

研究論文

直接撮影胸部X線像を用いた肺気腫の 病勢進行度の定量評価

宋 在旭*¹ 清水 昭伸*¹ 長谷川 純一*²
鳥脇 純一郎*¹ 森 雅樹*³

要旨

本論文では、直接撮影胸部X線像を用いて肺気腫の病勢進行度を定量評価する手法を提案する。この手法は、具体的には、画像上の肋間に設定したROI(Region of Interest)に対して、まず血管影を抽出し、次にそこで抽出された血管影について3つの特徴量、太さ、数、および、辺縁の明瞭さを表す特徴量を求める。最後に、それらの特徴量を線形結合によって統合し、病勢進行度を定量化した数値を出力する。本論文では、提案手法を実際の画像に適用し、各特徴量と医師による評価の関係、および、病勢進行度を定量化した数値と医師の診断との関係を調べ、本手法の有効性について考察する。

Key words : Chest x-ray image, Quantitative evaluation of the degree of advance, Pulmonary emphysema, Extraction of blood vessels

1. まえがき

肺気腫は、肺の終末細気管支より末梢の気腔が壁の破壊を伴って恒久的に拡大する病気で、進行に伴って呼吸閉塞が生じ、呼吸不全、肺性心、さらに、右心不全によって死に至る予後不良の疾患であり、わが国でも高齢化に伴って増加すると予想されている[瀧嶋 93]。この病気の対策としては、破壊された肺胞を修復することは難しいので、予防、病勢の進展阻止が主体となり、そのためには的確な病勢の進行度の評価が重要となる。現在では、胸部X線像上の末梢血管影の消失などを手掛かりに医師の目視による診断が行われているが、画像上の淡い末梢血管影のわずかな変化から定量的な診断を行うことは容易ではない。そこで、計算機を用いた病勢進行度の定量化アルゴリズムの開発が望まれている。

これまで、計算機を用いたX線像の診断支援システムは数多く提案されており[鳥脇 94]、胸部X線像を対象としたものに限っても、腫瘍影の検出[長谷川 83, 鈴木 92, Shimizu94, Kobayashi96]、腫瘍影の良悪性鑑別[清水 96]、さらに、間質性肺疾患の診断[木戸 94, Katsuragawa97]など、さまざまな読影を支援するシステムが報告されている。しかし、肺気腫の病勢進行度の定量化については、直接撮影像を入力とするものに関しては(注:1) 著者らのグループによる予備的検討[杜 95]を除いてはこれまでに報告がない。また、その他のシステムで従来用いられていた手法

も、肺気腫の診断に必要なコントラストの低い末梢血管影の特徴を定量化するためには適していないと考えられる。

本論文では、直接撮影胸部X線像を入力とし、肺気腫の病勢進行度を定量化して出力するアルゴリズムを提案する。具体的には、この方法は、これまでに著者らが検討を行ってきた、Deformable modelを用いた胸部X線像上の末梢血管影の抽出手順[宋 98]による結果を用い、末梢血管影に関する幾つかの特徴量を測定する。そして、それらを統合して病勢の進行度に相関のある数値を出力する。

以下、2節では処理の概略について述べ、3節で特徴計測処理の前処理である末梢血管影の抽出方法について簡単に述べる。次に、4節においてその抽出図形に対して測定する特徴量とそれらから進行度を定量化する方法について説明する。最後に、5節では実際の胸部X線像を用いて実験を行った結果を示し、医師による進行度の評価結果と比較して本方法の有効性について検討する。

2. 処理の概略

本手法の処理の流れをFig.1に示す。入力は直接撮影胸部X線像をサンプリング間隔0.1(mm/pixel)、濃度値分解能10(bit)でデジタル化した3520×3520(pixel)の画像である。まず、この画像上の肋間に、病勢の進行度を評価するためのROI(Region of Interest)を手入力によって設定する。これは、後の定量化の処理に病変に無関係な肋骨影の影響が入るの

*¹名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻〔〒464-8603
名古屋市千種区不老町〕

*²中京大学情報科学部

*³札幌厚生病院呼吸器科

投稿受付：1998年12月5日

最終稿受付：1998年12月5日

採用決定日：1999年1月16日

(注:1) CT像に対して病変の定量化を行った研究は、例えば[酒井91]にあるが、今回は現在も実際の臨床の場で大量に用いられている直接撮影像を対象とする。

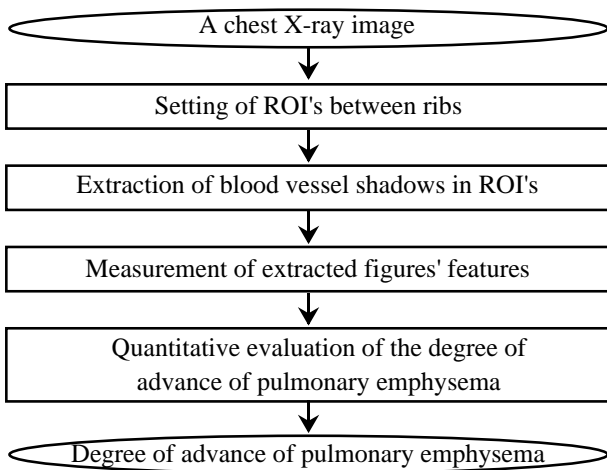


Fig.1 Outline of the proposed procedure.

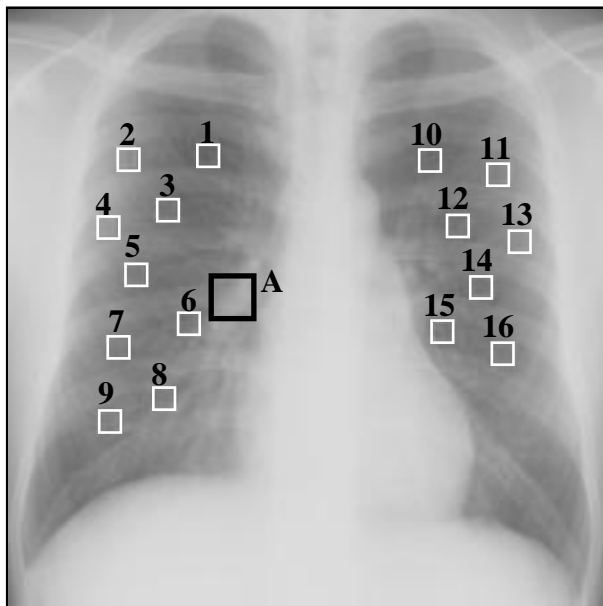


Fig.2 An example of chest X-ray images. (ROI's are indicated by white frames. Numerals are No. of the ROI. A black frame will be used at section 4.)

