

《原 著》

SPECT を用いた臓器容積および摂取率
測定法の基礎的検討

外山比南子* 与那嶺茂道** 山片 敦** 山田 英夫**
田中 栄一*** 村田 啓****

要旨 回転型ガンマ・カメラ等を使用した SPECT による 3 次元画像診断は非侵襲的に行え、臓器容積を定量できるうに、医薬品摂取率が測定できる。ここではファントム実験を行って、生体内臓器の容積および医薬品摂取率測定法を検討した。5 種類の円筒ファントムに 16 通りの放射能分布を与えて、正しい容積を与える最適いき値を等計数法で求めさらに放射能-計数校正曲線を算出した。最適いき値はファントム容積が大きくなると下がり、バックグラウンドが高くなると上がる傾向にあった。肝ファントム実験から、形状によっても最適いき値が異なることが示唆された。吸収補正法 (RPC 法, PRE 法) によっても最適いき値は異なった。しかし、一定の方法で校正することにより、容積・放射能量ともに 0.98 以上のよい相関で算出できた。したがって、それぞれ類似の条件下で校正曲線を作成することにより本法の臨床応用が可能である。

I. 緒 言

生体内臓器の容積や医薬品の摂取率を知ることが患者の病態把握のための基本と言える。しかし、容積や摂取率の測定を体外から精度よく行うことは比較的困難であった。従来は 2 方向からの X 線撮影やシンチグラムによって形状を仮定することにより行われてきた^{1,2)}。近年では種々のコンピュータ断層法 (CT) により非侵襲的に臓器の 3 次元の形態を画像として計測可能となり、臓器容積が測れるようになってきた。このように臓器容積のみの測定は X 線 CT や核磁気共鳴法 (NMR Imaging) により高精度で計測できる。これに対し放射性医薬品の生理学的、生化学的機序により臓器を描出するシンチグラフィでは、上記 2 方法に

比べ画質は劣るが、容積に加えて医薬品摂取率の測定も可能である。特にここ数年来、回転型ガンマ・カメラの普及により、シングルフォトン・エミッション・コンピュータ断層法 (SPECT) の臨床応用が可能となり、従来の 2 方向からの測定に比べはるかに精度よく臓器容積および摂取率の測定が可能となった^{3,4)}。

SPECT による臓器容積の算出は、各断層面の画像から臓器辺縁を決定して、その辺縁内の面積をもとめて全断面を加算するのが一般的である。また、摂取率は辺縁内の総計数から臓器内放射能量を換算し、投与量に対する百分率として算出する。したがって、正確な臓器辺縁の決定が必要である。臓器辺縁決定法には微分法⁵⁾や等計数法³⁾があり種々のファントムを用いて基礎的検討がなされている。一定の計数 (いき値) で囲まれる領域を目的臓器の領域とする等計数法は、微分法に比べ処理が簡単で自動処理も行えるが、画質によりいき値が異なる。たとえばファントムの大きさによって最適いき値は異なる⁶⁾。また、画像再構成時のフィルターによっても異なることが指摘されている⁷⁾。したがって、バックグラウンドの量、

* 筑波大学臨床医学系放射線科

** 東京都老人医療センター核医学放射線科

*** 放射線医学総合研究所物理部

**** 虎の門病院放射線科

受付: 60 年 11 月 19 日

最終稿受付: 61 年 9 月 17 日

別刷請求先: 茨城県新治郡桜村天王台 1-1-1 (☎ 305)

筑波大学臨床医学系放射線科

外 山 比南子

SPECT の吸収補正法によっても異なることが考えられる。そこで、大きさの異なる円筒および肝ファントムを用いて容積算出に及ぼすバックグラウンドの量, 吸収補正法等を検討した。

II. 方 法

1. ファントム

大きさの異なる 5 個の円筒ファントム (P1/113 ml, P2/201 ml, P3/471 ml, P4/904 ml, P5/1,539 ml) と 2 個の肝ファントム (L1/1,800 ml, L2/1,475 ml) を用いた。各円筒ファントムは直径 30 cm, 高さ 20 cm の水槽の中央に入るように水槽のふたに取り付けた。肝ファントムは長径 32 cm の楕円筒の水槽の中に入れた。各ファントムには Table 1 に示したようにそれぞれ 0.1~21.1 mCi の濃度の ^{99m}Tc 水溶液を入れ, 回りの水槽にはファントム内放射濃度のそれぞれ 1%, 5%, 10%, 30% に対

応する濃度 (mCi/ml) の ^{99m}Tc 水溶液をみだし, バックグラウンド (BG) とした。

2. 装置, データ収集および画像再構成法

装置には回転型ガンマ・カメラ (GE-Maxi-Camera 400T) およびコンピュータ装置 (シンチバック S2400) を使用した。コリメータは低エネルギー普及用 (AP) と高分解能用 (HR) を用いた。Table 1 に示したように, 円筒ファントム P2, P5 は AP および HR の両コリメータで検討し, 肝ファントム L2 は HR コリメータのみで行った。その他は全て AP コリメータを用いた。

