

^{99m}Tc 心筋血流 SPECT における 横隔膜下高集積の影響を抑制する手法の考案 ならびに画像再構成法を含めた有用性の検討

小室 敦司¹⁾ 寺岡 悟見³⁾ 石川 寧³⁾
坪子 将典¹⁾ 丹野 美佳¹⁾ 石森 光一¹⁾
舟木 一夫¹⁾ 泉田 次郎²⁾ 齋藤 富善²⁾

1) 白河厚生総合病院 放射線科

2) 白河厚生総合病院 循環器内科

3) 富士フイルム富山化学株式会社

Devising a Method to Suppress the Effect of Subdiaphragmatic High Activity in ^{99m}Tc Myocardial Perfusion SPECT and Examining its Usefulness Including Image Reconstruction Method

Atsushi KOMURO¹⁾, Satomi TERAOKA³⁾, Yasushi ISHIKAWA³⁾,
Masanori TSUBOKO¹⁾, Mika TANNO¹⁾, Kouichi ISHIMORI¹⁾,
Kazuo FUNAKI¹⁾, Jiro IZUMIDA²⁾, Tomiyoshi SAITO²⁾

1) Department of Radiology Shirakawa Kosei General Hospital,

2) Department of Cardiovascular internal medicine Shirakawa Kosei General Hospital,

3) FUJIFILM Toyama Chemical Co., Ltd.

(article received : Feb 24, 2021)

Summary

[Background] In ^{99m}Tc myocardial perfusion SPECT, smoothing often increases myocardial artifacts due to subdiaphragmatic high activity near the heart. [Purpose/Method] To reduce the effect of smoothing, we developed a new process flow (MUS method) which includes extraction of myocardium by masking before smoothing and evaluated its utility in combination with image reconstruction methods in terms of (1) SPECT resolution; (2) the simulation with a myocardial phantom, and (3) difference between the conventional method and the MUS method and (4) the stability in clinical images. [Results] (1) FWHM was 6.03 – 6.16 mm when resolution recovery (RR) was added to iterative reconstruction, which was less than 50 % of that without RR; (2) While the effect on images became greater as the radioactivity ratio (subdiaphragm/myocardium) increased with the conventional method, the artifacts were less apparent when the MUS method was applied; (3) Some segment out of 17 showed significant difference between the conventional methods and MUS method regardless of the reconstruction methods and increased in combination with RR. (4) Some segments out of 17 showed significant difference between 15 min and 45 min with the conventional methods regardless of the reconstruction methods and 58.8 % of the segments showed difference when attenuation correction (AC) and scatter correction (SC) were applied. Contrarily, no segments showed significant difference with the MUS method with any reconstruction methods. [Conclusion] The MUS method can mitigate the effect of subdiaphragmatic high activity in myocardial perfusion SPECT, especially when iterative reconstruction with AC, SC, RR are applied.

Key words : SPECT/CT, Myocardial, MUS, Masking, Unsmoothing

1. 緒 言

^{99m}Tc 製剤 (^{99m}Tc -methoxyisobutylisonitrile (MIBI), ^{99m}Tc -tetrofosmin) を用いた心筋血流 single photon emission computed tomography (SPECT) 検査では放射性医薬品が生理的に肝臓に集積し、消化管から排泄されるが、これら横隔膜下の高集積が心臓の近傍に存在する場合、横隔膜下の高集積による偽像 (アーチファクト) が心筋、特に横隔膜下の高集積に近い心筋下壁に影響を及ぼすことが知られている¹⁾。横隔膜下の高集積によるアーチファクトの心筋下壁への影響は以下の 2 種類の要因が考えられる²⁾。

要因 1 は、横隔膜下の高集積からの散乱線と部分容積効果の結果として、隣接する心筋下壁のカウントが増加することである。これにより、下壁の真の欠陥を覆い隠す可能性があり、また下壁以外の壁がカウント低下に見える可能性もある。心筋血流 SPECT 画像は統計ノイズを含むことから、通常は画像再構成処理の前後にスムージング処理を行うが、スムージング処理を行うことで要因 1 による横隔膜下の高集積の心筋下壁に及ぼす影響が強調されることになる³⁾。

要因 2 は、横隔膜下の高集積は従来のフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP) による画像再構成では心筋下壁のカウントを低下させる可能性がある。これは再構成フィルタに起因したストリークアーチファクトが原因であり、再構成フィルタを用いない統計的画像再構成 (maximum likelihood-expectation maximization : MLEM, ordered subsets-expectation maximization : OSEM など) ではアーチファクトが軽減される⁴⁾。

一方、SPECT 画像の画質の劣化の原因として減弱、散乱、コリメータ開口径に依存する空間分解能の低下が挙げられ、各補正法が用いられる⁵⁾。減弱補正 (Attenuation Correction, AC) にはコンピュータ断層撮影 (Computed Tomography, CT) を用いて形態画像を減弱係数マップに変換し利用する方法があり、特に下壁から下壁中隔でのカウント低下が補正され、心筋内の分布はより均一になることが期待される。散乱補正 (Scatter Correction, SC) にはエネルギーウィンドを複数設定し、散乱成分を推定して主成分より差し引

く Triple Energy Window (TEW) や Dual energy window (DEW) がよく利用され、バックグラウンドのノイズが低減する。分解能補正 (Resolution Recovery, RR) には線源と検出器間距離による応答関数をモデル化し、画像再構成過程に組み込むことで補正を行う逐次近似法がある。これにより空間分解能が向上する。

