

楕円軌道 SPECT の基礎的検討

Phantom Study of the SPECT with the Elliptical Scan

近江谷敏信* 松本 徹** 池平 博夫** 飯沼 武**
館野 之男** 栗原 英之***

Toshinobu OHMIYA*, Toru MATSUMOTO**, Hiroo IKEHIRA**,
Takeshi IINUMA**, Yukio TATENO** and Hideyuki KURIHARA***

*Division of Hospital, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, **Division of Clinical Research,
National Institute of Radiological Sciences, Chiba, ***Yokogawa Medical Systems, LTD.

I. 緒 言

Single photon emission computed tomography (SPECT) は回転型ガンマカメラの出現により最近急速に普及し、各種臓器について臨床に応用されるようになってきた。しかし現在の SPECT 像は被写体自身による吸収と散乱の補正が不完全なために劣化した画像として観測されている。この問題に関してはすでに多くの検討がなされている¹⁻³⁾。従来の円軌道による体幹部 ECT スキャンでは人体の断面が楕円に近似した形状のため体幹部の幅で最小回転半径が制約される。このために身体の高さ方向では検出器と患者間の距離が大きくなり解像力を劣化させる要因となっている。この問題を解決する 1 つの方法として最近開発されたのが、患者の体表面に可能な限り検出器を近接させて投影データの収集を可能にした楕円軌道 SPECT 装置⁴⁻⁶⁾である。今回、楕円軌道スキャンが可能な GE 社製 SPECT 装置を用いて円軌道ス

キャンと楕円軌道スキャンによる各種ファントム実験を施行し、楕円軌道 SPECT の有効性について基礎的検討を行ったので報告する。

II. 装置の概要

今回使用した SPECT 装置は検出器回転型ガンマカメラ方式の GE 社製 Maxi Camera 400A C/T と Programmable Body Contour (PBC) 撮影テーブルシステムをデータ処理装置 Maxi Star に接続したものである。本システムは円軌道スキャンの検出器に対して PBC 撮影テーブルが患者の中心と検出器の視野中心を常に一致するように検出器の回転と同期して上下、左右方向へ移動する。これにより患者と検出器間の距離を最小にした楕円軌道スキャンを実現する。したがって本装置ではソフトウェアの追加変更を必要とせずに既成の画像再構成法が使用できる特徴を有する。

III. 実験方法

楕円軌道 SPECT を評価する目的で空間分解能、cold spot 分解能および検出能、画像コントラスト、不均一性等の試験項目について回転直径 40 cm の円軌道スキャンと長軸 40 cm、短軸 30 cm

Key words: Programable body contour table, Single photon emission CT, Resolution, Image contrast, Uniformity.

* 放射線医学総合研究所病院部

** 同 臨床研究部

*** 横河メディカルシステム株式会社

受付：61 年 3 月 31

日最終稿受付：61 年 8 月 8 日

別刷請求先：茨城県那珂湊市磯崎町 3609 (☎ 311-12)

放射線医学総合研究所 那珂湊支所管理課

近江谷 敏 信

の楕円軌道スキャンで得られた SPECT 像を比較検討した。実験に使用したファントムの形状はすべて内径 20 cm の円筒形のもので、その中には Tc-99m を均一に封入した。SPECT 像の画像再構成は filtered back projection 法により行い ramp hanning filter を使用した。吸収補正は Sorenson の方法により行った。cold spot 分解能および検出能を測定する場合のデータ収集はサンプリング角度を 2.8 度 (128 projections/360°) にして直線サンプリング数を 128×128 マトリックスにて行った。その時の収集カウント数は 500 k count/projection である。その他の試験項目についてはサンプリング角度を 5.6 度 (64 projections/360°), 直線サンプリング数を 64×64 マトリックスにて行った。その時の収集カウント数は 300 k count/projection である。スライスサンプリング幅は cold spot 分解能と不均一性の検討では 10 pixel 重ね合わせた。その他の項目についてはすべて 3 pixel とした。ramp hanning filter の cut off level は空間分解能の検討では 1.0 (cycle/pixel) を使用し、その他の試験項目についてはすべて 0.5 とした。Tc-99m を均一に封入した平板線源による不均一補正と吸収補正は空間分解能を除くすべての項目で行った。ガンマカメラの測定条件は 140 keV±20% のウインドウ幅で、低エネルギー用高分解能コリメータ (LEHR) を装着して行った。

1. 空間分解能の測定

SPECT 像の空間分解能を測定するため Tc-99m 水溶液 (1 mCi/ml) を内径 1 mm のテフロンチューブに封入した線線源をファントム中心、その中心から 4 cm, 8 cm に配置した空間分解能測定用ファントム (京都科学標本製 SP-1 型) を使用した。このファントムに対して円軌道スキャンおよび楕円軌道スキャンを施行して得られた SPECT 像より点応答関数の半値幅 (FWHM) を求めた⁷⁾。

