

—原 著—

円柱インサートを追加した **EMIT** ファントムによる ^{99m}Tc および ^{201}Tl 心筋血流 **SPECT** 画像に関する 均一性評価法の改良

高倉 一馬¹⁾ 神谷 貴史^{1)*} 池田 博貴²⁾
佐々木秀隆¹⁾ 一ノ瀬世洸¹⁾ 矢畑 勇武¹⁾
田中 千晶¹⁾ 藤埜 浩一¹⁾

1) 大阪大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

2) 熊本機能病院放射線部

* 責任著者

Improved Evaluation Method of Uniformity in ^{99m}Tc and ^{201}Tl Myocardial Perfusion SPECT Imaging Using the EMIT Phantom with a Cylindrical Insert

Kazuma TAKAKURA¹⁾, Takashi KAMIYA^{1)*}, Hiroki IKEDA²⁾, Hidetaka SASAKI¹⁾,
Seiko ICHINOSE¹⁾, Isamu YABATA¹⁾, Chiaki TANAKA¹⁾ and Koichi FUJINO¹⁾

1) Division of Radiology, Department of Medical Technology, Osaka University Hospital

2) Division of Radiology, Kumamoto Kinoh Hospital

* corresponding author

(article received : Dec 19, 2023)

Summary

【Purpose】

The JSNMT has issued a standardization guideline for myocardial perfusion SPECT imaging using the evaluation system of myocardial image based on technical grounds (EMIT) phantom. However, a disclosed analysis software is required for standardization, and it is not possible to evaluate the quality of SPECT images in detail at each facility. The purpose of this study was to improve an uniformity evaluation method using the EMIT phantom with a cylindrical insert instead of the existing insert for defect evaluation.

【Method】

The radioactivity of ^{99m}Tc or ^{201}Tl enclosed in the existing and cylindrical inserts was set at 10 kBq/mL. That in the cardiac pool and lung region was set at 0.5 kBq/mL. For several SPECT images reconstructed by the filtered back projection method (butterworth filter cutoff frequencies of 0.50, 0.55, 0.60 cycles/cm), five radiological technologists measured the uniformity using an analysis software that is available to anyone and compared the coefficient of variation (%CV) obtained using the existing and cylindrical inserts.

【Results】

The %CV of the cylindrical insert at the butterworth filter cutoff frequency of 0.50, 0.55, 0.60 cycles/cm were 1.03 ± 0.05 , 1.06 ± 0.05 , and 1.09 ± 0.06 for ^{99m}Tc , 1.16 ± 0.25 , 1.25 ± 0.28 , 1.40 ± 0.32 for ^{201}Tl , with significant differences between all images. On the other hand, the corresponding %CV values with lateral wall of existing insert were 2.31 ± 0.18 , 2.37 ± 0.24 , and 2.43 ± 0.23 for ^{99m}Tc , 3.71 ± 0.47 , 3.85 ± 0.62 , 4.07 ± 0.77 for ^{201}Tl , respectively, with no significant differences.

【Conclusion】

A new method using the EMIT phantom with a cylindrical insert was useful for evaluating the uniformity for myocardial perfusion SPECT imaging.

Key words: EMIT phantom, Myocardial perfusion SPECT, Uniformity, %CV, Cylindrical insert

1. 緒 言

心筋血流 single photon emission computed tomography (SPECT) 検査は、冠動脈の血流分布に応じて心筋細胞に集積した放射性医薬品から放出されるガンマ線をシンチレータで検出し画像化する検査である。虚血性心疾患の診断、リスク層別化、心事故発生予測などのエビデンスが積み重ねられており、カテーテルを用いた冠動脈造影検査や造影剤を使用した冠動脈 computed tomography (CT) 検査とともに心臓画像診断の分野で重要な役割を果たしている¹⁻⁴⁾。近年では、生活習慣の変化によって増加している糖尿病を対象とした全国規模の多施設共同研究も行われている^{5, 6)}。また、本邦における2018年4月の診療報酬改定から安定虚血性心疾患における待機的 percutaneous coronary intervention (PCI) 算定要件として、狭窄病変が機能的虚血の原因であるかを確認することが求められるようになってきている。そのため、非侵襲で機能的虚血の評価が可能である心筋血流 SPECT による画質評価の重要性はさらに大きくなっている。

2020年に日本核医学技術学会より発行された心筋血流 SPECT 撮像標準化に関するガイドラインにおいて、the evaluation system of myocardial image based on technical grounds (EMIT) ファントムを用いた方法が提案されている⁷⁾。EMIT ファントムは、技術的な根拠に基づいた画像精度管理と画像標準化を目的として開発された心筋 SPECT 専用の画質評価用ファントムであり、構成は胸郭と肺野部を想定した外容器と心筋部を想定した心筋欠損評価用インサートから成る。また、大きな特徴として広さの異なる4つの心筋部欠損と深さの異なる4つの心筋部欠損があり、SPECT 画像における様々な欠損の描出能を同時に評価することが可能である。さらに、欠損の位置が0°方向、90°方向に変えることも可能であるため、前壁、下壁に加え、側壁および中隔の欠損評価も可能である。構造が単純で再現性が高いため、欠損評価に優れている⁸⁾。しかしながら、EMIT ファントムを撮像した画像解析には一般公開されていない専用の自動解析ソフトウェアが必要であり、心臓精度管理小委員会にデータを提出する必要がある

