

《原 著》

Single Photon Emission Computed Tomography による 臓器体積測定 of 検討

—輪郭決定法とその評価のためのファントム実験—

中沢 圭治* 石井 勝己* 三屋 公紀* 山田 伸明*
鈴木 順一* 依田 一重* 松林 隆*

要旨 近年 SPECT の使用により体内臓器を横断断層像の積み重ねという形で三次元的に描出できるようになり、これを臓器の機能体積測定に応用することが考えられる。しかし、SPECT 像は X 線 CT に比べ空間分解能が悪く臓器の辺縁にボケを生じ、正しい輪郭を抽出する場合の問題点となっている。われわれはこの輪郭抽出法として微分法と cut off 法を併用する方法を考案し、基礎実験を行った。その結果、肝・脾臓ファントム、腎臓ファントムに対して 3% 以内の誤差範囲で体積を測定することができた。

I. はじめに

生体内に存在する臓器の体積を測定する方法として、X 線 CT を使用する方法^{1,2)} が行われているが、X 線 CT 法により求められる臓器の体積は解剖学的な体積である。一方、臓器シンチグラムは臓器機能を反映したものであり、このシンチグラムを利用すると臓器の機能している部分の体積を求めることができる。この核医学的方法で臓器の機能体積を求めるのに、従来は目的臓器の正・側面シンチグラムを撮り、これらのシンチグラムより臓器の長径・短径および面積を測定し、その値を関係式に代入して体積を求める^{3,4)} ことを行っていたが、この方法では複雑な形の臓器の体積を精度良く求めることはできない。

近年 Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) の使用により放射性医薬品の集積した臓器を横断断層像 (slice) の積み重ねという

形で三次元的に描出できるようになり、この方法を複雑な形をした臓器の体積測定に応用することが考えられる。しかし SPECT 像は検出装置の分解能の悪さや検出光子数に限界があるなどのため、画質が悪く、臓器の辺縁にボケを生じ、正しい輪郭を抽出する場合の問題点となっている。SPECT 像の輪郭抽出法としては計数の 2 値化による cut off 法や微分法により輪郭を決定する手段が考えられる。Cut off 法は各 slice の輪郭を手軽に求めることができるが、臓器の大きさ、臓器内の放射性医薬品の分布状態、データ処理の方法などにより cut off 値が異なり、最適 cut off 値を決めるのに困難がある。また微分法により輪郭を求める場合、臓器の中心部分の slice は正しい輪郭が求められるが、上極や下極に近い部分の slice ではボケを含んだ輪郭を抽出するため、この輪郭で臓器体積を計算すると過大評価になる恐れがある。そこでわれわれは微分法と cut off 法を併用することにより最適輪郭を抽出する方法を考案した。

II. 装置と方法

1. 使用装置

装置は、ファントム実験のデータ測定のために

* 北里大学医学部放射線科

受付：58 年 1 月 17 日

最終稿受付：58 年 10 月 26 日

別刷請求先：相模原市北里 1-15-1 (☎ 228)

北里大学医学部放射線科

中 沢 圭 治

Searle 社製 LFOV 型シンチカメラ, 被写体の回転のために自家製の回転椅子, データ収集・処理のために Informatек 社製 Simis 3 型コンピュータを使用した. シンチカメラには ^{99m}Tc 線源に対して低エネルギー用高分解能パラレル・ホール・コリメータを取り付け, エネルギーウィンドウ幅を20%とした. 回転椅子は胃透視装置の足台部分を改造して作り, 1ステップ9度で回転するようにした.

2. データ収集と処理

データ収集はシンチカメラと on-line に接続した Simis 3 型コンピュータで行い, 360° に対して 9° ごと, 40 枚の画像を, 1 画像当たり 10~20 秒間で収集した. コリメータ表面と被写体の回転中心の距離は 30 cm とした. データ再構成は Shepp and Logan⁵⁾ のフィルターを用いた Filtered Back Projection 法を使用し, 吸収補正には ^{99m}Tc 線源に対して吸収係数 $\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$ を使用した. また再構成の slice 厚は 1 画素 (約 6 mm) で行った.

