

《ノート》

解剖学的な器官形状をもつ ECT 数値ファントム (DO-ECT ファントム) の開発

Development of a Digitalized Organ Phantom for ECT Simulation Studies
(DO-ECT PHANTOM)

細羽 実* 和迩 秀信* 外山比南子** 村田 啓***

Minoru HOSOBA*, Hidenobu WANI*, Hinako TOYAMA**
and Hajime MURATA***

*Medical Systems Division, Shimadzu Corporation, Kyoto

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

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

I. はじめに

定量性の良い SPECT イメージングに対する期待は、最近ますます高まりつつある。新しい吸収補正法の開発や¹⁾、精度管理のためのファントム実験など多く行われるようになってきた²⁾。Tl-201 を用いた心筋 SPECT は、180° スキャンによる再構成が広く行われており、最近は I-123 IMP による脳 SPECT でも 180° スキャンにより良いイメージが得られることが報告されている³⁾。しかし 180° スキャン法は、吸収補正を完全には行えないこと、像の歪があることなど、イメージの定量性について検討すべき問題は多い⁴⁾。このような現状では、SPECT 像の誤差を推定し定量性を評価するには、ファントム実験が不可欠である。

計算機による数値ファントム、すなわちコンピュータシミュレーションは容易に施行でき、デー

タ処理装置をもつ大抵の施設において実験が可能である。しかしながら従来の数値ファントム実験は、単純な形状のファントムでしか行われていなかったため²⁾、実際の診断時に必要な解剖学的構造をもった画像におけるアーティファクト(吸収補正のかかり方など)の評価は、十分にはできなかつた。

著者らは臨床的評価につながる実際の器官形状をもつ数値ファントムが必要であると考え、X 線 CT、MRI 断層画像などの解剖学的形態を精度良く反映する画像を入力し、各種吸収体分布、RI 分布をもつ数値ファントム (DO-ECT PHANTOM) を生成するプログラムを開発した。本ファントムを標準化することができれば、各種画像再構成法の比較、施設間の比較を行うことが可能である。

II. 方 法

1. 輪郭の入力

ファントムを作成するのに適した解剖学的形態をもつ画像 (X 線 CT 像、MRI 像など) を、フィルムの状態であればビデオカメラを通して、デジタル化されたファイルであれば、MT (磁気

* 島津製作所医用技術部

** 筑波大学臨床医学系放射線科

*** 虎の門病院放射線科

受付：62年2月25日

最終稿受付：62年2月25日

別刷請求先：京都市中京区西ノ京桑原町1 (番604)

島津製作所医用技術部

細 羽 実

Key words: ECT, Phantom, Computer simulation.

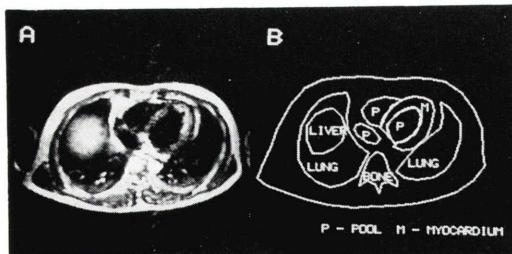


Fig. 1 A: A gated MR image in end-diastole displayed on the CRT. B: Contours for body, bone, lung, liver, muscle, and chambers of the heart are outlined on the image.

テープ)などを介してコンピュータに入力した。データ処理装置には島津核医学データ処理装置 SCINTIPAC-2400 を用いた。

入力された画像を CRT 上に表示し、カーソル(トラックボールにより操作する)を用いて輪郭をトレースする。この操作は ROI を設定する操作と同様である。すなわち、閉曲線として必要な領域の輪郭をトレースする。入力された輪郭は、輪郭データファイルに番号を付加されて格納される。Fig. 1A はゲートをかけた拡張期 MR 像を、Fig. 1B はその上でトレースした輪郭データを示している。輪郭には、体表輪郭、心筋、心プール、左右の肺、肝臓、脊髄(骨)などが設定されている。

2. RI 分布、吸収体分布マップの作成

輪郭データは領域内で 1、領域外で 0 の値をもつ 128×128 または 64×64 の 2 値画像(ビットパターン)に変換される。おのおののビットパターン間の演算を行うことにより、複雑な RI、吸収体の分布領域をあらわすマップが作成される。例えば Fig. 1において、肺、骨の部分を除いた体部の領域は、体表輪郭のビットパターンから肺、骨のビットパターンを減算することにより得られる。このようなビットパターン間の演算条件の設定は、プログラムに対して登録された輪郭番号を用いた演算式の入力によって行われる。1 の輪郭と 2, 3, および 4 の輪郭の差の領域が必要であれば、1-2, 3, 4 という指定によってプログラムに指示することができます。それぞれの領域に RI の計数値、吸

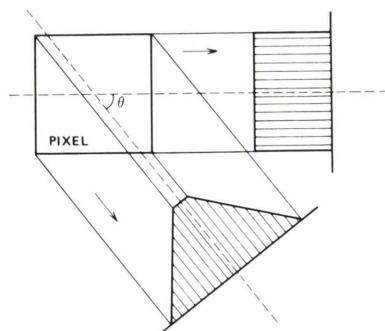


Fig. 2 A projection method of a pixel with uniform density.

