

— 原 著 —

^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流 SPECT における SSPAC 法の有用性に関する基礎的検討

熊井 由昌¹⁾ 新井 真美¹⁾ 林 万寿夫¹⁾
浅津 輝¹⁾ 赤木 弘之¹⁾ 神崎裕美子²⁾
岡山 勝良¹⁾ 鳴海 善文¹⁾

¹⁾大阪医科大学附属病院 中央放射線部

²⁾大阪医科大学附属病院 総合内科

Usefulness of SSPAC method in myocardial perfusion SPECT using ^{99m}Tc products. A basic study

Yoshiaki KUMAI¹⁾, Mami ARAI¹⁾, Masuo HAYASHI¹⁾,
Akira ASAZU¹⁾, Hiroyuki AKAGI¹⁾, Yumiko KANZAKI²⁾,
Katsuyoshi OKAYAMA¹⁾, Yoshifumi NARUMI¹⁾

¹⁾Department of Radiology, Osaka Medical College Hospital

²⁾Department of General Medicine, Osaka Medical College Hospital

Summary

Regarding myocardial perfusion SPECT using ^{99m}Tc products, many facilities do not usually perform scatter correction or attenuation correction (NC method). With the recent advent of SPECT/CT, attenuation correction using X-ray CT (CTAC method) has become popular. Meanwhile, another method has been developed which estimates attenuation distribution in the body from scattered radiation window of SPECT (SSPAC method). In this study, we investigated the usefulness of SSPAC method for attenuation correction in a phantom experiment. We found that Background (BG) concentrations had an effect on preparation of the attenuation maps. SSPAC method is comparable to CTAC method in terms of attenuation correction effect, and it is superior to NC method in terms of visualization of ischemic and infarction sites, improving decreased RI accumulation in the cardiac inferior wall due to the attenuation effect. In SPECT during stress and at rest, we confirmed that one of the attenuation maps prepared by SSPAC method can be substituted for the other.

Key Words : Segmentation with Scatter and Photopeak window data for Attenuation Correction (SSPAC), Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), Triple Energy Window (TEW), Computed Tomography Attenuation Correction method (CTAC), Myocardial Perfusion

1. 緒 言

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) では、散乱・減弱補正により定量性が向上する。脳血流 SPECT では、散乱線補正は Triple Energy Window (TEW) 法¹⁾、減弱補正は Chang 法²⁾を行うことにより、定量性のある

SPECT 画像が得られる³⁾。しかし、心筋血流 SPECT において、TEW 法により心内腔と心筋のコントラストは改善するが、減弱の影響により下壁や中隔のカウント低下が顕著となり読影が困難となる。また、均一減弱体を仮定した Chang 法は、胸部が肺・脊椎・心臓・乳房など不均一減弱体で構成されているため正確な補正が困難であ

る。このような理由により、散乱・減弱補正を実施していない施設が多い³⁾。

近年、減弱補正において、SPECT/CT 装置の開発により X 線 CT を用いた手法 (Computed Tomography Attenuation Correction method: CTAC 法) が普及しつつあるが、別の方法として 1999 年頃より SPECT の散乱線ウィンドウより体内の減弱分布を推定する手法が提唱され⁴⁾、前田らにより Segmentation with Scatter and Photopeak window data for Attenuation Correction (SSPAC) 法が開発され、臨床応用が可能となった⁵⁻⁷⁾。本法は、SPECT のフォトピークウィンドウおよび散乱線ウィンドウより減弱分布を推定し減弱マップを作成するため、CTAC 法で問題となっている SPECT 画像と減弱マップの位置ずれがなく減弱補正が可能である。また、減弱補正用 CT を撮影することが不必要なため CT による被曝がない。しかし、散乱線画像から体輪郭や肺野外縁を抽出しているため、体内の散乱線分布の状態によっては輪郭抽出ができない場合もある。臨床における成功率は、^{99m}Tc-Tetrofosmin (TF) による負荷安静 SPECT で、負荷時 300 MBq 投与で 48.2%、安静時 600 MBq 投与で 85.5%、どちらか一方が成功は 91.9% と報告されている⁸⁾。

今回、減弱補正に SSPAC 法を用い、ファントム実験により胸壁・縦隔バックグランド (BG) 濃度を変化させて、減弱マップ作成の成功・不成功の検討を行った。さらに、散乱・減弱補正を行わない No Correction (NC) 法、散乱線補正に TEW 法、減弱補正に CTAC 法を用いた方法 (CTAC 法) と比較し、散乱線補正に TEW 法、減弱補正に SSPAC 法を用いた方法 (SSPAC 法) の有用性を検証した。

II. 使用機器

SPECT 装置は 3 検出器型 SPECT 装置 GCA-9300A/PI (東芝メディカルシステムズ)、コリメータは Low energy Super High Resolution Parallel Hole Collimator (東芝メディカルシステムズ) を使用した。空間分解能の指標 Full Width at Half Maximum (FWHM) は、^{99m}Tc における SPECT 画像 (回転半径 132 mm) の中心部分で 11.1 mm であった。データ処理装置は GMS-7700B, GMS-5500A/PI

(東芝メディカルシステムズ) を使用した。CT 装置は Aquilon64 (東芝メディカルシステムズ) を使用した。心肝ファントムは、Cardiac Phantom (Data Spectrum Corporation 製) を使用した。

