

—技術報告—

冠動脈 CT データを減弱マップに用いた ^{99m}Tc 製剤 心筋血流 SPECT におけるトランケーション エラーを考慮した CT 減弱補正法の考案

熊井 由昌 新井 真美 福井 崇晃
林 万寿夫 浅津 輝 小森 剛
石浦 基文 鳴海 善文

大阪医科大学附属病院 中央放射線部

神崎裕美子

大阪医科大学附属病院 循環器内科

Computed Tomography Attenuation Correction Method with Consideration for Truncation Errors in ^{99m}Tc Perfusion Single-Photon Emission Computed Tomography Using Coronary Artery Computed Tomography Data in an Attenuation Map

Yoshiaki KUMAI, Mami ARAI, Takaaki FUKUI,
Masuo HAYASHI, Akira ASAZU, Tsuyoshi KOMORI,
Motofumi ISHIURA and Yoshifumi NARUMI
Department of Radiology, Osaka Medical College Hospital

Yumiko KANZAKI

Department of General Medicine, Osaka Medical College Hospital

(article received : Jun 30, 2016)

Key words : Single photon emission computed tomography (SPECT), Triple energy window (TEW),
Computed tomography based attenuation correction method (CTAC), Myocardial perfusion

I. 緒 言

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) を用いた心筋血流シンチグラフィにおいて、心筋血流評価は心筋軸変換を施した SPECT 画像ならびに Quantitative Perfusion SPECT (以後 QPS) 法¹⁻³⁾で行われている。心筋血流 SPECT は胸部の不均一な減弱分布により一般的に減弱補正は行っていない⁴⁾。しかし、散乱・減弱補正を行うことにより定量性が向上し、米国心臓核医学会のガイドライン⁵⁾でも、Com-

puted Tomography based Attenuation Correction (以後 CTAC)⁶⁾ 法などによる減弱補正を行うことが推奨されている⁷⁾。心筋 SPECT では一般的に散乱補正は Triple Energy Window (以後 TEW) 法⁸⁾、減弱補正は Segmentation with Scatter and Photopeak window data for Attenuation Correction (SSPAC) 法を使用し臨床画像を提供してきた^{7,9-12)}。SSPAC 法は、散乱線ウィンドウより体内の減弱分布を推定する手法であるが、心筋血流製剤の投与量および体内分布の影響により 100%減弱補正用のマップ作成が成功するわけで

はない¹³⁾。SSPAC 法の減弱補正マップが作成不可能であった場合、CTAC 法を用いた減弱補正を行っている。CTAC には、X線 CT 画像が必要であるが、X線被ばくの観点から減弱補正用のみの CT 撮影に関しては避けることが望ましく、当施設では、digital imaging and communications in medicine (以後 DICOM) ネットワークを介し診療目的で撮影した X線 CT 画像を用い、ソフトウェアフュージョンによる減弱補正で施行している。しかし、心筋血流 SPECT を施行した症例に対して、冠動脈 CT のみという場合があり、冠動脈 CT での単純 CT (以後冠動脈単純 CT) の Field Of View (以後 FOV) は標準体型時に行う胸部 CT と同じサイズ (FOV = 32 cm) である。冠動脈単純 CT は心臓部を中心に撮影を行っているため、体輪郭の大きさによっては右肺野ならびに背中が欠けた画像となる。SPECT の減弱補正は患者の体輪郭全体を FOV 内に入れるのが原則であり、FOV からはずれると不完全再構成になるため、トラランケーションエラー (Truncation error; 以後 TE) を生じる可能性がある^{14,15)}。

今回、冠動脈 CT を使用した減弱マップで生じる TE を補正した減弱マップ法 (Torancation Error Correction map; TECmap 法) を考案し有用性の検証を行った。

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株式会社、以後東芝)、コリメータは Low energy High Resolution Parallel Hole Collimator (東芝) 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。核医学画像処理装置は GMS-7700B, GMS-5500A/PI (東芝) を使用した。CT 装置は Aquilion ONE (東芝) を使用した。心肝ファントムは、Cardiac Phantom (Data Spectrum Corporation 製) を使用し、^{99m}Tc 溶液を心筋部分に 100 kBq/ml、肝臓部分に 30 kBq/ml、肺野以外の胸壁・縦隔を BG 部分に 7 kBq/ml の ^{99m}Tc 溶液を封入した。

III. 方 法

III-1. 心筋収集および減弱補正法

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 (pixel size = 3.4 mm)、6 度ステップで 1 検出器あたり 120 度、計 360 度方向、楕円軌道で収集した。収集時間は負荷時 60 sec/step、安静時 40 sec/step である。ファントムは心電図非同期、臨床例は R-R 間隔 16 分割の心電図同期にて収集し 16 分割を加算し非同期画像で検討を行った。

散乱線補正法は TEW 法を用い、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; 0.16 cycles/pixel)、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¹⁶⁾ (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 CTAC 法を、2) で述べる。

