

《原 著》

呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングおよびその
位相解析法によるファンクショナルイメージ

井 上 登 美 夫*

要旨 心電図同期心プールのイメージングの原理を応用した呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングより位相および振幅イメージングを試み、位相解析法の臨床的有用性を検討した。呼吸開始のトリガ信号はピーク検出器により呼吸曲線から抽出して核医学データ処理装置に入力し、マルチゲートイメージモードにより60回分の深呼吸を加算編集し同期画像を作成した。対象は正常者13例、COPD 24例、肺癌5例、肺塞栓症4例、その他20例の計66例である。

呼吸運動補正により横隔膜運動の影響は消失し、振幅および位相分布は均一化した。補正後の全肺位相SDは正常者群で 6.3 ± 1.5 度 (平均 ± 1 S.D.) に対し COPD 群は 12.3 ± 6.5 度と有意に増加し ($p < 0.01$)、また $\text{FEV}_{1.0}\%$ と有意の相関 ($r = 0.71$, $p < 0.001$) を認めた。振幅プロファイル曲線解析による呼吸機能異常群 ($n = 30$) に対する有病正診率は83%であった。本法の位相解析法は不均等換気の検出に有用であり、新しい局所肺機能検査法として日常臨床に利用しようと思われた。

I. はじめに

局所肺機能検査法として、 ^{133}Xe ガス吸入法による肺換気イメージングは広く利用されている。しかし、従来の方法では1回の呼吸周期内の換気状態を連続的に画像化することは困難であった。一方、心臓核医学の領域では心電図同期法の導入により、複数の心拍を加算編集することが可能となった。その結果、1心拍内の連続的な高時間分解能画像を作成する心電図同期心プールのイメージングが確立されている。さらに近年では心電図同期心プールのイメージングにより得られた局所の時間放射能曲線をフーリエ解析し、位相と振幅の分布を画像化する位相解析法¹⁻⁴⁾が盛んに行われ、刺激伝導系異常あるいは虚血性心疾患の壁運動異常の診断に有用とされている^{5,6)}。 ^{133}Xe 肺換気イメージングにおいても、心電図同期法の検査原理

を応用できれば1呼吸周期分の高時間分解能の同期画像が作成可能である。本研究では、呼吸曲線と同期した ^{133}Xe 肺換気イメージング⁷⁾ (以下呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングと称す) を試み、同期画像に位相解析法を適用して振幅および位相イメージを作成し、新しい局所肺機能診断法としての臨床的意義を検討した。

II. 方法および対象

(1) 呼吸曲線同期装置 (ピーク検出器)

呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングを行うために、心電図のR波に相当するトリガ信号を抽出する呼吸曲線同期装置を作成した。本装置は小型のピーク検出器であり、 ^{133}Xe 肺換気イメージングを施行する際に使用するキセノンガスコントロールシステム (安西総業社製, AZ-701) に内臓するペローズと連結して用いた。すなわち被検者の呼吸運動に伴うペローズの容量変化を呼吸曲線としてとり出し、本装置に入力した。呼吸曲線は電圧変化が緩徐であり呼吸開始の変曲点をトリガ信号として抽出しにくいため、入力した呼吸曲線を40 msec 位相を遅らせて再生し両曲線の呼吸開

* 関東通信病院放射線科

受付: 59年2月6日

最終稿受付: 59年5月29日

別刷請求先: 東京都品川区東五反田 5-9-22 (☎ 141)

関東通信病院放射線科

井 上 登美夫

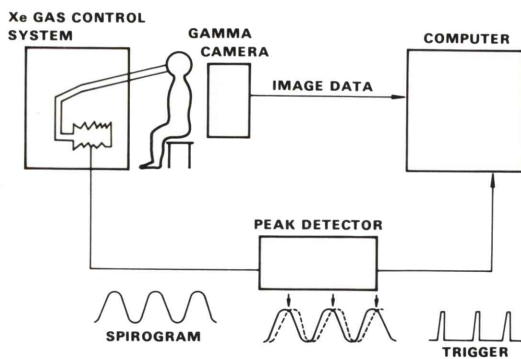


Fig. 1 A block diagram of spirometrically gated ^{133}Xe ventilation imaging system.

Trigger signals indicating an respiratory peak are recorded in a minicomputer simultaneously with posterior lung images for 60 respiratory cycles.

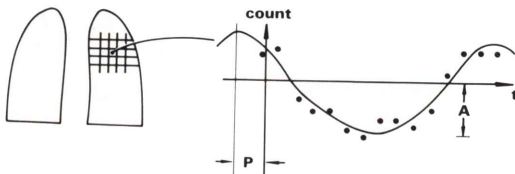


Fig. 3 Phase analysis for gated ventilation images.

Phase (P) and Amplitude (A) are calculated with first harmonic temporal Fourier analysis for the time activity curve on each pixel.

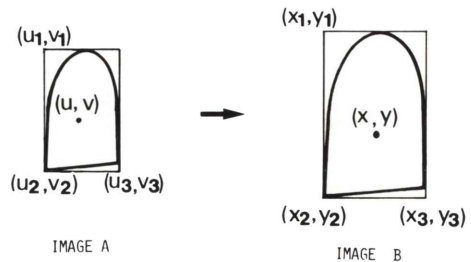


Fig. 2 Schematic illustration of the method of respiratory motion correction.

Conceptually, the correction is done as if the rubber sheets on which gated images are recorded are stretched until basic images (Image A) are equalized in size and shape of end-inspiratory image (Image B). A linear coordinate transform on the image A and B is used to correct respiratory motion. The equation of a linear transform can be written as: $U = A_1 + A_2X + A_3Y$, $V = B_1 + B_2X + B_3Y$. The transform parameters (A_i , B_i) are automatically determined by three corner points of circumscribed rectangle for the contour line of Image A and B. Total counts as information of volume should remain the same between the basic and stretched images.

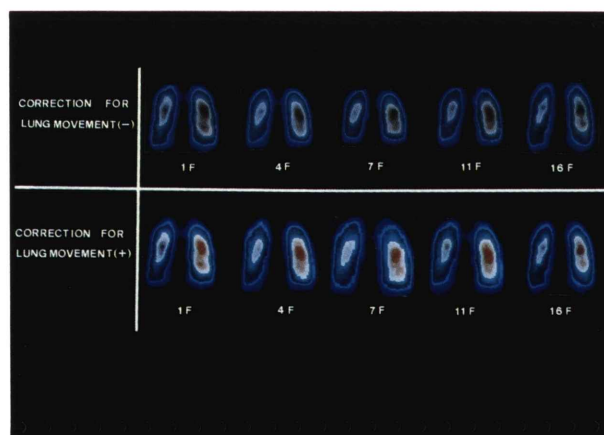


Fig. 4 Effect of respiratory motion correction.

It is noted that almost same lung contour are shown among the sequential gated images after lung motion correction.

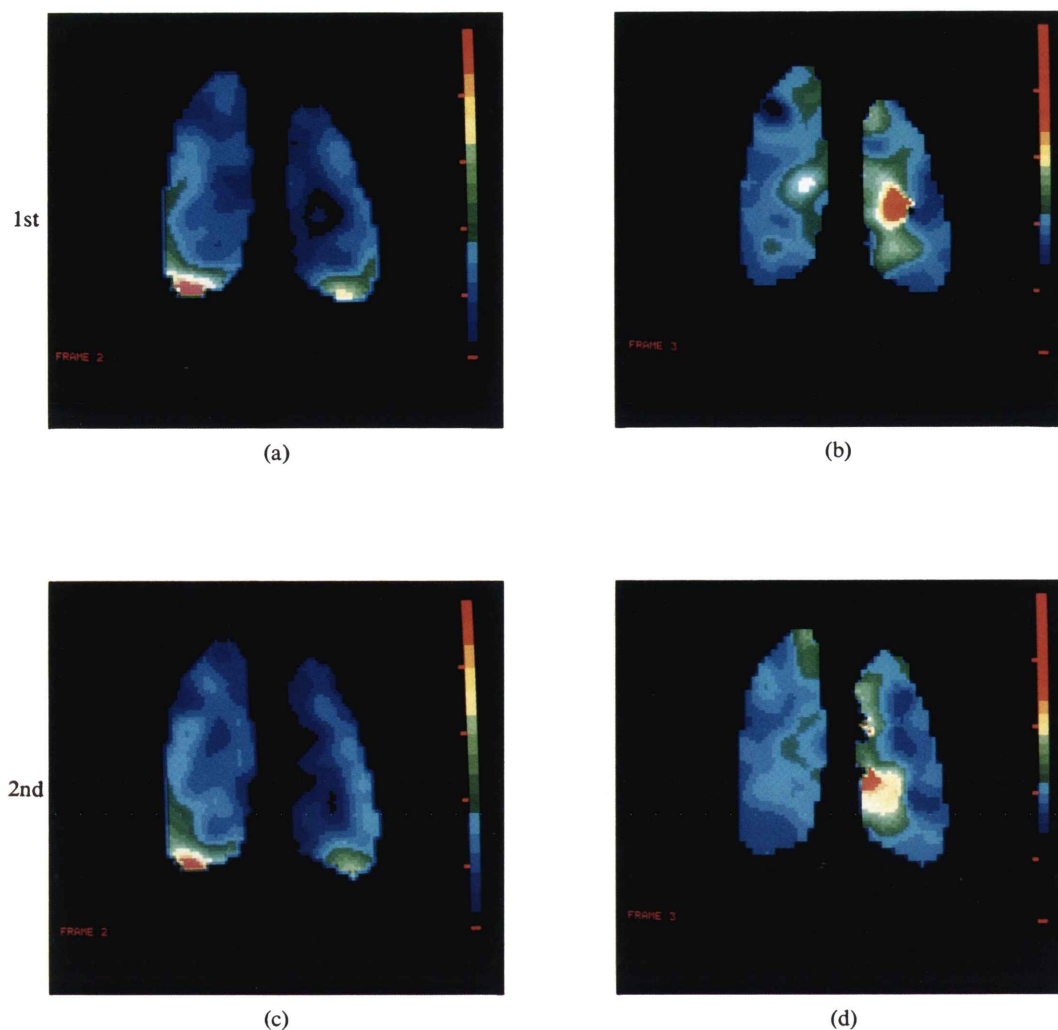
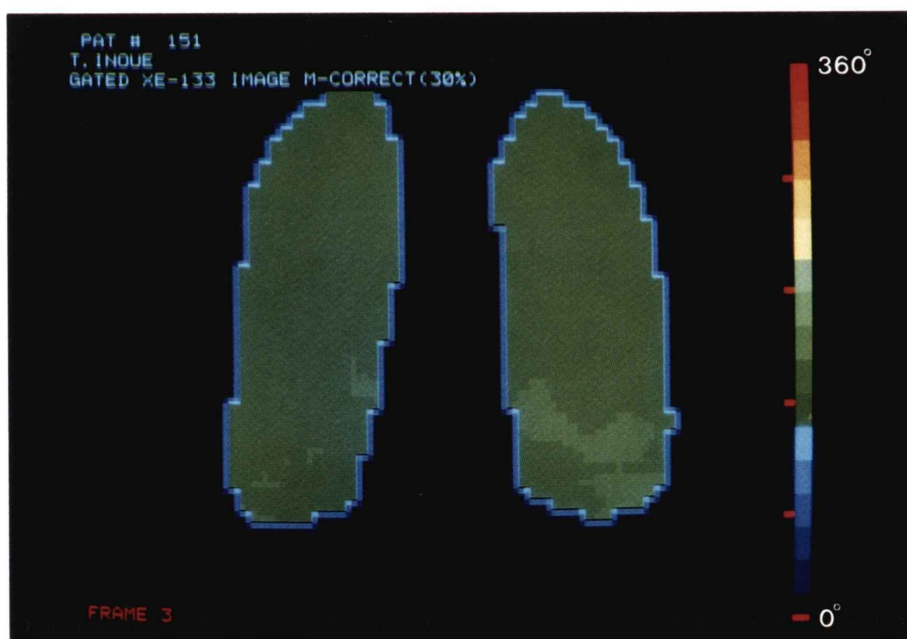


Fig. 5 Reproducibility of phase analysis examinations.

Phase analysis examinations were performed twice in sequence in a patient with COPD. The 2nd amplitude image (c) was identical with the 1st image (a). The two phase images (b and d) showed nearly the same pattern, though there is a subtle difference in relative phase distribution.



a: Phase image before respiratory motion correction.



c: Phase image after respiratory motion correction.

