

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

正員 長谷川純一[†] 准員 森 健策^{††} 正員 鳥脇純一郎^{††}
非会員 安野 泰史^{†††} 非会員 片田 和廣^{†††}

Automated Extraction of Lung Cancer Lesions from Multi-Slice Chest CT Images by Using Three-Dimensional Image Processing

Jun-ichi HASEGAWA[†], Member, Kensaku MORI^{††}, Associate Member,
Jun-ichiro TORIWAKI^{††}, Member, Hirofumi ANNO^{†††}
and Kazuhiro KATADA^{†††}, Nonmembers

あらまし 本論文では、スライス間隔1mmで撮影された高精度連続胸部CT像から3次元画像処理を用いて肺がん候補領域を自動抽出する試みについて述べる。ここでは、限局性の異常陰影(SR)を対象とし、3次元形状特徴の違いに基づいてそれらを他の陰影(主に血管影)と識別する手順を開発した。実際の処理手順は大きく二つのステップ:(1)肺野領域の切出し、および、(2)SR抽出、からなる。本論文では、これらの処理をしきい値処理、3次元図形融合(または、3次元距離変換)、3次元スケルトン化などの基本手法を組み合わせた比較的簡単な手順で実現し、実際の肺がん症例を用いてその有効性を示す。本研究は、3次元画像処理の有効性を実用上十分な精度の3次元CT像で検証した最初の試みとして、その意義は大きい。

キーワード 3次元画像処理, 胸部連続CT像, 肺がん病巣, 計算機支援診断

1. ま え が き

近年のX線CT技術の進歩は目覚ましく、特に、ヘリカルCTの登場により、高精度の連続スライス像が高速に得られるようになった^{(1),(2)}。これにより、特に動きによるアーチファクト(画像のぼけやぶれ)と体軸方向の精度不足のために、従来その利用に限界があった胸部の診断にも、3次元CT像が本格的に利用されることが確実視されるに至った。とりわけ、連続スライス像を肺がんスクリーニングに導入することは、肺がん早期発見における従来のX線診断の限界を破るもの

として大きな期待をもたれている⁽³⁾。しかしこのことは、これまでとは比べものにならないほど大量の3次元画像が臨床の場に回されてくることを意味しており、医師の読影労力の大幅な増大が予想される。このため、コンピュータグラフィックスと画像認識に基づく計算機支援読影の重要性がよりいっそう高まっている⁽⁴⁾。

ところで、胸部X線像の計算機診断に関する研究は既に1970年代から行われているが、すべて標準的な直接または間接像を対象としており⁽⁴⁾、CT像を扱った論文は筆者らによるじん肺診断への応用が唯一のものである⁽⁵⁾。但し、そこでは各断層像(スライス)ごとの2次元処理にとどまる。肺がん診断への応用に関する極めて予備的な検討が文献(6)にあるが、これもやはり2次元処理にとどまる。しかし、上述の胸部連続スライスCT像は本質的に3次元画像であり、そこに含まれる診断情報を十二分に利用するには、3次元デジタル画像処理の適用が不可欠である。

3次元画像処理については、主に基礎的な研究が進

[†] 中京大学情報科学部, 豊田市
School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University,
Toyota-shi, 470-03 Japan

^{††} 名古屋大学工学部情報工学科, 名古屋市
Faculty of Engineering, Nagoya University, Nagoya-shi, 464-01
Japan

^{†††} 藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室, 豊明市
School of Medicine, Fujita Health University, Toyoake-shi, 470
-11 Japan

められており⁽⁷⁾、筆者らの研究グループでもこれまでにいくつかの基本手法を開発した⁽⁷⁾⁻⁽¹¹⁾。しかし、それらは手法の理論やアルゴリズムの検討が中心で、実際の画像に適用してその実用上の有効性を示した報告はない。これは、3次元画像処理手法の蓄積がまだ十分でなかったこともあるが、3次元画像そのものが従来十分な精度で得られなかったこと、従って、その処理に対する需要も少なかったことなども理由に挙げられよう。そこでまず、実際の胸部3次元画像からの異常陰影抽出に有効な基礎手法を蓄積していくことが、この分野を発展させる上で重要である。なお、一般に表面および内部の各点が濃淡情報をもつ3次元物体の構造理解においては、その射影である2次元画像を用いるよりは、物体を直交3方向とも等しい空間解像度で表現した3次元デジタル画像を用いる方が絶対的に有利である。これは、肺がん診断における胸部の単純X線像とCT像の関係にも当てはまる。

