



Title	コンピュータを用いた間質性肺疾患の胸部単純X線写真における特徴解析
Author(s)	木戸, 尚治
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1992, 52(3), p. 382-391
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15405
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

コンピュータを用いた間質性肺疾患の胸部単純 X線写真における特徴解析

大阪大学医学部放射線医学教室（主任：小塚隆弘教授）

木戸 尚 治

（平成3年11月18日受付特別掲載）

（平成4年1月6日最終原稿受付）

A Computer System for Image Feature Analysis of Chest Radiographs in CT-documented Interstitial Lung Diseases

Shoji Kido

Department of Radiology, Medical School, Osaka University

Research Code No. : 208.1

Key Words : Image processing, Digital radiography,
Interstitial lung disease, CT

This paper reports the clinical significance of a computer-analyzing system to detect and characterize interstitial lung diseases in chest radiographs. One hundred and sixty-four ROIs were selected in the right lungs of 41 patients with normal and those of 41 with diffuse interstitial involvement proved by X-ray CT. Selected ROIs were processed by 4-directional Laplacian-Gaussian filtering, binarization, and determination of linear shadows. For quantitative analysis of interstitial shadows, radiographic index, normalized percent-area of shadows in a ROI, was determined and evaluated in the images. Then, the radiographic indices were compared with CT-documented characteristics of interstitial lung shadows. The results were as follows:

1) Abnormal and normal lungs were well differentiated each other by all kinds of the radiographic indices obtained from the images filtered by 4-directional Laplacian-Gaussian filters and from those processed by determination of linear shadows.

2) ROIs with honeycombing shadows and with other interstitial shadows (interstitial changes other than honeycombing and nodulation) shown in CT were differentiated each other by the radiographic indices obtained from the summation image and the vertical directional image processed by determination of linear shadows ($p < .01$). However, ROIs with multiple nodular shadows and with other interstitial shadows were not classified by these radiographic indices.

These results indicate that this system may be useful for detection and characterization of interstitial diseases in chest radiographs.

1. はじめに

間質性肺疾患の診断には胸部単純X線写真が用いられることが多いが、胸部単純X線写真における画像診断は、パターンの種類が多様で陰影が微細であるため¹⁾、間質性陰影の表現に関しては

一定の基準が示されてはいても²⁾、実際には所見の記述に客観性や定量性が欠如することが多い。しかし胸部単純X線写真は撮影頻度が多いため³⁾、その診断は日常臨床においてしばしば問題となる。もし間質性陰影の特徴が定量的に解析で

できれば、放射線科医の診断に客観的なデータを提供することが可能になり、診断の精度向上が期待できると考えられる。

このような間質性陰影特徴の定量的な解析には、テクスチャー解析⁴⁾の手法が用いられることが多い。肺野のテクスチャー解析では、統計的解析法がよく用いられてきた。その特徴量としては、濃度変動や空間周波数を用いたものが多いが微分画像のエッジ分布に関する特徴も用いられた。また対象としては塵肺症の病型の決定と進行度分類とに関するものが多い^{5)~9)}。一方塵肺症以外では、正常肺と間質性陰影の分類を試みているものが多い^{10)~14)}。

特に Katsuragawa らの方法は、眼のレスポンス関数¹⁵⁾ (visual system response) によるフィルタ処理を行い放射線科医の認識する視覚的特徴と対応させている点がそれ以前のテクスチャー解析の手法に比べて優れていると考えられる。

テクスチャー解析以外の手法では塵肺症分類のための粒状影の抽出を行った報告がある^{15)~18)}。

肺野の病変をより精密に検査する手段として、現在では X 線 CT が日常的に使用され、特に HR-CT (high resolution CT) では間質性病変の微細な構造まで描出することができ、胸部単純 X 線写真の評価基準としては最も適当であると考えられる。

今回開発したシステムでは、胸部単純 X 線写真でみられる間質性陰影を大きく線状影と粒状影に分け線状影を選択的に抽出することを試みた。82 例の胸部単純 X 線写真を用いて、ラプラシアン・ガウシアン状フィルタ¹⁹⁾による強調処理および線状影成分の抽出処理を行い、さらに間質性陰影の定量的指標を計算して CT 上の陰影を分類することを試みた。

2. 症例と方法

2-1. 症例と X 線検査

今回の評価に用いた 82 例の胸部単純 X 線写真は、大阪大学医学部附属病院中央放射線部で撮影され、全例 CT 検査が胸部単純 X 線写真を撮影した 1 週間以内に実施されたものである。胸部単純 X 線写真の撮影時の管電圧は 130kV で、撮影距離

は 200cm であり、12:1 のグリッドを用いた。またフィルムは C-4D (デュボン社製)、増感紙は BF-III (化成オプトロニクス) を用いた。CT 検査は GE9800 (GE メディカルシステム社製) または Quantex (横河メディカルシステム社製) を使用し、肺をスライス厚 1.5mm (GE9800) または 2mm (Quantex)、スライス・ギャップ 15mm で撮影し、high resolution 像をもとに異常の有無が診断された。