取係数を設定し、RI 分布、吸収体分布のマップとする。

3. 投影像(サイノグラム)の作成

次に RI 分布、吸収体分布マップを投影処理し投影像(サイノグラム)を作成する。本プログラムでは、 128×128 のマトリックスで得られた RI 分布、吸収体分布を、64 リニアサンプリング 64 角度方向サンプリングのデータとして投影する。ある角度方向のある RI 濃度をもつピクセルは、各吸収体分布を横切ることにより減弱され投影される。吸収体を横切る距離を計算しながらどのサンプリング位置に投影するかを計算する。吸収体を横切る距離は 128×128 のビットパターン上で求められる。各ピクセルは有限の大きさをもっているとして、Fig. 2 のように投影のパターン形状(20 点のデータ)をあらかじめ角度ごとに計算し、テーブルとして記憶しておく。各ピクセルの一方向への投影ごとに、角度に対応したテーブルを読みだし、リニアサンプリング方向の投影データに加算していく。 128×128 のマトリックスの分布を 64 のリニアサンプリングデータに投影するため、各ピクセルの投影パターンはリニアサンプリングのピクセルの 1 つかまたは 2 つにおちこむ。したがってどちらのピクセルへどれだけ振り分けて加算かを計算することにより投影操作を行うことができ処理の高速化が図れる。本法は、Schwinger らによって報告されたもの⁵⁾と同様である。

本ファントムは、 360° スキャンまたは 180° ス

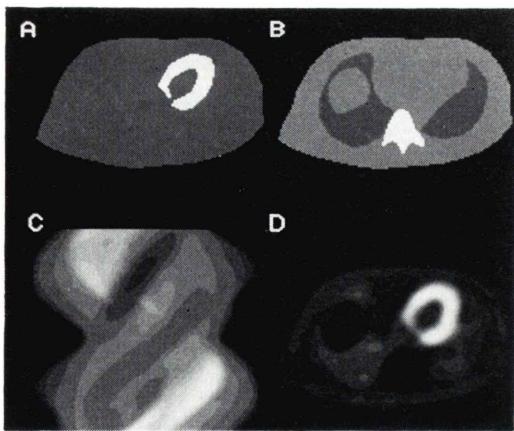


Fig. 3 A DO-ECT phantom simulating a Tl-201 SPECT scan. A: Distribution of radionuclide density generated from a gated MR image. B: Attenuator distribution. C: Sinogram. D: A reconstructed image using the RPC method.

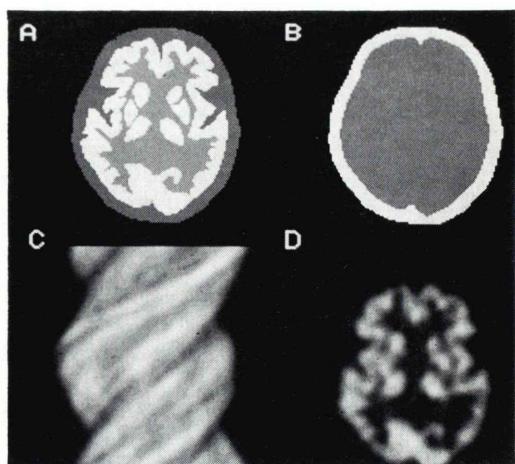


Fig. 5 A DO-ECT phantom simulating a brain SPECT scan using I-123 IMP generated from a Xray-CT image. A: Distribution of radionuclide density. B: Attenuator distribution. C: Sinogram. D: A reconstructed image using the RPC method.

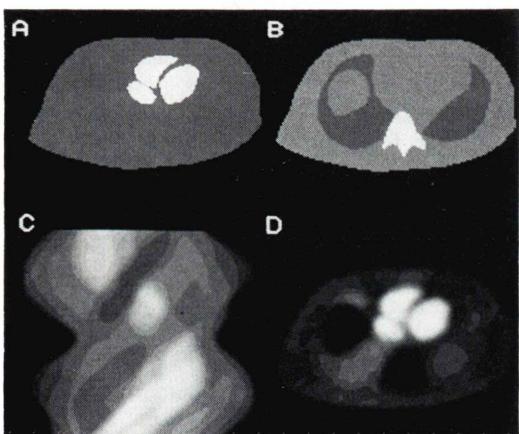


Fig. 4 A DO-ECT phantom simulating a gated-pool SPECT scan. A: Distribution of radionuclide density generated from a gated MR image. B: Attenuator distribution. C: Sinogram. D: A reconstructed image using the RPC method.

