画像ごとに異なり、実験的に 2 回前後が適度と考えられる。

#### (Step16) ラベリング処理

(Step15) で得られた画像に対し、(Step4) と同じ目的でラベリング処理を行い、各連



結成分にラベル付けを行う。すなわち、入力画像  $g_{15}(x, y)$  に対し、出力画像  $g_{16}(x, y)$  を得る。

#### (Step17) 面積によるふるい分け

(Step16) で得られた画像に対し、そのラベル情報から画像内の連結成分の微小成分の除去を行い、面積がしきい値  $t_3$  以上のものを病変部として残す。すなわち、入力画像  $g_{16}(x, y)$  に対し、出力画像  $g_{17}(x, y)$  を得る。

#### (Step18) 円形領域の抽出

(Step17) で得られた画像に対し、円形度によるしきい値  $t_4$  以上のものを病変部として残す。すなわち、入力画像  $g_{17}(x, y)$  に対し、出力画像  $g_{18}(x, y)$  を得る。

なお、円形度  $T$  は、次のように表される。

$$T = 4\pi \left( \frac{M}{P^2} \right)$$

ここで、 $P$  は連結成分の周囲長であり、 $M$  は連結成分の面積である。 $T$  は連結成分が円に近いとき最大値 1 をとり、形状が複雑になるほど小さい値をとる。ここで、面積は、連結成分の画素数の総和、また、周囲長は、対象となる連結成分の境界画素において、ある画素とその上下左右の画素との隔たりの大きさを 1、斜め方向の画素との隔たりを  $\sqrt{2}$  とし、隣り合わせの境界画素間の隔たりの総和である。

## 4. 処理と考察

### 4.1 処理試料画像

今回、処理に用いた X 線画像は、病変部の大きさおよび位置がそれぞれ異なる 6 名分の胸部 X 線画像である。また、この胸部 X 線画像はすべて、画像サイズ [512×512[pixel]]、濃度階調は 8[bit] で表現されている。さらに本研究では、現在、片肺ごとに差分処理を行っているので、画像を (256 × 512[pixel]) のサイズに切り取り、そのおのおのに対して (Step1)~(Step18) の処理を行った。実際の処理で用いた X 線画像の例を Fig.5, Fig.6 に示す。これらは、同一人物について、Fig.5 は平成 4 年に撮影されたもの (検査画像) であり、Fig.6 は平成 3 年に撮影されたもの (比較画像) である。平成 4 年になって両側の肺の中央部に病変部が発見されたものである。

### 4.2 処理結果

この 2 枚の X 線画像に対し、病変部の抽出処理を行った結果を Fig.8 示す。また、病変部候補の限定処理を行う前の差分画像を Fig.7 示す。

この例では、肺の切り出しのための 2 値化しきい値  $t_1$  を 2 枚とも 170、病変部の限定処理において 2 値化しきい値  $t_2$  を 30、収縮・膨張の回数  $n$  を 1 回、面積によるふるい分けの

面積しきい値  $t_3$  を 0.5, 円形領域抽出のための円形度  $t_4$  を 25 としてパラメータの値を設定した。

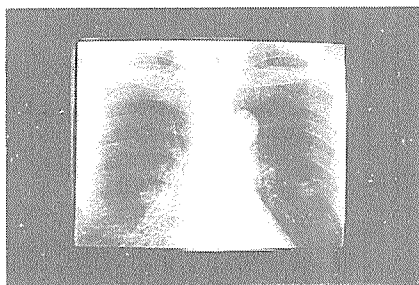


Fig.5 Test image

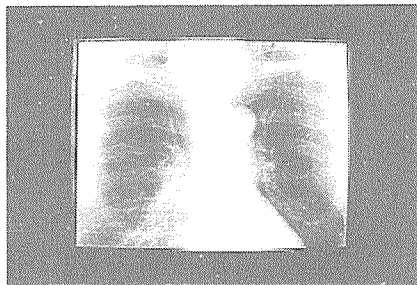


Fig.6 Compared image

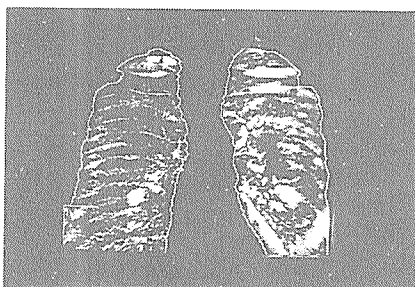


Fig.7 Difference image

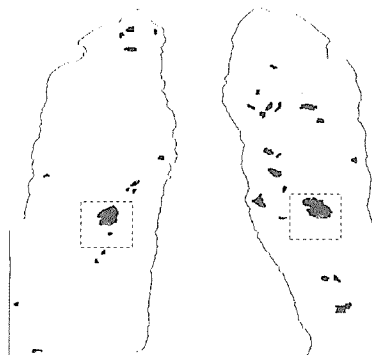


Fig.8 Detected image of abnormal lesions

この病変部抽出処理によって、限定された病変部候補の中に、病変部が両肺の中央の枠内に抽出されている。また、同様に、他の5名の検査画像・比較画像に対してこの処理を行ったところ、限定された病変部候補の中に病変部が抽出されることを確認した。ここで、この処理には、2値化のしきい値、収縮・膨張の回数、面積しきい値および円形度のしき

