

## 《原 著》

SPECT による肺の画像再構成と肺組織容積の  
算定に関する基礎的検討

金沢 実\* 鈴木 幸男\* 藤島清太郎\* 横山 哲朗\*  
尾川 浩一\*\* 久保 敦司\*\* 橋本 省三\*\*

**要旨** SPECT (single photon emission computed tomography) を呼吸器疾患の画像診断や呼吸機能評価に応用するための基礎的検討として、肺再構成画像の画質を評価し肺組織容積を算出した。肺ファントムを用いた実験により SPECT 画像と臓器容積を推定する際の画像再構成条件を検討した。臨床例に関しては6名の健常対象において肺気量を変化させて、肺 SPECT 画像の変化を描出することができた。また肺組織容積を算出したところ機能的残気量と相関 ( $r=0.91$ ) を示した。SPECT は呼吸器疾患における肺気量や肺血管床などの変化を視覚化するとともに定量評価し得る点で有用であることが示唆された。

## I. はじめに

SPECT (single photon emission computed tomography) の肺断層像は、通常のシンチグラム(プラナーイメージ)と比べ、ラジオアイソトープ(以下 RI) の分布を任意の断層像として視覚化する利点を有している<sup>1)</sup>。また RI の分布を voxel ごとに定量することが可能で、局所機能の解析に有力な方法になるものと期待される。肺血栓塞栓症への応用を例とすれば、SPECT により血流欠損の肺区域をより正確に診断することができる<sup>1)</sup>。また SPECT 肺血流画像の肺容積は肺血管床の広さを反映し、重症度の判定や治療の効果を追跡するため有用と推定される。しかしながら、胸部は肺、心・大血管、脊柱、胸壁などガンマ線吸収に関して不均一な臓器が入り組んでいるため、肺 SPECT 画像の定量的な再構成は必ずしも容易でなく、呼吸器疾患に対する臨床応用も未だ十分とは言えない<sup>2)</sup>。

本研究では SPECT を呼吸器疾患の診断や呼吸機能の評価に応用するための基礎的検討として、ファントムと健常者において肺 SPECT 再構成画像の画質評価と RI の肺分布容積の推定を行った。ファントム実験では、疾患肺でしばしばみられる肺重量密度の増加が、肺 SPECT 画像と容積の推定に及ぼす影響を検討した。また健常者では体表面陰圧や気道内陽圧負荷によって肺気量を変化させた。その際の肺の形態変化と容積変化とを SPECT により求め、ヘリウム希釈法によって求めた肺気量の変化と比較対照した。

## II. 対象と方法

自他覚症に異常なく、かつ心肺疾患の既往歴と喫煙歴のない健常男性6名を対象とした。なお対象の年齢、身長、体重を成績とともに後に記した (Table 2)。

ファントムとして外周に厚さ 20 mm の胸壁と、内部に直径 90 mm、高さ 70 mm の心臓を有し、外径 210 mm で左右に分かれた肺 (容積 3,820 cm<sup>3</sup>) から構成されるアクリル製胸部模型 (外径 250 mm、高さ 170 mm) を作成した (Fig. 1)。胸壁と心臓は水で満たした。肺内はフスマ (bran) とパン粉に <sup>99m</sup>Tc 水 (約  $7 \times 10^8$  Bq, 約  $7 \times 10^7$  Bq) を加えよく混和した。肺に加える水の量により肺

\* 慶應義塾大学医学部内科学教室

\*\* 同 放射線科学教室

受付: 元年 5 月 10 日

最終稿受付: 元年 7 月 6 日

別刷請求先: 東京都新宿区信濃町 35 (〒160)

慶應義塾大学医学部内科学教室

金 沢 実

密度をそれぞれ 0.34, 0.42, 0.50, 0.58 g/cm<sup>3</sup> と変化させた。

健常者では <sup>99m</sup>Tc-HSA (人血清アルブミン) エアロゾル吸入により肺画像を得た。<sup>99m</sup>Tc-HSA 溶液を 3.7×10<sup>9</sup> Bq/8 ml に調製し、超音波ネブライザー (DeVilbiss 65) を用いてエアロゾルを作成した。エアロゾルを吸気側に設置した予備バック内で 5 分間放置した後、臥位とした対象に安静呼吸で 5 分間吸入投与した。ガンマカメラ 1 回転 10 分間で SPECT データの収集を行い、これを対照とした。次いで、あらかじめ装着した体外式呼吸器 (Emerson 33-CRE) を用いて、胸部体表面に -10 cmH<sub>2</sub>O、さらには -20 cmH<sub>2</sub>O の持続陰圧 (CNP: continuous negative pressure) を加え、それぞれの負荷で SPECT データの収集を行った。約 10 分間の休憩の後、対象に呼気終末陽圧 (PEEP: positive end-expiratory pressure) をそれぞれ +10 cmH<sub>2</sub>O, +15 cmH<sub>2</sub>O 負荷して、同様にデータ収集を行った。

