

—技術報告—

Tl-201 心筋血流 SPECT における Off-Peak Window 設定に関する基礎的検討

永田 智信 山田耕一郎 井上 淑博
済生会熊本病院

阿蘇品彩奈 野口 輝也
熊本地域医療センター

古嶋 昭博
熊本大学生命資源研究・支援センター

Experimental Investigation of Effective Energy Window Settings for Tl-201 Myocardial SPECT Imaging

Tomonobu NAGATA, Koichiro YAMADA and Yoshihiro INOUE
Saiseikai Kumamoto Hospital

Ayana ASOSHINA and Teruya NOGUCHI
Kumamoto Regional Medical Center

Akihiro KOJIMA
Institute of Resource Development and Analysis, Kumamoto University
(article received : Feb 2, 2018)

Key words : Tl-201 myocardial SPECT, Myocardial phantom, Energy window setting, Off-peak window

1. 緒 言

Thallium-201 (Tl-201) は、Tl-201 塩化タリウムとして心筋シンチグラフィに用いられている放射性核種である。Tl-201 は、Technetium-99m (Tc-99m) のガンマ線 (141 keV) に比べて低いエネルギーの複数の Mercury-201 (Hg-201) 特性 X 線 (69~83 keV) と同程度のエネルギーのガンマ線 (135, 167 keV) を放出する¹⁾。それらの Hg-201 特性 X 線がガンマカメラで検出されると、71 keV 付近で最大となる広いエネルギー範囲 (56~98 keV) の光電ピークとなる²⁾。そのエネルギースペクトルは、使用するガンマカメラやコリメータの違い、散乱体の有無や形状等で変化する。Tl-201 イメージングでは、その光電ピーク領

域に対して幅の狭いエネルギーウィンドウ $71 \text{ keV} \pm 10\%$ (以下、on-peak window) 設定が一般的で、また 167 keV ガンマ線の光電ピークに第 2 のエネルギーウィンドウが設定されることもある³⁾。一方、そのような on-peak window 設定に比べて直接線をより多く計数でき、かつ散乱線含有率 (直接線カウントに対する散乱線カウントの比) を低減できるようなエネルギーウィンドウ設定法 ($77 \text{ keV} \pm 14.3\%$, 以下、off-peak window) が提案され²⁾、その効果についてはファントム実験や甲状腺シンチグラフィのプラナーイメージングにより報告されている^{4,5)}。また、2016年に Tl-201 塩化タリウム製剤の検査施設への納品日が検定日へ変更になったために投与放射エネルギーが実質的に減ることになり、収集カウントに対する影響を

少なくするために off-peak window 設定の効果を考慮した検討もファントムによるプラナーイメージング実験により行われている⁶⁾。このように TI-201 イメージングでの off-peak window 設定は従来の on-peak window 設定に比べて、プラナーイメージにおいて有効であることが明らかになっているが、SPECT イメージでの評価についてはこれまで詳細な報告がない。

そこで、われわれは 2 検出型 single photon emission computed tomography (SPECT) 装置と 3 検出器型 SPECT 装置を用いて心臓ファントム実験を行い、TI-201 心筋血流 SPECT における off-peak window 設定の効果を調査した。

2. 方 法

2-1. 使用機器

本研究では、検出器数の異なる SPECT 装置として、3 検出器型ガンマカメラ GCA-9300R（東芝メディカル社製）および 2 検出器型ガンマカメラ Symbia E（東芝メディカル社製）の 2 機種を

使用した。両 SPECT 装置とも低中エネルギー用汎用 (low-medium-energy general-purpose, LMEGP) および低エネルギー用高分解能 (low-energy high-resolution, LEHR) の 2 種類のコリメータを用いた。両 SPECT 装置の性能の概要を **Table 1** に示す。

