

《原 著》

心臓 Single Photon Emission Computed Tomography における不均一吸収体の影響

—シミュレーション実験による検討—

細羽 実* 和迩 秀信* 外山比南子** 村田 啓***
田中 栄一****

要旨 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) の吸収補正是体表輪郭内で均一な吸収体を仮定して行われているが、胸部の SPECT、特に心臓においては、吸収係数が大きく異なる不均一な吸収体の分布による誤差が問題になる。著者らは心電図同期 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 像を用いて、吸収体および RI の分布をトレースし、投影像を作成した。再構成は、一様吸収体を仮定した場合と不均一な吸収体を仮定した場合のそれぞれにおいて行い、かつ各吸収補正法ごとに再構成像の RI 濃度の差異を検討した。RI の分布は、心筋領域にとることにより Tl-201・心筋 SPECT を、心プール領域にとることにより Tc-99m・心電同期心プール SPECT をそれぞれシミュレートした。これにより各吸収補正法による心 SPECT イメージの精度限界の推定を試みた。比較に用いた吸収補正法は、PRE CORRECTION 法、POST CORRECTION 法、荷重逆投影法、RADIAL POST CORRECTION 法である。

I. はじめに

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) から得られる定量的情報は 3 つの種類に分かれる。第一は、欠損部位の位置の情報、第二は、対象臓器の体積の情報、第三は、局所に集積した RI の濃度の情報である¹⁾。第一、第二の情報は、分解能の点でいっそうの進歩が望まれるもの、現在ある程度利用可能である。SPECT の最終的目標は、第三の情報を得ることであるが、吸収補正の問題が大きな障害になっているため、今だに完全な解決をみていない。現在、実用化さ

れている SPECT の吸収補正法は、体表輪郭内の均一な吸収体を仮定しているものがほとんどであり^{2~5)}、吸収係数の分布が大きく異なる胸部のイメージング、特に Tl-201 心筋 SPECT、Tc-99m 心プール SPECT などの心臓 SPECT のイメージングにおいては、吸収係数の不均一な分布による誤差が問題となってくる。著者らは、心電図同期 MRI 画像を用いて、吸収体の形態と分布をトレースし、人体の形状に一致した SPECT モデルをコンピュータ・シミュレーションし、均一な吸収体を仮定した場合と不均一な吸収体を仮定した場合における各種吸収補正法による再構成像の RI 濃度の差異を検討した。MRI 像を利用した理由は心筋の描出能力が現在の断層イメージのなかで最も高いからであり、コンピュータ・シミュレーションを行ったのは、吸収のみに問題を限定したいからである。

II. 対象および方法

正常者 3 例、15 スライスの心電図同期 MRI 画

* 島津製作所医用技術部

** 筑波大学医学部核医学科

*** 虎の門病院核医学科

**** 放射線医学総合研究所

受付：60 年 11 月 25 日

最終稿受付：61 年 1 月 24 日

別刷請求先：京都市中京区西ノ京桑原町 1 (☎ 604)

島津製作所医用技術部

細 羽 実

像を用いて、吸収体の形態と予想される RI 分布領域をトレースし、人体の形状に一致した64方向、360°スキャンの SPECT モデルをコンピュータ・シミュレーションにより作成した。吸収補正法の比較には、PRE-CORRECTION (PRE) 法²⁾、POST-CORRECTION (POST) 法³⁾、WEIGHTED BACK PROJECTION (WBP) 法⁴⁾すなわち荷重逆投影法、RADIAL POST CORRECTION (RPC) 法⁵⁾を用いた。

シミュレーションの手順を Fig. 1 に示す。MRI 画像は、磁気テープを介して核医学データ処理装置 (SCINTIPAC-2400) に送り、256×256 マトリックスの画像として表示 (Fig. 1, 左上)，その上で各吸収体の分布および、RI の分布 (心プール領域、心筋領域) をカーソルにてトレース (Fig. 1, 右上) し、関心領域 (ROI) ファイルとして登録した。ROI より 128×128 の RI 分布、吸収体分布地図を作成し、64方向、64点の投影像を作成した。主な吸収体として、肺野、骨、肺野にはいる肝臓、およびその他の体部を設定し、不均一吸収体モデルとした。一方、体表輪郭内の吸収体を一様と

