

## 《原 著》

## 回転型ガンマカメラによる肝 ECT の検討

## ——(1) 基礎的検討——

山本 和高\*    向井 孝夫\*    藤田 透\*    湊 小太郎\*  
 玉木 長良\*    石井 靖\*    鳥塚 莞爾\*

**要旨** 検出器回転型ガンマカメラを使用した Single photon emission computed tomography (SPECT) による肝内占拠性病変の検出能を評価するための基礎的な検討をファントムを用いて行った。

画像再構成フィルターは高周波成分の少ないものほど統計雑音が減少し分解能はやや低下するが画質の改善が認められた。

SPECT の画質は画像再構成フィルターや収集方向数などいろいろな要因で変化するが、特に収集するデータ量に影響され、直径 1 cm の欠損を描出するには 400 k counts/slice 以上のデータ収集が必要であった。

適切な条件下で実施された SPECT 像は、従来のシンチグラムでは検出できなかった小さな欠損も描出可能で、コントラストも鮮明になっており、SPECT の有用性が認められた。

## I. はじめに

肝シンチグラムは、肝疾患、特に肝腫瘍の疑われた症例に対するスクリーニング検査法として臨床的に広く利用されている。しかしながら、従来の肝シンチグラムは体内における放射性同位元素の分布を 2 次元フィルム上へ映像化したもので、深さ方向の情報を含んでいない。また、肝臓の表面では占拠性病変の直径が 2 cm 程度あれば指摘し得るが、深部に位置する病変では、直径が 4～5 cm 以上にならないと明確な欠損像として認識できないという欠点があった。

最近、X 線コンピュータ断層 (以下 X 線 CT と略) 検査や、超音波断層検査の機器・装置が急速に進歩し、肝臓の断層像が容易に得られるようになり、従来の方法では検出できなかった小さな腫瘍でも診断できるようになってきたので、肝シン

チグラムの臨床的有用性は相対的に低下してきていると言わざるを得ない。

著者らは数年前より通常のシンチカメラを利用した SPECT の基礎的検討を行っており<sup>1,2)</sup>、回転椅子方式による臨床応用も試みた<sup>3)</sup>が、検出器回転型シンチカメラの導入により、SPECT を日常的な検査法の 1 つとして臨床的に容易に実施することが可能になった。

今回、ファントムを用いて、SPECT による肝内の cold spot の検出能に関する基礎的実験を行い、SPECT の再構成法、データ収集条件など、臨床利用する場合の適切な条件を検討し、従来のシンチグラムの cold spot 検出能とも比較したので報告する。

## II. 装置・方法

使用した SPECT システムは検出器回転型シンチカメラ (GE: Maxicamera 400 T) と、それに接続しているコンピュータ (DEC: PDP 11/60, CPU 96 kwords) より構成されている。このシンチカメラの検出器は、被験者の体軸の周囲を連続的に、または 1 回転につき、32, 64, 128 分割でステップ状に回転できる機構をそなえており、各方向で

\* 京都大学医学部放射線核医学科

受付: 57 年 1 月 25 日

最終稿受付: 57 年 6 月 16 日

別刷請求先: 京都市左京区聖護院川原町 54 (☎ 606)

京都大学医学部附属病院放射線核医学科

山本 和高

の測定時間は99秒まで可変である。コリメータ表面より回転中心までの距離は約 20 cm である。被験者用ベッドは $\gamma$ 線吸収の少ない炭素線維で形成されており、体軸および上下方向の移動が可能である。各方向から得られたデータはアナログ・デジタル(AD)変換装置で1画素  $0.6 \times 0.6$  cm,  $64 \times 64$ 画素の像に数値化され、on-line でコンピュータに入力され磁気ディスクに収録される。データ収集や画像表示には核医学用データ処理ソフト GAMMA-11 を利用し、SPECT の再構成には著者らが独自に開発したプログラムを使用した。

SPECT の再構成は重畳積分法によって行い、補正関数(フィルター)は12種類から、どれか1つを選択できるようになっている<sup>1)</sup>。 $\gamma$ 線の吸収補正は Sorenson の方法<sup>4)</sup>にしたがった。再構成像のスライス幅は、通常2画素分、つまり 1.2 cm とした。したがって1回のデータ収集で最高32ス

ライスの横断断層像を得ることができるが、再構成に要する時間を短縮し、再構成画像のデータ量を少なくするために、通常は断層像の必要な領域の上限と下限を CRT 上で対話的に指定し、その部分だけを再構成した。再構成に必要な時間は64方向よりデータ収集した場合約 25 秒/slice であった。また、再構成された横断断層像より、矢状面断層像や前額面断層像など任意の断層像を容易に再構成することができる。