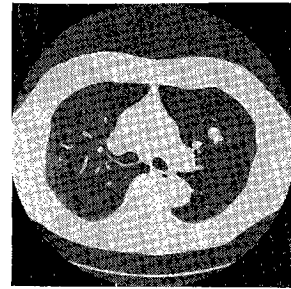
以上のような背景から、本論文では、連続スライス3次元胸部X線CT像(以下、3D胸部CT像と略記)から肺がんなどの異常陰影を疑われる領域(以下、異常陰影候補領域(suspicious region)と呼び、3DSRと略記)を抽出する一手順を提案し、実際の3D胸部CT像に適用してその能力を検証する。具体的な処理手順は、(1)肺領域の切出し、および、(2)3DSR抽出の2段階に分かれるが、両者ともに、しきい値処理、3次元図形融合(または3次元距離変換)、3次元スケルトン化のような基本処理を組み合わせることで実現されている。

以下、2.で対象画像の性質を簡単に述べた後、3.および4.で処理手順の概要とその詳細を説明する。最後に、5.で実際のCT像に対する実験例を示す。

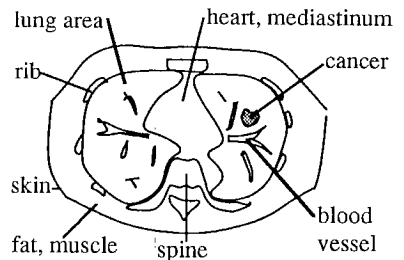
2. 3D胸部CT像の性質

3D胸部CT像の性質は、従来方式のX線写真(以下、2次元投影像と略記)とはかなり異なる。本章では、画像処理の観点から見たその性質を簡単にまとめておく。

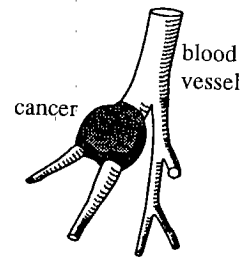
まず、入力画像としては、体軸に垂直な断面上の各微小領域におけるX線減弱係数(CT値と呼ばれる)を記録した濃淡画像(スライス)の組を考える。スライス(slice)の一例を図1に示す。この中で、皮膚(skin)、体表面脂肪(fat)および筋肉(muscle)の層、心臓(heart)、縦隔部(mediastinum)は高いCT値をもち、それに囲まれた肺野部(lung area)(実際は大半が空気)は極めて小さいCT値をとる(図では黒く見える)。肺



(a) An example of slice images



(b) The name of each component in a slice



(c) A 3D illustration

図1 3次元胸部CT像の説明図

Fig. 1 Illustration of 3D chest CT images.

野内において、血管(blood vessel)および肺がん(lung cancer)などの病巣(もし存在すれば)はやはり背景肺野よりは高いCT値をもつ。脊椎(spine)や肋骨(rib)は、その断面が体表面組織の中にのみ見えるので、肺野には全く影響ない(これは2次元投影像とは大きく異なる点である)。但し、血管や病巣のCT値はその大きさ等でかなり変わるため、CT値に対するしきい値処理のみでそれらを抽出することはできない。

形態的特徴を見ると、血管はもともと細長い円筒状のものが肺門部から順次枝分かれして肺辺縁まで伸びる樹状構造をもつ。一方、肺がん病巣は3次元的に見ると限局性の孤立した塊をなす。特に顕著な方向性はもたないため、基本的に球状(表面に凹凸はあるが)を

想定する。位置的には血管と接触したり、胸壁(肺輪郭面)に接する場合もある。大きさは病状によって千差万別であるが、早期がんの場合、直径4~5mm程度のものからCT像上で見え始めると考えられている。スライスに直交する血管の断面はしばしば病巣陰影と区別しにくい像になるため、スライスごとの2次元処理のみで病巣陰影を抽出することには限界がある。また、個々のスライス上で血管が十分細長い像として見えることも非常に少ない(スライスと平行に走る部分が長く続くことはまれであるため)ので、これもスライス単位の処理による抽出は難しい。

3. 画像処理手順の基本方針

3.1 入力画像

入力画像は立方体画素で構成される3次元デジタル画像⁽⁷⁾とする。これは、もとのCT像がスライス内の画素の大きさに等しいスライス間隔で撮られていることを意味する。スライス間隔が粗いときは適当な内挿処理でこの形のものに変換するものとする。