ファントム実験と健常者の計測ともガンマカメラ (東芝 GCA-90B) を体軸を中心として 360° 回転させ SPECT データを収集した (東芝 GMS 55U)。収集条件は 1 回転 10 分間、サンプル角度 6°, 収集マトリックス 128×128 画素、エネルギー閾値 140 keV±20% とし、コリメータは低エネルギー汎用型を用いた。またガンマカメラの回転半径は 28 cm とした。SPECT 画像の再構成は filtered backprojection 法でフィルタとして Shepp-Logan 型<sup>3)</sup> もしくは Chesler 型<sup>4)</sup> を用いた。また統計変動成分による画質劣化を抑えるため、画像再構成の前後に重みづけ 2 次元フィルタによるスムージングを行った。ファントム実験では再構成法に関して Table 1 に示した A, B, C の 3 条件で SPECT 画像の画質を検討した。また吸収補正は行わなかった。臨床例ではファントム実験の結果に基づいて、Shepp-Logan 型フィルタによる再構成法を用い、画像再構成のための前処理として 3×3 のスムージングを用いた (条件 B)。

RI 分布容積は、SPECT 再構成画像の横断面において閾値法により肺輪郭を仮定して面積を定め、

これをそれぞれの横断面ごとに加算して求めた。ファントム実験では閾値を変化させ計算によって得た容積を実測容積と比較した。健常者では閾値を両肺における最大計測値の 30% として肺組織容積を求めた。それぞれの対象について種々の肺気量位で求めた肺組織容積を、同一条件下で得た機能的残気量 (FRC) と対比した。FRC は実験前日に変量式ヘリウム希釈法により求めた。

成績は平均と標準偏差で表した。平均値の比較はいずれも paired t-test を用い、危険率 5% 未満を有意差ありとした。

### III. 成績

#### 1. ファントム実験の成績

Figure 2 は肺ファントムの SPECT 画像を、Table 1 に示した A, B, C の 3 条件で再構成したものである。それぞれの図の中で左上には SPECT 画像を、また中央にはこの画像の鳥瞰図を示した。A, B, C の条件で作成した画像は順次、高域周波数が強調され、画像のボケがとれる反面、雑音が増加した。本研究では RI の分布容積を求めることを目的としたため、肺の境界部でのカウントの立ち上がりの鋭さをみたが、3 者間で明らかな差を認めなかった。

SPECT 再構成画像を Table 1 の 3 条件で作成して、肺ファントムの推定容積を実測容積と比較した (Fig. 3, 左図)。閾値を実測容積を得た値から 5% 変化させると、容積誤差は ±10% 程度増減した。容積誤差が +10% 以上に及ぶときの SPECT 画像では、画像再構成によって生じたスポーク状のアーチファクトを閾値で囲んだ範囲内に含んだ。一方誤差が -10% を超えると SPECT 画像上で肺輪郭が滑らかさを失った。画像再構成条件の差異では、高周波成分を抑えた画像 (条件 A) の方が、実測容積と一致する閾値は高かった。肺密度を変化させ実測容積と一致する閾値を求めたが、その値は 41% から 43% であった (Fig. 3 右図)。また、Fig. 3 の成績は条件 B で画像を再構成したものであるが、容積推定に関する肺密度の影響は他の再構成条件 (A, C) でも変わらず、



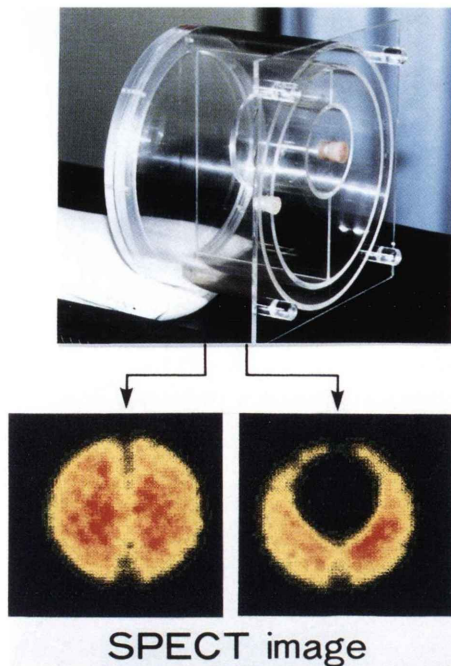


Fig. 1 Chest phantom and SPECT images of phantom lungs.