2-2. ファントム

心筋の SPECT 撮像には心臓肝臓ファントム HL 型（京都科学社製）を使用した。ファントム容器内の左心筋部 (115.6 ml)，肝臓部 (1,201.7 ml)，縦隔部 (2,915.6 ml)，右心室部 (108.1 ml) を TI-201 放射能濃度がそれぞれ 216.5 MBq/ml，24.57 MBq/ml，8.80 MBq/ml および 8.39 MBq/ml の水溶液で満たした。両肺部には発泡スチロール球を充填し，左心室部は水で満たした。なお，心基部から 2 cm 離れた心筋前壁部に直径 2 cm の完全円形欠損 1 個を設けた。

2-3. データ収集条件

両 SPECT 装置において，(1) on-peak window (71 keV $\pm$ 10%)，(2) off-peak window (77 keV $\pm$

Table 1 使用 SPECT 装置の概要

SPECT system	GCA-9300R		Symbia E	
Collimator	LMEGP	LEHR	LMEGP	LEHR
Number of detectors	3		2	
Filed of view	38.0 cm $\times$ 21.0 cm		53.3 cm $\times$ 38.7 cm	
System resolution*	11.3 mm	8.6 mm	10.3 mm	7.4 mm
Sensitivity	7.2 cpm/kBq	4.1 cpm/kBq	8.6 cpm/kBq	5.5 cpm/kBq

* Tc-99m source at 10 cm

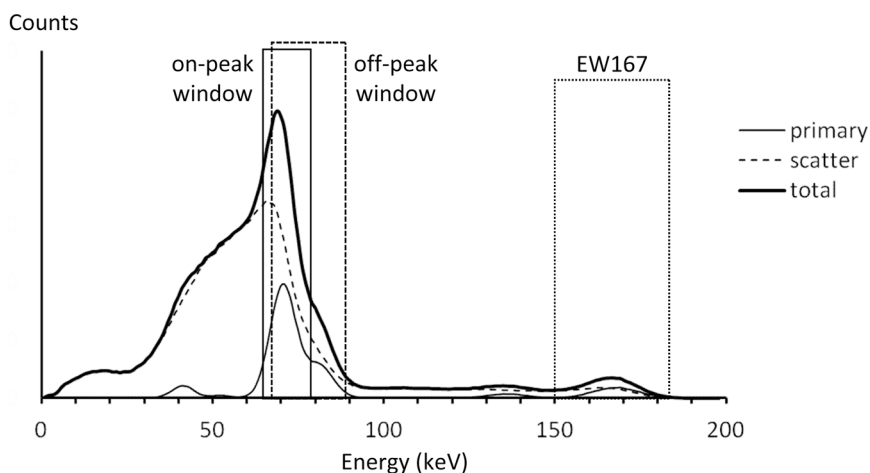


Fig. 1 TI-201 イメージングにおけるエネルギーウィンドウ設定

14.5%), (3) EW167 (167 keV $\pm$ 10%) のエネルギーウィンドウを設定した (Fig. 1)。on-peak window と off-peak window のシングルエネルギーウィンドウとそれぞれのシングルウィンドウに EW167 を追加したデュアルエネルギーウィンドウ収集を行った。

両 SPECT 装置による投影データの撮像条件は、円軌道 360° step & shoot 回転, 回転角度 6° step の 60 投影, 回転半径 22 cm, 収集時間 10 分, マトリックスサイズ 128 $\times$ 128, ピクセルサイズは GCA-9300R が 3.2 mm, Symbia E が 3.3 mm であった。

2-4. SPECT 再構成およびデータ解析

すべての収集データに対する再構成および解析は、核医学画像処理解析ソフトウェアパッケージ Prominence Processor Version 3.1 (核医学画像処理技術カンファレンス) を用いて行った。

まず、(1) on-peak window によるシングルピークイメージ, (2) off-peak window によるシングルピークイメージ, (3) on-peak window + EW167 によるデュアルピークイメージ, (4) off-peak window + EW167 によるデュアルピークイメージの 4 種類の光電ピークエネルギーウィンドウイメージを作成した。次にこれらのイメージに対して Butterworth フィルター (カットオフ周波数 0.43 cycles/cm, order 8) で前処理後, ramp フィルターを用いた filtered back projection (FBP) で SPECT 画像を再構成した。なお, 散乱線および減弱に対する補正は行わなかった。各体軸断層イメージから心筋の短軸断層イメージを作成した。

