

《原 著》

エロソール吸入肺スキャン画像の不均一さと肺機能

手島 建夫* 井沢 豊春* 平野 富男* 蝦名 昭男*
白石晃一郎* 今野 淳*

要旨 これまでアイソトープを用いた核医学画像の不均一さを定量的に表現する指標を定義して検討を加えてきた。今回、67例のエロソール吸入肺スキャン画像に対し、変数選択を加味した重回帰分析および主成分回帰分析を行い、実用に耐えうる肺機能の予測式を導くことができた。例えば一秒率 (FEV_{1.0}%) は重相関係数 $R=0.921$ 、肺活量 (% VC) は $R=0.753$ で、それぞれ良い予測式を得ることができ、画像診断に基づく肺機能の予測が可能となった。さらに従来の肺機能検査が全肺的であるのにたいし、本法の結果の演繹により、局所肺機能の情報が得られるという点で意味があると考えた。

I. 結 言

アイソトープ (RI) を用いた核医学画像の不均一さはこれまで主観的定量的表現法にとどまっていたが、われわれは定量的にこれを表現する手法を開発し追究してきた^{1,2)}。放射性エロソール吸入肺スキャン画像では、エロソールの沈着様式は肺機能検査と密接に関連すると考えられる。すなわち慢性閉塞性肺疾患ではエロソール沈着が不均一で時に末梢型や中心型という特徴的な沈着様式が出現すると考えられてきた³⁾。本論文ではわれわれの不均一さ解析の手法を用いて画像診断におけるエロソール沈着の不均一さと肺機能という観点から考察を加え、その有用性を検討することにした。

II. 方 法

1) 放射性エロソール吸入肺スキャン画像の不均一さの定量化^{1,2)}

64×64マトリックスで集録した画像データを解

析した。形状を示す指標として画像の面積 AREA、画像の縦径、横径を LY, LX とした。またカウント分布の重心に相当する位置ベクトル \vec{G} を求め、その成分を XG, YG 絶対値を DG とした。他方、行方向のカウントプロファイルを解析して求められる変数を H 変数 (horizontal (H) variables) とし、プロファイルごとに極大値の数 Ni, カウント分布の山と谷の深さの差 Cik と山谷の距離 Xik, 最大カウント MACi とその座標 MAPi, 半値幅 HWi を求め、画像全体のプロファイルにつき解析を行った。以上より平均となる一つのプロファイルを想定して、ピーク数 N (H), 山谷の平均の深さ CM (H) とその標準偏差 CSD (H), 変異係数 CVAR (H), 総和 CL (H) を求め、また山谷の平均の距離 XM (H) とその標準偏差 XSD (H), 変異係数 XVAR (H), 総和 XL (H) を求めた。さらに平均勾配に相当する ANG (H)=CM (H)/XM (H) を定義した。最大値 MAC (H) とその位置座標 XMAP, および半値幅 HW (H) を求めた。同様に垂直方向のプロファイルより求められる変数を V 変数 (vertical (V) variables) とし N (V), CM (V), CSD (V), CVAR (V), CL (V), YM (V), YSD (V), YVAR (V), YL (V), ANG (V), MAC (V), YMAP, HW (V) を求めた。平均的最大カウント値を示す位置ベクトル \vec{MAP} を定義して、その成

* 東北大学抗酸菌病研究所内科

受付：60年2月5日

最終稿受付：60年4月30日

別刷請求先：仙台市星陵町4-1 (☎980)

