技術報告

SPECT 画像のデータ収集に関する検討†

友光達志, 柳元真一, 村中 明, 永井清久, 曾根照喜, 大塚信昭,

福永仁夫, 森田陸司, 日地啓夫*, 西下創一*

川崎医科大学核医学科, *同大学放射線科

701-01 倉敷市松島 577

1985年6月28日 受理

Key Words: single photon emission computed tomography, data sampling,
reconstruction image, cold spot contour

1. 緒 言

人体に投与された放射性医薬品の体内分布状態を断層法により検出しようとする試みは、1963年 Kuhlら¹⁾が対向スキャナを使用した報告に始まる。その後、1973年 Hounsfield²⁾によるX線コンピュータ断層撮影(CT)の開発により、コンピュータを使用した画像再構成法が確立され、ラジオアイソトープ(RI)断層法も大きな進歩をとげた。とくに、回転型シンチレーションカメラの普及に伴い、single photon emission CT(SPECT)法によるRI断層が多くの施設で試みられるようになっていく。しかし、回転型シンチレーションカメラを用いたSPECT法には、2次元画像の改善や画像再構成の目的に使用するフィルタ、患者体内でのγ線の吸収補正、データ収集条件等に、多くの問題点が存在する。そのため、フィルタおよび補正に関しては、すでに多くの検討がなされている³⁾⁻⁵⁾。ところがSPECTのデータ収集に関する具体的な検討は、ほとんど加えられていないのが現状である。

今回、360度1回転におけるデータ収集時の投影数および1投影当たりのデータ収集時間と、SPECT画像との関係について、若干の検討を加えたので報告する。

2. 装置およびファントム

実験装置として、回転型シンチレーションカメラ GAMMA VIEW T (日立社製)および核医学データ処理装置 HARP RP-100 (日立社製)を用いた。ファントムにはECT用テストファントム ECT-2 (京都科学標本社製)を、線源には^{99m}TcO₄⁻を、コリメータには低エネルギー高分解能型を用いた。GAMMA VIEW T の SPECT 機構は、収集回転数(1-99)、収集投影数(24, 32, 48, 64)、1投影当たりのデータ収集時間(1-99秒)、収集角度(180, 360度)の4項目を設定する方式となっている。また、HARP RP-100はSPECT用として、マトリックスサイズ64×64が、2次元画像改善フィルタにWienerが、画像再構成の補正フィルタにCheslerとShepp & Loganの2種類が用意されている。

今回の実験では、回転数は360度1回転とし、2次元画像改善フィルタにWienerを、画像再構成の補正フィルタにShepp & Loganを用いて行った(Table 1)。

3. 方 法

SPECTのデータ収集条件を検討するために、SPECT

Table 1 Parameters in SPECT

Scan angle	360 degree
Projection	24, 32, 48, 64
Slice thickness	2 pixel/slice
Weight function	Shepp & Logan
Attenuation coeff.	0.1
Digital filter	Wiener
Turning radius	20 cm

† Study of Data Sampling for SPECT Image. Tatsushi TOMOMITSU, Shinichi YANAGIMOTO, Akira MURANAKA, Kiyohisa NAGAI, Teruki SONE, Nobuaki OTSUKA, Masao FUKUNAGA, Rikushi MORITA, Hiroo HIJI* and Souichi NISHISHITA*: Department of Nuclear Medicine, *Department of Radiology, Kawasaki Medical School, 577, Matsushima, Kurashiki-shi 701-01.