データはいずれも 360° 回転で収集し, 角度サンプル数は 64 とした。プロジェクション・データ, 再構成画像ともに 64×64 ピクセルとし, 1 ピクセルの大きさはおよそ 0.64 cm, 1 ボクセルの容量は 0.258 cm^3 であった。

画像再構成は各プロジェクション画像を平滑化

Table 1 The breakdown of phantoms and experimental condition

Phantom	Dimension (mm) dia. \times height	Volume (ml)	Activity (mCi)	BG (%)	Collimator
P1	60 \times 40	113	5.1	1.0	AP
			1.0	5.0	AP
			0.5	10.0	AP
P2	80 \times 40	201	2.36	1.0	AP, HR
			0.5	5.0	AP, HR
			0.25	10.0	AP, HR
			0.10	30.0	AP, HR
P3	100 \times 60	471	5.66	1.0	AP
			1.16	5.0	AP
			0.6	10.0	AP
P4	120 \times 80	904	11.4	1.0	AP
			2.3	5.0	AP
			1.14	10.0	AP
P5	140 \times 100	1,539	21.1	1.0	AP, HR
			4.3	5.0	AP, HR
			2.3	10.0	AP, HR
L1		1,800	4.9	1.0	AP
			4.8	5.0	AP
			4.7	10.0	AP
L2		1,475	7.0	2.5	HR
			6.0	3.0	HR
			3.8	5.0	HR
			1.68	12.0	HR
			0.95	12.0	HR

P1-P5: cylindrical phantom, L1, L2: liver phantom, AP: low energy all purpose collimator, HR: low energy high resolution collimator

後 Shepp & Logan フィルターを用いた重畳積分逆投影法で行い、吸収補正には田中の放射後補正法⁸⁾ (Radial Post Correction: RPC) と Sorenson の前補正法⁹⁾ (Pre-correction: PRE) を用い吸収補正法の容積算出に与える影響を比較した。

3. 臓器容積・摂取率測定法

臓器容積は各横断層像の面積 (ピクセル数) を加算し、ボクセル容量をかけ合わせて算出した。各断面面積は一定の計数 (いき値) で囲まれる領域として算出する等計数法を用いて決定した。正しい容積を与えるいき値は次のようにして決定した。全ての断面で対象領域を含むグローバルな関心領域を設定し、その領域内の最高計数を全断面からもとめた。この最高計数の 30%, 40%, 50%, 60% に対応する計数をいき値として、全断面同じいき値を用いて面積さらに容積を算出した。いき値を横軸、容積を縦軸にして各いき値に対する容積をプロットした。ここで得られたいき値と容積の関係が直線であるとして、あらかじめ解っているファントムの容積を与えるいき値 (最適いき値) をもとめた。

AP コリメータを用いたファントム実験では、円筒ファントムのデータから容積と最適いき値の関係を算出し、これを基準にして各容積に対するいき値を再びもとめた。この新しいいき値を用いて AP コリメータで収集した全ファントムの容積

を算出した。HR コリメータ群については全てのデータでいき値と容積の関係をもとめた。

また、この最適いき値で囲まれる領域内の全計数を算出し、全断面で加算して単位時間あたりの総計数 (カウント/sec) を計算した。この総計数とファントム内に投与した放射エネルギーとの関係を AP コリメータ群と HR コリメータ群でもとめた。いき値と同様に、AP コリメータ群では円筒ファントムのみを、HR コリメータ群では全例を用いて放射能 - 総計数に対する校正曲線を作成した。

III. 結 果

BG 1% における肝ファントム (1,475 cc) の SPECT 画像を示す。Fig. 1 (a) は RPC 法によるもの、Fig. 1 (b) は PRE 法によるものである。各断面像に示した体輪郭は、プロジェクション・データから自動的にもとめ、吸収補正のために使用した¹⁰⁾。全ての再構成画像において、RPC 法は PRE 法より画像雑音が低かった。

AP コリメータ群における各円筒ファントムの最適いき値を Fig. 2 に示した。Fig. 2 (a) は RPC, Fig. 2 (b) は PRE 法による吸収補正を行ったもので、それぞれ縦軸に最適いき値、横軸にファントム容積をとってプロットしたものである。各直線はそれぞれ 1, 5, 10% BG における最適いき値と容積の一次相関を取って得られた回帰直線であ