臓器の体積計算は 64×64 画素の各 slice より臓器輪郭を抽出し, 次式にて算出した.

$$V = \sum_{i=1}^n A_i \cdot s \cdot d$$

V は臓器の体積 (cm^3), A_i は i 番目の slice 中に含まれる画素の総数, s は 1 画素当たりの面積

(cm^2), d は 1 slice の厚さ (cm), n は slice の枚数である. なお 1 画素の大きさの決定は, 25 cm の間隔で配置した 2 個の ^{99m}Tc 点線源を測定し, 2 点間に含まれる画素数を数え, 1 画素当たりの大きさを計算する方法で行った.

3. 輪郭抽出法

輪郭の抽出は 2 段階で行った. 第 1 段階は微分法によるもので, Fig. 1-a の正面像, 臓器の中心部分の横断層像・前額断層像・矢状断層像に対して 1 次偏微分を行う. この結果得られる画像は正面像および各断層像の輪郭を示すが, 原画像の辺縁にボケがあるためにこの画像は細い線とはならず, ある幅を持った帯状となり, 臓器の輪郭を正確に決めることができない. 臓器の輪郭を正確に決めるためには 1 次偏微分の結果を 1 画素の幅で描く必要があり, 通常この方法として帯状の輪郭の peak 点を追跡する方法が行われているが, われわれはこの代わりに Fig. 1-a の各画像の 2 次偏微分の絶対値の画像を求め, この画像に適当な重みを掛けて, 1 次偏微分像から引算することにより臓器の輪郭を 1 画素の幅で抽出することを行った (Fig. 1-b). 第 2 段階は前述のようにして決定した臓器輪郭が断層像の何%の cut off 値に相当するかを決めることであり, そのために Fig. 1-a の各画像に微分法により求めた Fig. 1-b の輪郭を

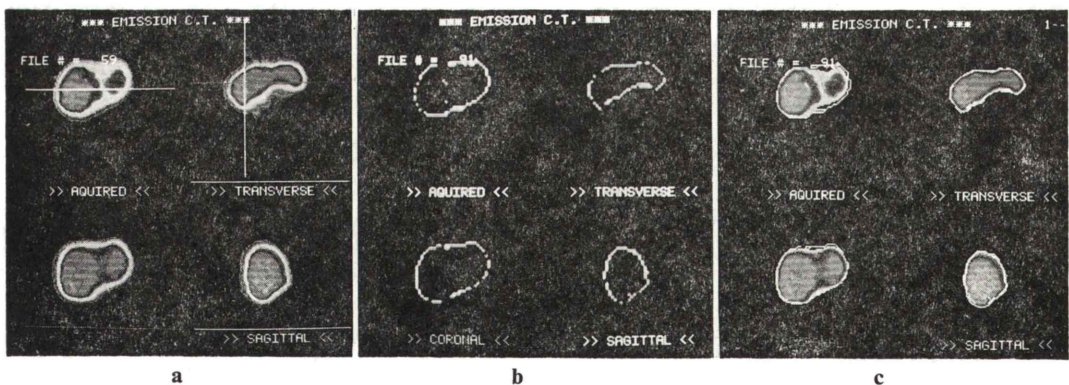


Fig. 1 Method of the optimum cut off level determination.

- Original images.
- Deliniation by differential method.
- Superimposed images for optimum cut off level determination.

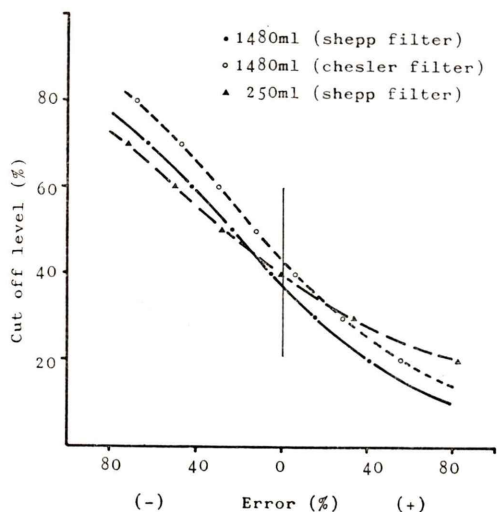


Fig. 2 Correlation between cut off level and volume error.