本研究は、 ^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流 SPECT 検査において、患者の負担を減らし、迅速な検査を行うために、横隔膜下の高集積が存在した場合でもその影響を抑えることができる新しい画像再構成処理フローを考案し、画像再構成方法 (FBP と OSEM) および補正 (AC, SC, RR) を組み合わせ、心筋ファントムに横隔膜下の高集積を模擬した容器を装着し放射能濃度を変化させて撮像し、臨床画像と併せてその効果を検討した。

2. 方 法

2-1. 新しい画像再構成処理フロー

Fig. 1 に SPECT/CT 装置において一般的に行われている画像再構成処理フロー (従来法) と我々が考案した新しい画像再構成処理フローを示す。新しい画像再構成処理フローはスムージング処理の前にマスキング処理として心筋のみを抽出する処理を行うことを特徴としている (Masking process on unsmoothed images, 以下, MUS 法)。なお、この方法は過去に文献はなく明らかにされていない。

MUS 法では断面変換したスムージング処理をしていない水平長軸断層像 (Horizontal Long Axis, HLA), 垂直長軸断層像 (Vertical Long Axis, VLA), 短軸断層像 (Short Axis, SA) を用いて横隔膜下の高集積を含まず心筋だけを囲むような 3 次元的な楕円体を設定し、心筋部分を抽出する。心筋部分を抽出した画像に対するスムージング処理により横隔膜下の高集積の心筋下壁に及ぼす影響を抑制する。MUS 法に統計的画像再構成を加えることで前述の要因 1 と要因 2 の両方を改善させることができると考えた。

2-2. 使用機器・ソフトウェア

使用装置は低エネルギー高分解能型 (Low Energy High Resolution, LEHR) コリメータを装着した Siemens 社製 Symbia T6, データ処理に

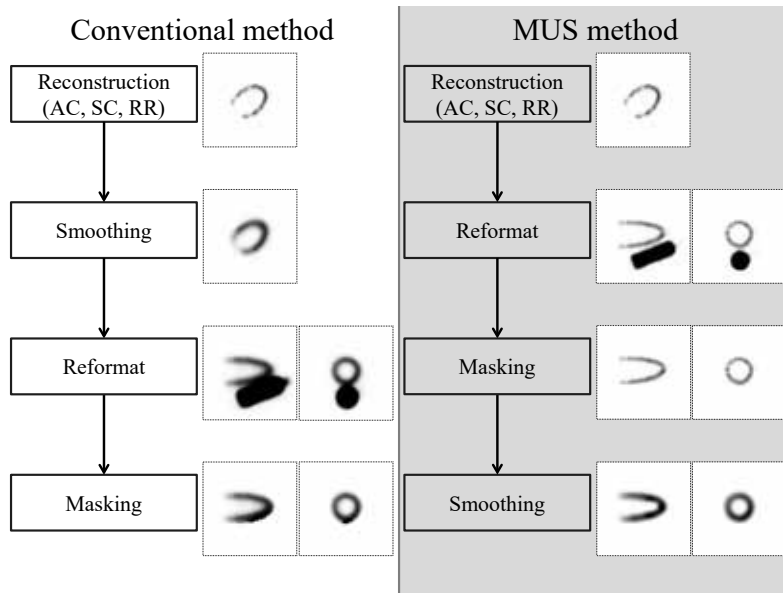


Fig. 1 Difference in processing flow between the conventional method and the MUS method
In the conventional method (left side), masking processing is performed after image reconstruction and smoothing processing. In the MUS method (right side), masking processing is performed after image reconstruction and then smoothing processing is performed. The MUS method suppresses the effect of subdiaphragmatic high activity on the inferior wall of the myocardium by performing a smoothing process on the image obtained by extracting the myocardial part by masking processing.
AC: Attenuation Correction, SC: Scatter Correction, RR: Resolution Recovery

は Siemens 社製核医学画像処理ワークステーション syngo MI Apps (version.VA60C), 及び富士フイルム 富山化学社製 DRIP と cardioBULL を用いた。ドーズキャリブレーションはアロカ社製キュリメータ IGC-7 を, グラフ作成や統計解析には Microsoft 社製 EXCEL 2007 を用いた。

2-3. 収集・再構成条件

Table 1 に収集・再構成条件を示す。補正なしの FBP と OSEM, RR 付の OSEM (OSEM-RR), AC, SC, RR 付の OSEM (OSEM-ACSCRR) の 4 種類の画像再構成処理ごとに従来法と MUS 法の画像を作成した。

2-4. 検討 1: 点線源による SPECT 分解能の評価

MUS 法ではスムージング処理の前に心筋にマスクングを行うが, この際に心筋と横隔膜下の高集積が分離していることが望ましい。よって各収集・再構成条件での従来法にてスムージング処理の有無における SPECT 分解能を数値的に求め比較することを目的とした。

JESRA 規格⁶⁾ に準じ, 回転中心, 及び左右に 75 mm 離れた位置の 3 ポイントに ^{99m}Tc の点線

源 145.1 MBq/ml を置き, **Table 1** の各収集・再構成条件でのスムージング処理の有無における SPECT 分解能を各ポイントの XYZ 3 方向の半値幅 (Full Width at Half Maximum, FWHM) の平均値を求めた。なお, 回転半径は 25 cm で円軌道, 一方向 60 秒で収集した。