2. Cold spot 分解能の測定

SPECT 像の cold spot 分解能を測定するため Jaszczak・ファントム (京都科学標本製 SP-3 型) に Tc-99m 水溶液 (7 μCi/ml) を均一に入れた。このファントムに対して円軌道スキャンおよび楕円

軌道スキャンを施行して SPECT 像を求め、これを視覚評価した。またプロフィール曲線 (profile curve) を用いてコントラストの比較検討も行った。

3. Cold spot 検出能の測定

SPECT 像の cold spot 検出能を測定するために直径 30, 20, 15, 10 mm の欠損が内部に各 3 本ずつランダム配置されているファントム (京都科学標本製 SP-2 型) を使用した。このファントムに Tc-99m 水溶液 (6 μCi/ml) を均一に封入して円軌道スキャンおよび楕円軌道スキャンを施行して得られた SPECT 像を視覚評価した。

4. 画像コントラストの測定

SPECT 像の画像コントラストを測定するために径の異なる 6 個の欠損部 (直径 30, 25, 20, 15, 13, 10 mm) を同心円上に配列したファントムを使用した。このファントムに Tc-99m 水溶液 (4 μCi/ml) を均一に入れて円軌道スキャンおよび楕円軌道スキャンを施行した。これより得られた SPECT 像から以下によりコントラスト (V_c) を求めた。6 個の欠損部がのっている同心円上 6 か所に 2×2 の ROI を設定して background の平均値 C_A を求め、欠損部の最小値 C_V から $V_c = (C_A - C_V) / C_A$ を算出した⁸⁾。

5. 不均一性の測定

SPECT 像の不均一性を測定するために不均一性測定用ファントム (京都科学標本 SP-4 型) に Tc-99m 水溶液 (2 μCi/ml) を均一に入れて円軌道スキャンおよび楕円軌道スキャンを施行して SPECT 像を求めた。これより中心部とその周辺部 4 か所に 7×7 画素の ROI を設定し、各 ROI ごとに SPECT 値の標準偏差 (S.D.) と変動係数 (C.V.) を計算した⁷⁾。

IV. 結果および考察

1. 空間分解能

空間分解能測定ファントムに対して円軌道スキャンと楕円軌道スキャンを施行して得られた SPECT 像から radial (X) 方向と tangential (Y) 方向の FWHM 値を求めた。その結果を Table 1 に示す。これによると楕円軌道スキャンにより X 方

Table 1 The horizontal and vertical spatial resolution (FWHM: cm) of the transaxial image obtained by using the circular scan and the elliptical scan as a function of the distance from the center of image.

The diameter of the circular scan is 40 cm. The long axis of the elliptical scan is 40 cm and the short axis is 30 cm

Distance from center (cm)	Elliptical scan (A)		Circular scan (B)		Improvement in A over B (%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
0	16.3	17.5	18.4	17.8	11.4	1.7
4	14.4	16.3	17.0	16.6	15.3	1.8
8	13.5	15.1	16.3	14.7	17.2	-2.7
Mean	14.7	16.3	17.2	16.4	14.6	0.3

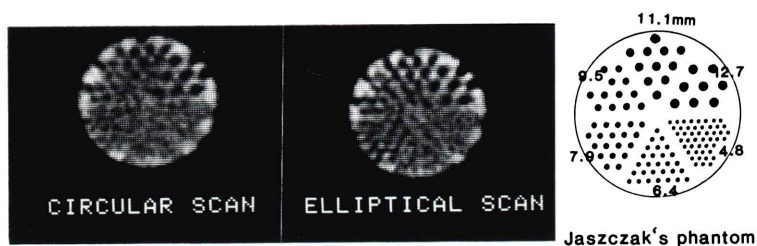


Fig. 1 Comparison of the transaxial image obtained by the circular scan with that of the elliptical scan. The diameter of the circular scan is 40 cm. The long axis of the elliptical scan is 40 cm and the short axis is 30 cm. The resolution of the latter seems to be superior to that of the former.