を防ぐためである。Fig.2に原画像とその上に実際に設定したROIの例を示す。いずれのROIも2本の前胸部肋骨と2本の背部肋骨の間に設定されており、その4本の肋骨の解剖学的名前の組合せによって一つの番号が付けられている。ROIのサイズは肋骨のスペースの大きさに合わせて100×100(pixel)が70×70(pixel)とし、原画像からその領域を含む230×230(pixel)の部分画像(Fig.3)を切り出して次段の処理に渡す。次の血管影抽出処理では、血管影の形状に関する知識を持った Deformable model を用いて処理を行う。そして、抽出された図形に対して幾つの特徴量を計測し、最後にそれらを統合して病勢進行度を定量化した数値を求めて出力とする。

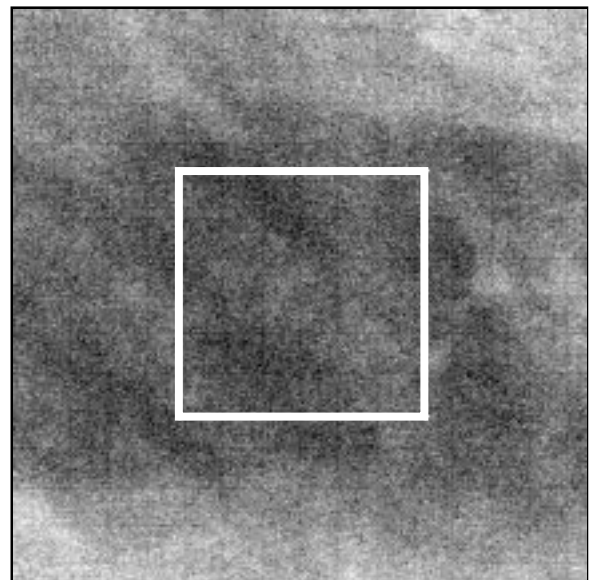


Fig.3 A partial image including the ROI No.1 of Fig.2.

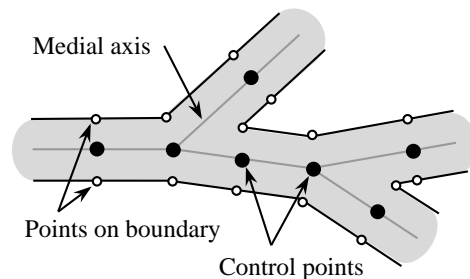


Fig. 4 Structure of the deformable model used in the vessel shadows extraction process.

3. 血管影の自動抽出手順

血管影の抽出には、これまでに著者らが提案してきた Deformable model (Fig.4) に基づく手順を用いた[宋98]。このモデルは、複数の制御点と線分からなる芯線と、制御点からの相対的な位置関係によって決まる輪郭線上の点から構成され、血管影の形状を考慮した変形を行うことによって、極めてSN比の低い胸部X線像上の末梢血管影なども精度良く抽出できるという特徴を持つ。手順の詳細については文献[宋98]に譲るが、以下では、ごく簡単に処理の内容について触れておく。

処理は大きく分けて、初期モデルの設定と、他のモデルとの融合なども考慮した評価関数の最大化に基づく逐次的な変形処理からなる。評価関数は、モデルの輪郭線が画像中のエッジに貼り付くための項と、血管影の形状に関する項からなり、例えば、エッジなどが雑音によって隠されていても形状に関する知識に基づいて適切な抽出結果が得られる。また、初期モデルの設定や、評価関数に用いるエッジ強度の計算にはスケールスペース処理を導入しており、様々なサイズの血管影に対応できるように工夫している。

4. 特徴量計測と病勢の進行度の定量化

ここでは、3節で抽出された血管影に対して病勢進行度と関連のある特徴量を計測する。今回は、実際に医師が病勢進行度を評価する際に注目する以下の3つの特徴を利用した。

(I) 血管影の太さ

病勢の進行に伴って血管影は次第に細くなる。また、極めて進行した場合には血管影が見えなくなる。

(II) 血管影の数

病勢が進行すると血管影の数が減少し、最後には見えなくなる。

(III) 血管影の辺縁の明瞭さ

病勢の進行に伴って血管の周辺の支持組織（例えば肺胞）の破壊が進むため、画像上では血管影の辺縁が明瞭に見えてくる（ただし、血管影が存在する間のみ）。また、病勢が進行して組織の破壊が進むと、破壊領域と非破壊領域の境界に辺縁の明瞭な線状パターンが見えることがある。

ここで、最初の2つは臨床的に良く知られている特徴である。3つ目は実際の画像上でしばしば観察される特徴であることから今回用いたものである。

次に、以上の3つの特徴に関連して今回実際に測定した特徴量を以下に示す。ただし、いずれの特徴量も正常画像からの相対的な偏りとして定義しており、以下では、その正常画像を基準画像（Standard Image, 添字 S で表す）、評価される画像を評価画像（Test Image, 添字 T で表す）と呼ぶ。また、ここでは、基準画像は評価画像と同一の被検者を撮影したものであり、両画像間には肺気腫による病勢進行度の違いのみがあると仮定する。

1) 血管影の太さに関する特徴量 F_w

評価画像上のROI内に抽出された血管影の太さ w_T の分布と、基準画像上の対応する位置のROI内の太さ w_S の分布間で、次式で定義される分離度 F_w を求め、これを血管影の太さに関する特徴量とする。

$$F_w = \frac{(E\{w_S\} - E\{w_T\})}{(\sqrt{V\{w_S\}} + \sqrt{V\{w_T\}})/2} \quad (1)$$