正常例は CT で肺野に異常所見を認めなかった 41 例である。内訳は、男性 18 例、女性 23 例、平均年齢 37.9 ± 13.0 歳 (max 70, min 18) であった。

異常例は CT で、肺野に異常所見が認められ、びまん性間質性肺疾患の診断がなされた 41 例である。内訳は、男性 22 例、女性 19 例、平均年齢は 58.1 ± 11.4 歳 (max 78, min 28) であった。

2-2. 間質性肺陰影の特徴解析の概要

最初に、胸部単純 X 線写真をデジタル化して右の上肺野と下肺野に ROI を設定する。各 ROI のすべてのピクセルに対して 4 方向のラプラシアン・ガウシアン状フィルタによる強調処理を行い、その結果を二値化する。次にフィルタ処理二値化画像に対して線状影の判定処理を行い、線状影成分の選択的抽出を行う。最後にこれらの処理画像から評価の指標である radiographic index を求める (Fig. 1)。

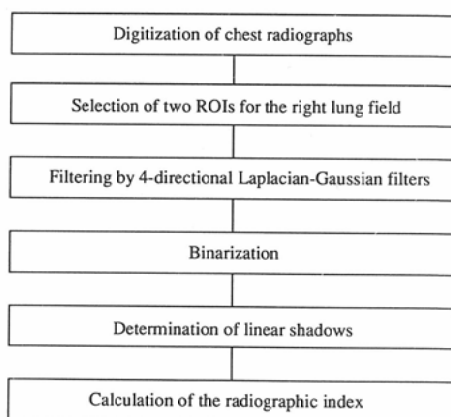


Fig. 1 Overall scheme for determination and analysis in linear shadows of chest radiographs.

2-3. 胸部単純 X 線写真のデジタル化

胸部単純 X 線写真のデジタル化には、デジタイザー（コニカ社製レーザーイメージスキャナ）を用いた。得られた画像は $175\mu\text{m}$ のピクセルサイズで10bit（1024階調）のグレイレベル数である。

画像処理や画像の特徴量に関する解析処理には、TVIP-4100II EXCEL（日本アビオニクス社製 TV イメージプロセッサ）と PC-9801RA（NEC 社製32bit パーソナルコンピュータ）を使用した。

画像処理を行うための ROI の設定は画像を CRT に表示してマニュアルで決定した。ROI のサイズは296ピクセル×296ピクセル（51.8mm×51.8mm）で、右肺野に2個設定した。右上肺野では肺門右上方に肺門部血管陰影を避けた外側より設定し、右下肺野では横隔膜直上に肺門部血管陰影を避けて外側より設定した。この時できるだけ肋骨による影響を避けるように、また ROI に含まれる肋骨の部分が各症例で似たパターンをとるように設定した（Fig. 2）。本システムで用いている TVIP-4100II EXCEL は画像入力データが8bit のため（演算は16bit）、イメージスキャナで入力した10bit のデータを8bit にする必要があった。296×296の ROI を縦方向296、横方向8の領域に分割して各領域で濃淡値の平均を計算しこれを用いて、横方向を X 軸として二次多項式 $g(x)$ による回帰をおこなった。縦方向を y 軸として ROI 内

の各ピクセルの濃淡値 $p(x, y)$ と $g(x)$ の差 $d(x, y) = p(x, y) - g(x)$ を計算した（ $g(x)$ は y 軸方向には同じ値を持つ）。このようにして得られた $d(x, y)$ をその最小値が0となるように濃淡シフトしたものを入力データとした。この場合、もし最大値が255をこえる場合は正規化を行い最大値が255を越えないようにした。この処理は back ground trend の補正よりもデータ圧縮（濃淡レンジの適合）を目的としている。

2-4. ラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理

ROI 内の線状影成分を抽出するために、最初にラプラシアン-ガウシアン状フィルタによる強調処理を行った。このフィルタは次の式で表される。

$$\nabla^2 G(r) = \frac{2\sigma^2 - r^2}{2\pi\sigma^6} e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}$$

$G(r)$ はガウス分布であり、 r はフィルタ中心からの距離である。 σ は標準偏差に相当する空間広がりパラメータで検出したい空間周波数に依存する。

特定方向の α_1 の線状影成分強調を行うために、一方方向にのびた正の重みを持つ部分とその両側の負の重みを持つ部分からなり、重みの総和が0となるようなフィルタを作成した。このフィルタは次の式で表される。

