

じん肺 X 線 C T 像における 粒状影の自動抽出

陳 旋 鈴木 秀智 鳥脇 純一郎

名古屋大学工学部情報工学科

本研究では、じん肺 X 線 C T 像を用いた定量診断のためのじん肺粒状影の自動抽出手法について述べる。C T 像では、じん肺陰影と血管影（気管影を含む）の濃度値がよく似ているため、他の特徴量を使ってじん肺陰影を抽出する必要がある。そこで、円形のを強調し、細長いものを抑制するような差分型フィルタを考案し、じん肺粒状影の抽出を試みた。このフィルタは、一種の 2 階差分型フィルタであり、じん肺粒状影のような小円形領域を強調するようにフィルタのサイズや差分方向が調整されている。また、このフィルタリング結果を用いてじん肺粒状影の密度とサイズを計測してじん肺 X 線 C T 像の分類を試み、13 例に対して約 77% の正識別率を得ることができた。

Automated Detection of Small Rounded Opacities in X-ray CT Images of Pneumoconiosis

Xuan Chen, Hidetomo Suzuki, Jun-ichiro Toriwaki

Department of Information Engineering, School of Engineering, Nagoya University

Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-01 Japan

A new automated detection of small rounded opacities for quantitative diagnosis of pneumoconiosis is discussed. Since small rounded opacities of pneumoconiosis and shadows of blood vessels (including bronchi) in CT images have almost the same gray level values, we must utilize some other characteristics to extract small shadows due to pneumoconiosis only. We developed a differential filter which enhances rounded regions as well as suppresses elongated regions. Furthermore, we tried to classify the pneumoconiosis X-ray CT images by use of the profusion and size of the opacities extracted above, and achieved seventy seven percent of the recognition rate for thirteen sets of CT images.

1 ま え が き

じん肺症は、長期にわたって多量の粉じんさらされ、吸い込んだものが肺組織の局所的な変異を引き起こすことによって、肺機能が低下していく代表的な職業病の一つである。その胸部X線写真の診断結果は、患者の職場転換、経済補償などの基礎資料として極めて重要なものになっている。症例の最も多い粒状影のじん肺写真の場合、医師はじん肺標準X線写真との比較読影によって、診察の対象となるX線写真を、病巣陰影の密度の低い方から順に0（正常）、1（軽度）、2（中度）、3（重度）の4個のカテゴリ、直径 r の小さい方から順に p ($r \leq 1.5\text{mm}$)、 q ($1.5\text{mm} < r \leq 3.0\text{mm}$)、 r ($3.0\text{mm} < r \leq 10.0\text{mm}$)の3個のタイプに分類することによって診断を行う⁽¹⁾。しかし、粒状影と混在している血管や肋骨などの正常陰影の影響により、上記の分類の各カテゴリ間の相違は微妙になる。このため、医師間の読影結果の不一致が問題にされることがあり、また、診断精度向上の観点からも定量的な計測方法の確立が強く望まれている。

じん肺X線像の計算機診断に関する研究は既にいくつか報告されているが、それらは二つに大別される。

- ① じん肺陰影の密度とサイズを総合的にテクスチャ特徴量として計測し、じん肺画像を分類する方法⁽²⁾⁻⁽⁸⁾、
- ② 個々のじん肺粒状影を自動抽出した後、その密度とサイズを計測して分類を行う方法⁽⁹⁾⁻⁽¹²⁾、

前者は画像処理技術の観点からは自然な手法で、従来の医師の診断にはない特徴量を利用できる。後者は診断論理が医師のそれと似ているため、専門家の知識を導入しやすく、しかも、最終的な分類結果ばかりではなく、具体的な粒状影の密度、サイズ、場所などの情報も医師に提供できるため、じん肺診断支援システムのための画像処理手法として役立つと思われる。