重ね、cut off 法により求めた輪郭と微分法により求めた輪郭が一致する cut off 値 (%) を選択する (Fig. 1-c)。次にこのようにして決められた cut off 値 (%) を計数に換算し、この計数にて臓器の全 slice を 2 値化することにより臓器全体の輪郭を決定した。肝・脾臓や腎臓のデータに対しては、各々の臓器をマスクして単独に取り出し、おのおの cut off 計数を算出して輪郭を決定した。

4. ファントム実験

実験には水を満たしたアルダーソン腹部ファン

トムを使用し、この中に $2\sim 4\ \mu\text{Ci/ml}$ の $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ 溶液を入れた体積 250 ml から 3 l までの各種大きさの臓器ファントムを入れ、前述の方法でデータの収集・処理を行い、実測値とわれわれの方法で計算した体積との相関を検討した。

実際の人体に近い条件として上記腹部ファントム内に、同じく $2\sim 4\ \mu\text{Ci/ml}$ の $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ 溶液を入れた肝臓ファントム、肝・脾臓ファントム、腎臓ファントムを入れてデータを収集し、実測値と計算より求めた体積の誤差を算出した。

III. 結 果

Fig. 2 に cut off 法により体積を求める場合の cut off 値 (%) と実際の体積との誤差の関係を示した。このグラフが示すように cut off 値を適当に選ぶことにより正しい体積を求めることができるが、250 ml のファントムと 1,480 ml の肝臓ファントムとでは最適 cut off 値が異なる。同一の肝臓ファントムに対してもデータ再構成の時使用するフィルターの種類により最適 cut off 値が異なる。

Fig. 3 は最適 cut off 値を使用して抽出した肝臓ファントムの輪郭 (a) と全 slice に対して微分法を適用した場合の輪郭 (b) を比較したもので、Fig. 3-a の最適 cut off 値を使用した場合の体積は $1,487\ \text{cm}^3$ と実測値に対して 0.5% の誤差で求

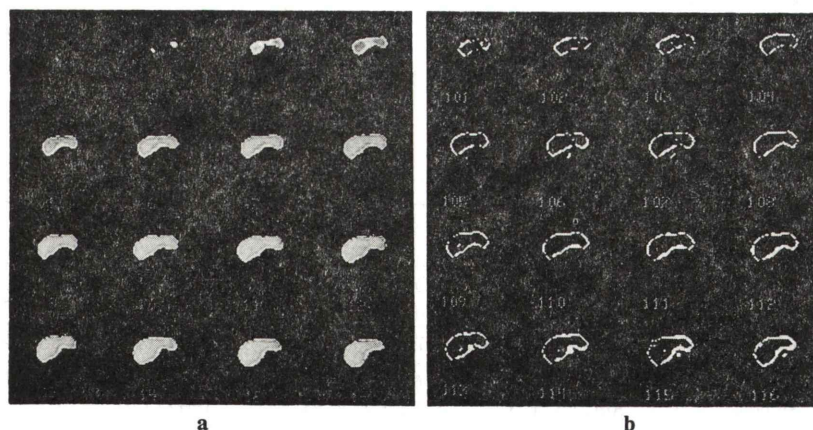


Fig. 3 Comparison of delineations by cut off method (a) with delineation by differential method (b).

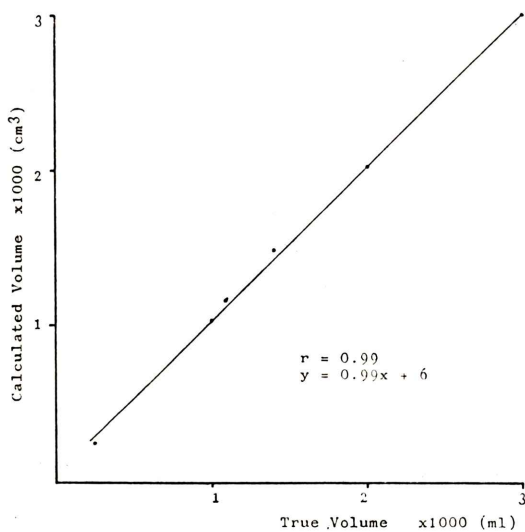


Fig. 4 Correlation between true volume and calculated volume.