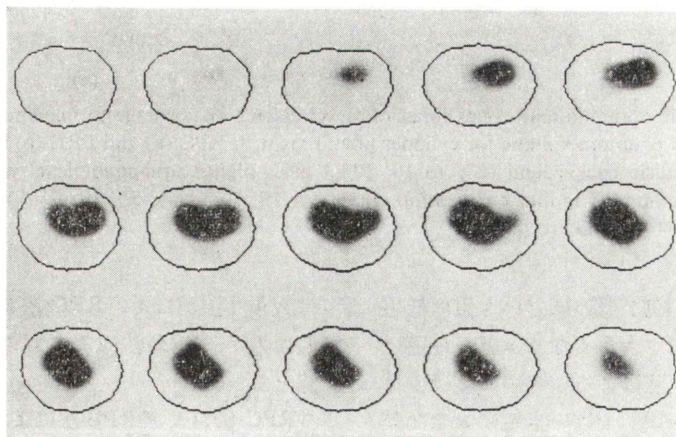


Fig. 1 (a)

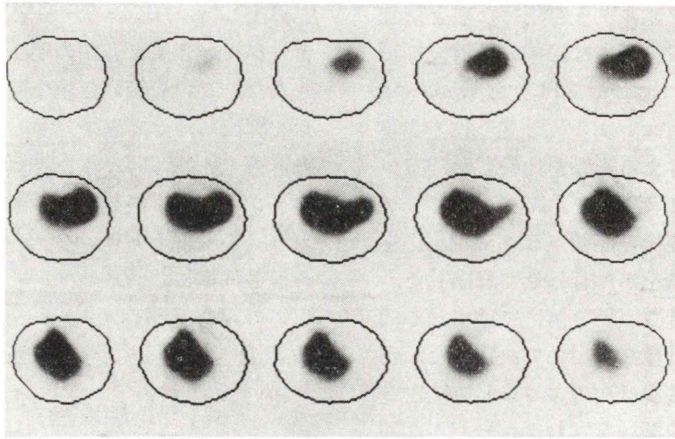


Fig. 1 (b)

Fig. 1 Transaxial images of the liver phantom (L2) with BG=1% reconstructed with RPC (a) and PRE (b) attenuation correction methods.

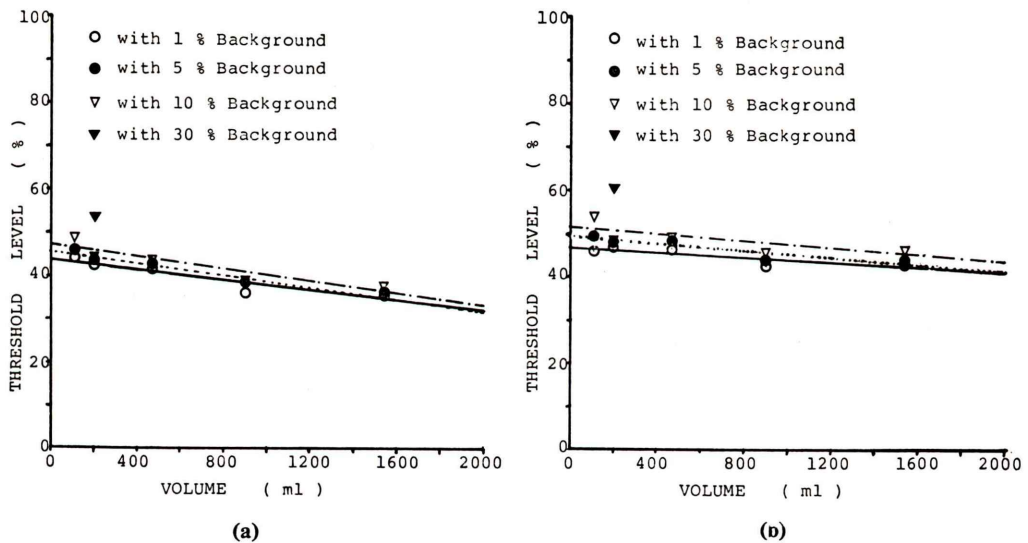


Fig. 2 The optimum equi-count threshold level given as percentage to maximum count vs. phantom volume for cylinder phantoms with RPC (a) and PRE (b) methods. Higher background (1% to 10, 30%) gives higher equi-count level with both methods. The linear regression curves for 1% (—), 5% (·····) and 10% (---) BG are shown.

る。両方法とも、BG 値が低いほどいき値は低値を示した。また、容積が大きくなるほど、最適いき値は低くなり、BG 値によるいき値の差は少なくなった。BG 値 1~10% ではいき値に大きな差は認められないが 30% のように高くなるといき値