ここで、 $E\{w\}$ と $V\{w\}$ はそれぞれ w の期待値と分散を表す。ただし、右肺の下部で肺門部に近い場所の4個のROI (Fig.2のNo.5, No.6, No.7, No.8) については、太さ w_T を次式で w_T' に変換したものをを用いる。

$$w_T' = \sqrt{\frac{E\{w_S\}}{E\{w_T\}}} w_T \quad (2)$$

これは、この位置の血管影は重力の影響などで元々

太く、基準画像との太さの絶対的な差がある程度大きくても、それほど病勢が進行してないことが多いためである。

2) 血管影の数に関する特徴量 F_A

今回は、血管影の数そのものではなく、ROIに占める血管影の割合を用いる。具体的には、血管影の面積を（血管影の芯線の長さ）×（平均太さ）で近似し、次式で定義される特徴量 F_A を測定する。

$$F_A = 1.0 - [(l_T \times E\{w_T\}) / (l_S \times E\{w_S\})] \quad (3)$$

ここで、 l_S と l_T は基準画像上、および、評価画像上の対応するROI内の血管影の芯線の長さである

3) 血管影辺縁の明瞭さに関する特徴量 F_G

原画像 $f(x,y)$ に 3×3 (pixel) のメディアンフィルタを施した後で各点のグラディエントベクトルを求める。次に、抽出された図形の輪郭領域でそのグラディエントベクトルの大きさが上位10%の分布を基準画像と評価画像の間で比較し、次式で定義されるその2つの分布間の分離度を特徴量 F_G とする。ここで、輪郭領域とは、自動抽出された図形の線幅1(pixel)の輪郭線を1回拡散させた領域とした。

$$F_G = \frac{(E\{\text{grad}(f_T(x,y))\} - E\{\text{grad}(f_S(x,y))\})}{(\sqrt{V\{\text{grad}(f_T(x,y))\}} + \sqrt{V\{\text{grad}(f_S(x,y))\}})/2} \quad (4)$$

ここで、 $f_T(x,y)$ と $f_S(x,y)$ は評価画像と基準画像にメディアンフィルタを施した2次元濃淡画像を表し、 $\text{grad}(f(x,y))$ は点 (x,y) におけるグラディエントベクトルを表す。

以上の特徴量は、直感的には病勢の進行に伴っていずれも値が高くなると予想されるが、最後の処理ではこれらの3つの特徴量を線形結合によって組み合わせ、各ROIでの病勢進行度に関する評価値 \hat{E}_V を計算する。

$$\hat{E}_V = \alpha_1 F_w + \alpha_2 F_A + \alpha_3 F_G + \alpha_4 \quad (5)$$

ここで、 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ は重み係数である。

ところで、すでに述べたように、以上の議論は次の仮定に基づいて導かれている。

(仮定1) 基準画像は評価画像と同一の被検者を撮影
(仮定2) その両画像間には肺気腫による病勢進行度の違いのみが存在

しかし、現実にはそのような2枚の画像を利用できるのは稀であり、他人を異なる装置で撮影した基準画像を用いて進行度を評価することになる。そこで、2枚の画像間で上記の仮定がほぼ成立するように、個人差や肺気腫以外の変化に対して以下の方法

であらかじめ補正を行う。

(I) 個人差の補正

ここでは、(仮定1)を満たすように個人差を補正する方法について述べる。個人差は、今回測定した特徴量に関しては、主に血管影の太さの違いとして表れる。また、2人の人間について同じ場所で測定した血管影の太さの比は、肺野内の他の場所でもほぼ同じであると期待される。そこで、2枚の画像上で肺気腫の影響を受けにくい場所で血管影の太さを測定し、そこから求めた比率を用いて個人差による太さの違いを補正する。具体的には、基準画像および評価画像において肺門部付近の血管影の太さ H_S と H_T を測定し、評価画像上の太さ w_T を次式を用いて補正して w_T' とする。

$$w_T' = \frac{H_S}{H_T} w_T \quad (6)$$

ただし、この式にある H_S と H_T の比をできるだけ精度良く推定するために、血管影の断面積から血管影の太さを推定する濃度法[Ratib88]を利用した。ここで、血管影の太さの推定を行った肺門部の血管影上の位置の例をFig.5に白線で示した。ただし、これはFig.2の領域Aを拡大した画像である。

(II) 肺気腫以外の変化の補正

2枚の画像が同一被検者を撮影したものであっても、以下の原因によって画像上に肺気腫以外の変化

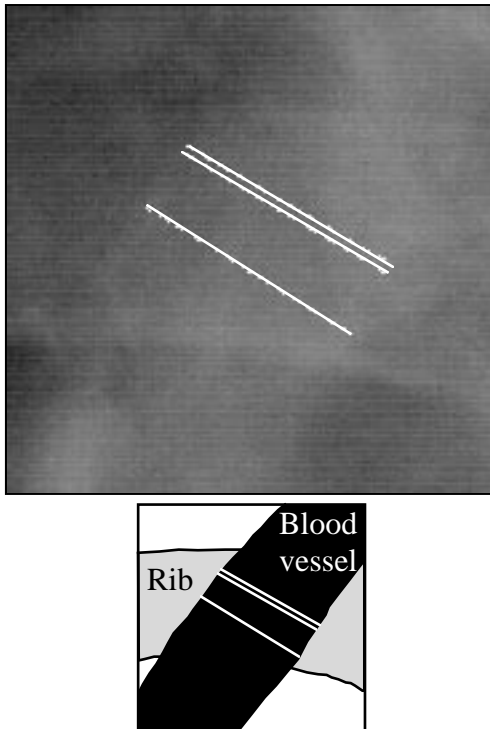


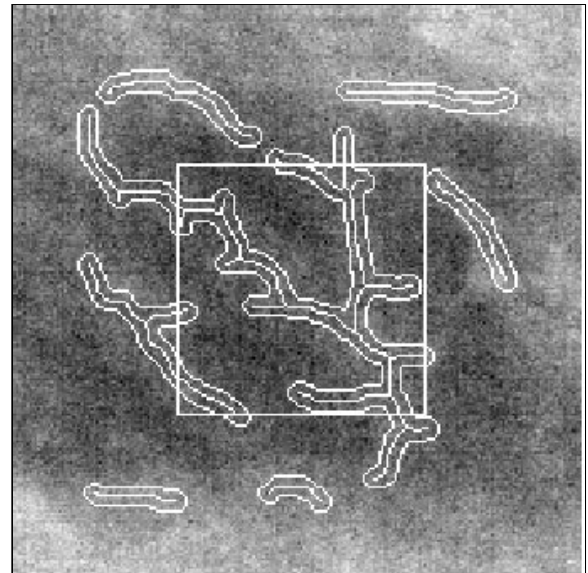
Fig.5 Three white lines represent cross-sectional lines for the correction process in section 4. (This image corresponds to region A surrounded by a black frame in Fig.2)