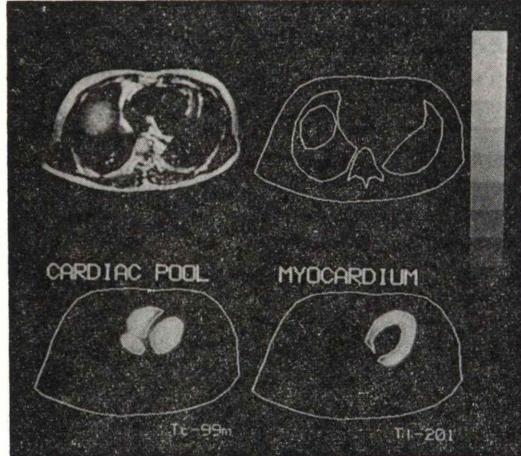


Fig. 1 A gated MR image on which contours for attenuation and activity distributions are traced (Upper left). Attenuation distributions (Upper right). Activity distributions simulating cardiac-pool SPECT using Tc-99m (Lower left). Activity distributions simulating myocardial SPECT using Tl-201.

仮定した場合を均一吸収体モデルとした。RI 分布は、心プールに Tc-99m があるとした心プール・モデル、心筋に Tl-201 があるとした、心筋モデルの 2つを用意した。対象臓器とそれ以外の領域の濃度比は 5:1 とした。吸収係数は、心プール・モデルでは、肺野を 0.02、骨を 0.3、肺野にはいる肝臓、およびその他の体部を 0.15/cm とし、心筋モデルでは、肺野を 0.03、骨を 0.4、肺野にはいる肝臓、およびその他の体部を 0.18/cm とした。

画像再構成には、Shepp-Logan フィルターによる重畠積分法を用いた⁶⁾。また、本シミュレーションでは、統計雑音は加えられていない。

定量的な評価を行うため、(1)式に示す %ERROR なる RI 濃度誤差を評価する値 Eij を定義し、ファンクショナル・イメージを作成した。

$$E_{ij} = \frac{|T_{ij} - C_{ij}|}{T_{ij}} \times 100 \quad (1)$$

ただし、Tij は吸収体がないと仮定したときの再構成像 (TRUE 像) の i,j 番目のピクセルの値であり、Cij は、各種吸収補正法による再構成像の値である。ピクセルごとの %ERROR を、心臓の領域内で平均したものを (2) 式のごとく、平均 %ERROR E として評価した。

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i,j} E_{ij} \quad (2)$$

ここで、i, j は心臓の領域 (TRUE 像のピーク・カウントの 50% 以上のカウントをもつ領域) 内のピクセルである。N は心臓領域内の全ピクセル数である。

III. 結 果

Tc-99m 心プール像の均一吸収体モデルを計算機により作成後、各種吸収補正法により再構成した結果を Fig. 2 に示す。吸収補正のために用いた吸収係数は 0.15/cm である。すべての画像は同一スケールで表示されている。Fig. 2 で TRUE とあるのは、吸収体がないと仮定したときの再構成像で、正しい結果を代表している。NON とあ

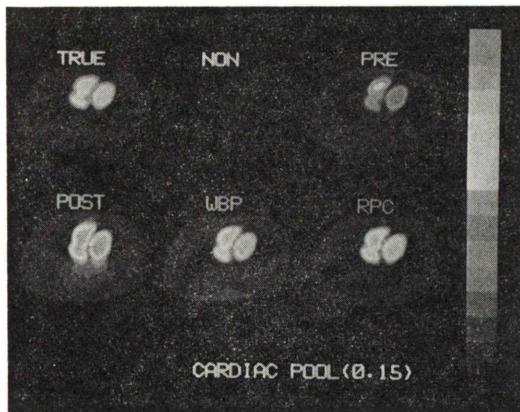


Fig. 2 A comparison of the cardiac-pool SPECT images reconstructed from uniform attenuator model using various attenuation correction method including PRE, POST, WBP, and RPC. TRUE indicates a image reconstructed without assuming any attenuators. NON indicates a image without attenuation correction.