2) CTAC 法

CT 装置で撮影した X線 CT 画像を DICOM ネットワークにより核医学画像処理装置に取り込んだ (query/retrieve (以後 QR))。取り込んだ X線 CT 画像を、automatic registration tool (ART) 法¹⁷⁾ を用いて SPECT 画像と X線 CT 画像の 3 次元位置合わせを行った後、GMS-5500A/PI 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 (逐次近似 Chang) を行った。なお、胸部 CT の撮影条件は、ファントムならびに臨床例共に管電圧 120 KV、管電流は 200~500 mA (CT Automatic Exposure Control; CT-AEC¹⁸⁾) を用いて FOV = 32~40 cm にて患者の体輪郭に応じて自動で選択)、スキャン速度 0.5、撮影スライス厚は 0.5 mm で撮影し 5 mm ピッチで再構成した。又、冠動脈単純 CT の撮影条件は管電圧 120 KV、管電流は 200~500 mA (CT-AEC を用いて患者の体輪郭に応じて自動で選択¹⁸⁾)、FOV = 32 一定、スキャン速度 0.35、撮影スライス厚は 0.5 mm

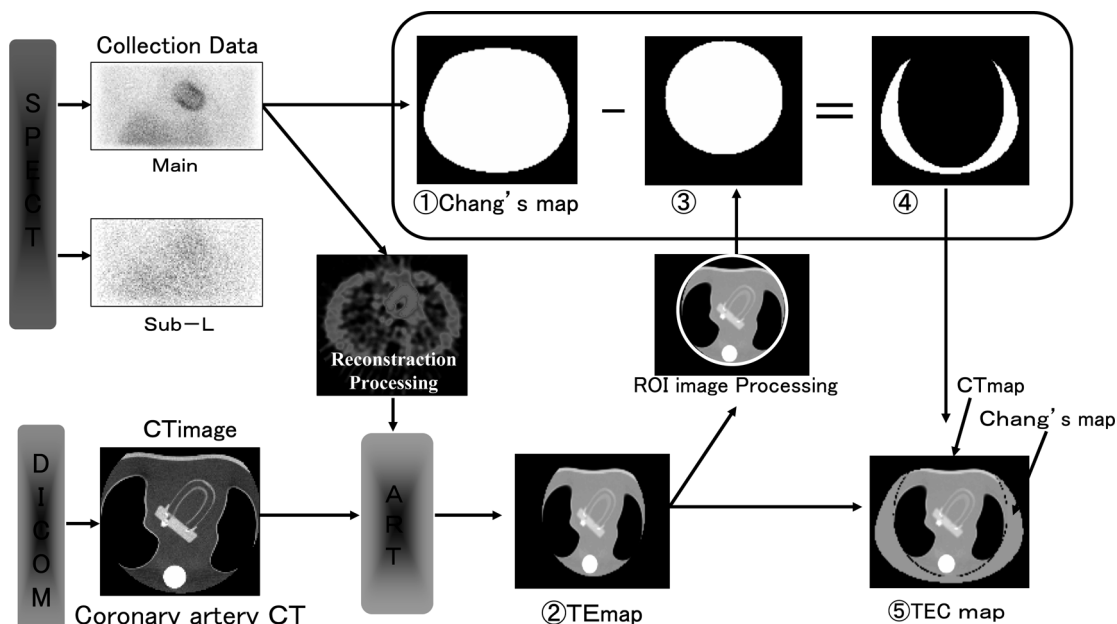


Fig. 1 トランケーションエラーを考慮した CT 減弱補正法。① SPECT データから Chang's map 作成を行う。②冠動脈 CT データと SPECT 再構成画像の ART 処理を行う (TEmap)。③ CTmap 部分を ROI 内の同一カウントに変更処理により均一化を行う。④ Chang's map から冠動脈 CT の減弱補正部分を差分し、TE の部分の抽出を行う。⑤ TEmap を④で作成した Chang's map で補完することにより完成となる (TECmap)。

で撮影し、0.25 mmピッチで再構成した。CT-AEC (自動露出機構)は位置決め撮影画像 (スキャノグラム) または直前の投影データを元に被写体構造を解析し、事前に設定する画質レベルを満たすX線量でスキャンを行うものである。

Ⅲ-2. TE を補正した減弱マップの作成方法 (TECmap)

今回、考案した TECmap 法を **Fig. 1** に示す。
① SPECT 収集データより輪郭を抽出しその中を均一減弱体 ($\mu = 0.15/\text{cm}$) として体輪郭均一マップ (Chang's map) 作成を行う。② DICOM サーバーより、QR した冠動脈 CT データを SPECT 再構成画像と ART 処理により位置合わせを行い減弱マップ (TEmap) を作成する。③ 作成した TEmap 部分に Region of Interest (以後 ROI) を設定し ROI 内を Chang's map と同一カウントになるように均一処理を行う。④ Chang's map (①) から冠動脈 CT の減弱補正 (TEmap (③)) 部分を差分し、TE 部分の抽出を行う。なお、Chang's map も TEmap も SPECT の Reconstruction 画像を元にして作成および位置合わせを