東北大学抗酸菌病研究所内科

手島 建夫

分を XMAP, YMAP, 絶対値を DMAP とした。以上より求められる指標の総数は33個で、この場合を H+V 解析 (H+V analysis) と名づけることにした。他方水平と垂直方向のカウントプロファイルを区別せず全てを総合した場合を HV 解析 (HV analysis) として、求められる指標は N (HV), CM (HV), CSD (HV), CVAR (HV), CL (HV), DM (HV), DSD (HV), DVAR (HV), DL (HV), ANG (HV), MAC (HV), HW (HV) である。AREA と LX, LY, \vec{G} , \vec{MAP} を加え総計21個の指標が HV 解析により求められる。本法を肺画像に適用する場合はコンピューターの容量節約のため、縦隔部分で左右肺を分割し、別個に不均一さを計算した上で最終的にそれらを合わせて全肺の指標値とした。カウント数に関連のある指標は 25/CC を乗じ、規格化した。ここに

$$CC = (\text{total counts}) / \text{AREA} \quad (1)$$

である。また距離に関連のある指標は左右肺で別個に 100/LX, 100/LY を乗じて規格化することにした。以上の操作により、カウントは画素当たり平均25カウントに規格化され、すなわち単位面積当たりの RI 投与量を一定にしたことに相当し、

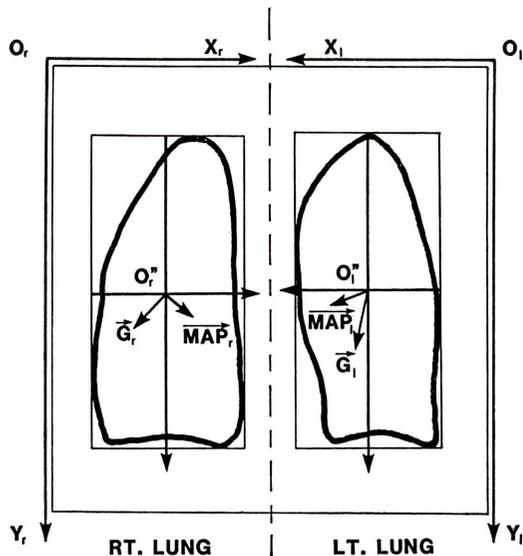


Fig. 1 Schematic relationships between the lung image and the coordinates.

距離に関しては縦、横径を 100 に統一したことになる。

用いた座標系は Fig. 1 のごとくであり、右肺と左肺を r, l の添字を付して区別して、全肺での \vec{G} , \vec{MAP} は次のごとく定義した。

$$\vec{G} = \vec{G}_r + \vec{G}_l \quad (2)$$

$$\vec{MAP} = \vec{MAP}_r + \vec{MAP}_l \quad (3)$$

2) 放射性エロソール吸入法

Tc-99m アルブミンキット*を用いて標識した Tc-99m アルブミン溶液を、超音波ネブライザー**を用いてエロソール化した。エロソールの特性は重量中央径は 4.18 μm , 幾何標準偏差は1.76 である⁴⁾。被験者を座位安静換気の状態 で 2-3 mCi の Tc-99m アルブミンエロソールが肺内に沈着するように吸入させたあと、直ちにうがいさせ、ガンマカメラ***の検出器の下に仰臥位で被験者を横たえた。前面像を 64×64 のマトリックス、フレームモードデータとして付属のコンピューター

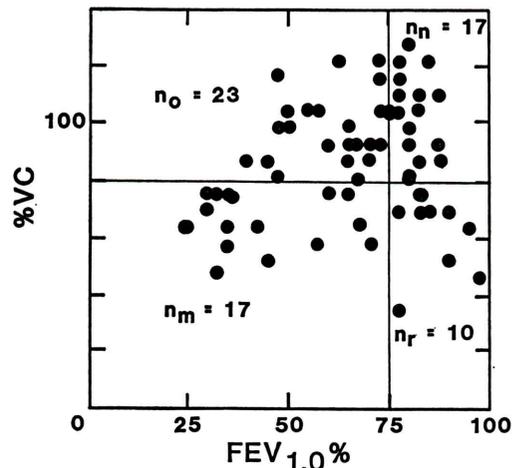


Fig. 2 Comparison of %VC and FEV_{1.0}% in the subjects studied. n=67 (male 55, female 12). Age: mean=57.9 y.o., S.D.=15.8 y.o. and range=18-82 y.o.