3.2 処理手順の考え方

まず全体を肺野領域の切出し処理と肺野内における3DSR抽出処理に分ける。前者は手入力でもできるが、1被験者当たり数十枚から百数十枚のスライスが入力されるため、ここを自動化しておくことは実用上極めて重要である。

(1) 肺野領域の切出し 2.で述べたように肺野内はCT値が他の組織と比べてかなり低いことから、肺野領域の切出しはしきい値処理を基本とする。すなわち入力画像に対して、CT値がある値より大きな部分を肺野領域外とし、それ以外を肺野領域とする。

しかし、この方法では血管や気管領域の一部も肺野領域外とされる可能性が高いので、肺野領域外とされた部分から、そのような血管・気管等の部分を削除しなければならない。ところで、血管や気管は3次元的に見ると細長い筒状であり、その直径は肺門部以外では今回用いた画像でおおよそ半径4画素以下であることがわかっている。この特徴から3次元的な図形融合を用いれば、血管・気管の細長い筒状領域を削除できる。以上の処理でも削除できないような比較的太い血管・気管領域による欠損部分に対しては、スライスごとの形状特徴を用いた補正処理で削除する。

なお、3次元図形融合(以下3D図形融合)とは、3D2値画像の収縮(1画素分細める操作)と拡散(1画素分太める操作)をそれぞれ n 回ずつ行う処理を言う。

(2) 3DSRの抽出 一般に正常な肺野内の、血管・気管は細長い筒状の組織であり、肺がんなどの異常陰影領域は球状あるいは塊状の比較的まとまった領域である。従って、3次元的に見ればそれぞれの領域の中心に位置する線(点)からその表面までの距離は前者の方が後者より小さいと考えられる。この違いを抽出するために、3次元距離変換と3次元スケルトン化を利用する。

なお、3次元距離変換⁽⁷⁾(以下、3D距離変換)とは、3D2値画像の図形(値1の部分)の各画素ごとにそこから背景(値0の部分)までの最短距離を与える処理であり、3次元スケルトン⁽⁷⁾(以下、3Dスケルトン)とは、3D距離変換後の画像において距離値が極大になる点のことを言う。

4. 具体的処理手順

4.1 肺野領域の切出し

4.1.1 肺野領域の基本的切出し

3.2(1)の考えに基づいた肺野領域切出しの基本的手順を以下に示す。

[切出し手順]

(Step 1) 入力された3D胸部CT像に対してしきい値処理(しきい値 n)を施し、CT値の低い部分が1、それ以外が0の3D2値画像を得る。

(Step 2) 上記3D2値画像の値1の3次元連結成分の中で、画面の枠に触れた部分を人体以外の領域として削除し、残りの連結成分を初期肺野領域とする。

(Step 3) 上記の初期肺野領域に3D図形融合(収縮 n 回→拡散 n 回)を施す。

(Step 4) 更に上で得られた結果に再度3D図形融合(拡散 n 回→収縮 n 回)を施す。

なお、図形融合の詳細は文献(12)を参照。また、上記のStep3は誤って肺野領域と接続されて抽出される気管領域を除外すること、Step4は肺野内の血管・気管領域の脱落で生じた欠損部分を埋めることに対応する。

4.1.2 肺野領域の補正(1)

上記の手順でも比較的太い血管・気管領域による欠損部分は埋められずに残る可能性がある。そのような欠損部分が肺野領域内で3次元的に孤立した空洞のような状態の場合には、背景の連結成分に対する小成分除去である程度除去できると思われる。しかし、欠損成分が空洞ではなくほら穴のような状態の場合にはそのような方法でも削除できない。但し、このような欠損部位は、ちょうど肺野領域外と接続する部分の近傍

以外では、2次元スライスごとに見れば、肺野領域内の孤立した穴成分になっていることが多い。

そこで、先の基本手順に次の補正手順を加える。

[補正手順(1)]

(Step 5) Step 4 で得られた肺野領域の 3D 2 値画像の 0, 1 を反転する。

(Step 6) 上記反転画像の各スライスごとに 2 次元的な小成分除去を行い、面積がしきい値 a 以上の連結成分を残す。

(Step 7) 最後に 0, 1 を反転し元に戻す。

なお、上記の手順は、ほら穴の状態になっている欠損部分を埋めるための手順であるが、孤立した空洞の状態の欠損部分も同時に埋めることができる。

4.1.3 肺野領域の補正(2)