2-5. 検討 2: 心筋ファントムによる横隔膜下高集積のシミュレーション評価

横隔膜下の高集積の心筋画像への影響が MUS 法で抑制されるかを心筋ファントムにてシミュレーション評価することを目的とした。

Fig. 2 に心筋ファントムの構造を示す。左室心筋, 左心室, 右心室, 縦隔, 肝臓, 胃を模擬した京都化学社製心臓肝臓 HL 型ファントムの左室心筋の下壁側に横隔膜下の高集積を模擬したポリプロピレン製の円柱容器 (内腔の直径 3.5 cm, 長さ 10.0 cm, 容積 100.0 mL) を左室心筋下壁外側に密着させるように装着した。左室心筋内腔は欠損なし, 及び下壁中央に直径 2.0 cm の円形欠損チップを装着した 2 種類の画像を収集した。

心筋ファントムの左室心筋外側中央部のアク

Table 1 SPECT acquisition and reconstruction parameters
All studies (1-4) were performed under these conditions.

Acquisition				
Collimator	LEHR			
Matrix size	128×128			
Pixel size	3.3 mm			
Number of view	60 views / 360 degree			
Time per view	about 30 sec *			
* Mean of acquired myocardial count at anterior view obtained by 64 matrix number was 120.[counts/pixel]				
Reconstruction				
Method	FBP	OSEM Iteration : 12 Subset : 6	OSEM-RR Iteration : 12 Subset : 6	OSEM-ACSCRR Iteration : 12 Subset : 6
Smoothing filter	Butterworth order : 10 cutoff : 0.36 cycle/cm	Gaussian FWHM : 13.2 mm	Gaussian FWHM : 13.2 mm	Gaussian FWHM : 13.2 mm
Attenuation correction	—	—	—	X-CT
Scatter correction	—	—	—	DEW *
Resolution recovery	—	—	+	+
* Dual energy window				

X-CT	
kV	130
mA	50
Scan time of slice	1.5 sec
Slice thickness	5.0 mm

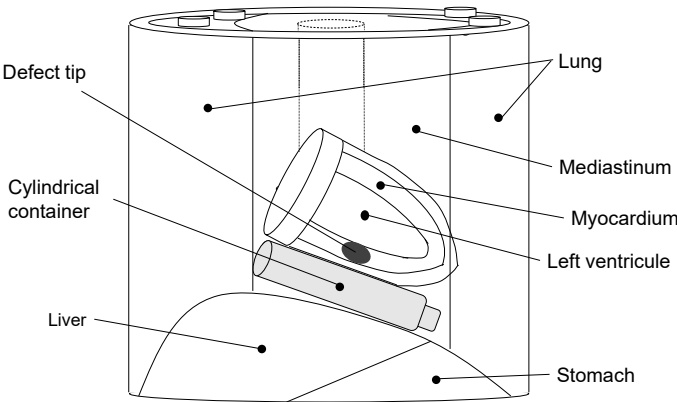


Fig. 2 Structure of myocardial phantom

For the defect in the myocardium, a circular defect tip with a diameter of 2.0 cm was attached to the center of the inferior wall. A polypropylene columnar container (luminal diameter 3.5 cm, length 10.0 cm, volume 100.0 mL) simulating subdiaphragmatic high activity was attached so as to be in close contact with the outside of the inferior wall of the left ventricular myocardium.

リルの厚みが約 4.0 mm, 円柱容器厚は約 1.0 mm であり, 密着した中央約 5 cm の部分は左室心筋内腔と円柱容器内腔の距離は約 5.0 mm であった。
左室心筋 (120 mL) には臨床において投与量の約 2 % が心筋に集積することを想定し, 14.8 MBq (123 kBq/mL) を封入した。円柱容器

内の放射能濃度は左室心筋に対する比率が 0 (水のみ, 基準画像), 0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5, 2.0, 3.0 になるように封入した。これは検討 3, 検討 4 にて対象にした MIBI 投与 45 分後の臨床画像 23 例より従来法の OSEM-ACSCRR にて心筋部と横隔膜下の高集積部に関心領域を設けて求めたカウント

比（横隔膜下の高集積/心筋： 1.53 ± 0.5 ）を参考にした。左心室、右心室、縦隔、肝臓、胃には水のみを封入した。

Table 1 の各収集・再構成条件において従来法と MUS 法で各処理フローに従い、体軸横断層像（Transaxial, TA）、HLA、VLA、SA を作成した。SA の欠損が描出されている中央スライスに対して、心筋外側に接するような範囲の円形の関心領域内で 1 度間隔のサーカムフェレンシャルプロファイルカーブ（Circumferential Profile Curve, CPC）を作成し、心筋の上側 180 度分の最大値を 100% として規格化した。欠損のない画像も同じスライスに対して同じ処理を行った。

各処理フローにおける基準画像での CPC の違い、及び各処理フローでの基準画像に対する各放射能濃度の ^{99m}Tc を封入した画像における CPC の違いを基準画像と比較した。また臨床においては %Uptake が 70% 以下で有意な血流異常と判断されることが多い⁷⁾ ため、これを参考に欠損のある画像については下壁側 90 度分の最小値が 70% 以上になった場合に横隔膜下の高集積の影響による下壁カウント増加の欠損描出への影響があるとした。同様に、欠損のない画像については下壁側 90 度分の最大値が 143% 以上になった場合に下壁以外の壁が 70% 以下になるため、横隔膜下の高集積の影響による下壁カウント増加の下壁以外の壁への影響があるとした。