* 第一ラジオアイソトープ K.K. テクネアルブミンキット

** Mistogen EN142; Mist O₂ gen Equipment Company, Oakland, California

*** RC-IC-1635LF; Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan

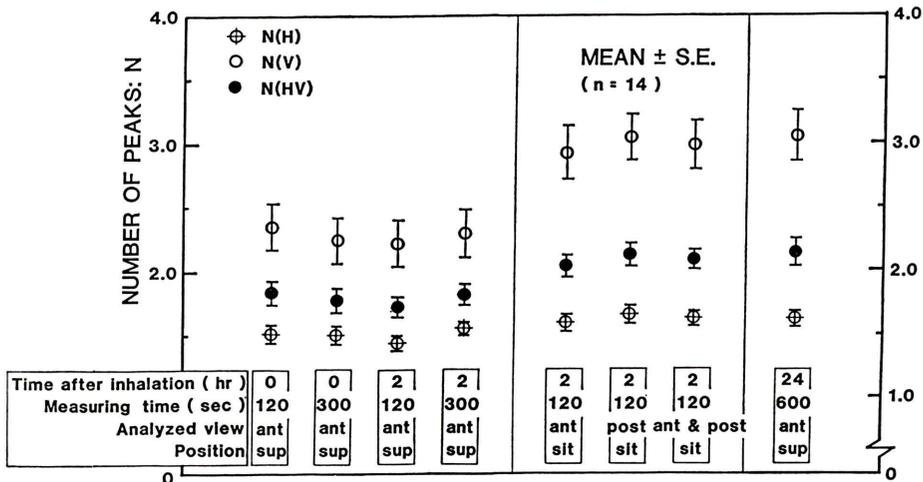


Fig. 3 Relationships between the number of peaks and the conditions for analysis. N(H) and N(V) represent the number of peaks derived from H variables and V variables, respectively, while N(HV) represents that from HV analysis. Other parameters were time after inhalation, measuring time, analyzed view and measuring position. ant: anterior view, post: posterior view, sup: supine position, sit: sitting position.

システム****に300秒間集録し解析用画像とした。
 ガンマカメラの有効視野は350mm径、高分解能コリメーターを装着時の装置全体の分解能は7.7mmである。

3) 対象

エロソール吸入対象は総計67名であり、それらの肺機能を%肺活量(%VC)と一秒率(FEV_{1.0}%)の散布図としてFig. 2に示した。正常17名、慢性閉塞性肺疾患23名、拘束性肺疾患10名、混合型17名である。診断名は肺癌、肺炎、肺線維症、慢性閉塞性肺疾患である。ただし発作時の気管支喘息は肺機能検査値が一定しないため除外することにした。

4) 肺機能予測式の導出

従来の肺機能検査値を目的変数に、不均一さの指標を説明変数として重回帰分析を行った。より少ない変数で回帰するため、変数選択の手法、すなわち残差分散に関するF値基準を2段階で制御する変数増減法を採用した⁵⁾。第一段階はF=

1.0、第二段階はF=2.0に設定し、強制変数の取扱いは行っていない。説明変数間の単相関が高い指標もあり、多重共線性の問題を考慮に入れなけ

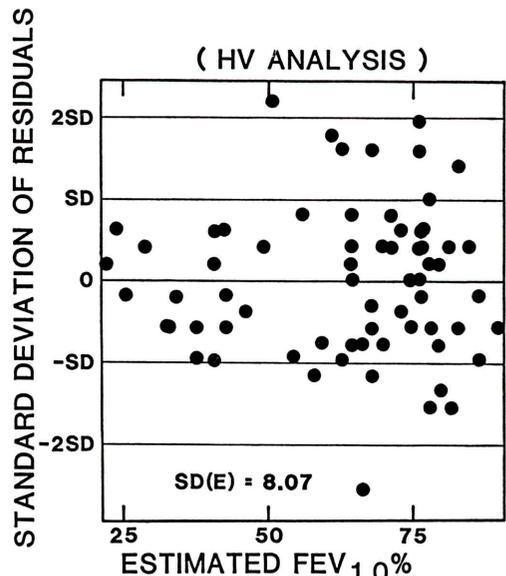


Fig. 4 Plot of standardized residuals against FEV_{1.0}%.