は大きく上がった。RPC 法により再構成した画像の方が、PRE 法によるものより低い最適いき値となった。

RPC 法および RPE 法により作成した全てのファントムに対する最適いき値を、それぞれ

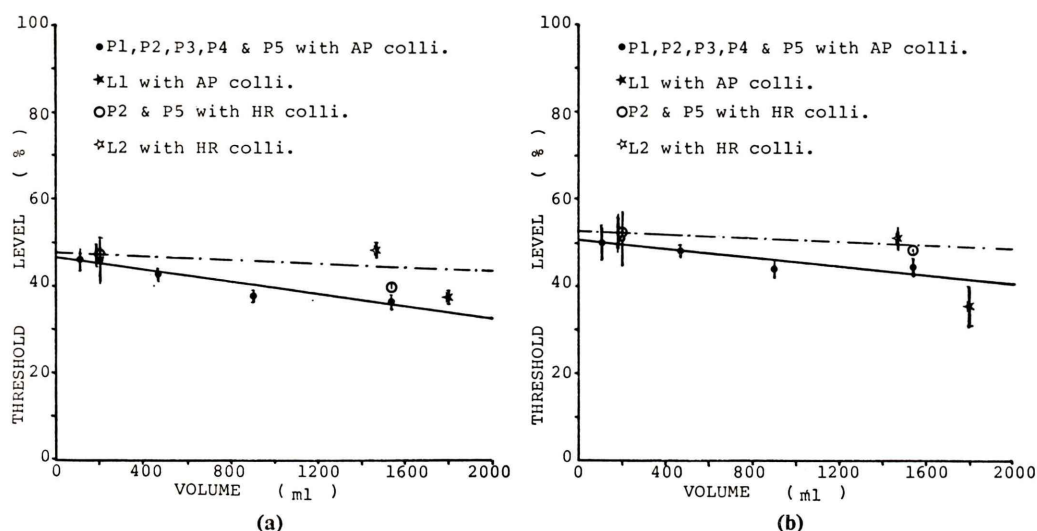


Fig. 3 The optimum equi-count threshold levels for all phantoms obtained with RPC (a) and PRE (b) methods. The regression curves (—) calculated from the cylinder phantom studies using AP collimator are shown. The lines (---) are also regression curves determined from all data for HR collimator. Error bars at each point mean the variance for the same phantom with different BG values.

Table 2 Equi-count threshold levels correlated to the various volume of phantoms with RPC and PRE attenuation correction methods

Colli.	Phantom	BG (%)	No. of data	RPC	PRE
AP	P1-P5	1.0	5	$y = -0.006x + 43.9$ $r = -0.936$	$y = -0.003x + 46.9$ $r = -0.839$
	P1-P5	5.0	5	$y = -0.007x + 45.6$ $r = -0.964$	$y = -0.004x - 49.4$ $r = -0.896$
	P1-P5	10.0	5	$y = -0.007x + 47.2$ $r = -0.89$	$y = -0.004x + 51.4$ $r = -0.732$
	P1-P5	1.0-30.0	16	$y = -0.007x - 46.7$ $r = -0.81$	$y = -0.005x + 50.7$ $r = -0.58$
	P1-P5, L1	1.0-30.0	19	$y = -0.006x + 46.7$ $r = -0.79$	$y = -0.007x + 51.7$ $r = -0.77$
HR	P2, P5, L2	1.0-30.0	12	$y = -0.002x + 47.7$ $r = -0.29$	$y = -0.002x + 52.8$ $r = -0.37$

AP: low energy all purpose collimator, HR: low energy high resolution collimator, y: threshold level (%), x: volume of phantom (ml), r: linear correlation coefficient, RPC: attenuation corrected with radial post correction method, PRE: attenuation corrected with pre-correction method.

Fig. 3 (a), (b) に示した。各点は異なる BG 値におけるいき値の平均値およびそのばらつきを示す。直線は AP コリメータによる円筒ファントム (1, 5, 10, 30% BG) から算出した一次回帰線 (—) および HR コリメータで収集した全てのデータから得られた回帰直線 (---) である。肝ファン

トムの最適いき値は、円筒ファントムから求めた回帰直線よりずれ、PRE 法のほうがそのずれが大きかった。HR コリメータによるものは AP コリメータより僅かに高い最適いき値となり、容積依存度は低かった。