められているが, Fig. 3-b の全 slice に対して微分法を適用した場合は計算値 $1,800 \text{ cm}^3$ と 21.6% の過大評価になった。

Fig. 4 は 250 ml から 3 l までの各種大きさのファントムに対して実測値とわれわれの方法で計算した体積の関係を示したもので, 相関係数 $r=0.99$ と良い相関が得られた。直線回帰式は $y=0.99x+6$ (y : 計算値, x : 実測値) であった。

Table 1 は肝臓ファントム, 肝・脾臓ファントム, 腎臓ファントムの体積をわれわれの方法, cut off 法のみを使用した場合, 微分法のみを使用した場合で計算した結果で, われわれの方法では肝臓ファントムのみの場合 0.5% の誤差で体積

が求められている。肝・脾臓ファントムに対しては, 肝臓は -0.5% の誤差で, 脾臓は 0.8% の誤差で体積が求められている。腎臓ファントムの体積計算結果は右腎は 2.4% の誤差で, 左腎は -1.4% の誤差で体積が求められた。しかし cut off 法のみ, および微分法のみで計算した体積の誤差はわれわれの方法によるものよりも高い値を示した。

Table 2 は再現性の結果を示したもので, 肝臓ファントムを 5 回測定した結果 1.4% 以内の誤差で測定できた。

IV. 考 察

人体内諸臓器の機能体積を知ることは, 手術適応範囲の決定, 手術後の経過観察, 放射線治療計画および治療効果の判定に有用な情報を与えると思われる。臓器の体積を求める方法としては X 線 CT を用いる方法^{1,2)}が行われているが, X 線 CT により求められる体積は解剖学的な体積である。一方, 放射性医薬品が臓器に集積する様子はその臓器の機能と関連しており, 放射性医薬品の集積した臓器の体積を求めることはその臓器の病態を反映するものと思われる, 前述の臨床应用到に有用な情報を与えると思われる。

核医学的に臓器の体積を求める方法として, 従来は正・側面シンチグラムより臓器の長径・短径および面積を測定し, 関係式に代入して体積を計算する方法^{3,4)}が行われ, 比較的簡単に体積を求めることができたが, 複雑な形をした臓器の体積を精度良く求めることはできなかった。近年

Table 1 Results of measurements for organ phantoms

No	Phantom	True value (ml)	Calculated value (cm^3) (Error: %)		
			Our method	Cut-off method	Differential method
1.	Liver	1,480	1,487 (0.5)	1,487 (0.5)	1,800 (21.6)
2.	Liver + Spleen	Liv. 1,480	1,473 (-0.5)	1,554 (3.3)	1,769 (19.5)
		Spl. 125	126 (0.8)	140 (12.0)	156 (24.8)
3.	Kidney	R 125	128 (2.4)	141 (12.8)	169 (35.2)
		L 140	138 (-1.4)	153 (9.3)	182 (30.0)

Table 2 Results of reproducibility for liver phantom

Study No.	Calculated value (cm ³) (Error: %)
1.	1,487 (0.5)
2.	1,459 (-1.4)
3.	1,485 (0.35)
4.	1,471 (-0.6)
5.	1,496 (1.1)

True value: 1,480 (ml)

SPECT の普及により、複雑な形をした臓器も横断層像の積み重ねという形で三次元的に検出できるようになり、臓器の機能体積測定に応用することができる。しかし SPECT 像は検出装置の分解能の悪さや検出光子数に限界があることなどから画質が悪く、臓器辺縁にボケを生じ、輪郭が明確でないため、Kan⁶⁾らも述べているように臓器の体積測定に応用する場合正確な臓器輪郭の決定が必要になる。SPECT 像の輪郭抽出法としては cut off 法と微分法が考えられる。Cut off 法は手軽に輪郭が決定でき、Fig. 2 に示したごとく、最適 cut off 値を選ぶと精度良く体積が計算されるが、250 ml の臓器ファントムと 1,480 ml の臓器ファントムでは最適 cut off 値が異なり、また同一体積 (1,480 ml) の臓器ファントムに対しても画像再構成に Shepp and Logan フィルター⁵⁾を使用した場合と Chesler フィルター⁷⁾を使用した場合では最適 cut off 値が異なる。これは臓器の大きさ、臓器内の放射性医薬品の分布状態、データ再構成法、吸収補正法などにより再構成画像の peak count やボケの程度が異なるためで、一律に cut off 値を決定するには問題があると思われる。一方微分法により全 slice の輪郭を抽出する場合の問題点は Fig. 3 に示したごとく臓器の中心部分の slice では臓器本来の輪郭を抽出することができるが、臓器の上極・下極に近い slice ではボケの部分に輪郭として抽出してしまい、この輪郭で体積を計算すると Table 1 に示したごとく過大評価になることである。そこでわれわれは II-3 で述べたように微分法と cut off 法の併用を考案した。すなわち Fig. 1 に示したごとく臓器の中心部分の