**** EDR-4200HD; Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan

ればならない。このため主成分分析に基づく主成分回帰分析⁶⁾、言い換えれば主成分を軸とした直交多次元空間の変数に変換した上で回帰分析を施行して予測式を導出し、最終的に本来の座標系にもどす方法を用いることにした。

III. 結 果

測定条件を検討するため、1) エロソール吸入後の経過時間、2) 計測時間、3) 解析面、4) 体位を変化させた場合の N (H), N (V), N (HV) の変化の様子を Fig. 3 に示した。当然のことではあるが N (HV) の値は N (H), N (V) の中間に位置している。吸入後の経過時間では、0, 2 時間では N (H), N (V) の変化は少ない。計測時間では 120 秒

以上の計測を行えば、前述の CC がマトリックス当たり 250 カウント以上の条件を満足するため値の変動は少ない²⁾。解析面に関しては前面のみ、後面のみ、前後面を合わせた場合でも大きな差異は認められない。被験者の体位については、N (H) の変化は少ないが、N (V) は座位のほうが有意に大きく、これは臥位よりも座位で肺が伸展され、圧縮されていた肺が見えてくることに一因があると考えられる。

H+V 解析で %肺活量 (%VC) と一秒率 (FEV_{1.0}%) はつぎのように求められた。

$$\begin{aligned} \%VC &= 0.0954 \text{ AREA} + 0.7855 \text{ XMAP} - 22.3160 \\ N(H) &- 34.0978 \quad N(V) - 2.7189 \text{ YM}(V) \\ &+ 144.0441 \end{aligned} \quad (4)$$

Table 1 Multiple regression models for lung function data using indexes of unevenness derived from H+V analysis

	n	p	R	R ²	F ₀
VC	67	9	0.848	0.719	16.21 **
%VC	67	5	0.758	0.575	16.52 **
FRC	52	7	0.876	0.767	20.72 **
RV	52	10	0.906	0.822	18.88 **
%RV	52	4	0.847	0.717	29.74 **
TLC	52	11	0.859	0.737	10.19 **
%TLC	52	6	0.801	0.641	13.39 **
RV/TLC	52	3	0.809	0.654	30.23 **
FEV _{1.0}	67	14	0.935	0.874	25.71 **
FEV _{1.0} %	67	5	0.912	0.830	59.36 **
MMF	67	3	0.832	0.693	47.39 **
Ṃ ₅₀	67	3	0.831	0.690	46.83 **
Ṃ ₅₀ (%)	67	3	0.823	0.677	44.01 **
Ṃ ₂₅	67	1	0.719	0.517	69.46 **
Ṃ ₂₅ (%)	67	5	0.682	0.466	10.63 **
Ṃ _p	67	5	0.829	0.687	26.80 **
Ṃ _p (%)	67	7	0.856	0.732	23.01 **
Ṃ ₅₀ /Ṃ ₂₅	67	4	0.606	0.367	8.97 **
D _{co}	48	6	0.656	0.430	5.16 **
D _{co} (%)	48	4	0.708	0.501	10.78 **
D _{co} /V _A	48	4	0.516	0.266	3.90 **
D _{co} /V _A (%)	48	7	0.661	0.437	4.43 **

n; number of cases, p; number of selected variables, R; coefficient of multiple correlation, R²; coefficient of multiple determination, F₀; variance ratio and **; p<0.01.

