

Title	間質性肺疾患のコンピューター支援診断の可能性
Author(s)	桂川, 茂彦; 土井, 邦雄; MacMahon, Heber 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1990, 50(7), p. 753-766
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15489
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

間質性肺疾患のコンピュータ支援診断の可能性

*岩手医科大学放射線医学講座

**シカゴ大学放射線科

桂川 茂彦* 土井 邦雄** H. MacMahon**
佐々木康夫* 柳澤 融*

（平成2年2月26日受付）

Computer-Aided Diagnosis of Interstitial Lung Diseases

Shigehiko Katsuragawa*, Kunio Doi**, Heber MacMahon**,
Yasuo Sasaki* and Toru Yanagisawa*

*Department of Radiology, Iwate Medical University

**Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology
The University of Chicago

Research Code No. : 207.2, 208.1, 506

Key Words : Computer-aided diagnosis, Lung texture analysis,
Interstitial lung disease

We are developing an automated method for determination of quantitative physical measures of lung textures in digital chest radiographs in order to detect and characterize interstitial lung disease. We describe a scheme of our approach for lung texture analysis, an automated classification method for distinction between normal and abnormal lungs with interstitial disease, and the effect of digital parameters on the accuracy of this computerized analysis, as well as applications of this method to the ILO pneumoconioses standard radiographs.

The root-mean-square (rms) variation and the first moment of the power spectrum of the lung texture were determined as quantitative texture measures based on a frequency analysis of lung textures, which represent the magnitude and coarseness (or fineness) of the lung textures, respectively. The computerized classification method is based on the analysis of these texture measures and on a data base derived from clinical cases. This classification method includes three independent tests, one for a definitely abnormal focal pattern, one for a relatively localized abnormal pattern, and one for a diffuse abnormal pattern. A comparison of receiver operating characteristic (ROC) curves obtained by radiologists and by means of the computerized classification method indicates that the computerized approach may provide performance similar to human observers in distinguishing lungs with mild interstitial disease from normal lungs. By investigating the effect of digital parameters such as pixel size, ROI size and the number of quantization levels on these texture measures obtained from the lung texture analysis and the performance of this computerized method, we attained a useful guide in the design of this computerized scheme. Texture measures obtained from computer analysis of the ILO pneumoconioses standard radiographs corresponded closely with the ILO classification categories for small opacities, though it was necessary for a qualified radiologist to identify representative areas in each ILO radiograph because of the inhomogeneous distribution of texture patterns in these standard radiographs. Our results suggest strongly that this computerized method can be a valuable aid to radiologists in their assessment of interstitial lung diseases.

1. はじめに

間質性肺疾患は胸部単純写真の中で比較的良く見られる病変であるにもかかわらず、その画像診断は放射線診断学の中では最も困難な問題の一つとされている¹⁾。間質性肺疾患の診断の難しさは、(1)写真に現われるパターンが多様かつ複雑である、(2)放射線画像診断の所見と病理的所見の間の関係が明確に確立されていない²⁾、(3)パターンの記述が客観的に定義されておらず放射線科医の間でも同じパターンを記述するのに様々な表現が用いられている³⁾、などがその理由として考えられる。このような難しさは、画像診断の結果に不正確と不一致をもたらす。たとえば、Regerらは4人の放射線科医が多数の塵肺症写真をprofusion categoryに分類した結果を調べたところ、わずか56.7%しか完全に一致しなかったと述べている⁴⁾⁵⁾。

そこで、もし肺野テクスチャー(lung texture)パターンを客観的に定量化できるような方法があれば主観性が減少し、放射線画像診断の正確さの向上することが期待される。従来のアナログ方式の画像では、放射線像に含まれる診断情報の定量化は不可能あるいは非常に困難であったが、デジタル画像においては、これが可能となることが大きな特長となっている。このようなデジタル画像データの定量的解析結果を積極的に利用する画像診断のことは、コンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis, CAD)と呼ばれている^{6)~9)}。この方式では、病巣のありそうな場所を検出し、さらに病巣の性質を定量的尺度で表現し、これを放射線科医の診断のために客観的材料として提供することを目的としている。

間質性肺疾患の定量的解析に関する研究は1970年以来多くなされておられ、特に塵肺症の検出と定量化がその中心であった。Suttonら¹⁰⁾は肺線維症の検出を目的として、写真濃度分布の統計量を定量的尺度とし、さらに肺野テクスチャーの周波数成分を求めた。Krugerら¹¹⁾¹²⁾は二つの方法で炭坑夫塵肺症の重症度の分類を試みた。一つは各ピクセルごとの濃度変動に対して60もの統計量を求める方法で、他は光学的Fourierスペクトル解析に

基づく方法である。Tullyら³⁾はKrugerと同じ方法で、正常肺、肺毒性陰影および間質性陰影を分類する試みを行なった。Reveszら¹³⁾は光学的Fourier変換を用いて正常肺と間質性疾患の分類を試みている。Jagoe¹⁴⁾¹⁵⁾は胸部写真を1.2mmのピクセルサイズでデジタル化し、濃度変化の勾配の大きさとその方向を尺度として肺野テクスチャーの分析を行ない、塵肺症の重症度を定量化した。テクスチャー解析と異なる手法として、陳ら¹⁶⁾は小粒状陰影を強調するようなフィルターを用いて、肺野内の粒状陰影の個数と密度を求め、塵肺症の分類を試みている。

これまでに試みられた肺野テクスチャー解析は、肺全体の構造を含んだ濃度変動を対象としており、間質性病変のように低コントラストなテクスチャー変化に対しては感度の低い結果しか得られなかった。さらに、統計的手法による試みの最大の問題点は、用いた定量的尺度と放射線科医が通常見ることができる画像の特徴との間の対応関係を明らかにできなかったことである。これらの理由から、これまで試みられた間質性疾患の診断のための像情報の定量化は、実際に臨床の場では広く受け入れられなかった。

本研究では、これらの問題点を克服するためにデジタル胸部写真における肺野部の濃度変動から、間質性病変によって影響を受ける微細変動成分のみを抽出し、感度の高い定量的(物理的)尺度を用いている。この定量的尺度は肺野テクスチャーの周波数解析に基づいた物理量であり、後述するように人間の視覚で認識される量とよい対応をしている^{17)~19)}。また、この物理的尺度と間質性疾患との相関を調べるため、正常肺と間質性陰影を持った異常肺を自動分類する方法を考案した²⁰⁾。これは多数の正常肺から、上に述べたテクスチャー解析により求めた物理的尺度でデータベースを構築し、それとの比較により区別分類を行なうものである。さらに、テクスチャー解析に及ぼすピクセルサイズなどのデジタルパラメータの影響を調べた²¹⁾。最後に、このテクスチャー解析法を塵肺症のILO標準写真に応用し、得られた物理的尺度とILO分類カテゴリーとの対応関係を検

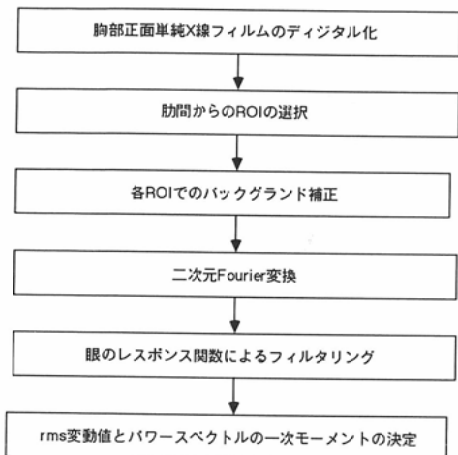


Fig. 1 Overall scheme of our approach to the texture analysis of digital chest radiographs.