行っている為、①～③の際に位置ずれは生じていない。⑤ TEmap を TE 部分の Chang's map で補完することにより完成となる (TECmap)。

Ⅲ-3. 検討項目

検討 1. 心肝ファントムでの検証

心肝ファントムを用い、①冠動脈 CT を用いた減弱マップ (Torancation Error (+) マップ, 以後 TEmap), ②冠動脈 CT を用いたマップに体輪郭補正を行った減弱マップ (TE_Correction マップ, 以後 TECmap), ③胸部 CT を用いた減弱マップ (Torancation Error (-) マップ, 以後 CTmap) にて CTAC 法で補正を行い Polar map ならびにプロファイルカーブを作成し比較した。

なお、プロファイルカーブは Polar map を16セグメント化し、その値を各マップの最大値および CTmap 法の最大値で正規化した。

測定した領域の Count 値に対しスコア化分類の定義に準じ、スコア 0 (75%以上) を正常¹⁹⁾ として評価を行った。

検討 2. 臨床例での検証

臨床例において心筋血流シンチの使用薬剤

は ^{99m}Tc -Tetrofosmin (TF) で、負荷時 300 MBq、安静時 600 MBq 投与で収集を行った。

2011年7月より2012年1月の間に施行した心筋血流シンチについて、胸部 CT と冠動脈 CT の検査頻度を調べた結果、170例中 CT を撮影していた症例は108例であった。その内訳は胸部 CT のみが50例、冠動脈 CT のみが31例、胸部 CT と冠動脈 CT の両方が27例であった。本検討の対象は胸部 CT と冠動脈 CT 両方を施行した27症例中、胸部 CT の FOV が 40, 36, 32 cm の3種類の中から胸部 CT と心筋 SPECT の呼吸性移動によるミスマッチが少ない症例を各々1例ずつ計3例選択した。3例とも冠動脈単純 CT は心臓部を中心としたサイズ (FOV=32 cm) であった。

なお本研究は、実施当時の倫理規程に従って行った。また個人情報保護に関して、画像出力時には個人情報が含まれないように配慮した。検証方法は検証1の心肝ファントムと同様に、①TEmap, ②TECmap, ③CTmap にて CTAC 法で補正を行い Polar map ならびにプロフィール

カーブを作成し比較した。

IV. 結 果

検討1. 心肝ファントムでの検証

心肝ファントムでの結果を **Fig. 2** に示す。左より、①TEmap 法, ②TECmap 法, ③CTmap 法の順である。上段が μ map, 中段が CTmap 法の最大 Count 値で正規化した再構成 (Horizontal Long Axis, 以後 HLA), 下段が各マップの最大値で正規化した Polar map である。

HLA による評価では TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ濃度を示していたが, TEmap 法は、他の2法に比し濃度低下が認められた。

Polar map による評価では、TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ分布を示していたが, TEmap 法は、他の2法に比し前壁と下壁に Count 低下が認められた。

プロフィールカーブの結果を **Fig. 3** に示す。左より心基部 (①Base), 中間部 (②Mid), 心尖部 (③Apex) の順である。上段に各マップの最

