〔第41回総会シンポジウム〕

5. SPECT のイメージング技術

国立がんセンター放射線診断部

福喜多 博 義

Key words: Single photon emission computed tomography, Reconstruction filter, Attenuation correction, Quality control.

5. TECHNICAL APPROACH TO IMPROVEMENT OF SPECT IMAGES.

HIROYOSHI FUKUKITA

Department of Radiology, National Cancer Center Hospital

Summary

At present, a large number of SPECT systems are being widely used in Japan, hence, it is reasonable for us to know the physical and imaging characteristics of these SPECT devices, and also to recommend the optimum utility of SPECT systems.

For this reason, a survey respect of characteristics of the commercially available SPECT devices was carried out. In addition to this, various factors which have significant influence over SPECT image quality, such as, data acquisition matrix, reconstruction filter, γ -ray attenuation correction and daily quality control procedure, were also investigated. The materials used for this study are PET/SPECT phantom, Alderson liver phantom filled with Tc-99m solution, and either LFOV-E or ZLC-7500 interfaced to Scintipac 2400 minicomputer with 256 K byte of memory.

Following are the results of this study.

- 1) The suitable data acquisition procedure was 128×128 matrix for linear sampling and approximately 64 views for angular sampling.
- 2) Reconstructed image using pre-processing filter with Wiener and Butterworth filters provided high quality image as compared with the Ramp filter.
- 3) Weighted backprojection method (WBP) proposed by Tanaka was superior to other methods, such as Sorenson method and Chang method in the object with non-uniform distribution of radionuclide.
- 4) It was found that uniformity correction of gamma camera and precise adjustment of the center of rotation are most important to maintain the images with a high quality.

1. はじめに

核医学の発展にはイメージング薬剤の開発と機器の開発は不可欠であるが、その中で、Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) 装置を使ったイメー

ジングは従来のガンマカメラを回転することによって簡単に得られることから、めざましい進歩を遂げた。最近の日本アイソトープ協会の調査によると、昭和59年8月現在の SPECT 装置 (ガンマカメラ回転方式) の稼動状況は台数で159台であり、その普及率は全国の in vivo を

有する施設のうち17%に相当する¹⁾。こういった状況で、日本アイソトープ協会専門委員会から SPECT 装置の性能試験条件に関する報告書が出された²⁾。そこでわれわれ使用者が臨床利用する場合の標準的な利用方法について提言する必要がある。その第一歩として、まず現在市販されている SPECT 装置の仕様を調査するとともに、各施設での独自の利用方法はあると思われるが、基本的な検査方法あるいは処理方法について、および今後に残された課題について検討を加えたので報告する。

2. 各社の SPECT 装置の仕様

現在国内で使用されている SPECT 装置は主に 5 社から市販されたものであり、各社それぞれの商品名で販売している。これらの装置はメーカーとその機能を異にしており、ユーザ自身でもその内容について知らない場合が多い。そこで処理方法を明確にするために、メーカーに対してアンケート調査を実施した。その結果を項目別に分類し Table 1 に示した。

データ収集の際、直線サンプリングをいくらかにするか、また角度サンプリングをいくらかにするかが、良質の画像を得るための条件の一つであるが、今回の調査によれば前者は64×64のマトリックスサイズが標準装備であり、一部128×128でのデータ収集も可能な装置があった。後者は連続回転収集が可能な装置もあるが、一般的には32, 64, 128ステップの中から選択するようになっている。

再構成アルゴリズムには主に逐次近似法、重畳積分法、

フーリエ変換法がある。この中で逐次近似法は SPECT 画像における雑音除去、 γ 線の散乱吸収の補正に一番良い方法とされている。しかし計算時間が長く、他の方法に比較して2～30倍もかかるため実用的とはいえない。今回調査した結果によると、ほとんど重畳積分法を用いていた。重畳積分法ははじめ Ramachandran らによって Ramp フィルタを用いて行われていた³⁾。しかしこのフィルタは、高周波数領域で急激に cut-off するため画像に ringing を生じる欠点を持っていた。それを改善するため高周波数領域でなだらかに cut-off するフィルタを Shepp & Logan⁴⁾、Chesler らによって開発された⁵⁾ (Fig. 1)。これらのフィルタは一種の smoothing の効果をもっており、低計数で雑音の多い画像に対しては良いが、それ以外の画像に対しては分解能を劣化させる恐れがある。そこで各機種とも Shepp & Logan のフィルタをはじめ数種のフィルタを準備し、目的に応じて選択で

Fig. 1 Filter functions for the reconstruction.