得られた断層像は  $64 \times 64$ 画素、または内挿により  $128 \times 128$ 画素の画像として、16レベルのカラーまたはグレースケールで CRT 上に表示し、必要に応じバックグラウンド除去などの画像処理をほどこした。

実験に使用したファントムは  $20 \times 30$  cm の楕円ファントムで、その内部に肝臓ファントムを組みこめるようになっている。 $2 \mu\text{Ci/ml}$  ( $3 \text{ mCi}/1500 \text{ ml}$ ) の  $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$  溶液で満たした肝臓ファントムを楕円ファントムの内部に固定し、これらのすき間は、組織による $\gamma$ 線の吸収を近似させるために水で満たした (Fig. 1)。

肝臓ファントムの内部には直径10, 15, 20, 30, 40 mm の円筒型の cold spot を任意の位置に固定した。

### III. 結果および考察

#### 1. 画像再構成フィルター

重畳積分法で画像再構成に使用する補正関数(フィルター)は画質に影響する。Fig. 2 は周波数に比例する Ramachandran らのフィルター<sup>5)</sup>、X線 CT でよく利用されている高周波成分を小さく

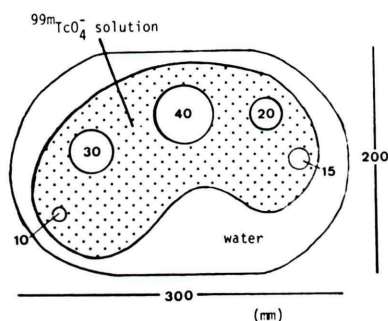


Fig. 1 Schematic drawing of the phantom employed in this study. The liver-shaped phantom containing cylinders of 10-40 mm in diameters as cold spots is housed in the ellipsoid phantom ( $20 \times 30$  cm).



Fig. 2 Transaxial images of the phantom reconstructed by using various filters. The Chesler's filter was considered to be suitable for clinical use.

した Shepp-Logan のフィルター<sup>6)</sup>および最高周波数成分で 0 になる Chesler らのフィルター<sup>7)</sup>を用いて再構成した肝臓ファントムの横断断層像を示している。Line spread function (以下 LSF と略) より計測した楕円ファントムの中心部での分解能は、Chesler らのフィルターで 19 mm (FWHM)、Shepp-Logan のフィルターでは 17 mm (FWHM) で、高周波成分の少ないフィルターほど分解能は低下するが、Fig. 2 で認められるように統計雑音は減少し画質は改善する。

SPECT は X 線 CT に比して収集データ量が少ないためかなり雑音が多く、分解能を少し犠牲にしても高周波成分のより少ない Chesler らのフィルターを使用した方が診断に適切な断層像を得ることができる。したがって、以下の検討ではおもにこのフィルターを使用した。

## 2. 収集方向数

収集する投影データの数 32 (11.2 度), 64 (5.6 度), 128 (2.8 度) と変化させても、収集したカウント数が同じであれば、分解能や画質にはほとんど影響を認めなかった。ただ、辺縁部に関しては、

128 方向よりデータ収集を行った方が少し良好な結果が得られたが、あまり明確な差はなく、しかも 128 方向よりデータ収集すると、断層像の再構成に 64 方向の場合の 2 倍の時間が必要で、データ量も多くなるため、臨床的には 64 方向よりのデータ収集の方が実用的と考えられた。

## 3. 収集カウント数

Fig. 3 は、64 方向よりのデータ収集で、1 方向あたりの収集時間を変えた場合のおおの横断断層像を示している。データ収集時間が長いほど画質が向上しており、1 方向あたり 10 秒、すなわち実際に収集されたカウント数としては 420 k counts/slice 以上の条件でないと直径 10 mm の cold spot を欠損像として認識できず、それより少ないと画質の低下が著明で分解能も劣化している。断層像の画質は収集するデータ量にもっとも依存すると考えられた。SPECT を臨床的に利用する場合、検査時間は短い方が望ましいが、少なくとも 400 k counts/slice のデータを収集する必要があると考えられた。

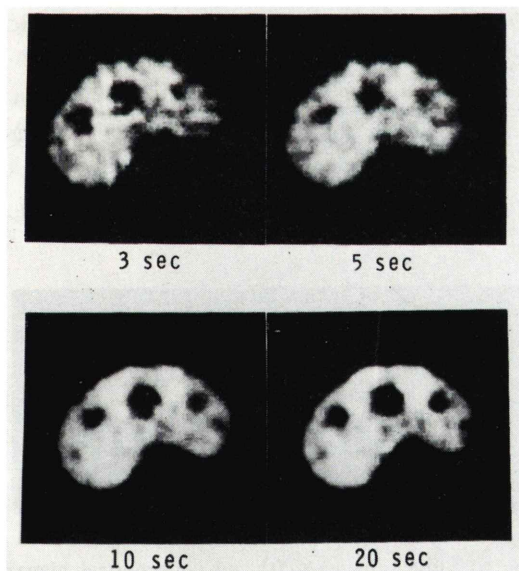


Fig. 3 Relationship between image quality and sampling time per each projection (64 projections around the phantom).