III. 方 法

1) SPECT 収集および処理

SPECT 装置の収集条件は、マトリクスサイズ 128 × 128 (1 pixel = 3.4 mm)、6 度ステップで 1 検出器あたり 120 度、計 360 度方向で収集した。収集時間は 30 sec/step の心電図非同期 SPECT 収集を行った。

散乱線補正法は TEW 法¹⁾ を用い、energy window を ^{99m}Tc の photopeak 140 keV に対し main window 20%、main window の低エネルギー側に sub window 7% を設定してメインウィンドウ内の散乱線を推定し散乱線の除去を行った。

再構成法は、filtered back projection (FBP) 法を用い、前処理フィルタは Butterworth filter (order 8 cutoff 0.47 cycles/cm)、再構成フィルタは ramp filter を用いた。再構成を行った後、逐次近似 Chang 法 (逐次近似回数 1 回) により減弱補正を行った。今回検討を行う減弱補正に使用した減弱マップの作成方法を 2) ならびに 3) に述べる。

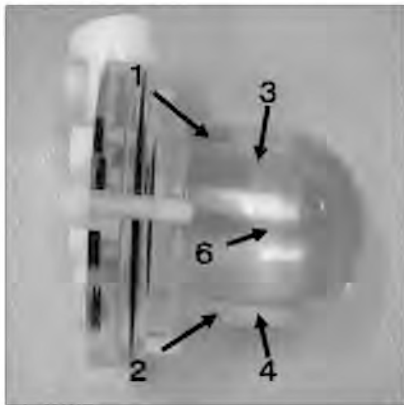
2) CTAC 法

CT 装置により心肝ファントムをヘリカルピッチで撮像し、5 mm ピッチで再構成した。それを digital imaging and communication in medicine (DICOM) ネットワークにより X 線 CT 画像を核医学画像処理装置に取り込み、automatic registration tool (ART) 法⁹⁾ を用い、SPECT 画像と X 線 CT 画像の 3 次元自動位置合わせを行った後、GMS-7700B に搭載されている変換式を利用し、140 keV のエネルギーに合った線減弱係数に変換し、減弱補正を行った。

3) SSPAC 法

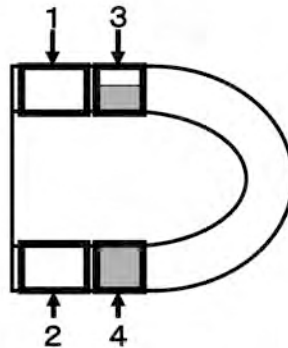
GMS-7700B に搭載されている SSPAC 法の原理は次の通りである。収集した SPECT データの散乱線画像から、体輪郭の自動描出を行う。次に得られた体輪郭と微分画像を用いて肺の外縁を楕円近似し、体輪郭サイズで調整したモデル縦隔を貼

Myocardial Phantom

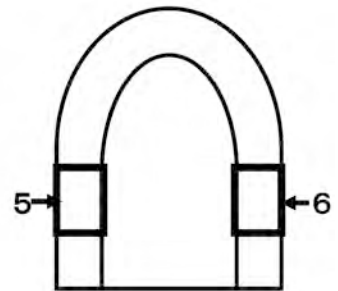


- 1: Anterior wall
2: Inferior wall
3: Ischemic Area

VLA



HLA



- 4: Infarct Part
5: Septum
6: Lateral wall

Fig. 1: Cardiohepatic phantom and ROI setting images

Using Cardiac Phantom, ^{99m}Tc was encapsulated in the cardiac muscle at 100 kBq/ml and in the liver at 33 kBq/ml. The chest wall and mediastinum not including the lung fields were defined as BG part. A 50% ischemic site on the cardiac anterior wall and a 100% infarction site on the cardiac inferior wall were prepared. On the images prepared in the direction of VLA and HLA, ROI was set for a total of 6 sites [(1) anterior wall, (2) inferior wall, (3) anterior wall ischemic site, (4) inferior wall infarction site, (5) septum, and (6) lateral wall], and a comparison was made in terms of percent uptake.

付する。これに、フォトピーク画像から心臓と肝臓を抽出し体輪郭に貼付する。そして体輪郭サイズで調整したモデル胸椎とベッドを貼付する。各部位に減弱係数の割付を行い、SPECT 位置分解能と同等の分解能劣化フィルタ処理を行うことにより、各スライス面での減弱補正マップの作成を行う方法である⁵⁾。

4) 心筋ファントム

心肝ファントムは、 ^{99m}Tc を心筋部分に 100 kBq/ml、肝臓部分に 33 kBq/ml 封入し、肺野以外の胸壁・縦隔を BG 部分とし濃度を変化させた ^{99m}Tc を封入した。心筋の前壁に $20 \times 25 \times 5$ mm の 50% 虚血部位、下壁に $15 \times 20 \times 10$ mm の 100% 梗塞部位を作成した (Fig. 1)。

IV. 検討項目

検討 1. SSPAC 減弱マップ作成の成否と BG の関係についての検討

方法 4) で示した心肝ファントムの BG 部分に ^{99m}Tc を 33, 25, 20, 15, 10, 5, 2.5 kBq/ml と変化させて封入し、SPECT 収集を行った。収集した投影データを用い、SSPAC 法による減弱マップ作成を行い、その成否を調べた。減弱マップ作成の成否はソフトウェアの完了・未完了を判定基準とした。