ため、自施設において物理的指標を評価することが困難である。

また、EMIT ファントムの正常心筋部を模した領域の心筋壁は10 mmとなっており、心筋血流 SPECT の一般的なピクセルサイズである5~6 mm に対し薄い構造であることから、部分容積効果の影響を受けるため、断面画像から均一性を直接測定することは困難である⁹⁾。したがって、自動解析ソフトウェアでは、均一性の評価に展開図における微分均一性および積分均一性を採用しているが、展開図は SPECT 画像の心筋部中心から放射状に最大画素値をプロットし、各スライス分繰り返した最大値の集合画像であるため¹⁰⁾、均一な対象物の測定値に関する変動性である均一性の評価方法として疑問が生じる。そこで、本研究では各横断面内の均一性の評価を行えるよう、心筋欠損評価用インサートの代わりに同径の円柱インサートに入れ替える改良を行った。本研究の目的は、EMIT ファントムに円柱インサートを使用することで、無償で利用可能な汎用型ソフトウェアを用いて、部分容積効果の影響を加味した均一性評価をすることとした。

2. 方 法

2-1. 改良型 EMIT ファントム

欠損評価用インサートを挿入した EMIT ファントム(タイセイメディカル社製)と、均一性を評価するために EMIT ファントムに挿入可能な円柱インサートを用意した。円柱インサートは欠損評価用インサートと同径の円柱で出来ており、欠損評価用インサートと入れ替えることが可能である。各インサートの写真を **Fig. 1** に示す。また、欠損評価用インサートを挿入した EMIT ファントムの CT 画像と、円柱インサートを挿入した CT 画像を **Fig. 2** に示す。本研究では深さの異なる欠損が前壁側、広さの異なる欠損が下壁側になるように欠損評価用インサートを配置した。

ファントム内放射能濃度の算出に関して、先行研究によると ^{99m}Tc -hexakis-2-methoxy isobutyl isonitrile (MIBI) は運動負荷時に1.6 %injected dose (ID) が心筋細胞に集積し、血液プールへの集積は投与1時間後に0.2 %IDである¹¹⁾。本研究では ^{99m}Tc 負荷心筋 SPECT の画像評価を目的



Fig. 1 Photos of defect insert and cylindrical insert.

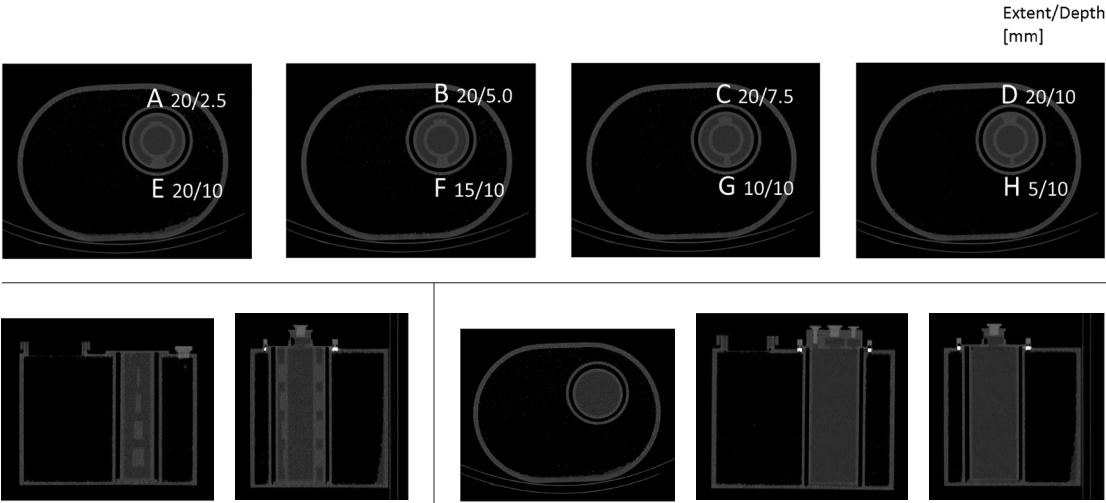


Fig. 2 CT images of the EMIT phantom.

- (a) Defect A (20.0/2.5) & E (20.0/10.0) [extent(mm)/depth(mm)]
- (b) Defect B (20.0/5.0) & F (15.0/10.0) [extent(mm)/depth(mm)]
- (c) Defect C (20.0/7.5) & G (10.0/10.0) [extent(mm)/depth(mm)]
- (d) Defect D (20.0/10.0) & H (5.0/10.0) [extent(mm)/depth(mm)]
- (e) Coronal image (defect insert)
- (f) Sagittal image (defect insert)
- (g) Axial image (cylindrical insert)
- (h) Coronal image (cylindrical insert)
- (i) Sagittal image (cylindrical insert)

The phantom is composed of an outer container simulating the torso and a cylindrical insert simulating the myocardial defect. The defect inserts consisted of eight defects of different extents and depths. Four of the eight defects had a fixed extent of 20.0 mm and different depths of 2.5, 5.0, 7.5, and 10.0 mm, respectively. The other remaining four defects had a fixed depth of 10.0 mm and different extents of 5.0, 10.0, 15.0, and 20.0 mm, respectively.