さて、上記の補正を加えてもなお、病変部等の比較的大きな部分が胸壁などに接触している場合には、その部分を肺野領域外と判断してしまう恐れがある(図 2 参照)。しかし、2次元スライスで見れば、そのような接触はがん病巣の中央付近にあるスライスだけに見られるであろう。隣接するスライス間では肺野領域の形

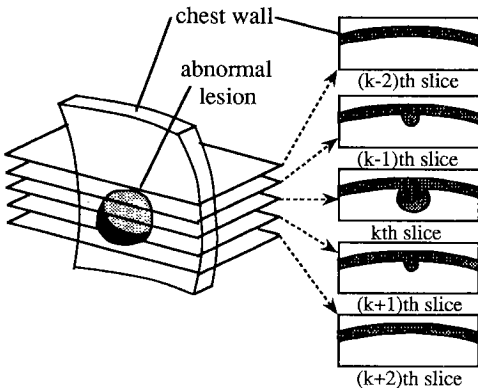


図 2 胸壁に接触した病巣のモデル

Fig. 2 A model of abnormal lesion in touch of the chest wall.

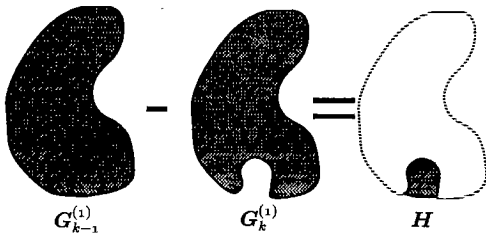


図 3 スライス間の差分

Fig. 3 Subtraction of two successive slices.

の違いは極めて小さいと考えられるが、上記のようながん病変部が接触する部分のみはその形がスライス間で大きく異なることが予想される(図 2 参照)。この差を利用して以下の補正手順を加える。

[補正手順(2)]

(Step 8) Step 7 までの結果で得られた肺野領域の 3D 2 値画像を $F = \{f_{ijk}\}$ とし、作業用画像 $G^{(1)} = \{g_{ij}^{(1)}\}$ を用意する。 F の内容を $G^{(1)}$ に複写する。

(Step 9) $G^{(1)}$ の第 k スライス の 2 次元画像を $G_k^{(1)} = \{[g_{ij}^{(1)}]_k\}$ 、第 $(k-1)$ スライス の 2 次元画像を $G_{k-1}^{(1)} = \{[g_{ij}^{(1)}]_{k-1}\}$ とし、スライス間差分画像 $H = \{h_{ij}\}$;

$$h_{ij} = \begin{cases} 1 & [g_{ij}^{(1)}]_{k-1} - [g_{ij}^{(1)}]_k > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

を計算する(図 3 参照)。

(Step 10) 2 次元画像 H に対して小成分除去を行い、面積がしきい値 b 以上の単連結成分を残す。

(Step 11) 得られた H で値 1 の部分は、 $G_k^{(1)}$ において病変部等の接触による肺野の欠損部分に対応すると考えられるので、 $G^{(1)}$ に対する次の補正操作

$$g_{ij}^{(1)} = \begin{cases} 1 & h_{ij} > 0 \\ g_{ij}^{(1)} & \text{otherwise} \end{cases}$$

を行う。

(Step 12) Step 9~Step 11 の操作を k を増加させながら入力画像の全体にわたって行う。

(Step 13) 作業用画像 $G^{(2)} = \{g_{ij}^{(2)}\}$ を用意する。 F の内容を $G^{(2)}$ に複写する。

(Step 14) $G^{(2)}$ の第 k スライス画像を取り出した、2 次元画像 $G_k^{(2)} = \{[g_{ij}^{(2)}]_k\}$ 、第 $(k+1)$ スライス 2 次元画像 $G_{k+1}^{(2)} = \{[g_{ij}^{(2)}]_{k+1}\}$ について、差分画像 H

$$h_{ij} = \begin{cases} 1 & [g_{ij}^{(2)}]_{k+1} - [g_{ij}^{(2)}]_k > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

を計算する。

(Step 15) 2 次元画像 H に対して小成分除去を行い、次に面積がしきい値 c 以上の単連結成分を残す。

(Step 16) 得られた H で値 1 の部分は、 $G_k^{(2)}$ において病変部などの接触による肺野の欠損部分に対応すると考えられるので、 $G^{(2)}$ に対する次の補正操作

$$g_{ij}^{(2)} = \begin{cases} 1 & h_{ij} > 0 \\ g_{ij}^{(2)} & \text{otherwise} \end{cases}$$