討した²²⁾.

2. テクスチャー解析の方法

デジタル胸部写真における肺野テクスチャー解析の方法を Fig. 1 に示す。まず、従来のスクリーン・フィルム系で撮影された胸部正面単純 X 線写真を 0.1mm ピクセルサイズ、1024 諧調でデジタル化し、肋間に約 20 個、サイズ 6.4mm × 6.4mm の正方形関心領域 (ROI) を解析対象として設定する。次に、テクスチャーの微細変動成分のみを抽出するためにバックグラウンド補正を行ない、さらに、二次元 Fourier 変換から求まるパワースペクトルを眼のレスポンス関数を用いてフィルタリングする。最後に、物理的尺度として rms 変動値 (root-mean-square variation) R およびパワースペクトルの一次モーメント M が決定される。これらの物理的尺度 R と M はそれぞれ次式で示され、肺野テクスチャーの濃度変動の大きさ (amplitude) と粗さ (または細かさ) を表現する物理量である。

$$R = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |T(u, v)|^2 du dv}, \quad (1)$$

$$M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u, v) |T(u, v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |T(u, v)|^2 du dv}, \quad (2)$$

ここで $V(u, v)$ および $T(u, v)$ はそれぞれ、眼のレスポンス関数および肺野テクスチャーの

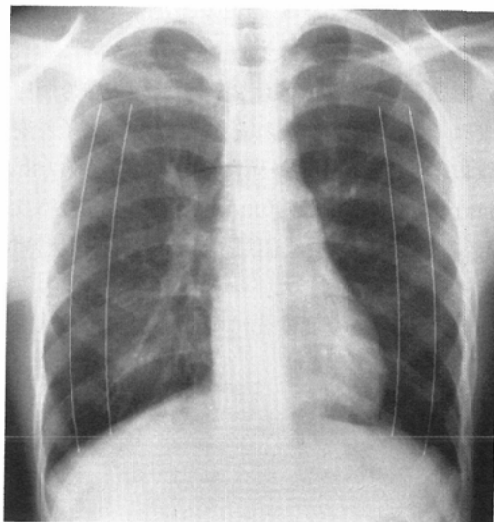


Fig. 2 Illustration of vertical profiles which are obtained in each lung at 4/6 and 5/6 of the distance from the midline of the chest image to the rib cage edges.

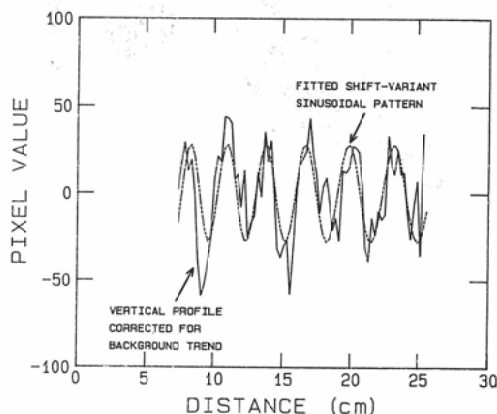


Fig. 3 Fitting of profile data with a shift-variant sinusoidal function. The fitted curve correctly identifies the locations of lower pixel values that correspond to the positions of inter-rib spaces.

Fourier 変換である。フィルムのデジタル化はドラムスキャナーで行ない、テクスチャー解析は DEC 社製コンピュータ VAX 11/750 を用い、画像の表示には 1,280 × 1,024 のマトリックスを持つ Ramtek 社製モデル 9460 イメージプロセッサを用いた。

ROI の設定は以下に述べるような方法で行な

う²³⁾。まず、胸郭外側の輪郭を微分法で検出し、胸郭中心から外側へかけて4/6と5/6の位置に胸郭外側の輪郭線と平行なプロファイルを左右の肺野から求める (Fig. 2)。それぞれのプロファイルを、位置によって周波数が異なる正弦波関数 (shift-variant sinusoidal function) で近似を行ない (Fig. 3)、濃度の極小値 (肋間に対応) を見つけて ROI の中心を設定した。

一般に肺野の濃度変化は肺、胸壁による大まか

な濃度変化 (バックグラウンド) および間質性陰影に關係のある微細なテクスチャーに原因する濃度変化から成り立っている。従って、肺野全体の濃度変化から微細変動成分だけを取り出すためのバックグラウンド補正は、間質性疾患を感度良く検出するためには非常に重要である。バックグラウンド補正は、大まかな濃度変化を二次元関数で近似することによって得られるバックグラウンドを、全体の濃度変化から差し引くことで行なった。こ