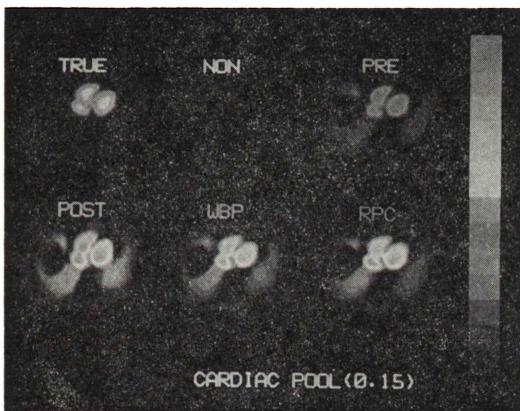


Fig. 3 The cardiac-pool SPECT images reconstructed from non-uniform attenuator model.

るのは、吸収補正しなかった場合の再構成像である。誤差が大きいため濃度の低下が著しい。PRE法による再構成像 (Fig. 2, PRE) では、補正が十分かかっていないことがわかる。POST法 (Fig. 2, POST) では、中心部が盛り上がり、過剰補正になっている。WBP法、RPC法 (Fig. 2, WBP, RPC) とも、TRUEの像に近い結果となっている。どの補正法も一様吸収体を仮定しているため、こ

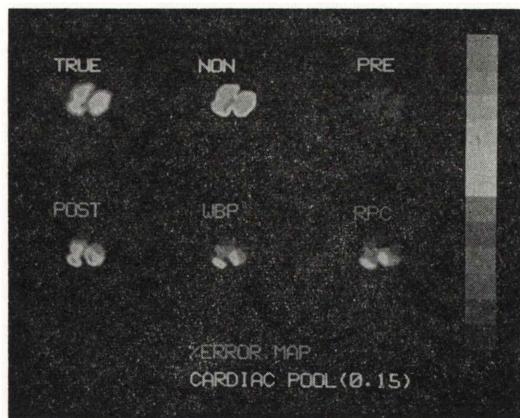


Fig. 4 %ERROR maps of the reconstructed images shown in Fig. 3.

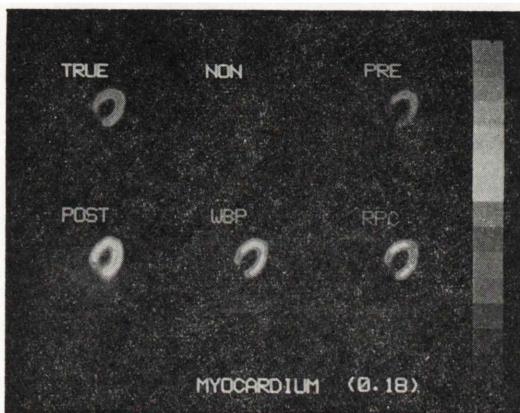


Fig. 5 The myocardial SPECT images reconstructed from uniform attenuator model.

のモデルでは、正確な補正が可能と考えられるが、実際には、方法の違いにより、精度に差異が生じた。

次に、同じ Tc-99m 心プール像を不均一吸収体を仮定してシミュレーションし、吸収係数 0.15/cm を用いて吸収補正した (Fig. 3)。この場合各方法とともに、本来の補正可能なモデルから離れており、大きな誤差を生じた。Fig. 4 には、Fig. 3 のデータの %ERROR 像を示す。TRUE とあるのは、Fig. 3 と同じ像である。均一吸収体の場合に良い結果を示した WBP法、RPC法は、不均一な吸収体の影響により中心部が盛り上がり、大