Table 2 Multiple regression models for lung function data using indexes of unevenness derived from HV analysis

	n	p	R	R ²	F ₀
VC	67	7	0.821	0.674	17.43 **
%VC	67	4	0.753	0.567	20.27 **
FRC	52	8	0.837	0.701	12.57 **
RV	52	4	0.823	0.678	24.79 **
%RV	52	4	0.839	0.704	27.90 **
TLC	52	6	0.741	0.549	9.12 **
%TLC	52	5	0.767	0.588	13.15 **
RV/TLC	52	5	0.842	0.710	22.47 **
FEV _{1.0}	67	6	0.903	0.815	44.08 **
FEV _{1.0} %	67	7	0.921	0.848	46.98 **
MMF	67	2	0.820	0.673	65.70 **
Ṃ ₅₀	67	3	0.827	0.684	45.43 **
Ṃ ₅₀ (%)	67	3	0.822	0.676	43.72 **
Ṃ ₂₅	67	2	0.718	0.516	34.12 **
Ṃ ₂₅ (%)	67	4	0.683	0.467	13.58 **
Ṃ _p	67	5	0.846	0.716	30.75 **
Ṃ _p (%)	67	4	0.840	0.705	37.10 **
Ṃ ₅₀ /Ṃ ₂₅	67	4	0.605	0.366	8.95 **
D _{co}	48	3	0.559	0.313	6.67 **
D _{co} (%)	48	4	0.685	0.469	9.50 **
D _{co} /V _A	48	3	0.474	0.225	4.25 **
D _{co} /V _A (%)	48	5	0.593	0.351	4.55 **

n; number of cases, p; number of selected variables, R; coefficient of multiple correlation, R²; coefficient of multiple determination, F₀; variance ratio and **; p<0.01.

$$\begin{aligned} FEV_{1.0}\% = & -1.0839 LX - 0.2482 XMAP \\ & - 24.9974 ANG (H) + 2.0715 YSD \\ & (V) + 0.5791 HW (V) + 93.0262 \end{aligned} \quad (5)$$

HV 解析では、

$$\begin{aligned} \%VC = & 0.0957 AREA + 0.7437 XMAP \\ & - 92.7696 N (HV) - 4.4952 DM \\ & (HV) + 251.5027 \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} FEV_{1.0}\% = & -0.7400 LX - 0.3163 XMAP \\ & - 2.4403 CM (HV) + 10.6953 DSD \\ & (HV) - 153.6339 DVAR (HV) + \\ & 58.4657 ANG (HV) - 0.8240 MAC \\ & (HV) + 67.6926 \end{aligned} \quad (7)$$

となる。

HV 解析の場合の一秒率について残差分析の結果を Fig. 4 に例示する。残差は二標準偏差内に略おさまり、明らかな偏りは認められない。

H+V 解析と HV 解析のそれぞれについて、種の肺機能検査値を予測する回帰式を求めた時の数値、すなわち解析対象症例数 n, 説明変数の数 p, 重相関係数 R, 寄与率 R², 分散分析における回帰不変分散と残差不変分散の比 F₀ の値を Table 1, Table 2 に示した。両者を比較してみると、HV 解析より H+V 解析の方が一般に重相関係数が良好となるが、他方選択される変数の数に関しては HV 解析の方が少ない。重相関係数がそれほど変わらなければ、より少ない変数で予測

Table 3 Regression models for lung function test using the indexes of unevenness derived from HV analysis of aerosol inhalation lung images