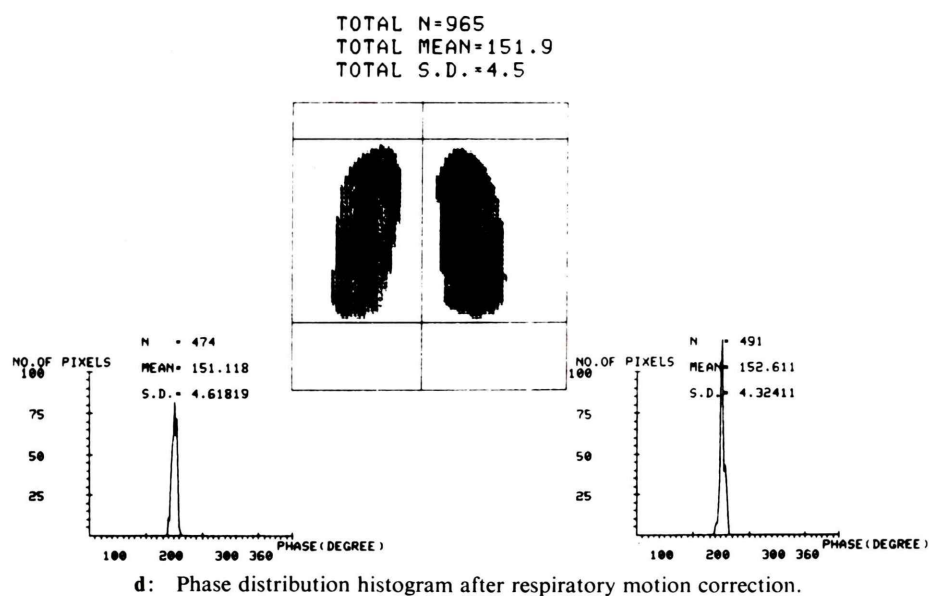
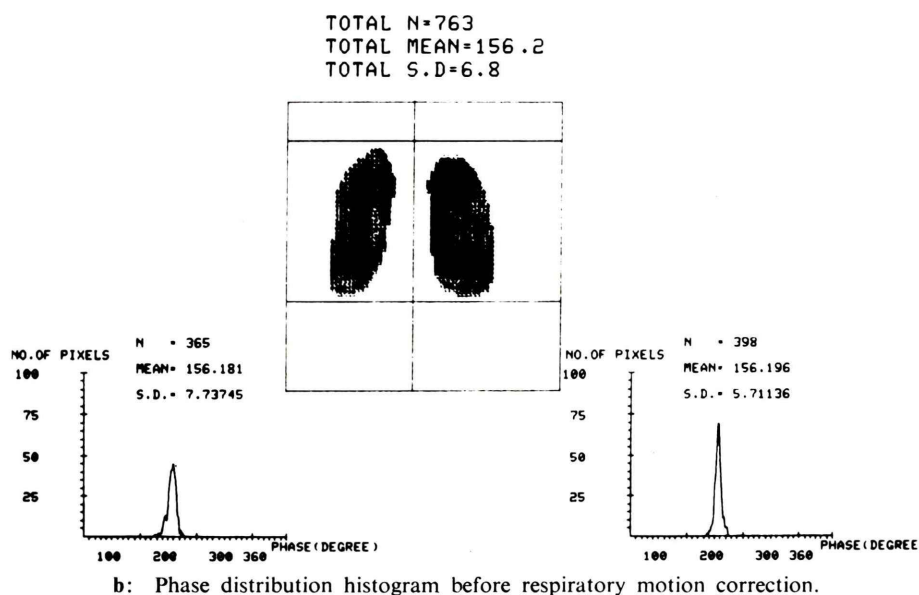
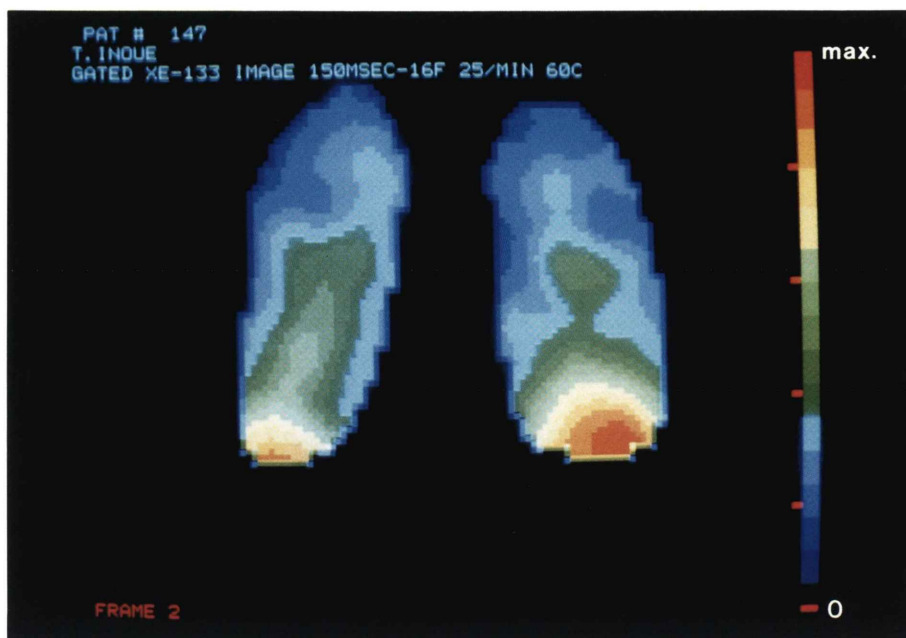
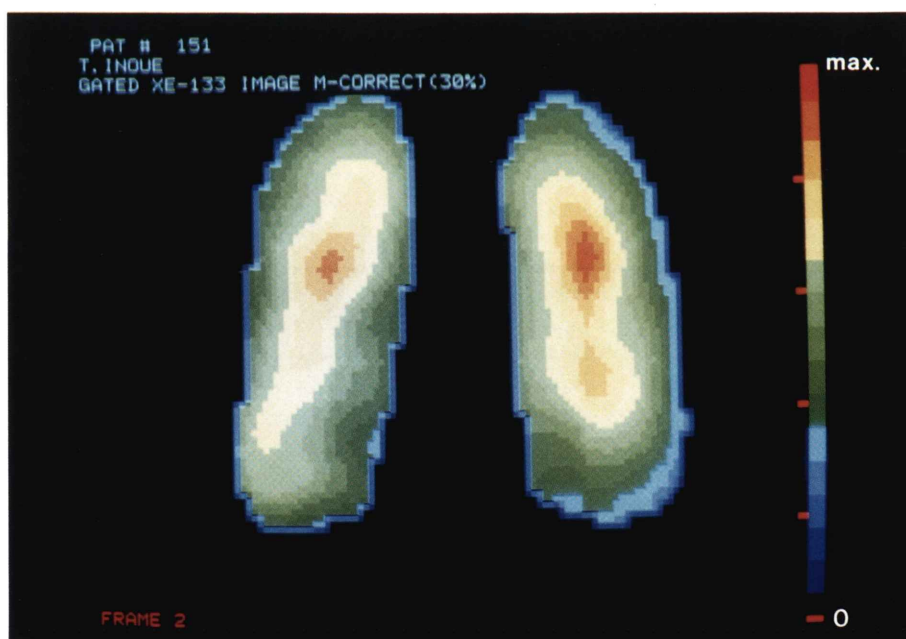


Fig. 6 Phase image in a case of normal volunteer (posterior view).

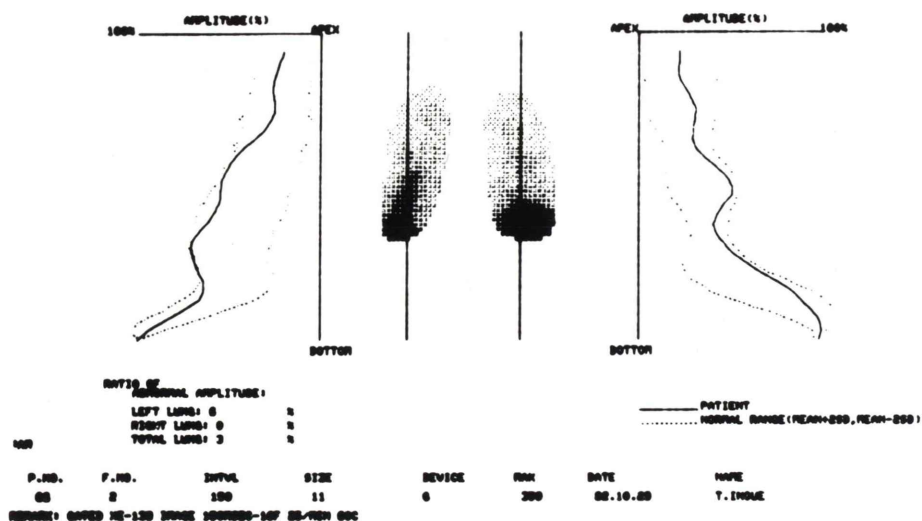
Normal-regional phase distribution was uniform with small standard deviation of phase histogram.



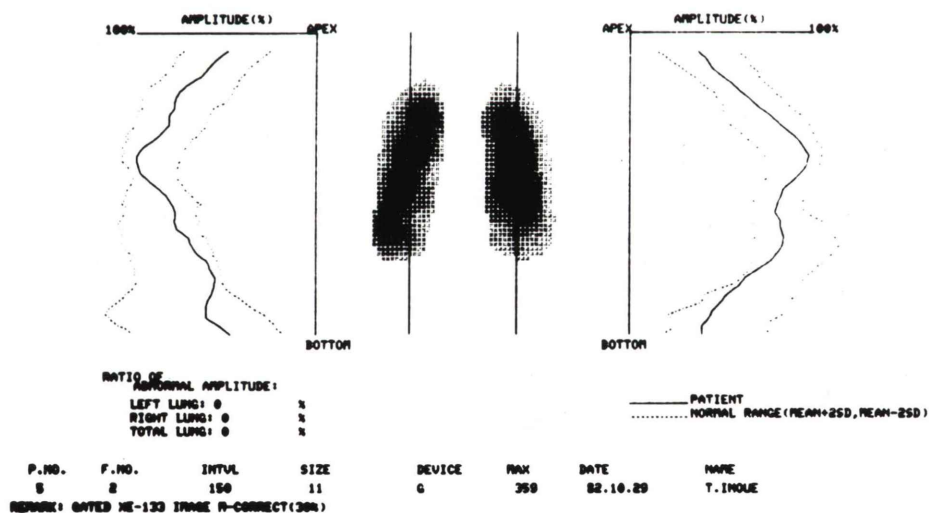
a: Amplitude image before respiratory motion correction.



c: Amplitude image after respiratory motion correction.



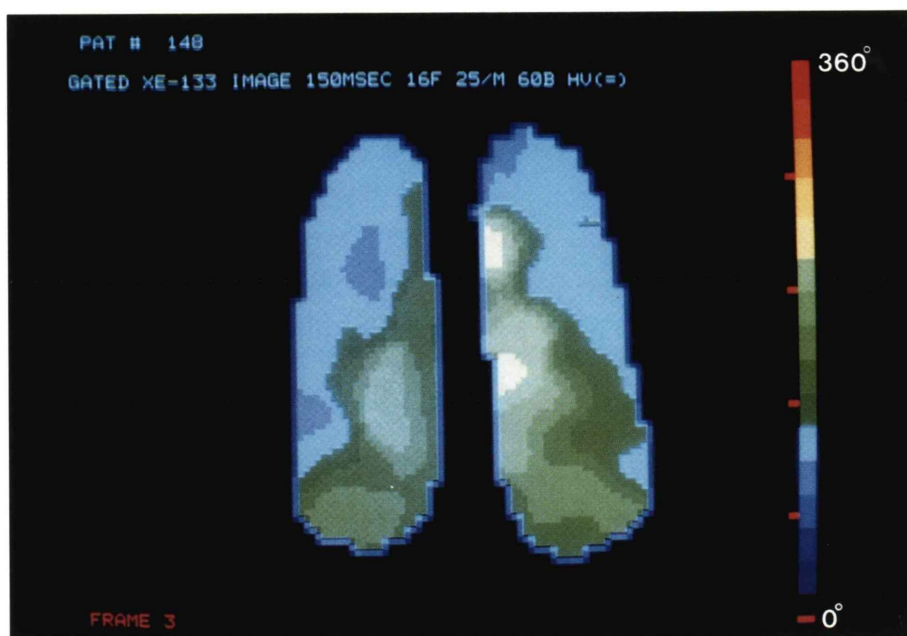
b: Amplitude profile curves before respiratory motion correction.



d: Amplitude profile curves before respiratory motion correction.

Fig. 7 Amplitude image in a case of normal volunteer (posterior view).

Amplitude image before respiratory motion correction revealed decrease in regional amplitude from base to apex. After respiratory motion correction, amplitude image showed uniform regional amplitude. All amplitude profile curves revealed normal pattern.



a: Phase image before respiratory motion correction.



c: Phase image after respiratory motion correction.