向の FWHM はファントム中心で円軌道スキンの場合より 11.4% 改善し、検出器に近い 8 cm では 17.2% 改善した。ファントム中心より 0, 4, 8 cm 位置における空間分解能の改善率を平均すると 14.6% になった。一方、楕円軌道スキンの場合による Y 方向の FWHM は円軌道スキンの場合に比してほとんど改善しなかった。本装置の軌道方式と異なる SPECT 装置については町田ら⁶⁾が架台走行機能と円回転軌道による最近接軌道を可能にしたカメラで空間分解能を検討している。ここでは直径 45 cm の円軌道スキンの長軸 45 cm、短軸 30 cm の最近接軌道スキンの比較を行い、X 方向の改善率 14.8% の結果を得ている。これは、われわれが得た結果とほぼ同様であった。

2. Cold spot 分解能

Jaszczak・ファントムを用いて得られた SPECT 像を Fig. 1 に示す。楕円軌道スキンの得た SPECT 像ではファントム中心付近の直径 7.9 mm

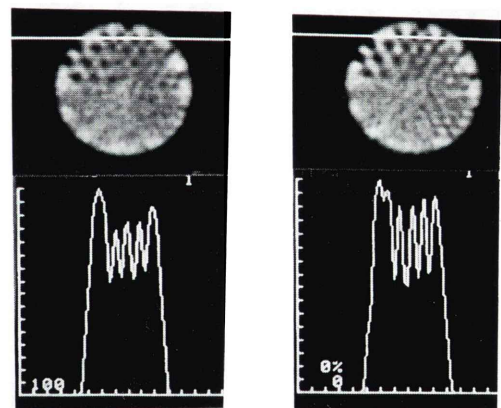


Fig. 2 Comparison of the profile curve of the circular scan image with that of the elliptical scan image.

の欠損まで解像できるが、円軌道スキンの SPECT 像では直径 9.5 mm の欠損までしか解像されていない。町田ら⁶⁾の最近接軌道で行った検

Table 2 The image contrast of the transaxial image obtained by using the circular scan and the elliptical scan as a function of the diameter of defect (See the Fig. 4)

Diameter (mm)	Contrast ratio (%)		Improvement in A over B (%)
	Elliptical scan (A)	Circular scan (B)	
10	22.7	16.8	35.1
15	35.6	29.4	21.1
20	49.5	45.4	9.0
25	63.3	59.4	6.6

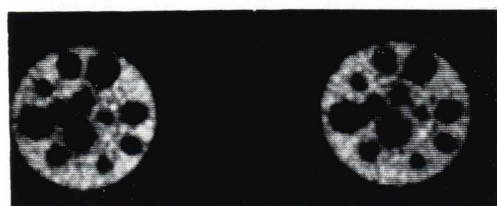


Fig. 3 Comparison of the transaxial image obtained by the circular scan with that of the elliptical scan. The defect detectability of the latter seems to be higher than that of the former.

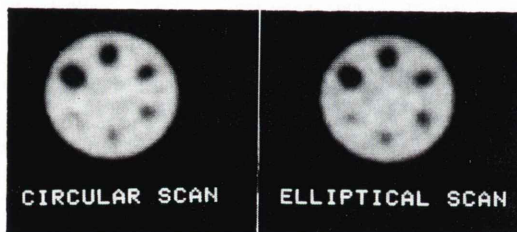


Fig. 4 Comparison of the circular scan image with the elliptical scan image. The image contrast of the latter seems to be higher than that of the former. (See the Table 2)

討ではわれわれが得た結果と同じ欠損部を抽出していた。Fig. 2 に示すごとく直径 11.1 mm の欠損部に対するプロファイル曲線を求めて両者のコントラストを比較した結果、橢円軌道スキャンで得たプロファイル曲線では円軌道スキャンで得たものよりも各ピークはより高く、谷はより低くなり画像コントラストの改善が確認された。

3. Cold spot 検出能

cold spot 検出能測定用ファントムに対して円軌道スキャンおよび橢円軌道スキャンを施行して得られた SPECT 像を視覚評価した結果 Fig. 3 に示すごとく橢円軌道スキャンではファントム中心付近の 1.5 cm 2.0 cm の欠損の輪郭が円軌道スキャンの場合よりも忠実に再現されていることが認められた。

4. 画像コントラスト

画像コントラスト用ファントムに対して円軌道スキャンと橢円軌道スキャンを施行して得た SPECT 像を Fig. 4 に示す。またそれぞれのイメージから計算した各欠損のコントラスト値 (V_0) を (Table 2) に示す。コントラスト値は円軌道スキャン、橢円軌道スキャンともに欠損の径が大きいほど大きくなっているが、橢円軌道スキャンのコントラスト値を円軌道スキャンの場合に比べると前者では 15 mm 直径の欠損に対して後者より 21%, 10 mm 直径の欠損に対しては 35% の改善を示し、小さい欠損での改善があった。小さい欠損に対して画像コントラストが良くなった原因は橢円軌道スキャンにおいて空間分解能が向上したことを反映したものと考えられる。