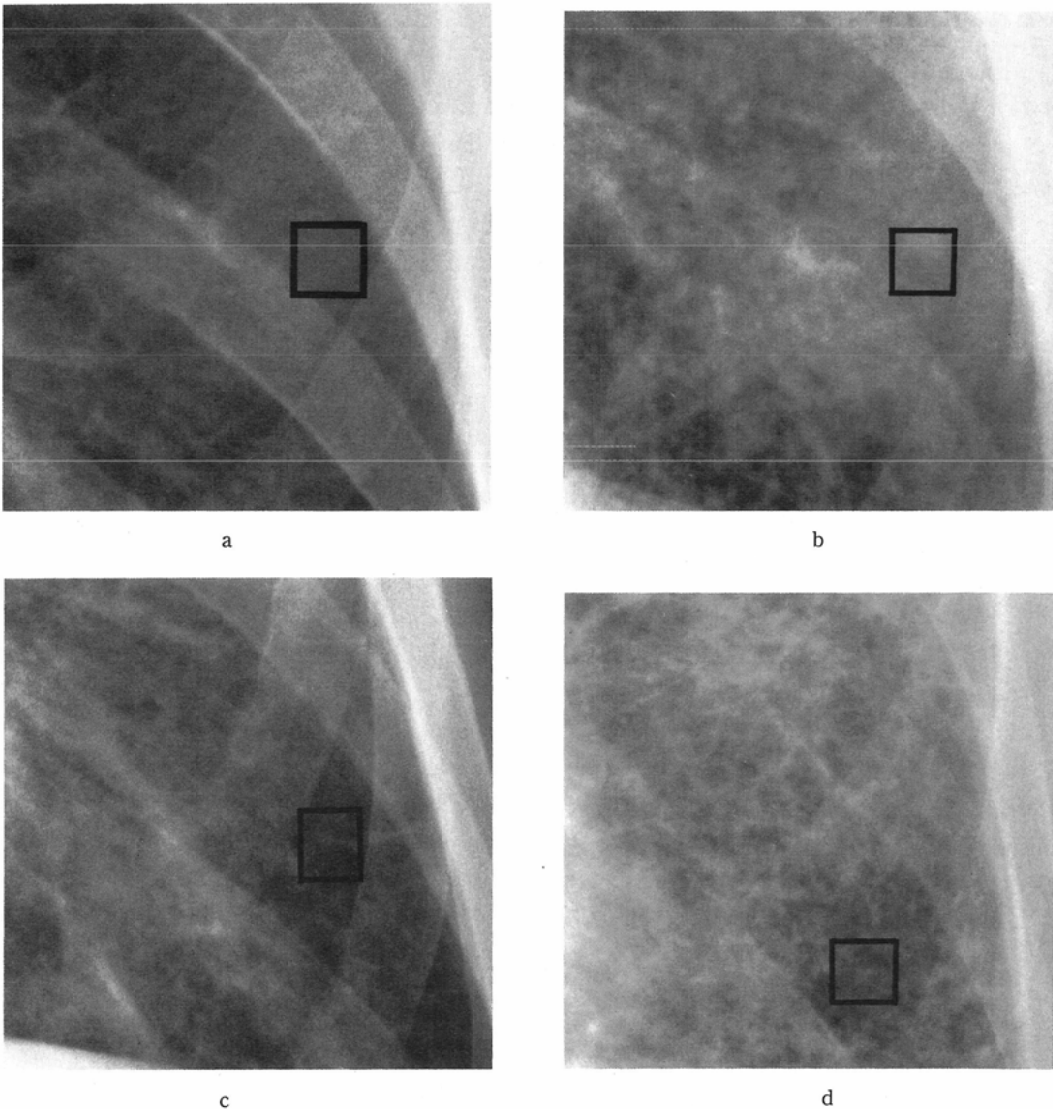


Fig. 4 Enlarged chest radiographs of (a) normal lung and abnormal lungs with (b) nodular, (c) reticular, and (d) honeycomb patterns.

の結果、補正前では正常肺と間質性陰影を持った異常肺の間に rms 変動値にほとんど差が無かったのが、補正後は異常肺の rms 値が正常肺よりも大きくなり、正常肺と異常肺の区別が容易になることが分かった¹⁷⁾。

Fourier 変換で求めたパワースペクトルに対

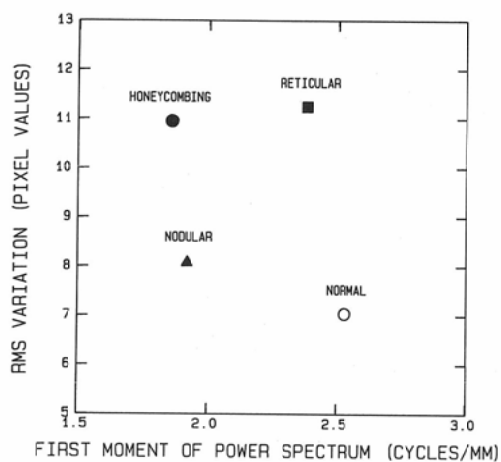


Fig. 5 Two texture measures of the selected ROI's shown in Fig. 4.

する眼のレスポンス関数²⁴⁾によるフィルタリングは、写真に含まれる高周波の放射線モルと低周波の残留バックグラウンドを抑制し、正常肺と異常肺の物理的尺度の違いをより一層明瞭にする働きのあることが分かっている。

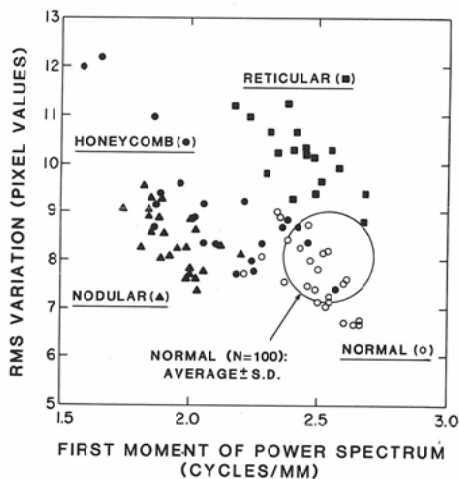


Fig. 6 Distribution of texture measures obtained from many ROI's selected from the four lungs illustrated in Fig. 4.

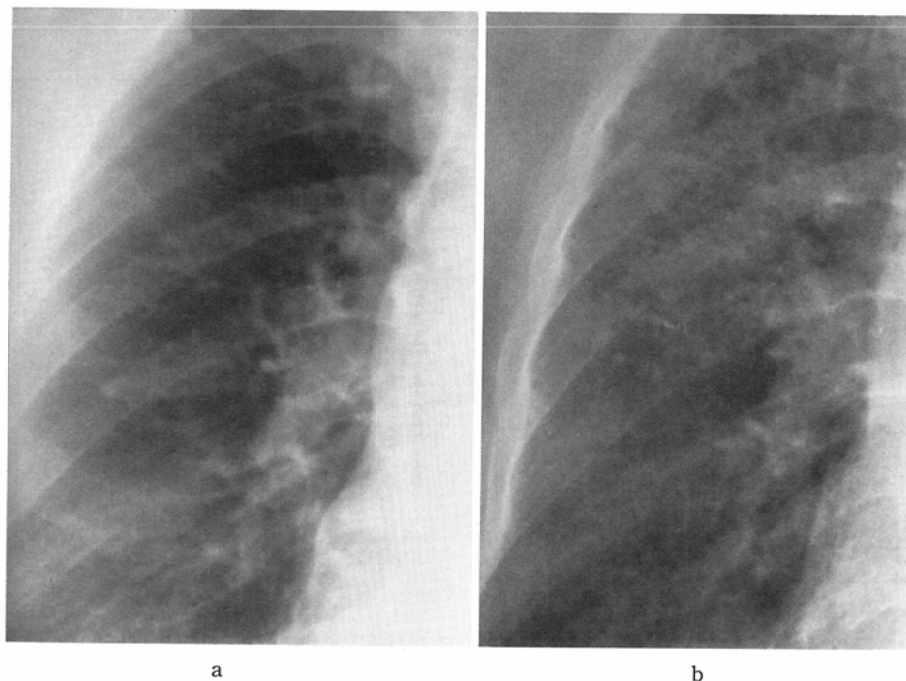


Fig. 7 Chest images illustrating progressive interstitial infiltrate ; (a) first examination in 1975 and (b) second examination in 1985.