きく TRUE からずれた。均一吸収体において補正が十分でなかった PRE 法は、この場合、TRUE に近くなった。吸収補正時の吸収係数は、 $0.15/\text{cm}$ を使用したが、肺野の吸収係数が $0.02/\text{cm}$ と一桁小さいため、全体としての平均的吸収係数は $0.15/\text{cm}$ より小さいことが考えられ、吸収補正にはより小さい吸収係数を用いた方がよいと考えられた。次に Tl-201 心筋モデルでおこなった同様なシミュレーションの結果を Figs. 5, 6 および 7 に示す。

Fig. 5 は、均一吸収体の場合であり、Fig. 6 は、不均一吸収体の場合である。Fig. 7 には %ERROR 像を示す。吸収補正時の吸収係数は $0.18/\text{cm}$ を用いた。Tc-99m 心プール・モデルの場合と同様に、WBP, RPC 法では TRUE に近い良い結果が得られた。一方 POST 法は、補正過剰、PRE 法は、補正不足となった。Tl-201 心筋モデルを、不均一吸収体を仮定してシミュレーションした場合も、Tc-99m 心プール・モデルと同様の結果となった

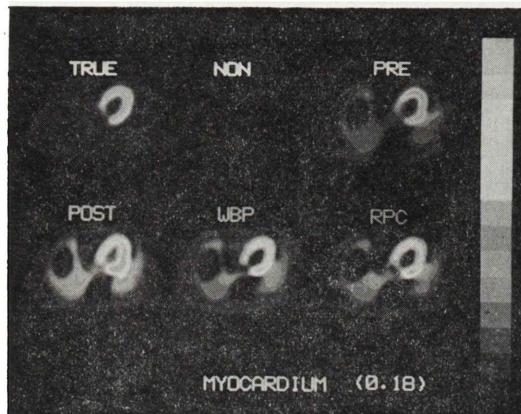


Fig. 6 The myocardial SPECT images reconstructed from non-uniform attenuator model.

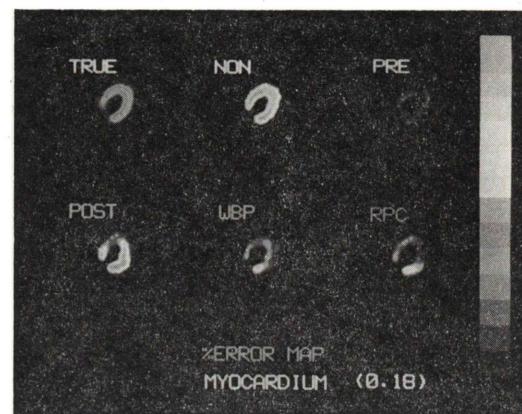


Fig. 7 %ERROR maps of the reconstructed images shown in Fig. 6.

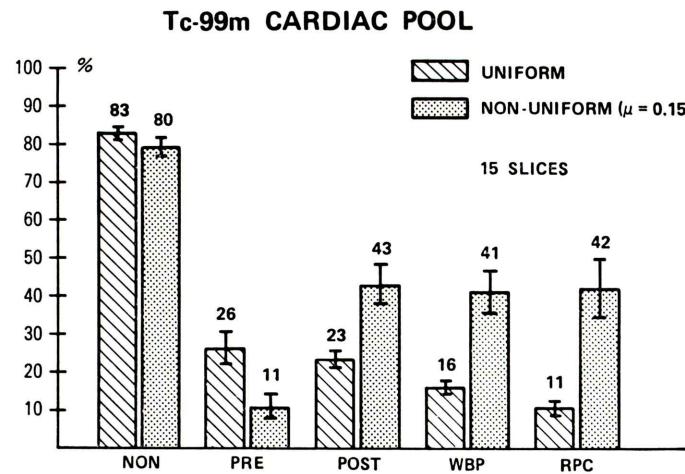


Fig. 8 Plot of the average %ERROR of the cardiac-pool SPECT images with various attenuation correction methods.