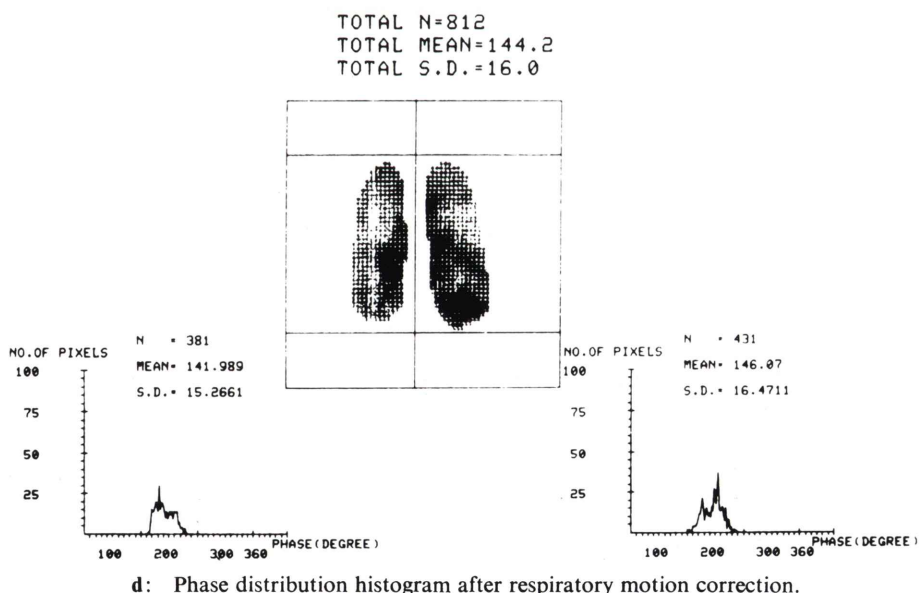
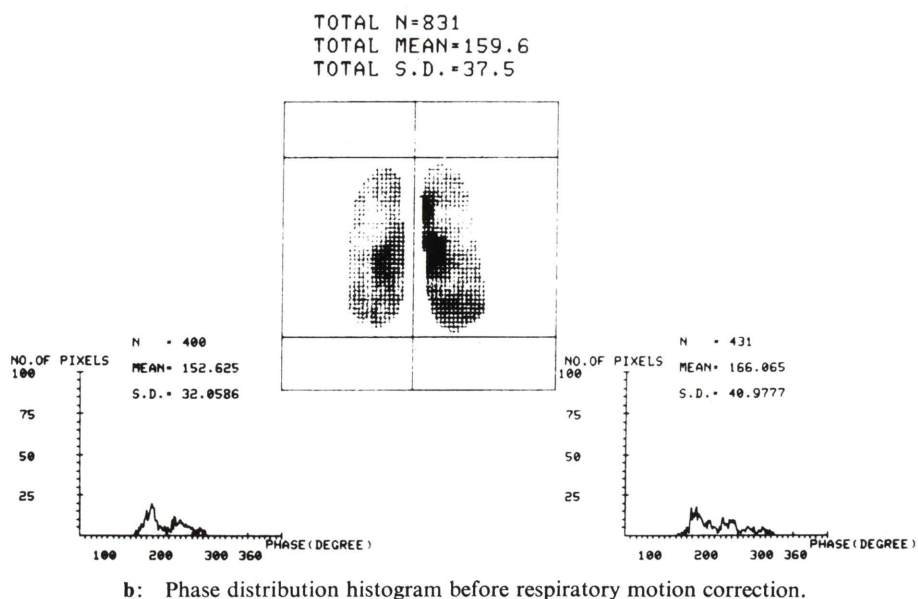
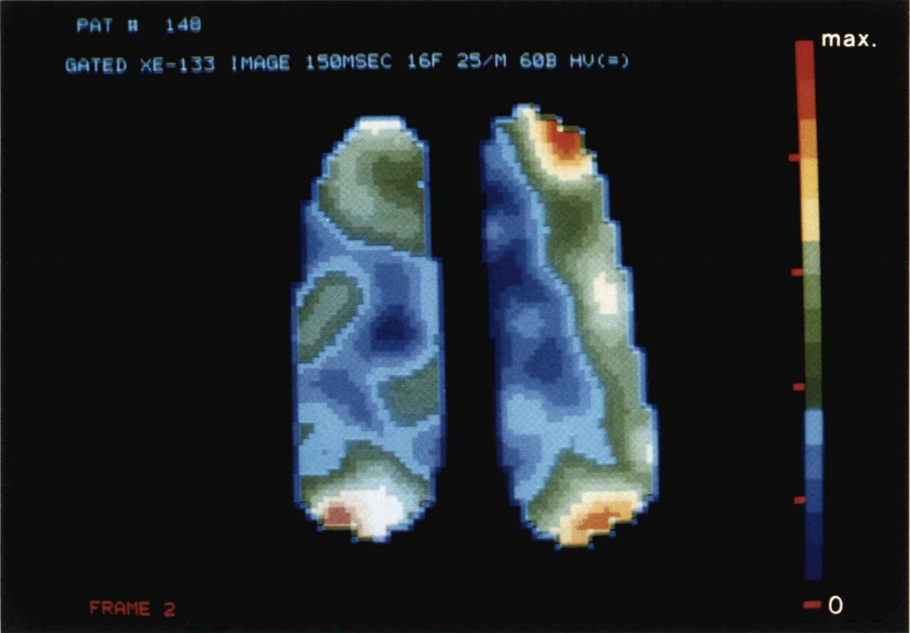
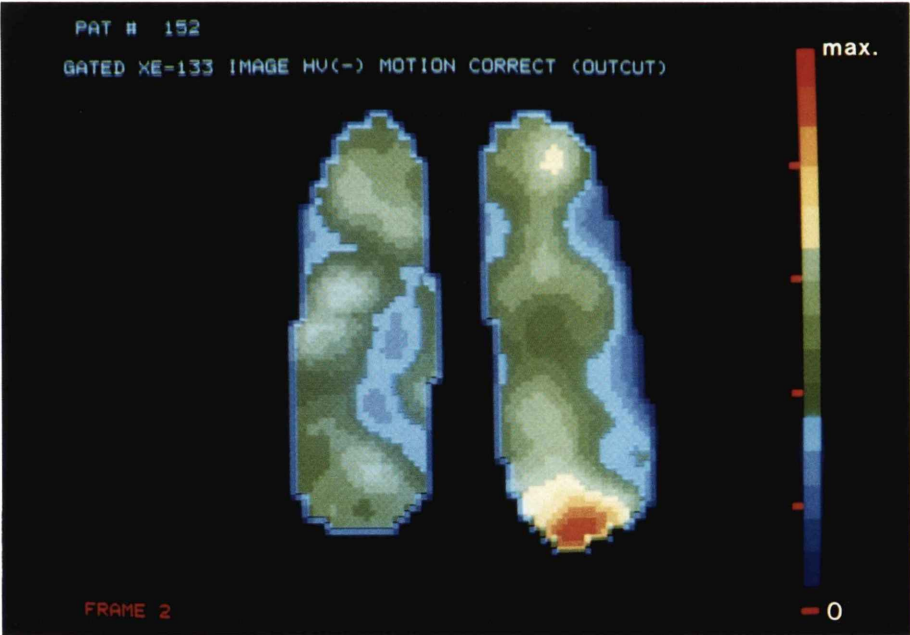


Fig. 8 Phase image in a patients with pulmonary emphysema (posterior view).

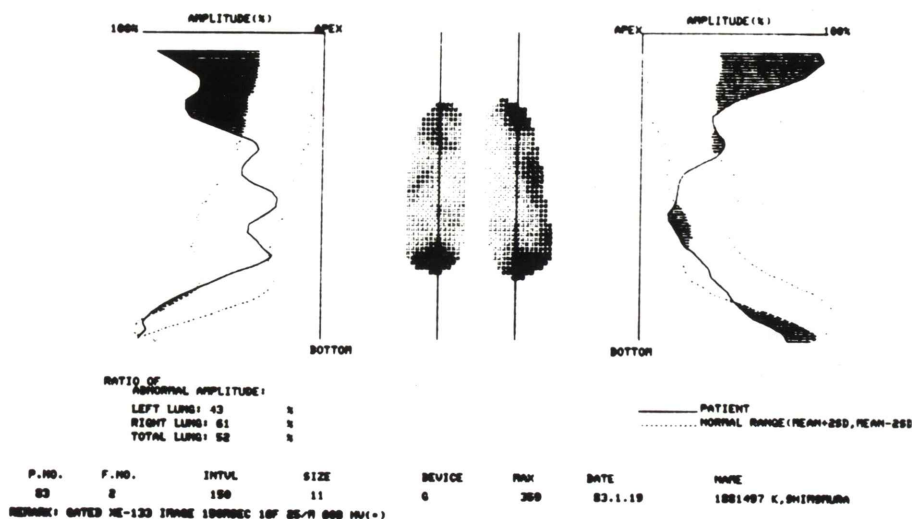
Phase image revealed non-uniform regional phase distribution with large standard deviation of phase histogram. Regional phase distribution after respiratory motion correction showed more uniform and smaller S. D. of phase histogram than before respiratory motion correction.



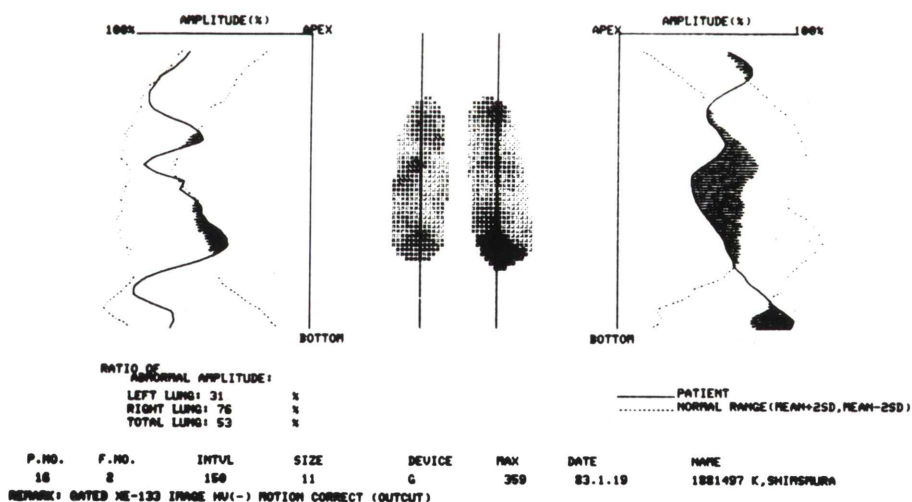
a: Amplitude image before respiratory motion correction.



c: Amplitude image after respiratory motion correction.



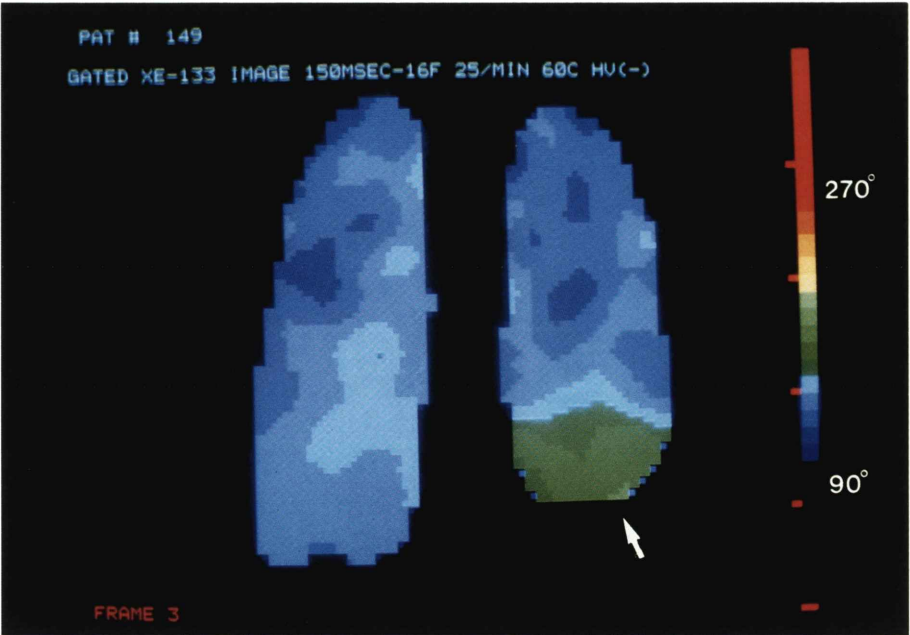
b: Amplitude profile curves before respiratory motion correction.



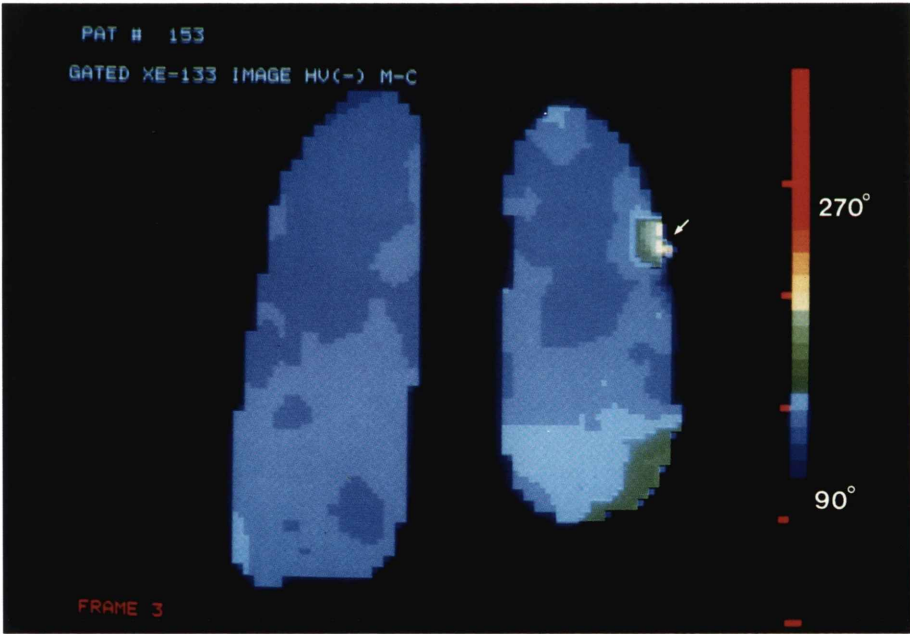
d: Amplitude profile curves after respiratory motion correction.

Fig. 9 Amplitude image in a patient with pulmonary emphysema (posterior view).

Amplitude image before respiratory motion correction showed asymmetrical distribution of regional amplitude without normal gradient. After respiratory motion correction, it showed asymmetrical and irregular distribution of regional amplitude. Regardless of respiratory motion correction, amplitude profile curves showed abnormal pattern.



a: Phase image before respiratory motion correction.



c: Phase image after respiratory motion correction.