Table 1 Three types of image processing tested

	A	B	C
Pre-reconstruction			
smoothing (pixels)	5×5	3×3	ND
Convolution filter	Chesler	Shepp-Logan	Shepp-Logan
Post-reconstruction			
smoothing (pixels)	3×3	ND	ND

ND: Not done

実測容積を示す閾値の変化は小であった。図表には示さなかったがファントム内の放射能を  $7 \times 10^8$  Bq と  $7 \times 10^7$  Bq とした時の画像の差を比較した。両者は再構成画像で視覚的な差を認めなかった。

## 2. 健常者での成績

Figure 4 は 1 例 (対象 AH) で CNP による肺輪郭の変化を最大収集カウン트의 30% の閾値の輪郭で示したものである。図の a と b はそれぞれ前面と右側面投影像であり、c は SPECT 横断面像である。CNP により肺は横隔膜面方向へまた肺底部では前方へも伸展した。CNP 負荷量と肺輪郭変化の関係では、 $-10 \text{ cmH}_2\text{O}$  の画像が対照画像と  $-20 \text{ cmH}_2\text{O}$  の画像の中間に位置していた。同様にして PEEP による肺輪郭の変化を Fig. 5 に示した。PEEP 負荷で肺は横隔膜面方向だけでなく上方すなわち頭側ならびに前方へ伸展した。さらに PEEP では CNP と異なり、 $+10 \text{ cmH}_2\text{O}$  の画像と  $+15 \text{ cmH}_2\text{O}$  の画像とで差が少なかった。

同じく対象 AH において、CNP  $-20 \text{ cmH}_2\text{O}$  と PEEP  $+15 \text{ cmH}_2\text{O}$  の SPECT 画像を肺尖から肺底に至る SPECT 上同一の 4 断層面で対照画像と比較した (Fig. 6)。PEEP において肺尖部画像の拡大が見られた。その他の肺断層面では、CNP と PEEP とともに肺の前方と側方への伸展を見た。また肺底部では、横隔膜方向への肺伸展のため前胸壁近くまでの肺画像を認めた。

それぞれの対象について SPECT 画像から得た

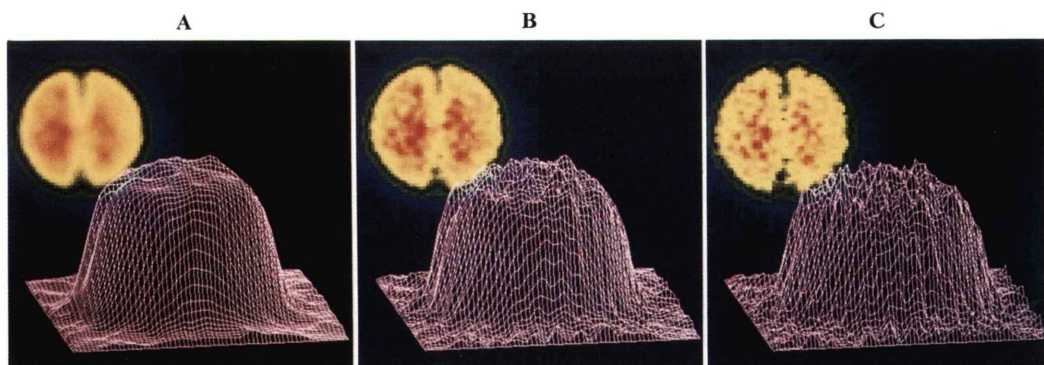


Fig. 2 SPECT images and the activity profiles with three dimensional display in the three experimental conditions listed on Table 1 (A, B, C).

