

- 4) King MA, Hademons GJ and Glick SJ: A dual-photopeak window method for scatter correction. J. Nucl. Med., 33, 605-612, (1992).
- 5) Meikle SR, Hutton BF and Bailey DL: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J. Nucl. Med., 35, 360-367, (1994).
- 6) Narita Y, Eberl S, Iida H, et al.: Monte carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. Med. Phys. Biol., 41, 2481-2496, (1996).
- 7) Edholm PR, Lewitt RM and Lindholm B: Novel properties of the Fourier decomposition of the sinogram. Proc. SPIE., 671, 8-18, (1986).
- 8) Glick SJ, Penney BC, King MA, et al.: Noniterative compensation for the distance-dependent detector response and photon attenuation in SPECT imaging. IEEE Trans. Med. Imag., 13, 363-374, (1994).
- 9) Sorenson JA: Instrumentation in Nuclear Medicine vol. 2, ed. Hine GI and Sorenson JA (New York: Academic), pp.311-48, (1974).
- 10) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-25, 638-643, (1978).
- 11) Bellini S, Piacentini M, Cafforio C, et al.: Compensation of tissue absorption in emission tomography. IEEE Trans. Acoustics, Speech and Signal processing ASSP-27, 213-218, (1979).
- 12) Tretiak O and Metz C: The exponential Radon transform. SIAM J. Appl. Math., 39, 341-154, (1980).
- 13) Tanaka E: Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography. J. Comput. Assist. Tomog., 7, 692-700, (1983).
- 14) Hawkins WG, Lechner PK and Yang NC: The circular harmonic transform for SPECT reconstruction and boundary conditions on the Fourier transform of the sinogram. IEEE Trans. Med. Imag., 7, 135-147, (1988).
- 15) Inouye T, Kose K and Hasegawa A: Image reconstruction algorithm for single-photon-emission computed tomography with uniform attenuation. Phys. Med. Biol., 34, 299-304, (1989).
- 16) Metz CE and Pan XC: A unified analysis of exact method of inverting the 2D exponential Radon transform, with implications for noise control in SPECT. IEEE Trans. Med. Imag., MI-14, 643-658, (1995).
- 17) Pan XC and Metz CE: Analysis of noise of a class of exact methods of inverting the 2-D exponential Radon transform. IEEE Trans. Med. Imag., MI-14, 659-668, (1995).
- 18) 工藤博幸, 斎藤恒雄: SPECTにおける解析的画像再構成法の体系化と雑音伝搬特性. 電子情報通信学会論文誌, J79-D-II, 977-988, (1996).
- 19) Shepp LA and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans. Med. Imag., MI-1, 113-122, (1982).
- 20) Lange K and Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J. Comput. Assist. Tomog., 8, 306-316, (1984).
- 21) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans. Med. Imag., 13, 601-609, (1984).
- 22) 篠原広行, 長谷部伸, 内山勝弘, 他: 解析的SPECT画像再構成法を用いたSPECTの品質管理. 放射線医学物理, 17, 18-36, (1997).

2. 定量的な臨床SPECT画像を得るための注意点

Symposium

橋本 順
慶應義塾大学医学部

1. はじめに

核医学画像は他のモダリティに比べて空間分解能に劣る反面, 生体機能を定量的に評価することが可能であるという特色を持つ。この利点を活かして, 脳や心臓のSPECTを中心に臓器の局所機能の絶対値または相対値の定量化を行う試みが近年さかんになっている。正確な定量化のためには放射性トレーサごとの適切な解析モデルの導入が必要であるのみならず, トレーサの集積量を正確に測定することのできる撮像系と画像処理技術がなくてはならない。

SPECTの定量性は光子の散乱・吸収, 画像再構成法, 部分容積効果などの様々な因子の影響を受ける。正確な定量値を得るためにはこれらの各々についてその影響を補正する必要がある。われわれはTEW散乱線補正法とトランスミッションスキャンで得られた吸収係数マップを用いる吸収補正法(Changの逐次近似補正)を併用することにより, SPECTの定量性向上を