α_1 方向と垂直方向を x 軸とすると

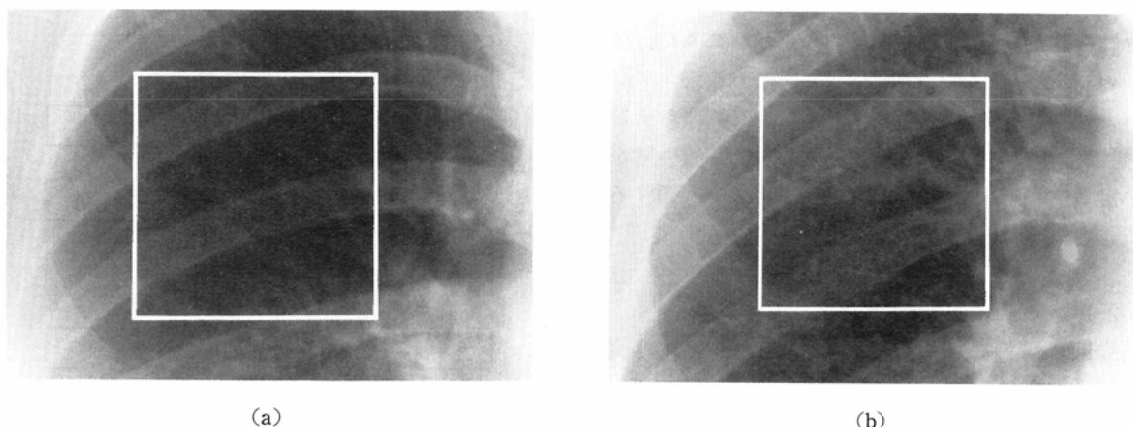


Fig. 2 Chest radiographs of the right upper lung fields with ROIs. ROIs with a 296×296 matrix size were selected manually for filtering by 4-directional Laplacian-Gaussian filters; (a) the normal lung, (b) the abnormal lung.

$$\nabla^2 G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma^5} (x^2 - \sigma^2) e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$$

本システムにおけるフィルタのマトリックスサイズはピクセル数で 15×15 ($2.625\text{mm} \times 2.625\text{mm}$)である。その中央の線幅は5ピクセル、即ち 0.875mm に設定した。

フィルタ処理後の画像では周辺部に無効部分が生じるため、以下の処理は各ROI内に設定されたサイズを縮小した 256×256 ($44.8\text{mm} \times 44.8\text{mm}$)のマトリックス内で行った。

2-5. 二値化

4方向でフィルタ処理された各画像に対し、しきい値による二値化を行った。フィルタ出力としては積和演算を行うために、入力のレンジ(0~255)の最大値(255)の数倍の値も出てくることがあるが、目視と一致するようにしきい値を選んだ結果、フィルタ出力の二値化のしきい値は255と決定した。

2-6. 線状影の判定処理 (Fig. 3)

本システムでは線状影のみを抽出するためにサーチライン法²⁰⁾²¹⁾を用いた。この方法では、最初

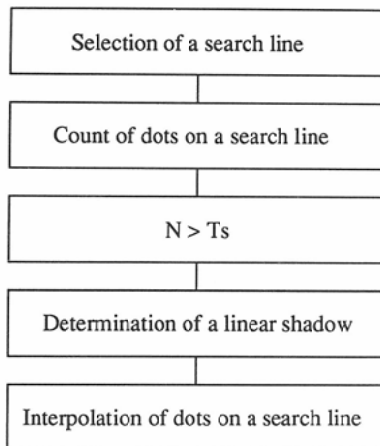


Fig. 3 Scheme for determination of linear shadows. Start point of a search line is selected on all pixels within a ROI and θ is selected from $\alpha_1 - \pi/4$ to $\alpha_1 + \pi/4$ for each pixel. N is total number of dots on a search line and T_s is the threshold. If $N > T_s$, then dots on a search line are determined as those on a linear shadow.

に画像上に特定の方向 θ と長さ L_s を持つサーチラインを設定する。そしてこのサーチライン上で、正の値を持つピクセルの個数をカウントする。この個数が一定のしきい値 T_s を越えれば線状影と判定する。線状影と判定された場合、サーチライン上のピクセルが不連続であるならばピクセル間の補間を行う。次にサーチラインの方向 θ を変化させてこの操作を行う。

線状影の判定処理は4方向のラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像に対して別々に行い、各フィルタの方向 α_1 に対して、 θ が $\alpha_1 - \pi/4 \leq \theta < \alpha_1 + \pi/4$ の範囲でこの操作を繰り返す。

4つの各 α_1 のROI内のすべてのピクセルに対して操作が終了後、処理画像を加算して4方向の線状影判定処理画像の加算画像を作成する。

サーチラインの長さ L_s は30ピクセル (5.25mm)でしきい値 T_s は24ピクセル (4.2mm)とした。Fig. 4はFig. 2の正常例と異常例に対応する、4方向の線状影判定処理画像の加算画像と縦方向($\alpha_3 = \pi/2$)の線状影判定処理画像である。(a), (b)は正常肺の処理結果であり、(c), (d)は異常肺の処理結果である。(a), (c)は4方向の線状影判定処理画像の加算画像、(b), (d)は縦方向の線状影判定処理画像である。