3. テクスチャー解析の応用結果

Fig. 4 (a) ~ (d) に正常肺と粒状陰影 (nodular pattern), 網目状陰影 (reticular pattern) および蜂巢状陰影 (honeycomb pattern) を含む異常肺の拡大された胸部写真の一部を示す. 図中の ROI はこれらのパターンの物理的尺度を比べるために, 比較的明瞭な特徴を示す部位に設定されてお

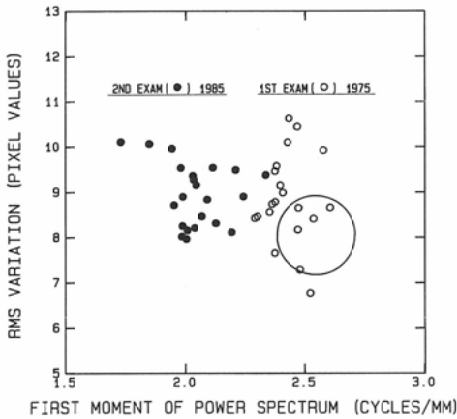


Fig. 8 Texture measures obtained from the two chest images with progressive interstitial infiltrate shown in Fig. 7.

り, 求めた物理的尺度を Fig. 5 に示す. 網目状陰影では周波数成分は正常肺と同程度であるが rms 変動値は増大している. このことは, 網目状陰影のテクスチャーの粗さは正常肺と同程度であるのに対して, 濃度変動の振幅の大きさは正常陰影よりも増大していることに対応する. 粒状陰影では rms 変動値は正常肺とほぼ同程度であるが周波数成分が低周波側に移行している. つまり, 粒状陰影ではテクスチャーの濃度変動の振幅の大きさは正常肺とほぼ同程度であるが, より粗いテクスチャーを含んでいることに対応している. 次に, 蜂巢状陰影では rms 変動値は増大し, かつ周波数成分が低周波側に移行しているので, 濃度変動の振幅が大きくて粗いテクスチャーが含まれていることが分かる. Fig. 4 に示された 4 種類の胸部写真の肺野全体に, それぞれ約 20 個の ROI を設定して求めた物理的尺度の分布を Fig. 6 に示す. 楕円は正常肺を持つ 100 例の胸部写真から求めた物理的尺度の平均値と標準偏差を示している. 蜂巢状陰影を含む異常肺から求めた物理的尺度が, 広い範囲にわたって分散しているが, この理由は, この胸部写真に含まれる間質性陰影が一樣に分布

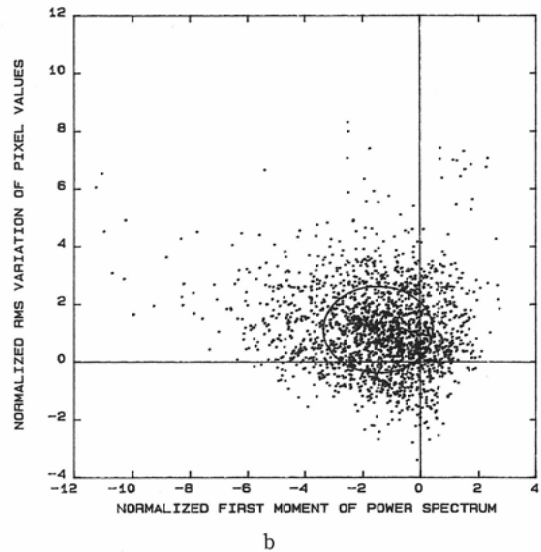
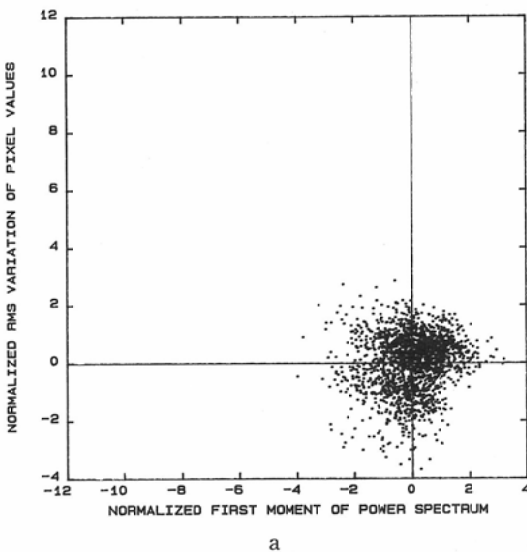


Fig. 9 Distribution of normalized texture measures (a) obtained from 100 chest images of normal lungs and (b) obtained from 100 chest images of abnormal lungs with various interstitial infiltrates. The circle and ellipsoid indicate the range of the average \pm one standard deviation.

しておらず、中肺野から下肺野にかけて局在しているためである。

このテクスチャー解析の手法を、Fig. 7に示す進行性の肺線維症に応用して分析した結果をFig. 8に示す。2回目の検査の胸部写真から得られた物理的尺度は低周波側へ移行し、粒状陰影の増加を示しており、この結果は放射線科医の診断結果と良く一致している。従って、これらの解析結果はここで用いた2つの物理的尺度が間質性陰影に含まれる病変部の肺野テクスチャーを検出し、その性質を客観的手法によって定量化できる可能性のあることを示唆していると思われる。

4. 正常肺と間質性肺疾患をもつ異常肺の自動分類

ここで用いた自動分類法は、先に述べた肺野テクスチャーの物理的尺度の分析と臨床写真から得られたデータベースの比較に基づいている。データベースの構築と自動分類法の開発のために、経験ある胸部放射線科医によって100例の正常肺と100例の間質性陰影を持った異常肺が選ばれ、物理的尺度が決定された。異常肺は胸部写真の読影所見、臨床データ、肺生検所見などを参考にして選択され、軽微なものから重症の間質性疾患まで含んでいる。データベースに含まれる正常肺および異常肺から決定した物理的尺度の分布をFig. 9に示す。2つの物理的尺度の分布をFig. 9に示す。2つの物理的尺度RとMは、自動分類を容易にするため以下のように正規化されている。

$$R_N = (R - \bar{R}) / \sigma_R \quad (3)$$

$$M_N = (M - \bar{M}) / \sigma_M \quad (4)$$

ここで R_N と M_N は、それぞれ正規化されたrms変動値とパワースペクトルの一次モーメントである。 \bar{R} と \bar{M} は、正常肺のそれぞれの物理的尺度の平均値であり、また、 σ_R と σ_M は、正常肺のそれぞれの物理的尺度の標準偏差である。正常肺の物理的尺度は原点の周囲に分布しており(Fig. 9(a))、異常肺のそれは左上に移行している(Fig. 9(b))が、2つの分布はかなりの部分で重なっている。その理由は異常肺の中には、異常陰影が肺野全体ではなく一部に局在しており、他の部位は正常陰影であるような写真も多数含まれているためであ