試みてきた^{1,2)}。ここでは臨床SPECTに散乱・吸収補正を応用した際の効果を評価し, SPECTによる定量解析の問題点, 注意点を検討する。

2. 撮像装置

脳SPECTの散乱・吸収補正は3検出器型装置(Toshiba GCA9300-A/DI)を用いて行った。Fig.1に示すように各検出器にはファンビームコリメータが装着されており, コリメータの焦線は対向する三角形の各頂点に位置している。焦線上にTc-99mの線線源を置くことによりトランスミッションスキャンが可能となる。心筋SPECTの補正には2検出器型装置(Toshiba GCA7200-A/DI)を用いた。平行多孔コリメータを使用し, トランスミッション線源として新しく考案した面線源であるシートライン線源を用いた(Fig.2)。シートライン線源は内腔1mm, 全長50mmのテフロンチューブを厚さ7mmの亚克力板上に約60×40cm²の範囲でたたんで

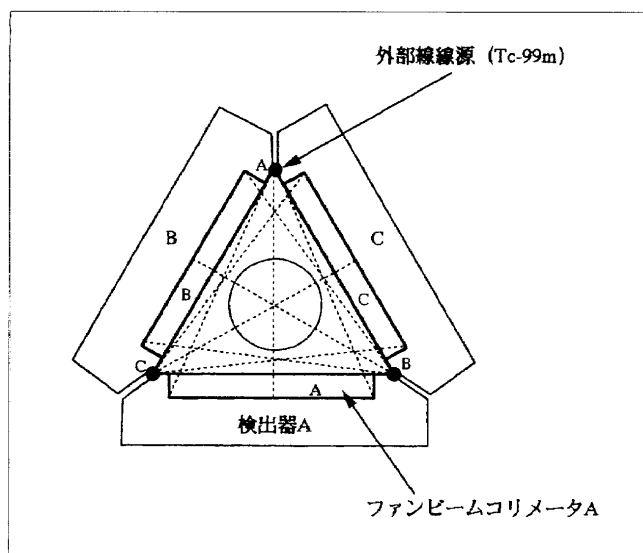


Fig. 1 Geometric configurations of detectors, collimators and transmission sources in brain imaging.

配置したものに、自動注入器で約1GBqのTc-99mを注入したものであり、これを1検出器の前面に装着してデータ収集を行うと、対向する検出器によりトランスミッションデータが収集される。

3. ファントム実験

はじめに集積の絶対値の定量性を確認するために、頭蓋骨と皮質、白質の構造を有する脳ファントムと肺、縦隔、椎体、心筋の構造を有する心臓ファントムを用いて実験を行った。脳ファントム内では皮質内に

43.3kBq/ml、白質内に18.1kBq/mlのTc-99mをみたし、心筋内には全体で22.8MBqのTl-201をみたした。SPECTデータ収集後に画像再構成を行い、脳、心筋の関心領域内のカウントを別に行ったクロスキャリブレーションスキャンから求めた換算係数を用いて、集積放射エネルギーに変換した。クロスキャリブレーションスキャンは散乱、吸収の影響を最小限に抑えるために、径0.5mmの注射筒に約0.3mlのTc-99m、Tl-201をみたしたものを空中に浮かせた状態で行った。結果をTable 1 (脳)、Table 2 (心臓)に示す。散乱・吸収補正を双方とも行うことによって良好な定量性が得られた。

4. 臨床応用

臨床SPECTの定量解析に散乱・吸収補正を導入することによってどのような効果が得られるのかを検討した。脳SPECTではTl-201、I-123-IMP、I-123-β-CIT (ドーパミントランスポータイメージング剤)をトレーサとして使用し、定量解析法としてTl-201ではT/N比 (tumor-to-normal count ratio)算出を、I-123-IMPではtable look-up法を、I-123-β-CITではV3"値((線条体-後頭葉)/後頭葉比)の算出を採用した。table look-up法でのクロスキャリブレーションスキャンはファントム実験でのそれと異なり、クロスキャリブレーションファントムを用いる一般的な方法で行った。V3"値は健常ボランティアで得られた23時間後像に関心領域(ROI)を設定して算出した。線条体のROIは線条体全体の輪郭を囲む大きなROIを用いた。心筋SPECTではI-123-