とし、負荷先行1日法で ^{99m}Tc -MIBI 259 MBq 投与1時間後の収集を想定した。具体的には ^{99m}Tc 水溶液を心筋欠損評価用インサートと円柱インサートに10 kBq/mLを封入し、心内腔部、発砲ビーズを敷き詰めた肺野部に0.5 kBq/mLを封入した。 ^{201}Tl においても ^{201}Tl -塩化タリウム心筋摂取率は4.4 %IDである¹²⁾ことから、負荷先行1日法で74 MBq 投与20分後の収集を想定し、インサートに10 kBq/mLを封入し、心内腔部と肺野部に0.5 kBq/mLを封入した。

2-2. 使用機器

ファントムは欠損評価用インサートを挿入したEMITファントムと、欠損評価用インサートと同径の円柱インサートを用いた。SPECT装置は2検出器型のBrightView (PHILIPS社製)を用い、コリメータは心筋専用であるcardiac high resolution (CHR)を用いた。画像再構成にはJETStream (PHILIPS社製)を用い、解析ソフトウェアはProminence Processor ver. 3.1 (核医学画像処理技術カンファレンス)を用いた。

2-3. 画像収集条件および画像再構成条件

SPECT収集に関してpixel sizeは5.0 mm, matrix sizeは 64×64 , 拡大率は1.85倍, projection数は64とし、検出器を直交に配置した 180° 収集でのstep & shoot収集によるSPECT収集を行った。 ^{99m}Tc のenergy windowは $140 \text{ keV} \pm 10\%$, ^{201}Tl のenergy windowは $72 \text{ keV} \pm 10\%$, $167 \text{ keV} \pm 10\%$ とした。SPECT回転中心をファントム内の欠損評価用インサートおよび円柱インサートとする近接軌道収集で収集した。収集時間は当院の臨床条件である40 seconds/viewとした。

収集されたSPECTデータから画像再構成を行った。 ^{99m}Tc と ^{201}Tl ともに、画像再構成にはフィルタ補正逆投影法を採用し、butterworth filterのorderを8.0に固定し、遮断周波数を0.50, 0.55, 0.60 cycles/cmとした。

2-4. 画像評価方法

均一性の評価はregion of interest (ROI)の配置箇所の再現性を評価するため、2名の核医学専門技師と心筋血流シンチグラフィの臨床経験が

ある3名の診療放射線技師がbutterworth filterの遮断周波数0.55 cycles/cmの欠損評価用インサートのSPECT画像と円柱インサートのSPECT画像にそれぞれROIを設定した。設定したROIをbutterworth filterの遮断周波数0.50, 0.60 cycles/cmの画像にも適応した。測定回数は1人1回ずつとした。欠損評価用インサートの心筋部のROIは欠損を含まないように配置し、側壁部と中隔部にfree handでそれぞれROIを配置した。また、円柱インサートのROIは中心部に円形ROIを配置した。均一性の測定は各測定者のROIの配置による値の変動を評価するため、ROIの大きさは指定しなかった。

欠損評価用インサート、円柱インサートのSPECT画像とともに、体軸方向に20スライスROIを配置し、20スライスのROIのカウントの標準偏差 (standard deviation : SD) を20スライスのカウントの平均値 (mean) で割り、百分率表示したcoefficient of variation (%CV) を評価した。

$$\%CV = \frac{SD \times 100}{mean}$$

SD : 標準偏差

mean : 平均カウント

欠損評価用インサート、および円柱インサートに対して配置したROIの例をFig. 3に示す。

有意差検定にはデータが正規性の検定 (Shapiro-Wilk 検定) により正規分布に従っていることを確認し、F検定を用いて等分散性に従っていることを確認した後、多群間比較を行うため対応のある両側t検定にBonferroni法による補正を用い、統計学的有意水準は2群検定を3回行うため $p < 0.017$ とした。また、有意差検定には正規性の検定にEZR version1.65 (自治医科大学さいたま医療センター)、F検定と両側t検定にExcel 2019 (Microsoft office 社製)を使用した。

汎用型ソフトウェアを用いて欠損評価が可能であるかを判断するため、欠損コントラストの算出を行った。欠損コントラストの評価は、butterworth filterの遮断周波数が0.55 cycles/cmのSPECT画像の各欠損における10スライスの 5° 間隔で作成したcircumferential profile curveに対して、欠損部の最小カウントと正常心筋部の平均

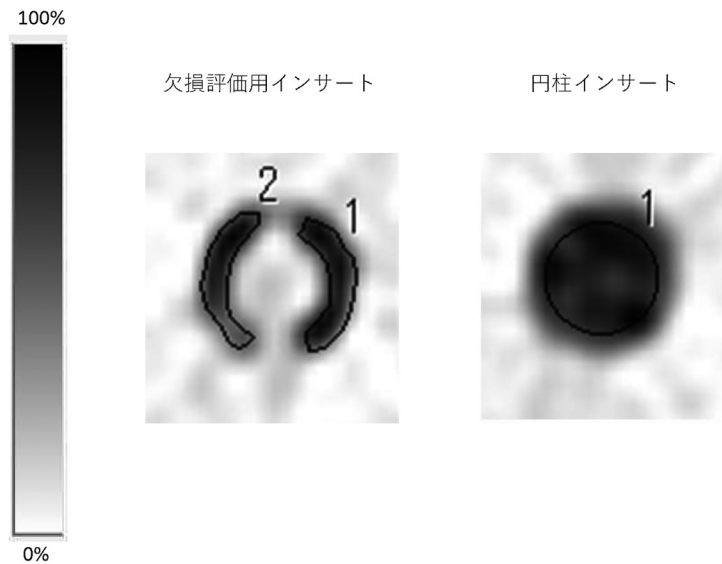


Fig. 3 ROIs placement image for uniformity evaluation.
ROIs were placed on each of defect insert and cylindrical insert.