2-6. 検討 3：臨床画像における従来法と MUS 法の差の評価

本検討は ^{99m}Tc -MIBI を用いた安静時心筋血流 SPECT 画像における従来法と MUS 法の分布としての違いを評価することを目的とした。**Table 1** の各収集・再構成条件において従来法と MUS 法で各処理フローに従い、 ^{99m}Tc -MIBI を用いた安静時心筋血流 SPECT 検査の通常 MIBI 投与 45 分後の撮像し、TA、HLA、VLA、SA を、SA から cardioBULL を用いて Polar Map を作成した。カウントは Polar Map 全体の最大値を 100% に規格化した。17 セグメント⁸⁾ の各値を用いて従来法と MUS 法に有意な差があるかを対応のある（paired）t 検定で評価した。

本検討及び検討 4 は院内倫理委員会で審議、承認を受け、実施した。対象は 2019 年 8 月から

2020 年 11 月までに一般診療にて研究の趣旨を説明し、参加することの同意が得られた急性冠症候群（Acute coronary syndrome, ACS）発症により経皮的冠動脈インターベンション（Percutaneous coronary intervention, PCI）を施行し、 6.3 ± 2.4 日後に安静時心筋血流 SPECT を施行した 18 例、および陈旧性心筋梗塞 4 例、不安定狭心症 1 例の計 23 例（男性 19 人、女性 4 人、年齢 66.9 ± 13.2 歳）とした。そのうち 17 例には心筋虚血もしくは心筋梗塞の所見があり、部位別に左前下行枝（Left anterior descending, LAD）領域 11 例、左回旋枝（Left circumflex, LCX）領域 2 例、右冠状動脈（Right coronary artery, RCA）領域 4 例であった。Quantitative Perfusion SPECT（QPS）より求めた Summed Rest Score（SRS）は 19.5 ± 10.8 であった。また、横隔膜下の高集積により従来法において心筋下壁側に影響が視覚的に認められたのは 12 例であった。

2-7. 検討 4：臨床画像での複数回撮像画像間の安定性の評価

^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流 SPECT 検査では放射性医薬品が生理的に肝臓に集積し、消化管から排泄されるため横隔膜下の高集積が時間とともに変化することが知られている⁹⁾。本検討は ^{99m}Tc 製剤を用いた複数回撮像した画像間の分布としての安定性を評価することを目的とした。**Table 1** の各収集・再構成条件において従来法と MUS 法で各処理フローに従い、 ^{99m}Tc -MIBI を用いた安静時心筋血流 SPECT 検査の通常 MIBI 投与 45 分後の撮像に加え、15 分後も撮像し、検討 3 と同様の処理を行い、17 セグメントの各値を用いて 15 分後像と 45 分後像間の安定性を相関分析、Bland-Altman 分析（15 min-45 min）、及び対応のある（paired）t 検定で評価した。Bland-Altman 分析では、2 つの測定値の差の 95% 信頼区間が 0（ゼロ）を含まない場合に加算誤差が存在すると判断した。また相関の有意性の検定で有意な相関（ $P < 0.05$ ）が認められた場合に比例誤差が存在すると判断した。

2-8. 統計解析

複数回測定した値は平均値 $\pm$ 標準偏差で記載した。臨床画像間における相関分析、paired t 検定は $P < 0.05$ を有意差ありとした。

3. 結 果

3-1. 検討 1：点線源による SPECT 分解能評価

各収集・再構成条件においてスムージング処理の有無での FWHM を **Table 2** に示す。スムージング処理なしの場合、RR を使用する OSEM-RR と OSEM-ACSCRR で FWHM が 6.0 mm 台と RR を使用しない FBP と OSEM に比べ高い分解能を示した。スムージング処理ありの RR はスムージング処理なしの FBP と OSEM と同等の分解能を示した。

3-2. 検討 2：心筋ファントムによる横隔膜下高集積のシミュレーション評価

各処理フローで作成した画像を **Fig. 3** (欠損あり) と **Fig. 4** (欠損なし) に、解析結果を **Fig. 5** に示す。

欠損のある画像の基準画像における最小値は従来法で FBP 56.2%, OSEM 50.0%, OSEM-RR 43.1%, OSEM-ACSCRR 47.7%, MUS 法で FBP 46.1%, OSEM 49.9%, OSEM-RR 45.0%, OSEM-ACSCRR 47.1% であった。従来法では濃度比に依存して下壁の最小値が高くなる傾向を

Table 2 The results of SPECT resolution analysis
The results of SPECT resolution in Study 1. The resolution with and without smoothing processing in each reconstruction method is displayed in full width at half maximum (FWHM).