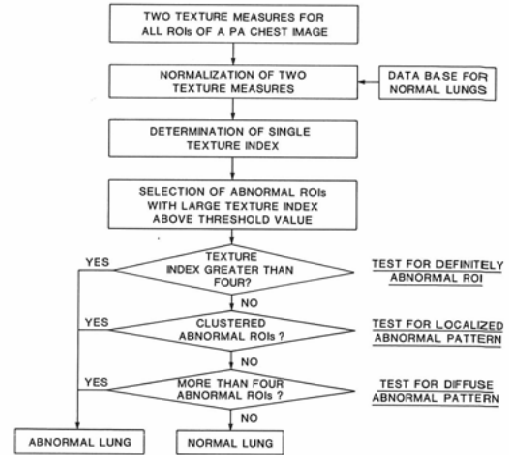
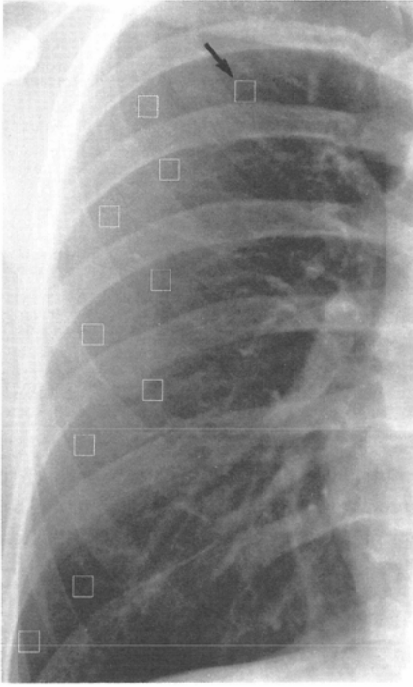


Fig. 10 Overall scheme of our approach to the automated classification for distinction between normal lungs and abnormal lungs with interstitial disease.

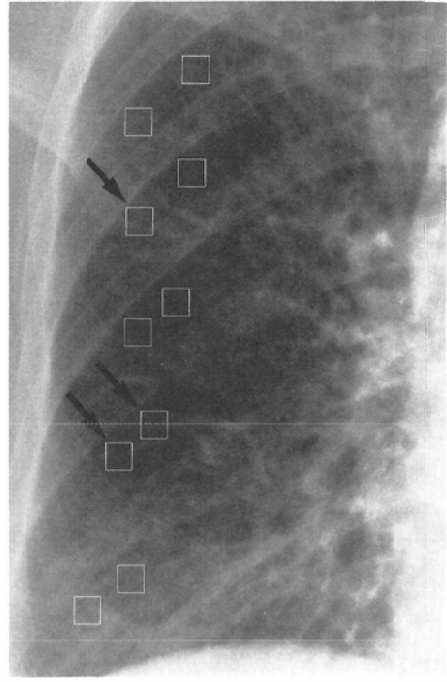
る。従って、これらの分布のみからでは正常肺と異常肺の分類は困難であると考え、Fig. 10に示すような自動分類の方法を考案した。

まず、Fig. 1で示したテクスチャー解析法で決定された2つの物理尺度は、式(3)および(4)で正常肺のデータベースを用いて正規化される。次に、2つの正規化された物理的尺度からFig. 9の原点(正常肺の物理的尺度の平均値)からの距離に相当する単一尺度を求め、ある一定の閾値(後述)を越えるものを異常ROIとして選び出す。最後に、選択された異常ROIに対して、孤立性、びまん性、局在性パターンなどの3つの異常陰影パターンテストを行ない、これらの異常陰影パターンのどれか一つを含んでおれば、間質性疾患を持つ異常肺として分類する。

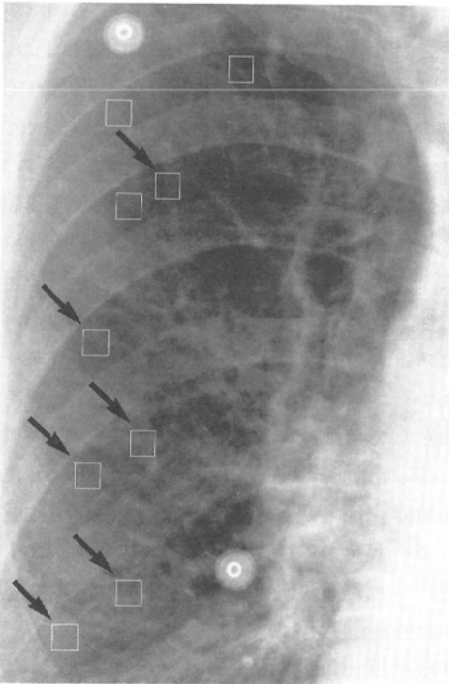
この自動分類法をFig. 11(a)~(c)に示す3種類の胸部写真に適用してみた。矢印は閾値以上の単一尺度を持っているために異常ROIとして選択されたROIを示す。また、対応する正規化された物理的尺度の分布をFig. 12に示す。図中の点線は単一尺度2.0の閾値を示している。症例(a)では、肋骨のエッジを含んだために1個のROIが異常ROIとして選択されたが、最終的には正常肺に分類された。症例(b)では、3個の異常ROIが



a



b



c

Fig. 11 Chest images with selected ROI's. Arrows indicate abnormal ROI's which contain large texture indices above the threshold value of 2.0 (a) The chest image includes one isolated abnormal ROI. (b) This image has three abnormal ROI's, and two of them are clustered within the distance of 3.0cm. (c) Six abnormal ROI's are distributed diffusely.

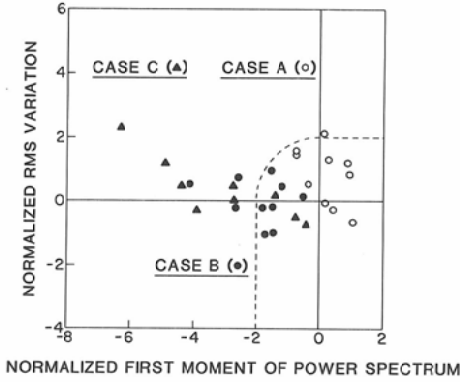


Fig. 12 Normalized texture measures of the selected ROI's for the three chest images shown in Fig. 11. The dotted line indicates the threshold value (2.0) of a single texture index.

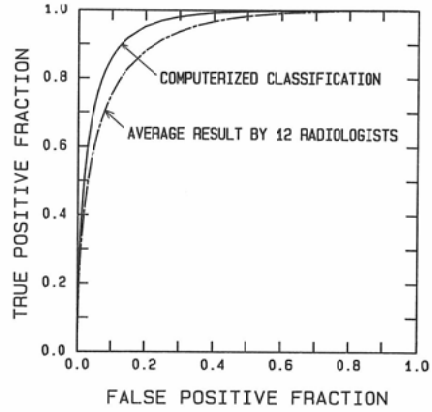


Fig. 13 Comparison of ROC curves obtained by radiologists and by means of the computerized classification method.