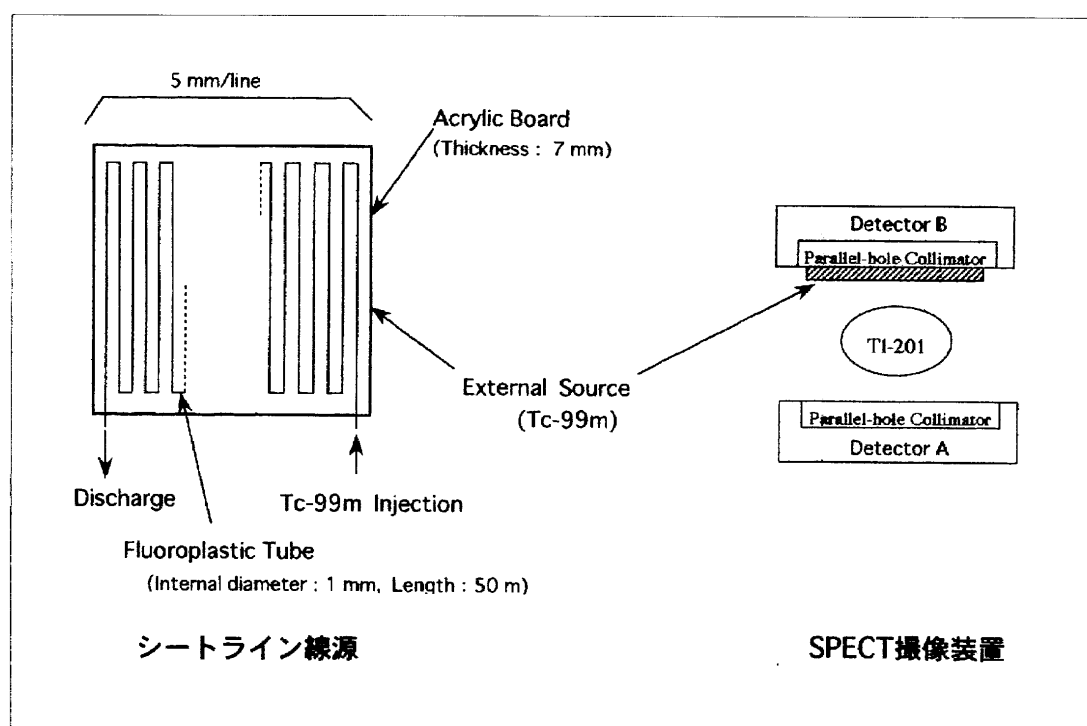


Fig. 2 Geometric configurations of detectors, collimators and the transmission source in myocardial imaging.

Table 1 Attenuation coefficients and cross calibrated SPECT values in brain imaging.

	同時収集時	TCTのみ	真 値
線吸収係数 (1/cm)			
水	0.146±0.007	0.147±0.005	0.157
疑似頭蓋骨	0.217±0.012	0.203±0.010	/
SPECT再構成値 (kBq/ml)			
皮質			
散乱吸収補正	42.9±0.7	/	43.3
未補正	20.1±0.3	/	43.3
散乱補正のみ	16.0±0.3	/	43.3
吸収補正のみ	53.7±1.0	/	43.3
白質			
散乱吸収補正	16.7±0.4	/	18.1
未補正	9.3±0.3	/	18.1
散乱補正のみ	5.1±0.3	/	18.1
吸収補正のみ	26.7±0.7	/	18.1

Table 2 Accuracy of quantification of myocardial tracer accumulation

逐次近似補正の 繰り返し回数	同時収集法 (MBq/心筋全体)	別収集法 (MBq/心筋全体)
0	18.3	18.6
1	21.8	22.1
2	22.8	23.1
3	22.8	23.1
真値	22.8	22.8