FWHM [mm]	FBP	OSEM	OSEM-RR	OSEM-ACSCRR
Without smoothing	15.13 ± 0.96	13.25 ± 1.09	6.16 ± 0.72	6.03 ± 0.70
With smoothing	20.92 ± 0.26	18.76 ± 0.39	14.50 ± 0.18	14.47 ± 0.23

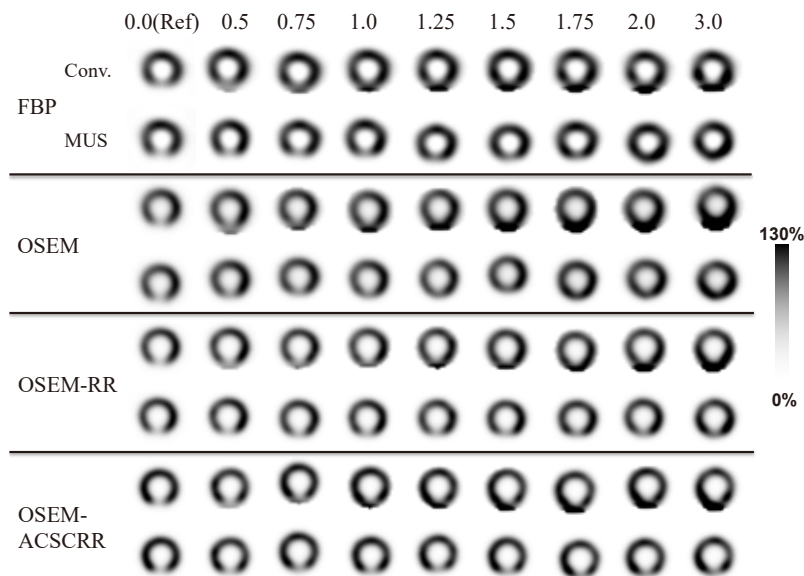


Fig. 3 Short axis image of myocardial phantom with defect

From the top, the upper row is the short axis image created by the conventional method (described as Conv.) and the lower row is the short axis image created by the MUS method in each reconstruction method (FBP, OSEM, OSEM-RR, OSEM-ACSCRR). From the left side, the images in which the radioactivity concentration ratio to the myocardium of subdiaphragmatic high activity is increased are displayed in order. The first image is a reference image with no subdiaphragmatic high activity in a cylindrical container and described as Ref. Images with increased radioactivity concentration ratios to the myocardium of subdiaphragmatic high activity are displayed in order on the right side. The display conditions were set to 100% for the upper level and 0% for the lower level with respect to the maximum value of 180 degrees above the myocardium.

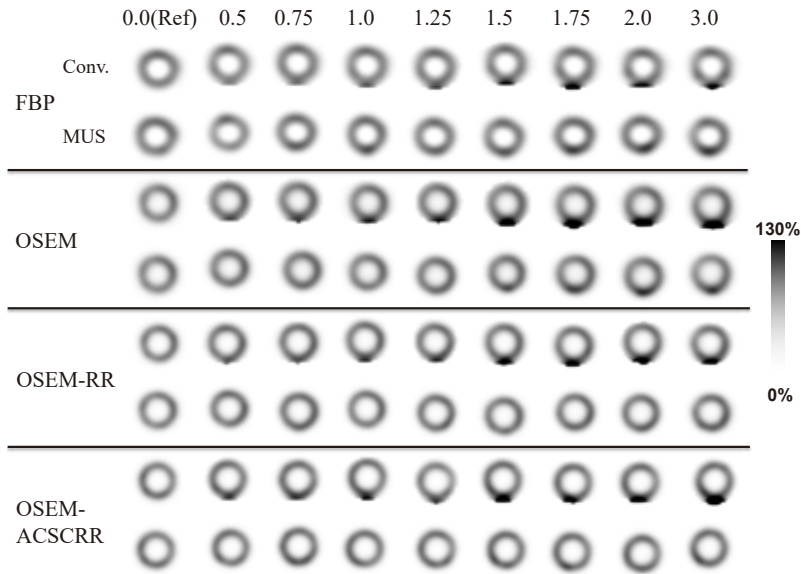
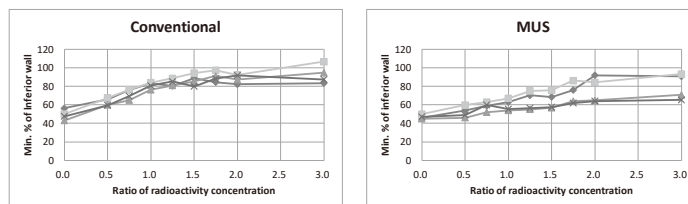


Fig. 4 Short axis images of myocardial phantom without defect

From the top, the upper row is the short axis image created by the conventional method and the lower row is the short axis image created by the MUS method in each reconstruction method (FBP, OSEM, OSEM-RR, OSEM-ACSCRR). The first image is a reference image with no subdiaphragmatic high activity in a cylindrical container and described as Ref. Images with increased radioactivity concentration ratios to the myocardium of subdiaphragmatic high activity are displayed in order on the right side. The display conditions were set to 130% for the upper level and 0% for the lower level so that the effect of high accumulation under the diaphragm could be easily recognized.

Minimum % of Inferior wall with Defect



Maximum % of Inferior wall without Defect

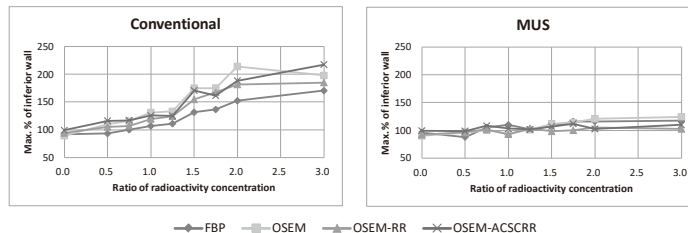


Fig. 5 Results of simulation evaluation of subdiaphragmatic high activity by myocardial phantom

For the central slice of SA with or without defect, create circumferential profile curve (CPC) at 1 degree intervals within a circular region of interest that touches the outside of the myocardium and set the maximum value of 180 degrees above the myocardium to 100%. The upper row has defects and the lower row has no defect. The left side is the result of the conventional method and the right side is the result of the MUS method. The vertical axis of the data with defect represents the minimum value of 90 degrees on the inferior wall and the data without defect represents the maximum value of 90 degrees on the inferior wall. The horizontal axis is the radioactivity concentration ratio. It is displayed as a graph for each reconstruction method.