を行う。

(Step 17) Step 14~Step 16 の操作を画像全体にわたって k を減少させながら行う。

(Step 18) 作業用画像 $G^{(1)}$ と $G^{(2)}$ の論理積の結果を最終的な肺野領域とする。

なお、Step 9～Step 12の処理、あるいは、Step 14～Step 17の処理で病変部の胸壁への接触による肺野領域の誤抽出を補正することができる。しかし、心臓の接触によって肺野領域の形がスライス間で大きく変化する場合、心臓領域が誤って欠損部分と認識される可能性がある。但し、一般に心臓は肺野の下半分に接触しているので、そのような誤認識がたとえある一方方向の補正で起きても、その逆方向の補正で起きる可能性は極めて低い。このため、上記補正手順(2)では、両方向の補正結果の論理積をとることによって、最終的に心臓領域の誤認識を防いでいる。

4.2 3DSRの抽出

3.2(2)の考えに基づいた3DSRの抽出手順を以下に示す。

[3DSR 抽出手順]

(Step 1) 入力3D胸部CT像にしきい値処理(しきい値 t_0)を施し、血管・気管および異常陰影の部分が1、その他が0であるような3D 2値画像を得る。但し、4.1で得られた肺野領域の内側だけを処理対象とする(外側には0を代入する)。

(Step 2) 得られた2値画像に対して、3D距離変換を施し、3Dスケルトンを抽出する。

(Step 3) スケルトンの中で距離値がある値(d)未満のものを消去(0を代入)し、残ったスケルトンから3D逆距離変換により図形を復元する。得られた値1の各3

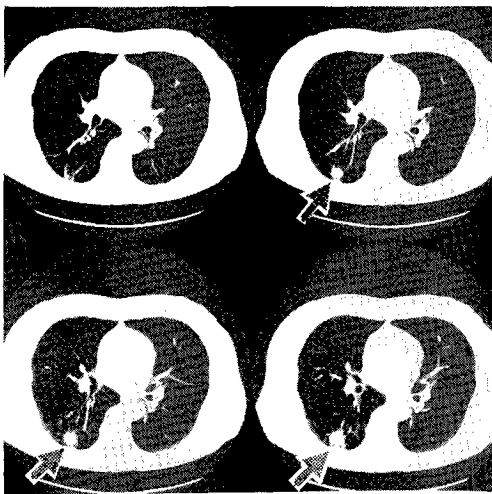


図4 試料画像(がん症例)のスライス例(矢印はがん病巣)
Fig. 4 Slices of a 3D CT image with a lung cancer (indicated by arrow) used in the experiment.

次元連結成分を最終的な3DSRとする。

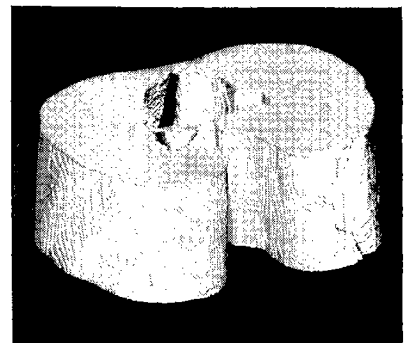
5. 実験および考察

5.1 実験試料画像

今回、実験に用いた試料画像はヘリカルCTで撮影された限局性肺がん症例の3D胸部CT像で直径6～8mmの病巣が肺野中央にあるもの2例、直径13mm程度の病巣が胸壁に接触しているもの1例、および、直径25mm程度の比較的大きな病巣が肺門付近にあるもの1例の計4例である。病巣が胸壁に接触した症例のスライス像を図4に示す(がん病巣部に矢印)。各試料とも1スライスは320画素×320画素、スライス数62～73枚の大きさで、画素間隔は0.625mm、スライス間隔は1mm(スライス厚は2mm)である。



(a) Examples of slices



(b) A 3D display

図5 肺野領域抽出結果の一例
Fig. 5 Segmentation results of lung areas for the 3D CT image of Fig. 4.