各ファントム容積と最適いき値に関する相関を

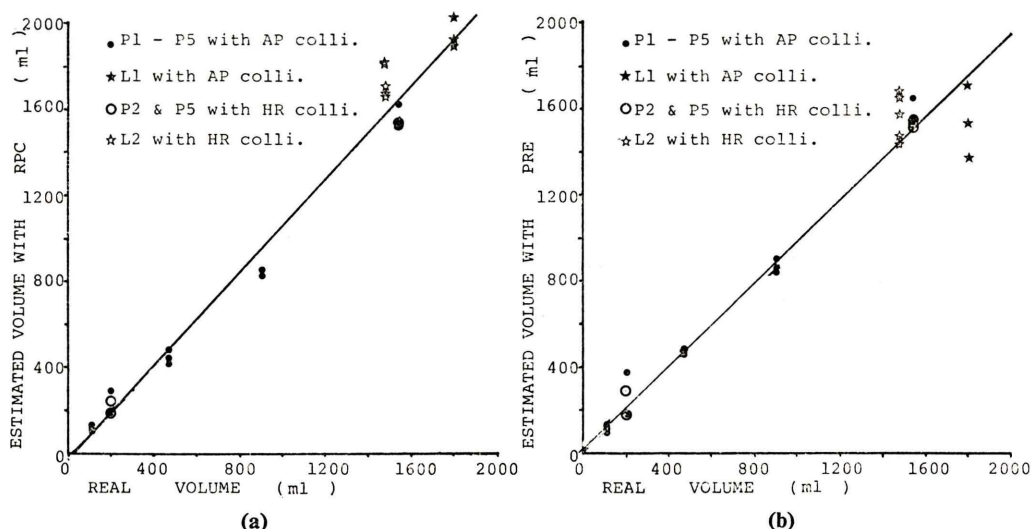


Fig. 4 Correlation between estimated volume and real volume for all phantom studies in Table 1 with RPC (a) and PRE (b) methods, respectively. The linear regression curves for all data are shown.

Table 3a Correlations between real and estimated volume for various group of phantom study with RPC and PRE methods

Colli.	Phantom	No. of data	RPC	PRE
AP	P1 P5	16	$y=1.00x-6.05$ $r=0.997$	$y=1.01x+8.0$ $r=0.994$
	P1 P5, L1	19	$y=1.06x-28.7$ $r=0.996$	$y=0.90x+50.0$ $r=0.983$
HR	P2, P5, L2	12	$y=1.11x-11.6$ $r=0.985$	$y=1.03x+8.6$ $r=0.992$
	all	31	$y=1.09x-26.9$ $r=0.991$	$y=0.96x+33.6$ $r=0.984$

y; estimated volume (ml), x: real volume (ml), r; correlation coefficient.

6 種類の対象群についてもとめ、Table 2 に示した。AP コリメータ群で検討した各 BG におけるいき値と容積の相関は両吸収補正法ともに 5% BG が最もよく、次に 1%、10% であった。AP コリメータ群の中で、円筒ファントムのみ (n=16) および肝ファントムを含めたもの (n=19) の相関係数を比較すると RPC 法では肝ファントムを加えることにより相関係数が低下したが、PRE 法より常に高い相関を示した。

AP コリメータ群では、円筒ファントムのみを使って、HR コリメータ群では全てのデータを使

って算出した回帰直線 (Table 2) から決定した各容積におけるいき値を用いて、再度各ファントムの容積を算出した。実際の容積と本法で算出した容積の関係を Fig. 4 (a, b) に示した。直線は各吸収補正法で、全てのデータから算出した回帰直線である。RPC, PRE 法ともに相関係数は 0.99, 0.98 と高値を示した。回帰直線の傾きはそれぞれ 1.09, 0.96 と 1 に近い値となった。RPC 法に比べ PRE 法による場合、肝ファントム容積の回帰直線からのずれがめだった。対象群の違いによる相関係数の違いを Table 3a に示した。

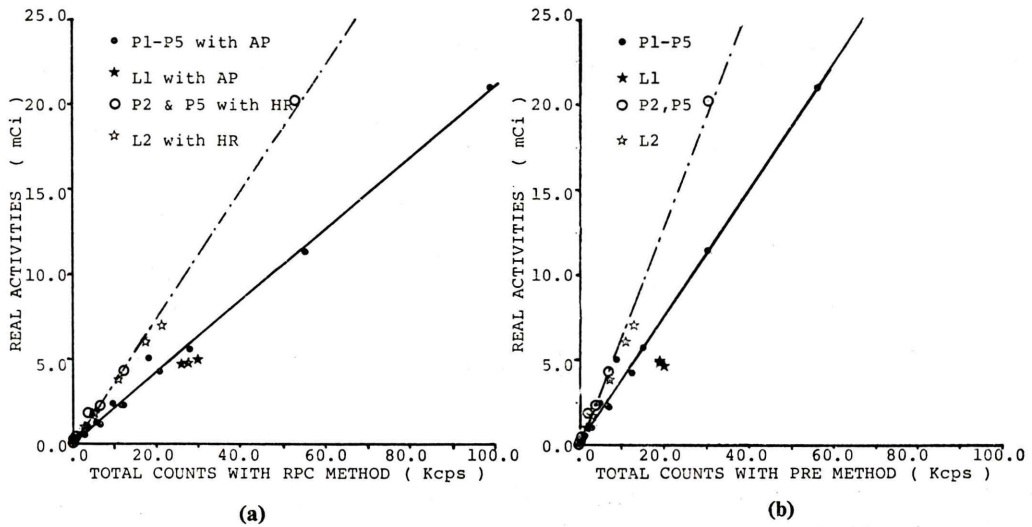


Fig. 5 Calibration curves for the estimation of activity in the organs obtained by using AP (—) and HR (---) collimators with RPC (a) and PRE (b) methods, respectively.