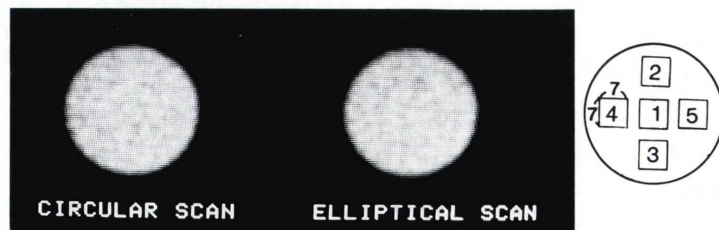


Fig. 5 Comparison of the non-uniformity of the transaxial image obtained by the circular scan with that of the elliptical scan. The difference of the non-uniformity between the former and the latter seems to be not recognized. (See the Table 3)

Table 3 The non-uniformity of the transaxial image obtained by using the circular scan and the elliptical scan. The non-uniformity is represented with the standard deviation of the count within the ROI (7×7 pixel) and the coefficient of variation (See the Fig. 5)

Position of ROI	Elliptical scan		Circular scan	
	S.D.	C.V. (%)	S.D.	C.V. (%)
1	32.3	2.16	26.2	1.85
2	28.8	2.01	22.9	1.65
3	27.9	1.88	35.6	2.48
4	22.4	1.54	30.9	2.21
5	17.4	1.18	25.5	1.81
Mean	21.9	1.75±0.35	28.2	2.0±0.30

5. 不均一性

不均一性測定用ファントムに対して円軌道スキャンと楕円軌道スキャンを施行して得た SPECT 像を Fig. 5 に示す。これらの SPECT 像から求めた不均一性の結果を Table 3 に示す。楕円軌道スキャンを行った場合の不均一性は ROI 全体 (5 個の平均) では円軌道スキャンよりも改善されている傾向が示された。しかし局所 (ROI 1, 2) に注目すると円軌道スキャンの不均一性が良く、この結果だけから楕円軌道スキャンの SPECT 像の不均一性に及ぼす効果を明らかにすることはできなかった。今後この点についてさらに詳細な実験が必要と思われる。

6. 問題点

楕円軌道スキャンによる効果は本来、円形に近い頭部よりも楕円近似の胸部や腹部などを対象とした場合に期待できるものである。したがって本実験では円形ファントムを用いたが、適用の対象に合わせて楕円ファントムを用いるのが適当であり、今後の検討課題と考える。

V. 結 語

楕円軌道スキャンの性能を従来の円軌道スキャンと比較検討するため種々のファントム実験を行った結果、

(1) 楕円軌道スキャンでは鉛直方向の投影距

離が接近した結果、空間分解能は円軌道スキャンよりも向上した。

(2) 視覚評価の結果、円軌道スキャンでは不可能であったファントム中心付近の欠損が楕円軌道スキャンにより明瞭に解像された。

(3) 楕円軌道スキャンでは深部の欠損ほどその輪郭が円軌道スキャンの場合よりも忠実に再現することができた。

(4) 楕円軌道スキャンでは特に微小欠損部に対して画像コントラストが円軌道スキャンの場合よりも顕著に改善されることを確認した。

謝辞 本研究は厚生省がん研究助成金、飯沼班 59-14 および西谷班 61-13、の援助を受けた。

なお本稿の要旨は第 25 回日本核医学会総会 (徳島) において発表した。

文 献

- 1) 田中栄一, 村山秀雄, 外山比南子: シングルフォトン ECT の定量的画像再構成法の研究. 高性能シングルフォトン ECT 装置の開発に関する研究報告書, pp. 3-19, 1985
- 2) 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
- 3) 和辻秀信, 高橋重和, 細羽 実: 2 次元フィルタを用いた SPECT の画質改善. 核医学 20: 1215-1217, 1983
- 4) Gottschalk SC, Salem D, Lim CB, et al: SPECT resolution and uniformity improvements by non-circular orbit. J Nucl Med 24: 822-828, 1983
- 5) 前田寿登, 竹田 寛, 中川 毅: 検出器の体表面近接運動による emission computed tomography に関する基礎的検討. Medical Imaging Technology 1S: 70-71, 1983
- 6) 町田喜久男, 本田 憲業, 秋山 征己: SPECT の最近接軌道の基礎的検討. Radioisotopes 35: 130-132, 1986
- 7) 日本アイソトープ協会医学・薬学部核医学イメージング規格化専門委員会: Single Photon Emission Computed Tomography 装置の性能試験条件. Radioisotopes 33: 162-169, 1984
- 8) 外山比南子, 田中栄一, 村山秀雄: SPECT における定量的な再構成アルゴリズムの検討. 高性能シングルフォトン ECT 装置の開発に関する研究報告書, pp. 133-149, 1985