ところで、上記の研究はすべて通常の単純胸部X線像を用いている。この種の画像は三次元情報を二次元平面に投影して生成された画像であるため、じん肺粒状影が他の粒状影、または、血管や肋骨などの正常な組織影と重なって存在する場合

が多い。このことは各組織の識別をかなり困難にする。一方、人体の断面を直接に観察できるX線CT像は、病変の部位、大きさ、性質、周辺構造との関係、などに関する正確な情報をもつ。例えば、図1はじん肺X線CT像の一例であるが、コントラストが大きい、肋骨像の影響がない、じん肺粒状影と血管影の重なりが少ない、などの特徴があるため、近い将来、単純胸部X線像と共に臨床診断に用いられることが期待されている。これらの特徴は計算機診断のためにも有利に働くと思われるが、じん肺X線CT像の計算機処理に関する報告はまだない。

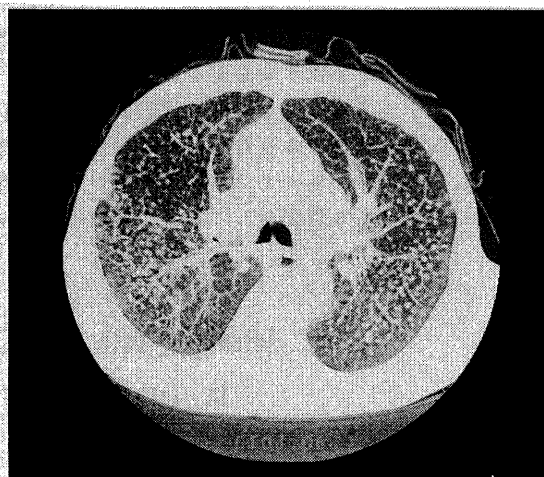


図1 じん肺X線CT像の例
(3, r)と診断されたもの)

そこで、筆者らはじん肺X線CT像の計算機診断の可能性を知るために予備的な検討を行った。処理手順は、前記②の方針による。すなわち、新たに開発した一種の方向性をもつ2階差分型フィルタを利用した処理手法を用い、じん肺X線CT像における粒状影の自動抽出と定量計測を試みた。また、計測した密度とサイズを特徴量としてじん肺X線CT像の分類を行った。以下、方向性をもつ差分型フィルタの特性を説明した後、X線CT像におけるじん肺粒状影の抽出、計測の方法、および、実験結果を示す。

2 方向性をもつ差分型フィルタの検討

2.1 既存の強調フィルタの検討

肺領域には、非常にたくさんのじん肺粒状影と血管影（気管支影を含む）が混在している。そこで、まず、単純しきい値処理による方法⁽¹³⁾と、文献(11)と同様の粒状影強調フィルタを利用した方法⁽¹⁴⁾をそれぞれ適用してみたが、前者では、肺野の背景部分（粒状影や血管影以外の部分）の濃度値分布が不均一であるため、固定しきい値で全肺野領域に現れる粒状影を血管影などから分離するのは困難であった。また、後者では、フィルタの特性上粒状影と血管影が同時に強調されてしまった。このため、両者とも血管影による不要成分を除去するために、複雑な連結成分処理による形状解析を必要とし、かつ、粒状影を血管影と誤認識することによってじん肺粒状影を見落とす場合がかなりあることが判明した。一方、血管影の強調フィルタが既に提案されているが⁽¹⁵⁾、これもその特性によって血管影と共に粒状影も強調してしまうので、上記の2手法と同様な問題があることが知られた。

2.2 方向性をもつ差分型フィルタの特性

前節の結果を考慮して、じん肺粒状影を強調すると同時に血管影を抑制することができる一種の方向性をもつ2階差分型フィルタを構築する。

肺野内では、血管影はその走行方向において濃度勾配がほぼゼロに近く、それと直交する方向の濃度勾配が大きいという特徴をもつ。一方、粒状影は、その中心点からどの方向にも濃度勾配がほぼ同様である。このような濃度勾配の方向性を利用して特定の対象を強調するのが方向性をもつ差分型フィルタである。

