

—技術報告—

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

宇戸 朋之

市立池田病院医療技術部放射線科

青山 毅

箕面市立病院放射線部

葛西 立史

市立豊中病院放射線部

Investigate of The Off-Peak Window Setting Tl201 Imaging Method for Into Practice Any Scintillation Camera

Tomoyuki UTO

Department of Radiological Technology, Ikeda Municipal Hospital

Tsuyoshi AOYAMA

Department of Radiological Technology, Minoo Municipal Hospital

Tatsushi KASAI

Department of Radiological Technology, Toyonaka Municipal Hospital

(article received : Mar 29, 2017)

Key words : Tl-201 imaging, Off-peak energy window, Phantom experiment, Uniformity

1. 緒 言

2016年4月から放射性医薬品である塩化タリウム ($^{201}\text{TlCl}$, 以下タリウム) の納品が検定日に変更された。この納品日変更による検定日投与量は、従来検定日前に投与されていた放射能量よりも減少することになり、これまで通りの撮像条件では収集カウンターの低下を招くことになった。これまでも $^{99\text{m}}\text{Tc}$ に比べて投与量が少量に限られているタリウムの効果的なイメージングを目指して、幅の広いエネルギーウィンドウの中心をタリウム光電ピークの高エネルギー側に偏らせて設定するオフピークウィンドウ撮像 (オフピーク撮像) が古嶋らにより提案されている¹⁾。その中でオフピーク撮像はエネルギーウィンドウの中心を

ピーク上に設定するオンピーク撮像に比べて直接線による収集カウント増加が得られ、かつ散乱線の影響を減らす事ができるが、視野感度均一性 (均一性) の低下に注意する必要があると報告している。そこで心筋血流シンチにおいてタリウム納品日変更による投与量減少に伴う収集カウント低下の影響を小さくするために、オフピーク撮像に着目した。オフピーク撮像の画質は収集時のエネルギースペクトルの形状に影響を受けるため、エネルギーウィンドウの設定が同一の場合においても使用装置の幾何学的構造、エネルギー分解能およびコリメータによって異なる可能性があると考えられる。われわれは3機種のスチレーションカメラを用いてタリウムイメージングにおけるオフピーク撮像の画質評価を行い、装置間差について

Table 1 各装置に用いたコリメータの公称値

Scintillation camera	Current collimator	Spatial resolution as FWHM (mm)	System sensitivity (cpm/kBq)
A	LEGP	9.1	7.9
B	LEGP	9.2	8.4
C	LEHR	7.4	4.3

LEGP; Low energy general purpose

LEHR; Low energy high resolution

明らかにする事を目的とした。

2. 方 法

2.1. 使用機器

実験に用いたシンチレーションカメラは RC2500IV（日立製作所），Millennium MG（GE ヘルスケア），Discovery NM630（GE ヘルスケア）の3機種である。以後本文および図表中ではそれぞれ順に装置 A，B，C と表記する。各装置それぞれ臨床で用いているコリメータを装着して実験を行った。装置 A と B は Low energy general purpose（LEGP）コリメータ，装置 C は Low energy high resolution（LEHR）コリメータである。その仕様を **Table 1** に示す。また画像の収集カウント，プロファイルカーブ描出，Full width at half maximum（FWHM）と Full width at tenth maximum（FWTM）の算出は富士フィルム RI ファーマから提供された解析ソフト Daemon Research Image processor（DRIP）を用いた。

2.2. オンピーク撮像とオフピーク撮像の設定

オンピーク撮像は設定エネルギーが 71 keV で，これに対しウィンドウ幅が $\pm 10\%$ ，すなわち 64～78 keV の設定とした。オフピーク撮像の設定は古嶋らの報告を参考に設定した。それはエネルギーウィンドウの中心を光電ピークから 6 keV 高エネルギー側にオフセットした 77 keV とし，これに対するウィンドウ幅が $\pm 15\%$ ，すなわち 65～88 keV に設定した。また今回の撮像にはそれぞれの設定に 167 keV $\pm 10\%$ のウィンドウも加えており，これらはともに同じ設定である。これは日常臨床では 167 keV を加えて撮像しているためであるが，本研究ではオフピーク設定にしたエネルギーウィンドウのみの効果を評価するのではなく，実際に臨床でオフピーク撮像を実施するこ

との検討として臨床に用いている撮像条件での変化に注目したため 167 keV を加えた設定とした。なお前述の光電ピーク値はあくまでも装置上の設定値であり，実際はエネルギーのピーキングによって調整された光電ピークがオンピークとなり，そこから 6 keV 高エネルギー側へ変更したオフピークが適用される。

2.3. 均一性

均一性についてはコリメータを装着した総合均一性を測定した。ファントムは外寸で長辺 600 mm，短辺 460 mm，厚さ 45 mm のアクリル製面線源を用い，線源表面と検出器表面の距離を 50 mm とし，水準器で検出器平面と平行になる事を確認し設置した。3 装置ともマトリクスサイズは 64×64，拡大率を 1.0 とし，ピクセルサイズは装置 A では 8.30 mm，装置 B では 9.04 mm，装置 C では 8.84 mm とした。収集時間は，ファントム画像の中央部（100ピクセル）における 1 ピクセルあたりの平均カウントが 10,000 カウント以上になるように設定した。線源の調整は面線源容器内に水を満たしタリウム 60 MBq を注入したが，これは上記撮像条件で撮像時にカウントレートが 20 kcps を超えないような放射能を目指したもので，このように調整したファントムで撮像時間は装置 A，B，C で各 60，50，90 分とした。撮像条件をまとめて **Table 2** に示す。均一性の計算は DRIP の機能によって中央 75% を解析対象とした。これは面線源の面積が，検出器面積に対して十分な大きさを持たないため，視野辺縁では線源の欠落が生じている。そのため全視野面積の中央 75% に相当する Central field of view（CFOV）のみを評価対象とし，CFOV 内における積分均一性と微分均一性を以下の式を用いて算出した。