2-7. radiographic index の計算

間質性陰影の客観的、定量的評価を行うための指標として、抽出された陰影の面積が、ROIの面積に対してどれくらいの割合を占めるかという面積率を用いた。

4方向の加算画像における面積率を d 、 α_i ($i=1, 4$)方向の抽出画像における面積率を d_i として、各画像ごとに計算された d, d_i を比較するため正規化を行い、この正規化面積率を処理画像のradiographic indexと定義した。

最初に、今回の評価に用いていない正常例からコントロール群を作った。コントロール群の症例数は26例(52ROI)である。ラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像から得られる面積率を d_{lin} 、線状影判定処理画像から得られる面積率を d_{lin} として、その面積率の平均をTable 1に示す。次にそれを用いて面積率の d, d_i を以下の式

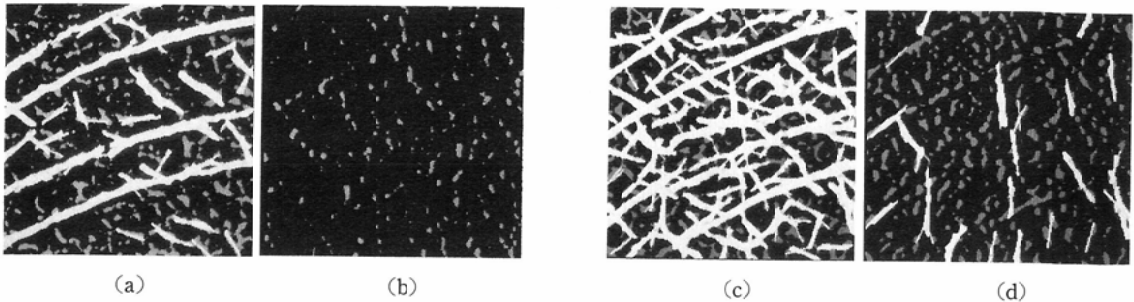


Fig. 4 Linear shadows in the selected ROIs (256×256 matrix size). White and gray regions indicate binarization of 4-directional Laplacian-Gaussian filter outputs (including interpolated dots). White regions were determined as linear shadows by this method. (a) image of the ROI for the normal lung obtained from summation of 4-directional determination of linear shadows, (b) image of the ROI for the normal lung obtained from vertical ($\alpha_3 = \pi/2$) directional determination of linear shadows, (c) image of the ROI for the abnormal lung obtained from summation of 4-directional determination of linear shadows, (d) image of the ROI for the abnormal lung obtained from vertical ($\alpha_3 = \pi/2$) directional determination of linear shadows.

Table 1 Percent-areas of shadows in ROIs of control images

Percent-areas of shadows in ROIs of control images obtained from 4-directional Laplacian-Gaussian filtering

	d_{bin}	$d1_{bin}$	$d2_{bin}$	$d3_{bin}$	$d4_{bin}$
control lungs(n=52)	22.77±4.91	5.61±2.37	9.75±3.47	15.39±3.38	11.77±3.12

Percent-areas of shadows in ROIs of control images obtained from determination of linear shadows

	d_{lin}	$d1_{lin}$	$d2_{lin}$	$d3_{lin}$	$d4_{lin}$
control lungs(n=52)	13.79±5.28	0.84±0.91	5.17±3.60	9.16±3.36	4.79±2.87

Each value is mean±one standard deviation, and "n" is the numbers of ROIs.

に従って正規化した¹⁴⁾.

$$D = (d - \bar{d}) / \sigma'$$

$$Di = (di - \bar{d}i) / \sigma'_i$$

Dは正規化されたdでradiographic indexを表し、 $\bar{d}$, σ' はそれぞれコントロール群の面積率dの平均値と標準偏差である。Diは α_i 方向の処理画像の正規化されたdiであり α_i 方向陰影のradiographic indexを表す。 $\bar{d}i$, σ'_i はそれぞれコントロール群の面積率d*i*の平均値と標準偏差である。

フィルタ処理二値化画像と線状影判定処理画像に関して4方向の加算画像および各方向の処理画像のD, Di ($i = 1, 4$)を求め、それぞれ D_{bin} , Di_{bin} , D_{lin} , Di_{lin} とした。

2-8. CT上認められる肺野異常陰影の分類

CT上認められる肺野の異常陰影を、次の3つのパターンに分類した。

1) honeycombing: CT上honeycomb状の陰影を優位に認める場合、2) multiple nodular: CT上multiple noduleを優位に認める場合、3) others: CT上で陰影を認めるが1)2)には属さないもの。そして間質性肺疾患での胸部単純X線写真に設定したROIを対応するCT所見に応じて、1) H(honeycombing)群(n=18), 2) N(multiple nodular)群(n=11), 3) O(others)群(n=53)に分類した。