図2(a)は粒状影（左）と血管影（右）のモデルである。図2(b)は図2(a)の横方向断面の濃度変化の様子である。図2(c)は図2(b)の横方向の2階差分の結果である。ただし、この2階差分の計算には画像内の濃度変化に比べて十分大きな差分距離 r を使うので、むしろ、 $2r$ の幅をもつ凹領域を強調するようなマッチングフィルタであるといえる⁽¹⁶⁾。

原画像 $\{f_{ij}\}$ (f_{ij} は第 i 行 j 列画素の濃度値) に対する n 個の方向の2階差分は式(1), (2)を使って計算される。

$$\Delta^2 f(k\theta) = f_{i+1, \dots, j+r} + f_{i-1, \dots, j-r} - 2f_{ij} \quad (1)$$

$$i' = r \sin(k\theta), j' = r \cos(k\theta), \theta = \pi/n \quad (2)$$

(k=0, 1, \dots, n-1)

ここで、2階差分の計算に使う近傍画素の位置を決めるパラメータは、差分距離 r と方向数 n である（図3）。この式は等角度間隔で決められる n 個の方向の2階差分を計算することを表している。例えば、横方向差分の場合は、 $i'=0, j'=r$ となり、縦方向差分の場合は、 $i'=r, j'=0$ となる。これら n 個の出力を使って方向性の検出が可能になる。

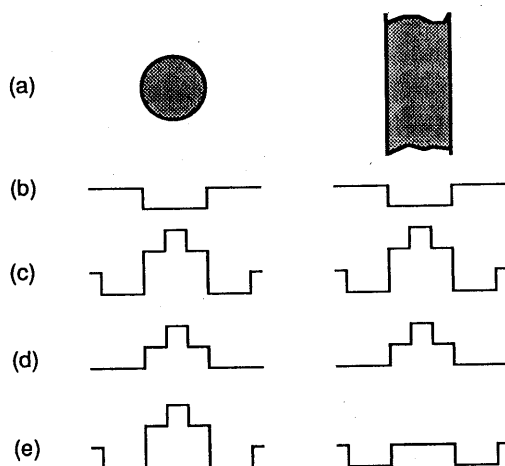


図2 方向性をもつ差分型フィルタの特性
(a):粒状影(左)と血管影(右)のモデル、
(b):(a)の横方向断面の濃度変化、
(c):式(1)を(b)の水平方向に適用した結果、
(d):式(3)の結果、(e):式(4)の結果)