カウントから欠損コントラストを算出し、10 スライスの欠損コントラストの平均値を算出した。

$$\text{contrast} = \frac{\text{mean} - \text{min}}{\text{mean}}$$

mean : circumferential profile curve における側壁部 5 点、中隔部 5 点の平均カウント（側壁部と中隔部の正常心筋部の最大値を中心に 5 点）

min : circumferential profile curve における欠損部の最小カウント

3. 結 果

Fig. 4 に各観察者間における均一性の評価結果を示す。 ^{99m}Tc の均一性の測定では、butterworth filter の遮断周波数が 0.50 cycles/cm のとき、円柱インサートを用いた %CV が 1.03 ± 0.05 、欠損評価用インサートを用いた心筋側壁部の %CV が 2.31 ± 0.18 、心筋中隔部の %CV が 3.67 ± 0.42 となり、円柱インサートを用いた %CV が最も低い値となり、観察者間での値の差が小さかった。また、butterworth filter の遮断周波数を 0.50、0.55、および 0.60 cycles/cm に変化させた結果、 ^{99m}Tc では、円柱インサートを用いた %CV が 1.03 ± 0.05 、 1.06 ± 0.05 、 1.09 ± 0.06 と平均値が高くなり、有意な差が認められた。欠損評価用インサートを用

いた心筋側壁部の %CV が 2.31 ± 0.18 、 2.37 ± 0.24 、 2.43 ± 0.23 と平均値は高くなったが、有意な差は認められなかった。心筋中隔部の %CV が 3.67 ± 0.42 、 3.76 ± 0.34 、 3.80 ± 0.27 と平均値は高くなったが、有意な差は認められなかった。 ^{201}Tl では、円柱インサートを用いた %CV が 1.16 ± 0.25 、 1.25 ± 0.28 、 1.40 ± 0.32 と平均値が高くなり、有意な差が認められた。欠損評価用インサートを用いた心筋側壁部の %CV が 3.71 ± 0.47 、 3.85 ± 0.62 、 4.07 ± 0.77 と平均値は高くなったが、有意な差は認められなかった。心筋中隔部の %CV が 2.06 ± 0.88 、 2.13 ± 0.92 、 2.41 ± 0.86 と平均値は高くなったが、butterworth filter の遮断周波数を 0.55 から 0.60 cycles/cm にしたときのみ、有意な差が認められた。

Fig. 5 に butterworth filter の遮断周波数を 0.50、0.55、0.60 cycles/cm に変化させた ^{99m}Tc および ^{201}Tl の SPECT 画像を示す。視覚的にも butterworth filter の遮断周波数の値を高くすると、均一性が低下した。

Fig. 6 に欠損評価用インサートを用いた SPECT 画像を示す。上段に ^{99m}Tc の SPECT 画像、下段に ^{201}Tl の SPECT 画像を示す。前壁に配置した深さの異なる欠損を欠損が浅い方から順に A～D とし、下壁に配置した広さの異なる欠損

を広さが広い方から順に E ~ H とした。

Fig. 7 に SPECT 画像における欠損コントラストと各欠損の広さ, 深さとの関係を示す。**Fig. 7(a)** に ^{99m}Tc の前壁と下壁の欠損, **Fig. 7(b)** に ^{201}Tl の前壁と下壁の欠損の関係性を示す。 ^{99m}Tc と ^{201}Tl どちらにおいても, 欠損の広さ, 深さが大きくなるに従い欠損コントラストは高くなった。

前壁, 下壁の両方に配置されている butterworth filter の遮断周波数 0.55 cycles/cm の SPECT 画像における広さ 20.0 mm, 深さ 10.0 mm の欠損コントラストは, ^{99m}Tc では前壁が 0.90 ± 0.02 , 下壁が 0.73 ± 0.02 となり, ^{201}Tl では前壁が 0.83 ± 0.05 , 下壁が 0.62 ± 0.03 となった。