2-5. 評価方法

今回の心筋ファントム実験で得られた SPECT データに対して, 3 つの心筋イメージ評価を行った。

2-5-1. 心筋イメージの総カウント

各心筋短軸断層イメージの心尖部から心基部までの 40 スライスを加算し, その心筋イメージ上に設定した円形 region of interest (ROI) (665 ピクセル) 内の心筋部の総カウントおよび on-peak window に対するカウント比を求め比較した。

2-5-2. 心筋欠損部のコントラスト

心筋前壁の完全欠損部中心を通る 1 スライスの短軸断層イメージ上に, 欠損部 1 箇所およびその

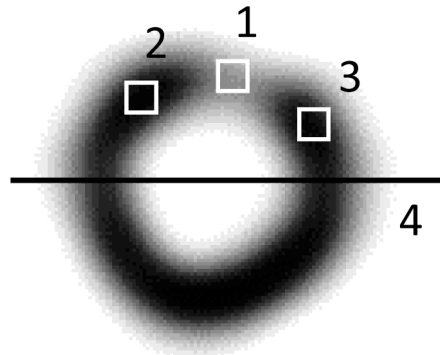


Fig. 2 コントラスト算出のための ROI 設定 (1~3) とカウントプロファイルカーブ位置 (4)。完全欠損部 ROI : 1, 正常心筋部 ROI : 2, 3

両端正常心筋部 2 箇所に同じ大きさの ROI (9 ピクセル) を設定し (Fig. 2), 心筋欠損部のコントラストを式 (1) により求めた。なお, 正常心筋部カウントは 2 つの正常心筋部 ROI 内カウントの平均値とした。

心筋欠損部のコントラスト

$$= (\text{正常心筋部カウント} - \text{心筋欠損部カウント}) / \text{正常心筋部カウント} \quad (1)$$

2-5-3. 心筋内腔のプロファイルカーブ

2-5-2 と同じ短軸断層イメージにおいて, 心筋内腔の中心を通る 2 ピクセル幅の水平線上のカウントを最大値で正規化してプロファイルカーブを作成し比較した。

3. 結 果

3-1. 心筋イメージの総カウント

Fig. 3 に両 SPECT 装置による前壁欠損部を有する心筋短軸断層イメージの比較を示す。両 SPECT 装置の 2 つのコリメータにおける off-peak window と on-peak window による心筋イメージを比べてみると, off-peak window に設定したことによる特別な歪みやアーチファクトなど認められなかった。

Table 2 に各エネルギーウィンドウ設定における心筋イメージの総カウントと on-peak window に対するカウント比の比較を示す。GCA-9300R では LMEGP と LEHR コリメータでのそれぞれの on-peak window に比べて off-peak window のカウントは 13.7% と 13.2%, on-peak window +