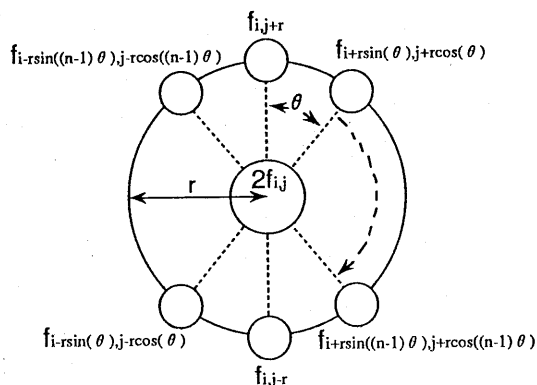


図3 方向性をもつフィルタの形

さらに、これらの n 個の差分値に基づく各画素での出力値の決め方によってフィルタの特性を変えることができる。例えば、出力画像を $\{g_{ij}\}$

とすれば、式(3)と式(4)によって特性の違った二つのフィルタが得られる。

$$g_{ij} = \max_{0 \leq k \leq n-1} (\Delta^2 f(k\theta)) \quad \dots\dots (3)$$

$$g_{ij} = \min_{0 \leq k \leq n-1} (\Delta^2 f(k\theta)) \quad \dots\dots (4)$$

図2(b)に対する式(3)と式(4)による出力を、それぞれ、図2(d)と図2(e)に示す。図からわかるように、粒状影はどの方向にも濃度勾配が同じであるため、式(3)と式(4)による出力に差は出ない。一方、血管影はそれを横切る方向の濃度勾配が最大になるが、その長さ方向の濃度勾配がゼロになるため、式(3)と式(4)による出力は大きく異なる。言い換えれば、式(3)では粒状影と血管影の両方を強調するので両者の区別は難しいが、式(4)では粒状影を強調し、血管影を抑制する。なお、文献(15)の血管影強調フィルタの特性は式(3)のそれに近いが、本研究で新たに提案する方向性をもつ差分型フィルタ(式(4))は粒状影の強調と血管影の抑制が同時にできるという特徴がある。

3 処理方法

3.1 手順の概要

処理手順は、①肺領域の抽出、②粒状影の抽出、および、③密度とサイズの計測、からなる

3.2 肺領域の抽出

粒状影の密度を計測する時の基準となる肺領域の面積の計算、および、肺野以外の部分の除去のため、肺領域を抽出しなければならない。胸部X線CT像では、胸郭、縦隔、心臓などの部分はそれ以外の部分と比べて濃度値が高く、また、両者のコントラストが大きいため、固定しきい値処理によってその領域を分割できる。すなわち、濃度値があらかじめ決められたしきい値よりも高い部分を図形として抽出する。このしきい値 T_L は、両者のコントラストが大きいため、ある程度余裕をもって定めることができ、しかも、スライスまたはデータごとに細かく調整する必要はないと考えてよい。次に、連結成分処理を用いて、雑音によって画像の縁付近にできる大成分、および、肺野中心部の気管による小成分を除去し、残った成分を肺領域とする。

3.3 粒状影の抽出

まず、ランダム雑音を除去するために、 3×3 画素の一様重み線形フィルタを用いて平滑化を行う。次に、式(4)の差分型フィルタを適用して、粒状影を強調する。この処理により、肺輪郭に沿った雑音成分も強調されるので、3.2で得られた肺領域画像(肺領域が値1、その他は0であるような2値画像)を3回収縮したものを使ってマスク処理を行い、その雑音成分を除去する。さらに、固定しきい値処理によってフィルタ出力がある値以上になる部分を抽出し、じん肺粒状影成分とする。なお、このしきい値 T_p は抽出される粒状影の大きさや個数に影響を与えるので、いくつかの実験結果を基に決める必要がある。

3.4 密度とサイズの計測

本研究では、粒状影の密度を定量的に計測するための尺度として、抽出された粒状影成分の面積による面積密度とその個数による個数密度を考える。まず、3.2節で抽出された肺領域の総画素数を密度計算の基準となる肺領域の面積(A)とする。3.3節で抽出された粒状影成分の総画素数を粒状影の面積(A_{sro})とし、連結成分の個数を粒状影の個数(N_{sro})とする。この時、面積密度(D_a)、個数密度(D_n)および平均サイズ(S)は以下のように定義される。

$$\begin{aligned} D_a &= A_{sro} / A \\ D_n &= N_{sro} / A \\ S &= A_{sro} / N_{sro} \end{aligned} \quad \dots\dots (5)$$

なお、今回の実験では、各患者の症例分類のための計測値として、CT像の各スライスごとに上記の特徴量を計測し、次に、同一患者の全スライスにわたって単純平均を求めた結果を利用した。

4 実験

4.1 試料画像

本実験で用いた試料は、診断結果が既知であるじん肺X線CT像13症例である。その内訳を表1に示す。各スライスの画素数は 512×512 、画素間隔は約 $0.5[\text{mm}]$ 、濃度レンジはおよそ $-1500 \sim 3000$ 、スライス枚数は各症例11~19枚である。スライス間隔は約 $13[\text{mm}]$ である。これらの画像に