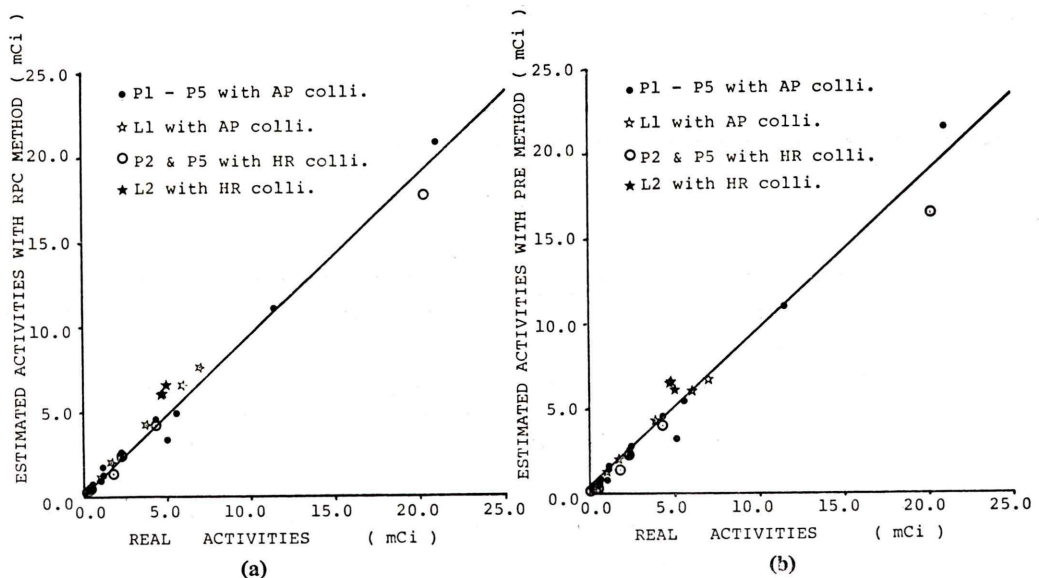


Fig. 6 Correlations between estimated and real activities in the phantom for all phantom studies shown in Table 1 with RPC (a) and PRE (b) methods, respectively. The linear regression curves for all data are shown.

最適いき値におけるファントム内総計数と放射エネルギーの関係を示した。RPC法 (Fig. 5a) PRE法 (Fig. 5b) とともに AP コリメータ群では円筒ファントムのみ、HR コリメータ群に対しては全てのデータから回帰直線を算出した。これらの

直線は0.99以上のよい相関を示し、計数-放射能較正曲線として使用できる。RPC法におけるAPおよびHR コリメータの直線は $Y(\text{mCi})=0.211X(\text{Kcps})+0.058$, $r=0.997$ および $Y(\text{mCi})=0.377X(\text{Kcps})-0.169$, $r=0.998$ となり、PRE法におけ

Table 3b Correlations of real activity with estimated activity for various groups of phantom studies with attenuation correction methods of RPC and PRE

Colli.	Phantom	No. of data	RPC	PRE
AP	P1 P5	16	$y=0.97x-0.06$ $r=0.995$	$y=1.00x-0.01$ $r=0.995$
	P1 P5, L1	19	$y=0.98x+0.15$ $r=0.988$	$y=1.01x+0.23$ $r=0.985$
HR	P2, P5, L2	12	$y=0.89x+0.40$ $r=0.985$	$y=0.82x+0.42$ $r=0.992$
AP & HR	all	31	$y=0.94x+0.26$ $r=0.989$	$y=0.93x+0.34$ $r=0.981$

y; estimated activities (mCi), x; real activities (mCi), r; correlation coefficient.