5.2 実験結果

5.2.1 肺野領域の切出し

実験では、肺野領域切出しのためのしきい値 t_1 を -400 H. U., 図形融合の回数 n を 3 , 肺野領域の補正に用いた面積しきい値については、 $a=1, b=c=5$ とした。図 4 の画像に対して最終的に切り出された肺野領域(スライス像)を図 5(a)に、それを 3次元表示したものを同図(b)に示す。肺野領域の抽出は、4 試料のすべてについてほぼ成功し、本論文で提案した比較的簡単な手順でも十分有効に働くことが確認できた。

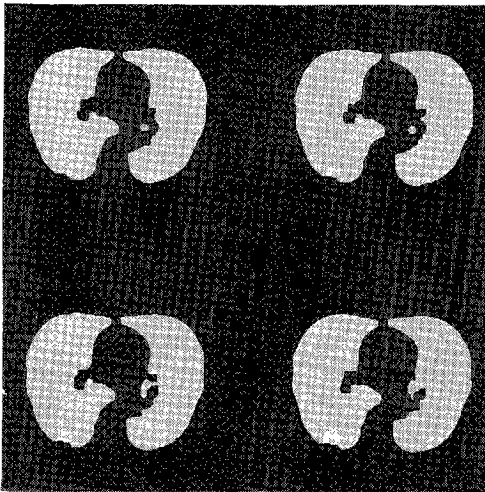
しかし、今回抽出された肺野領域の良否については視察評価にとどまっており、今後より詳細な評価を行わなければならない。肺野領域を抽出するのに要した CPU 時間は、大型汎用計算機 FACOM M-1800/20

で 1 試料当たり約 160 秒であった。

5.2.2 3DSR の抽出

実験では、血管・気管および病変部等の抽出におけるしきい値 t_2 を -600 H. U., スケルトンの距離値に対するしきい値 d を 4 (画素) とした。図 4 の例に対する最終的な 3DSR 抽出結果を図 6 に示す。また、病変部抽出結果と血管領域抽出結果を合成して深度符号化で明暗を付けたものを図 7 に示す。今回の実験の範囲ではがん病変部の見落としは一例もなかった。また拾いすぎに関しては、距離値に対するしきい値 d を変化させて抽出される 3DSR の数の変化を調べた。その結果を表 1 に示す。この表からわかるように、現在の距離値のしきい値 ($d=4$) での候補領域の拾いすぎはあまり多くなく(平均 4 個)、一つの症例を除いて、しきい値をかなり大きくしても安定して抽出できることがわかる。但し、より小さな肺がん病巣まで抽出するために d の値を下げると、血管・気管の一部も拾うようになるため、拾いすぎは急激に増加することも知られた。

3DSR の抽出に要する CPU 時間は、同じ計算機で 1 試料当たり約 20 秒であった。



(a) Examples of slices (white small areas)



(b) A 3D display

図 6 異常陰影候補領域抽出結果の一例

Fig. 6 Extraction results of abnormal lesions for the 3D CT image of Fig. 4.



図 7 異常陰影候補領域(明るい領域)と血管領域の合成 3次元表示(明暗は深度符号化による)

Fig. 7 A 3D display of suspicious regions (bright small areas) with blood vessels (The image is toned by depth coding).

表 1 距離値のしきい値 (d) に対する抽出領域数の変化

しきい値 d	2	3	4	5	6	7	8	9
症例 1	75	12	4	0	0	0	0	0
症例 2	67	15	4	3	2	1	1	0
症例 3	69	16	4	1	1	1	1	0
症例 4	70	19	8	2	1	1	1	0

5.3 考 察

血管・気管および病変部の構造的な特徴に基づき、二値化により抽出された血管・気管および病変部に対して3D図形融合(またはこれと等価な3D距離変換・逆変換)の比較的簡単な処理を行い、適当なパラメータを設定することで肺がん病変部候補領域の抽出を行うことができた。特に、血管領域と病変部の3次元的な分離は、3次元画像処理が最も威力を発揮した部分と言えよう。一方、処理のある段階では3次元形状を直接扱うよりも2次元断面形状に注目して処理する方がより有利な場合があり、本論文の補正処理(1)における2次元的な小成分除去はその例である。3次元画像処理に基づく肺がんの計算機診断の研究はまだ報告されていないため、文献(4)におけるphase-1に対応するfeasibility studyの一つとしての評価は果たし得ると思われる。