における典型的な粒状影の直径は、pタイプは3画素以下、qタイプは4画素から6画素、rタイプは7画素から20画素である。

表1 実験試料の内訳

		密度			
		0	1	2	3
サイズ	p	1	1	1	0
	q	0	0	5	1
	r	0	0	0	4

4.2 実験結果

実験では、3.2のしきい値 T_L を-300、3.3のしきい値 T_P を100とした。また、式(2)のパラメータ(r, n)については、粒状影の直径が一番大きいクラスのものでも半径で5画素を超えるものは非常に少ないこと、および、 r を大きくし過ぎると近接する他の粒状影の影響を受けることから $r=5$ とした。また、 r が小さいので多くの方向を選ばないこと、および、計算時間を短縮する必要があるので $n=6$ とした。

図1に示した原画像から抽出した肺領域を図4に示す。また、図4の肺領域に方向性をもつ差分型フィルタ(式(4))を適用した結果を図5に示す。その結果を文献(11)の粒状影強調フィルタの結果、および、文献(15)の血管影強調フィルタの結果(図6)と比較すると、図6では血管影と粒状影の両方が共に強調されているのがわかる。そのため、しきい値処理で粒状影の候補を抽出した後、連結成分処理を用いて長さや円形度などの形状特徴を計測して血管影と粒状影の識別を行う必要がある。しかし、血管影とつながっている粒状影成分も血管影として誤って除去されるため、粒状影の見落としは避けられない。一方、図5では、式(4)のフィルタがもつ粒状影の強調と血管影の抑制の機能がうまく働いているので、細長い血管影が現れず、粒状影がより強く強調されている。そのため、単純な固定しきい値処理でじん肺粒状影成分を抽出できる。また、連結成分処理が不要であるため、処理手順は簡単になり、粒状影の見落としも少ない。

図5の画像をしきい値処理して抽出したじん肺粒状影を原画像に重ねて表示したものを図7に示

す。定量的評価は難しいが、文献(13),(14)の結果よりも粒状影の見落としが少なくなっているのが視察により確認できた。

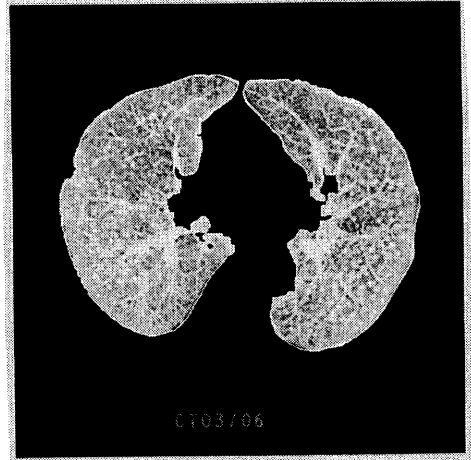


図4 図1から肺領域を抽出した結果

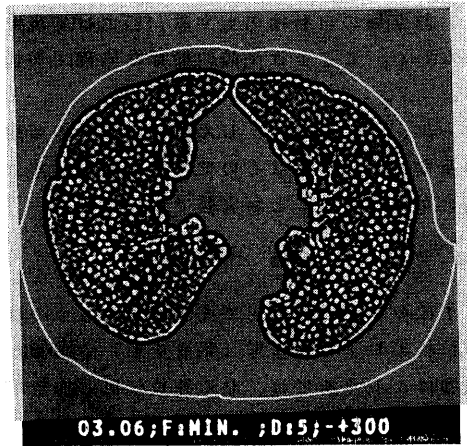


図5 図4に式(4)を適用した結果

さらに、本手法のより詳細な評価を行うために、表1の13例に対して、式(5)を用いて粒状影の面積密度、個数密度および平均サイズを求め、密度分類とサイズ分類を行った。その結果を表2に示す。症例はまだ少ないが、かなり高い正識別率を得た。