が、このモデルの場合、吸収係数が極端に違う肺野に近接した心筋後側壁部では、画像に歪みがみられた。

心プール・モデルの場合の各種吸収補正法による再構成像の平均 %ERROR を 15 スライスについて求め、平均および、標準偏差をとった結果を Fig. 8 に示した。斜線があるものは、均一吸収体

モデル、点状のパターンは、不均一吸収体モデルの場合をそれぞれ示している。均一吸収体では、WBP, RPC 法が、低い誤差となっているが、不均一吸収体になると、20から30%の平均 %ERROR の増加となった。一方 PRE 法では、逆に減少した。

同様に、心筋モデルの場合の結果を Fig. 9 に

TI-201 MYOCARDIUM

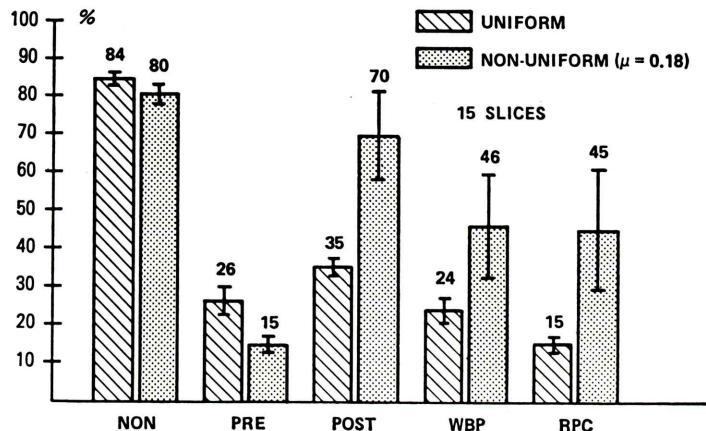


Fig. 9 Plot of the average %ERROR of myocardial SPECT images with various attenuation correction methods.

Tc-99m CARDIAC POOL

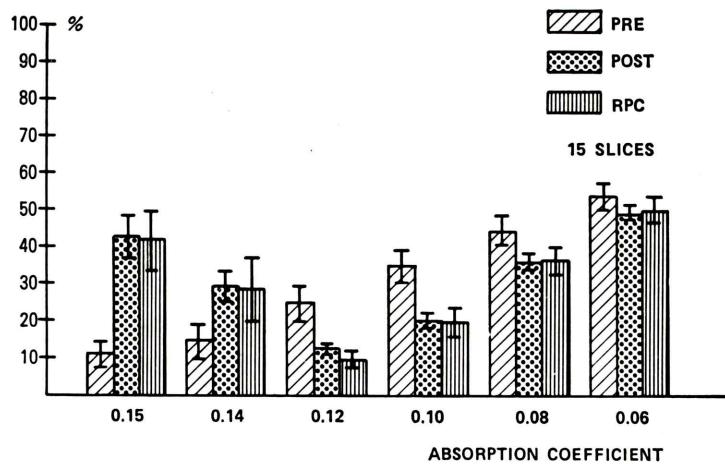


Fig. 10 Plot of the average %ERROR of the cardiac-pool SPECT images reconstructed using various attenuation coefficients.