統計学的に見た処理手順の信頼性という観点からは、実験試料数4例は十分とは言えない。しかし、本論文5.1で述べたように、今回用いた試料はそれぞれの病変部の位置も大きさもかなり異なることから、本論文の処理手順は他の症例にもある程度対応できると考える。また、各処理パラメータについては、CT値の安定性や、各臓器の平均的形状を考慮した上で実験的に決められており、今後試料数が増えても、若干の調整のみで対応可能と思われる。現在、肺がん診断支援システムの目標性能としては、直径5mmまでの肺がん病巣に対応する陰影を認識できることとしている。今回選んだ距離値4というのは、実寸にして半径2.5mmであり、システムの設計目標と一致している。しかし、距離値4による3DSR検出では正常な陰影の拾いすぎがある程度生じることは避けられない。従って、今後は抽出された3DSRが真の病変部であるかどうかを判定する論理を開発しなければならない。今回の実験で拾いすぎが出現するのは、肺門部付近の比較的大きな血管と血管の分岐点(特に肺門部付近)であった。このような部位において抽出された3DSRが真の異常陰影であるかどうかを判定するには、血管の追跡を行い、その情報をもとにして異常陰影としての妥当性を検討することが最も自然な方法であろう。

また、今回の処理全体の特徴としては(肺野領域抽出にも当てはまるが)、処理時間が比較的短いということがある。今後、これらのシステムの実用化に向けて、処理時間は極めて重要な要素である。本方法の各段階の処理は、3次元的な近傍の情報しか利用しておらず

(いわゆる3次元局所処理)、並列プロセッサを利用して実現することで処理を高速化する場合にも適したものになっている。

更に、3次元濃淡画像処理の固有の重要な問題として処理結果の表示法がある。本実験では、各スライス(2次元画像)を並べて表示すること(図6(a))に加えて、抽出された3DSRと胸壁、または、それに血管を加えたものを3Dボクセル表示して深度符号化によって明暗を付けたものを用いた(図7)。3DSRのみの表示では肺野の位置情報が伴わないため、胸壁や血管との組合せ表示は有効である。しかし、視点位置との関係で見えない(あるいは見えにくい)部分が生じ得るため、表示法に関しては更に検討が必要である。

6. む す び

本論文では、連続スライス3次元胸部X線CT像(3D胸部CT像)を用いて肺がんなどの異常陰影と疑われる領域(異常陰影候補領域)を抽出するための一手順を提案し、実際の3D胸部CT像に適用してその能力の検証を行った。その結果、しきい値処理、3Dの図形融合(または3D距離変換)、3Dスケルトン化のような基本処理を組み合わせ、肺野領域ならびに異常陰影候補領域を良好に抽出できることを示した。特に、本手法では局所処理に基づく単純な処理の組合せで行われているために、処理時間が比較的短くて済むという利点がある。

本研究は3D胸部CT像からの肺がん候補検出を3次元画像処理で行った最初の試みとしてfeasibility studyの役割を果たすものである。

次のレベルとして重要な問題は、第1に正常陰影の誤抽出の減少であり、そのためには血管構造の抽出が最も重要かつ有効となろう。また、3次元画像固有の問題として、診断結果の表示法の研究も重要であろう。

謝辞 日ごろ熱心に御討論頂く名古屋大学鳥脇研究所室諸氏に感謝する。なお、本研究には名古屋大学大型計算機センターおよび画像処理パッケージSLIP、SLIP-3Dを利用した。また、本研究の一部は文部省科研費、厚生省がん研究助成金、科学技術庁振興調整費によった。

文 献

- (1) 総特集：CTグレードアップ活用術，新医療，202(1991-10)。
- (2) 片田和廣：“ヘリカルCTの臨床経験”，新医療，202，pp. 60-64(1991-10)。

- (3) 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 遠藤真広, 山本真司, 松本満臣: “肺癌検診のための X 線 CT の開発”, 新医療, **190**, pp. 28-32 (1990-10).
- (4) 鳥脇純一郎: “X 線像の計算機診断—歴史と現状”, Medical Imaging Technology, **10**, 1, pp. 1-11 (1992-03).
- (5) 陳 旋, 鈴木秀智, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: “じん肺 X 線 CT 像における粒状影の自動抽出と定量計測”, Medical Imaging Technology, **8**, 2, pp. 107-114 (1990-06).
- (6) 千田昌弘, 田中一平, 山本真司, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 松本満臣: “肺癌検診用 CT(LSCT) における診断支援—モフォロジカルフィルタによる病巣自動抽出”, コンピュータ支援画像診断学会第 2 回学術講演会講演論文集, p. 5 (1992-10).
- (7) 鳥脇純一郎, 横井茂樹: “3 次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎”, 信学論(D), **J68-D**, 4, pp. 426-432 (1985-04).
- (8) 鳥脇純一郎, 鈴木秀智: “3 次元デジタル画像処理とその医用画像への応用”, Medical Imaging Technology, **8**, 4, pp. 414-422 (1990-09).
- (9) 江 浩, 鈴木秀智, 鳥脇純一郎: “エッジ情報を組み入れた 3 次元領域拡張法による頭部 MRI 画像のセグメンテーション”, 医用電子と生体工学, **29**, 3, pp. 170-177 (1991-09).
- (10) 斎藤豊文, 鳥脇純一郎: “3 次元ユークリッド距離変換及び拡張ボロノイ分割のアルゴリズムと肝組織標本画像の解析”, 画像電子学会誌, **21**, 5, pp. 468-474 (1992).
- (11) 斎藤豊文, 鳥脇純一郎: “3 次元デジタル画像に対するユークリッド距離変換”, 信学論(D-II), **J76-D-II**, 3, pp. 445-453 (1993-03).
- (12) 鳥脇純一郎: “画像理解のためのデジタル画像処理(II)”, 昭晃堂 (1988).