が生じる。

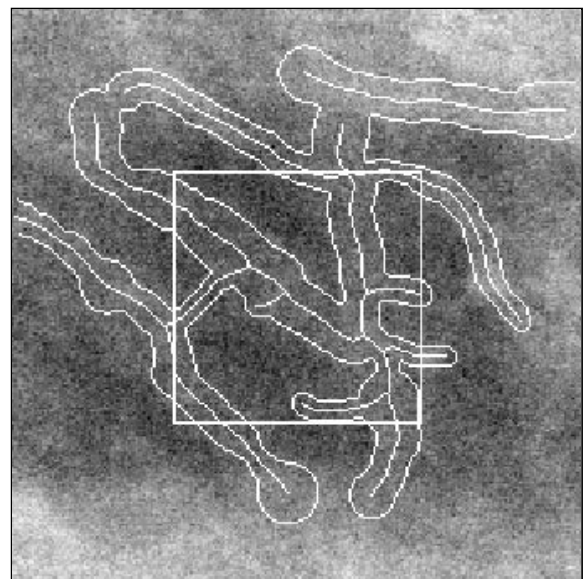
- (a) 撮影条件の違い(呼吸位相, 撮影体位, フィルムの特性など)
- (b) 画像のデジタル化の条件の違い(量子化レベル数, デジタル化装置の特性(量子化の特性曲線など))
- (c) 正常組織の経時変化(肥満や老化)
- (d) 外傷などによる変化
- (e) 肺気腫以外の病変による変化

従って、厳密に(仮定2)を満たすことは困難であり、今回は以下のように近似する。

まず、(c), (d), (e)については対応が困難であるので今回は考慮しない。次に、(a)の呼吸位相や撮影体位の差異は主に陰影の位置ずれとして表れると考えられる。しかし、これらについてはROIを手入力でう



(a) Initial models



(b) Extracted vessel shadows

Fig.6 Experimental results of extracting blood vessel shadows.

まく設定することによりある程度補正可能であり、また、今回求めた特徴量は比較的位置ずれに対してはロバストであると思われるので、これについても考慮しない。最後に、残りの原因は、2枚の画像に対して濃度値分布の違いを引き起こすと考えられるが、今回は、両者の分布が線形変換の範囲で一致可能であるとして、画像から実際に測定した濃度値分布を比較してその線形変換のためのパラメータを求める。具体的には、2枚の画像で同一のものを撮影したと思われる場所、かつ、肺気腫の影響が無い場所とし

て体側の外側の空気の部分の濃度値分布（平均値と標準偏差）を求め、両画像間で平均値と標準偏差が一致するように濃度値の線形変換を行う。

5. 実験および考察

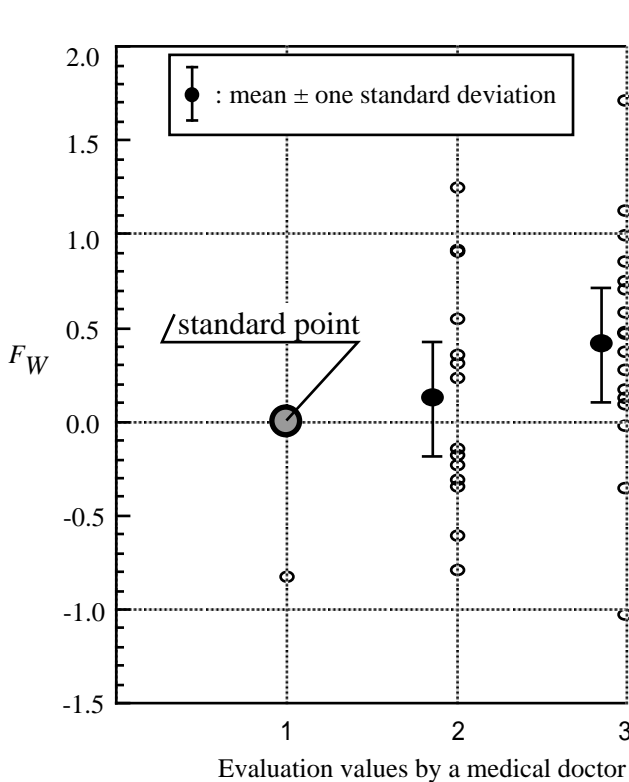
実験試料には、基準画像として正常の直接撮影胸部X線像1枚、評価画像として肺気腫の画像2枚を用いた。

まず、Fig.6にFig.3の画像に対して血管影の自動抽出を行った結果を示す。これから、初期モデルの設定、および、抽出処理の両方において良好な結果が得られることが確認された。また、3枚の画像上の48個の全てのROIに対して抽出結果を評価したところ、約9割について精度良く抽出されていることが確認された。