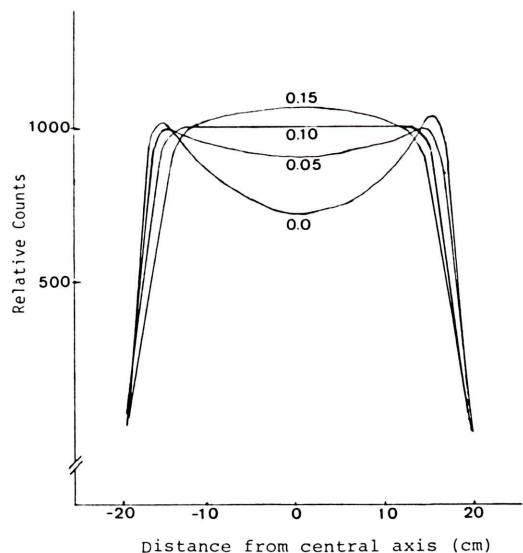


Fig. 4 Profile curves of the flood phantom images corrected with various attenuation coefficients. The value of  $0.1 \text{ cm}^{-1}$  revealed to be suitable for attenuation correction with a uniformity within  $\pm 8\%$ .



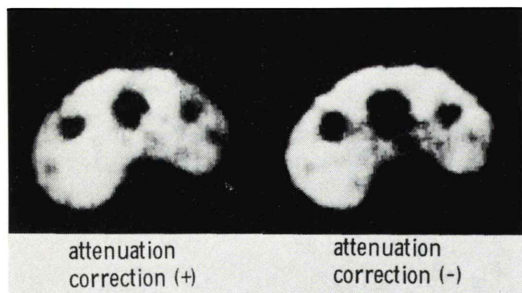


Fig. 5 SPECT images of the phantom with (left) and without (right) attenuation correction.

#### 4. 吸収補正

吸収補正には Sorenson の方法<sup>4)</sup>を用いた。Fig. 4 は、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$  を満たした楕円ファントムの断層像のプロファイルカーブを示している。吸収補正をしない場合 ( $\mu=0\text{ cm}^{-1}$ )、中心部のカウント数は著明に低下しており、吸収補正の必要性がうかがわれた。一方、 $^{99m}\text{Tc}$  140 KeV  $\gamma$  線の水中における吸収係数  $\mu=0.15\text{ cm}^{-1}$  を用いて補正すると逆に中心部が盛り上がってしまう。これは散乱線などの影響によるものと考えられた。このファントム実験では  $\mu=0.10\text{ cm}^{-1}$  としたときに均一性  $\pm 8\%$  のもっとも良好な結果が得られた。Fig. 5 は  $\mu=0.10\text{ cm}^{-1}$  を用いて吸収補正を行った場合と補正なしの場合の肝臓ファントムの断層像を示している。SPECT では体内の組織によって  $\gamma$  線の吸収が異なり完全な吸収補正は不可能であるが、適切な補正は画質改善のために必要であると考えられた。

#### 5. その他の条件

SPECT にはガンマカメラの性能も大きく影響する。とくにガンマカメラの感度の均一性が悪化すると再構成像にリング状のアーチファクトを生ずることがある。検出器の回転中心のズレや回転ムラなども画質を低下させる。

また、断層像の歪やアーチファクトはガンマカメラからの位置信号が A-D 変換で 1 画素 (0.6 cm) ずれただけでも生ずることがあり、良好な画質を得るためにはこのような事項も正しく調整しておかねばならない。

検出器の回転半径を 25 cm にすると、20 cm の場合よりも分解能が半値幅で約 20% 劣化した。したがって臨床的に利用する場合にも検出器をできるだけ被験者に近接させ、検出器の回転半径を小さく設定するような注意が必要である。

#### IV. 結 論

検出器回転型ガンマカメラを使用して、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$  3 mCi を含むファントムの周囲 64 方向より 1 方向 10 秒の割合でデータを収集し、Chesler らのフィルターを用いて再構成し、吸収補正をほどこしたファントムの横断断層像と、通常のシンチグラムを Fig. 6 に示す。従来のシンチグラムでは直径 20 mm の cold spot までしか欠損像として指摘できないが、SPECT では 10 mm 直径の cold spot も検出されている。LSF を用いて FWHM を検討した結果では、従来のシンチグラムはコリメータから離れるにつれて著しく劣化するのに対して、SPECT の FWHM は深さにほとんど無関係であった。また、SPECT では cold spot と周囲の放射能との重なりを分離できるので、コントラストがいっそう強調されている。また、cold spot の位置や相互の関係など 3 次元的な理解も容易になっている。