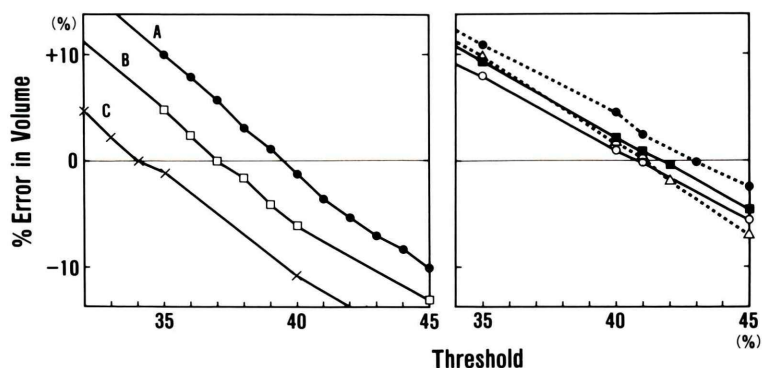


Fig. 3 Percent error in the estimation of phantom volume according to the threshold level. The left graph shows difference in the three conditions of Table 1 (A, B, C), and the right shows difference in the phantom lung density. ○—○: 0.34 g/cm<sup>3</sup>, △—△: 0.42 g/cm<sup>3</sup>, ●—●: 0.50 g/cm<sup>3</sup>, ■—■: 0.58 g/cm<sup>3</sup>.

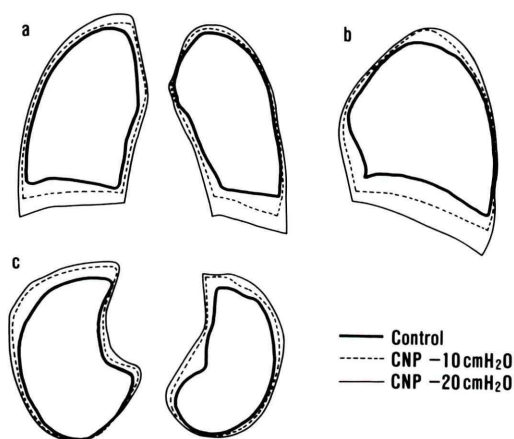


Fig. 4 Lung contours of a healthy subject on CNP (continuous negative pressure), a: anterior views, b: lateral views, and c: transverse SPECT images.

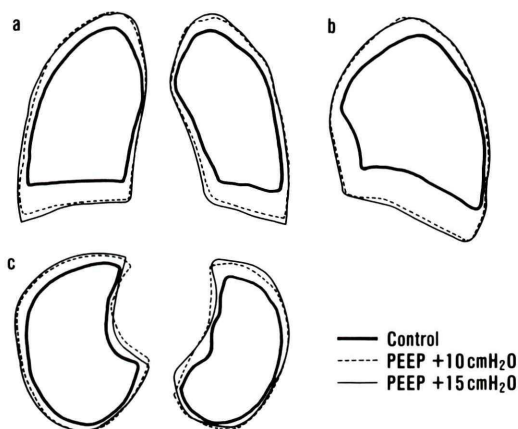


Fig. 5 Lung contours of a healthy subject on PEEP (positive end-expiratory pressure), a: anterior views, b: lateral views, and c: transverse SPECT images.

肺組織容積を Table 2 に示した。全ての対象で CNP と PEEP のいずれの負荷においても肺組織容積は対照値に比べ増加した。平均値に関して CNP 負荷で肺組織容積は、対照群の値から -10 cmH<sub>2</sub>O 群と -20 cmH<sub>2</sub>O 群の値へと負荷量に比例して増加した。一方 PEEP 負荷では対照群の平均値から +10 cmH<sub>2</sub>O 群の値へは増加 ( $p < 0.05$ ) を示したものの、+10 cmH<sub>2</sub>O 群から +15

cmH<sub>2</sub>O 群へは有意な変化を示さなかった。

Table 3 にそれぞれの対象で測定した FRC の成績を示した。FRC においても CNP 負荷により段階的な容積増加を認めた。PEEP 負荷時の FRC は 3 例で得たのみであったが肺組織容積の成績と同様の傾向を示した。対照, CNP 負荷, PEEP 負荷の全例において肺組織容積と FRC に相関を認めた ( $r=0.91$ ,  $n=24$ ,  $y=0.86+0.91x$ ,