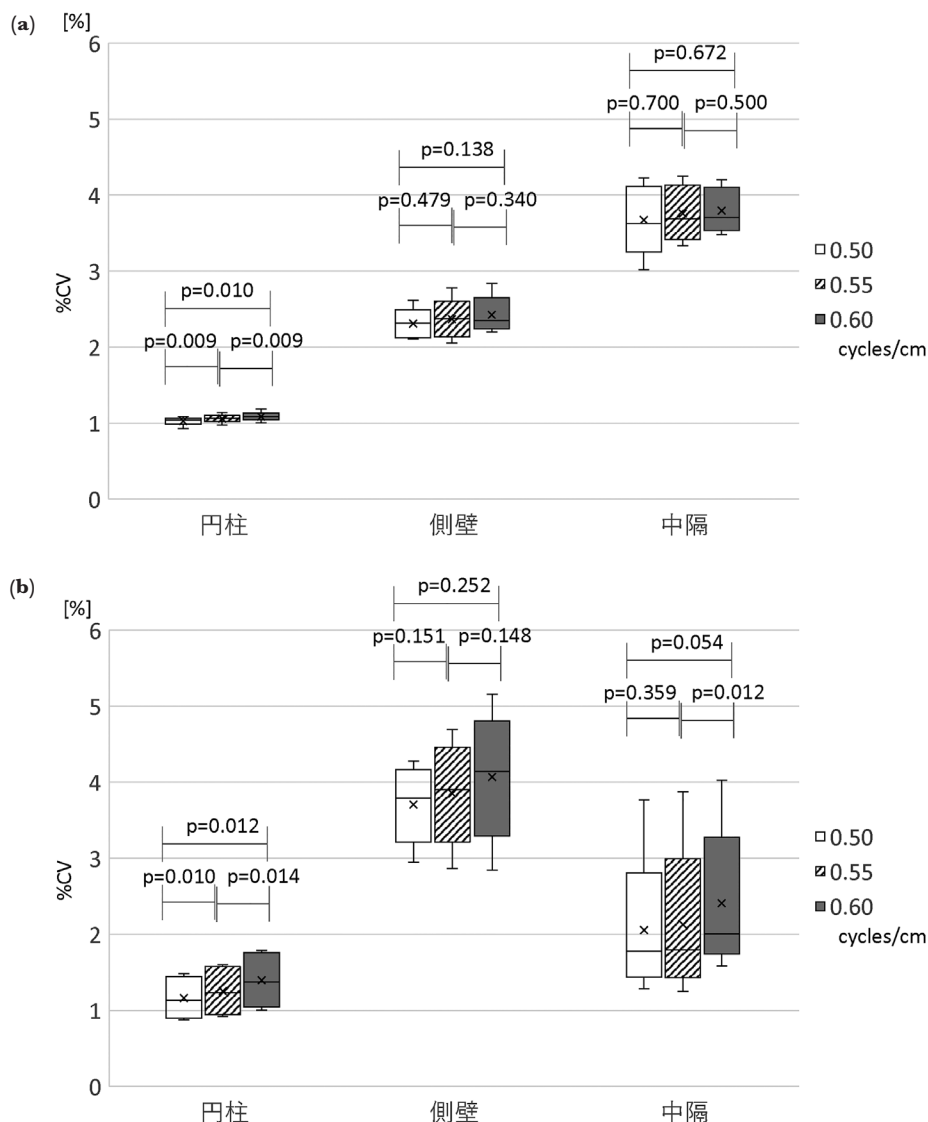


Fig. 4 Reproducibility of uniformity evaluation.

(a) Result of ^{99m}Tc

(b) Result of ^{201}Tl

These are the %CV results measured using ROIs placed five radiological technologists. Images with butterworth filter changed to 0.50, 0.55, 0.60 cycles/mm are used.

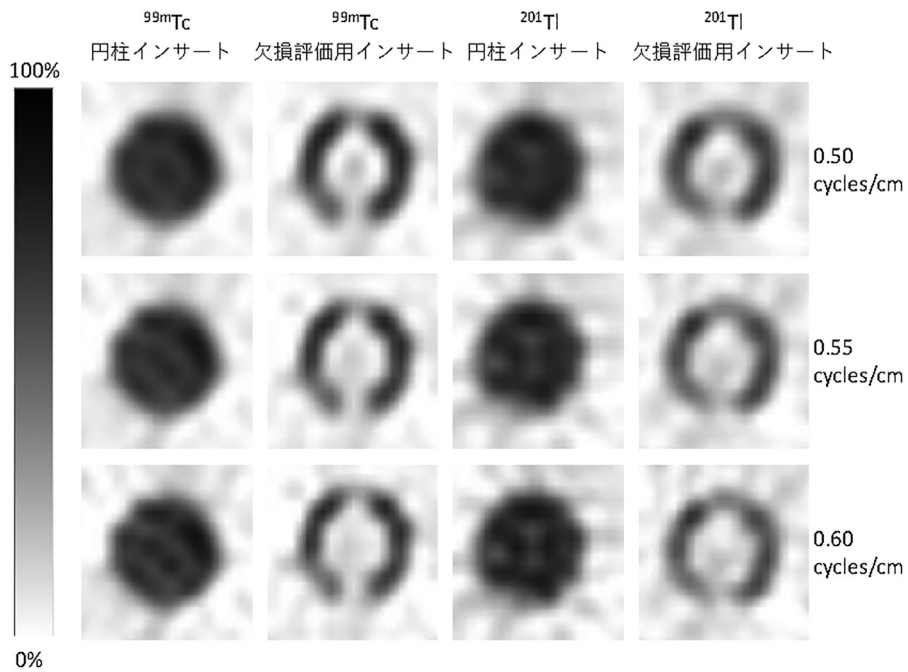


Fig. 5 SPECT images of ^{99m}Tc and ^{201}Tl (comparison of cylindrical insert and defect insert).