検討 2. SSPAC 減弱マップ作成成功例に対する検討

2-1. Polar Map 表示およびプロファイルカーブによる比較

検討 1 で述べた SSPAC 減弱マップ作成成功例に対して、NC 法、CTAC 法、SSPAC 法で再構成を行った。再構成画像に対して心筋軸変換処理を

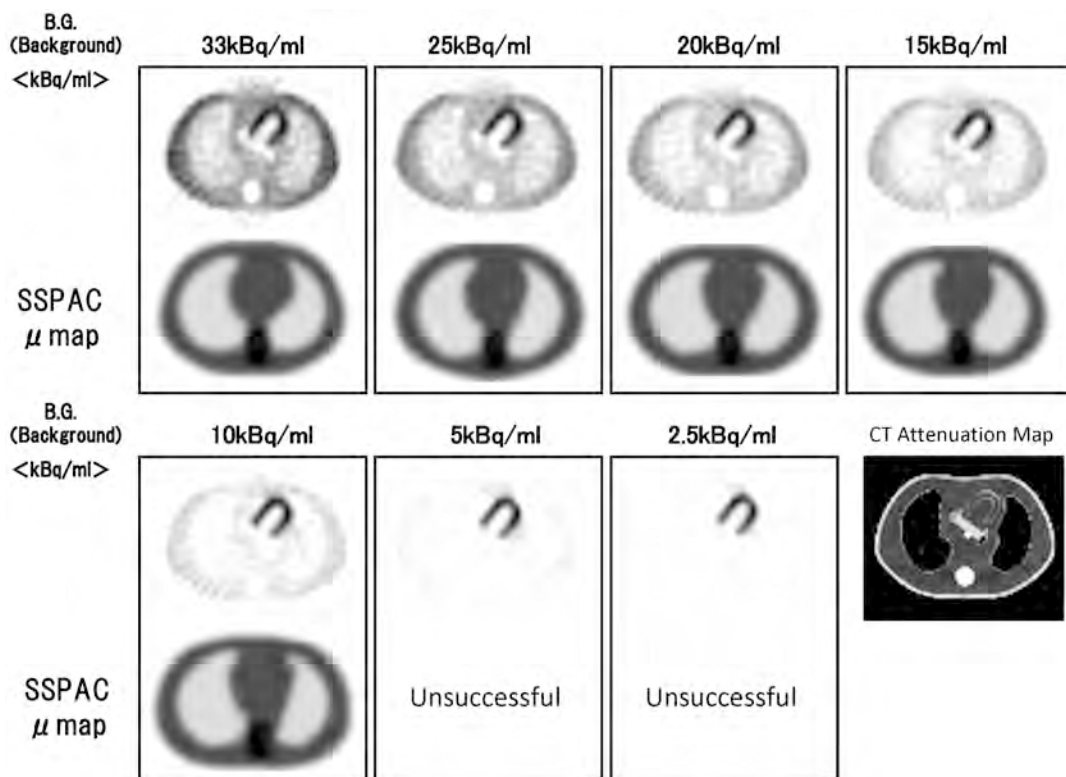


Fig. 2 : SPECT images and cases in which preparation of SSPAC attenuation maps was successful
At BG concentrations of 30, 25, 20, 15, and 10 kBq/ml, preparation of SSPAC attenuation maps was successful. Regardless of the change in the BG concentration, there were no major differences in the attenuation maps between SSPAC and CTAC method excluding a little difference of shape on the mediastinum fields. At low BG concentrations of 5 and 2.5 kBq/ml, however, poor delineation of the body contour occurred during the process, and preparation of the attenuation maps was unsuccessful.

行い Polar Map 表示を作成した。さらに心筋短軸断層像 (SA: short Axis) の欠損部のない任意断面を水平軸方向のプロファイルカーブで比較した。

2-2. ROI 値による比較

検討 1 で述べた SSPAC 減弱マップ作成成功例に対して、NC 法、CTAC 法、SSPAC 法で再構成を行った SPECT 画像より心筋軸変換処理を行い、長軸垂直断層像 (VLA: vertical long axis)、心筋短軸断層像 (SA: short Axis)、長軸水平断層像 (HLA: horizontal long axis) 画像を作成した。作成した VLA、HLA 方向の画像に前壁 (1)、下壁 (2)、前壁虚血部位 (3)、下壁梗塞部位 (4)、中隔 (5)、側壁 (6)、計 6 箇所 の ROI を設定し、%uptake で比較した (Fig. 1)。

設定した ROI の大きさは、前壁 (1) と下壁

(2) は 14×12 ピクセル、前壁虚血部位 (3) と下壁梗塞部位 (4) は 8×12 ピクセル、中隔 (5) と側壁 (6) は 12×16 ピクセルとした。なお、%uptake とは ^{99m}Tc 製剤の心筋での相対的な取り込み量を表したものであり、今回測定対象とした 6 箇所 の ROI 値の中の最大値を 100% として求めた。

測定した各領域の %uptake に対して次のようにスコア化にて評価を行った。0 (75% 以上)、1 (65~75%)、2 (55~65%)、3 (45~55%)、4 (45% 未満) とした¹⁰⁾。