(平成 4 年 12 月 28 日受付, 5 年 3 月 22 日再受付)



長谷川純一

昭 49 名大・工・電気・電子卒, 昭 54 同大大学院博士課程 (情報工学専攻)了。同年同大工学部電子工学科助手, 昭 57~59 カナダ・サスカチュワン大学博士研究員, 昭 61 名大情報工学科講師, 昭 62 中京大学教養部助教授, 昭 63 同教授を経て, 平 4 より同大学情報科学部教授, 現在に至る。工博, パターン認識, 画像処理, エキスパートビジョン, および, それらの医学応用に関する研究に従事。情報処理学会, 人工知能学会, 日本 ME 学会, 日本医療情報学会, 日本医用画像工学会, 米国 IEEE 各会員。

森 健策



平 4 名大・工・電子卒, 現在同大大学院修士課程在学中, 主に医用画像処理に関する研究に従事。

鳥脇純一郎



昭 37 名大・工・電子卒, 昭 42 同大大学院博士課程了。同年 4 月同大工学部助手, 以後, 昭 45 同大助教授, 昭 49 同大大型計算機センター助教授, 昭 55 豊橋技術科学大学情報工科学系教授, 昭 58 名古屋大学工学部電子工科学科教授を経て, 昭 60 年 4 月より同情報工科学科教授, 工博, パターン認識, 画像処理, グラフィックス, および, それらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理(I)(II)」(昭晃堂), 「パターン認識と画像処理」(朝倉書店), 「認識工学」(コロナ社), 情報処理学会, 日本 ME 学会, 医療情報学会, 人工知能学会, 米国 IEEE 各会員。

昭 57 名古屋保健衛生大・医卒, 昭 63 藤田学園保健衛生大・医・大学院博士課程 (放射線医学専攻)了。昭 63 同大学衛生学部診療放射線技術学科講師 (医学部講師兼任), 平 1 放射線科専門医取得, 平 2 日本核医学会認定医取得, 現在に至る。医博, CT, MRI の画像診断および臨床研究 (高速 CT, ヘリカル CT, 心臓シネ MRI の臨床応用に関する研究)に従事。日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本放射線腫瘍学会, 日本磁気共鳴医学会, 日本 ME 学会, 日本心臓病学会, 日本放射線技術学会, 北米放射線学会各会員。

安野 泰史



昭 57 名古屋保健衛生大・医卒, 昭 63 藤田学園保健衛生大・医・大学院博士課程 (放射線医学専攻)了。昭 63 同大学衛生学部診療放射線技術学科講師 (医学部講師兼任), 平 1 放射線科専門医取得, 平 2 日本核医学会認定医取得, 現在に至る。医博, CT, MRI の画像診断および臨床研究 (高速 CT, ヘリカル CT, 心臓シネ MRI の臨床応用に関する研究)に従事。日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本放射線腫瘍学会, 日本磁気共鳴医学会, 日本 ME 学会, 日本心臓病学会, 日本放射線技術学会, 北米放射線学会各会員。

片田 和廣



昭 47 大阪医科大卒, 同年名古屋市立大医学部第 2 外科学研究員, 昭 49 名古屋保健衛生大学医学部助手, 昭 57 同大学医学部脳神経外科学講師, 昭 60 藤田学園保健衛生大学医学部放射線医学助教授, 昭 62 より同大衛生学部教授, 現在に至る。医博, 神経放射線学, CT, MRI, 血管内手術に関する研究に従事。日本医学会, 日本医学放射線学会, 日本脳神経外科学会, 日本神経学会, 日本 ME 学会, 日本磁気共鳴医学会各会員。