Table 1 Characteristics of commercially available SPECT systems. These data were supplied by the manufacturers.

Company name	Model	Data acquisition Matrix	Step	Filter	Attenuation Compensation	Display Matrix
ALOKA	MCS-560	64/128	1/125	Ramp, Parzen, Hamming, Butter,	Chang	128
SHIMADZU	Scintipac-2400	64	32/128	S & L, Hann, Butter,	Sorenson	64/512
TOSHIBA	GMS-55A	64/128	8/120	Ramp, S & L, Chesler	Chang	512
HITACHI	HARP	64	24/64	S & L	Chang, Sorenson	512
YOKOKAWA	Maxistar	64/128	32/128	Ramp, Hann, Butter,	Sorenson	256

きるようにしている。

吸収補正は SPECT 画像の定量化には無視できない問題であり、またそれとともに難しい問題でもある。今回の調査では各機種とも Sorenson 法⁶⁾あるいは Chang 法⁷⁾が用いられていた。これらの方法には一長一短があり、前者は均一な RI 分布に対しては良く補正しているがそれ以外に対しては不十分である。後者はそれを補なっているが被写体が大きくなると中心部が盛りあがる欠点を持っている⁸⁾。また正確な吸収補正を行うには体輪部および使用 γ 線エネルギーに応じた線吸収係数値を求める必要があり、今後これらを改善した新しい補正法の開発が望まれる。

表示方法は、コンピュータに接続されるイメージャの性能によって決定されるため、各メーカーとも目的に応じてどの機種にも接続できるように設計されている。表示のために使用するフィルムサイズは大四ツ切あるいは六ツ切で、そのマトリックスサイズは512×512が一般的であった。

3. イメージング技術の規準化のための実験

各メーカーから種々の機種における収集、処理条件が提

Fig. 2 Three phantoms used for the measurements of spatial resolution, uniformity and linearity. Three phantoms were put into the source tank filled with Tc-99m solution.

供されているが、臨床利用での最適な条件を探るため、得られた調査結果を基にしてデータ収集から処理および表示に至るまでの過程について検討を加えた。

使用した装置は島津製 ZLC-37 あるいは ZLC-7500 にシンチパック2400を接続したシステムである。ファントムは Victreen 社製の PET/SPECT を使用した (Fig. 2)。このファントムは上段から順に cold spot 描出能を、直線性および均一性の測定を、下段は hot spot 描出能を測定するように設計されている。線源としては ^{99m}Tc 溶液を準備し、濃度が $5 \mu\text{Ci/ml}$ になるように調整して用いた。

4. 実験結果およびそれについての検討

4.1 直線サンプリングおよび角度サンプリングについて

SPECT 像の空間分解能に影響を及ぼす因子として、1) コリメータの形状 2) 検出器回転半径 3) 線源位置 4) エネルギーウィンドウの設定 5) 直線サンプリングおよび角度サンプリング 6) 再構成フィルタ、を挙げることができる。それらの中で最適な直線サンプリング数は、ガンマカメラのシステム分解能を考慮して選択する必要がある。つまり使用したコリメータの性能によってそれは決定される (標本化定理に従えば Nyquist 周波数よりも低い周波数でサンプリングした場合 aliasing artifact を生じると言われている)⁹⁾。これにはコリメータの空間周波数レスポンス (MTF) と Nyquist 周波数 ($1/(\text{ピクセルサイズ} \times 2)$) との関係をみることにより評価することが可能となる。そこで実際にコリメータと線源間の距離を 8 cm から回転中心に相当する 20 cm まで変えた場合の MTF を測定した (Fig. 3)。このグラフから 64×64 のマトリックスサイズでの Nyquist 周波数は $1/6.4 \times 2 \div 0.78$ であり、これが 8 cm および 12 cm の MTF 曲線と交叉していることから、人体の表在 (0 cm から 7 cm) に存在する病巣を検出する場合には、 64×64 よりも 128×128 の直線サンプリングでデータ収集する必要があることを示唆している。角度サンプリング数は次式から導かれる¹⁰⁾。

$$\begin{aligned} \text{投影数} &= \pi D/2a = \pi/2 \times 64/1 \\ &\approx 100 \end{aligned}$$