H, N, O群および正常群のROIが、本システムで用いている線状影判定処理法で分離できるか

を調べるために、フィルタ処理二値化画像の radiographic index, D_{bin} , Di_{bin} と線状影判定処理画像の radiographic index, D_{lin} , Di_{lin} の差を S , S_i として, $S = D_{lin} - D_{bin}$, $S_i = Di_{lin} - Di_{bin}$ ($i = 1, 4$) と定義し, H, N, O 群間の有意差検定を行った。

3. 結 果

正常群および H, N, O 群の各 ROI に対して、ラブラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像から得られた radiographic index, D_{bin} と

Di_{bin} ($i = 1, 4$) の結果を Table 2a に、線状影判定処理画像から得られた radiographic index, D_{lin} と Di_{lin} ($i = 1, 4$) の結果を Table 2b に示す。正常群と異常群の間には、すべての種類の radiographic index で統計的に明らかな有意差があった ($p < .001$)。

CT 上の 3 種の異常陰影のパターンを線状影判定処理法で分離できるかを調べるために、上述した S , S_i ($i = 1, 4$) を用いて調べた結果、統計的有意差を H 群 (honeycombing) と O 群 (oth-

Table 2 Radiographic indices of the images

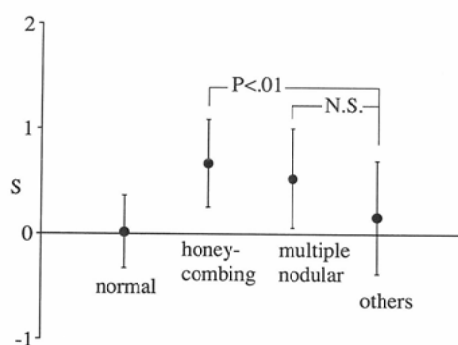
2 a Radiographic indices of the images obtained from 4-directional Laplacian-Gaussian filtering

	D_{bin}	$D1_{bin}$	$D2_{bin}$	$D3_{bin}$	$D4_{bin}$
normal lungs(n=82)	0.62 ± 1.27	0.55 ± 1.22	0.50 ± 1.17	0.79 ± 1.50	0.63 ± 1.31
honeycombing(n=18)	4.03 ± 0.89	3.51 ± 0.91	3.24 ± 1.11	5.83 ± 1.18	4.46 ± 1.26
multiple nodular(n=11)	3.61 ± 1.25	3.11 ± 1.21	2.85 ± 1.30	5.12 ± 1.83	3.96 ± 1.52
others(n=53)	3.03 ± 1.02	2.71 ± 1.01	2.45 ± 1.08	3.75 ± 1.49	3.23 ± 1.19

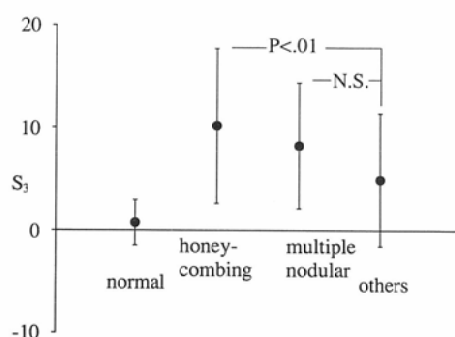
2 b Radiographic indices of the images obtained from determination of linear shadows

	D_{lin}	$D1_{lin}$	$D2_{lin}$	$D3_{lin}$	$D4_{lin}$
normal lungs(n=82)	0.63 ± 1.41	0.44 ± 1.22	0.45 ± 1.23	1.52 ± 3.31	0.82 ± 1.97
honeycombing(n=18)	4.70 ± 1.03	2.98 ± 1.09	3.04 ± 1.69	16.01 ± 8.05	6.64 ± 1.80
multiple nodular(n=11)	4.14 ± 1.65	2.63 ± 1.42	2.52 ± 1.63	13.36 ± 7.36	5.92 ± 2.58
others(n=53)	3.19 ± 1.37	2.39 ± 1.33	2.11 ± 1.43	8.64 ± 7.51	4.31 ± 2.71

Each value is mean $\pm$ one standard deviation, and "n" is the numbers of ROIs.



(a)



(b)

Fig. 5 (a) Comparison of S (difference between D_{lin} and D_{bin}) and image feature of X-ray CT, and (b) comparison of S_3 (difference between $D3_{lin}$ and $D3_{bin}$) and image feature of X-ray CT. Each dot shows mean value $\pm$ one standard deviation. Difference between honeycombing and others (interstitial changes other than honeycombing and nodulation) are statistically significant ($p < .01$).

ers)のSと $S_3(\alpha_3=\pi/2)$ に認めた($p<.01$). この場合N群(multiple nodular)とO群(others)の間には統計的有意差は認めなかった(Fig. 5).