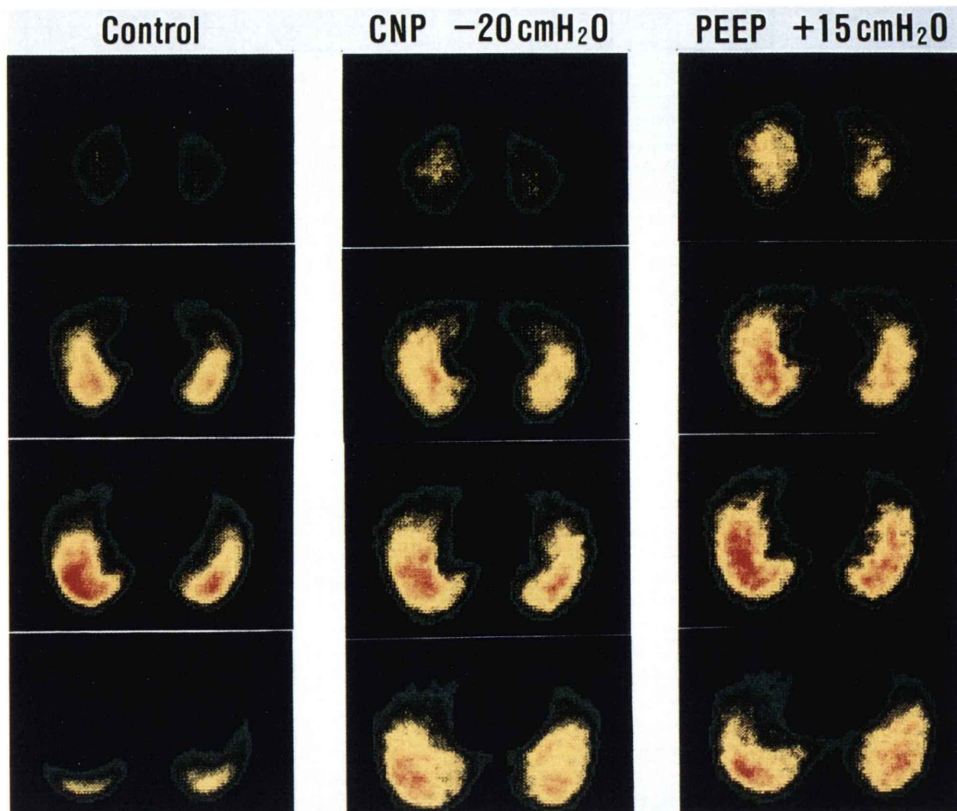


Fig. 6 Lung SPECT images of four transverse slices in a healthy subject with control, on CNP of  $-20 \text{ cmH}_2\text{O}$ , and on PEEP of  $+15 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

$p < 0.001$ ). また肺組織容積は FRC に比べ平均で  $0.71 \text{ l}$  高値を示した。また, CNP と PEEP 負荷で 1 回換気量に有意な変化を認めず, その平均値と標準偏差は, 対照群:  $0.67 \pm 0.21 \text{ l}$ , CNP  $-10 \text{ cmH}_2\text{O}$  群:  $0.62 \pm 0.15 \text{ l}$ ,  $-20 \text{ cmH}_2\text{O}$  群:  $0.60 \pm 0.16 \text{ l}$ , PEEP  $+10 \text{ cmH}_2\text{O}$  群:  $0.65 \pm 0.18 \text{ l}$ ,  $+15 \text{ cmH}_2\text{O}$  群:  $0.79 \pm 0.27 \text{ l}$  であった。

#### IV. 考 案

本研究ではファントムを用いて肺 SPECT 画像の再構成条件について検討し, それぞれの条件で肺輪郭を定めて肺組織容積を算出した。まず画像再構成の標準的条件として臨床的に汎用される Chesler 型フィルタを選択した。前処理として

$5 \times 5$  のスムージングを行い, 再構成による雑音成分低減のため  $3 \times 3$  の後処理を加えた (Table 1, 条件 A)。次に, 容積算出を行う際の肺輪郭を明瞭にするため, 高周波成分の寄与の高い条件を選択し (同, 条件 B, C), 再構成画像の対比を行った。特に条件 C はスムージングを省いたものを極端な例として取りあげた。これらの 3 条件により再構成画像としては Fig. 2 に示した程度の差を生じた。しかし鳥瞰図で示したように肺境界部の描出に関しては明らかな差を認めなかった。そこで, 臨床例では中間的条件として B を用いた。

本研究では吸収補正を行わなかった。その理由は, (1) 肺は低密度で吸収は少ないこと, (2) 吸収補正はむしろ断層面中央部での定量性を改善する



**Table 2** Changes of lung tissue volume by SPECT on continuous negative pressure (CNP) and positive end-expiratory pressure (PEEP)