検討 3. SSPAC 減弱マップ作成不成功例に対する検討

検討 1 で述べた SSPAC 減弱マップ作成不成功例に対して、不成功例の SPECT 画像と SSPAC 減弱マップ作成成功例の減弱マップを ART によ

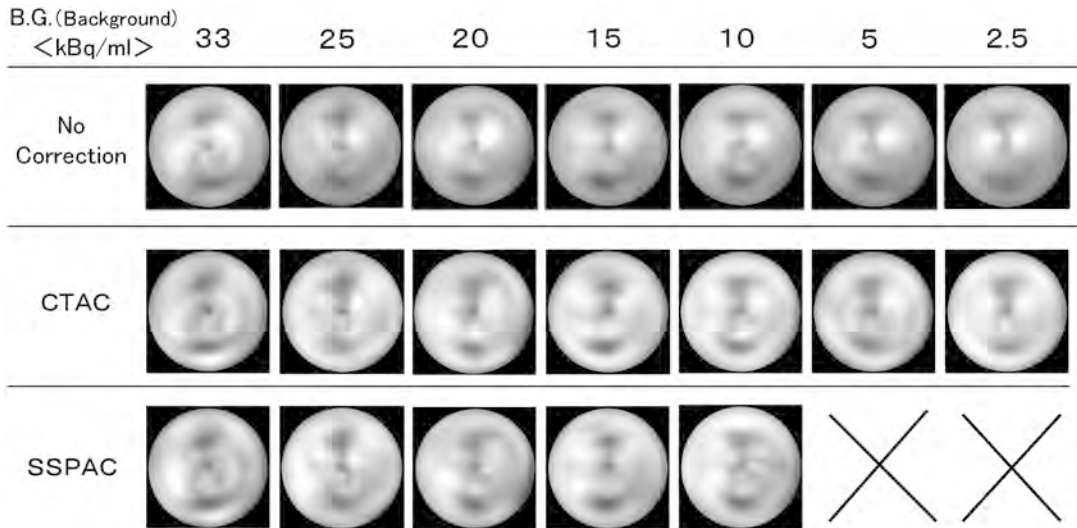


Fig. 3: Polar maps reconstructed by NC method, CTAC method, and SSPAC method. On the map reconstructed by NC method, a slightly decrease on the inferior wall was observed. On the map reconstructed by CTAC method, the ischemic site and the infarction site were visualized clearly. SSPAC method demonstrated visualization ability comparable to CTAC method even when only the successful cases were analyzed.

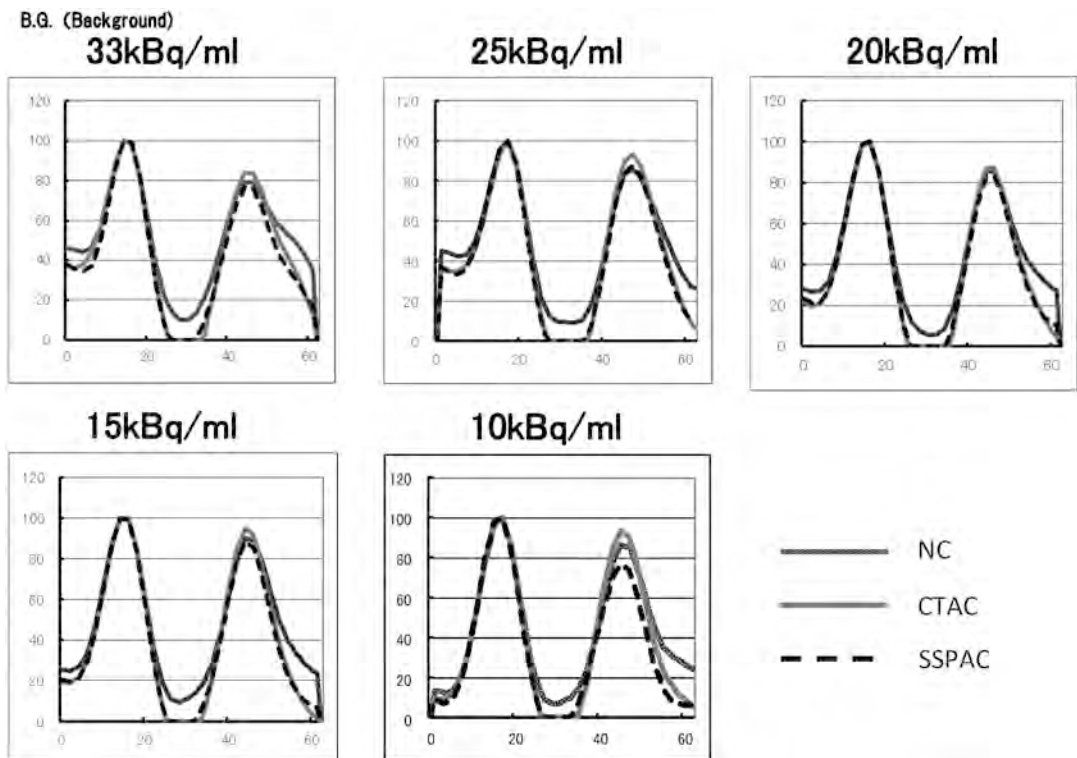


Fig. 4: Profile curves

At any BG concentration, SSPAC and CTAC showed similar curves. In NC method, the cardiac lumen showed a higher value than the other regions, and the outer lateral wall showed a higher value in proportion to BG concentration.