9MPA (心筋脂肪酸代謝イメージング剤)を被検者に投与して得られた5分後像と50分後像から心筋局所洗い出し率を求めた。

5. 結 果

Fig.3にTl-201脳腫瘍シンチグラム画像とT/N比を示す。散乱・吸収補正により比が増加した。

I-123-IMPで得られた脳血流の定量画像をFig.4に示す。本症例の場合には補正により皮質の血流増加が見られたが、補正効果は症例によりばらつきがみられた。健常部位の局所血流値は12例の平均値で、皮質は39.6ml/100g/min(未補正), 48.9ml/100g/min(補正後), 白質は25.3ml/100g/min(未補正), 19.8ml/100g/min(補正後)であった。

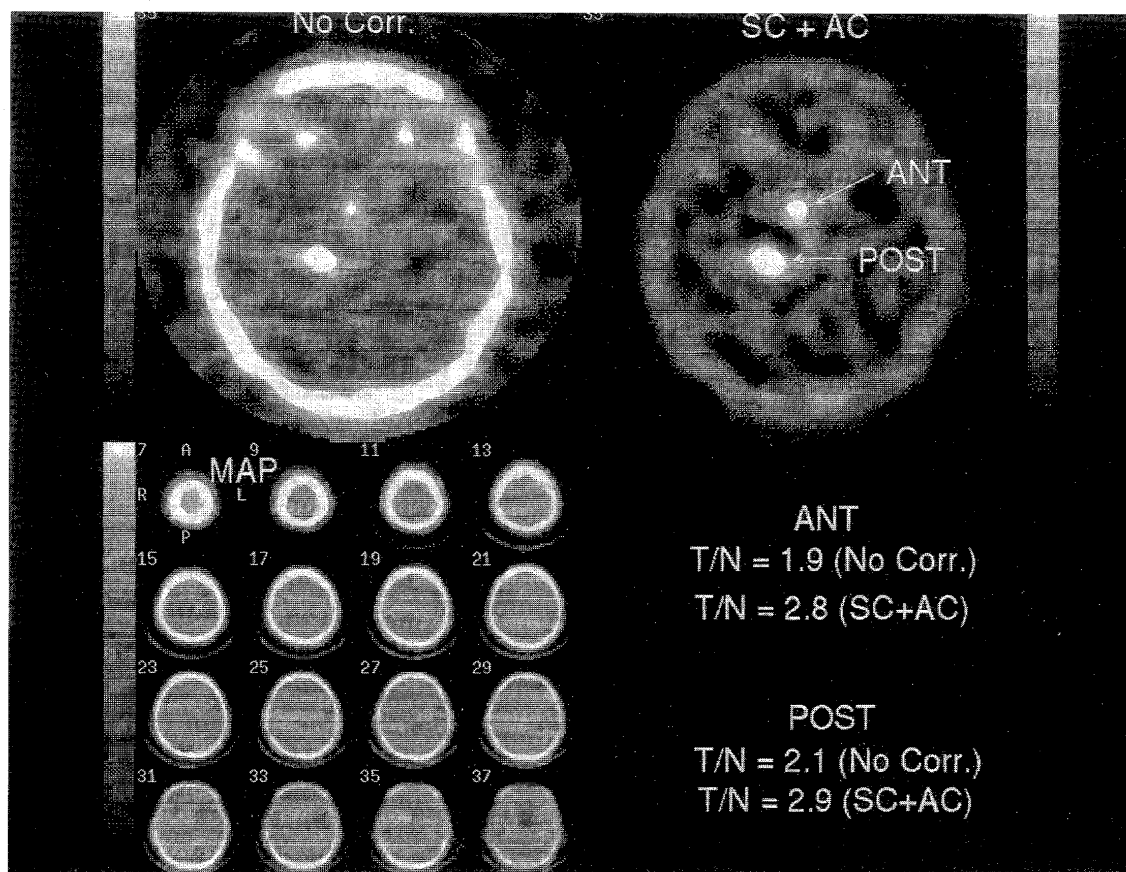


Fig. 3 Tumor-to-normal count ratios in thallium-201 brain SPECT images. No Corr: without correction, SC+AC: with scatter and attenuation correction, MAP: attenuation coefficient map.