選択され、そのうちの2個が直径3cmの円内に存在していたため局在性の異常陰影パターンとして分類された。症例(c)では、右肺だけで6個の異常ROIが存在し、びまん性の異常陰影パターンと判断されたため異常肺として分類された。これらの自動分類の結果は、経験ある胸部放射線科医の診断結果と良い一致を示した。

この自動分類法の有用性を検討するために、データベースに含まれていない正常肺と軽微な間

質性陰影を持つ異常肺合計60例にこの手法を適用し、正常肺と異常肺の分類を試みた。その結果を、12人の放射線科医の診断結果と比較したROC曲線²⁵⁾²⁶⁾をFig. 13に示す。明らかに、コンピュータによる自動分類法は、12人の放射線科医の平均値と同等か若干優れていることが分かる。このことは、ここで用いたテクスチャー解析から決定された物理的尺度および自動分類法が間質性陰影の検出に有効であることを示唆している。

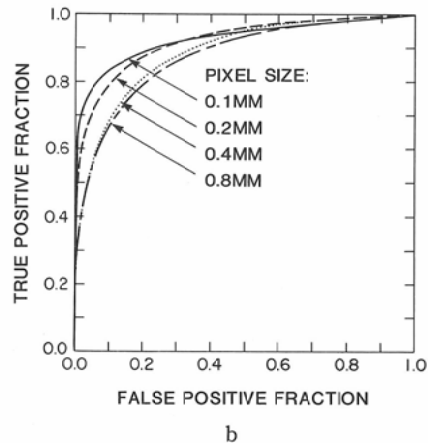
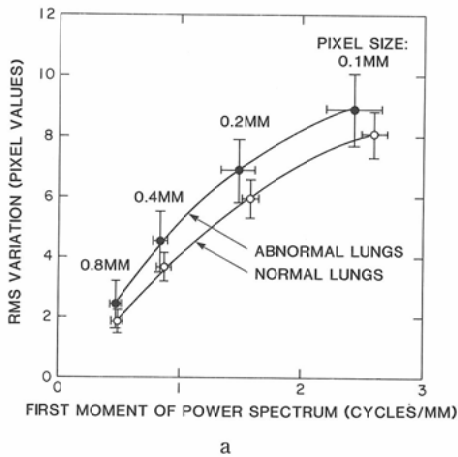


Fig. 14 Effect of pixel size on texture measures and the performance of classification. (a) Texture measures obtained with various pixel sizes for 100 normal and 100 abnormal lungs with interstitial infiltrates. (b) ROC curves by computerized classification for the distinction between normal and abnormal lungs.

5. デジタルパラメータのテクスチャー解析に及ぼす影響

デジタル胸部写真における肺野テクスチャー解析では、ピクセルサイズ、ROIサイズおよびグレイレベル数などのデジタルパラメータが、物理的尺度に大きく影響を与えることが予想される。これまで述べたテクスチャー解析では、0.1mmのピクセルサイズ、6.4mm×6.4mmのROIサイズ、10bit (1024階調) のグレイレベル数を用いたが、ここでは、いずれか一つのパラメータを変化させたときの、物理的尺度の変化および正常肺と異常肺の自動分類能の変化を調べる。自動分類能の比較には、前節で述べた100例の正常肺と100例の異常肺を含むデータベースに対して解析したROC曲線を用いた。

ドラムスキャナーでデジタル化する時のピクセルサイズを0.1mmから0.8mmまで変化させたときの物理的尺度の変化をFig. 14(a)に、ROC曲線をFig. 14(b)に示す。ピクセルサイズを大きくすると、ピクセル値が平均化されるために、rms変動値およびパワースペクトルの一次モーメントは徐々に減少する。また、ROC曲線もピクセルサイズの増大につれて低下するが、0.1mmと0.2mmから得られたROC曲線の差は小さいことに注意すべきである。この結果は、より小さなピクセルサイズほど間質性陰影の検出が優れていることを示しているが、ピクセルサイズを小さくするとコンピュータのメモリー容量および計算時間の増大という問題を生じる。従って、これらの理由から0.2mmピクセルサイズは肺野テクス

チャー解析に適切な寸法であると考えられる。

ROIサイズを6.4mm×6.4mmから3.2mm×3.2mmへ小さくすると、rms変動値はわずかに減少し、パワースペクトルの一次モーメントはわずかに増加する。さらに、小さなROIサイズに対するROC曲線はわずかに低下する。このことは、小さなROIはバックグラウンド補正による誤差は生じにくい、病変部をROI内に含む確率が減少する事実に対応している。また、グレイレベル数を10bitから4bitまで順次変化させると、rms変動値はほぼ1/2ずつ減少していくが、パワースペクトルの一次モーメントはエッジ効果のためにわずかに増加する。しかし、10から5bitの間ではROC曲線はほとんど変化せず、4bitで著しい低下が見られる。従って、この結果はここで用いたテクスチャー解析には小さなグレイレベル数でも十分であることを示している²¹⁾。

6. 塵肺症ILO標準写真に対するテクスチャー解析の応用

塵肺症の画像診断は社会的影響が大きいため、ILOを中心として塵肺症写真の視覚的手段によるパターン分類化が整理され²⁷⁾、また、像情報の定量的解析に関する研究も古くから行なわれていた¹¹⁾¹²⁾。ここでは、肺野テクスチャー解析法を1980年版の塵肺症ILO標準写真に適用し、得られた物理的尺度とILO分類カテゴリーとの対比を行なう。塵肺症の小さな陰影に対するILO分類カテゴリーをTable 1に示す。陰影の密度を表す陰影密度は0/0から3/3まで基本的に4段階に分類される。p、qおよびrは粒状陰影などの小円形(small