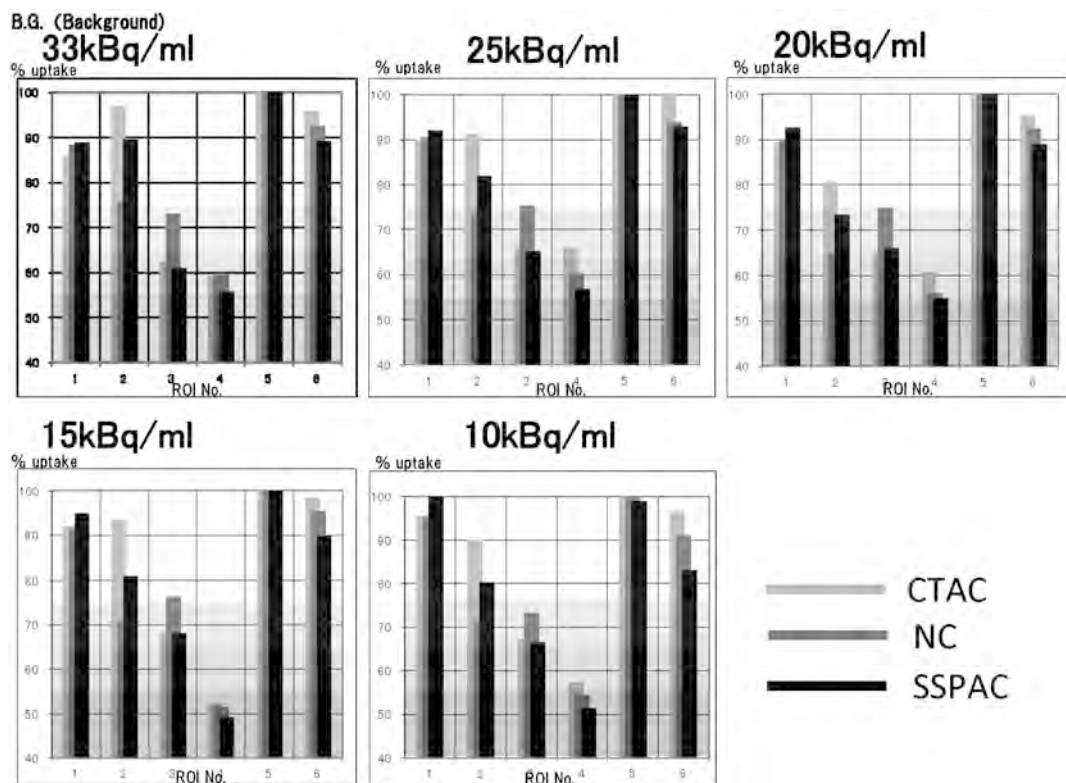


Fig. 5: Comparison of ROI in cases with successful SSPAC

On the results of percent uptake of ROI at 6 sites set for VLA and HLA reconstructed by NC method, CTAC method, and SSPAC method, CTAC and SSPAC showed the same score. NC showed a little different score in comparison to the others.

り位置合わせの後, SSPAC 法で再構成を行った。SSPAC 減弱マップ作成成功例の減弱マップを代用した再構成画像に対して心筋軸変換処理を行い, 使用した減弱マップ毎に検討2-2と同様の検討を行った。

V. 結 果

検討 1. SSPAC 減弱マップの成否と BG の関係についての検討

BG 濃度を变化させたファントムの SPECT 画像と SSPAC 減弱マップ作成成功例の減弱マップを Fig. 2 に示す。BG 濃度が 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml では SSPAC 減弱マップの作成が成功した。SSPAC 減弱マップは, BG 濃度の変化に関わらず CT 画像に近似された形で縦隔・脊髄・肺野が描出され, CT 画像に比し減弱マップの縦隔部分に若干の形状差はあるものの大きな相違はな

かった。

しかし, 5, 2.5 kBq/ml と BG 濃度が低い場合, 処理途中で体輪郭の作成不良がおこり不成功となった。

検討 2. SSPAC 減弱マップ作成成功例に対する検討

2-1. Polar Map 表示およびプロファイルカーブによる比較

BG 濃度を变化させた, NC 法, CTAC 法, SSPAC 法の Polar Map 表示を Fig. 3 に, 同様に SA 像のピークカウントで正規化したプロファイルカーブの結果を Fig. 4 に示す。

Fig. 3 において, どの手法で再構成した Polar Map 表示でも, 虚血部位, 梗塞部位は描出されていた。全ての方法において, どの BG 濃度でも描出に差は認められなかった。しかし, NC 法は