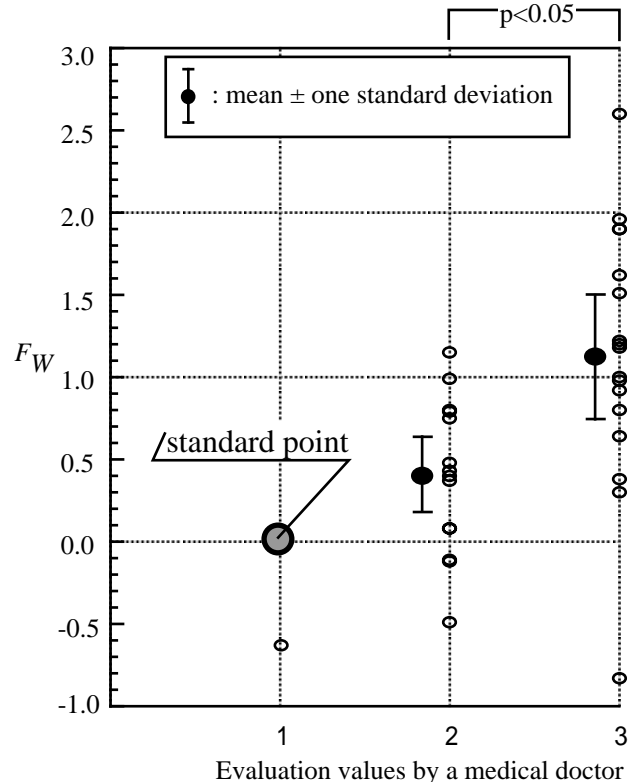
次に、その抽出された血管影に対して、今回提案する3つの特徴量を測定した。ここで、あらかじめ医師によって、同じ特徴についてTable 1に示した基準に沿って同一画像を評価しておいたが、その両者の関係をFig.7, 8, 9に示した。ここで、図中の灰色の点（基準点と呼ぶ）は基準画像上のROIに対する値であり、計算機による特徴量は、いずれも医師の評価値と正の相関を持つことが期待される。また、各図の上部には、医師の評価が「2」、「3」に対応する

Table 1 Criteria for evaluating the state of blood vessels by human.

Items to be evaluated \ Evaluation value	1	2	3
Width of blood vessels	the same as normal	slightly thin	thin
Number of blood vessels	the same as normal	comparatively few	few
Clearness of boundaries of blood vessels	the same as normal	slightly clear	clear



(a) Without correction by Eq.(2) and Eq.(6).



(b) With correction by Eq.(2) and Eq.(6).

Fig.7 Comparison between F_w and evaluation values by a medical doctor.

計算機の評価値の分布間の有意差検定の結果を示した (Mann-Whitney 検定: 有意差がある場合のみ「 $p <$ (有意水準)」とした)。さらに, Fig.7, 8 の2つのグラフは, (a) が(2)式および(6)式の補正の適用前, (b) が共に補正した後の結果である。ここで, 前節の最後で述べた濃度値に関する補正は, 今回用いた3枚の画像の濃度値分布については互いにほとんど差がなかったために行っていない。

まず, Fig.7, 8 から, いずれも(2), (6)式による補正後の(b)において計算機の出力の分布間に有意差が認められ, 今回の試料に対してはこれらの補正は有効であると言える。また, Fig.7(b), 8(b), 9 から, 今回注目した血管影の太さ, 数, および, 辺縁の明瞭さの3つの特徴については, 提案した特徴量 F_w, F_A, F_G によってある程度定量化が可能であることが確認された。さらに, 3つの特徴量間の相関係数は, F_w と F_A の間は0.348, F_w と F_G は0.268, F_A と F_G は0.350であり, 互いにあまり相関がないことも知られた。

次に式(5)の \hat{E}_V を求めるため, 同式における係数 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ を, 次のようにして求める。すなわち, 各特徴に関して医師が評価した値の合計を E_V とし(注:2), 次式(7a)の誤差 ε を最小にする $\alpha_1 \sim \alpha_4$ を求める。具体的には式(7b)の連立方程式を解く。

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^{16} (\hat{E}_V^{(i,j)} - E_V^{(i,j)})^2 \quad (7a)$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial \alpha_i} = 0 \quad (i=1,2,3,4) \quad (7b)$$

ここで, $\hat{E}_V^{(i,j)}$ と $E_V^{(i,j)}$ の添字 (i,j) は, i 番目の画像の j 番目の ROI に対する値を表し, 実際には肺気腫の画像2例上に設置した計32個(16個/1画像)のROIに対して計算を行った。得られた α_i の値は以下の通りである。

(2)式および(6)式の補正の適用前

$$\alpha_1=1.00, \alpha_2=-0.0226, \alpha_3=1.43, \alpha_4=5.88$$

(2)式および(6)式の補正の適用後

$$\alpha_1=1.11, \alpha_2=0.912, \alpha_3=0.970, \alpha_4=5.35$$

Fig.10 に, 式(5)による進行度 \hat{E}_V と医師による進行度 E_V との関係を (2), (6)式による補正前(a)と補正後(b)について示した。まず, 相関係数を見ると, 補正前は0.705, 補正後は0.810であり, ここでもこれらの補正が有効であると言える。また, 補正後の(b)