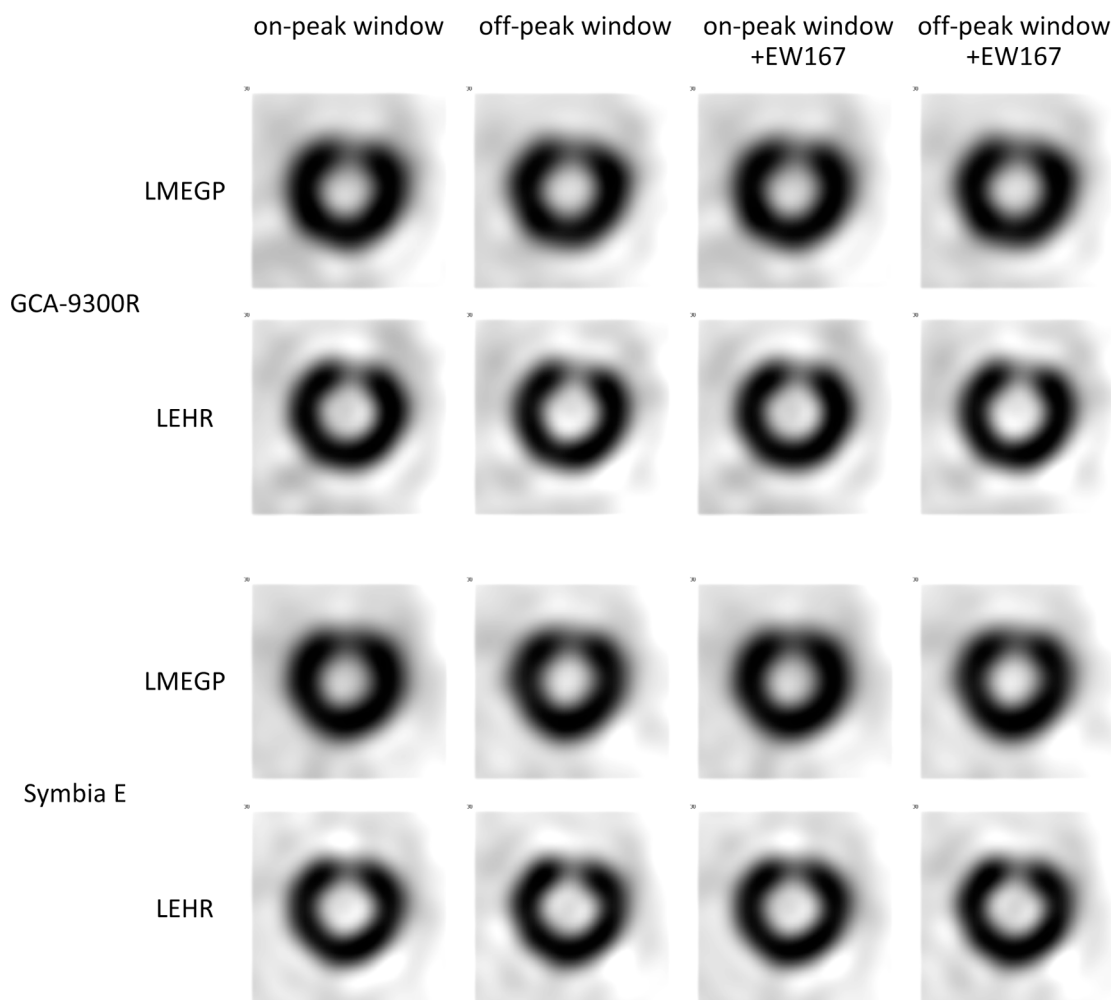


Fig. 3 心筋短軸断層イメージ

Table 2 心筋イメージの総カウントおよび on-peak window に対するカウント比

SPECT system	Collimator	Counts (on-peak window ratio)			
		on-peak window	off-peak window	on-peak window + EW167	off-peak window + EW167
GCA-9300R	LMEGP	2,108,712 (100%)	2,398,653 (113.7%)	2,425,602 (115.0%)	2,712,121 (128.6%)
	LEHR	1,143,276 (100%)	1,294,599 (113.2%)	1,323,013 (115.7%)	1,481,118 (129.6%)
Symbia E	LMEGP	1,712,853 (100%)	1,809,280 (105.6%)	1,924,267 (112.3%)	2,023,875 (118.1%)
	LEHR	1,019,159 (100%)	1,091,134 (107.1%)	1,204,247 (118.2%)	1,277,040 (125.3%)

EW167 で 15.0% と 15.7%, off-peak window + EW167 で 28.6% と 29.6% 増加した。一方, Symbia E においては LMEGP と LEHR コリメー

タでそれぞれの on-peak window に比べて off-peak window のカウントは 5.6% と 7.1%, on-peak window + EW167 で 12.3% と 18.2%, off-peak