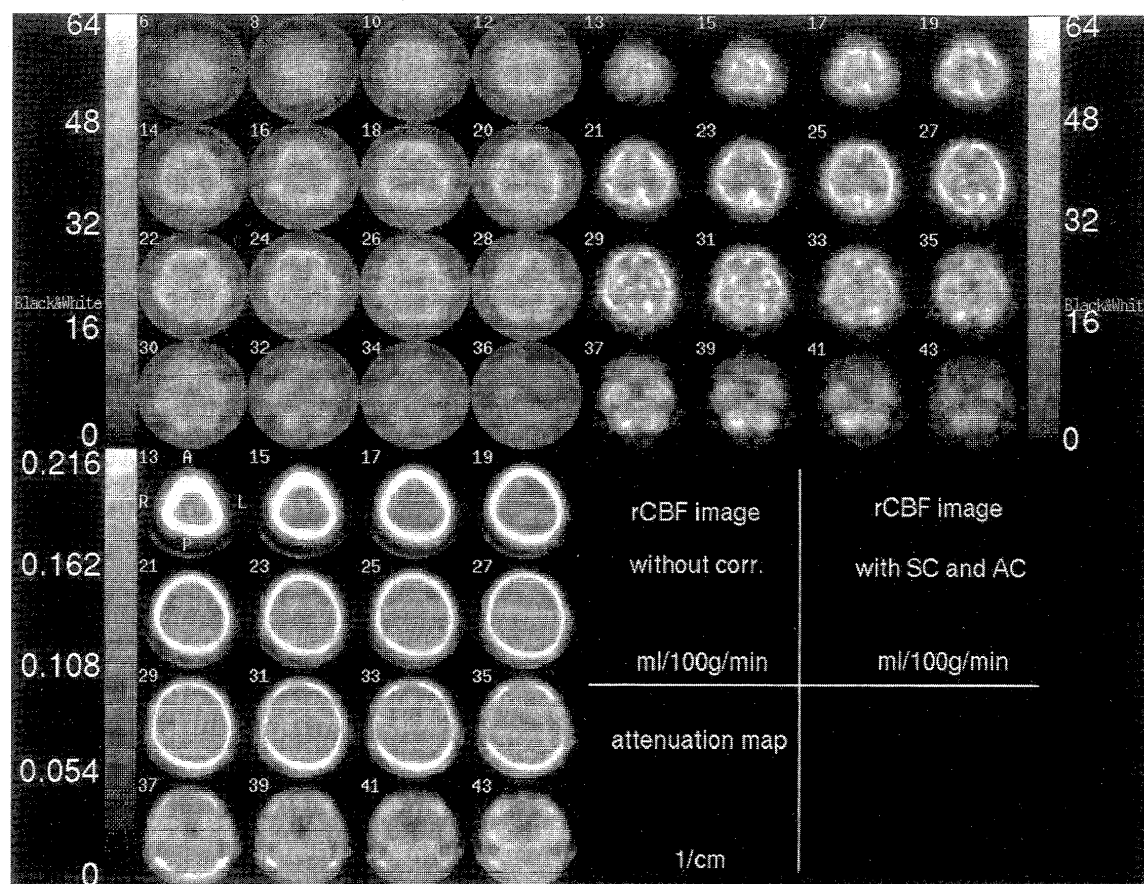


Fig. 4 Effects of scatter and attenuation correction on quantitative analysis of regional cerebral blood flow using I-123-IMP and the table look-up procedure.