TI-201 MYOCARDIUM

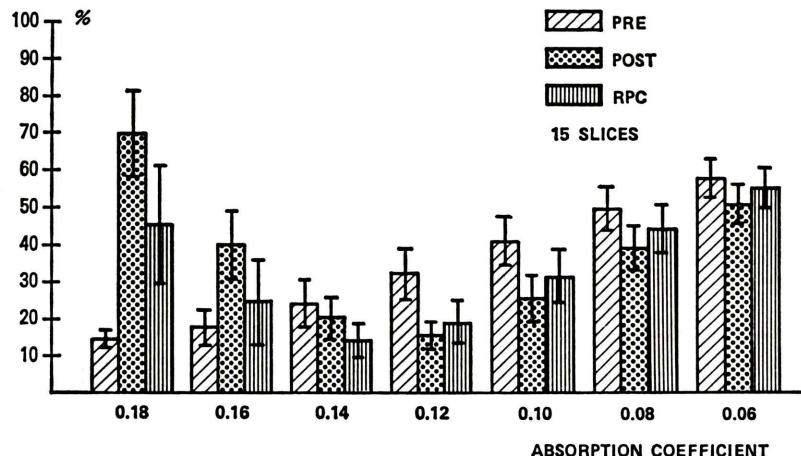


Fig. 11 Plot of the average %ERROR of the myocardial SPECT images reconstructed using various attenuation coefficients.

示す。%ERRORは心プールモデルに比べ、どの方法も5から10%高い値となり、スライスごとのバラツキも大きな値となった。肺野に近接している部分の歪みの影響が大きいものと思われる。

不均一吸収体を仮定したモデルにおいて、吸収係数を、0.06/cmから0.18/cmまで変化させて吸収補正した像の平均%ERRORの値を求めた。PRE, POST, RPCの各方法について行った結果をFig. 10, Fig. 11に示した。Fig. 10は、心プール・モデルの場合であり、Fig. 11は、心筋モデルの場合である。横軸に吸収係数(/cm), 縦軸に平均%ERRORをとっている。斜線は、PRE法を、点は、POST法を、縦線は、RPC法をそれぞれ表わしている。RPC法では、最適な吸収係数として、心プール・モデルで0.12/cm、心筋モデルで0.14/cmが存在することがわかった。PRE法では、吸収係数を減少させると、誤差は増加する傾向にあった。

IV. 考 察

散乱線、統計雑音の問題を除去して吸収補正の問題をシミュレーションすることにより、不均一な吸収体の影響によるSPECTの定量性の低下を

検討した。現在までに、いくつかのシミュレーション実験、ファントム実験が行われているが^{7,8}、本報告のごとく実際の人体形状を用いて行われた例はない。吸収体の分布の影響を調べるには、人体形状の違いによる変動も考慮する必要があり、心プール像、心筋像の描出能力に優れたMRI画像を用いて形状をトレースする方法は適当と考えられる。濃度誤差の程度を評価する指標として、%ERRORを導入したが、%ERRORは、吸収がないとして再構成された画像との差を用いているため、画像再構成時の誤差(フィルター、逆投影の補間法の違いなど)の問題を除いて考えることができた。

胸部における不均一吸収体の影響は、肺野の不均一性からくるものがほとんどであり、再構成像の精度に大きな影響を与えている。肺野は吸収係数が小さいため、あたかもRIの集積濃度が高いように再構成されている(Fig. 3, Fig. 6)。そのため、心筋の例(Fig. 6)に見られるように像が歪み、また心筋あるいは、心プール像のRI濃度に誤差が生じる。肺野の吸収係数は、かなりの変動幅をもっていることが知られているが、別の実験で、肺の吸収係数を、0.02/cmから0.05/cmまで変え

てみたが、結果の再構成像への影響は、1%以内であった。

SPECT の定量性を向上するには、吸収補正が必要であることは、Figs. 8, 9 の吸収補正のない例での誤差が大きいことからもわかる。しかし、一般に実用化されている吸収補正法では、一様な吸収体が仮定されており、そのための誤差は、20から30%と拡大する。この値は、均一吸収体モデルにおいて良い補正を示した WBP, RPC 法において、より大きかった。しかし、吸収係数が他の領域に比べて一桁小さい肺野の影響がほとんどであることから、吸収補正時の吸収係数としては、より小さい値を用いることは妥当であると考えられる。実際に行われた Figs. 10, 11 の実験が示すように、均一吸収体モデルでよい結果の得られた RPC% 法において、%ERROR を最小にする吸収係数は存在し、%ERROR を10から20%の範囲に押さえられることができた。