From left to right, SPECT images of ^{99m}Tc cylindrical, ^{99m}Tc defect, ^{201}Tl cylindrical, and ^{201}Tl defect insert. From top to bottom, SPECT images with butterworth filter of 0.50, 0.55, 0.60 cycles/mm.

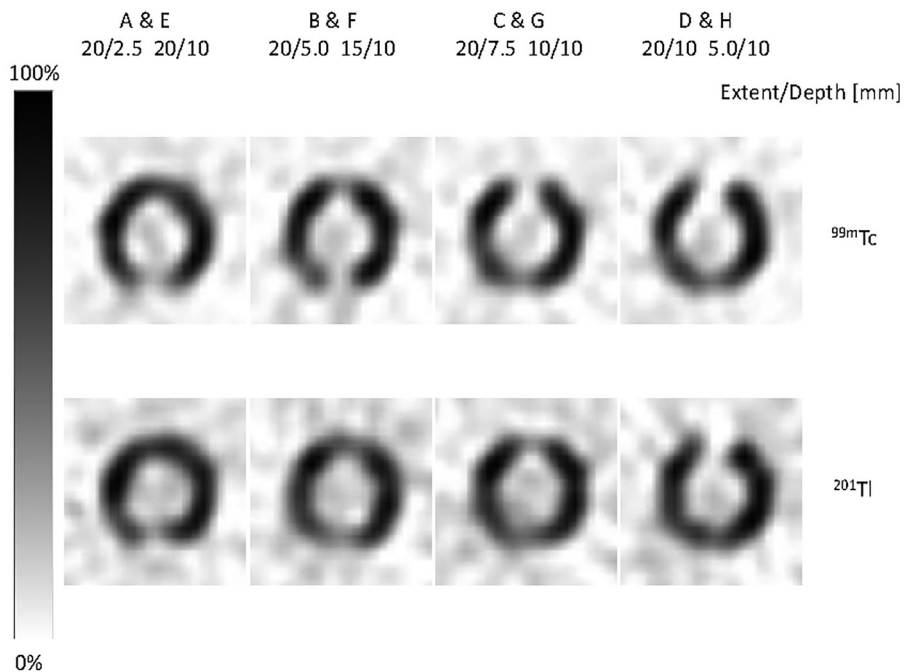


Fig. 6 SPECT images of ^{99m}Tc and ^{201}Tl in each defect.

These are images 8 types of defects with different extent and depth. The top images are ^{99m}Tc and the bottom images are ^{201}Tl .

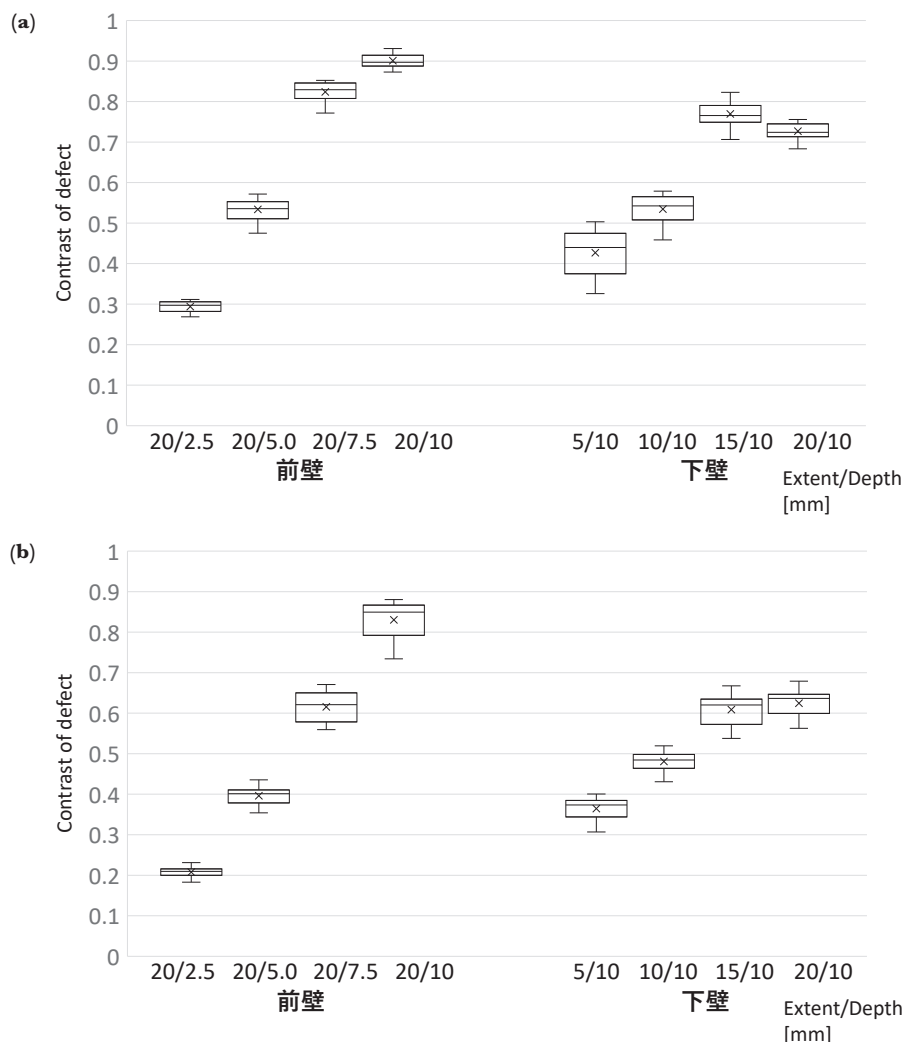


Fig. 7 Contrast of defects in SPECT images.