実験には名古屋大学大型計算機センターのFACOM-M780を使用し、一症例(15スライス)の処理時間は約90秒であった。

5 考察

5.1 単純X線像とCT像との比較

単純X線像は投影像の一種であるので、X線が通過する過程に存在する様々な器官や組織のX線透過率によって各画素の値が決まる。一方、CT像は断面像であるので、各画素値はごく限られた領域の透過率に関する値になる。従って、CT像は以下のような利点をもつ。

- (1) 各器官や組織のコントラストが高い。
- (2) じん肺粒状影同士の重なりがほとんどない。
- (3) 肋骨像自体が肺野に現れないので、じん肺粒状影と肋骨像の重なりがない。
- (4) じん肺粒状影と血管影(気管支影)の重なりが少ない。

これらの利点により、じん肺粒状影を抽出するための画像処理手順の簡単化、および、処理時間の短縮を実現できた。例えば、単純X線像の場合は肋骨像による粒状影の誤抽出を避けるための処理が必要であったが、CT像では不要になった。また、肺領域の自動抽出も文献(12)では実現できていないが、ここでは比較的簡単な処理で可能である。

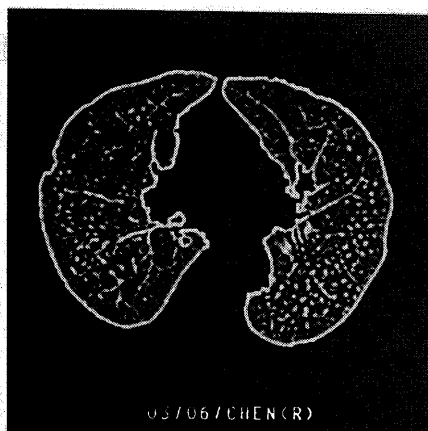
さらに、CT像では、じん肺粒状影と他の組織との重なりが少なくなるので、粒状影の見落としの割合が低くなることが実験で確認された。

5.2 フィルタの評価

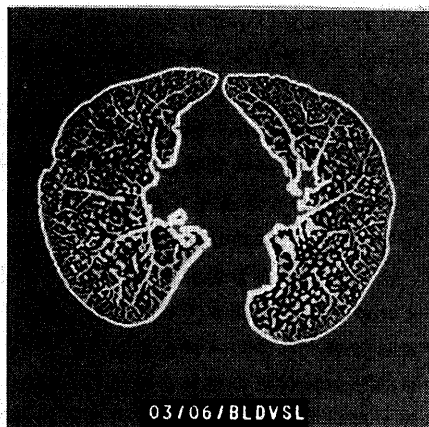
CT像の場合、肺野内で高濃度値をもつのはじん肺粒状影および血管影(気管支影)であるから、計算機による診断では、じん肺粒状影と血管影の識別、あるいは、血管影の影響の除去が最大の問題になる。本研究で開発したフィルタは、血管影などの雑音成分を抑制し、かつ、粒状影成分を十分に強調できることが確かめられた。このフィルタの特性により、強調結果から粒状影を抽出するためのしきい値の選択範囲に余裕ができ、しきい値の変動による抽出結果の変動も小さくなった。

また、肺野周辺部では、肺野中心部から輪郭部分に向かうにつれて急激に濃度値が高くなるため、通常の差分型フィルタを施すと周辺部付近も強調される(これは細長い領域になる)。しかし、今回のフィルタは細長い領域を抑制するように働くので、このような雑音成分は出にくくなる。その

ため、肺野周辺部に存在する粒状影が雑音成分に埋もれてしまう場合が少なくなり、しかも、この雑音成分の除去はごく簡単な処理で行える。



(a):文献(11)の粒状影強調フィルタ



(b):文献(15)の血管影強調フィルタ

図6 既存の手法による結果

しかし、このフィルタでもまだ不十分な点がある。例えば、スライス面に直交する血管影は円形になるので、じん肺粒状影との区別は困難である。また、血管が数多く分岐している(肺の周辺部にいくほど分岐は多くなる)部分では、スライス面に見える細長い血管影の上にも粒状影に似た局所的な濃度分布が現れ、それらが粒状影として抽出される場合がある。これらに対処するためには、血管影のより詳細な構造的知識を利用して、フィルタ自身および処理手順全体を改善する必要がある。