示した。MUS法では従来法よりその傾向が弱まり、特にRRを使用するOSEM-RR、OSEM-ACSCRRでは濃度比の影響が抑制されていた。従来法では濃度比0.75以上でFBP、OSEMともに最小値が70%以上であった。OSEM-RR、OSEM-ACSCRRでは濃度比1.0以上で70%以上であった。一方、MUS法ではFBPは濃度比1.75以上、OSEMは1.25以上、OSEM-RRは3.0で70%以上であった。OSEM-ACSCRRは全ての濃度比で70%以上にならなかった。

欠損のない画像の基準画像における最大値は従来法でFBP 92.0%、OSEM 89.1%、OSEM-RR 94.0%、OSEM-ACSCRR 99.0%、MUS法でFBP 96.1%、OSEM 89.9%、OSEM-RR 92.0%、OSEM-ACSCRR 99.3%であった。従来法では濃度比に依存して下壁の最大値が高くなる傾向を示した。MUS法では従来法よりその傾向が弱まり、

特にOSEM-RR、OSEM-ACSCRRでは濃度比の影響が抑制されていた。従来法ではFBPは濃度比2.0以上、それ以外は1.5以上で143%以上になった。MUS法では全ての画像で143%以上にならなかった。

従来法では放射能濃度比が大きくなるほど強い影響を受けたが、MUS法では欠損の有無に関わらず有意な異常がないのはOSEM-ACSCRRであり従来法に比べ安定していた。

3-3. 検討3：臨床画像における従来法とMUS法の差の評価

解析に用いた17セグメントをFig. 6に、従来法とMUS法のセグメントごとのpaired t検定の結果をTable 3に示す。画像再構成によらず有意差のあるセグメントを認めた。RRを組み合わせたOSEM-RR(47.1%)とOSEM-ACSCRR(76.5%)はFBP(29.4%)とOSEM(4%)に比べて有意

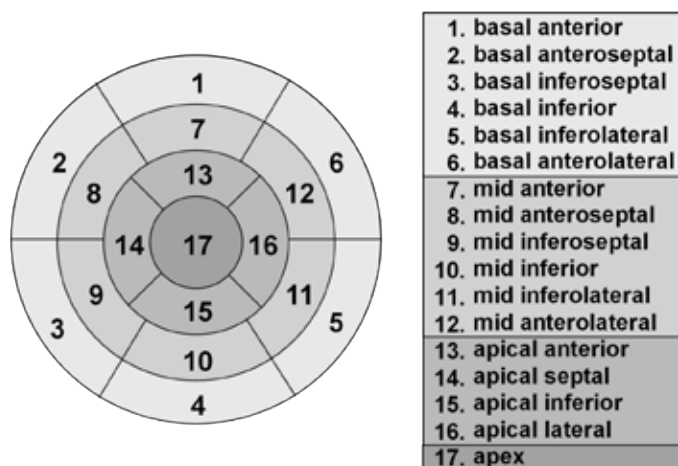


Fig. 6 17-segment model of the LV myocardium developed by the ACC/AHA
The position and title of each segment in the 17 segments used in the analysis are described.

Table 3 Differences between the conventional method and the MUS method in 17 segments of clinical images.
Analysis results of the paired t-test between the conventional method and the MUS method in each reconstruction method in 17 segments.

	Paired T-test	
	Segment of P<0.05	Percentage of P<0.05
FBP	1, 5, 6, 10, 12	29.40%
OSEM	4	5.80%
OSEM-RR	1, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15	47.10%
OSEM-ACSCRR	1, 2, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12, 13, 14, 16	76.50%

差のあるセグメントの割合が増加した。

Fig. 7 に臨床画像を例示する。OSEM-ACSCRR で画像再構成した。本症例は、47歳女性、ACS にて入院、来院時広範囲に前壁領域壁運動低下あったが徐々に改善した。CAG にて LAD に spasm あるも有意狭窄なしであった。前壁の心バイアビリティと心機能評価目的で安静時心筋血流 SPECT 検査を行った。従来法では横隔膜下高集積の影響により下壁のカウントが増加し、下壁以外の壁が相対的に血流低下して見えている。MUS 法により横隔膜下高集積の影響が抑制されていることが分かる。

3-4. 検討 4：臨床画像での複数回撮像の画像間の安定性の評価

解析結果を **Table 4** に示す。15分後像と45分後像での従来法の OSEM-ACSCRR における心臓に対する横隔膜下の高集積のカウント比は15分後 1.70 ± 0.56 、45分後は 1.53 ± 0.50 で paired t 検定

にて有意差が認められた ($P < 0.05$)。相関分析では 17 セグメント全てで有意な相関を示し、平均の相関はいずれの方法でも従来法に比べ MUS 法で同等以上の係数が得られた。Bland-Altman 分析において差の平均は OSEM-ACSCRR 以外は 1.0 未満であったが、いずれの方法も加算誤差と比例誤差の片方または両方が存在した。paired t 検定において従来法では FBP、OSEM、OSEM-RR においてセグメント 10 (mid inferior) に有意差があった ($P < 0.05$)。OSEM-ACSCRR はセグメント 1, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 12, 16 と全体の 58.8% の領域に有意差があった ($P < 0.05$)。一方、MUS 法では全ての方法、セグメントにも有意差がなく従来法よりも安定していた。