VC	=	156.1125 LX + 54.0781 LY + 36.1101 XMAP - 4400.2490 N(HV) - 657.6780 CVAR(HV) - 247.5697 DM(HV) + 96.4233 DL(HV) - 938.6752 (ml)
%VC	=	0.0957 AREA + 0.7437 XMAP - 92.7696 N(HV) - 4.4952 DM(HV) + 251.5027 (%)
FRC	=	4.0413 AREA - 40.5372 YMAP + 36.0452 DMAP + 3123.1580 N(HV) + 363.6093 CM(HV) - 400.3561 DM(HV) - 135.0500 DL(HV) - 8989.4260 ANG(HV) + 14897.2600 (ml)
RV	=	2.3106 AREA - 32.5249 YMAP + 22.5655 DMAP - 138.3813 DM(HV) + 3310.7300 (ml)
%RV	=	2.1807 LY + 0.1675 YG - 1.5538 YMAP + 113.1109 N(HV) - 162.8764 (%)
TLC	=	5.3915 AREA + 5.3008 XG + 40.0262 XMAP - 5579.1370 N(HV) - 661.8064 DSD(HV) + 17429.3800 DVAR(HV) + 7569.7250 (ml)
%TLC	=	0.0885 AREA + 0.4220 XMAP + 3.9069 CM(HV) - 0.9442 CL(HV) - 6.4857 DM(HV) + 148.6760 (%)
RV/TLC	=	-0.7218 LX - 0.6068 XMAP - 0.5060 YMAP + 0.5721 DMAP + 29.5840 N(HV) + 25.8694 (%)
FEV _{1.0}	=	4.7176 AREA - 32.9426 LY + 18.4266 XMAP - 2252.1850 N(HV) - 22.2344 CSD(HV) + 3107.7290 DVAR(HV) + 1737.5890 (ml)
FEV _{1.0} %	=	-0.7400 LX - 0.3163 XMAP - 2.4403 CM(HV) + 10.6953 DSD(HV) - 153.6339 DVAR(HV) + 58.4657 ANG(HV) - 0.8240 MAC(HV) + 67.6926 (%)
MMF	=	0.0018 AREA + 0.1323 HW(HV) - 4.8761 (l/sec)
\dot{V}_{50}	=	0.0026 AREA + 0.1315 DM(HV) + 0.1057 HW(HV) - 7.5141 (l/sec)
$\dot{V}_{50}\%$	=	0.0348 AREA + 2.6755 DM(HV) + 2.0250 HW(HV) - 128.6621 (%)
\dot{V}_{25}	=	-0.0093 XMAP + 0.0477 HW(HV) - 0.9329 (l/sec)
$\dot{V}_{25}\%$	=	-1.4345 XMAP - 1.2411 YMAP + 1.9046 DMAP + 1.7774 HW(HV) - 33.3251 (%)
\dot{V}_p	=	0.3952 LX - 0.0162 DG + 0.0511 XMAP + 0.6692 DSD(HV) + 0.1528 HW(HV) - 26.8347 (l/sec)
$\dot{V}_p\%$	=	0.0792 AREA + 0.6617 XMAP - 45.7617 N(HV) + 1.6314 HW(HV) - 0.3368 (%)
$\dot{V}_{50}/\dot{V}_{25}$	=	0.1481 LX - 0.0579 LY - 0.0144 DG + 0.2917 DSD(HV) - 3.0394
D _{co}	=	0.6351 LX - 0.0674 DG + 21.5539 DVAR(HV) - 18.3988 (ml/min/mmHg)
%D _{co}	=	-0.3239 DG - 0.7652 XMAP + 0.6072 YMAP + 56.9604 ANG (HV) + 23.3393 (%)
D _{co} /V _A	=	-0.0038 AREA - 0.0207 DG - 0.0516 XMAP + 9.9563 (ml/min/mmHg/l)
%D _{co} /V _A	=	-2.6315 LX - 0.4989 DG - 2.2069 XMAP + 1.1308 DMAP - 1.6747 HW(HV) + 302.8196 (%)