4. 考 察

本論文では、4方向のラプラシアン・ガウシアン状フィルタ処理と線状影判定処理により得られた画像から求められるradiographic indexを指標として、デジタル化した胸部単純X線写真からCT上の間質性異常陰影を検出および分類できるか検討した。

このシステムで用いた胸部単純X線写真は175 μ mのピクセルサイズであるが、ピクセルサイズに関しては、Katsuragawaら²²⁾は、200 μ m程度のピクセルサイズは肺野テクスチャー解析には実用的なサイズであると報告している。

本検討で用いたROIは51.8mm $\times$ 51.8mmである。左下肺野では心陰影に重なり、この部分はフィルタ処理によっても情報が十分抽出されないことがあるので除外した。左上肺野に関しては特に問題はなかった。しかし今回はできるだけ多症例で評価するため一症例で二カ所、右上肺野と右下肺野にROIを設定した。これは上肺野と下肺野による偏りを無くするためである。

ラプラシアン・ガウシアン・フィルタは $1/(\sqrt{2}\pi\sigma)$ をピークとするバンドパス特性を持ち、 σ を適当にとることにより検出したい空間周波数を決めることができる。このことは間質性陰影の変化に対応した空間周波数成分の検出を可能とするとともに、ノイズ低減も可能とする。またこのフィルタは人間の視覚に関する生理学的モデルと一致しており¹⁹⁾、放射線科医の読影に近い結果が得られるのではないかと期待される。本システムでは w をフィルタの中央の線幅とするとき $w=2\sigma$ より $\sigma=0.438$ mmに設定した。末梢血管陰影は0.5~1.0mmであるので、 w をこれ以下にするのが適当であると考えられるが σ を小さくするとノイズの増加の影響が大きくなる。また w を決めても比較的広い範囲の線状影が検出されることから、 w を大きめに上記の値に決定した。

この他、ラプラシアン・ガウシアン・フィルタを用いる利点として、肺野構造や撮影条件に基づ

くback ground trendを補正する必要がない点があげられる。これはbackground trendが本システムで用いている $1/(\sqrt{2}\pi\sigma)$ に比べると十分に低周波であり、ラプラシアン・ガウシアン・フィルタ処理により、除去されと考えられるからである。

しかし、このフィルタはすべての方向に対して一様に強調を行うために、特定の方向成分の抽出にはむかない。従ってフィルタには、平面上のいろいろの方向性を持たさなければならない。このシステムでは水平、垂直、斜め2方向($\alpha_1=0$, $\alpha_2=\pi/4$, $\alpha_3=\pi/2$, $\alpha_4=3\pi/4$)の4方向のフィルタ処理を行った。

なおフィルタは本来は、連続値を取るように構成すべきであるが、処理の高速性を考慮して、二値的な値で幅を持つ一次元二階差分形フィルタを使用した。

本システムで用いたラプラシアン・ガウシアン状フィルタは特定方向の陰影を抽出するが、線状影以外の成分も抽出され、しかも抽出される線状影が完全に連続的であるとは限らない。このため得られた画像はdotが散布性に分布したパターンをとることになり、線状影を抽出するためにはさらに線状影候補の判定処理が必要となる。なお理論的には多数の方向を持つ大きなラプラシアン・ガウシアン状フィルタで線状影を抽出すれば同様な結果を得ることが可能であるが、そのような方法は計算量の点から実際上不可能であると考えられる。

線状影の判定処理は4方向のラプラシアン・ガウシアン状フィルタ処理二値化画像に対して別々に行い、その結果を加算した画像を作成する。これは4方向の画像を加算してから判定処理をする線状影の方向が特定しにくくなり、線状影判定が誤った方向になされる確率が高くなるためである。

線状影判定処理に用いたサーチライン法は、画像平面上における直線的な線分を検出するための方法である。この方法における L_s と T_s の決定は、あらかじめ候補をいくつか選択してから、典型的な症例を用いてradiographic indexの比較

を行い決定した。

デジタル化した胸部単純 X 線写真から CT 上の間質性異常陰影が検出および分類できるかを検討した結果、

1. 正常例と異常例はラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像から得られる radiographic index の D_{bin} および線状影判定処理をした画像から得られる radiographic index の D_{lin} のいずれを用いても良好な分離が可能であり、本システムは胸部単純 X 線写真の間質性陰影の高い検出能を持つことが示された。

Table 2a では、ラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像から求められた radiographic index, D_{bin} , D_{lin} が O 群に比べて H 群だけでなく N 群でも大きな値を示しているが、これはラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像ではサーチライン法で用いられるしきい値以下の長さの短い陰影も抽出されることと、陰影の強さの程度が症例ごとに異なり今回用いた症例では O 群は淡い陰影を比較的多く含むためであると考えられる。またコントロール群の radiographic index の平均値が 0 であるのに対して、正常群が大きい値を示している。これは正常群として用いている症例は胸部単純 X 線写真の読影の結果選んだ症例ではなく、あくまでも CT を基準として選んだ症例であるのに対して、コントロール群として選んだ症例は、肋骨陰影や血管陰影などの肺構造に起因するノイズ (structured noise) の影響等を除去することを目的としているため、CT 上は異常がなくても血管陰影等の目立つ症例は除いたことが理由として考えられる。