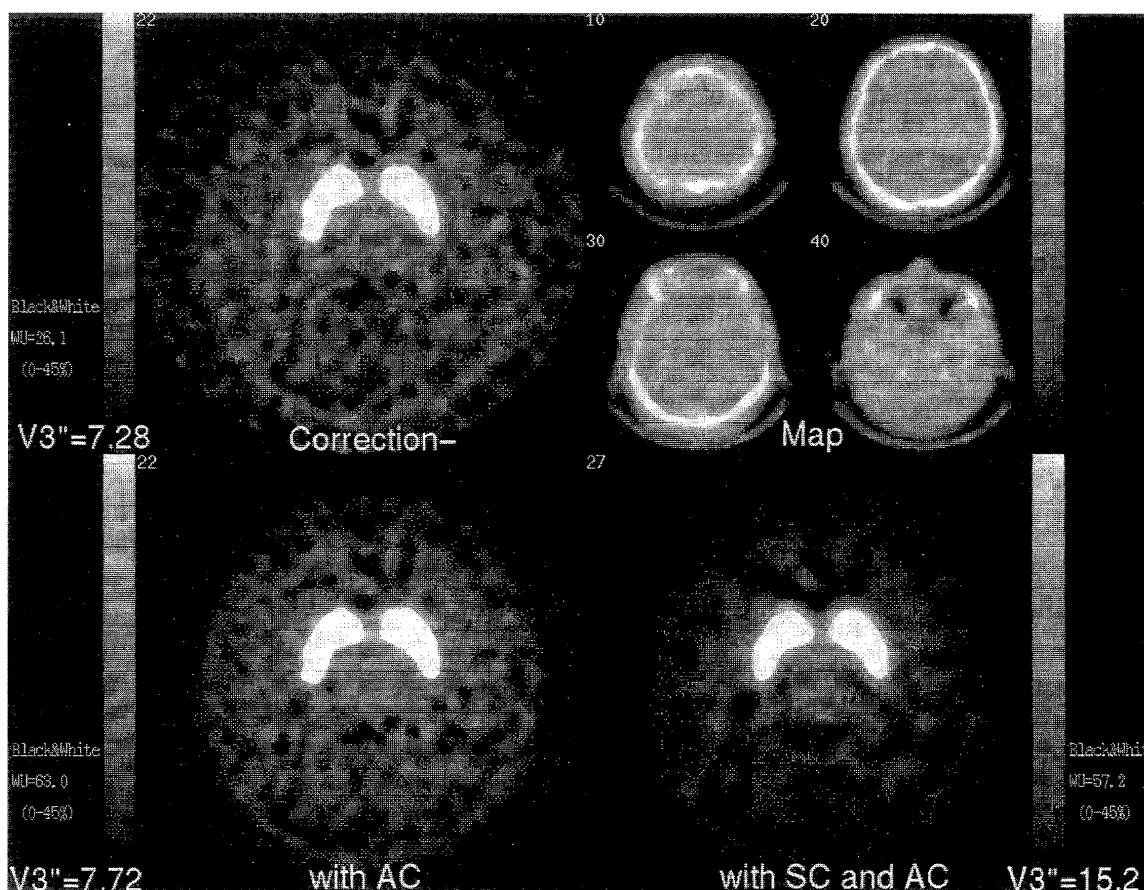


Fig. 5 $V3''$ values in I-123-beta-CIT SPECT images. Rather than photon attenuation, scattering was found to adversely affect the imaging.