ここで D は被写体の直径、a はピクセルサイズである。たとえば直線サンプリングを 64 で行えばおよそ 100 投影数必要となる。しかしこれは理論的に導かれた値であり、そこに雑音の成分、吸収散乱の成分を加えればそれより少ない投影数でも可能となる。そこで 36 および 72 投

影数について格子状ファントムを使って得られる画像を比較した。描出能あるいは画像歪は両者それ程差が見られなかったが、stroke artifact が36投影数にて目立った (Fig. 4)。

Fig. 3 Modulation transfer functions at 8 cm, 12 cm, 16 cm and 20 cm distance from the collimator surface in water. The Nyquist frequency from the sampling bin width of 0.64 (64×64) is also indicated.

Fig. 4 Effects of varying the number of angular sampling. Stroke artifacts were observed with 36 views.

4.2 各種フィルタによる描出能の比較

6種類のフィルタを用いて cold spot および hot spot の描出能について検討した。また各フィルタの使用によるノイズ成分の寄与率を%FSD を用いて評価した。使用したフィルタは前処理なしの Ramp フィルタ, Shepp & Logan フィルタであり、また前処理として9点スムージング, Butterworth フィルタ, Wiener フィルタ, Butter-

worth と Wiener フィルタの組合せによるフィルタにてそれぞれ処理を行った後, Ramp フィルタにて逆投影を行った (Fig. 5). cold spot 描出能の試験結果を Fig. 6 に示す。Ramp フィルタはノイズ成分が目立ち11.4 mm の cold spot までしか描出されていない。また Shepp & Logan フィルタは Ramp フィルタよりも良くなっているがまだノイズ成分が目立つ。一方種々のフィルタで前処理を行った画像はノイズを含む高周波成分が cut され cold spot も明瞭に描出されており, Butterworth と Wiener の組合せフィルタでは5.9 mm まで描出可能であった。特に Wiener および Butterworth フィルタでは種々の cut-off 周波数を選択することにより、さらに描出能 (分解能) を向上させることも可能と思われる¹¹⁻¹⁶⁾。hot spot 描出能の測定結果を Fig. 7 に示す。cold spot 描出能の試験と同様な結果が得られた。特に9点スムージングと Butterworth フィルタとの違いが明瞭であった。

Fig. 5 Filters used for this study; 9 point smoothing, Butterworth, Wiener, etc..

Fig. 6 Cold spot detectabilities of Ramp, Shepp and Logan; Ramp followed by 9 point smoothing, Wiener, Butterworth, and Wiener combined with Butterworth.

Fig. 7 Hot spot detectabilities of 6 kinds of filters as used in Fig. 6.

各種フィルタの違いによりノイズがどの程度変化するかを%FSD¹⁰⁾にて評価した。また均一性の評価を積分均一性および微分均一性から評価した (Table 2)。投影数 36方向および72方向とも%FSD, 積分均一性, 微分均一性において, 9点スムージング, あるいは Butterworth フィルタを使うことにより, Ramp フィルタに比較して値が1/2に減少し改善していた¹⁶⁾。投影数の違いによる評価では, 角度サンプリング数の増加により, ノイズの少ないかつ均一性の良い値が得られた。

Table 2 Changes of the percent fractional standard deviation (%FSD), integral uniformity (Int. Unif.) and differential uniformity (Dif. Unif.) in various filters.