(a) Result of ^{99m}Tc

(b) Result of ^{201}Tl

Contrast of defects with different extent and depth in SPECT images of ^{99m}Tc and ^{201}Tl .

4. 考 察

心筋血流 SPECT において、欠損コントラストや心筋壁厚など分解能を評価した報告は散見される^{13~15)}。Shibutani らは EMIT ファントムを用いて、butterworth filter の遮断周波数、および収集方法の違いが欠損コントラストと均一性に及ぼす影響を評価しているが、均一性の指標として展開図から微分均一性および積分均一性を評価している⁸⁾。しかしながら、専用のソフトウェアを使用

しており、自施設での評価が困難である。

均一性評価に関して、**Fig. 4** の結果から butterworth filter の遮断周波数の条件の違いに関して欠損評価用インサートでは有意差が認められなかった。欠損評価用インサートの心筋部に ROI を配置した際には、横断面上では心筋部が薄く円弧状になっていることから、ROI の再現性を保つのが難しく、観察者間により計測値に大きなばらつきが生じたことに加え、欠損評価用インサートの心筋壁は 10 mm であるため、pixel size が 5.0 mm

程度の収集では部分容積効果による影響により、ばらつきが生じたと考えられる。一方、円柱インサートでは再現性の高い %CV を測定でき、butterworth filter の遮断周波数が異なる画像の均一性に対して有意差が認められた。専用解析ソフトウェアは測定者間による差をなくすため、ROI 設定に自動解析を採用しているが、本研究は円柱インサートを採用することで、各測定者が ROI を主観で手動設定したにも関わらず、測定者間による差の少ない結果が得られたと考えられる。このことから、均一性の評価には円柱インサートを使用することが望ましいと考えられる。

日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会から報告されている脳血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0¹⁶⁾ では、Hoffman ファントムにおける白質と灰白質の %contrast が分解能の評価指標として、プールファントムの CV が均一性の評価指標として記載されている。しかし、心筋血流 SPECT では減弱補正を行わない施設も多いため、直径の大きいプールファントムでの均一性の評価は不適切であり、心筋厚が 10 mm 程度である心筋を模擬したファントムによる均一部分の評価も ROI 設定などの制限を受ける。本研究では、SPECT 装置において頭尾方向の各断面の感度が同等であることを利用し、各断面のカウント変動による均一性の評価が可能な円柱インサートを付加する改良を行った。円柱インサートを用いることで、横断面内に ROI を置き、%CV を測定することが可能である。中村らは胸部心筋ファントムと SPECT 性能評価用ファントムを用いて、心筋 SPECT の位置分解能補正における均一性ならびに欠損コントラストの改善を報告している¹⁷⁾。しかしながら、コントラストは胸部心筋ファントムを用いて心筋血流 SPECT の集積を模擬できているものの、均一性に関しては内径 220 mm の円柱ファントムを用いており、散乱線含有量や減弱の程度が異なるため、心筋血流 SPECT を模擬した実験とは言い難い。本研究で用いたファントムは胸部を模擬した EMIT ファントムの外容器に円柱インサートを挿入しているため、散乱線含有量や心筋自体の減弱に関して ^{99m}Tc 製剤を使用した心筋血流 SPECT を模擬できていると考えられる。また、外容器の位置を変えことなくインサート

を交換することが可能であるため、均一性を測定するためにファントムの模擬胸部部分を置き換える必要がなく、自動近接収集に関する再現性も担保されていると考えられる。収集軌道の違いが心筋 SPECT 画像に及ぼす影響については先行研究で示されており、特に近接軌道収集は円軌道に比べてコントラストの向上に寄与し、均一性を劣化させることが示されている¹⁸⁾。

欠損評価用インサートにおける欠損コントラストの評価に関しては、本研究では前壁と下壁での欠損評価が可能となるよう 0° 方向と 180° 方向に配置した。広さ 20.0 mm、深さ 10.0 mm の前壁、下壁の両方に配置されている欠損の比較において、前壁の欠損コントラストが下壁と比較高い傾向であった。これは臨床データや胸部・心臓ファントム (RH-2型、京都科学) でのデータを使用した先行研究と同様の傾向であり、ファントムによる減弱が原因で下壁の欠損コントラストが低下したと考えられる^{19,20)}。よって、本研究の欠損コントラストは専用ソフトウェアを使用することなく、先行研究と同様の評価を行うことが可能であったと考えられる。

また、本研究では心筋血流シンチグラフィにおける負荷時を模擬したファントム実験で、²⁰¹Tl と ^{99m}Tc を比較すると、欠損評価に関して ²⁰¹Tl よりも ^{99m}Tc の欠損コントラストが高値となった。一方、均一性に関しては ²⁰¹Tl よりも ^{99m}Tc の %CV が低値となった。これは ²⁰¹Tl よりも ^{99m}Tc の方が、エネルギーが高いため、減弱が少なく、画像に寄与するガンマ線カウントが高いためであると考えられる。