る。

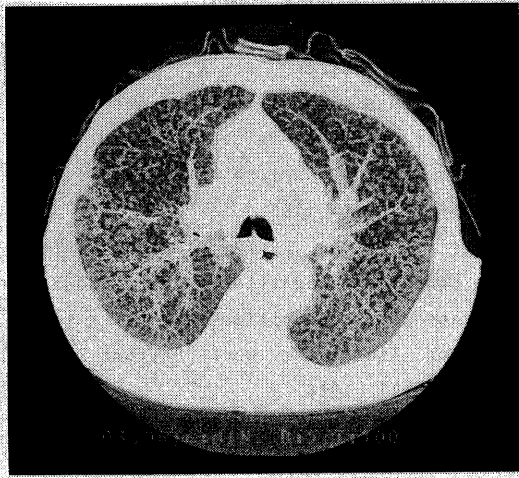


図7 図5から抽出されたじん肺粒状影
(原画像に重ねて表示)

表2 計算機による識別結果

		計算機による識別結果					
		0/p	1/p	2/p	2/q	3/q	3/r
医師による 診断結果	0/p	0	1	0	0	0	0
	1/p	0	1	0	0	0	0
	2/p	0	0	1	0	0	0
	2/q	0	0	0	4	1	0
	3/q	0	0	0	0	1	0
	3/r	0	0	0	0	1	3

識別率=10/13=77%

5.3 密度およびサイズ分類の評価

本実験では、症例数は少ないが、正識別率77%という結果を得た。しかし、粒状影の抽出には単純なしきい値処理を用いただけなので、抽出された粒状影に対してはよりきめ細かい吟味が必要である。例えば、真の粒状影以外に小さい雑音成分が混入していると、qタイプとrタイプの粒状影の平均サイズの違いが小さくなる。その対応策として、しきい値処理の結果から微小成分を取り除くのが一般的であるが、そうすると、pタイプの粒状影の場合に真の粒状影を誤って除去してしまい、pタイプとqタイプの平均サイズの差が小さくなる。この問題を解決する一つの方法は、多

段階の分類であろう。すなわち、まず、微小成分を残したままでpタイプであるか否かを調べ、pタイプでなければ、微小成分を除去して、qタイプとrタイプのいずれであるかを調べる、等の考え方である。

6 むすび

本研究は、じん肺の計算機診断におけるX線CT像の有用性を調べるために行った予備的検討の結果を述べたものである。まず、新たに一種の方向性をもつ差分型フィルタを提案した。このフィルタは粒状影の強調と血管影の抑制を同時に行うので、比較的単純な手順で粒状影の自動抽出ができた。

また、抽出結果を用いて粒状影の密度とサイズを定量的に計測し、じん肺X線CT像の分類を試みた。じん肺粒状影の抽出結果は、同じCT像に対する従来方法^{(13)・(14)}より良くなり、分類実験でもかなり高い正識別率が得られ、新しい差分型フィルタを中心とする処理手順の有効性を確認することができた。

筆者らが先に行った単純X線像による計算機診断^{(11)・(12)}と比べると、肋骨像の処理が不要で、かつ、肺領域の切り出しもより簡単であるため、処理手順全体をかなり簡単化できた。最大の問題は血管影の処理にあると予想されたが、本研究である程度の可能性と見通しが得られたと思われる。

今後の課題としては、

- (1) 医師による個々のじん肺粒状影の抽出結果との照合に基づく評価実験、
 - (2) 血管影(特にスライスに直交する血管の像)の構造的知識の導入による処理手順の改善、
 - (3) 粒状影の抽出結果に基づく診断のための尺度のより詳細な統計的検討、
 - (4) 3次元処理の導入、
 - (5) 肺領域の抽出および粒状影の抽出のためのしきい値の自動決定法の検討、
- などがある。