4. 考 察

MUS 法はスムージング処理の前にマスクング処理として心筋のみを抽出し、横隔膜下高集積の

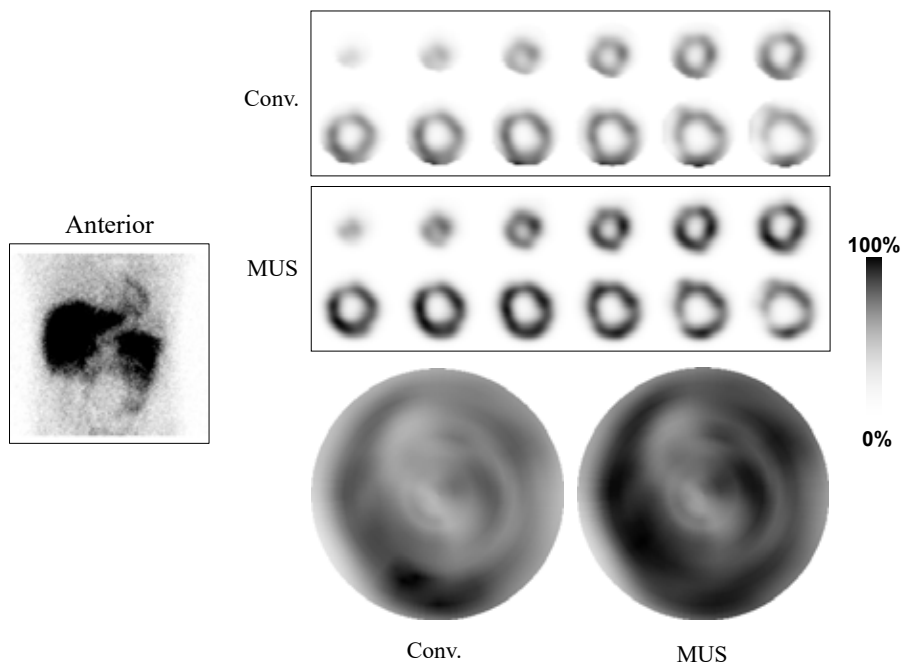


Fig. 7 Examples of clinical images

The clinical image is an example in Study 3. The resting images are acquired 45 minutes after administration of MIBI. OSEM-ACSCRR was used for image reconstruction. The left end is the anterior image of the SPECT raw data. The upper short axis images are created by the conventional method, the lower image is the MUS method. The Polar Map is created by the conventional method on the left and the MUS method on the right. This case was a 47 year old woman who was admitted to Acute coronary syndrome (ACS). Myocardial perfusion SPECT examination is performed for the purpose of cardiac viability and cardiac function evaluation of anterior wall.

Table 4 Stability analysis results in 17 segments of clinical images
Analysis results of correlation between 15 minute and 45 minute images in each reconstruction method and processing flow (conventional method and MUS method) in 17 segments, Bland-Altman analysis and paired t-test.

		Correlation	Bland-Altman analysis (15min-45min)			Paired T-test	
		Coefficient	Difference	Additional error	Proportional error	Segment of P<0.05	Extent of P<0.05
Conventional	FBP	0.908 ± 0.067	0.59 ± 4.84	+	+	10	5.8%
	OSEM	0.912 ± 0.064	0.35 ± 4.82	-	+	10	5.8%
	OSEM-RR	0.931 ± 0.045	-0.27 ± 4.74	-	+	10	5.8%
	OSEM-ACSCRR	0.905 ± 0.055	-2.58 ± 5.89	+	-	1, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 12, 16	58.8%
MUS	FBP	0.908 ± 0.045	0.26 ± 4.54	-	+	-	0.0%
	OSEM	0.937 ± 0.041	0.77 ± 4.16	+	+	-	0.0%
	OSEM-RR	0.950 ± 0.033	0.44 ± 4.00	+	+	-	0.0%
	OSEM-ACSCRR	0.916 ± 0.066	-1.06 ± 5.25	+	-	-	0.0%

ない画像を作成してからスムージング処理を行うことで横隔膜下高集積の影響をなくすことを特徴及び目的としている。MUS 法の精度には、スムージング処理前の画像において心筋と横隔膜下高集積が分離していることが有用である。

検討 1 の結果から、画像再構成における RR の使用は分解能を向上させることが示唆された。大西らの報告¹⁰⁾でも RR の使用により分解能が向上しており、本検討でも同様の結果が得られた。

検討 2 の結果から、欠損の有無に関わらず、いずれの画像再構成法でも MUS 法は従来法に比べ横隔膜下高集積の影響を抑制する効果が認められた。特に RR の使用で分解能を向上させることでスムージング処理なしの画像における心筋集積と横隔膜下高集積の分離を良くすることは MUS 法の精度向上にとって有用であることが示唆された。今回の検討では心筋に対する横隔膜下高集積の比を 3.0 まで検討したが、検討 3, 4 に使用した臨床画像における比は 1.53 ± 0.5 であり、RR を使用することでより頑強に機能すると考えられた。なお、従来法では RR を使用して分解能の良い画像を作成してもマスキング処理の前にスムージング処理をしてしまうことで横隔膜下高集積の影響を受けてしまうことになる。MUS 法に