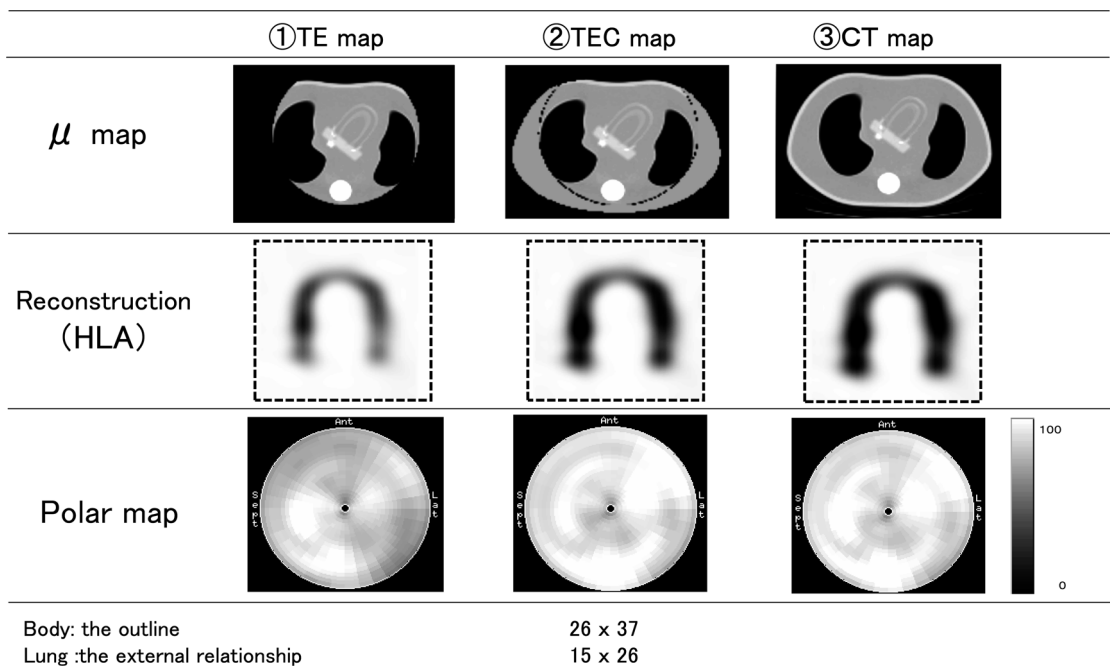


Fig. 2 ファントムにおける各方法の結果。左から TEmap, TECmap, CTmap, 上段が μ map, 中段が再構成 (HLA), 下段が各々の最大値で正規化した Polar map を示す。HLA では TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ濃度を示していたが, TEmap 法は、他の2法に比し濃度低下が認められた。Polar map では、TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ分布を示していたが, TEmap 法は、他の2法に比し前壁と下壁に Count 低下が認められた。

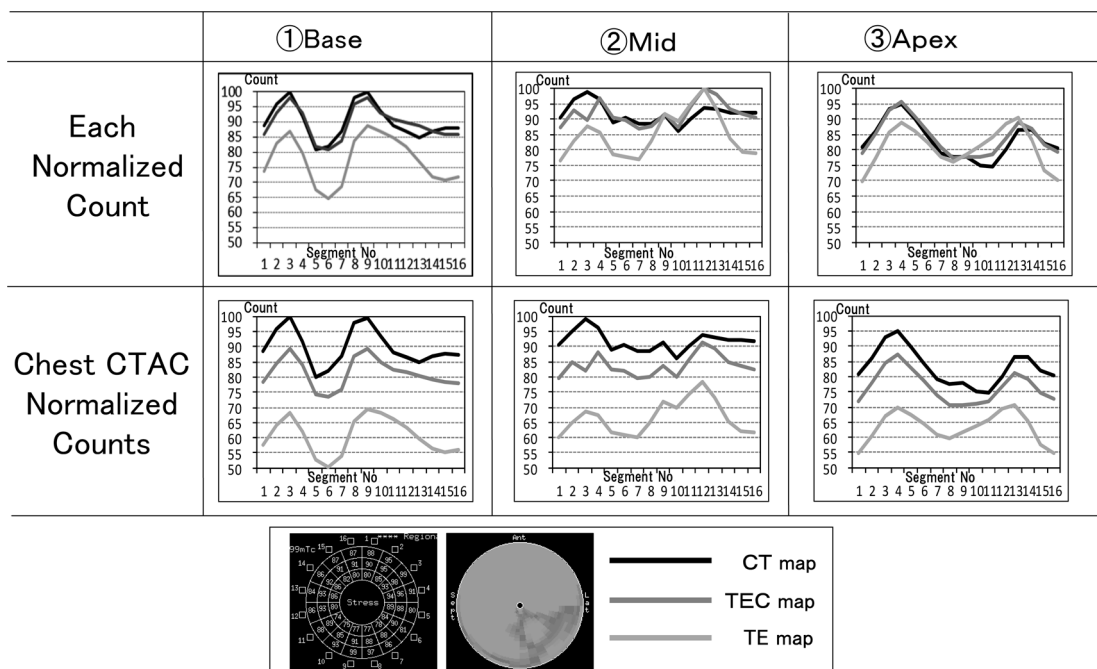


Fig. 3 ファントムにおけるプロファイルカーブの結果。左より心基部 (Base), 中間部 (Mid), 心尖部 (Apex), 上段に各々ごとで正規化したプロファイルカーブ, 下段に CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブを示す。上段では, TEmap 法で Count 低下が認められたが, TECmap 法ならびに CTmap 法ではほぼ同じ分布を示した。下段では, CTmap 法に比し, TECmap 法, TEmap 法の順に Count 低下が認められた。

大値で正規化, 下段に CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブを示す。

各マップで正規化したプロファイルカーブでは, 心基部 (Base) において TEmap 法はセグメント No. 1, 4~7, 15, 16 で75%以下であったが, TECmap 法や CTmap 法ではほぼ同じ分布を示した。中間部 (Mid) において, TEmap 法はセグメント No. 1, 4~7, 15, 16 で若干の Count 低下が認められるものの, 全てにおいて75%以上であり, 他方に比しあまり大きな差はなかった。心尖部 (Apex) において, TEmap 法は No. 1, 2, 15, 16 で75%以下となった。

CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブの比較において, 全体的には CTmap 法に比し, TECmap 法, TEmap 法の順に Count の低下が認められた。部分ごとでは CTmap 法に比し, Base は TECmap 法で 9%, TEmap 法で 30%, Mid は TECmap 法で 8%低下, TEmap 法で 25%, Apex は TECmap 法で 7%, TEmap 法で 20%の低下であった。部分ごとについては16セ