Table 2 Change of FWHM on SPECT image

Position	24 projections	32 projections	48 projections	64 projections
1	15.0	15.5	16.3	15.9
2	15.9	16.7	15.9	16.7
3	14.6	15.5	16.3	16.7
4	18.3	15.9	16.3	17.1
5	15.5	19.1	17.5	18.3
6	18.7	15.9	17.9	17.5
7	13.8	14.2	16.7	17.9
Mean	16.0	16.1	16.7	17.2
S. D.	1.85	1.51	0.73	0.81

画像の不均一性, 分解能, cold spotの検出能と, データ収集投影数, 1投影当たりのデータ収集時間との関係について調べた。

不均一性は, SPECT スタート位置(−45度)での情報密度 (ID=information density) と, 不均一性との関係として評価した。つまり, ファントム横断断層像に11×11cm²の関心領域を設定し, 最大偏差を求めた。

分解能は, ファントム中に7本の線状線源(内径1mm)をTable 2のように配置し, 投影数×1投影当たりのデータ収集時間, すなわちトータルのデータ収集時間を一定(約20分, 最大カウント数約3000)にして, 24, 32, 48, 64の各投影数において半値幅(FWHM)法で行った。

Cold spotの検出能は, ファントム中心に直径6cm, 周囲に4つの直径3cmの円筒状のcold spotを設置し, その像の歪みについて検討した。まず, 直径6cmのcold spotの横断断層像に関心領域を設定し, 各画素のカウント数を求め, cold spot像の周囲の平均カウント数に対して, 50%以下のカウント数を示す画素の位置を求めた。そして, 横断断層像におけるcold spotの輪郭を決定した。ついで, この輪郭と実寸のcold spotの輪郭を比較することにより, 像の歪みを検討した。像の歪みは, cold spotの実寸の面積と横断断層像の面積の差を百分率で示し比較した。

最後に, 4つの直径3cmのcold spotも含めて, SPECT画像のcold spot検出能とデータ収集条件との関係について, 視覚的検討を行った。

4. 結 果

不均一性は, 32, 64投影ともに SPECT スタート位置での ID が増加するにつれて指数関数的に少なくなり, 投影数の違いによる差も減少する傾向を示した。また, ID が 150–200 counts/cm² 以上では, ほぼ一定の値を示した(Fig. 1)。

分解能は, 最大で FWHM=19.1mm, 最小で13.8mm となり (Table 2), 平均値は24投影で 16.0mm, 32投影で16.1mm, 他方48投影で16.7mm, 64投影で17.2mm となり, 投影数の増加に伴い多少大きくなる傾向を示した。一方, 標準偏差は投影数に反比例して減少の傾向が認められた。

Cold spot の像の歪みの程度は, ファントム円筒の面積と50%カウント cut off 輪郭との面積の差として表現した(Fig. 2)。次に Fig. 3 に示すようにこの面積の差のプラス成分とマイナス成分を合計した値を縦軸に, ID×投影数を横軸にとって表すと, ID×投影数が大きいほど良好な結果が得られた。しかし, ID×投影数, すなわち収集データ量が同一であれば, 投影数の違いによる一定の傾向は認められなかった。

Fig. 1 Ununiformity of reconstructed images.

Fig. 2 Comparison of actual cold spot contour with reconstructed ones.
(ID×projection=12 800)

Fig. 3 Deviation of the cold spot contour of reconstructed images from that of the phantom.

Fig. 4 Relationship between cold spot detectability and number of sampling projection. (ID × projection = 12800)

またFig. 4に実際の画像を示すが、視覚的検討においても前述した面積の差で評した結果と同様に、投影数の違いによる一定の傾向は認められなかった。ただ24投影においては、収集データ量に関係なく、横断断層像辺縁部にストリーキング状のアーチファクトが認められた。他方、32投影以上ではこのような現象は観察されなかった。

5. 考 察

不均一性の検討において、Fig. 1の横軸をIDからID × 投影数に置き変えて考えると、ID × 投影数(収集データ量)が小さいときには、32投影の方が64投影よ

り均一性にすぐれ、収集データ量の増加に伴い、その差は小さくなることが示された。つまり、収集データ量が少ない場合、1投影当たりのデータ収集時間が32投影の方が64投影より相対的に長くなり、統計変動の少ない投影データを取得できることに起因すると考えられた。また、収集データ量が多くなるにつれて、投影数の違いによる差が減少する傾向を示したのも、同様に統計変動に由来するものと推察された。