V. まとめ

- 1) MRI 画像から、心プール、心筋、および人体の輪郭をトレースして、モデルを作成し、コンピュータ・シミュレーションを行った。
- 2) 画像評価を行うために、吸収体のない TRUE 画像を作成し、各ピクセルにおける TRUE 画像との差を %ERROR として定義した。
- 3) 均一吸収体を仮定したモデルでは、RPC 法の誤差が最小で以下 WBP, POST, PRE 法の順であった。不均一吸収体を仮定したモデルでは、PRE 法の誤差が最小、以下 RPC, WBP, POST の順であり、補正が十分でない PRE 法を除いて、他の方法では均一吸収体モデルに比べて 20 から 30%誤差が拡大した。
- 4) 不均一吸収体を仮定したモデルにおいて、吸収補正時の吸収係数を変化させてシミュレーション実験し、%ERROR を算出した結果、RPC

法、POST 法では、心筋モデルで、0.14 と 0.12/cm、心プールモデルで、0.12/cm にて最小の %ERROR となった。PRE 法では、吸収係数を小さくするほど %ERROR は増大した。

5) 心筋モデルの誤差は、心プールモデルの誤差より大きい傾向にあった。

なお、本論文の一部は、第 25 回日本核医学会総会、(昭和 60 年 10 月 10 日) 徳島にて、発表した。

文 献

- 1) Jaszczak RJ, Coleman RE, Whitehead FR: Physical factors affecting quantitative measurements using camera-based single photon emission computed tomography (SPECT). IEEE Trans Nucl Sci NS-28:69-80, 1981
- 2) Sorenson JA: Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole-body counting. In: Hine GJ, Sorenson JA eds. Instrumentation in nuclear medicine, Vol. 2, New York, Academic Press, pp. 311-348, 1974
- 3) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci NS-25: 638-643, 1978
- 4) Tanaka E: Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography. J Comput Assist Tomogr 7: 692-700, 1983
- 5) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys Med Biol 29: 1489-1500, 1984
- 6) Sheep LA, Logan BF: Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans Nucl Sci NS-21: 21-43, 1974
- 7) Lewis MH, Willerson JT, Lewis SE, et al: Attenuation compensation in single-photon emission tomography: A comparative evaluation. J Nucl Med 23: 1121-1127, 1982
- 8) Tamaki N, Mukai T, Ishii Y, et al: Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180 and 360 data collection. J Nucl Med 23: 661-666, 1982

Summary

Effects of Non-uniform Attenuators on Cardiac Single Photon Emission Computed Tomography —Simulation Experiments—

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

*Shimadzu Corporation

**Tsukuba University

***Toranomon Hospital

****National Institute of Radiological Sciences

The effects of the non-uniform attenuators on the cardiac SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) have been evaluated by using the computer simulation technique. The models with realistic structures were created by tracing the outline of attenuators and the activity distributions on the gated MRI images. Fifteen slices in three normal volunteers were used to generate the SPECT images with 64 linear samplings and 64 views over 360 degree. Two types of the models, the uniform attenuator model (UAM) and the non-uniform attenuator model (NUAM), were generated simulating both the Tc-99m blood pool SPECT (TC) and Tl-201 myocardial SPECT (TL). Images were then reconstructed with the various attenuation correction techniques including the pre-correction (PRE), the post-correction (POST), the Weighted Backprojection (WBP), and the

Radial Post Correction method (RPC). The results were compared with the true images reconstructed from a model without assuming no attenuators and a relative percent error (%ERROR) was calculated in the cardiac region. The RPC has shown lowest %ERROR in UAM (11%). However twenty to thirty percent %ERROR increase has been observed for NUAM reconstructed with the RPC, WBP, and POST method. They were considered to be caused by larger attenuation coefficient used in the reconstruction. Introducing of an average attenuation coefficient (0.12/cm for Tc-99m and 0.14/cm for Tl-201) in the RPC method decreased %ERROR to the levels of UAM.

Key words: Tl-201 myocardial SPECT, Tc-99m gated blood pool SPECT, Attenuation correction, Radial post correction.