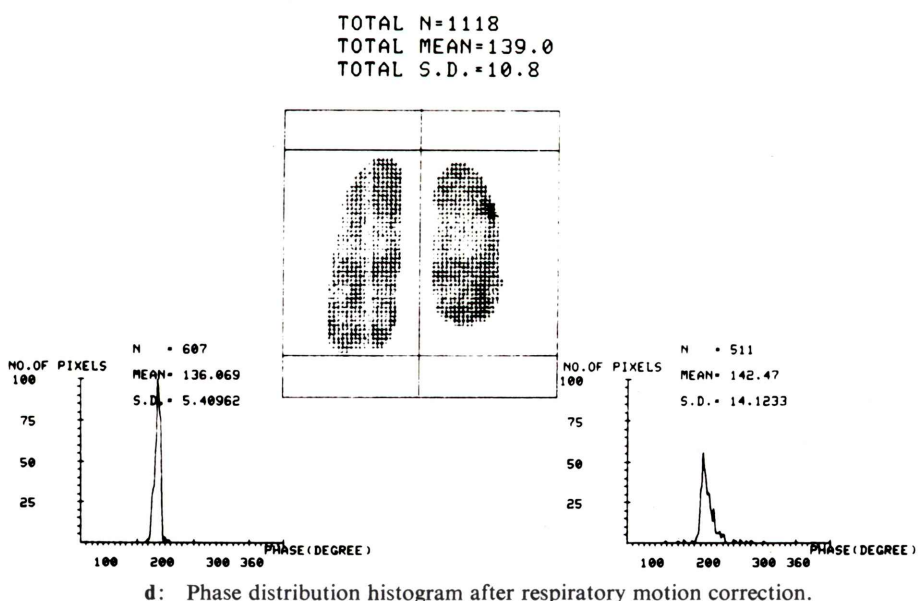
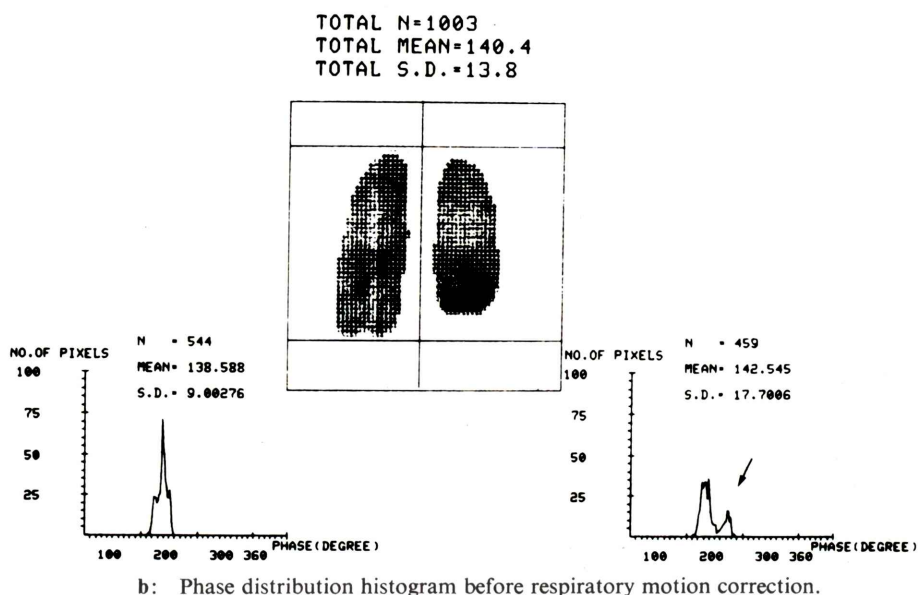
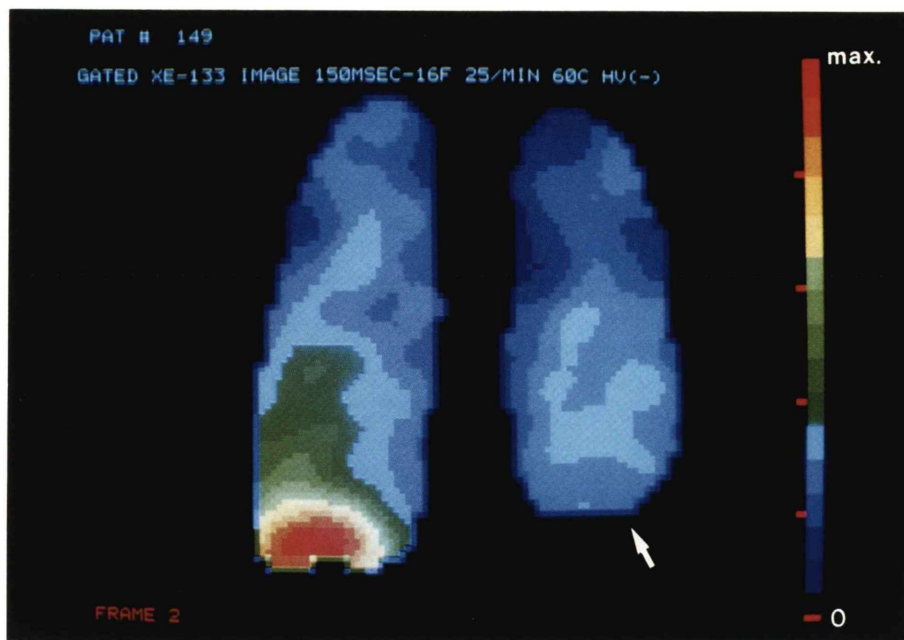
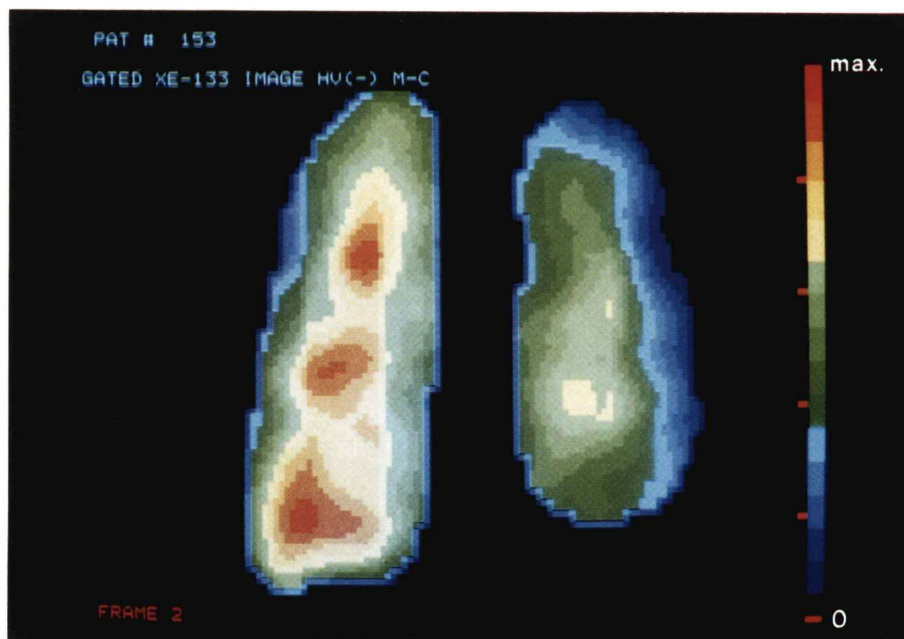


Fig. 10 Phase image in a patient with right phrenic nerve palsy (posterior view).

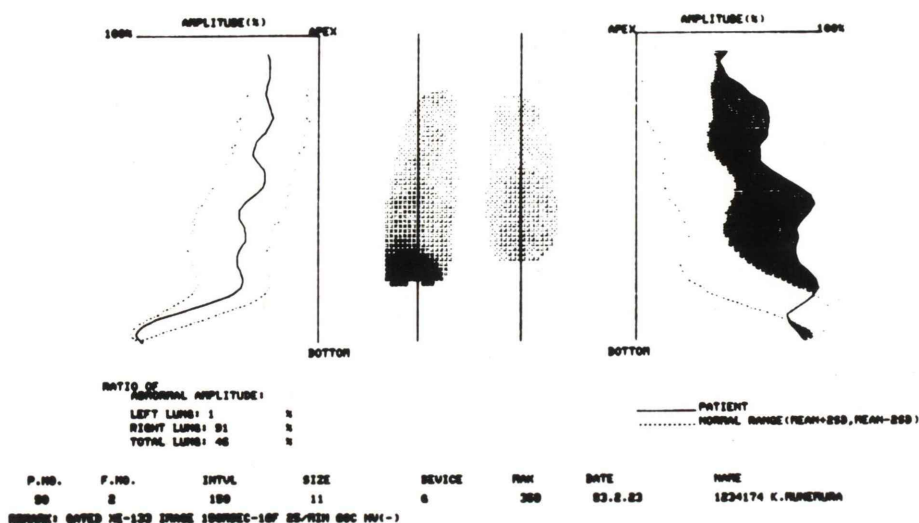
Before respiratory motion correction, regional delay in respiratory phase (arrow on Fig. 10a) was demonstrated on the base of right lung and phase histogram showed two peaks. But regional delay in respiratory phase on the base and two peaks of phase histogram became obscure after respiratory motion correction. Focal delay in respiratory phase on upper lateral portion in the right lung (narrow arrow) was observed as an artifact of data processing of respiratory motion correction.



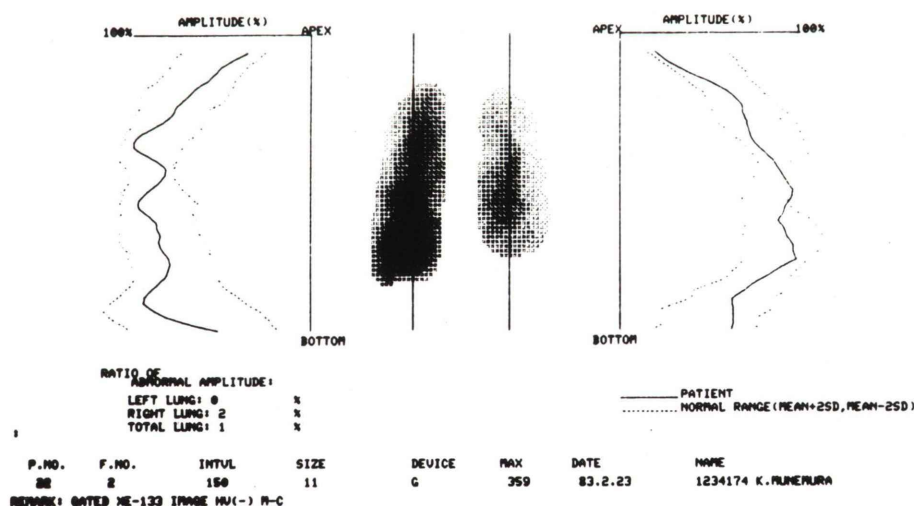
a: Amplitude image before respiratory motion correction.



c: Amplitude image after respiratory motion correction.



b: Amplitude profile curves before respiratory motion correction.



d: Amplitude profile curves after respiratory motion correction.

Fig. 11 Amplitude image in a patient with right phrenic nerve palsy (posterior view).

Before respiratory motion correction, amplitude image showed low regional amplitude on the base of right lung (arrow on Fig. 11a). An abnormal pattern was demonstrated in amplitude profile curve of right lung (Fig. 11b). After respiratory motion correction, decreased regional amplitude on entire right lung was demonstrated in comparison with normal left lung. But amplitude profile curve of right lung after respiratory motion correction became normal pattern.

始時の交点をトリガとする方法を用いた (Fig. 1).