い値というパラメータ設定を行っているが、現在は、人の判断で最適と思われるところに決めている。今回、この処理に要した CPU 時間は、ワークステーション (HP720, C 言語使用) で 1 名あたり約 5 分程度であった。

### 4.3 考察

検査画像と比較画像の 2 枚の X 線画像を用いて、前処理、差分処理および病変部候補の限定処理を行う一連の病変部抽出処理において適当なパラメータを与えることにより病変部の抽出を行った。今回、処理に用いた X 線画像は、6 名であったが、そのすべてにおいて、この病変部抽出処理により限定した病変部候補の中に病変部を抽出することができた。処理手順の信頼性という観点からは、処理に用いた 6 名分の X 線画像だけでは十分とは言えない。しかし、今回、用いた X 線画像は、病変部の位置や大きさがかなり異なることから、本論文の処理手順は他の患者の X 線画像に対してもある程度対応できると考えられる。しかしながら、この病変部抽出処理には、現在、次のような問題点があり今後、この病変部抽出処理の実用化に向けて検討の余地がある。

- 肺の切り出しにおいて、肺の外形を適当な 2 値化によって切り出している。この方法では、特に肺の上端・下端部分が正確に切り出すことができない。したがって、部分的にしきい値を変化させる動的しきい値処理やエッジ処理等から肺を切り出す方法が必要である。
- 比較画像の変形には、3.1 節の (Step10) および (Step11) の処理から線形変換による変換式を用いている。しかしながら、一般に、肺と肋骨の動きは構造的に独立しているため、肺と肋骨の変化量は異なる。このため、差分処理後の 2 値画像において肋骨の位置のズレによる影響が無視できない。したがって、肺と肋骨の動きを考えた新しい肺の変形方法が必要である。
- 一般に、骨は X 線の吸収量が多いため X 線画像 (陰画) に明るく写る。したがって、病変部が鎖骨上に存在する画像は、他の画像に比べて、その差分画像内の病変部は差分値が小さいものになる。したがって、病変部を抽出するためには、差分処理後の 2 値化のしきい値を小さくする必要がある。その場合、2 値化処理によって複数の病変部候補から病変部を限定することは非常に難しい。したがって、この欠点を補う処理が必要である。
- 円形領域の抽出において、今回、用いた X 線画像は、病変部が全て円形状であったが、肺ガン患者の全ての病変部が円形状であるとはいえない。したがって、今後、多数の X 線画像を用いて確認することが必要である。
- 差分処理の最大の欠点として、検査画像、比較画像の両方に病変部が存在する場合、病変部の大きさにある程度の変化がない限り病変部を抽出することができない。したがって、この欠点を補う処理が必要である。

## 5. まとめ

本研究では、新たに撮影された X 線画像 (検査画像) と前年に撮影された X 線画像 (比較画像) に対し差分処理を行い、病変部を抽出する方法について検討を行った。差分処理を行う前に、前処理としてコントラストの補正および比較画像を変形し、検査画像との肺の位置および形のズレの補正を行った。比較画像の変形では、肺の動きに対して一つのモデルを想定し、肺の呼吸による上下の伸縮および体の体勢による左右の傾きの修正を行った。また、差分画像に対して病変部の特徴を利用して 2 値化、面積によるふるい分けおよび病変部の形状による抽出という病変部候補の限定処理から病変部を限定した。これら一連の病変部抽出処理により、今回、使用した 6 名分の X 線画像に対しては、すべてにおいて限定した病変部候補の中に病変部を発見することができた。したがって、肺の X 線画像から病変部を抽出する医療診断の援助として、この差分処理が有効であることが示された。しかしながら、現段階では、一連の病変部抽出処理の中において、2 値化のしきい値、収縮・膨張の回数、面積しきい値および円形度のしきい値というパラメータの設定を行っているが、現在は人間の判断でこの値を決めており、今後は、このパラメータの自動化の必要がある。また、考察で述べた問題点を解決するとともに、さらに、病変部抽出処理の自動化および病変部抽出の精度向上に向けて研究を進めていく方針である。

### 謝辞

日頃、多くの助言を戴いている信州大学医学部曾根脩輔教授および当講座の杉村立夫助教に感謝いたします。

## 参考文献

- 1) 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: “胸部 X 線像の塊状陰影検出用の最小方向差分フィルタとその性質”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J76-D2 No.2 pp.241-249(1993)
- 2) 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, 松本満臣: “肺癌検診用 X 線 CT(LSCT) の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J76-D2 No.2 pp.250-260(1993)
- 3) 長谷川純一, 森健策, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣: “3 次元デジタル画像処理による胸部連続 CT 像からの肺がん候補領域の自動抽出”, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J76-D2 No.8 pp.1587-1594(1993)
- 4) 奥村清正, 近藤昭治: “経年的に撮影された X 線画像からの病変部の抽出”, 電子情報通信学会信越支部大会講演論文集, 213,(1993)