Filter	%FSD	Int. Unif.	Dif. Unif.
Ramp	11.8/14.7	37.2/62.4	28.0/56.6
S & L	9.9/11.1	31.3/36.0	22.6/27.6
9P. SM.	5.7/ 7.1	20.7/24.2	17.6/13.4
Wiener	12.5/13.9	40.4/41.0	32.1/33.0
Butter.	5.8/ 7.3	20.2/22.0	17.1/13.5
Wie+But.	8.1/ 9.4	24.2/28.2	15.9/20.0

72 views/36 views

4.3 種々の吸収補正式についての検討

検討した吸収補正式は Fig. 8 に示すごとく Sorenson による補正法 (前処理法), Chang による補正法 (後処理法), そして田中が提唱する補正法 (Weighted Backpro-

1. Preprocessing Correction by Sorenson

$$P_{C\theta} = \sqrt{P_{\theta} \cdot P_{\theta+\pi}} \frac{\mu \cdot l_{\theta} \cdot e^{\mu \cdot l_{\theta}/2}}{\sinh(\mu \cdot l_{\theta}/2)}$$

2. Postprocessing Correction by L. T. Chang

Correction Factor

$$C(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M e^{-\mu \cdot l_i}}$$

M : Total Number of Projection

$$I(x, y) = P(x, y) \cdot C(x, y)$$

3. Weighted Backprojection Method by Tanaka

$$P_{B\theta}(x, y) = P_{C\theta} \cdot W_{\theta}(t)$$

$$I(x, y) = \sum_{\theta=0}^{2\pi} P_{B\theta}(x, y)$$

Fig. 8 Schematic cross sections of object to indicate attenuation correction methods, i.e., Sorenson, Chang and Weighted backprojection (WBP) methods.

jection: WBP 法)¹⁷⁾の3種類である。まず均一な RI の分布をした円柱形ファントム (直径30 cm) を使って均一性の試験を行った。ここで ^{99m}Tc に対する線吸収係数を $\mu = 0.12 \text{ cm}^{-1}$ とした。その結果, Sorenson 法および WBP 法は非常に良く組織の吸収を補正しているのに対し, Chang 法は分布が中心部で盛り上がりを見せており, 十分な補正がなされていない (Fig. 9)。次に人体に近い分布に適用するため Alderson ファントムを用いて試験を行った。直径1.8 cm の欠損が Chang 法および WBP 法で明瞭に描出することができた。これらのことから, Sorenson 法はその補正が RI 分布が均一である場合は可能であるが, RI 分布が変化している場合十分に補正しきれない欠点を持っている。一方 Chang 法は, 径が大きくなると体軸近傍で RI 分布が盛り上がり補正される欠点を持っている。その点において WBP 法は RI

Fig. 9 Post reconstruction of flood field SPECT images with attenuation correction using three methods, Sorenson, Chang and WBP together with the image of "no correction".

Fig. 10 SPECT images of Alderson liver phantom containing 1.8 cm ϕ cold lesion using three attenuation correction methods together with "no correction". The lesion is clearly visible with WBP method.

分布を非常に良く再現していた (Fig. 10).

4.4 画像表示についての検討

現在各施設で使われている SPECT の画像表示はまちまちであり、統一する必要がある。特に横断断面での top view か bottom view かは X 線 CT とのかかわり合いもあるが、統一しておく必要がある。またその他画像上への左右のマーク、reference 像の表示、スケールの表示等は必ず同一画像上に表示するように勧告しておく必要がある。Fig. 11 にわれわれの施設で使用している表示例を示した。

4.5 Quality Control についての検討

SPECT 像の画質管理に最も重要とされる点は、ガンマカメラの均一性を良くすること、および装置の回転中心のズレをなくすることである。そこで Fig. 12 にガンマカメラの均一性を補正した場合と補正しなかった場合に得られる SPECT 像への影響を示した。均一性を補正し

〔第41回総会シンポジウム〕 5. SPECT のイメージング技術 (福喜多)

Fig. 11 Our display mode for the transaxial liver SPECT images.

Fig. 12 SPECT images obtained with two kinds of methods, without uniformity correction on the left, and with uniformity correction on the right. The image on the left shows ring artifacts.

Fig. 13 Influences of miscentering over reconstructed images from Alderson liver phantom containing 1.8 cm ϕ cold lesion.