5. 結 論

本研究では円柱インサートを追加した EMIT ファントムを用いて、^{99m}Tc および ²⁰¹Tl の心筋血流 SPECT 画像を評価した。円柱インサートを用いることで専用のソフトウェアを使用することなく、簡便に均一性評価をすることが可能であった。

本論文の要旨は第76回日本放射線技術学会総会学術大会 (2020年, オンライン), 第40回日本核医学技術学会総会学術大会 (2020年, 神戸) において発表した。

利益相反開示

筆頭著者および共著者全員が開示すべき相反事項はない。

引用文献

- 1) Hachamovitch R, Hayes SW, Friedman JD, et al. Comparison of the short-term survival benefit associated with revascularization compared with medical therapy in patients with no prior coronary artery disease undergoing stress myocardial perfusion single photon emission computed tomography. *Circulation* 2003;**107**(23):2900-2907
- 2) Matsumoto N, Sato Y, Suzuki Y, et al. Prognostic value of myocardial perfusion single-photon emission computed tomography for the prediction of future cardiac events in a Japanese population: a middle-term follow-up study. *Circulation Journal* 2007;**71**(10):1580-1585
- 3) Nishimura T, Nakajima K, Kusuoka H, et al. Prognostic study of risk stratification among Japanese patients with ischemic heart disease using gated myocardial perfusion SPECT: J-ACCESS study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2008;**35**(12):319-328
- 4) Nakajima K, Nishimura T. Prognostic table for predicting major cardiac events based on J-ACCESS investigation. *Ann Nucl Med* 2008;**22**:891-897
- 5) Okuyama C, Nakajima K, Nakamura S, et al. The difference of risk factors predicting cardiac events in patients with chronic kidney disease between with and without diabetes. *Ann Nucl Med* 2019;**33**(7):532-540
- 6) Moody WE, Lin ELS, Thomson LE, et al. Results of Serial Myocardial Perfusion Imaging in End-Stage Renal Disease. *Am J Cardiol* 2018;**121**(5):661-667
- 7) 青木 卓, 坪井孝達, 三木一孝, 他. 心筋血流SPECT撮像の標準化に関するガイドライン1.0. *核医学技術* 2020;**40**(4):413-426
- 8) Shibutani T, Onoguchi M, Katafuchi T, et al. Development of a myocardial phantom and analysis system toward the standardization of myocardial SPECT image across institutions. *Ann Nucl Med* 2016;**30**(10):699-707
- 9) 小野口昌久. 心筋ファントムを用いたSPECT像の部分容積効果の検討—HCM (ASH) モデルの試作ファントムによる検討—. *日放技学誌* 1997;**53**(5):585-589
- 10) 小野口昌久. EMITファントムの利用. *日本心臓核医学会誌* 2013;**15**(1):24-25
- 11) 久保敦司, 中村佳代子, 三宮敏和, 他. ^{99m}Tc -MIBIの第1相臨床試験. *核医学* 1991;**28**(10):1133-1142
- 12) 小泉 潔. 心筋イメージング製剤の心筋摂取およびwashoutの相違. *日放技学誌* 1996;**52**(5):673-678
- 13) Okuda K, Nakajima K, Yoneyama H, et al. Impact of iterative reconstruction with resolution recovery in myocardial perfusion SPECT: phantom and clinical studies. *Sci Rep* 2019;**9**(1):19618
- 14) Ismail FS, Mansor S. Impact of Resolution Recovery in Quantitative ^{99m}Tc SPECT/CT Cardiac Phantom Studies. *J Med Imaging Radiat Sci* 2019;**50**(3):449-453
- 15) Okuda K, Nakajima K, Yamada M, et al. Optimization of iterative reconstruction parameters with attenuation correction, scatter correction and resolution recovery in myocardial perfusion SPECT/CT. *Ann Nucl Med* 2014;**28**(1):60-68
- 16) 山永隆史, 長谷川聖二, 井元 晃, 他. 脳血流SPECT撮像の標準化に関するガイドライン1.0. *核医学技術* 2017;**37**(4):505-516
- 17) 中村祐也, 富口静二, 勝田 昇. 心筋SPECT検査におけるcollimator detector response (CDR) 補正とeffective scatter source estimation (ESSE) 法による散乱線補正の有用性. *日放技学誌* 2010;**66**(6):609-617
- 18) 飯塚一則, 山本範泰, 久木裕也, 他. SPECT収集角度と収集軌道が画像に与える影響について—心筋デジタルファントムスタディー—. *日放技学誌* 2015;**71**(6):520-526
- 19) 柏倉健一, 小林秀樹, 百瀬 満, 他. 画像再構成角度が心筋SPECT像に与える影響—180度像と360度像との比較—. *核医学* 1996;**33**(4):375-382
- 20) 柏倉健一, 柏倉明美, 寺田慎一郎, 他. ファントムを用いた心筋SPECT画像再構成角度の検討—360度像と180度像との比較—. *核医学* 1996;**33**(10):1097-1103