SPECT画像の不均一性を、最大偏差を15%以下に保とうとする場合、SPECTスタート位置でのIDを64投影では約200、32投影では約400にする必要があった。しかも、Fig. 1からも明らかなように、これ以上IDを大きくしても、不均一性の画期的な改善は望めないことが推察された。

FWHM法を用いて行ったSPECT画像の分解能は、平均値で24投影が16.0mmと最も良好で、投影数の増加に伴い悪化した。しかし、今回使用したデータ処理装置HARP RP-100は、SPECTに対して64 × 64マトリックスで対応しており、64 × 64画素では1.5倍の収集モードでも、光電ピークに対して5-6画素しかなく、FWHMを求めると、かなりの誤差が生じると考えられた。したがって、今回の投影数の違いによるFWHMの差を、有意と考える否か判断は困難であった。

また、FWHMの標準偏差が投影数の増加に伴い減少傾向を示したことは、投影数が多いほどSPECT画像のどの部位でも、すなわち位置と深さに無関係に、ほぼ同じ分解能を取得できることを示唆している。

Cold spotの検出能は、トータルの収集時間(収集データ量)が同じであれば、投影の違いによる差は認められず、トータルのデータ収集時間にのみ大きく依存する結果となった。このことは、藤田ら⁷⁾も、収集時間と投影数について同様の結果を報告している。

ただ、われわれの知見では投影数に関し、24投影でSPECT画像辺縁にストリーキング状のアーチファクトが認められ、32以上の投影数が必要であろうと感じられた。

データ収集時間は、均一性の場合ID=150-200以上すなわちID × 投影数=9600-12800以上、cold spotの検出能(Fig. 3)の場合ID × 投影数=6400以上となる時間が必要であった。これに視覚的評価を加味すると、ID × 投影数=12800程度以上必要であると思われる。

この12800を臨床に应用すると、64投影ではID=200となり、肝臓(^{99m}Tc-Phytate 111MBq (3mCi),

コリメータ: 低エネルギー高分解能) で15.6秒(患者数 $N=10$), 脳(^{123}I -IMP 111MBq(3mCi), コリメータ: 中エネルギー高感度) では72.7秒($N=10$)と, 1投影当たりのデータ収集時間が計算された。肝臓の15.6秒は, イメージ規格化に関する勧告⁸⁾の20-30秒と差が認められた。しかしこの差は, SPECT 画像を取得するさいの2次元画像改善フィルタや画像再構成フィルタ等の組み合わせに由来するものも含まれており, 有意といえるほどではないと考える。

6. ま と め

SPECT 画像のデータ収集に関する検討の結果, 360度1回転でSPECT を施行する場合, 投影数は32以上, $\text{ID} \times \text{投影数} = 12800$ (64投影では $\text{ID} = 200 \text{ counts/cm}^2$) 以上の収集条件でデータを収集すれば, 临床上十分なSPECT 画像が取得できることが示された。

また, SPECT のスタート位置でIDを計測することにより, 1投影当たりのデータ収集時間を個々の患者に対して決定することができ, 常に一定の SPECT 画像を取得することが可能となった。

文 献

- 1) Kuhl, D.E. and Edward, R.Q.: *Radiology*, **80**, 653-662 (1963)
- 2) Hounsfield, G.N.: *Brit. J. Radiol.*, **46**, 1016-1022 (1973)
- 3) Shepp, L.A. and Logan, B.F.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-21**, 21 (1974)
- 4) Chesler, D.A. and Riedere, S.J.: *Phys. Med. Biol.*, **20**, 632 (1975)
- 5) Ramachandran, G.N. and Lakeshminarayanan, A.V.: *Prac. Nat. Acad. Sci.*, **68**, 2236-2241 (1971)
- 6) Sorenson, J.A.: "Quantitative Measurement of Radioactivity *in vivo* by Whole-body Counting. Instrumentation in Nuclear Medicine", pp.311-348, Academic Press, N.Y. (1974)
- 7) 藤田 透, 向井孝夫: 日放技学誌, **37**, 555-565 (1981)
- 8) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会核医学イメージング規格化専門委員会: *Radioisotopes*, **33**, 660-673 (1984)