(1)～(3)に関しては、医師の診断においてもCT像に対する診断上の評価や診断基準は単純撮影像ほどに確立されておらず、標準フィルムもないため、今後の基礎的検討の蓄積が人間および計算機両面において必要である。また、計算機

処理の観点から言えば、本文では、各スライスごとの2次元処理にとどまったが、次の段階として3次元画像処理の検討が望まれ、特に血管影の構造解析に関連してこの点が重要になる。

最後に、試料画像を提供およびご指導を頂いた珪肺労災病院の志田寿夫博士ならびに森久保寛博士、日頃熱心にご討論頂く研究室諸氏に感謝する。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を利用した。また、本研究の一部は文部省科研費(No.62460125、No.01633008)、厚生省がん研究助成金(1-49)によった。

【参考文献】

- (1) International Labour Office : "Guidelines for the use of ILO international classification of radiographs of pneumoconiosis. Revised edition.", International Labour Office, Geneva, 1980.
- (2) Hall EL, Kruger RP, Turner AF : "An optical-digital system for automatic processing of chest x-rays", Optical Eng.13, pp.250-257, 1974.
- (3) Kruger RP, Thompson WB, Turner AF : "Computer diagnosis of pneumoconiosis", IEEE Trans. Syst. Man & Cybern., SMC-4, pp.44-47, 1974.
- (4) Hall EL, Crawford WO, Roberts FE : "Computer classification of pneumoconiosis from radiographs of coal workers", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-22, pp.518-527, 1975.
- (5) Jagoe JR, Paton KA : "Measurement of pneumoconiosis by computer", IEEE Trans. Comput. C-25, pp.95-97, 1976.
- (6) Stark H, Lee D : "An optical-digital approach to the pattern recognition of coal workers' pneumoconiosis", IEEE Trans. Syst. Man & Cybern., SMC-6, pp.788-793, 1976.
- (7) 小畑秀文、高谷 治 : "塵肺症の胸部X線写真による自動診断"、医用電子と生体工学、20、pp.23-29, 1980.
- (8) 並木和則、小畑秀文 : "フラクタル解析によるじん肺症の分類"、計測自動制御学論文集24、pp.1106-1108, 1988.
- (9) Savol AM, Li CC, Hoy RJ : "Computer-aided recognition of small rounded pneumoconiosis opacities in chest x-rays", IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell., PAMI-1, pp.479-482, 1980.
- (10) Gua L, Wu CK, Lu XR : "A new method for computer recognition of small rounded pneumoconiosis opacities in chest x-rays", Proc. 8th Inter. Conf. Pattern Recog., pp.475-477, 1986.
- (11) 陳 旋、長谷川純一、鳥脇純一郎 : "じん肺X線写真の定量診断のための粒状影の識別"、電子情報通信学会論文誌、J72-D-II, pp.944-953, 1989.
- (12) 陳 旋、長谷川純一、鳥脇純一郎 : "粒状影識別に基づくじん肺X線写真の自動分類"、電子情報通信学会論文誌、J72-D-II, pp.1857-1866, 1989.
- (13) 鈴木秀智、鳥脇純一郎 : "じん肺CT像のしきい値処理に基づく定量診断の試み"、電気関係学会東海支部連合大会論文集、652, 1989.
- (14) 陳 旋、鈴木秀智、長谷川純一、鳥脇純一郎 : "X線CT像におけるじん肺粒状影の抽出と定量化について"、電気関係学会東海支部連合大会論文集、653, 1989.
- (15) 鈴木英夫、伊藤昭治、鈴木 明、他 : "肺癌検出を目的とした胸部X線画像解析システム"、第16回画像工学コンファレンス論文集、pp.145-148, 1985.
- (16) 鳥脇純一郎 : "画像理解のためのデジタル画像処理(I)、(II)"、昭晃堂、1988.