おいて RR を使用しても基準画像からの変動があり、横隔膜下高集積の影響の完全な排除までには至らなかった。原因として SPECT 画像の有限の分解能と散乱線等の影響によりスムージング処理なしの画像でも横隔膜下高集積の心筋カウントへの影響はあることが考えられた。この対策として後に記載する精度向上が重要であると考えられた。本検討には以下の課題があると考えられた。今回の検討ではスムージングフィルタを OSEM は Gaussian フィルタ、FBP は Butterworth フィルタの組み合わせで比較しているが、その特性上、同等に比較することは難しいと思われた。また、**Fig. 4** のファントム実験の画像を見ると残存しているカウントの高い領域の出現位置が一定でないように見えるが、これはファントムの作成と設置、撮像を繰り返したため、完全に同じ位置に設置できなかったことが原因と考えられた。

検討 3 の結果から、臨床画像における画像分布としては画像再構成法によらず従来法と MUS 法に分布に有意差が認められた。特に RR を用いることで有意差のあるセグメントが増えたが、検討 2 の結果から MUS 法の精度が向上したことが原因と考えられた。

検討 4 の結果から、安定性に関して画像再構成

法によらず従来法に比べ MUS 法が安定性に有用であることが示唆された。特に OSEM-ACSCRR における従来法では 15 分後像と 45 分後像に 17 セグメント中 10 セグメント (58.8%) に有意差があった。OSEM-ACSCRR では全ての補正を行っており、横隔膜下の高集積のカウントも相対的に高くなるために集積の有無や変動の心筋下壁のカウントへの影響が高くなったと考えられた。減弱補正を含む画像再構成法の場合は MUS 法が特に有効であると考えられた。なお、Bland-Altman 分析において加算誤差と比例誤差の片方または両方が存在していたが、この対策としては以下の精度向上が重要であると考えられた。

MUS 法のさらなる精度向上には、今回検討したマスク外を一律ゼロにする処理ではなく、スムージング処理なしの画像において心筋集積と横隔膜下の高集積の分離が不完全な場合でも横隔膜下の高集積のマスク内の心筋集積への影響を Gauss 関数等で外挿し、差し引くような処理を加えることで精度が向上する可能性がある。この処理は MUS 法と RR なしの画像再構成を組み合わせる場合に特に有効であると考えられた。

MUS 法の臨床応用に当たっては、マスキング処理を行うことで心臓以外の情報を見落とす可能性があることに注意が必要である。SPECT の収集画像や SPECT とは別に撮像したプラナー像で心外集積も含めた全体像を確認することが必要である。

MUR 法の特徴を活かし、 ^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流 SPECT 検査以外の心筋 SPECT 検査や心筋 PET 検査への応用も可能であると考えられた。

今回の臨床画像での検討は画像分布としての差や安定性の評価を行った。MUS 法の臨床画像における診断精度上の有用性や心電図同期心筋 SPECT データにおける画像や各種心機能指標への影響は検討していない。MUS 法を臨床応用する際にはこれらの検討が必要である。

5. 結 論

MUS 法により ^{99m}Tc 製剤を用いた心筋血流 SPECT 検査における横隔膜下の高集積の心筋下壁への影響は大きく抑制され、有意に改善した。特に AC, SC, RR を用いた OSEM で最も効果が

向上した。

6. 利益相反

共著者の寺岡悟見、石川寧は富士フイルム富山化学株式会社の社員である。その他、本研究に関して開示すべき利益相反はない。

引用文献 (references)

- 1) Dvorak RA, Brown RKJ and Corbett JR. Interpretation of SPECT/CT myocardial perfusion images: common artifacts and quality control techniques. *RadioGraphics* 2011; **31**(7): 2041-2057
- 2) Burrell S, MacDonald A. Artifacts and pitfalls in myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med Technol* 2006; **34**(4): 193-211
- 3) Germano G. Technical aspects of myocardial SPECT imaging. *J Nucl Med* 2001; **42**: 1499-1507
- 4) 篠原広行, 横井孝司, 國安芳夫, 他. 統計的な画像再構成の臨床応用への可能性. 日本医学放射線学会付録 2000; **60**(7): 9-12
- 5) 橋本雄幸. 減弱・散乱・分解能補正と画像再構成. 核医学技術 2021; **41**(1): 129-132
- 6) 一般社団法人日本画像医療システム工業会規格 (JESRA). JESRA X-0051*C-2017「ガンマカメラの性能測定法と表示法」
<http://www.jira-net.or.jp/publishing/jesra.html>
- 7) EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT (2015)
2015_07_EANM_FINAL_myocardial_perfusion_guideline.pdf
- 8) Manuel D Cerqueira, Neil J Weissman, Vasken Dilsizian, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association 2002 Jan 29; **105**(4): 539-42
- 9) F J Wackers I, D S Berman, J Maddahi, et al. Technetium-99m hexakis 2-methoxyisobutyl isonitrile: human biodistribution, dosimetry, safety, and preliminary comparison to thallium-201 for myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* 1989; **30**: 301-311
- 10) 大西英雄, 本村信篤, 藤埜浩一, 他. 数値ファントムを用いた最新鋭 SPECT の位置分解能補正の基礎的検討. 日本放射線技術学会雑誌 2012; **68**(6): 686-696