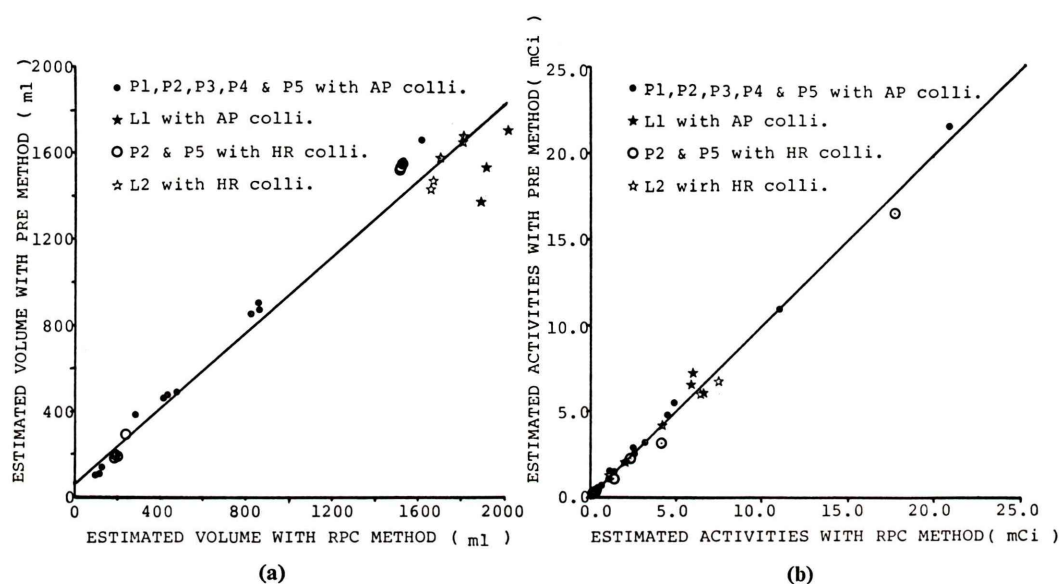


Fig. 7 Correlations between two attenuation correction methods RPC and PRE for estimation of volume (a) and activity (b), respectively. The linear correlations between both methods are shown for the estimations of volume and activity.

る式はそれぞれ $Y(\text{mCi}) = 0.374 X(\text{Kcps}) + 0.136$, $r = 0.996$, $Y(\text{mCi}) = 0.650 X(\text{Kcps}) - 0.265$, $r = 0.994$ となった。再構成画像の計数値は RPC 法の方が PRE 法より高値となった。AP コリメータと、HR コリメータの感度比は各回帰直線の傾きの比として得られ、両方法ともに、およそ 1.5 となった。この値は、ガンマカメラの前に線源をおいて測定した結果と一致した。上述した回帰直線を較正曲線として算出したファントム内放射能と実際の値の相関を調べ Fig. 6 に示した。Fig.

6a は RPC 法、Fig. 6b は PRE 法により作成した画像から算出した放射能と実際の投与量の関係を示す。直線は全てのデータから算出した回帰直線である。両方法ともに 0.98 以上の相関を示した。対象群（ファントムの形状やコリメータの種類）の違いによる相関係数の変化を Table 3b に示した。円筒ファントムに肝ファントムを加えることにより、相関計数が低下した。

容積およびファントム内放射能測定に対する RPC 法、PRE 法両者間の相関を、Fig. 7 に示す。

直線は全てのデータに対する回帰直線である。容積 (Fig. 7a) に対する直線の式および相関係数は、 $y=0.876x+64.1$, $r=0.985$ となり、放射能 (Fig. 7b) に対しては $y=0.99x+0.06$, $r=0.996$ となった。容積の絶対値は PRE 法が RPC 法よりやや低値を示した。また、円筒ファントムの容積に関しては両方法はよい相関を示したが、肝ファントムに対してはその差が大きかった。しかし、放射能の算出はファントムの種類や大きさによらず、両方法でよく一致した。

IV. 考 察

最適いき値と容積の関係は直線的であると仮定して検討した。容積 100~2,000 ml の円筒ファントムを AP コリメータで検討したかぎりではよく相関し、この回帰直線から各容積における最適いき値を算出できることを示唆している (Fig. 3)。しかし、HR コリメータ群では容積による変化が少なく、相関もよくなかった。それは形状の異なる肝ファントムを合わせて検討したことが影響していると思われる。今回は円筒ファントムによるものを中心に行ったため、形状の違いを定量的にとらえることはできなかったが、形状によっても最適いき値が異なることが示唆された。

BG が高くなるほどいき値が上がった (Fig. 2)。このことは雑音レベルの高い PRE 法により作成した画像の BG が高く、仮雑音の RPC 法より高いいき値になることとよい一致を示している。BG によるいき値のばらつきは、容積が小さい (113 ml) ほど大きくまた HR より AP コリメータのほうが大きかった。とくに HR コリメータの場合 BG 値 1~10% の範囲ではいき値にほとんど差がなかったが、BG 値が 30% になると、回帰直線からずれてくる。Fig. 3 で 200 ml (P2) ファントムの最適いき値のばらつきが大きいのはこのためである。臨床応用に際しては、対象臓器や疾患によって BG 値が異なる。しかし、1~10% の範囲では今回のファントム実験から算出した回帰線ですべて補えると考える。

吸収補正法によって最適いき値が異なった

(Fig. 3a, b)。RPC 法は PRE 法に比べ雑音が低く画像歪も少ない¹¹⁾。最適いき値、容積、放射能いずれも RPC 法の方が相関がよかった。特に AP コリメータ群で、円筒ファントムから決定したいいき値 (Fig. 3) および校正曲線 (Fig. 5) を用いて肝ファントムの容積および放射能を算出すると、円筒ファントムのみ比して相関係数が低下するが、その程度は PRE 法に比べて RPC 法が少なかった (Table 3a, b)。PRE 法では中心に行くほど感度が低下するため、画像中心にある円筒ファントムと複雑な形の肝ファントムでは等計数法による最適いき値の決まり方が異なるためと思われる。この点画像歪の少ない RPC 法は形による影響が少ない。