グメント全体の平均値で評価した。

検討 2. 臨床例での検証

臨床例での結果を **Fig. 4** に示す。左より胸部 CT の FOV が 40, 36, 32 cm, 各 FOV で, ① TEmap 法, ② TECmap 法, ③ CTmap 法の順である。上段が μmap , 中段が CTmap 法の最大 Count 値で正規化した再構成 (HLA), 下段が各マップの最大値で正規化した Polar map である。

HLA による評価では全 FOV で, TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ濃度を示した。TEmap 法は, FOV を 32 から 40 cm に変化させた場合, FOV が大きくなるほど他の 2 法に比し濃度低下が認められた。

Polar map による評価では全 FOV で, TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ分布を示した。TEmap 法は, FOV を 32 から 40 cm に変化させた場合, FOV が大きくなるほど他の 2 法に比し, 病変部以外では心肝ファントムと同じ部位に Count 低下が認められた。

プロファイルカーブの結果を **Fig. 5** に示す。

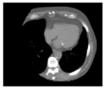
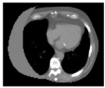
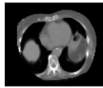
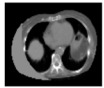
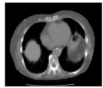
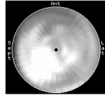
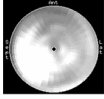
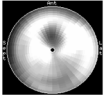
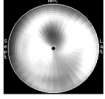
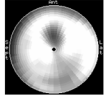
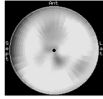
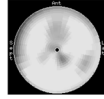
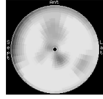
Chest CT FOV (cm)	40cm			36cm			32cm		
	①TEmap	②TECmap	③CTmap	①TEmap	②TECmap	③CTmap	①TEmap	②TECmap	③CTmap
μ map									
Reconstruction (HLA)									
Polar map									
Body: the outline Lung: the external relationship	30 x 37 19 x 28			27 x 33 20 x 26			22 x 31 17 x 22		

Fig. 4 臨床例における各方法の結果 (μ map, 再構成 (HLA), Polar map)。左から FOV 40, 36, 32 cm, また各 FOV で TEmap, TECmap, CTmap, 上段が μ map, 中段が再構成 (HLA), 下段が各々の最大値で正規化した Polar map である。HLA, Polar map 共に全 FOV で TECmap 法, CTmap 法はほぼ同じ濃度を示した。TEmap 法は, FOV を 32 から 40 cm に変化させた場合, FOV が大きくなるほど他の 2 法に比し HLA では濃度低下, Polar map 病変部以外ではファントムと同じ部位に Count 低下が認められた。

左より肺・縦隔 CT の FOV が 40, 36, 32 cm, 各 FOV で心基部 (① Base), 中間部 (② Mid), 心尖部 (③ Apex) の順である。上段に各マップの最大値で正規化したプロファイルカーブ, 下段に CTmap で正規化したプロファイルカーブを示す。

各マップで正規化したプロファイルカーブにおいて, Mid と Apex においてはどの FOV でも大きな差は見られなかった。Base において TEmap 法は, 他の 2 法に比し, 病変部以外では心肝ファントムと同部位付近に Count 低下が認められた。

CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブの比較で, FOV が 40 cm の場合, CTmap 法に対して TECmap 法はほぼ同じ Count であったが TEmap 法では Count の低下が認められた。部分ごとでは CTmap 法に比し, Base は 14%, Mid は 12%, Apex は 8 % の低下であった。FOV が 36 cm の場合, CTmap 法に対して TECmap 法はほぼ同じ Count であったが TEmap 法では Count の低下が認められた。部分ごとでは CTmap 法に比し, Base は 9 %, Mid は 8 %, Apex は 6 % の低下であった。FOV が 32 cm の場合, CTmap 法に対して TECmap 法はほぼ同じ Count であったが TEmap 法では Count の低下が認められた。部分ごとでは CTmap 法に比し, Base は 6 %, Mid は 5 %, Apex は 3 % の低下であった。部分ごとについては 16 セグメント全体の平均値で評価した。

Apex は 6 % の低下であった。FOV が 32 cm の場合, CTmap 法に対して TECmap 法はほぼ同じ Count であったが TEmap 法では Count の低下が認められた。部分ごとでは CTmap 法に比し, Base は 6 %, Mid は 5 %, Apex は 3 % の低下であった。部分ごとについては 16 セグメント全体の平均値で評価した。

V. 考 察

SPECT/CT 装置を用いずソフトウェアフージョンによる X 線 CT 減弱補正を行う場合, 補正目的のみで X 線 CT を行うのは現実的ではなく検査済の X 線 CT 画像を用いるのが一般的と考える。しかし, 心筋血流 SPECT を施行した症例に対して, 冠動脈 CT のみという場合がある。冠動脈単純 CT の大きさは標準体型時の胸部 CT と同じサイズ (FOV = 32 cm) であるが, 心臓部を中心に撮影を行っているため, 体輪郭の大きさによっては右肺野ならびに背中が欠けた画像となる。SPECT の減弱補正は患者の体輪郭全体を FOV 内に入れるのが原則であり, FOV からはず