Table 3 心筋欠損部のコントラスト

SPECT system	Collimator	Contrast			
		on-peak window	off-peak window	on-peak window + EW167	off-peak window + EW167
GCA-9300R	LMEGP	0.343	0.357	0.348	0.380
	LEHR	0.473	0.484	0.448	0.475
Symbia E	LMEGP	0.327	0.331	0.328	0.331
	LEHR	0.412	0.490	0.387	0.460

window + EW167 で18.1%と25.3%と増加し、GCA-9300R と比べてコリメータ間での違いがあった。

3-2. 心筋欠損部のコントラスト

両 SPECT 装置における2つのコリメータでの心筋欠損部のコントラスト比較を Table 3 に示す。両コリメータとも off-peak window は on-peak window に比べてコントラストが向上した。しかし、EW167 を伴うデュアルエネルギーウィンドウの場合、LMEGP コリメータではわずかにコントラストは改善したが、LEHR コリメータでは反対に低下した。

3-3. 心筋内腔のプロファイルカーブ

心筋内腔中心を通る水平線上のそれぞれのカウ

ントプロファイルカーブを最大値で正規化して比較したグラフを Fig. 4 に示す。GCA-9300R と Symbia E での LMEGP コリメータに対して off-peak window では心筋内腔での相対カウントは on-peak window に比べてわずかに低値を示したが、LEHR コリメータでは機種で違いは見られなかった。両 SPECT 装置および両コリメータにおける on-peak window + EW167 と off-peak window + EW167 での心筋内腔部の相対カウントは、on-peak window と off-peak window のそれぞれと変わらなかった。