Table 1 ILO pneumoconioses classification for small opacities

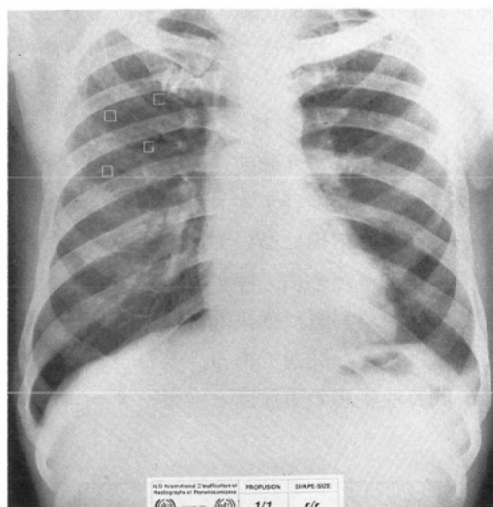
Profusion	
Category	0 ; opacities absent
Categories	1, 2, 3 ; increasing profusion of opacities
Shape and size	
Rounded opacities	P ; diameter up to 1.5mm Q ; diameter (1.5—3.0mm) R ; diameter (3.0—10.0mm)
Irregular opacities	S ; width up to 1.5mm T ; width (1.5mm—3.0mm) U ; width (3.0mm—10.0mm)

rounded)陰影の直径を示し、また、s、tおよびuは網目状陰影などの不整形(irregular)陰影の幅を示している。

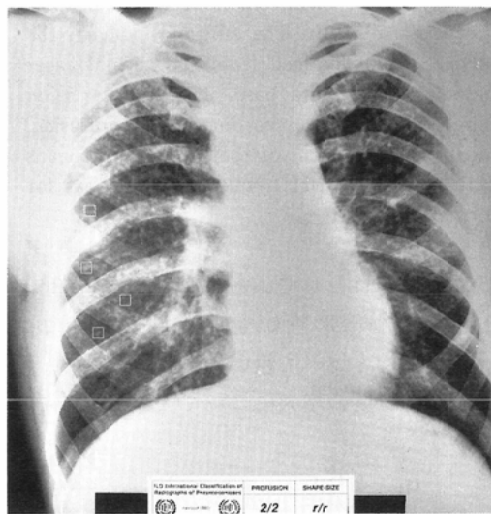
ILO標準写真はその分類カテゴリーに対応する陰影が肺野の一部に局在し、肺野全体にびまん性に分布していないので、解析対象のROIを肺野全体に設定すれば得られる物理的尺度は大きく分散し、標準写真の特徴を捉えることができない。そこで、塵肺症診断の経験豊富な放射線科医(B reader)に、各標準写真に対して、分類カテゴリーを最も良く表現している領域を選択してもらい、

その領域にROIを設定してテクスチャー解析を行なった。

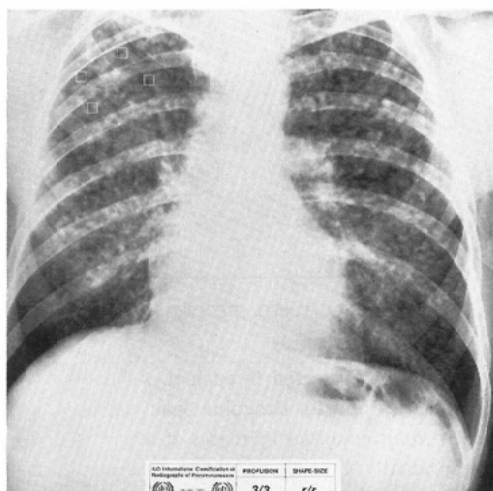
サイズr/rの小円形陰影で、陰影密度カテゴリーが1/1、2/2および3/3のILO標準写真と選択されたROIをFig. 15に示す。また、対応するテクスチャー解析結果の物理的尺度をFig. 16に示す。楕円は自動分類法の開発に使用した正常肺100例のデータベースから求めた物理的尺度の平均値と標準偏差を示している。小円形陰影の陰影密度が増大するにつれrms変動値も徐々に増加し、パワースペクトルの一次モーメントは正常肺に比較



a



b



c

Fig. 15 ILO pneumoconioses standard radiographs for small rounded opacities with the size of r/r; (a) profusion classified as 1/1, (b) 2/2, and (c) 3/3.

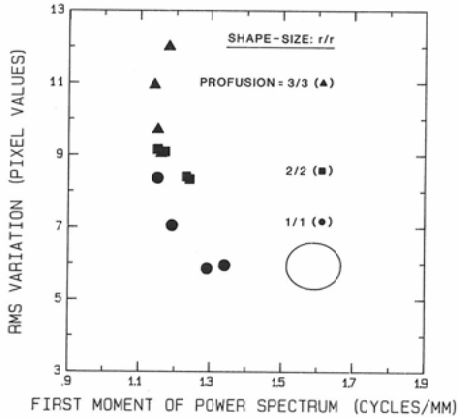


Fig. 16 Corresponding texture measures of chest images (Fig. 15) with small rounded opacities with the size of r/r . The ellipsoid indicates the normal range obtained from 100 normal cases included in the data base. The rms variation increases gradually according to its profusion, and the first moment of the power spectrum is shifted toward lower frequencies than that for normal lungs.

して低周波側へ移行している。つまり、直径3mmから10mmの小円形陰影を含む肺野のテクスチャーは正常肺と比べて粗いパターンを持ち、濃度変動は陰影密度の増大につれて大きくなること

に対応している。

各ILO分類カテゴリーに属する標準写真のテクスチャー解析の結果を、小円形陰影に対してはFig. 17(a)に、不整形陰影に対してはFig. 17(b)に示す。カテゴリーu/uに属する標準写真はカブリによる影響で画質が極端に悪いため除外した。円形あるいは不整形の陰影のサイズが一定であれば、陰影密度が増大するにつれrms変動値は徐々に増加している。一方、陰影密度が一定であれば、サイズが大きくなるに従ってパワースペクトルの一次モーメントは低周波側へ移行している。これらの結果から、放射線科医が、このテクスチャー解析の手法を客観的情報を得る手段として用いれば、塵肺症のより正確な分類ができる可能性を示している。

7. 考察および結論

これまで、間質性肺疾患のコンピュータ支援診断を目的とした肺野テクスチャー解析法およびそのいくつかの応用について述べてきた。この手法を実用化するために、解析結果を客観的診断情報として放射線科医に効果的に伝える方法を開発することは重要な問題である。その一つの試みとして、間質性疾患の重症度と陰影パターンの性質を

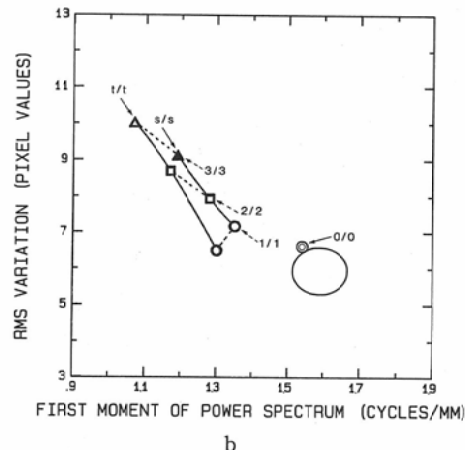
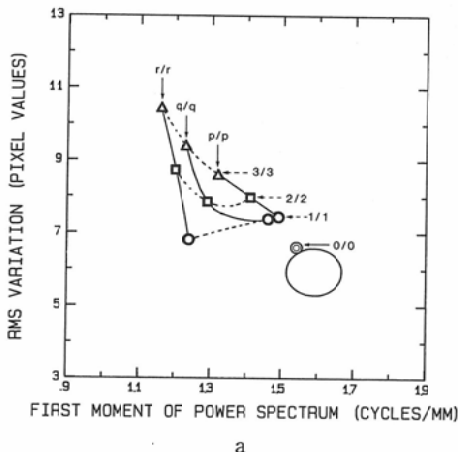


Fig. 17 Averaged texture measures obtained from ROI's selected in each ILO standard radiograph with (a) small rounded opacities and (b) irregular opacities. For both of (a) and (b), as the profusion of small opacities increases at a given size, the rms variation tends to increase gradually. On the other hand, as the size of small opacities increases at a given profusion category, the first moment of the power spectrum tends to shift toward low frequencies.