(2) 検査方法

被検者は坐位としマウスピースを用いてキセノンガスコントロールシステムを通して呼吸させた。ノーズクリップにより鼻呼吸を阻止した。ガンマカメラ (島津社製 LFOV) は背部より設定し、 ^{133}Xe ガス 10 mCi をボラス吸入後キセノンガスコントロールシステムを閉鎖回路として 2～3 分間反復呼吸させた後に呼吸曲線同期イメージングを開始した。メトロノームに合わせて 1 分間 25 回の速度の比較的深い呼吸 (肺活量の約 25% 前後) を 60 回反復させた。個々の換気量と周期を可能な限り一定に保つよう指示した。トリガ信号とガンマカメラからの画像情報を同時に核医学データ処理装置 (島津社製シンチパック 1200) に入力した (Fig. 1)。

データ収集は心電図同期心プールのイメージング用に開発されたマルチゲートイメージモード用プログラムを利用した。イメージマトリックスサイズは 64×64 とし、0.75 倍収集モードを用いた。60 呼吸周期分を加算編集し、1 周期を 16 分割 (150 msec 間隔) した同期画像を作成した。

(3) 画像処理

位相解析の前処理として Butter-Worth の low pass filter によるイメージフィルタリング⁸⁾および 3 点時間スムージングを行った。さらに呼吸運動補正プログラムを作成して、局所肺機能をより正確に評価することを試みた。画像処理にあたり呼吸運動補正前後の同期画像をそれぞれ位相解析して比較した。

① 呼吸運動の補正

今回試みた呼吸運動の補正は一連の同期画像の肺輪郭を最大肺容量時の肺輪郭に一致するように画像をひきのばす方法である。画像のひきのばしは座標の一次線形変換で行った⁹⁾。すなわち、補正前座標 (u, v) に対する補正後座標を (x, y) とすると、

$$u = ax + by + c \dots (1)$$

$$v = dx + ey + f \dots (2)$$

の線形変換を行った。a～f は補正前の同期画像と補正の基準となる最大肺容量時の同期画像の肺輪郭との関係によって定まる定数である。具体的には補正前同期画像の輪郭に外接する長方形の 4 つのコーナーのうちの 3 点 $((u_i, v_i): i = 1 \sim 3)$ と、これに対応する最大肺容量時の同期画像の肺輪郭に外接する長方形の 3 点 $((x_i, y_i): i = 1 \sim 3)$ の間に (1) および (2) の関係式をたて、6 元 1 次連立方程式を解いて a～f の 6 つのパラメータを算出した (Fig. 2)。輪郭抽出は最高カウントの 30% の等カウントレベルで自動的に行い、抽出した肺輪郭による呼吸運動補正は左右肺を分離して独立に行った。座標変換時の補間是最も近い画素のカウント数を挿入する方法で行った。最終的に補正前後の同期画像の全肺カウント数を等しくするように補正した。以上の呼吸運動補正を最大肺容量時を除くすべての同期画像に対して行った。

② 位相解析法の応用

同期画像の各画素ごとの時間放射能曲線よりフーリエ解析の基本波の位相値と振幅値を求め、位相および振幅イメージを作成した¹⁻⁴⁾。すなわち、各画素の時間放射能曲線を基本周波数項までの周期関数とみなし $f(t) = C_0 + C_1 \cos t + S_1 \sin t$ と表わす。C₀ は直流成分であり、位相 P および振幅 A は、 $P = \tan^{-1} \frac{S_1}{C_1}$ 、 $A = \sqrt{C_1^2 + S_1^2}$ として算出される (Fig. 3)。なおコンピュータ処理上では位相 P は 180 度加算した値を用いた。また位相解析の対象領域を直流成分 C₀ の 50% 以上の領域とすることにより、縦隔などのバックグラウンド領域を解析対象から除外した。

③ 位相および振幅イメージの解析

位相イメージの解析は、カラー表示による視覚的判定と位相分布ヒストグラム^{1,6)}による定量的判定を行った。視覚的判定は、位相値の -180 度から +180 度 (プログラム処理上では 0 度から 360 度) または -90 度から +90 度 (プログラム処理上では 90 度から 270 度) の範囲を 16 階調のカラー表示した画像を用いた。定量的判定は、左右各肺の位相分布ヒストグラムを作成し、位相分布の均一性の定量的指標として左右各肺および全肺の位相

分布の標準偏差 (以後位相 SD とす) を算出した (Fig. 6 b).

振幅イメージの解析もカラー表示による視覚的判定とプロフィール曲線表示による定量的判定を行った. 視覚的判定は振幅の最高値から 0 までを 16 階調のカラーで表示した画像を用いた. 振幅プロフィール曲線は, 左右別に肺尖部から肺底部を通る直線をカーソルで指定し, 症例間の比較を行うため 100 画素分の長さに標準化し, 最大値を 100% とする相対的曲線として作成した. 13 名の正常者の解析結果から得られた平均 +2SD 値と平均 -2SD 値のプロフィール曲線の間を正常範囲とし, 両肺のプロフィール曲線全長の 95% 以上が正常範囲内にある場合を正常分布パターンと判定した (Fig. 7 b).

(4) 位相解析データの再現性

同一検査時に本法を 2 回反復し, 位相・振幅イメージ, 振幅プロフィール曲線解析および全肺位相 SD 値の再現性について検討した. さらに正常志願者 2 名に本法を連日施行し, 再現性を検討した.

(5) 臨床的検討

① 症例検討

個々の症例について呼吸運動補正前後の位相・振幅イメージを上記の方法にしたがって, 視覚的および定量的に解析し, 正常例と呼吸器疾患症例を比較検討した.

② 全肺位相 SD の検討

全肺位相 SD のもつ臨床的意義を, (i) 臨床診断との比較, (ii) 2 週間以内に施行した呼吸機能検査との比較, (iii) 同一検査時に算出した全肺 ^{133}Xe ガス洗い出し時間との比較により検討した. 臨床診断との比較は, 正常群と各呼吸器疾患群ごとに全肺位相 SD の平均と標準偏差を求めて対比検討した. 呼吸機能検査との比較は, 1 秒率 ($\text{FEV}_{1.0}\%$), %肺活量 (%VC) およびフローボリューム曲線の下行脚勾配 (以下 slope とす) の 3 種類の指標と全肺位相 SD の相関を検討した. 全肺の ^{133}Xe 洗い出し時間は両肺野に設定した関心領域内の洗い出し曲線を指数関数近似による 2 コンパートメント解析し, 初期相の半減時間 ($T_{1/2}$) として算出¹⁰⁾し全肺位相 SD との相関を検討した.

③ 振幅プロフィール曲線による検討

呼吸運動補正前後の振幅プロフィール曲線解析について, 呼吸機能検査異常群における有病正診率 (sensitivity) を検討した. $\text{FEV}_{1.0}\%$ 69% 以下, %VC 79% 以下または slope 1.9 以下のいずれか 1 項目をみたす症例を呼吸機能異常群とした. なお呼吸機能検査は当院肺機能検査室で施行し, 解析結果はコンピュータに登録されたものを用いた¹¹⁾.

(6) 対象

対象は 1982 年 9 月から 1983 年 7 月まで当院放射線科アイソトープ検査室で呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングを施行した 66 例 (67 件) で, 年齢は 24 歳から 72 歳まで平均 48 歳, 性別は男 60 例, 女 6 例であった. このほかに 5 例を追加して正常志願者 4 例を含む 11 症例につき検査の再現性の検討を行った.

66 例の疾患のうちわけは, 正常志願者 13 名, 慢性閉塞性肺疾患 (COPD) 24 名, 肺癌 5 名, 肺塞栓症 4 名および胸膜炎, 肺線維症などのその他の呼吸器疾患 20 名である. COPD の診断は, 慢性肺気腫, 慢性気管支炎および気管支喘息については American Thoracic Society の定義^{12,13)} にしたがひ, びまん性汎細気管支炎については厚生省特定疾患間質性肺疾患調査研究班の定める概念および診断基準¹⁴⁾ にしたがった. 診断根拠は臨床症状, 胸部理学的所見, 胸部単純 X-P および呼吸機能検査である. 一部の症例については気管支鏡, 気管支造影, 胸部断層 X-P, 胸部 X 線 CT および血液学的所見も診断根拠とした. ただし, 気胸, 胸郭成形術後の胸膜肥厚, 巨大ブラなどの合併する症例は除外しその他の呼吸器疾患群中に分類した. 肺癌 5 例の診断は気管支鏡および生検組織所見から確定診断された. 肺塞栓症 4 例の診断は臨床症状, 血液ガス, 心電図, 胸部 X-P の各所見および換気と血流シンチグラフィにおける換気-血流の不一致を診断根拠とした.

なお 66 例中 53 例は本法施行後引きつづいて ^{133}Xe ガス洗い出し時間の測定を行い, 51 例は 2 週間以内に呼吸機能検査を施行した.

III. 結 果

(1) 検査方法

^{133}Xe ガス使用量が 10 mCi と少ないため 60 回の反復深呼吸を行ったが、1 回換気量が肺活量の約 25% 程度 (通常は 1,000 ml 前後) であり著者自らの経験では比較的容易に検査可能であった。患者では今回の 66 例中 $\text{FEV}_{1.0}\%$ 49% 以下かつ VC 59% 以下の症例は 3 例あったが、検査後に多少苦しかったと訴えたが支障なく検査を終了し、検査後にも異常は認めなかった。このほかにトリガが入力できずに検査を中止した症例が 2 例あり、いずれも $\text{FEV}_{1.0}\%$ 40% 以下であった。

(2) 画像処理

両肺野の 1 画素あたりの平均カウントは 66 例の平均で 70 カウントであり、心臓核医学領域の第 1 回循環時ゲート法に適用する条件で Butter-Worth のフィルタを用いたイメージフィルタリングを行った。その結果、統計的雑音である高周波成分が除去され画像が平滑化した。1 次線形変換による呼吸運動補正後、一連の同期画像の肺輪郭は経時的に変化せず、補正の基準である最大肺容量時の同期画像の肺輪郭にはほぼ一致した (Fig. 4)。

イメージフィルタリング、3 点時間スムージング、呼吸運動補正および位相解析までの一連の画像処理はすべて自動処理プログラムを用い連続的に施行した。一連の画像処理に要した時間は 1 症例につき約 8 分間であり、イメージフィルタリングのかわりに通常の 9 点面スムージングを利用すれば約 3 分間で画像処理が可能であった。さらに位相および振幅イメージの定量的解析はいずれも 1 分間以内で解析可能であった。

(3) 位相解析データの再現性

同一日に反復検査を施行した 11 例の振幅および位相イメージの第 1 回目および第 2 回目の画像を比較した。振幅・位相分布は多少のばらつきを認めたが、2 回の解析結果が大きく異なる症例は 1 例もなかった。Fig. 5 に COPD 症例の反復検査時における呼吸運動補正前の振幅・位相イメージを示した。振幅イメージはほぼ同様な分布を示し、位相イメージは相対的分布に多少ばらつきがみられるが 2 回ともに不均等な分布を呈した。連日 2 回反復した正常志願者 2 例のイメージも、2 回の振幅および位相分布はほぼ同様な分布を示した。

全肺位相 SD の再現性の検討結果を Table 1 に示した。同一日に反復検査をした 11 例の 1 回目と

Table 1 Evaluation of reproducibility for standard deviation of phase histogram

(1) Within day variance

Case No.	Healthy or diseased	S.D. of phase histogram (degree)		Difference between the two tests (degree)
		No. 1	No. 2	
1	Healthy	9.0 (8.8)	10.9 (8.4)	1.9 (0.4)
2	Healthy	12.9 (6.3)	14.8 (12.5)	1.9 (6.2)
3	Healthy	9.9 (5.7)	8.7 (3.9)	1.2 (1.8)
4	Healthy	12.6 (8.4)	12.0 (6.2)	0.6 (2.2)
5	Bronchiectasis	11.9 (6.0)	11.4 (6.3)	0.5 (0.3)
6	Bronchiectasis	6.1 (4.3)	5.5 (5.4)	0.6 (1.1)
7	Bronchiectasis	7.1 (5.7)	10.1 (5.9)	3.0 (0.2)
8	COPD	34.8 (20.9)	45.3 (34.4)	10.5 (13.5)
9	COPD	18.4 (14.2)	19.7 (11.5)	1.3 (2.7)
10	COPD	25.3 (19.1)	31.7 (15.7)	6.4 (3.4)
11	COPD	33.3 (17.2)	31.6 (16.5)	1.7 (0.7)

(2) Between day variance

3	Healthy	9.9 (5.7)	7.3 (4.8)	2.6 (0.9)
4	Healthy	12.6 (8.4)	10.5 (6.3)	2.1 (2.1)

(): After respiratory motion correction, COPD: Chronic obstructive pulmonary disease

2 回目の全肺位相 SD は、補正前後ともに paired t-test で有意差はなかった。SD の差の絶対値の平均 ± 1 s.d. は補正前 2.7 ± 3.1 度、補正後 3.0 ± 3.9 度と良好な再現性を示した。また 1 回目の全肺位相 SD 値 (Y) と 2 回目の SD 値 (X) との相関は、補正前で $Y=1.18X-1.18$ 、相関係数 $r=0.967$ ($p<0.001$)、補正後で $Y=1.20X-1.28$ 、 $r=0.839$ ($p<0.01$) の高い相関を認めた。また連日検査を施行した 2 例は補正前後ともに SD 値の差は 3 度以下であり、良好な再現性を示した。

振幅プロファイル曲線解析の判定は、補正前後ともに 11 例中 9 例で 2 回の判定結果が一致した。また連日検査の 2 例はいずれも正常パターンと判定された。

(4) 臨床的検討

① 症例検討

呼吸運動補正前後の位相解析の結果を提示する。画像はすべて後面像である。

(i) 正常例の検討

正常例の位相イメージは、視覚的には呼吸運動補正前後ともにほぼ均一な位相分布を示したが、補正後の均一性がよりすぐれていた (Fig. 6 a, c)。位相ヒストグラムは 1 峰性の急峻なピークを呈し位相 SD 値は小さく、補正後はさらに急峻なピークを呈し位相 SD 値もより小さくなった (Fig. 6 b, d)。呼吸運動補正前の振幅イメージは、視覚的判定では肺底部に最大振幅を認め肺尖部方向に向かって漸減する分布を示した (Fig. 7 a)。補正後の振幅分布は著しく変化し、肺野内の振幅差は小さくなり比較的均一な分布となった (Fig. 7 c)。振幅プロファイル曲線は補正前は肺底部が最大値となり肺尖部方向に漸減するパターンを呈するが (Fig. 7 b)、補正後は中肺野から肺尖部および肺底部に向かって漸減するパターンを呈した (Fig. 7 d)。正常者の振幅プロファイル曲線の大部分の範囲は、正常範囲内に位置した (Fig. 7 b, d)。

(ii) 症例 1

50 歳男性。慢性肺気腫の症例を Figs. 8, 9 に示した。FEV_{1.0}% 46%, % VC 61%, slope 0.4 l/sec の混合性障害であった。位相イメージは、