4. 考 察

核医学検査の中で Tl-201 塩化タリウムによる

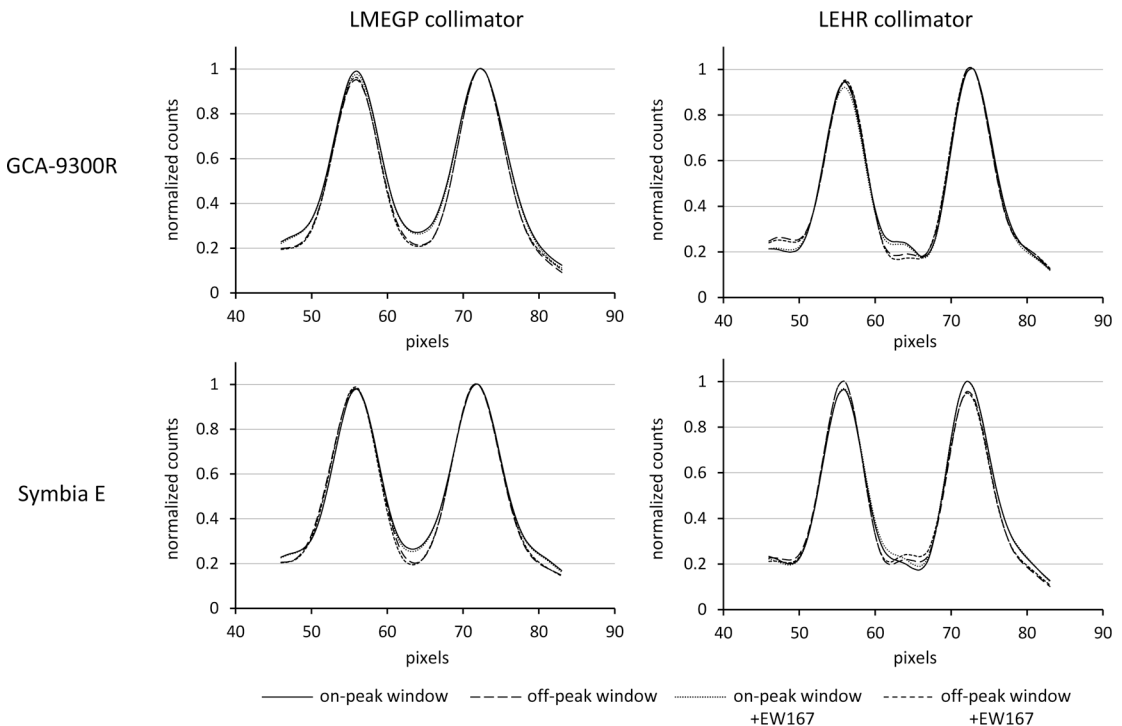


Fig. 4 心筋内腔のプロファイルカーブ

心筋血流シンチグラフィは長い歴史を持ち、心臓疾患の診断において臨床的意義を持つ検査法としてこれまで重要な役割を担ってきた⁷⁾。現在、TI-201 塩化タリウムは、ガンマカメライメージングに最適核種と言われる Tc-99m を標識した心筋血流製剤とともに心筋血流イメージングに使用されている。TI-201 は Tc-99m と比べて投与できる放射能が少ないことや撮像用の Hg-201 特性X線エネルギーが低いことなど、体外計測において不利なイメージング特性を持っている。さらにその Hg-201 特性X線の光電ピークは、ガンマカメラによるエネルギースペクトル上、Tc-99m のような単一エネルギーを持つ直接線のものとは異なった形状で広い幅を持つ²⁾。このような広い光電ピーク領域でのエネルギーウィンドウ設定において、従来の on-peak window 設定よりも有効な off-peak window 設定が提案された²⁾。

結果3-1は、エネルギーウィンドウ設定により心筋イメージの総カウントが増加することを示した。Table 2 に示すように、GCA-9300R では LMEGP と LEHR コリメータでそれぞれ on-peak window に比べて off-peak window のカウントは 13.2%と13.7%の増加、Symbia E では、5.6%と7.1%増加した。これらのカウント増加の要因として off-peak window による直接線と散乱線カウントの両方が関与し、TI-201 線源の分布状態や散乱吸収体の形状などで違いはあるが、相対的に直接線の増加割合が大きくなるためである²⁾。最近の先行研究においても宇戸ら⁶⁾は TI-201 ペットボトル線源を用いたプラナーイメージングにて、3 機種のカンマカメラに対して得られた off-peak window によるカウント増加は14%から16%であったと報告している。また、TI-201 は Hg-201 特性X線の他に 135 keV と 167 keV のガンマ線を放出する。167 keV ガンマ線の放出割合は約10%と小さいが、約2.7%の 135 keV ガンマ線よりも大きく、TI-201 イメージングにおける計数率の向上に貢献できる⁵⁾。Table 2 に示す結果より、on-peak window のみに比べて EW167 の追加によるカウントは GCA-9300R では LMEGP と LEHR コリメータでそれぞれ15.0%と15.7%、Symbia E ではそれぞれ12.3%と18.2%増加した。さらに EW167 を off-peak window に追加した場

合、on-peak window 単独よりも GCA-9300R では LMEGP と LEHR コリメータでそれぞれ28.6%と29.6%増加、Symbia Eではそれぞれ18.1%と25.3%増加した。この GCA-9300R におけるカウント増加分は、菊池ら⁵⁾が報告したプラナーイメージングでの31.9%のカウント増加と同程度であった。

結果3-2および結果3-3で、心筋欠損部のコントラストと心筋部に対する心筋内腔部での相対カウントがエネルギーウィンドウ設定やコリメータにより違いがあることを示した。Table 3 や Fig. 4 の比較からもわかるように、先行研究^{2,4,5)}と同様に off-peak window 設定は on-peak window に比べて心筋欠損部や内腔部でのコントラストの向上にも寄与することが明らかになった。また、EW167 追加による心筋欠損部のコントラストは LMEGP コリメータで改善、LEHR コリメータで低下と、使用するコリメータで逆の効果になった。この LEHR コリメータでの低下の原因として、LEHR コリメータ孔間の隔壁を透過する 167 keV ガンマ線の量が LMEGP コリメータより多くなり、これらの透過線が低カウント領域に影響することが考えられる^{3,8)}。羽田野³⁾のアンケート調査においても、LEHR コリメータでの EW167 使用によりコントラストが低下する施設があったことが報告されている。一方で Başoğlu ら⁹⁾は LEHR コリメータの SPECT quality control ファントム実験では EW167 を使用したときの欠損コントラストが良くなったことを報告している。このように LEHR コリメータのエネルギー特性はガンマカメラの機種毎に異なることが考えられるために、EW167 を使用する場合には LEHR コリメータによってはシングルエネルギーウィンドウ設定よりもコントラストの低下を生じることに注意する必要がある。