Case	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Baseline (l)	CNP		PEEP	
					-10 cmH <sub>2</sub> O (l)	-20 cmH <sub>2</sub> O (l)	+10 cmH <sub>2</sub> O (l)	+15 cmH <sub>2</sub> O (l)
YY	27	165	57	2.96	3.50	4.14	3.16	2.99
AH	25	162	62	2.60	3.21	3.94	2.95	3.31
HA	25	169	61	3.24	3.51	3.79	3.69	3.80
HF	27	173	58	4.06	4.83	5.35	4.75	4.87
HN	26	171	67	2.62	3.13	3.45	3.12	3.14
YH	24	170	70	3.07	3.80	4.56	4.38	4.69
mean	25.7	168.3	62.5	3.09	3.67**	4.20**†	3.68*	3.80*
SD	1.2	4.1	5.1	0.54	0.62	0.67	0.74	0.81

\*† Values are significantly different from the baseline (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.001$ ), and from the CNP -10 cmH<sub>2</sub>O value (†:  $p < 0.005$ ) by paired t-test.

**Table 3** Changes of FRC on continuous negative pressure (CNP) and positive end-expiratory pressure (PEEP)

Case	Baseline (l)	CNP		PEEP	
		-10 cmH <sub>2</sub> O (l)	-20 cmH <sub>2</sub> O (l)	+10 cmH <sub>2</sub> O (l)	+15 cmH <sub>2</sub> O (l)
YY	2.26	3.26	3.98		
AH	1.97	2.35	3.01	3.14	2.84
HA	2.52	2.99	3.42		
HF	3.24	4.15	4.77		
HN	2.07	2.77	3.35	2.52	2.36
YH	2.17	2.91	3.83	3.11	3.92
mean	2.37	3.07*	3.73*†	2.92	3.04
SD	0.47	0.61	0.62	0.35	0.80

\*† Values are significantly different from the baseline (\*:  $p < 0.001$ ), and from the CNP -10 cmH<sub>2</sub>O value (†:  $p < 0.001$ ) by paired t-test.

ため行うが本研究ではその点は検討対象としなかったこと、などである。

SPECT による臓器容積の算出は、各断層像から臓器の輪郭を決定し、その面積を積み重ねて算出する方法が一般的である。ほかに、臓器内の RI カウントを単位容積カウントで除して臓器容積を求めるカウント法もあるが、肺のように臓器内 RI 分布が不均一となるものには適していない。臓器の輪郭決定法としては微分法<sup>5)</sup>と閾値法<sup>6~9)</sup>とがあるが、処理が簡便であることから後者の報告が多い。しかし閾値法では、(1) 目的とする臓

器の大きさ、臓器内の RI 分布、バックグラウンドの RI 量など生体側の要因ばかりでなく、(2) ガンマカメラとコリメータの種類、SPECT データの収集法、フィルタの種類、再構成画像のスムージングなど測定機器のハードやソフトによっても最適閾値は変化するものと考えられる。

従来の臓器容積算出の報告は肝や脾<sup>5)</sup>、腎<sup>7)</sup>などの腹部臓器や、左室容量<sup>9)</sup>に関するものである。肺は低密度の臓器でガンマ線吸収が少ないことから、従来の方法をそのまま利用できるか否か不明である。また胸部は形態的にも複雑で、SPECT

によりどの程度定量性のある肺組織容積が求められるかも明らかでない。本研究のファントム実験では、これらの問題点に関し限られた検討を行ったのみであるが、肺組織容積の算出閾値を一義的に定めることは困難であることを確認できた。しかしながらファントム肺容積の誤差が $\pm 10\%$ 以上のときは、SPECT 画像から逆に肺輪郭を示す閾値が不適切であることが示唆された。このため肺の形態を考慮し、画像として視覚的に適切な肺輪郭が得られる閾値を定めれば、肺組織容積の推定がある程度可能であると考えた。

そこで臨床例に関しても肺輪郭は視覚的に定めた。すなわち肺の SPECT 再構成画像を見て、形態学的な所見に一致すると考えられる閾値を定めた。閾値を最大カウントの $30\%$ としたところ、それぞれの対象で良好な肺輪郭を得たため、これを閾値として肺組織容積を算出した。しかしこのような手順からも明らかなように、本研究の肺組織容積はあくまで輪郭を仮定して求めた推定値であり、精度に関しては限界がある。真の肺組織容積とどの程度一致するかは不明であり、本法による肺組織容積を絶対的な値として捉えることはやや困難であると考えた。ただし同一個体で閾値を一定とすれば、個体差がなくなるため定量性が向上すると考えた。そこで本研究では同一対象に種々の圧負荷を加え、その際の肺組織容積の変化を中心として比較検討した。