なかった場合, ring artifact が明らかに出現している¹⁸⁾. 回転中心のズレは 0.5 ピクセル以内に抑え, それ以上のときは調整するように勧告されている²⁾. Fig. 13 は回転中心のズレとそれによる描出能の劣化の状態を Alderson ファントムを用いて試験した結果である. 1.8 cm 直径の cold spot も 0.5 ピクセルずれるとかなり不鮮明となり, 1.0 ピクセルずれるとまったく描出不能となることがわかる. このように良い画質を得るには quality control は欠かせない点である¹⁸⁾.

5. ま と め

最近の SPECT 装置の普及はめざましく, 今後, 従来のガンマカメラにとって代わるものと思われる. こういった状況から, われわれは SPECT のデータ収集から表示に至るまでの基本的な処理法に関する方法について検討した. その結果, まずユーザが使用している装置の性能およびソフトウェアを十分理解しておく必要がある. また基本的な処理方法については一般化し, 表示は統一しておく必要がある. 今回検討した内容も装置の進歩とともにより良い方法に改良されてゆくものと思われるが, それとともにわれわれユーザがこれらの試験結果をもとに, さらに定量性のある, かつ高分解能の SPECT 像を得るために努力する必要がある.

謝 辞

最後にこのシンポジウムに発表する機会を与えて下さった本学会下野哲勇会長, 長谷川武座長に感謝する. また本研究のためにプログラムを開発して下さい島津製作所の細羽実代および御助言して下さい放医研の田中栄一先生, 筑波大の外山比南子先生に感謝する. 本論文を校閲して下さい当施設の小山田日吉丸先生に感謝する.

文 献

- 1) 日本アイソトープ協会: 日本における核医学機器の現状, Isotope news, 5 月号, 25-28, (1985).
- 2) 日本アイソトープ協会, 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).
- 3) Ramachandran GN and Lakshminarayanan AV: Threedimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs. Application of convolutions instead of fourier transforms, Proc. Nat. Acad. Sci., **68**, 2236-2240, (1971).
- 4) Shepp LA and Logan BF: The fourier reconstruction of a head section, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-21, 21-43, (1974).
- 5) Chesler DA and Riederer SJ: Ripple suppression during reconstruction in transverse tomography, Phys. Med. Biol., **20**, 632-636, (1975).
- 6) Sorenson JA: Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole-body counting. In: Hine GJ, Sorenson JA, eds. Instrumentation in nuclear medicine, New York, Academic Press, **2**, 311-348, (1974).
- 7) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-25, 638-643, (1978).
- 8) 田中栄一: SPECT 用データ処理—重畳積分法—, Med. Imag. Tech, **2**, 89-90, (1984).
- 9) Tsui BMW and Jaszczak RJ: Interactions of collimation, sampling and filtering on SPECT spatial resolution, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-31, 527-532, (1984).
- 10) Budinger TF, Derenzo SE, Gullberg GT, et al.: Emission computer assisted tomography with single photon and positron annihilation photon emitters, J. Comput. Assist. Tomogr., **1**, 131-145, (1977).
- 11) Gonzalez RC and Wintz P: Digital image processing, Reading, MA, Addison-Wesley Publishing Co., 140-151, (1977).
- 12) Miller TR and Sampathkumaran: Digital filtering in nuclear medicine, J. Nucl. Med., **23**, 66-72, (1982).
- 13) Todd-Pokropek A and Paola RD: The use of computers for image processing in nuclear medicine, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-29, 1299-1309, (1982).
- 14) Webb S, Flower MA, Ott RJ, et al.: The spatial resolution of a rotating gamma camera tomographic facility, Brit. J. Radiol., **56**, 939-944, (1983).
- 15) 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).
- 16) King MA, Schwinger RB, Doherty PW, et al.: Two-dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters, J. Nucl. Med.,

〔第41回総会シンポジウム〕 5. SPECT のイメージング技術 (福喜多)

- 25, 1234-1240, (1984).
- 17) Tanka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography, Phys. Med. Biol., 29, 1489-1500, (1984).
- 18) Rogers WL, Clinthorne NH, Harkness BA, et al.: Field-flood requirements for emission computed tomography with an Anger camera, J. Nucl. Med., 23 162-168, (1982).