呼吸運動補正前後ともに両側下肺野から両側肺門部にかけて相対的な位相遅延を示し、正常例 (Fig. 6 a, c) と比較し異常分布と判定しえた (Fig. 8 a, c)。左右肺の位相ヒストグラムは呼吸運動補正により均一化する傾向を示したが、補正前後のおおのの正常位相ヒストグラム (Fig. 6 b, d) と比較し幅広い分布であった。全肺位相 SD は補正前 37.5 度、補正後 16 度であり、正常例より明らかに大きい SD 値を示した (Fig. 8 b, d)。一方補正前の振幅イメージは、両肺底部の高振幅領域の幅がせまく、両側上肺野および右肺外側の振幅が相対的に高くなる分布を示した (Fig. 9 a)。補正後のイメージでは、上中肺野と下肺野の振幅差が小さくなるが不均一な振幅分布を呈した (Fig. 9 c)。いずれも正常例と比較し異常分布と判定しえた。補正前の振幅プロファイル曲線は、肺底部の振幅が小さいため上中肺野の相対的分布が高く正常範囲から大きく離れた異常パターンを示した (Fig. 9 b)。補正後の振幅プロファイル曲線も明らかな異常パターンと判定された (Fig. 9 d)。

(iii) 症例 2

30 歳男性。右横隔膜神経麻痺の症例を Figs. 10, 11 に示した。呼吸運動補正前の位相イメージは右肺底部に相対的な位相遅延を示し、右肺の位相ヒストグラムは 2 峰性となり、位相の遅い成分が混在することを示した。しかし、これらの異常所見は呼吸運動補正後不明瞭となった (Fig. 10 c, d)。補正前の振幅イメージは右肺底部の振幅低下を示し、右肺振幅プロファイル曲線は異常パターンを呈した (Fig. 11 a, b)。補正後の右肺振幅イメージは、左肺と比較し相対的に振幅低下を示したが、振幅プロファイル曲線は両肺ともに正常パターンを呈した (Fig. 11 c, d)。本例の横隔膜運動を透視下で観察したところ、患側右横隔膜は可動範囲が狭く、かつ健側と位相のずれた運動をしていることが確認された。

以上のごとく、位相・振幅イメージの視覚的あるいは定量的解析の結果は正常例と呼吸器疾患例との間に有意の差を認めた。とくに COPD では肺野内の位相分布が不均一になる傾向を認めた。

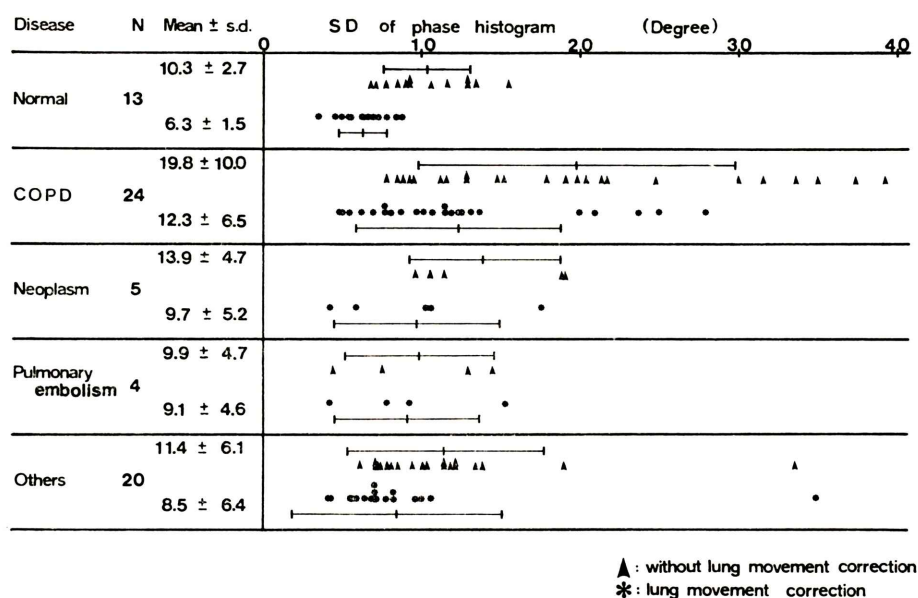


Fig. 12 Distribution of standard deviation of phase histogram in normal controls and various pulmonary diseases.

また、呼吸運動補正前の振幅イメージでは両側下肺野の振幅は横隔膜運動の影響を強く受け、慢性肺気腫やびまん性汎細気管支炎では両側肺底部の相対的振幅低下と高振幅領域の狭小化が特徴的所見であった。さらに肺野内の位相および振幅分布は呼吸運動補正により均一化する傾向を認めた。

② 全肺位相 SD の検討

臨床診断との比較を Fig. 12 に示した。正常群 (13例) の全肺位相 SD の平均 \pm 1 s.d. は、補正前 10.3 \pm 2.7 度に対し補正後 6.3 \pm 1.5 度であり、呼吸運動補正によって位相分布がさらに均一化した ($p < 0.001$)。COPD 群 (24例) では補正前 19.8 \pm 10.0 度、補正後 12.3 \pm 6.5 度といずれも正常群より有意に大きい SD 値を示した ($p < 0.001$)。また COPD 群においても補正により位相 SD は有意に小さくなった ($p < 0.001$)。肺癌群 (5例) は、補正前 13.9 \pm 4.7 度 ($p < 0.05$)、補正後 9.7 \pm 5.2 度 ($p < 0.05$)、その他の呼吸器疾患群 (20例) は補正前 11.4 \pm 6.1 度 ($p < 0.05$)、補正後 8.5 \pm 6.4 度 ($p < 0.01$) であり、正常群より全肺位相 SD が大

きい傾向を認めた。しかし、肺塞栓症群 (4例) では、補正前および補正後のいずれの結果も正常群との間に統計学的有意差を認めなかった。すなわち、呼吸運動補正前および補正後の全肺位相 SD は呼吸器疾患群で大きくなる傾向を認め、とくに COPD 群で大きい結果を示した。なお全肺位相 SD を指標とする場合低カウントの際の統計誤差を考慮する必要がある。正常群の全肺位相 SD の平均 \pm 2 s.d. が補正前 15.7 度であったことより、補正前 SD 値 16 度以上と 16 度未満の 2 群について、肺野 1 画素当たりの平均カウントを比較検討した。その結果 16 度以上の群 (17例) の平均 \pm 1 s.d. は 65 \pm 25 カウント、16 度未満の群 (49例) は 72 \pm 22 カウントであり両群に有意差はなかった。

本検査と呼吸機能検査を 2 週間以内に施行した 51 例について、FEV_{1.0}%, %VC および slope と全肺位相 SD との相関を検討した。FEV_{1.0}% と呼吸運動補正前の全肺位相 SD は相関係数 $r = 0.74$ ($p < 0.001$) の良好な相関を認めた (Fig. 13 a)。また補正後も $r = 0.71$ ($p < 0.001$) の相関を認めた

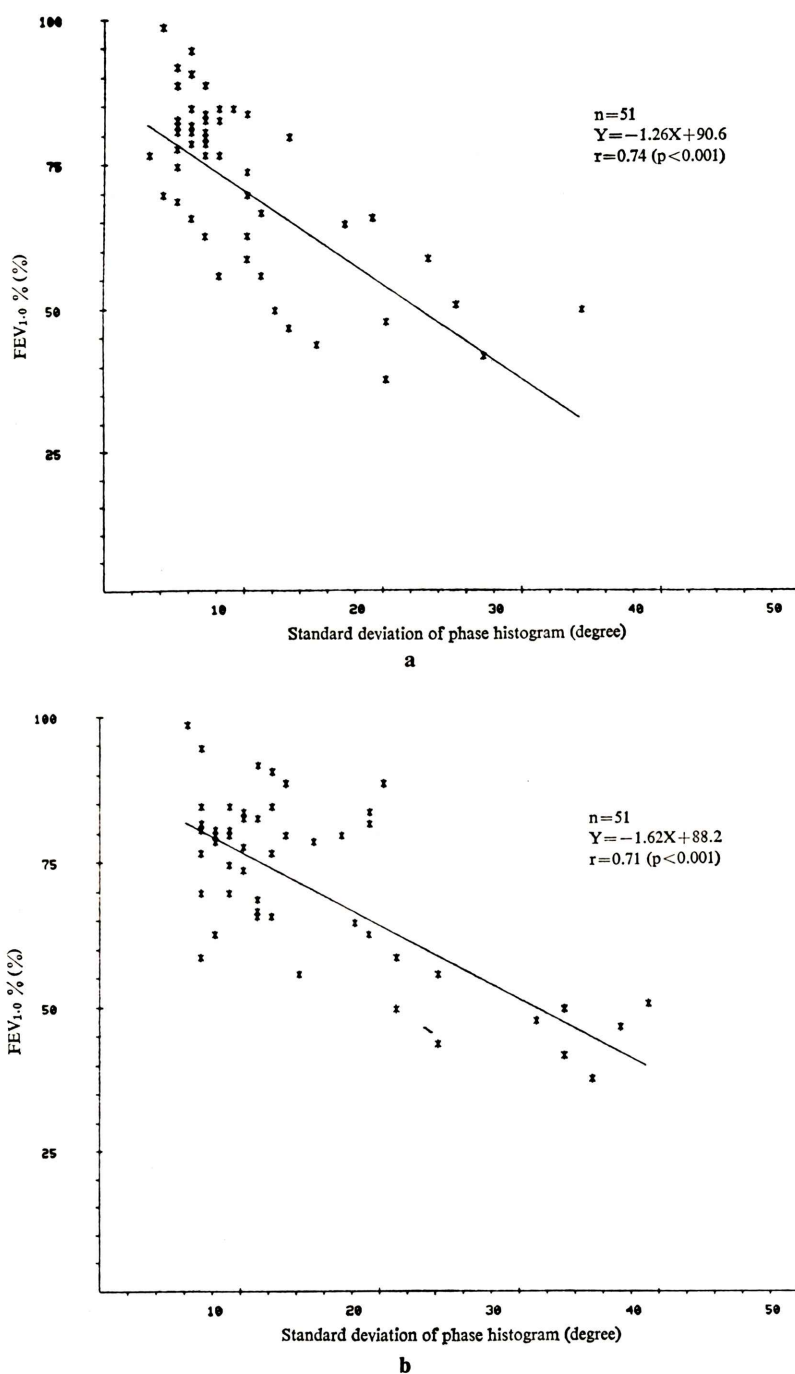


Fig. 13 Correlation between FEV_{1.0}% measured by spirometry and standard deviation of phase distribution histogram.

a: before respiratory motion correction

b: after respiratory motion correction

(Fig. 13 b), slope と全肺位相 SD の相関は, 補正前 $r=0.60$ ($p<0.001$), 補正後 $r=0.55$ ($p<0.001$) であった. しかし, %VC と全肺位相 SD の相関は補正前 $r=0.49$ ($p<0.001$), 補正後 $r=0.42$ ($p<0.01$) であった. すなわち全肺位相 SD は $FEV_{1.0}\%$ および slope との相関が高く, %VC との相関は低い結果であった.

本検査施行後にひきつづき ^{133}Xe 洗い出し時間を測定した53例について, 全肺 ^{133}Xe 洗い出し時間 (半減時間) と全肺位相 SD の相関を検討した. 呼吸運動補正前で $r=0.42$ ($p<0.01$), 補正後 $r=0.27$ (n.s.) であり両者間に高い相関は認められなかった.

③ 振幅プロファイル曲線による検討

呼吸機能検査上異常であった30例を対象に, 振幅プロファイル曲線解析による有病正診率を検討した. その結果, 呼吸運動補正前では27/30 (90%), 補正後は25/30 (83%) の有病正診率であり両者間に統計的有意差は認められなかった.

IV. 考 察

核医学診断法の臨床的有用性はその検査法が有用な臨床情報を提供することが第一条件であるが, 検査手技およびデータ解析が容易でルーチン検査として可能であることも重要な条件である. このような視点から (1) 呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングの検査手技, (2) 位相解析における呼吸運動補正, (3) 位相および振幅イメージの臨床的検討について考察する.

(1) 呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングの検査手技

呼吸運動と同期した核医学イメージングの手法は呼吸開始のトリガ信号をハード的にデータ処理装置に入力する方法と¹⁵⁻¹⁸⁾, 収集した画像データから作成した時間放射能曲線をもとにソフト的に同期画像を作成する方法^{9,19)}がある. ハード的に同期画像を作成する方法には, 胸壁運動を利用する方法^{15,16)}, マウスピースに装着した流量計 (pneumotachometer) を利用する方法¹⁷⁾, レスピレータを利用する方法¹⁶⁾, そして本法のごとくベ

ローズの容量変化を利用する方法がある. いずれにしても呼吸運動は意識的にコントロールでき, また呼吸曲線は電圧変化が緩徐であるためトリガ信号を抽出しにくいなど同期画像を作成しにくい面があった. 本研究ではこれらの点を解決する方法として, メトロノームに合わせて25回/分の比較的速く, かつ深い呼吸を反復させることにより呼吸周期と1回換気量をできる限り一定に保つようにした. ^{133}Xe ガス使用量が10 mCi と少ないため60回の反復呼吸を行ったが, 1回換気量は肺活量の25%程度 (500 ml ~ 1,200 ml) であり比較的容易に検査可能であった. 検査の再現性をさらに向上させる意味では ^{133}Xe ガス使用量を増加し, 反復呼吸数を少なくすることが望ましいが, 被検者の経済的負担を考慮し当科の従来の使用量での検査条件を設定した. トリガ信号は, 同期装置 (ピーク検出器) 内でもとの呼吸曲線と40 msec 位相を遅らせた呼吸曲線の交点を抽出する方法を用いた. 本法ではトリガの発生原理に加え肺からベローズへの容量変化の伝達時間が加味されるため, 呼吸開始からトリガ入力まで150 msec 前後の時間差が生じた. 検査精度上からは時間放射能曲線からソフト的に同期画像を作成する方が好ましいが, データ処理が煩わしく多数症例の検討あるいはルーチン検査には不向きである. 本法は強制的な呼吸と機械的なトリガ信号入力によりマルチゲートイメージモードを用いることが可能であり, 同期画像作成がきわめて容易であった. 呼吸方法の制約およびトリガ信号発生精度に若干の改良すべき問題を残すが, 臨床的には充分に利用価値があると思われた⁷⁾. また, 本法は閉鎖回路系での再呼吸時に行い2~3分間で検査可能であるため, 従来の ^{133}Xe 肺換気イメージングの一貫として容易に行えた.