一方、肺密度を変化させても容積の推定誤差は少なかった。臨床的に多くの肺疾患は肺密度の変化を伴う。肺気腫は低密度の疾患であり、肺炎や肺水腫は逆に高密度となる。本研究でファントム実験では使用した材料の関係から高密度となる場合のみ検討したが、肺組織容積推定に関して肺密度増加の影響は少ないものと推測した。健常者では負荷により肺気量を増加させたため、肺密度は低下したと推定された。このときも肺組織容積と FRC の相関はよく保たれ、低肺密度についても容積推定への影響は少ないと考えた。

健常者における検討では、Figs. 4 と 5 に示したとおり、CNP と PEEP による画像の差異を

SPECT 画像で描出することができた。さらに肺組織容積についても CNP と PEEP で負荷量と容積変化の相違を同一個体で比較した。肺容積増加の機序として、CNP では胸部体表面だけでなく腹部体表面にも陰圧が加わる。また被検者は特に吸気努力を要せず、呼気も比較的容易に行うことができる。このため CNP で見られた肺・胸郭系の伸展は、主に腹腔内圧を陰圧として横隔膜の低下をきたすことによって生じた。またこの伸展機序が受動的であることから、CNP の負荷量に比例して、 $-10 \text{ cmH}_2\text{O}$  群と  $-20 \text{ cmH}_2\text{O}$  群とで容積が直線的に増加したと考えた。

一方、本研究で用いた PEEP は水中に立てた管を通して呼出する方法であった。このため呼出に際して被検者は、横隔膜と補助呼吸筋の長さ-張力関係を能動的に最適に保ち呼吸したと推定した<sup>10)</sup>。この結果、PEEP では横隔膜方向だけでなく、補助呼吸筋により上方ならびに前方へも肺が伸展したものと考えた。またこの機序の違いのため、PEEP  $+10 \text{ cmH}_2\text{O}$  群の画像と  $+15 \text{ cmH}_2\text{O}$  群の画像とで圧負荷量に比例した差がなかったと考えた。さらにこれらの肺組織容積の成績は FRC の成績と相関し、肺組織容積の算出が妥当であることを示唆した。

肺組織容積は平均で FRC に比べ  $0.71 \text{ l}$  高値を示した。この差異は、(1) 肺内血液量や血管外水分量ならびに細胞成分などの空気以外の肺組織による容積と、(2) SPECT データ収集中の安静換気に伴う容積増加分とから成る。空気以外の肺組織容積の参考値として、Staub はアメリカの“正常人”で肺湿重量が  $977 \text{ g}$  とした<sup>11)</sup>。体格の相違と組織比重を考慮すれば空気以外の組織容積は  $0.7 \sim 0.8 \text{ l}$  と推測される。一方、本研究で CNP もしくは PEEP 負荷中の一回換気量の平均値は  $0.60 \sim 0.79 \text{ l}$  で、このうちの程度が肺組織容積として算入されたかは不明である。空気を除いた容積および一回換気量の一部が肺組織容積に含まれることから考えると、FRC との差の  $0.71 \text{ l}$  はむしろ少ない値と言えよう。しかし、肺組織容積を求める閾値を最大値の $30\%$ と任意に定めて算出



したことを考えると、両者の一致度は高いものと考えた。

本研究では健常者において肺画像の画質と組織容積を検討した。これらの方法を呼吸器疾患の臨床例に応用することを考えると、対象となる病態として、(1) 肺血栓塞栓症における肺血管床の定量評価、(2) 放射性ガス、もしくはエアロゾルを用いた肺容積評価、特に左右別などの局所容積、(3) 放射性ガス、エアロゾルを用いた気道狭窄および気道開存性評価、などがあげられる。従来の方法ではこれらの病態を非侵襲的に解析することは必ずしも容易でない。本法では機能容積を定量化するだけでなく、SPECT画像と併せて検討が可能であることから、呼吸器疾患のこれら病態を解析する新たな方法として有用であると考えた。ただし現時点では、MAAもしくはエアロゾルがきわめて不均一に分布した際の検討はいまだ不十分である。これら疾患例における組織容積推定の精度などに関しては、今後ファントム実験を含め、さらに検討を要するものと考えた。