キャンを選択することもできる。

このようにして得られたファントムを解剖学的な器官形状をもつ数値ファントム, DO-ECT PHANTOM と呼ぶことにする。

III. 結 果

Tl-201 心筋 SPECT ファントムの作成例を Fig.

3 に示す。Fig. 1 の輪郭をもとに作成されている。Fig. 3A, Fig. 3B はそれぞれ 128×128 のマトリックスで表された RI 分布、および吸収体分布である。これらの領域に対して任意の RI 濃度、吸収係数を割り当てることができる。Fig. 3C は 64 点のリニアサンプリング、 360° を 64 方向の角度サンプリングで投影されたサイノグラムである。この例では脊髄(骨)に $0.4/cm$ 、肺に $0.03/cm$ 、その他の体部と肝臓に $0.18/cm$ の吸収係数を、RI 分布は心筋部を 10、その他の部分を 1 に割り当てている。Fig. 3D は RPC 法¹⁾による再構成画像である。吸収係数は $0.14/cm$ を用いた。不均一吸収体のために心筋像が歪み、肺野のバックグラウンドも強調されてみえる。

Figure 4 に Tc-99m 心プールゲート SPECT ファントムの例を示す。Fig. 3 と同様であるが、この例では脊髄(骨)に $0.3/cm$ 、肺に $0.02/cm$ 、その他の体部と肝臓に $0.15/cm$ の吸収係数を、RI 分布は心室部を 10、その他の部分を 1 に割り当てている。Fig. 4D は RPC 法による再構成画像である。吸収係数は $0.12/cm$ を用いた。

I-123 IMP による脳 SPECT ファントムの例を

Fig. 5 に示す。輪郭は X 線 CT 像をもとにトレースして作成した。Fig. 3 の場合と同様に、A は RI 分布、B は吸収体分布、C は 64 方向 64 点のリニアサンプリングとしたときのサイノグラムである。骨に 0.3/cm、脳内部に 0.14/cm の吸収係数を、RI 分布は皮質の部分に 10、白質の部分に 2、その他の部分を 1 に割り当てている。D は RPC 法による再構成像である。吸収係数は 0.14/cm を用いた。脳内が均一な吸収体となっているため再現された RI 濃度は比較的一様である。むしろ分解能が足りないための濃度の不均一さが目だっている。

IV. 考 察

解剖学的な生体の断層像の形態を入力し、そのデータをもとに ECT 数値ファントム (DO-ECT PHANTOM) を作成するプログラムを開発した。本プログラムによれば形態的情報に優れた MRI、X 線 CT の断層像を入力することにより、様々な臓器の輪郭をこれらの画像の上でトレースし、それらをもとに ECT 数値ファントムを作成することができます。

DO-ECT ファントムは、臨床的に検討したい任意の臓器に対して作成でき、吸収補正にともなう再構成像の劣化などを評価することができる。また新しい画像再構成法の評価においても、できるだけ臨床に近い形状で検討することが可能である。たとえば各種逐次近似法が提唱されているが、多くの場合簡単な形状のファントムで実験がなされており臨床に応用した場合の評価とは必ずしも一致しない。そのような場合も DO-ECT ファントムは、できるだけ臨床に近い評価を与えることができ有用であると思われる。

DO-ECT ファントムは、断層像 (RI 分布、吸収体分布のマップ) とサイノグラムの 2 種類のフォーマットを持ち、結果は磁気テープを介して他の施設で利用することもできる。また、実験用のファントムにおいても X 線 CT で実際の断層をとり、本プログラムにて数値ファントムを作成することにより、吸収の問題と散乱の問題を分離して検討するといった実験も可能である。

このように、DO-ECT ファントムは、解剖学的形態をもち、より臨床に近い評価を簡便に行える特徴をもつ。今後こういったファントムがなんらかの形で標準化され、多くの施設で共通の評価が行われることを期待したい。

文 献

- 1) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phy Med Biol* **29**: 1489-1500, 1984
- 2) Webb S, Flower MA, Ott RJ, et al: A comparison of attenuation correction methods for quantitative single photon emission computed tomography. *Phy Med Biol* **28**: 1045-1056, 1983
- 3) Kaneko M, Asumi M, Takehara Y, et al: Front-overtemporal (FVO) scan for the better brain SPECT images. PET85 Sendai, pp. 107-111, 1985
- 4) 細羽 実, 和辻秀信, 外山比南子, 他: 心ブール SPECT の定量性について—180° スキャンと 360° スキャンの比較—。核医学 **23**: 849-853, 1986
- 5) Swinger RB, Cool SL, King MA: Area weighted convolutional interpolation for data reprojection in single photon emission computed tomography. *Med Phys* **13**: 350-353, 1986