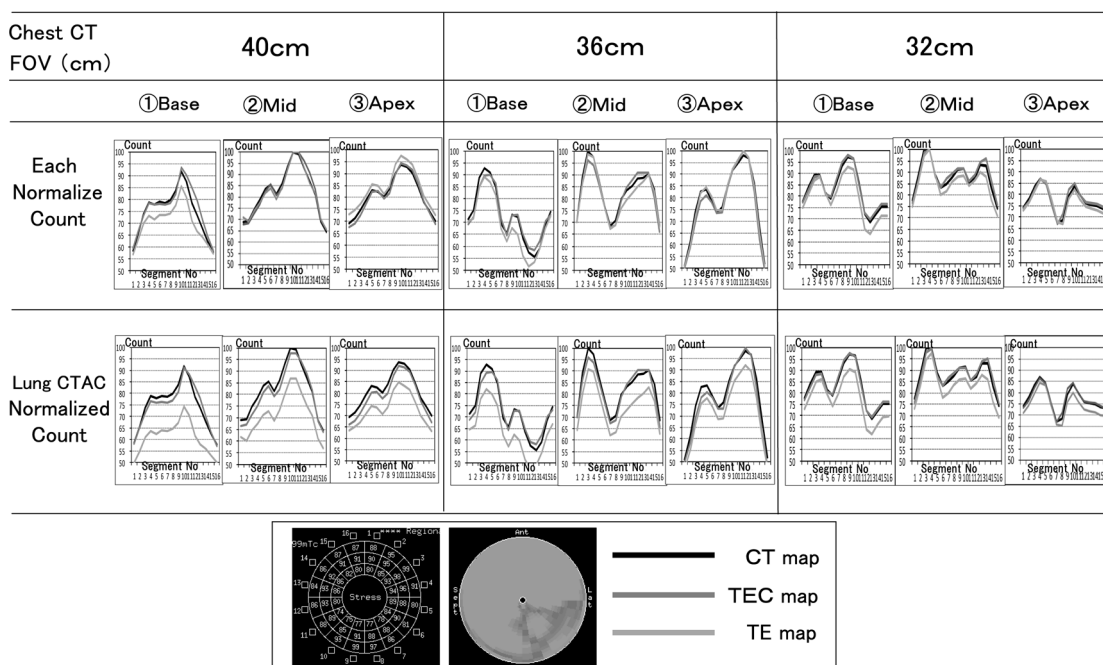


Fig. 5 臨床例におけるプロファイルカーブの結果。左から FOV 40, 36, 32 cm, また各 FOV で左より心基部 (Base), 中間部 (Mid), 心尖部 (Apex), 上段に各々ごとに正規化したプロファイルカーブ, 下段に CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブを示す。上段では, Mid と Apex には大きな差はなかったが Base においては TEmap 法は, 他の 2 法に比し, 病変部以外ではファントムと同部位付近に Count 低下が認められた。下段では CTmap 法に比し, TECmap 法は全体的にあまり変化が見られないが, TEmap 法は Apex から Base に行くほど, count の低下が大きくなった。

れると不完全再構成になるため, TE を生じる可能性がある^{14, 15)}。

今回, 冠動脈 CT を使用した減弱マップで生じる TE を補正した減弱マップ法 (Torancation Error Correction map; TECmap 法) を考案した。考案した方法は, **Fig. 1** に示すように, SPECT 画像より体輪郭を抽出した Chang's map から冠動脈 CT の減弱補正 (TEmap) 部分を差分し, TE 部分の抽出を行い, TEmap に TE 部分を Chang's map で補完する方法である。

有用性の検証方法として, CTmap 法をリファレンス画像とし, TEmap 法, TECmap 法で, Polar map ならびにプロファイルカーブを作成し比較した。なお, プロファイルカーブは Polar map を 16 セグメント化し, その値を各マップの最大値および CTmap 法の最大値で正規化した。各マップの最大値で正規化したプロファイルカーブではマップ内の Count の変化, CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブでは Count

値の定量的な復元の確認を目的に行った。

ファントムについて考察する。TEmap 法は **Fig. 2** の HLA 画像の比較では CTmap 法に比し濃度の低下が認められ, Polarmap では Germono らの報告と同様部位 (前壁, 下壁) に Count の低下が認められた¹⁴⁾。**Fig. 3** のプロファイルカーブの結果より各々の正規化でのプロファイルカーブにて, TEmap 法では Base でセグメント No. 1, 4~7, 15, 16 で大幅に Count が低下, Mid でセグメント No. 1, 4~7, 15, 16, Apex では No. 1, 2, 15, 16 にて若干の低下があった。CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブにて, CTmap 法に比し, TEmap 法は Apex から Base に行くほど, Count 低下が大きくなった。このことにより TEmap を用いた減弱補正では, 心筋内の均一な濃度分布の中に不均一な血流低下部位となって現れることが確認でき, 正確な Count の補正が行われていないことが示唆された。