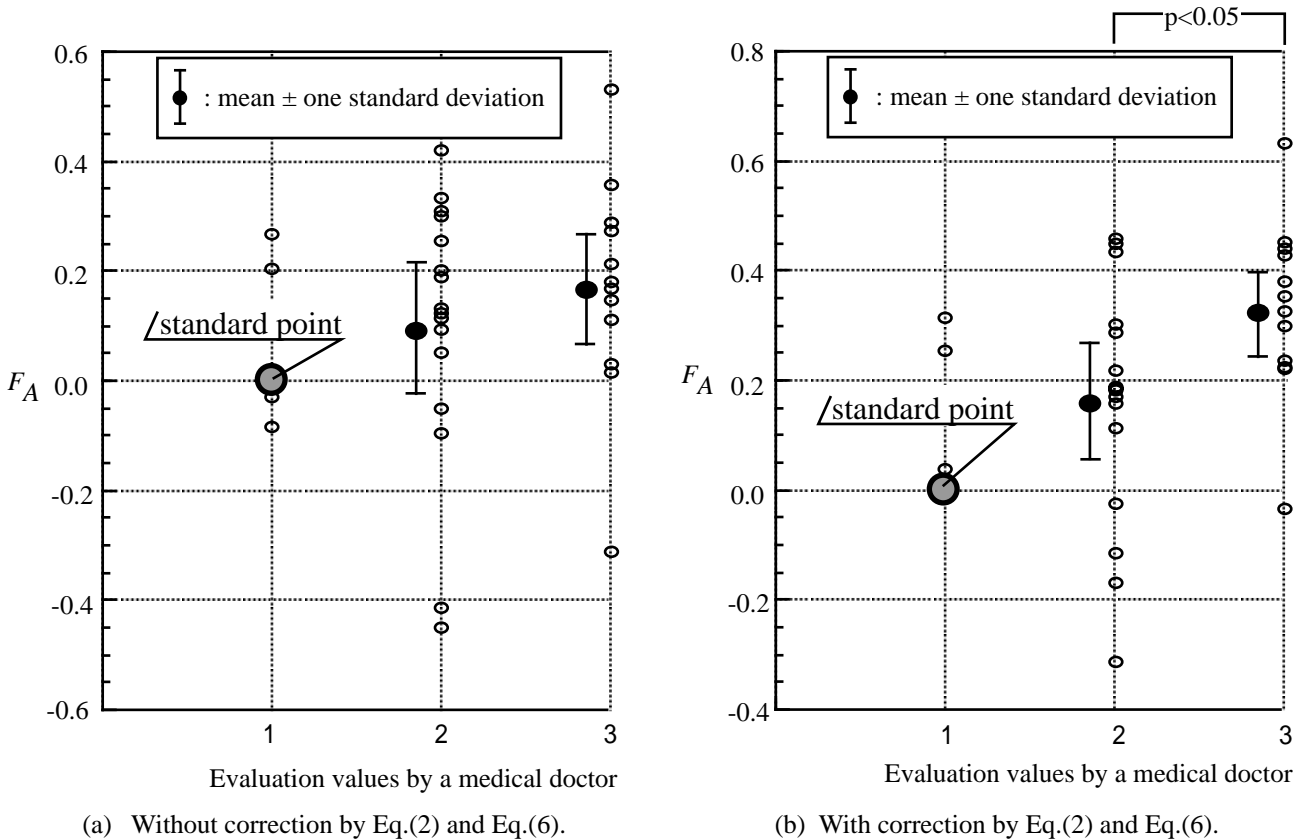


Fig.8 Comparison between F_A and evaluation values by a medical doctor.

(注:2) 各特徴が1~3の3段階評価なので, 進行度 E_V は3~9までの7段階評価になる。大まかには, 3が正常, 6が中度, 9が重度となる。

を見ると、比較的強い相関を示しており、今回のアルゴリズムによる肺気腫の病勢進行度の定量化は、ある程度可能である。ただし、医師の評価値が「5」、「6」の付近では計算機による進行度がかなりばらついており、進行度が中度付近の定量化が難しいことが知られた。

次に、実際の画像を評価した結果の一例を基準画像と共に Fig.11 に示す (Fig.10(b) の A と B に対応する)。病勢の進行度に関する医師の評価値 E_V と実験による評価値 \hat{E}_V がそれぞれ $E_V=6.00$ に対して $\hat{E}_V=6.46$ (同図(a)), また $E_V=9.00$ に対して $\hat{E}_V=9.98$ (同図(b)) と、比較的精度良く推定できている。また、その評価値の内訳 (構成する各特徴量の値) を調べると、Fig.11(a) は、 $F_W=0.926$ 、 $F_A=0.255$ 、 $F_G=-0.164$ 、同図(b) については、 $F_W=2.60$ 、 $F_A=0.631$ 、 $F_G=1.19$ であり、(5) 式の係数 $\alpha_1 \sim \alpha_3$ がほぼ1であることを考慮すると、いずれも比較的太さを重視した判定であった。

6. むすび

本論文では、直接撮影胸部 X 線像上の肋間に設定した ROI に対して、肺気腫の病勢進行度を定量化評価

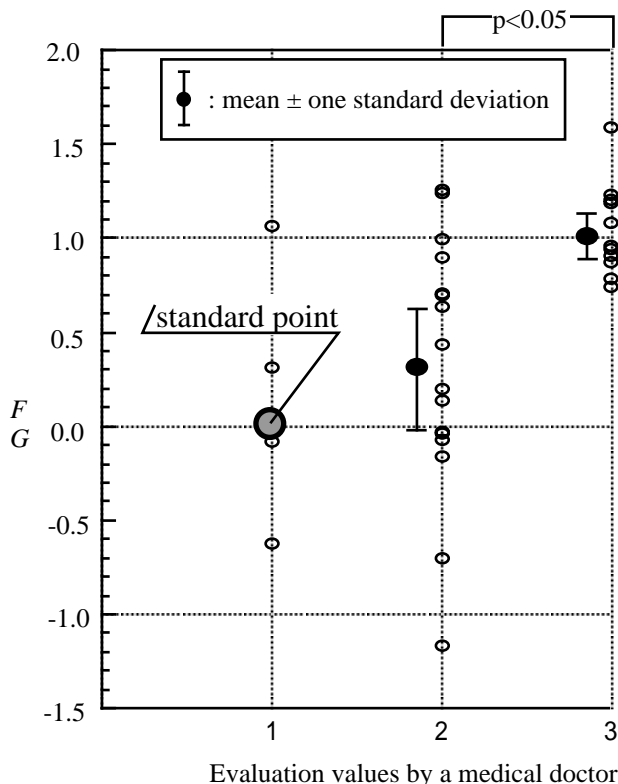


Fig.9 Comparison between F_G and evaluation values by a medical doctor.