## V. 結 論

SPECTによる肺画像の再構成と肺組織容積算出に関して、胸部ファントムと健常者を対象として基礎的検討を行った。ファントム実験で容積算出のための最適閾値は、画像再構成条件などにより変化し、絶対値としては決定し難く、むしろ視覚的に定めた閾値から容積を求めることで比較的良好な推定値を得ることができた。また病的肺で見られる肺密度変化に伴う肺組織容積の推定閾値に差は少なかった。健常者ではCNPもしくはPEEPにより肺気量を変化させた際に、SPECTにより肺画像の変化として描出することが可能であり、また肺組織容積の変化を定量化することができた。

SPECTは呼吸器疾患における形態変化や病態の解析と評価に利用できると考えた。

なお本論文の要旨は第28回日本胸部疾患学会総会、第28回日本核医学会総会にて発表した。

## 文 献

- 1) Touya JJ, Corbus HF, Savala KM, et al: Single photon emission computed tomography in the diagnosis of pulmonary thromboembolism. *Semin Nucl Med* 16: 306-336, 1986
- 2) 金沢 実: 画像診断による肺機能評価とその限界——RI画像による肺気量と肺血液量の推定. *日胸疾会誌* 27: 263-266, 1989
- 3) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci* NS-21: 21-43, 1974
- 4) Chesler DA, Riederer SJ: Ripple suppression during reconstruction in transverse tomography. *Phys Med Biol* 20: 632-636, 1975
- 5) Strauss LG, Clorius JH, Frank T, et al: Single photon emission computerized tomography (SPECT) for estimates of liver and spleen volume. *J Nucl Med* 25: 81-85, 1984
- 6) Tauxe WN, Soussaline F, Todd-Pokropek A, et al: Determination of organ volume by single-photon emission tomography. *J Nucl Med* 23: 984-987, 1982
- 7) Kawamura J, Itoh H, Yoshida O, et al: In vitro estimation of renal volume using a rotating gamma camera for  $^{99m}\text{Tc}$ -dimercaptosuccinic acid renal imaging. *Eur J Nucl Med* 9: 168-172, 1984
- 8) 中沢圭治, 石井勝己, 三星公紀, 他: Single photon emission computed tomographyによる臓器体積測定のための検討——輪郭決定法とその評価のためのファントム実験——. *核医学* 21: 1-6, 1984
- 9) 平木祥夫, 清水光春, 上者郁夫, 他: Single photon emission computed tomographyによる左室容量の測定. *核医学* 25: 1229-1234, 1988
- 10) Kim MJ, Druz WS, Danon J, et al: Mechanics of canine diaphragm. *J Appl Physiol* 41: 369-382, 1976
- 11) Staub NC: Pulmonary edema. *Physiol Rev* 54: 678-811, 1974



## Summary

### Exploration on the Reconstruction of Lung Image and the Estimation of Lung Tissue Volume by Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

Minoru KANAZAWA\*, Yukio SUZUKI\*, Seitaro FUJISHIMA\*, Tetsuro YOKOYAMA\*, Koichi OGAWA\*\*, Atsushi KUBO\*\* and Shozo HASHIMOTO\*\*

*\*Department of Medicine, \*\*Department of Radiology,  
School of Medicine, Keio University, Tokyo*

We studied the use of single photon emission computed tomography (SPECT) for evaluating lung image and measuring lung tissue volume, in a lung phantom and healthy volunteers. Three conditions of image processing were tested using the phantom, and found out a backprojection method with using a Shepp-Logan filter and a pre-reconstruction smoothing of  $3 \times 3$  pixels to be suited. A lung tissue volume was estimated from the summation of voxels in the region where the SPECT value was greater than an arbitrary threshold level. We changed phantom lung density from  $0.34 \text{ g/cm}^3$  to  $0.58 \text{ g/cm}^3$ , but there was no significant effect in the estimated volume by the density change. Changes in the lung SPECT images and lung tissue volumes in healthy sub-

jects were studied, after changing the lung volume by applying either continuous negative body-surface pressure (CNP) to the thorax or positive end-expiratory pressure (PEEP). Difference of the lung expansion in the two methods was visualized by the SPECT images. The lung tissue volumes obtained by SPECT were correlated with the functional residual capacity by Helium dilution method ( $r=0.91$ ,  $p<0.001$ ). We concluded that lung SPECT could be used clinically to display the distribution of a tracer radio-isotope in the lungs and also used to estimate the lung tissue volume.

**Key words:** Single photon emission computed tomography (SPECT), Lung tissue volume, Continuous negative pressure, Positive end-expiratory pressure, Radionuclide lung imaging.