TECmap 法は、**Fig. 2** の HLA 画像の比較では CTmap 法とほぼ同等の濃度を示し、Polarmap でも CTmap 法とほぼ同等の分布を示した。**Fig. 3** のプロファイルカーブの結果より各々の正規化でのプロファイルカーブにて、我々が考案した TECmap 法は CTmap 法とほぼ同じ分布を示していた。CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブにて、CTmap 法に比し、TECmap 法は全体的に若干の Count 低下は見られるものの、TEmap 法と比べて大幅に Count の増加が見られ、CTmap 法に近い Count 値が再現された。

このことにより我々が考案した TECmap を用いた減弱補正では TEmap に Chang's map で体輪郭の補間を行うことにより CTmap 法とほぼ同等の補正効果が得られることが示唆された。

臨床例について考察する。一般的に胸部 CT、冠動脈 CT は深吸気停止で撮影、SPECT は自由呼吸で収集している。CT と SPECT の心臓での位置合わせは呼吸によるミスマッチが生じる可能性がある^{20,21)}。今回は TE の検討であるため、CT と SPECT の心筋部分のミスマッチについては呼吸性移動によるミスマッチが少ない症例を各 FOV に対して 1 例ずつ計 3 例選択した。3 例とも冠動脈単純 CT は心臓部を中心としたサイズ (FOV = 32 cm) で行った。**Fig. 4** の HLA 画像、Polar Map 表示の結果より、HLA 画像より TEmap 法で FOV が大きくなるほど濃度低下、Polarmap より TEmap 法で FOV が大きくなるほど病変部以外の部位はファントムと同じ部位に Count 低下が見られた。

Fig. 5 のプロファイルカーブの結果より、各々の正規化でのプロファイルカーブにて、Mid ならびに Apex ではどの FOV においても変化はなかった。Base において TEmap 法は他の 2 法に比し、病変部以外の部位はファントムと同じ部位に Count 低下が見られた。胸部 CT の FOV を 32, 36, 40 cm と変化させた場合、FOV すなわち体輪郭が大きくなるほど病変部以外の部位ではファントムと同じ部位に TEmap 法で Count の低下が認められ、臨床においても TE の影響が確認できた。

CTmap 法の最大値で正規化したプロファイルカーブにて、どの FOV においても CTmap 法と

TECmap 法はほぼ同じ分布であった。しかし、TEmap 法は胸部 CT の FOV を 32, 36, 40 cm と変化させた場合、FOV すなわち体輪郭が大きくなるほど、又同一 FOV では Apex から Base に行くほど、Count の低下が大きくなったが、ファントムほどの差は認められなかった。

ファントムと臨床例における違いが発生した原因として心筋を中心とした冠動脈 CT における胸部領域の大きさの違いにあるのではないかと考える。

通常の胸部 CT は体輪郭の大きさにより FOV を 32, 36, 40 cm の中から最適なものを選択し撮影している。冠動脈単純 CT は体輪郭の大きさに関係なく FOV を 32 cm で撮影している。ただし患者を心臓中心にポジショニングするために、体輪郭が大きくなるほど FOV 内に収まらず、視野から大きく外れた画像となる。このことより、右肺野ならびに背中が欠損した CT 画像となり Base では TE が発生した。一方左肺野は、FOV 内に十分含まれた CT 画像となり Mid や Apex では TE は発生しなかった。

ファントムは体輪郭が 26×37 とかなり大きい。ファントムの胸部 CT の大きさは最大サイズ (FOV = 40 cm) で撮影がなされている。冠動脈単純 CT は体輪郭の大きさに関係なく心臓を中心とした FOV 32 cm で撮影しているため、ファントムのように FOV が 40 cm と大きくなった場合、心筋中心に施行した冠動脈 CT では、右肺野や背中だけでなく左肺野においても欠損の大きい CT マップが得られた。そのため、Base だけではなく、Mid や Apex にかけて全体的に Count が低下した結果になったと考える。

冠動脈 CT 施行した心筋シンチグラフィにて TE が発生したファントムや FOV 40 cm と大きい体型の臨床例において、Chang's map で体輪郭補正を施すことにより TEmap 法を用いた減弱補正でも CTmap 法と同様なプロファイルカーブが得られた。この結果より、冠動脈 CT しか施行していない症例でも、我々が考案した TECmap 法を用いた減弱補正を行うことで胸部 CT 施行時と同じ減弱補正が可能であることが示唆された。また、冠動脈単純 CT に限らず体輪郭が FOV から外れた一般的な胸部 CT においても、TE が発生

する可能性がある。その場合でも、我々が考案した TECmap 法を用いた減弱補正を行うことで患者の体型に応じた適正な FOV で撮影した胸部 CT 施行時と同じ減弱補正効果を得ることが可能であると考えられる。