するアルゴリズムを提案した。この手法では、まず、Deformable modelを用いて自動的に血管影を抽出し、次に、その抽出図形に対して3つの特徴量、具体的には、血管影の太さ、数、および、辺縁の明瞭さに関する特徴量を計算する。次に、それらの値を線形結合によって統合したものをを用いて各ROIでの病勢進行度を定量化評価する。

この手法を実際の画像に適用して、計算機から出力される数値と医師による評価とを比較検討したところ、計算機が求めた肺気腫の進行度は、医師の診断と0.8程度の高い相関を持つことが確認された。

今後は、より多くの試料での実験、その他の特徴量の利用による定量化の精度の向上、さらに、ROIの自動設定や、肺野全体に対する進行度の評価などを予定している。

謝辞

日頃熱心に討論いただく名古屋大学鳥脇研究室の諸氏に感謝する。なお、本研究には名古屋大学大型計算機センターを利用した。また、本研究の一部は、文部省科研費ならび厚生省がん研究助成金による。

参考文献

- [瀧嶋93]瀧嶋 任,井上洋西:新臨床内科学(第6版).医学書院:147-152,1993
- [鳥脇94]鳥脇純一郎,館野之男,飯沼 武 編著:医用X線像のコンピュータ診断.シュプリンガー・フェアラーク:36-148,1994
- [長谷川83]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.電子情報通信学会論文誌 J66-D(10):1145-1152,1983
- [鈴木92]鈴木英夫,稲岡則子,高島博嗣,他:胸部X線直接撮影像における肺腫瘍影自動検出システム-肺癌の診断支援. Med. Imag. Tech. 10(1):17-22,1992
- [Shimizu94]A.Shimizu, J.Hasegawa, J.Toriwaki: A new version of computer aided screening system. Proc. of IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis: 307-316, 1994
- [Kobayashi96]T.Kobayashi, X-W. Xu, H.MacMahon, et al: Effect of a computer-aided diagnosis scheme on radiologists' performance in detection of lung nodules on radiographs. Radiology 199: 843-848, 1996
- [清水96]清水昭伸,長谷川純一,鳥脇純一郎,他:胸部X線像上の肺腫瘍影の良悪性判別における集中度特徴量の能力について.医用電子と生体工学 34(1):38-46,1996
- [木戸94]木戸尚治,池添潤平,内藤博昭,他:胸部X線像における間質性陰影の診断支援. Med. Imag. Tech. 12(3):194-199,1994
- [Katsuragawa97]S.Katsuragawa, K.Do, H.MacMahon, et al: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial diseases by rule-based method and artificial neural networks. J of Digital Imaging 19: 108-114, 1997
- [杜95]杜 虹,清水昭伸,長谷川純一,他:直接撮影胸部X線写真を用いた肺気腫の進行度の定量化評価. JAMIT Frontier '95: 123-128, 1995
- [酒井91]酒井直樹,三嶋理晃,福永隆文,他:胸部CTのコンピュータ処理による肺気腫病変定量化の試み.第30回日本エム・イー学会大会論文集 第29巻特別号:60,1991
- [宋98]宋 在旭,清水昭伸,長谷川純一,他:動的輪郭モデルとスケールスペース処理を用いた胸部X線像からの末梢血管影の自動抽出.第37回日本エム・イー学会大会論文集 第36巻特別号:337,1998
- [Ratib88]O.M.Ratib, N.J.Mankovich: Quantitative coronary arteriography: Design and Validation. Radiology 167(3): 743-747,1988

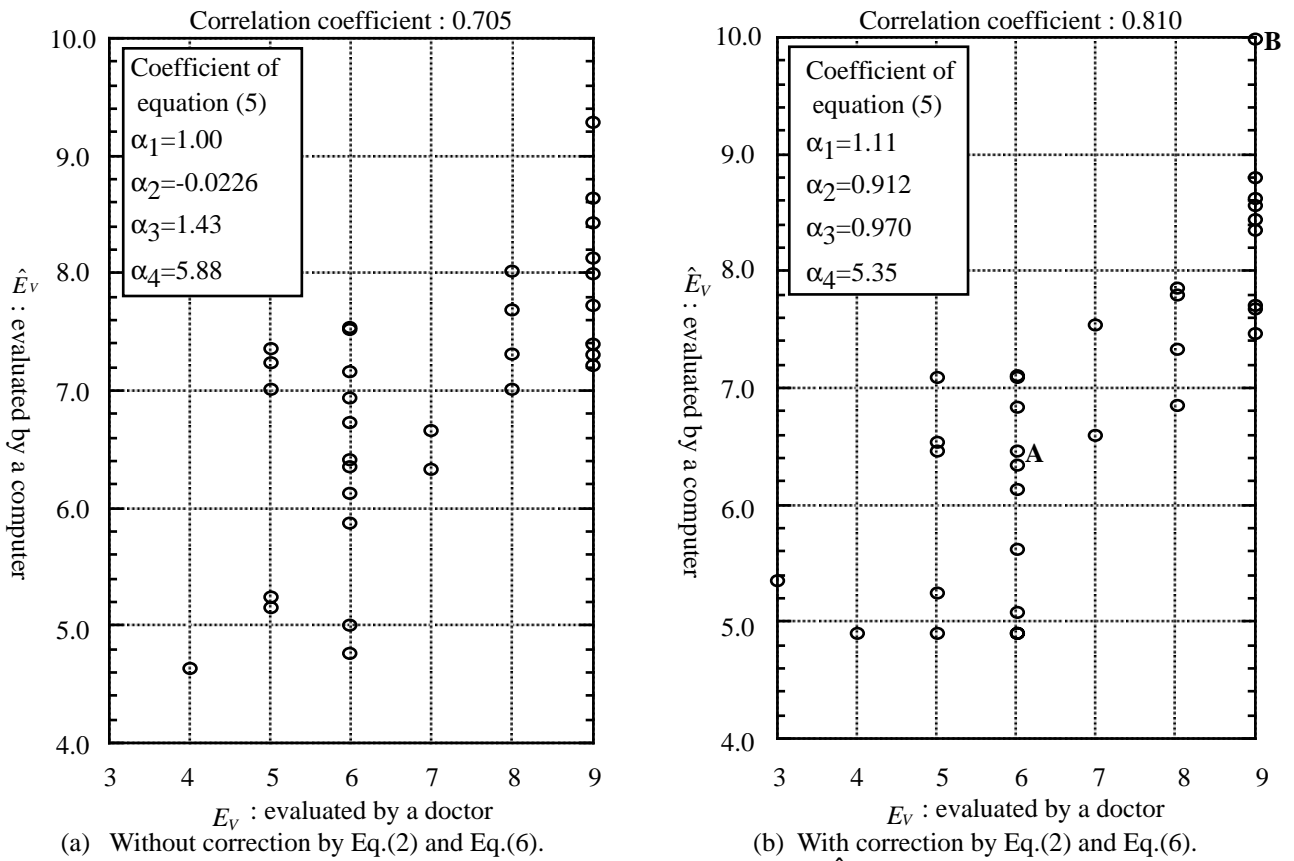
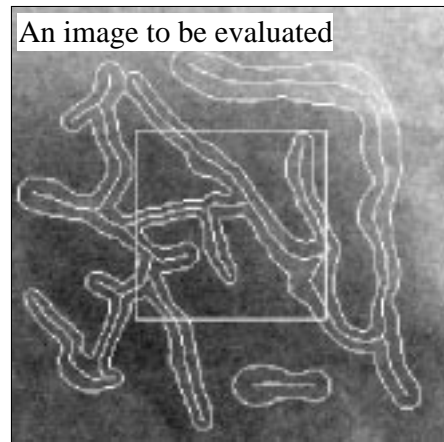
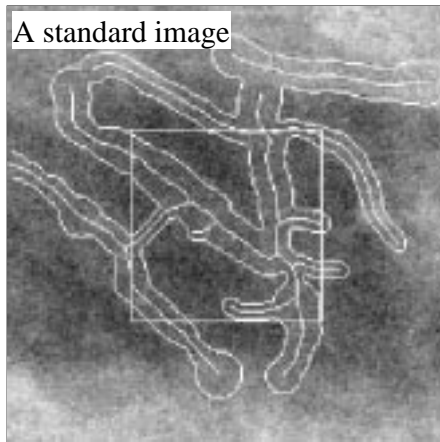
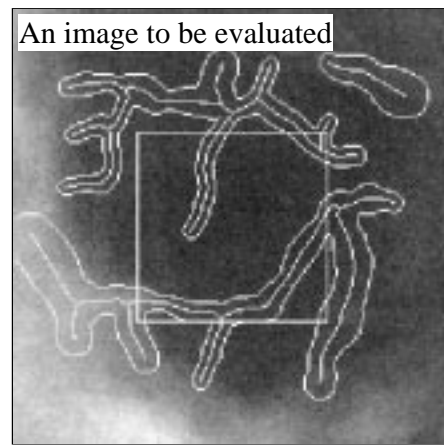
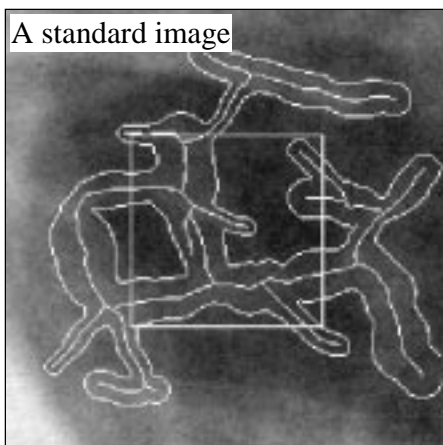