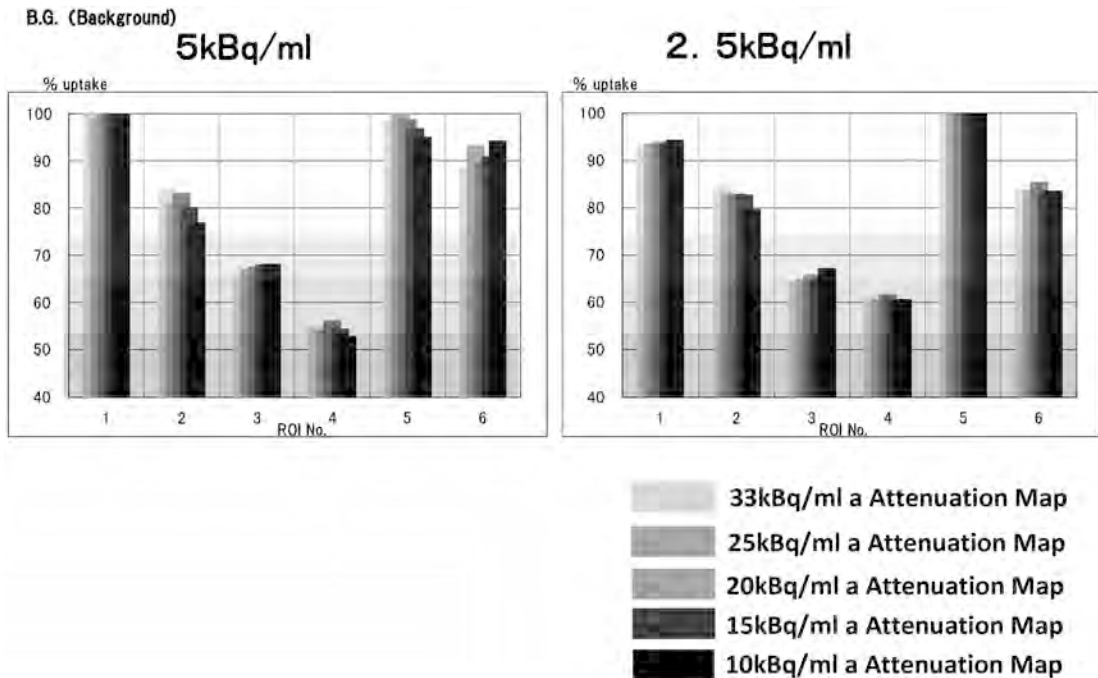


Fig. 6 : Comparison of ROI in cases with unsuccessful SSPAC

When we used the attenuation maps of cases with successful SSPAC, a slight difference in score was observed, but substitution for unsuccessful cases could be achieved at any BG concentration.

他の方法に比し下壁に若干の uptake 低下が認められた。また SSPAC において減弱マップ作成が成功した10から 33 kBq/ml の BG 濃度であれば、CTAC 法と同等に描出されていた。

Fig. 4 において、どの BG 濃度でも SSPAC と CTAC は同様なカーブを示していた。NC 法では心内腔は他方に比し高値を示し、さらに側壁外側は BG 濃度に比例して高値を示していた。

2-2. ROI 値による比較

NC 法、CTAC 法、SSPAC 法で再構成を行った SPECT 画像より心筋軸変換処理にて作成した VLA, HLA に対して設定した 6 箇所 ROI の %uptake の結果を **Fig. 5** に示す。

各領域の %uptake に対して検討項目で述べたスコア化にて評価を行った。

前壁 (1)、中隔 (5)、側壁 (6) はどの濃度域においても、NC 法、CTAC 法、SSPAC 法のいずれにおいてもスコア 0 となり、差は見られなかった。

下壁 (2) の BG 濃度が 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml におけるスコア分布は、NC 法ではスコア 0, 1, 2, 1, 1, CTAC 法は全てスコア 0, SSPAC 法は 0, 0, 1, 0, 0 になった。NC 法は他の 2 法に比し大きく乖離したが、CTAC 法と SSPAC 法ではほぼ一致した。

前壁虚血部位 (3) の BG 濃度が 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml におけるスコア分布は、NC 法ではスコア 1, 0, 0, 0, 1, CTAC 法はスコア 2, 1, 1, 1, 1, SSPAC 法は 2, 1, 1, 1, 1 になった。CTAC 法および SSPAC 法はどの BG 濃度でもスコアは同じであった。NC 法は他の 2 法に比し、10kBq/ml 以外でスコアは乖離を示した。

下壁梗塞部位 (4) の BG 濃度が 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml におけるスコア分布は、NC 法はスコア 2, 2, 2, 3, 3, CTAC 法は 2, 1, 2, 3, 2, SSPAC 法は 2, 2, 2, 3, 3, になった。全ての方法においてスコア上ほぼ一致した。

検討 3. SSPAC 減弱マップ作成不成功例に対する検討

SSPAC 法にて減弱マップ作成に失敗した BG 濃度が 5 および 2.5 kBq/ml の代用として、減弱マップ作成に成功した 10 から 33 kBq/ml の BG 濃度の減弱マップを用いて画像再構成した場合の結果を Fig. 6 に示す。結果の検討は、検討 2 で用いた方法と同等である。

BG 濃度 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml の減弱マップを使用した、前壁 (1), 下壁 (2), 中隔 (5), 側壁 (6) のスコア分布は、BG 濃度 5 kBq/ml, 2.5 kBq/ml, 両者においてすべてスコア 0 となり、差は見られなかった。

BG 濃度 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml の減弱マップを使用した、前壁虚血部位 (3) のスコア分布は、BG 濃度 5 kBq/ml ではすべてスコア 1 となった。2.5 kBq/ml ではスコア 2, 2, 1, 1, 1 であった。スコア 2 を示した BG 濃度 33 kBq/ml と 25 kBq/ml の減弱マップを使用した %uptake 値は各々 64.3% と 64.6% であった。