2. CT 上認められる 3 つに分類された陰影が、線状影判定処理法を用いて、胸部単純 X 線写真から分離できるか検討した。線状影判定処理法は、ラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理と二値化処理により抽出される陰影に対して、あるしきい値 T_s 以上の長さを持つ陰影を線状影として選択的に抽出するので、線状影成分が多い画像に対して有用な方法であると考えられる。しかし線状影判定処理はフィルタ処理二値化段階での抽出陰影の面積率により大きく影響される。従って密度

の高い粒状影は密度の低い線状影に比べて D_{lin} が大きくなりやすい。この影響をできるだけ避けるためには D_{bin} を基準として D_{lin} を比較することが適当であり、これにより線状影判定処理による効果を比較できるのではないかと考えた。しかしながら、 D_{lin}/D_{bin} は D_{lin} や D_{bin} が負の数も含むので算定できなかった。その代わりとして $S = D_{lin} - D_{bin}$ を用いた。S 値が大きいうことは線状影と判定された陰影の割合が高いということであり、線状影優位であると考えられる。このようにして S 値により線状影優位な陰影 (H 群のような honeycomb 陰影などを含む) とその他の陰影 (N 群のような粒状影を含む) を分類できる可能性があると考えられる。なお $S_i (i = 1, 4)$ についても同様である。

2.1. H 群 (honeycombing) と O 群 (others) においては、 S と S_3 の 2 つにそれぞれ統計的有意差があり、これは 4 方向の線状影判定処理結果を加算した画像と、縦方向 ($\alpha_3 = \pi/2$) の線状影判定処理画像が、それぞれに対応するラプラシアン-ガウシアン状フィルタ処理二値化画像に比べて有意に抽出された陰影が多いことを示している。この理由としては CT 上で honeycombing を示す症例では、胸部単純 X 線写真においても線状影や網状影が目立つためであると考えられる。縦方向の処理画像の radiographic index が他の方向の場合に比べて有意差を認めたのは肋骨陰影や血管陰影などの肺構造に起因するノイズ (structured noise) は横方向 ($\alpha_1 = 0$) や斜め方向 ($\alpha_2 = \pi/4$, $\alpha_4 = 3\pi/4$) の場合に抽出され易いからと考えられる。

2.2. N 群 (multiple nodular) と O 群 (others) においては、 S , S_1 で統計的有意差を認めなかった。このことは CT 上で multiple nodular を示す例では、honeycombing を示す例ほどには胸部単純 X 線写真で線状影や網状影が目立つことがないためと考えられる。

Katsuragawa ら²³⁾は肋骨によるノイズを避けるために、肋間に $6.4\text{mm} \times 6.4\text{mm}$ の ROI を設定し、ROI を多数設定することにより病変部位の見落としを防ぎ精度をあげている。しかし放射線科

医は肋間のみに注視して読影しているのではなく、肋骨や血管等の肺野の構造に起因するノイズをサブトラクションしながら読影している。またコンピュータによる診断支援という観点からすると、肺野病変をテクスチャーとして扱うだけではなく、陳ら¹⁶⁾が塵肺症分類で粒状影をフィルタ処理により抽出したような直接病変部位を抽出するアプローチが、処理結果を視覚的に確認できる点で優れていると考えられる。間質性陰影の種類は多様でありすべてのパターンを抽出することは困難であるので、本システムではそれを大きく線状影と粒状影に分けて線状影を選択的に抽出することにより、間質性陰影を客観的、定量的に評価することを試みた。このシステムでは結果を **radio-graphic index** という数値データとして得られるだけでなく、上肺野と下肺野のかんりの部分をカバーする51.8mm×51.8mmのROIを設定し、処理結果をCRTに表示し視覚的に確認できる点で優れていると考えられる。今回の検討では、CT上の間質性異常陰影の存在が検出できるとともに、特に **honeycomb** 状の陰影を胸部単純X線写真から推定することが可能であることが示された。

しかし本システムは、線状影を選択的に抽出する方法なので、CT上において **multiple nodular** な陰影を示す例に対しては胸部単純X線写真から推定することは困難であった。粒状影の抽出に関しては、陳ら¹⁶⁾が塵肺症の分類で示しているような、サイズの異なるフィルタ処理により粒状影の強調を行い抽出する方法等が考えられる。

また線状影に関しても、ラプラシアンソーグウシアンフィルタ処理二値化画像で抽出された陰影で、サーチラインのしきい値以下の長さの短い陰影は線状影判定処理法では抽出されない。したがって線状影判定処理をされた陰影以外の成分を利用して新たな定量的指標を作成すれば、より精度の向上が見込めるのではないかと考えられる。