SPECT の分解能は再構成に使用されるフィルターや収集方向数などさまざまな要因によって変化するが、とくに、収集データ量の影響が大きい。

通常のシンチグラムより欠損の検出能が向上し

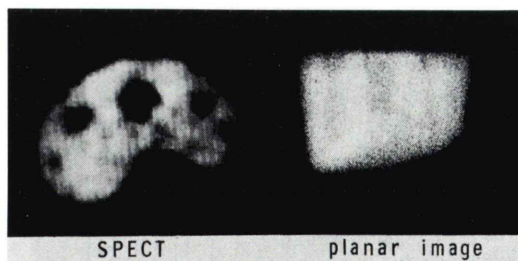


Fig. 6 SPECT image (left) and conventional planar scintigram (right) of the phantom. SPECT can resolve a cold spot as small as 10 mm in diameter which is not detected in planar image.

なくては SPECT を実施する意味がないし、逆に、検出能が良好でも臨床的に容易に実施できないような条件では不適當である。著者らの基礎的な検討では、通常のシンチグラムでは指摘できなかった直径 10 mm の cold spot を SPECT で描出するためには、少くとも 400 k counts/slice のデータを収集する必要があった。通常、肝シンチグラフィには  $^{99m}\text{Tc}$  コロイド 3 mCi を投与するが、これがほとんど肝臓に集積すればファントム実験の条件とほぼ同じになり、400 k counts/slice のデータ収集に要する時間は 11 分程度であるので、SPECT は日常検査として充分利用できると考えられた。

なお、肝内占拠性病変に対する SPECT の検出能の臨床的検討に関しては別稿で詳述する予定である。

#### 文 献

- 1) 向井孝夫, 藤田 透, 石井 靖, 他: ミニコンによる RI 断層像の合成. 映像情報 9 (3): 21-27, 1977
- 2) Mukai T, Ishii Y, Yonekura Y, et al: Radionuclide emission computed tomography using gamma camera. 2nd World Congress of Nuclear Medicine, Washington D. C., 1978
- 3) 山本和高, 石井 靖, 向井孝夫, 他: 肝シンチグラム-ECT と超音波による総合画像診断. 臨床放射線 24: 889-891, 1979
- 4) Sorenson JA: Method for quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole body counting. Instrumentation in Nuclear Medicine, vol. 2, Academic Press, New York, 1974
- 5) Lamachandran RN, Lakshminarayanan AV: Three dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: Applications of convolutions instead of Fourier transform. Proc Natl Acad Sci, U.S.A., 68: 2236-2240, 1971
- 6) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans Nucl Sci, NS-21: 21-43, 1974
- 7) Chesler DA, Riedere SJ: Ripple suppression during reconstruction in transverse tomography. Phys Med Biol 20: 632, 1974

1) 向井孝夫, 藤田 透, 石井 靖, 他: ミニコンによ

## Summary

### **Evaluation of Single Photon Emission Computed Tomography Using a Rotating Gamma Camera for Detecting Small Space Occupying Lesions in the Liver: (1) Phantom Study**

Kazutaka YAMAMOTO, Takao MUKAI, Toru FUJITA, Kotaro MINATO,  
Nagara TAMAKI, Yasushi ISHII and Kanji TORIZUKA

*Department of Radiology and Nuclear Medicine, Kyoto University, Faculty of Medicine, Kyoto*

Phantom studies were performed under simulated conditions of the human liver in order to evaluate clinical feasibility of single photon emission computed tomography (SPECT) using a rotating gamma camera.

A liver-shaped phantom containing solid cylinders of various diameters as cold spots and housed in a ellipsoid phantom was employed in this study.

Several filters for reconstructing SPECT images were evaluated. A filter with sufficient cut at high frequency band such as proposed by Chesler resulted in appropriate image quality at the expense of a slight decrease of resolution capability.

The number of projections, 32, 64 and 128 views, made no remarkable change of image quality.

The total counts collected per slice were seemed to affect the image quality considerably and ap-

proximately 400 kcounts per slice appeared to be a minimum acceptable threshold to resolve a cold spot as small as 10 mm in diameter.

Attenuation correction was made by the Sorenson's method. Although attenuation coefficient of 140 keV  $\gamma$ -ray in the water is  $0.15 \text{ cm}^{-1}$ , a lower value of  $0.1 \text{ cm}^{-1}$  revealed to be suitable to restore the attenuation loss at the central part of the phantom.

By the use of SPECT under suitable conditions, small cold spots which could not be detected by conventional planar imaging were resolved with excellent contrast.

In conclusion, SPECT was considered to be a very useful modality for screening small space occupying lesions in the liver.

**Key words:** single photon emission computed tomography, liver scintigraphy, liver phantom, cold spot, rotating gamma camera.