(2) 位相解析における呼吸運動補正

呼吸曲線同期画像の位相解析法は, 各画素の時間放射能曲線を周期関数として表わし位相と振幅分布を表示する方法である. 位相は時間因子を表現し振幅はカウントの変化量を表わすが, これらのパラメータが局所肺換気能を純粋に反映すると

はいえない。すなわち呼吸運動に伴う局所肺の移動も時間放射能曲線に影響をおよぼすと考えられる。呼吸運動は横隔膜、肋間筋および他の補助呼吸筋の働きによってなされるが、これらのうち横隔膜は深呼吸時で6~7 cm 移動し、1回換気量の7割を担うとされている²⁰⁾。これは呼吸運動補正前の振幅分布が肺底部で最高値を示すことと一致する。そこで呼吸運動を補正し局所肺換気能をより良く反映させるための画像処理を行った(Figs. 2, 4)。その結果、肺野の振幅分布は著しく変化し横隔膜運動の影響は消失し、位相分布はより均一化した。これは位相解析における辺縁効果が消失したことを意味づける現象と考えられ、ある程度呼吸運動が補正されたことを示唆した。しかし、今回の補正は一次線形変換を用いて肺輪郭を合わせる二次元的補正であった。したがって横隔膜の上下移動や肋骨の bucket handle (横径への動き)は補正されるが、両者および肋骨の pump handle (前後径への動き)が組み合わさった三次元的な運動の補正はなされていない。これは RI 検査自体の限界に由来する問題で解決は困難である。さらに一次線形変換では下部肺が上部肺より呼吸運動が大きい不均等性が考慮されていない。正常者では1回換気量に相当する振幅分布は下肺野で最大となり上肺野にいくほど小さくなる分布をとるべきと考えられるが、Fig. 7c, d では中肺野が最大となっている。これは1回換気量(dV)を肺容量(V)で補正していないため横隔膜上部のVが小さく、下肺野の振幅が過小評価されていることも原因の1つである。さらに一次線形変換であるため呼吸運動の少ない中肺野の補正が過大に行われ呼気時のカウント数が過小評価される。そのため、中肺野の振幅(dV)が計算上過大評価されていると考えられる。これは Fig. 6 の補正前後の位相分布においても下肺野より上中肺野でより均一化されていることから推察される。これらの問題はプログラム上で改善する余地があると思われる。今回用いた補正上の基準点をさらにふやして高次変換を行う方法および肺輪郭線上の64点を肺門を原点とする極座標で表わし、各点ごと

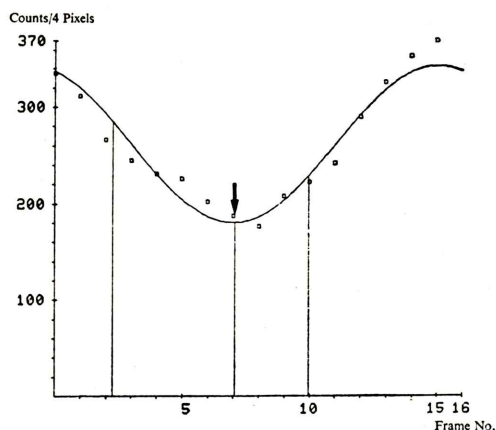
に極座標変換する方法などを検討中である。しかし、横隔膜神経麻痺症例の解析結果(Fig. 10)に示されるごとく今回の呼吸運動補正でも臨床的には利用しうるものと思われた。

(3) 位相および振幅イメージの臨床的検討

心電図同期心プールイメージの位相解析法は Links¹⁾, Adam²⁾ らの報告以来わが国においても盛んになりつつある³⁻⁶⁾。とくに位相イメージは刺激伝導系の診断^{3,5)}および虚血性心疾患の壁運動異常の診断⁴⁻⁶⁾に有用とされ、位相ヒストグラムによる定量的解析を含めた検討がなされている。一方、呼吸器核医学の領域では動態肺トランスミッションイメージ^{19,21)}, ^{81m}Kr 肺換気イメージおよび ^{133}Xe 肺換気イメージにおける位相解析法の応用^{7,22,23)}が試みられつつあるが、多数の症例による臨床的検討の報告はない。

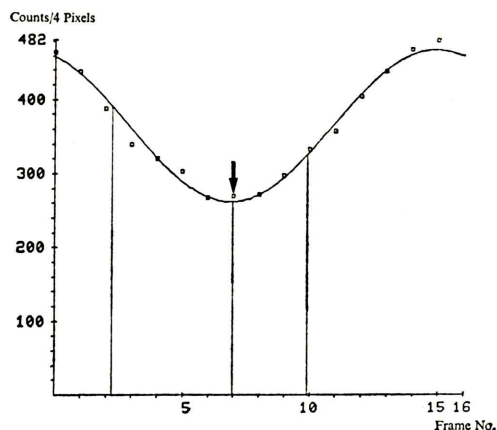
呼吸運動補正後の振幅イメージは肺局所の dV (換気による容積変化)の分布を反映し、位相イメージは局所肺換気の時間的因子を反映すると考えられた。局所肺内ガス不均等分布が起こるメカニズムとして、(1)局所の dV/V が異なること(Vは換気前の肺容積)、(2)局所の換気に時間的ずれがあること、(3)局所の換気における死腔気の占める割合が異なることの3つの因子が考えられ、(1)は肺局所のコンプライアンス、(2)はさらに気道系の気流に対する抵抗が関係するといわれている²⁵⁾。全肺位相 SD は $\text{FEV}_{1.0}\%$ および slope との相関に比し %VC との相関が低い傾向を認めた。これは本研究の位相分布が呼吸抵抗成分をより強く反映していることを示唆する。また全肺位相 SD は COPD 群で大きくなる傾向を認め、イメージ上も位相の不均等分布を示した。これらの点から閉塞性障害が強くなるにしたがって位相分布は不均等性を増すと考えられ、位相分布は不均等換気の(2)のメカニズムを反映する機能画像であると思われた。全肺位相 SD と ^{133}Xe 洗い出し時間の相関は良好ではなかった。全肺位相 SD は呼吸抵抗成分を反映し、位相の局所分布の不均等性の指標である。一方全肺 ^{133}Xe 洗い出し時間は時定数(コンプライアンスと気道抵抗の積で表わ

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 370
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



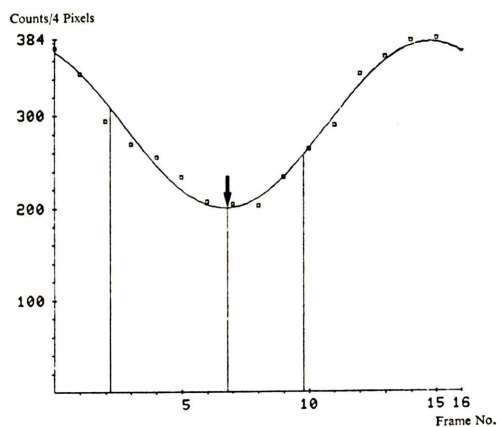
a

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 482
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



c

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 384
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



b

Fig. 14 Changes of radioactivity in a respiratory cycle (□) obtained from gated image after respiratory motion correction and the curve fitting by the first temporal Fourier analysis (A normal volunteer).

- a: A region in upper lung field
- b: A region in middle lung field
- c: A region in lower lung field

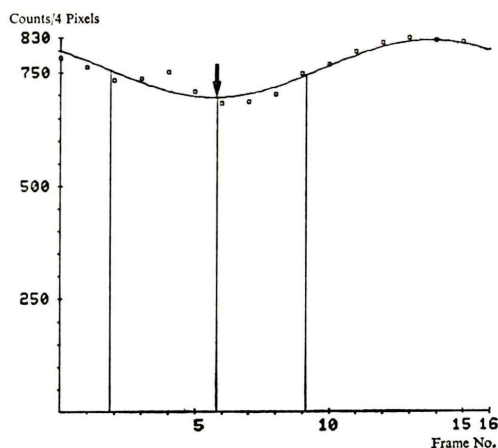
The fitted curves were sufficiently well fitted to the original data. Arrows which showed the trough of fitted curves represented almost same point in a respiratory cycle.

す)に相関し換気量を反映する全肺機能の指標である。すなわち洗い出し時間と位相 SD は異なる指標であることが考えられる。さらに ^{133}Xe ガスの洗い出しは安静呼吸で行っており呼吸方法の差異が影響していることも考えられる。

正常者の位相分布は均一であることが特徴的所見であった。Fig. 14 は正常者の上、中および下肺野の 4 画素分のカウント変化と基本周波数項までの近似曲線を示すが、いずれもきわめて良好な

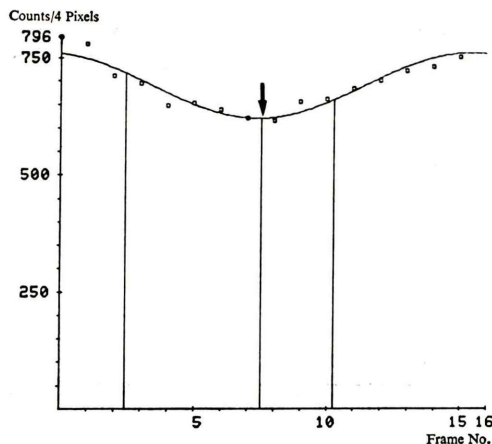
近似を示し、近似曲線の形および矢印で示した曲線の谷の位置はよく一致した。症例 1 の慢性肺気腫の上肺野と洗い出し時間が遅延し、かつ位相値が相対的に大きく算出された下肺野のカウント変化と近似曲線を Fig. 15 に示した。両部位ともに良好な近似を示すが曲線の谷の位置が異なり、下肺野で呼気相が続く間に上肺野で吸気が開始している可能性を示唆した。すなわち呼気相の延長が位相の不均衡分布の一要因と考えられた。これ

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 830
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



a

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 796
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



b

Fig. 15 Changes of radioactivity in a respiratory cycle (\square) obtained from gated image after respiratory motion correction and the curve fitting by the first temporal Fourier analysis (A case of pulmonary emphysema).

a: A region of relatively small phase value

b: A region of large phase value

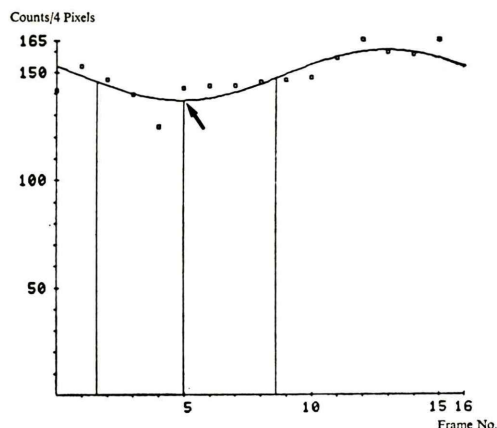
The fitted curves were sufficiently well fitted to the original data. The large phase value was calculated probably due to prolonged expiratory phase.