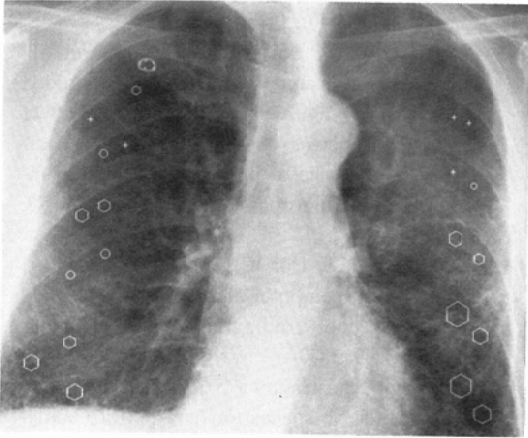


Fig. 18 Illustration of CRT display of the chest image together with superimposed symbols representing the magnitude and nature of texture measures which are related to severity and pattern types of interstitial infiltrates. The cross, circle, square and hexagon correspond to normal, nodular, reticular and honeycomb patterns, respectively. The size of each symbol indicates severity of interstitial infiltrates.

表すシンボルを、CRTに表示された胸部像に重ねて(解析された位置に)表示する方法をFig. 18に示す。十字、円、四角および六角形のシンボルは、それぞれ正常、粒状、網目状および蜂巢状陰影に対応している。また、シンボルの大きさは重症度を表すようになっている。このシンボルの種類とサイズは、個々のROIについてテクスチャー解析して得られる物理的尺度を、データベースに含まれる正常肺の物理的尺度と比較して決定されている。放射線科医が胸部写真を読影する際に、このような表示を参考にすれば、注意を喚起され見落としが減少し、診断精度の一層の向上が期待される。

間質性疾患に対するコンピュータ支援診断の研究の歴史は浅く、この手法を実用化するためにはさらに研究の発展が必要である。たとえば、正常肺および間質性陰影の性質をもっと良く理解し、より大規模なデータベースの構築が必要である。さらに、検出感度のより高い物理的尺度の模索のための努力も忘れてはならない。しかし、従来のアナログ写真では不可能であった画像情報の定量

化は、デジタルラジオグラフィーおよびPACSの将来の発展により、ますます臨床研究と臨床応用面での重要性が増してくるものと考えられる。

稿を終えるにあたり、本研究の遂行に協力していただいたシカゴ大学放射線科C.E. Metz, M.L. Giger, J.J. Fennesy, 京都工繊大の中森伸行氏および岩手医科大学放射線科の諸兄に感謝の意を表します。

文 献

- 1) Genereux GP: Pattern recognition in diffuse lung disease. *Med Radiogr Photogr* 61: 2-31, 1985
- 2) Fraser RG, Pare JAP: *Diagnosis of Diseases of the Chest*, 423-431, 1970, Saunders, Philadelphia
- 3) Tully RJ, Connors RW, Harlow CA, et al: Toward computer analysis of pulmonary infiltration. *Invest Radiol* 13: 298-305, 1978
- 4) Reger RB, Morgan WKC: On the factors influencing consistency in the radiologic diagnosis of pneumoconiosis. *Am Rev Respir Dis* 102: 905-915, 1970
- 5) Reger RB, Smith J, Kibelstis A, et al: The effect of film quality and other factors on the roentgenographic categorization of coal workers' pneumoconiosis. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 115: 462-472, 1972
- 6) Fraser RG, Sanders C, Barmes G, et al: Digital imaging of the chest. *Radiology* 171: 297-307, 1989
- 7) Giger ML, Doi K, Katsuragawa S: Digital processing of medical images for computer-aided diagnosis. *Proc SPIE* 1082: 25-33, 1989
- 8) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィーの基礎と将来の可能性, 日本医放会誌, 49: 1-14, 1989
- 9) 土井邦雄, 桂川茂彦, Giger ML, 他: デジタルラジオグラフィーにおけるコンピュータ支援診断の可能性, 日本放射線技術学会誌, 45: 653-663, 1989
- 10) Sutton RN, Hall EL: Texture measures for automatic classification of pulmonary disease. *IEEE Trans Comput* 21: 667-676, 1972
- 11) Kruger RP, Thompson WB, Turner AF: Computer diagnosis of pneumoconiosis. *IEEE Trans Syst Man and Cybern* 4: 40-49, 1974
- 12) Turner AF, Kruger RP, Thompson WB: Automated computer screening of chest radiographs for pneumoconiosis. *Invest Radiol* 11: 258-266, 1976
- 13) Revesz J, Kundel HL: Feasibility of classifying disseminated pulmonary diseases based on

- their Fourier spectra. *Invest Radiol* 8: 345-349, 1973
- 14) Jagoe JR, Paton KA: Reading chest radiographs for pneumoconiosis by computer. *Br J Ind Med* 32: 267-272, 1975
 - 15) Jagoe JR: Gradient pattern coding: An application to the measurement of pneumoconiosis in chest X rays. *Comput Biomed Res* 12: 1-15, 1979
 - 16) 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, 電子情報通信学会誌, J72-D-11, 944-953, 1989
 - 17) 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
 - 18) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H: Quantitative analysis of lung texture for computer-aided diagnosis of interstitial disease in digital chest radiographs. *Proc SPIE* 914: 371-374, 1988
 - 19) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H, et al: Quantitative analysis of lung textures for detection and characterization of interstitial diseases in digital chest radiographs. *Proc Chest Imaging Conference* 87: 138-143, 1988
 - 20) 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
 - 21) 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
 - 22) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H, et al: Quantitative computer-aided analysis of lung texture in chest radiographs. *Radiographics* 10: 257-269, 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) Chan HP, Metz CE, Doi K: Digital image processing: Optimal spatial filter for maximization of the perceived SNR based on a statistical decision theory model for the human observer. *Proc SPIE* 535: 2-11, 1985
 - 25) Metz CE: ROC methodology in radiologic imaging. *Invest Radiol* 21: 720-733, 1986
 - 26) Metz CE: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological studies. *Invest Radiol* 24: 234-245, 1989
 - 27) Sargent EN, Lundell CJ: The pneumoconioses. (In) Taveras JM ed: *Radiology: Diagnosis-Imaging-Intervention*. Vol 1, Chap 54, 1-29, 1986, JB Lippincott Company, Philadelphia