BG 濃度 33, 25, 20, 15, 10 kBq/ml の減弱マップを使用した、下壁梗塞部位 (4) のスコア分布は、BG 濃度 5 kBq/ml ではスコア 3, 3, 2, 3, 3 であった。スコア 2 を示した BG 濃度 20 kBq/ml の減弱マップを使用した %uptake 値は 56.1% であった。2.5 kBq/ml ではすべてスコア 2 であった。

VI. 考 察

心筋 SPECT の減弱補正は、その減弱分布の不均一さにより補正無しで行われるのが一般的であった。近年になって X 線 CT を用いた手法 (CTAC 法) が普及してきたが、別の方法として前田らの開発した CT を用いずに SPECT のみから減弱マップを推定する方法 (SSPAC 法) が開発され臨床に使用されつつある⁵⁻⁷⁾。しかし、SSPAC 法は、散乱線ウィンドウより体内の減弱分布を推定し減弱補正を行う方法であるが、体内の散乱線分布の状態によっては減弱マップを作成することができないことが報告されている⁸⁾。

SSPAC 減弱マップ作成の成功率の違いは、心筋周辺の胸壁・縦隔の ^{99m}Tc 濃度にあると考え、^{99m}Tc 製剤を封入したファントムを用い

SSPAC の有用性における基礎的検討を行った。

SSPAC 減弱マップ作成成否と BG 濃度の関係について、Fig. 2 が示すように BG 濃度が低い場合 (5, 2.5 kBq/ml), SSPAC 法は処理途中にて体輪郭の作成不成功を示した。これは、本法が SPECT のフォトピークウィンドウおよび散乱線ウィンドウより減弱分布を推定する手法であるため、減弱マップの作成を成功させるには、心筋の集積以外にも胸壁・縦隔にある程度の散乱線量すなわち RI の集積が必要なが示唆される。林の臨床的検討によると、1 日法で行う負荷安静 SPECT において、SSPAC 減弱マップの成功率は、負荷時が 48.2%, 安静時が 85.5% と報告されている。このときの ^{99m}Tc-TF の投与量は、負荷：安静 = 300 MBq : 600 MBq となっており、負荷時の投与量が少ない⁸⁾。このことが、負荷時と安静時の成功率の差の一因と考えられる。作成が成功した SSPAC 減弱マップと CTAC 減弱マップを比較した場合、肺野や縦隔の大きさに相違がある。SSPAC 法は、散乱線ウィンドウにより体輪郭と肺野外縁を推定し、その後に体格に応じたモデル縦隔を貼付する手法である。しかし、モデル縦隔は散乱線成分から推定していないので実際の減弱分布とは異なっており、今回の実験では CTAC 減弱マップより小さい縦隔となっている。このことが相違の原因であると考えられる。

SSPAC 減弱マップ作成成功例と NC 法、CTAC 法との比較について考察する。Fig. 4 に示すプロファイルカーブの結果において、NC 法では心筋ファントムの心内腔と側壁外側のアクリル部分が高値となっている。これは、散乱線補正が行われていないために、BG 部分からフォトピークウィンドウ内への散乱線成分の影響であると考えられる。さらに、側壁外側が BG 濃度に比例して高値となったのは、その箇所が心筋ファントムではアクリル部分であり、BG 部分からの散乱線成分が影響しているものと考えられる。CTAC 法と SSPAC 法はどの BG 濃度においても結果が示す通り、心内腔はカウントが 0 となり側壁外側もほぼ同等なプロファイルカーブである。これは、両法とも散乱・減弱補正が同等に行われていることによる結果と考えられる¹¹⁾。

Fig. 3 の Polar Map 表示, Fig. 5 に示す

%uptake の結果より、各部位ごとについて考察する。前壁 (1)、中隔 (5)、側壁 (6) は結果でも示すように、%uptake はすべてスコア 0 となりスコア上の差は認められなかった。これらの部位では、正常な RI 集積であれば同じスコアを示すことが確認できた。

下壁 (2) では、NC 法は Polar Map 表示でも若干の低下が認められており、%uptake もスコアが他の 2 法に比し 1 ポイント低下している。これは、減弱補正が行われていないことにより、縦隔、肝臓の減弱の影響を受けカウント値が低下するためと考えられる。CTAC 法と SSPAC 法は、一部にスコアの乖離が認められるもののほぼ同じ値を示している。このことにより、減弱マップの違いはあるがほぼ同じ減弱補正の効果が期待できる。

前壁虚血部位 (3) では、Polar Map 表示ではすべて虚血部位は認められる。しかし、NC 法はスコアが他の 2 法に比し 1 ポイント上昇したためスコア 0 が存在し、見た目上は虚血が認識されるがスコア上は正常とみなされることになる。これは、プロフィールカーブの考察で述べた散乱線の影響より虚血部位の ROI 内カウントが上昇したためと考えられる。この現象は、前壁 (1)、中隔 (5)、側壁 (6) の部分が虚血部位になった場合でも起こる可能性があり、スコア評価を行う場合は散乱線補正が必須である。CTAC 法と SSPAC 法では散乱線補正に TEW 法を用いているためスコア上でも同等の虚血部位として認められる。