Fig.10 Relationship between E_v and \hat{E}_v .



(a) In the case of $E_v = 6.0$ $\hat{E}_v = 6.46$



(b) In the case of $E_v = 9.0$ $\hat{E}_v = 9.98$

Fig.11 Experimental results of evaluating the advance of pulmonary emphysema.

著者紹介



宋 在旭(そん ちえうく)
1988年韓国海洋大学卒. 1995年同大大学院修士課程修了. 現在, 名大大学院博士課程後期課程に在学中. 医用画像処理に関する研究に従事.



鳥脇純一郎(とりわき じゅんいちろう)
1967年名大大学院博士課程了. 同年名大工学部助手. 以後, 1970年助教授, 名大大型計算機センター助教授, 豊橋技術科学大学教授, 名大工学部電子工学科教授を経て, 1985年より同情報工学科教授. 工博. パターン認識, 画像処理, グラフィックス, および, それらの医学への応用に関する研究に従事. 著書: 「認識工学」(コロナ社)他.



清水昭伸(しみず あきのぶ)
1989年名大工学部電気卒. 1994年同大大学院了. 現在同大助手. 医用画像処理に関する研究に従事.



森 雅樹(もり まさき)
昭和54年札幌医大医学部医学科卒業. 昭和59年同大助手. 平成1~平成2年米国アイオワ大学に留学. 平成3年札幌医大講師, 平成6年札幌厚生病院呼吸器科主任医長, 平成8年 同 主任部長. 医学博士. 呼吸器病学, 胸部X線・CT診断, 医用画像処理などの研究に従事.

日本ME学会, 日本内科学会, 日本胸部疾患学会, 日本気管支学会, 日本結核病学会, 日本肺癌学会, 日本画像医学会, コンピュータ支援画像診断学会会員.



長谷川純一(はせがわ じゅんいち)
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. 名古屋大学工学部電子工学科助手, 昭61同情報工学科講師. 昭62より中京大学へ移り, 教養部助教授, 昭63同教授を経て, 平4から同大学情報科学部教授. 工博. パターン認識, 画像理解, および, それらの医療・スポーツ応用に関する研究に従事. 電子情報通信学会, 情報処理学会, 人工知能学会, 日本ME学会, 日本医用画像工学会, 米国IEEE各会員.

Quantitative Evaluation of the Degree of Advance of Pulmonary Emphysema Using Conventional Chest X-Ray Images

Chaek SONG^{*1}, Akinobu SHIMIZU^{*1}, Jun-ichi HASEGAWA^{*2},
Jun-ichiro TORIWAKI^{*1} and Masaki MORI^{*3}

^{*1}Department of Information Engineering, Graduate School of Engineering, Nagoya University

^{*2}School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

^{*3}Department of Respiratory Medicine, Sapporo Kosei General Hospital

Abstract

This paper describes a method for quantifying the degree of pulmonary emphysema, one of lung's diseases, by using conventional chest X-ray images. With this method, extraction of blood vessel shadows in lung is carried out first by using a deformable model and the scheme of scale space. In order to characterize the pulmonary emphysema in the chest X-ray images, we determine three features seemed to be strongly correlated to the advance of pulmonary emphysema, which are derived from extracted blood vessel shadows. From comparison between the performance of this method and that of a medical doctor, our results show that this method can be a useful aid in quantitative evaluation of the degree of advance of pulmonary emphysema.