また、通常の検査で使用した CT 画像を用いるため減弱マップ用 CT の施行が不要であり被ばくの軽減にも寄与できる。

結 語

今回、冠動脈 CT を使用した減弱マップで生じる TE を補正した減弱マップ法 (Torancation Error Correction map; TECmap 法) を考案した。考案した方法は、TE 部分を体輪郭 Chang's map で補完する方法である。本法を用い、ファントムおよび臨床例で検討を行った。

ファントムにおいて、TECmap 法は TEmap 法に比し良好な結果が得られ、CTmap と同じカウント値の復元が可能であった。

臨床例において、FOV が 40 cm 以上と大きい場合ファントム例と同様に復元が可能であった。FOV が 36 cm ならびに 32 cm 以下の場合、Base では全体的に TEmap 法にて若干の Count 低下が認められた。TE が心筋カウントに影響を与えたと示唆された。体輪郭 (FOV = 40 cm) に比し小さい領域 (FOV = 32 cm) の冠動脈 CT 画像に対して、SPECT 画像より TE 部分を抽出し補完することで TE の改善が可能となった。このことから、我々が考案した TECmap 法を用いた減弱補正を行うことで冠動脈単純 CT のみの心筋 SPECT 症例でも胸部 CT 施行時と同じ減弱補正効果を得ることが可能であると考えられる。

謝 辞

今回の論文執筆にあたりご協力いただいた、論文推進委員会西日本班、日本メジフィジックスの高山正弘氏に厚く御礼いたします。

引用文献

1) Slomka PJ, Nishina H, Berman DS, Akincioglu C, Abidov A, Friedman JD, Hayes SW, Germano G: Automated quantification of myocardial perfusion SPECT using simplified normal limits. *J Nucl Cardiol*, **12**: 66-77, 2005

2) Nishina H, Slomka PJ, Abidov A, Yoda S, Akincioglu C, Kang X, Cohen I, Hayes SW, Friedman JD, Germano G, Berman DS: Combined supine and prone quantitative myocardial perfusion SPECT: method development and clinical validation in patients with no known coronary artery disease. *J Nucl Med*, **47**: 51-58, 2006

3) Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, et al: Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med*, **36**: 2138-2147, 1995

4) 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

5) Klocke FJ, Baird MG, Lorell BH, et al: ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging-executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASNC Committee to Revise the 1995 Guidelines for the Clinical Use of Cardiac Radionuclide Imaging). *Circulation*, **108**: 1404-18, 2003. *J Am Coll Cardiol*, **42**: 1318-33, 2003

6) 林 万寿夫: SPECT/CT 時代に向けた画像補正の中身—SPECT ユーザーからの報告 (東芝ユーザー: 3D-OSEM)—. *核医学技術*, **32**: 95-100, 2012

7) 山内洋平: Novel attenuation correction of SPECT images using scatter photopeak window data for the detection of coronary artery disease. *Journal of Nuclear Cardiology*, **21**(1): 109-117, 2014

8) 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

9) 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—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—. 第30回東海循環器核医学記録集, **30**: 9-10, 1999

10) 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

11) Okuda K, Nakajima K, Motomura N, et al: Attenuation correction of myocardial SPECT by scatter-photopeak window method in normal subjects. *Ann Nucl Med*, **23**: 501-506, 2009

12) 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

- SPECT-CT との比較—. 第51回北陸循環器核医学研究会記録集, **51**: 7-10, 2009
- 13) 熊井由昌, 新井真美, 林 万寿夫, 他: ^{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. 核医学技術, **33**: 175-184, 2013
- 14) Guido Germano Piotr J Slomka and Daniel S Berman: Attenuation correction in cardiac SPECT: The boywho cried wolf. J Nucl Cardiol, **14**: 25-35, 2007
- 15) 西村恒彦, 中嶋憲一, 中田智明, 他: 心電図同期心筋 SPECT (gated SPECT) の普遍化に関するガイドライン (最終報告). 核医学技術学会 平成13年度ワーキンググループ報告, **21**: 57-75, 2001
- 16) Chang LT: Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. IEEE Trans Nucl Sc, **1**: 2780-2789, 1979
- 17) 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
- 18) 奥村美和: 64列 MSCT の最先端技術報告. INNERVISION, **21**(5): 21-24, 2006
- 19) 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—定量分析による検討—. 日本放射線技術, **66**(4): 371-378, 2010
- 20) 出口千尋, 林 万寿夫, 芦田健次, 他: 体幹部における深吸気停止 SPECT 法の有用性に関する研究—他のモダリティーとの重ね合わせ—. 核医学技術, **25**: 169-176, 2005
- 21) 林 万寿夫, 熊井由昌, 出口千尋, 他: 深吸気停止 SPECT (BrST) を用いたX線 CT による減弱補正の検討. 核医学技術, **26**: 187-193, 2006