は心電図同期心プールイメージの位相が心収縮の時間的指標であると同様に、本研究の位相が呼吸相の時間的指標であることを示唆するものと考えられた。一方、心臓核医学領域では基本周波数項までの近似は時間放射能曲線全体に影響され、拡張末期の緩速流入期や心房収縮期のために近似が不十分であり高次フーリエ解析が必要とされている^{24,26,27}。Fig. 16 に全肺位相 SD が 30.5 度であったびまん性汎細気管支炎の 3 点のカウント変化と近似曲線を示した。吸気最後のカウントが呼出初期のカウントより高くなっているが、カウント数が少なく統計誤差が大きいことに加えトリガ信号入力の遅延が加味されたためと思われる。本例は検査精度上の問題もあるが、近似が不十分であるため曲線の谷の位置が異なった。このように基本周波数項までの近似では不十分な時間放射能曲線の存在する原因として、(1) RI 画像が二次元画像であるためガンマカメラに垂直方向の不均等換気が同一画素上に反映される。(2) 副行換気

(collateral ventilation) の存在などが考えられる。いずれにしても基本周波数項まででは特徴抽出しえない高度の不均等換気が存在が示唆され、高次フーリエ解析の応用も検討する必要があると思われる。

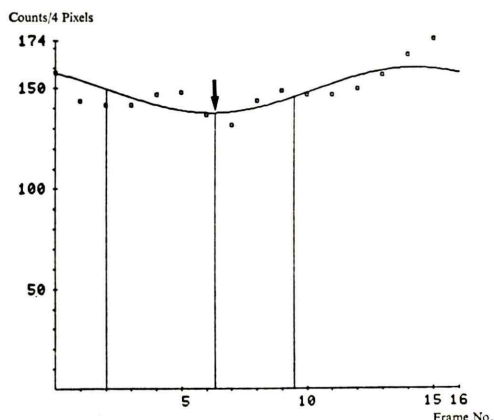
一方、本研究の呼吸運動補正後の振幅イメージは dV の相対的分布を示し、 dV/V の分布を示すものではないため患者間の比較が困難であった。そこで振幅プロファイル曲線のパターン解析を行い呼吸機能異常群における有病正診率を検討し比較的良好な結果を得た。イメージ上も正常者と呼吸器疾患例では異なった振幅分布を認めた。しかし、症例 1 (Fig. 9) では補正前で右上肺野、補正後は右中肺野が相対的に異常と判定されているが、X-P 上の X 線透過性および ^{133}Xe 洗い出し遅延の程度は両部位間に差はなかった。すなわち最高値を 100 とする相対的分布パターンの解析であり、局在診断には dV/V を反映する機能画像の検討が必要と思われた。

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 165
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



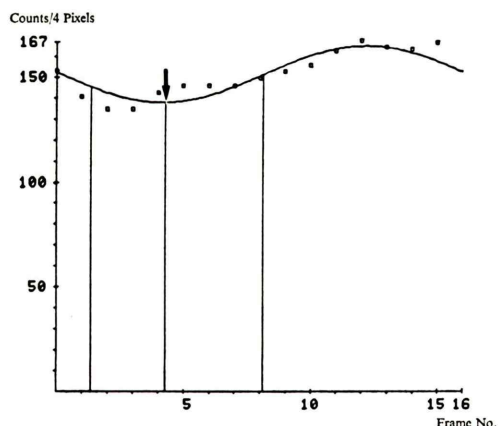
a

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 174
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



c

ENTER FITTING ORDER (1-10) > ? 1
 MAXIMUM VALUE = 167
 KEYIN SCALE FACTOR ? Y(YES) OR OTHER



b

Fig. 16 Changes of radioactivity in a respiratory cycle (\square) obtained from gated image after respiratory motion correction and the curve fitting by the first temporal Fourier analysis (A case of diffuse panbronchiolitis).

a, b and c: Results obtained on region of different phase value.

Different phase values were calculated probably due to insufficiently fitting of approximated curves to changes of radioactivity.

先述のごとく呼吸運動補正は位相解析画像のもつ呼吸生理学的な意味を明確にする上で必要な前処理である。しかし呼吸機能検査と全肺位相 SD の相関はいずれの項目についても補正後の相関はやや不良となる傾向を認めた。これは呼吸運動補正の画像処理上のノイズが原因となっていると思われる。また今回の補正前後の比較検討の結果は臨床的に不均等換気の程度および存在診断を行うだけの目的では必ずしも補正を必要としないことを示唆している。しかし、補正を行い辺縁効果を

取り除いて、なおかつ、位相分布異常が存在する症例を臨床的には重視すべきだとの考えもあり、補正方法も含めて検討の余地がある。

いずれにしても位相および振幅イメージは正常群と呼吸器疾患群の間に有意の差を認め、不均等換気の検出に有用な情報を与えることが示唆された。とくに位相イメージは局所肺換気周期の時間的因子の分布を視覚化したものであり、従来にない新しい診断法といえる。

V. 結 論

呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングを試み、同期画像に位相解析法を応用し位相および振幅イメージを作成した。検査手技および位相解析の結果を検討し、以下の結論を得た。

(1) 呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングの検査手技は簡便であり、検査時間も約 2.5 分間と比較的短時間で検査可能であった。

(2) 位相および振幅イメージの作成のための画像処理はすべて自動的、かつ連続的処理が可能であり、1 症例の処理時間は約 8 分間であった。

(3) 呼吸運動補正処理により主として横隔膜運動の影響が消失し、位相および振幅分布は均一化する傾向を認めた。

(4) 全肺位相 SD は、 $\text{FEV}_{1.0}\%$ と比較的高い相関を認め、呼吸運動補正前で $r=0.74$ ($p<0.001$)、補正後で $r=0.71$ ($p<0.001$) であった。フローボリューム曲線の下行脚とは補正前 $r=0.60$ ($p<0.001$)、補正後 $r=0.55$ ($p<0.001$) の相関を認めた。一方、 $\%VC$ とはおのおの $r=0.49$ ($p<0.001$)、 $r=0.42$ ($p<0.01$) とやや低い相関であった。また ^{133}Xe 洗い出し時間 ($T(1/2)$) とはおのおの $r=0.42$ ($p<0.01$)、 $r=0.27$ (n.s.) であった。

(5) 正常者群 ($n=13$) の全肺位相 SD の平均 \pm SD は呼吸運動補正前で 10.3 ± 2.7 度、補正後 6.3 ± 1.5 度であった。慢性閉塞性肺疾患群 ($n=24$) ではおのおの 19.8 ± 10.0 度、 12.3 ± 6.5 度と有意に大きい値を示した ($p<0.001$)。

(6) 振幅プロフィール曲線解析による呼吸機能検査結果異常群 ($n=30$) に対する有病正診率は、呼吸運動補正前 90%、補正後 83% であった。

(7) 理論的に必須と考えられた呼吸運動の補正については補正方法も含めてさらに検討する必要がある。

以上の結果から呼吸曲線同期 ^{133}Xe 肺換気イメージングはルーチン検査として可能な検査法であり、同期画像の位相解析法は不均等換気の評価に有用であった。とくに位相イメージは局所肺機能診断法としての応用が期待される。

稿を終わるにあたり、ご指導とご校閲を賜った群馬大学医学部放射線医学教室永井輝夫教授、また細部にわたりご助言とご指導を頂いた東邦大学教授佐々木康人先生および関東通信病院呼吸器科部長鶴沢毅先生に深甚の謝意を表します。

文 献

- 1) Links JM, Douglass KH, Wagner Jr HN: Pattern of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood-pool studies. *J Nucl Med* 21: 978-982 1980
- 2) Adam WE, Tarkowska A, Bitter F, et al: Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. *Cardiovasc Radiol* 2: 161-173, 1979
- 3) 外山比南子, 村田 啓, 飯尾正宏, 他: 位相解析法による第 1 回循環時および平衡時マルチゲートイメージの解析. *画像診断* 1: 81-88, 1981
- 4) 向井孝夫, 玉木長良, 石井 靖, 他: 心拍同期心プール像の位相解析による局所心筋壁運動の評価. *核医学* 18: 609-612, 1981
- 5) 高橋恒男, 桂川茂彦, 柳澤 融: 位相解析法による各種心疾患のマルチゲート心プール像の評価. *核医学* 19: 239-244, 1982
- 6) 中島憲一: 心電図同期心プールシンチグラフィを用いた functional imaging による心機能評価(II)——特に冠動脈疾患における臨床的意義——. *核医学* 20: 11-21, 1983
- 7) 井上登美夫, 山川通隆, 安藤俊雄, 他: マルチゲート法による呼吸曲線同期 ^{133}Xe 換気イメージングの検討. *核医学* 20: 341-347, 1983
- 8) 和辻秀信, 高橋重和, 細羽 実: 2 次元フィルタを用いた SPECT の画質改善. *核医学* 20: 1215-1217, 1983
- 9) Touya JJ, Jones JP, Patton JA, et al: Ventilation/Perfusion ratio images by gated regional spirometry. Functional mapping of organ systems and other computer topics 11th annual symposium on the sharing of computer programs and technology in nuclear medicine. Esser PT eds. The Society of Nuclear Medicine, New York, 1981, pp. 31-37
- 10) 飯沼 武, 松本 徹: 肺 RI 像. 医用画像処理. 初版, 朝倉書店(株), 東京, 1982, pp. 190-191
- 11) 鶴沢 毅, 今西範子, 堀江和夫, 他: 肺機能・血液ガス検査のデータ処理の自動化. *日胸* 39: 764-771, 1980
- 12) American Thoracic Society: Chronic bronchitis, asthma and pulmonary emphysema. *Am Rev Resp Dis* 85: 762-768, 1962
- 13) American college of chest physicians american thoracic society: Pulmonary terms and symbols. A report of the ACCP-ATS joint committee on

- pulmonary nomenclature. *Chest* **67**: 583-593, 1975
- 14) 厚生省特定疾患間質性肺疾患調査研究班 (班長 本間日臣): びまん性細気支炎診断の手引き, 厚生省特定疾患間質性肺疾患調査研究班昭和 55 年度研究報告書, p. 13, 1980
 - 15) Deland FH, Mauderli W: Gating mechanism for motion-free liver and lung scintigraphy. *J Nucl Med* **13**: 939-941, 1972
 - 16) Alderson PO, Vieras F, Housholder DF, et al: Gated and cinematic perfusion lung imaging in dogs with experimental pulmonary embolism. *J Nucl Med* **20**: 407-412, 1979
 - 17) Line BR, Cooper JA, Spicer KM, et al: Radionuclide cinepneumography: Flow-volume imaging of respiratory cycle. *J Nucl Med* **21**: 219-224, 1980
 - 18) Kushner TR, Line BR, Bacharach SL, et al: A spirometric method for gating xenon ventilation studies, in *Proceedings of 7th Symposium on Sharing of Computer Programs and Technology in Nuclear Medicine*, Atlanta, Ga, EBDA Conf 770101 NIIS, Springfield, Va, 1977, pp. 207-215
 - 19) Bossuyt A, Vincken W, Deconinck F: Patterns of regional lung expansion studied by dynamic transmission scintigraphy and the temporal Fourier transform. Functional mapping of organ systems and other computer topics. 11th annual symposium on the sharing of computer programs and technology in nuclear medicine. Esser PT eds. *The Society of Nuclear Medicine*, New York, 1981, pp. 57-64
 - 20) 本田良行: 呼吸運動, 臨床呼吸生理学 (I). 本田良行, 第 3 刷, 真興交易株式会社出版部, 東京, 1977, pp. 52-62
 - 21) 町田喜久雄, 西川潤一, 大嶽 達, 他: 動態肺トランスミッションシンチグラム of Temporal Fourier Transform. *Radioisotopes* **31**: 23-24, 1982
 - 22) Deconinck F, Ochi H: Potential use of dynamic scintigraphic lung imaging.
 - 23) 寺川和彦, 藤本繁夫, 栗原直嗣, 他: フーリエ解析による肺換気スキャンの検討. *核医学* **19**: 1395, 1982 (abst.)
 - 24) Wendt III RE, Murphy PH, Clark Jr JW, et al: Interpretation of multigated Fourier functional image. *J Nucl Med* **23**: 715-724, 1982
 - 25) 佐々木孝夫: 不均等換気, 臨床呼吸生理学 (I). 本田良行, 第 3 刷, 真興交易株式会社出版部, 東京, 1977, pp. 216-232
 - 26) 前田寿登, 竹田 寛, 中川 毅, 他: マルチゲート法心プールデータについてのフーリエ解析応用による心 functional imaging——基礎的検討およびその応用について——. *核医学* **19**: 765-776, 1982
 - 27) 玉木長良, 向井孝夫, 湊小太郎, 他: フーリエ高次解析法を用いたマルチゲート心血液プール像の壁運動の定量的評価——(2) シミュレーションカーブによる基礎的検討——. *核医学* **20**: 301-307, 1983

Summary

Spirometrically Gated ^{133}Xe Ventilation Imaging and Phase Analysis for Assessment of Regional Lung Function

Tomio INOUE

Department of Radiology, Kanto Teishin Hospital

The purpose of this study is to develop the technique of performing spirometrically gated ^{133}Xe ventilation imaging and to evaluate its clinical usefulness for the assessment of regional ventilatory function in various lung diseases. Inspiratory peaks to be used as a trigger of respiratory motion were selected by a specially designed peak detector, which analysed spirometric signals from a ^{133}Xe gas control system. Patients re-breathed ^{133}Xe gas through the system with constant rates signaled by a metronom. The trigger signals from the patients were recorded in a minicomputer for 60 respiratory cycles simultaneously with posterior lung images. Functional images (phase analysis images) indicating phase and amplitude of regional ventilation were constructed by the first harmonic Fourier analysis.

Materials included 13 normal volunteers and patients with COPD (24), lung cancer (5), pulmonary embolism (4) and others (20). In normal controls, phase analysis images before respiratory motion correction revealed gradual decrease in amplitude from base to apex with uniform phase distribution. The amplitude and phase distribution after respiratory motion correction became even

more uniform. In patients with COPD, phase analysis images showed asymmetrical and irregular amplitude distribution with non-uniform phase distribution. The standard deviation (S.D.) of phase histogram correlated well with $\text{FEV}_{1.0}\%$ ($r=0.71$, $p<0.001$) and down slope of flow-volume curve ($r=0.55$, $p<0.001$), and less prominently with $\%VC$ ($r=0.42$, $p<0.01$). Mean S.D. in patients with COPD (12.3 ± 6.5 degree, $\text{mean}\pm 1$ s.d.) was significantly larger than in normal controls (6.3 ± 1.5). Amplitude profile curve analysis revealed 83% sensitivity for the detection of abnormal spirometric respiratory function test.

Data acquisition and processing of present method are rapid and easy to perform. The phase analysis of the gated ventilation images should prove useful in the clinical evaluation of patients with uneven ventilation such as COPD. Especially phase images should provide new time-related information on regional ventilatory cycle, which may prove clinically useful for the detection of certain pulmonary pathology.

Key words: ^{133}Xe ventilation imaging, Phase analysis, Fourier functional image, Gated study.