式を導くことが実用上必要なことと考えられる。この理由から、HV 解析についてのみ肺機能の予測式を Table 3 に表示した。

肺気量に関する回帰モデル (Table 3) では肺活量 (VC), 機能的残気量 (FRC), 残気量 (RV), %RV, 残気率 (RV/TLC) が $R > 0.8$ で良好な相関を呈していた。主に選択される変数は AREA, LX, LY であり, それらを XMAP, N (HV), DM (HV) などの指標で修飾する形式となっている。気速に関する肺機能検査値は一秒量 (FEV_{1.0}), 一秒率 (FEV_{1.0}%), 中間最大呼気速度 (MMF), \dot{V}_{50} , \dot{V}_{50} %, Vp, Vp% は $R > 0.8$ で良好に回帰された。変数では不均一さの指標 HW (HV) が主体となり, AREA, XMAP がそれを補足した形となった。肺拡散能に関しては R の値は低いが統計学的には 1% の危険率で有意である。この時, 主に選択される変数は DG で XMAP, LX などがこれを修飾する。

IV. 考 察

1) 測定体位について

基本的には座位, 前面像を解析するのが望ましいと考えられるが, 解析画像は仰臥位前面像を対象とした。この主な理由は同時にエロソールシネシンチグラフィ⁷⁾の計測を臥位で行うことにある。Fig. 3 の結果より本来であれば吸入直後, 300 秒間, 前後画像を座位にて計測するのが望ましいと考えられたが, 前述の制約から施行できなかったため, あえて吸入直後, 300 秒間, 前面像, 臥位の計測条件を採用して画像集録を行うことにした。また Table 3 に HV 解析を選択して表記した理由の一つには N (HV) の値が N (H), N (V) の中間に位置し, 体位による変化が幾分緩和される点にある。いずれにせよ, 良い回帰式が得られたことは本法の妥当性を証明するものと考えた。

2) 回帰分析について

回帰分析について残差分析を検討し考察することはその回帰式が妥当であるか否かの判断に必要なことである⁸⁾。Fig. 4 に示したごとく他の肺機能検査値に関しても残差は略二標準偏差内にあり,

偏りも認めず, 回帰モデルが統計的に正しいことを示唆している。

また多重共線性の問題も解決されていると考えられる⁹⁾。例えば HV 解析で一秒率を求める場合, 相関行列の固有値は $\lambda_1 = 3.3930$, $\lambda_2 = 1.4710$, $\lambda_3 = 1.1557$, $\lambda_4 = 0.5269$, $\lambda_5 = 0.4217$, $\lambda_6 = 0.0258$, $\lambda_7 = 0.0058$ であり, 相関行列の行列式の値は

$$|\lambda_i| = 4.457 \times 10^{-4} \quad (8)$$

であった。実際に解析症例数を変えても回帰式の係数の変動は少なく, 良い予測式が求められたと考えられた。

3) 肺機能の予測式について

肺気量に関する回帰モデルで主に選択される指標が肺の面積 AREA と縦, 横径 LY, LX であることは, 経験的に正しいと思われる。閉塞性障害が強ければ, エロソール沈着が不均一であり, N (HV) が増加するように思われるが, 気速に関する回帰モデルでは半値幅 HW (HV) が主に選択され, 過剰沈着部分の広がり重要な意味を持っていることが示唆される。拡散能に関してはエロソール吸入肺スキャンよりも血流肺スキャン画像のほうがより多くの情報を含有すると推測され, 現在検討中である。

また指標として従来の肺機能予測式で用いられる身長, 体重, 年齢を組み込むのも一法と考えられたが, 画像情報のみから肺機能を予測することを目的としたため, あえてそれを行わなかった。

さて, この応用例は予測式のみを求めるのであれば, 単に従来の肺機能検査の代用と考えられるが, しかし従来の肺機能検査は全肺的な指標を対象とするのに対し, 本報告で求められた予測式を演繹すれば左右肺, あるいは上下肺別などの局所的, 等価的肺機能の推測が可能であると考えられこの適用範囲が広いと思われる。例えば臨床上, 肺切除の術前に術後肺機能を予測するなどの応用も示唆されるものと考えた。