下壁梗塞部位 (4) では、どの方法でもスコア上は同等の値を示している。しかし、NC 法は下壁 (2) の考察で述べた減弱の影響を受けカウント値が低下しているところに RI の存在しない梗塞部位を作成しているにもかかわらず他の 2 法とほぼ同等なスコア値を示している。これは、メインウィンドウへの散乱線の混入により梗塞部位の ROI 内カウントが上昇したためと考えられる。CTAC 法と SSPAC 法は、同じように散乱・減弱補正を行っているがスコア上若干の違いが見られるのは、減弱マップの違いによるものと推測される。CTAC 法は CT 画像から減弱分布を得るため正確な不均一減弱マップの作成が可能であるが、SSPAC 法は散乱線ウィンドウにより体輪郭と肺

野外縁を推定し、その後に体格に応じたモデル縦隔を貼付しており、前述したとおりモデル縦隔が CTAC 減弱マップに比し小さい。散乱線補正の TEW 法は完全に散乱線を除去できるとは限らず、散乱線成分が完全に除去されていない画像に対して CTAC 法及び SSPAC 法の減弱補正が行われる¹²⁾。SSPAC 法の場合、実際の減弱分布に比し縦隔が小さく肺野が大きいことによりアンダーコレクションになりカウント値が低下すると考えられる。このことが CTAC 法の場合、SSPAC 法に比し若干高めの %uptake を示す一因と考えられる。

SSPAC 減弱マップ作成不成功例に対する代用マップの考察をする。

Fig. 6 に示す %uptake の結果より、SSPAC 減弱マップ作成成功例の減弱マップを用いた場合スコア上では若干の違いは見られたが、どの BG 濃度の減弱マップを用いても不成功例の代用が可能であった。このことにより、同一患者の負荷安静 SPECT において、負荷安静どちらか一方で SSPAC 減弱マップ作成が成功すれば、SSPAC 法による減弱補正が可能となる。実際の臨床において、林の報告より、約 92% の確率で減弱マップ作成が期待できる⁸⁾。

結 語

SSPAC 法は SPECT のフォトピークウィンドウおよび散乱線ウィンドウより減弱分布を推定し減弱マップを作成するため、CTAC 法で問題となっている SPECT 画像減弱マップの位置ずれがなく減弱補正が可能である。また減弱補正用 CT を撮影する必要がないため、CT による被曝がない。今回の検討において、^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流シンチグラフィの SSPAC 減弱マップは、作成成功は BG 濃度が関与し、CTAC 法とほぼ同等の減弱補正効果が得られることがファントム実験より示された。%uptake で比較した場合、NC 法に比し虚血部位や梗塞部位が明瞭に描出され、下壁の減弱の影響による低下の改善がなされた。

また、負荷安静 SPECT においてどちらか一方の SSPAC 法減弱マップ作成が成功すれば、他方に代用可能であることが示唆された。

謝 辞

今回の論文執筆にあたりご協力いただいた, 日本メジフィジックスの仁井田秀治氏, 高山正弘氏, 東芝メディカルシステムズの久保田雅博氏に厚く御礼いたします。

引用文献

- 1) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, et al.: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imag*, **10**: 408-412, 1991
- 2) Chang, L. T. Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sc*, **1**: 2780-2789, 1979
- 3) 増田安彦, 長木昭男, 川渕安寿, 他: 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. *核医学技術*, **28**: 13-66, 2008
- 4) 白川 誠士, 前田 壽登, 佐橋 典児, 他: 心筋 SPECT における TCT なしでの減弱補正の試みー散乱フォトピークウインドウデータからの減弱係数マップの算出ー. 第30回東海循環器核医学記録集: 9-10, 1999
- 5) 前田 壽登, 白川 誠, 長谷部 哲, 他: 心筋 SPECT における減弱補正 (散乱・フォトピークデータからの減弱係数マップ作成および減弱補正). *メディカルレビュー*, (90): 7-11, 2003
- 6) Koichi Okuda, Kenichi Nakajima, Nobutoku Motomura, et al.: Attenuation correction of myocardial SPECT by scatter-photopeak window method in normal subjects. *Ann Nucl Med*, (23): 501-506, 2009
- 7) 奥田光一, 中嶋憲一, 絹谷清剛, 他: SSPAC 法を使用した減弱補正の有用性に関する検討ーSPECT-CT との比較. 第51回北陸循環器核医学研究会記録集: 7-10, 2009
- 8) 林 万寿夫. SPECT/CT 時代に向けた画像補正の中身ーSPECT ユーザーからの報告 (東芝ユーザー: 3D-OSEM)ー. *核医学技術*, (32): 95-100, 2012
- 9) Ardekani BA, Braun M, Hutton BF, et al.: A fully automatic multimodality image registration algorithm. *J Comput Assist Tomogr*, Jul-Aug; **19** (4): 615-23, 1995
- 10) 若林康治, 今井嘉門, 諸澄邦彦, 他: 一体型 SPECT/CT を用いた ^{99m}Tc 心筋血流 SPECT の減弱補正の評価ー定量分析による検討ー. *日本放射線技術*, **66** (4): 371-378, 2010
- 11) 柳沢正道: 心筋 SPECT における定量化と標準化. **60** (5): 666-675, 2004
- 12) 林万寿夫, 福村勝典, 浅津 輝, 他: 散乱・減弱補正法を用いた局所脳血流量測定法の検討. *核医学技術*, (17): 2-9, 1997