容積算出に比較して放射能の算出は、吸収補正法、臓器の大きさや形、コリメータの種類によらず実測値と計算値がよい相関を示した (Fig. 6)。このことは、たとえば、マルチゲート法による心室容積曲線の算出には幾何学的方法より計数法のほうがよいと言われていることと一致する。

V. 結 論

円筒ファントムおよび肝ファントムを用いて、正しい容積となる最適いき値を求めた。最適いき値はまわりの BG 値、対象の容積、および形状によって異なった。また、吸収補正法、使用コリメータによっても異なった。円筒ファントムで決定した最適いき値から得られた回帰直線から各容積に対するいき値をもとめこれらのいき値を使って円筒および肝ファントムの容積を算出した。計算値は実際の値と 0.98 以上のよい相関を示した。また円筒ファントムから決定した放射能-計数校正曲線から算出した全てのファントムの放射能を算出し、実際の値と比較した結果、RPC, PRE 法それぞれ $r=0.989, 0.981$ とよい相関を示した。容積の場合と同様に肝ファントムの回帰直線からのずれがあったが、容積ほどではなかった。

各システムでこのようなファントム実験を行って、あらかじめ最適いき値を決定しておくことにより、容積や放射能 (摂取率) を比較的精度よ

く定量できることがわかった。臨床応用にあたっては BG 依存度の少ない HR コリメータを使用することが望ましい。また、ファントムには対象臓器に類似した形状を用いるべきである。画像再構成や吸収補正法も考慮しなくてはならない。

本研究の一部は厚生省癌研究助成金(60-39 久田班)によって行った。

文 献

- 1) Rollo FD, DeLand F: The determination of liver mass from radionuclide images. *Radiology* **91**: 1191-1194, 1968
- 2) Dodge HT, Sandler H, Ballew DW, Lord JD Jr: Use of biplane angiocardiology for measurement of left ventricular volume in man. *Amer Heart J* **60**: 762-776, 1960
- 3) 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
- 4) Kawamura J, Itoh H, Yoshida O, et al: In vivo estimation of renal volume using a rotating gamma camera for ^{99m}Tc -dimercaptosuccinic acid renal imaging. *Eur J Nucl Med* **9**: 168-172, 1984
- 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: Letters to the editor (Determination of organ volume by single-photon emission tomography). *J Nucl Med* **24**: 1197, 1983
- 7) 中沢圭治, 石井勝巳, 三屋公紀, 他: Single photon emission computed tomography による臓器体積測定の評価——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
- 8) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phy Med Biology* **29**: 1489-1500, 1984
- 9) Sorenson JA: in *Instrumentation in nuclear medicine*, vol. 2 ed. GJ Hine and JA Sorenson (New York, Academic Press), pp. 311-348, 1974
- 10) Bergstrom M, Litton J, Erikson L, et al: Determination of object contour from projections for attenuation correction in cranial positron emission tomography. *J Comp Assis Tomography* **6**: 365-372, 1982
- 11) 村山秀雄, 田中栄一, 外山比南子: 荷重逆投影法によるシングルフォトン ECT 画像の雑音特性. *核医学* **22**: 307-319, 1985

Summary

Evaluation of Estimation Method for Organ Volume and Uptake with Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

Hinako TOYAMA*, Shigemichi YONAMINE**, Atsushi YAMAGATA**,
Hideo YAMADA**, Eiichi TANAKA*** and Hajime MURATA****

**Institute of Clinical Medicine, University of Tsukuba, Ibaraki*

***Department of Nuclear Medicine and Radiological Science, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital, Tokyo*

****National Institute of Radiological Science, Chiba*

*****Division of Nuclear Medicine, Toranomon Hospital, Tokyo*

Estimation method for an organ volume and uptake was evaluated using five cylinder phantoms (113 cc–1,539 cc) and two liver phantoms with all purpose (AP) and high resolution (HR) collimators. The volume was calculated from the summation of voxels in the region districted by equi-count threshold level at each section of the SPECT image, which were reconstructed with two attenuation correction methods: radial post correction (RPC) by Tanaka and pre-correction (PRE) by Sorenson. The optimum equi-count threshold level (percentage to maximum count), which gave the nearest volume to true phantom volume, was estimated for all phantom images and the activity-count calibration curve was also generated. The optimum threshold level is tending downward as increasing the volume. Higher back ground gave higher optimum equi-count threshold level. Fur-

ther, the optimum equi-count threshold level is changed with a kind of collimator, form of the phantom and attenuation correction methods.

Estimated volume and activity are well correlated ($r > 0.98$) with their real values in the same situation. In RPC method than PRE method and in the estimation of activity than the estimation of volume, less dependence on the form of phantom was found from the present study comparing with cylinder and liver phantoms. In conclusion, the estimation for the volume and activity, furthermore uptake of pharmaceutical to the target organ with SPECT would be useful for clinical application, if the calibration study has done previously in the same situation as clinical one.

Key words: Single photon emission CT, Organ volume, Uptake, Phantom study.