V. 結 論

画像の不均一さを定量的に表わす手法をエロソール吸入肺スキャン画像の不均一さの解析に適

用して、従来の肺機能検査値との関連を検討した。その結果、吸入肺スキャン画像より求められた不均一さの指標は従来の肺機能検査と良好な相関を示した。言い換えれば、不均一なエロソール沈着という現象は従来の肺機能の情報を十分に反映していると考えられた。さらに画像解析により精度の良い予測式が導出されたことから、本論文の結果を用いて局所的な肺機能を推測することができ、臨床面への応用も可能であると考えられた。

文 献

- 1) 手島建夫, 井沢豊春, 平野富男, 他: エロソール吸入肺スキャン画像の不均等分布と肺機能. 医用電子と生体工学 **22** (特別号): 332-333, 1984
- 2) 手島建夫, 井沢豊春, 平野富男, 他: 核医学画像の不均一さの定量化に関する一試案. 核医学 **22**: 1367-1376, 1985
- 3) Isawa T, Wasserman K, Taplin GV: Lung scintigraphy and pulmonary function studies in obstructive airway disease. *Am Rev Respir Dis* **102**: 161-172, 1970
- 4) 手島建夫, 井沢豊春, 平野富男, 他: エロソール吸入肺スキャンに用いるエロソールの粒度分布測定と粒度分布の肺内沈着パターンに及ぼす影響. 核医学 **18**: 449-454, 1981
- 5) 芳賀敏郎, 橋本茂司: 回帰分析と主成分分析, 統計解析プログラム講座 2, 第2刷, 日科技連出版社, 東京, 1981, p. 61
- 6) Chatterjee S, Price B: Chapter 7 in *Regression Analysis by Example*, John Wiley & Sons, New York, 1977, p. 143
- 7) Isawa T, Teshima T, Hirano T, et al: Radioaerosol inhalation lung cine-scintigraphy: a preliminary report. *Tohoku J Exp Med* **134**: 245-255, 1981
- 8) Chatterjee S, Price B: Chapter 3 in *Regression Analysis by Example*, John Wiley & Sons, New York, 1977, p. 51

Summary

Unevenness on Aerosol Inhalation Lung Images and Lung Function

Takeo TESHIMA, Toyoharu ISAWA, Tomio HIRANO, Akio EBINA,
Koichiro SHIRAIISHI and Kiyoshi KONNO

*Department of Medicine, The Research Institute for Chest
Diseases and Cancer, Tohoku University*

The unevenness or inhomogeneity of aerosol deposition patterns on radioaerosol inhalation lung images has been interpreted rather qualitatively in the clinical practice. We have reported our approach to quantitatively analyze the radioactive count distribution on radioaerosol inhalation lung images in relation to the actual lung function data. We have defined multiple indexes to express the shape and the unevenness of the count distribution of the lung images. To reduce as much as possible the number of indexes to be used in the regression functions, the method of selection of variables was introduced to the multiple regression analysis. Because some variables showed greater coefficients of simple correlation, while others did not, multicollinearity of variables had to be taken into consideration. For this reason, we chose a principal components regression analysis.

The multiple regression function for each item of pulmonary function data thus established

from analysis of 67 subjects appeared usable as a predictor of the actual lung function: for example, %VC (vital capacity) could be estimated by using four indexes out of the multiple ones with a coefficient of multiple correlation (R) of 0.753, and FEV_{1.0}% (forced expiratory volume in one second divided by forced expiratory volume), by 7 indexes with R=0.921. Pulmonary function data regarding lung volumes and lung mechanics were estimated more accurately with greater R's than those for lung diffusion, but even in the latter the prediction was still statistically significant at p less than 0.01.

We believe the multiple regression functions thus obtained are useful for estimating not only the overall but also the regional function of the lungs.

Key words: Lung function, Aerosol inhalation lung images, Unevenness on images, Regression analysis.