従来から医用画像処理の分野では自動診断の可能性が論じられ、試作も行われた²⁴⁾。しかし放射線科医の画像診断は高度なパターン認識であり、経験や知識が必要である。胸部単純X線写真の自動診断の近い将来での実現可能性は低いという報告

もある²⁵⁾。

むしろ医用画像診断に求められることは、放射線科医の診断の精度を高めるような情報を提供するようなシステムである。このようにコンピュータによる画像データの定量的解析結果を利用して画像診断をおこなうことは、コンピュータ診断支援(CAD: computer-aided diagnosis)と呼ばれている^{25)~27)}。今回の検討から本システムは間質性陰影のコンピュータ診断支援(CAD)システム構築のための基礎になりうるのではないかと考えられる。

稿を終えるにあたり、御指導賜りました大阪大学医学部放射線医学教室の小塚隆弘教授、大阪大学医学部附属パイオメディカル教育研究センター機能画像診断学研究部の田村進一教授、内藤博昭助教授に深謝申し上げます。

文 献

- 1) Genereux GP: Pattern recognition in diffuse lung disease. *Med Radiogr Photogr* 61: 2-31, 1985
- 2) 厚生省特定疾患肺線維症調査研究班: 昭和49, 50, 51年度研究会報告—診断基準・疫学分化会
- 3) Mettler FA: Diagnostic radiology: Usage and trends in the United States, 1964-1980. *Radiology* 162: 263-266, 1987
- 4) 富田文明, 白井良明, 辻 三郎: テクスチャの解析, 情報処理, 19-2: 173-182, 1978
- 5) Kruger RP, Thompson WB, Turner AF: Computer diagnosis of pneumoconiosis. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 4: 40-49, 1974
- 6) Turner AF, Kruger RP, Thompson WB: Automated computer screening of chest radiographs for pneumoconiosis. *Invest Radiol* 11: 258-266, 1976
- 7) Jagoe JR, Paton KA: Reading chest radiographs for pneumoconiosis by computer. *Br J Ind Med* 32: 267-272, 1975
- 8) Jagoe JR: Gradient pattern coding: An application to measurement of pneumoconiosis in chest X rays. *Comput Biomed Res* 12: 1-15, 1979
- 9) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H, et al: Quantitative computer-aided analysis of lung texture in chest radiographs. *Radiographics* 10: 257-269, 1990
- 10) Sutton RN, Hall EL: Texture measures for automatic classification of pulmonary disease. *IEEE Trans Comput* 21: 667-676, 1972
- 11) Revesz J, Kundel HL: Feasibility of classify-

- ing disseminated diseases based on their Fourier spectra. Invest Radiol 8: 345—349, 1973
- 12) Tully RJ, Connors RW, Harlow CA, et al: Toward computer analysis of pulmonary infiltration. Invest Radiol 13: 298—305, 1978
- 13) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs. Med Phys 15: 311—319, 1988
- 14) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. Med Phys 16: 38—44, 1989
- 15) Chan HP, Metz CE, Doi K: Digital image processing: Optimal spatial filter for maximization of perceived SNR based on a statistical decision theory model for the human observer. Proc SPIE 535: 2—11, 1985
- 16) 陳 施, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 塵肺 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, J72-D-II, 6: 944—953, 1989
- 17) Kobatake H, Kubo A: Identification of small opacities of pneumoconiosis and its application to automatic diagnosis. Proc IECON, 1988
- 18) Watanabe T, Kobatake H: An algorithm for the detection of small, rounded pneumoconiosis opacities in chest X-rays and its application to automatic diagnosis. Proc 9th Int Pneumoconiosis Conf, 1988
- 19) Marr D, Hildreth E: Theory of edge detection. Proc Royal Soc London, B, 207: 187—217, 1980
- 20) 田村進一 編著: FA のための画像処理技術. 綜文館, 大阪, p533—537, 1988
- 21) Tamura S, Uga M, Ono T: Straight line extraction for wafer alignment. IEEE Comput Vis Patt Recog 83: 285—290, 1983
- 22) Katsuragawa S, Doi K, Nakamori N, et al: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Effect of digital parameters on the accuracy of computerized analysis of interstitial disease in digital chest radiographs. Med Phys 17: 72—78, 1990
- 23) Powell G, Katsuragawa S, Doi K: Localization of inter-rib spaces for lung texture analysis and computer-aided diagnosis in digital images. Med Phys 15: 581—587, 1988
- 24) 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 間接撮影胸部 X 線写真の自動スクリーニングのためのソフトウェアシステム AISCR-V3 について. 電子通信学会, J66-D, 10: 1145—1152, 1983
- 25) Fraser RG, Sanders C, Barnes GT, et al: Digital imaging of the chest. Radiology 171: 297—307, 1989
- 26) Giger ML, Doi K, Katsuragawa S: Digital processing of medical images for computer-aided diagnosis. Proc SPIE 1082: 25—33, 1989
- 27) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの基礎と将来の可能性. 日本医放会誌, 49: 1—14, 1989