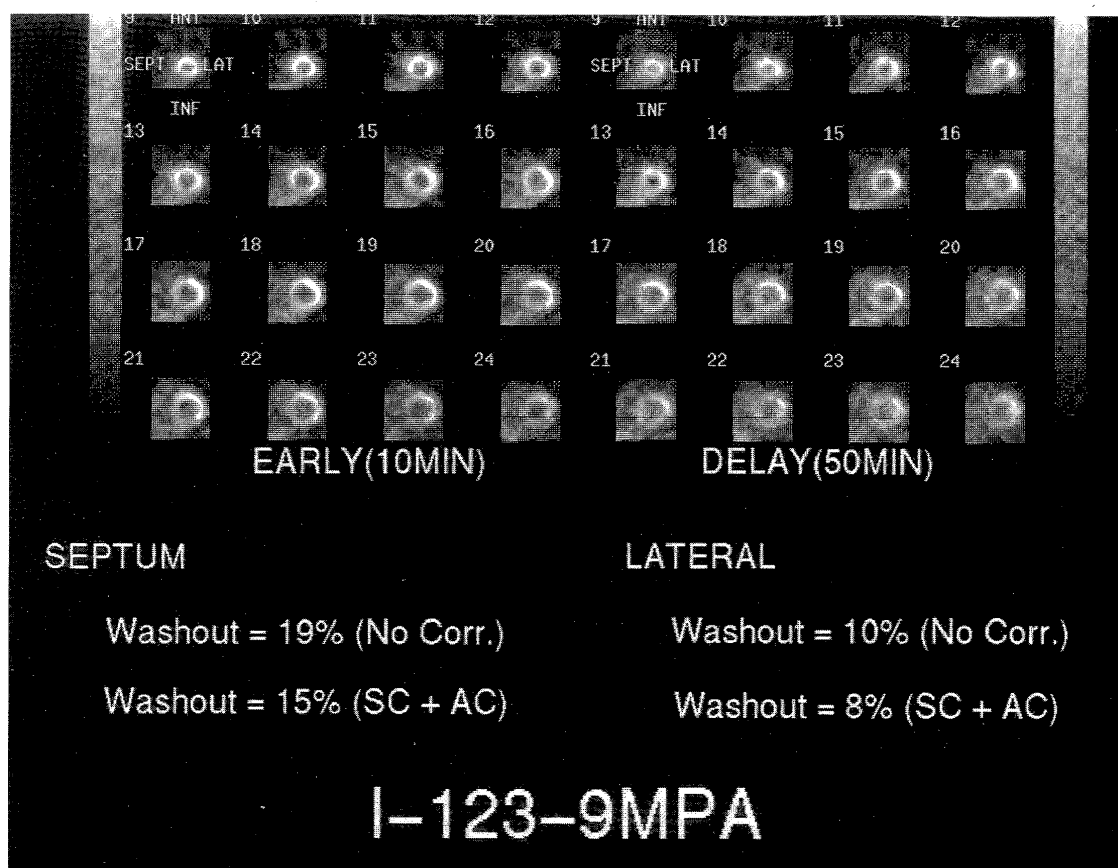


Fig. 6 Calculation of myocardial washout of I-123-9MPA. Effect of scatter and attenuation correction is not remarkable.

Fig.5にI-123- β -CITシンチグラム画像とV3"値を示す。散乱・吸収補正により値が増加した。吸収の影響よりも散乱の影響がきわめて大きいことが判明した。

Fig.6にI-123-9MPAシンチグラム画像と洗い出し率を示す。散乱・吸収補正の影響はあまり大きくなかった。

6. 考 察

上記の結果から、精度の高い定量値を得るためには、光子の散乱の位置依存性を考慮した散乱線補正法に、不均一吸収係数分布を考慮した吸収補正法を組み合わせる必要があることが判明した。近年の著しい技術進歩により散乱・吸収補正も実用の段階に入りつつあるが、散乱・吸収補正を行った場合のクロスキャリブレーションスキンの方法や補正の精度を評価する

方法の確立などが新たに必要となっている。日常臨床でよく用いられる定量解析のなかには、散乱・吸収などの影響を受けやすい指標(集積比を求めるものなど)と受けにくい指標(洗い出し率を求めるものなど)があり、補正施行が不可能な場合には、前者については症例ごとに定量値の過小評価と過大評価のどちらが生じている可能性が高いのかを吟味して用いることが肝要である。また、局所脳血流値の定量の場合などのように、同じ定量解析法に同じ補正法を適用しても、症例による補正効果のばらつきが見られることも分かった。

定量性に影響を及ぼす上記の事柄が解決されたとき、SPECT撮像装置は疾患の診断や重症度の判定に用いられるのみならず、生体機能を計測する装置としての新しい役割を果たすことが可能となるものと考えられる。

参考文献

- 1) 橋本 順, 三宮敏和, 小笠原克彦, 他: 散乱, 吸収補正による心筋SPECTの定量化. 核医学, 33(9), 1015-1019, (1996).
- 2) Hashimoto J, Kubo A, Ogawa K, et al.: Scatter and attenuation correction in technetium-99m brain SPECT. J. Nucl. Med., 38(1), 157-162, (1997).