横断層像・前額層像・矢状層像に微分法を適用して輪郭を求め、次にこの輪郭に相当する各画像の計数値を求め、この計数値をもとに全 slice の輪郭を抽出し、体積を計算する方法であり、前述の各方法の問題点が解決できた。

われわれの方法により 250 ml から 3 l までの体積を有するファントムの測定を行ったところ、実測値と計算値との相関は Fig. 4 に示すごとく、相関係数 $r=0.99$ と良好であった。また人体に近い条件として肝・脾臓ファントム、腎臓ファントムの体積測定を行った結果、Table 1 に示したごとく誤差 3% 以内と良好であったが、今回は呼吸性移動の問題や臓器周囲の back ground もない状態であり、これらが存在するともう少し精度が落ちるものと思われる。また体積測定精度に大きく影響する問題として 1 画素当たりの長さがあり、シンチカメラの調整や AD 変換器の調整などによりくわいが生ずるため、これらの調整を行った場合は 1 画素の大きさを正確に測定しておく必要があると思われる。

また SPECT 像の画質向上にはたす検出器コリメータの役割は大きく、高感度、高深部分解能特性を持った SPECT 用コリメータの開発が望まれる。

V. まとめ

1) SPECT を使って臓器体積を求める場合の輪郭決定法として微分法と cut off 法とを併用する方法を考案した。

2) 本法により肝・脾臓ファントム、腎臓ファントムの体積を測定したところ、測定誤差は 3% 以内であった。

本論文の要旨は第20回日本核医学会総会 (1980 年、前橋) にて発表した。

文 献

- 1) Moss AA, Friedman MA, Brito AC: Determination of Liver, Kidney and Spleen Volumes by Computed Tomography: An Experimental Study in Dogs. J comput Assist Tomogr 5: 12-14, 1981

- 2) 市村 博, 鎌田紀美男, 竹下 元, 他: CTによる肝容積の計測(第39回日本医学放射線学会). 日医放 40: 臨時増刊号 41, 1980
- 3) Spencer RP: Determination of Organ Volumes by Scintillation Scanning. J Nucl Med 5: 444-452, 1964
- 4) Rollo FD, Deland FH: The Determination of Liver Mass from Radionuclide Images. Radiology 91: 1191-1194, 1968
- 5) Shepp LA, Logan BF: The Fourier Reconstruction of a Head Section. IEEE Trans Nucl Sci NS 21: 21-43, 1974
- 6) Kan MK, Hopkins GB: Measurement of Liver Volume by Emission Computed Tomography. J Nucl Med 20: 514-520, 1979
- 7) Chesler DA, Riederer SJ: Ripple Suppression during Reconstruction in Transverse Tomography. Phys Med Biol 20: 632-636, 1975

Summary

Measurement of Organ Volume by Single Photon Emission Computed Tomography: A Method of Contour Determination and Its Evaluation with Phantom Studies

Keiji NAKAZAWA, Katsumi ISHII, Koki MITSUYA, Nobuaki YAMADA,
Junichi SUZUKI, Kazushige YODA and Takashi MATSUBAYASHI

Department of Radiology, School of Medicine, Kitasato University

Using single photon emission computed tomography (SPECT), we can obtain the three dimensional organ volume by summing up multi-transverse-section images. By this technique, we may measure a functional organ volume. Up to date, however, we have no established method of delineating organ boundaries in the presently available SPECT system. In order to obtain accurate delineation of organ contours, we tried to use the combination of the differential and cut-off method.

The accuracy of volume measurements by our

method were evaluated in phantom studies. The correlation coefficient obtained between the true and calculated volume of six phantoms with different volume is 0.99 and the regression equation is $y=0.99x+6$, where y is the variable for calculated volumes and x is the variable for true volumes. The maximum difference between the true and calculated volumes is 2.4% for the kidney phantoms.

Key words: single photon emission computed tomography, organ volume calculation.