TI-201 イメージングにおいて off-peak window 設定を行う場合には視野感度の均一性劣化に注意する必要があることが報告されている²⁾。Table 2 に示したように異なる SPECT 装置でのカウント増加率に違いが生じたのはその均一性劣化の影響も考えられる。従って、ガンマカメラの視野感度の均一性劣化の程度は機種の違いや調整方法により異なるため⁶⁾、今後、詳細な調査が必要と思

われる。

5. 結 論

Tl-201 心筋血流 SPECT における off-peak window 設定について、2 検出器と 3 検出器 SPECT 装置を用いた心臓ファントム実験による基礎的検証を行った。その結果、これまでのプラナーイメージングでの報告と同様に、心筋ファントム SPECT における off-peak window 収集では従来の on-peak window 収集よりもカウント増加と欠損コントラストの向上が期待できることがわかった。しかし、使用する SPECT 装置やコリメータによりその効果に差が見られたため、off-peak window 設定の有効性については今後さらに他機種の SPECT 装置やコリメータでも同様の検討が必要と思われる。

6. 謝 辞

本論文の内容については、第37回日本核医学技術学会総会学術大会（2017年、横浜）において発表した。

本研究発表の内容に関連する利益相反事項はなし。

7. 引用文献

- 1) Browne E, Firestone RB: Table of radioactive isotopes. John Wiley & Sons Inc, New York, 201-2, 1986
- 2) Kojima A, Takaki A, Noguchi T, et al: Optimum energy window setting on Hg-201 x-rays photopeak for effective Tl-201 imaging. Ann Nucl Med, **19**(7): 541-547, 2005
- 3) 羽田野政義: 東北地方会における ^{201}Tl 心筋 SPECT 撮像条件に関するアンケート調査報告 (2 Peak 撮像の現状について). 核医学技術, **37**(2): 167-170, 2017
- 4) 村上智紀, 古嶋昭博, 高木昭浩, 他: Tl-201 イメージングにおける on-peak window 画像と off-peak window 画像の同時収集法の考案. 核医学技術, **27**(3): 201-209, 2007
- 5) 菊池明泰, 北間正崇, 奥山 豪, 他: 201-Tl 心筋血流検査における off-peak 法を用いた収集条件の検討. 北海道科学大学研究紀要, **39**: 1-4, 2015
- 6) 宇戸朋之, 青山 毅, 葛西立史: オフピークウィンドウ設定によるタリウムイメージング実施のための複数装置を用いた検討. 核医学技術, **38**(2): 207-213, 2018
- 7) 玉木長良, 日下部きよ子, 汲田伸一郎, 他: 循環器病の診断と治療に関するガイドライン (2009年度合同研究班報告) 心臓核医学検査ガイドライン (2010年改訂版). 日本循環器学会, 1-87, 2009
- 8) 川本孝志, 関本 繁, 中嶋憲一, 他: ^{201}Tl データ収集における dual peak と single peak の比較. 核医学画像診断, **5**(1): 23-26, 1990
- 9) Başoğlu T, Canbaz F, Akar A, et al: Window Variations of x-ray energy and additional gamma peak use in Tl-201 SPECT: an experimental and clinical study. Turkish Journal of Nuclear Medicine, **7**(2): 101-107, 1998