$$\text{均一性} = (a - b) / (a + b) \quad (1)$$

積分均一性の場合，a は CFOV 内の最大カウント，b は CFOV 内の最小カウント，微分均一性の場合，a は CFOV 内の 5 画素の変化率の最

Table 2 総合均一性測定の各装置撮像条件

Scintillation camera	Current collimator	Pixel size (mm)	Acquisition time (min)
A	LEGP	8.30	60
B	LEGP	9.04	50
C	LEHR	8.84	90

大値、b は CFOV 内の 5 画素の変化率最小値。

また、オンピーク撮像とオフピーク撮像における均一性の変化の程度を評価するために各均一性の比を式 (2) を用いて算出した。

$$\text{均一性の比} = \frac{\text{オフピーク撮像の均一性}}{\text{オンピーク撮像の均一性}} \quad (2)$$

均一性はコリメータの破損が無い限り固有均一性に依存する²⁾ことから、固有均一性による評価で十分であるが、今回線源を用いた総合均一性を採用したのは、固有均一性を測定するのに線源と検出器の必要な距離を確保するのが困難な施設があったため、測定ジオメトリとしてはコンパクトな総合均一性を測定することとした。総合均一性に関しては JESRA X-0051*B³⁾ ではその定義が無いが、固有均一性の測定方法として 20 kcps 以下の計数率とする事、1 ピクセルあたり 10,000 カウント以上とする事が示されておりその条件に従った。

2.4. 収集カウントとコントラスト

角柱の容器（同一規格の 2 リットルの飲料水ペットボトル）内にタリウムを注入しプラナー画像を撮像し、オンピーク、オフピーク間の収集カウントの変化とコントラストを確認した。Fig. 1 のように 2 つの容器内に放射能濃度の比が 2 : 1

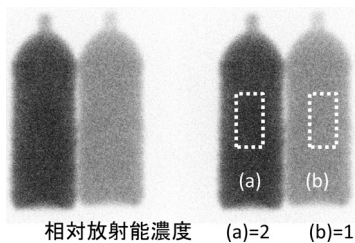


Fig. 1 カウントとコントラストの変化を調べるためのファントム画像。

となるようタリウム水溶液 80 MBq と 40 MBq を注入した。ファントム表面と検出器表面の距離を 100 mm とし、ピクセルサイズは臨床のプラナー画像と同じ設定で、装置 A では 1.39 mm、装置 B では 2.26 mm、装置 C では 2.21 mm と設定した。収集時間は 120 秒とし、得られた画像のファントム上に 50 × 100 ピクセルの関心領域を設定し、その関心領域内の平均カウントからカウント変化率を式 (3) により算出した。

$$\text{カウント変化率} = \frac{\text{オフピーク撮像の平均カウント}}{\text{オンピーク撮像の平均カウント}} \quad (3)$$

また上記の平均カウントを引用してコントラストを計算した。算出式は式 (4) を用いた。

$$\text{コントラスト} = (a - b) / (a + b) \quad (4)$$

ここで、a と b はそれぞれ放射能濃度の比が 2 と 1 のときの平均カウントである。

2.5. 空間分解能の評価

散乱体を付加した状態における空間分解能の変化を確認するためライン線源を撮像しプロファイルカーブから Line spread function (LSF) を得て FWHM と FWTM を求め、オンピーク撮像とオフピーク撮像の比較を行った。ライン線源は内径 1 mm のチューブ内を放射能濃度が約 74 MBq/ml のタリウムで満たしたものを用いた。装置寝台上に線源固定のため厚さ 10 mm のアクリル板をのせて平坦にした上にライン線源を配置、線源から検出器表面までの距離を 100 mm とし、その間に散乱体として厚さ 10 mm のアクリル板 5 枚を配置した状態で撮像した。ファントムの配置図を Fig. 2 に示す。マトリクスサイズはいずれも 256 × 256 でピクセルサイズは 3 装置ともに 1.0 mm を下回るように拡大率を設定し装置 A では 0.83 mm、装置 B では 0.85 mm、装置 C では 0.92 mm

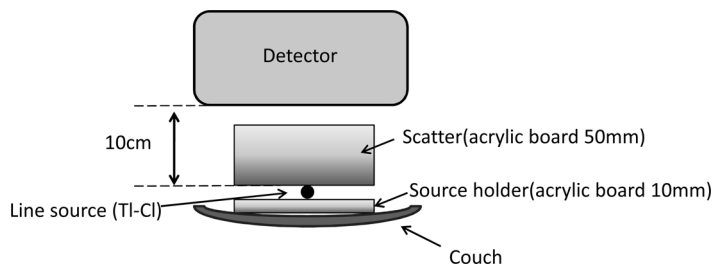


Fig. 2 ライン線源撮像のファントムの配置図。

とした。収集時間はいずれの装置も40分と設定した。なおこの実験では十分な後方散乱体を用意できなかったので配置していないが、オンピーク撮像とオフピーク撮像の変化を捉えるための実験として実施した。後方散乱は線源固定のための寝台上に配置した厚さ 10 mm のアクリル板と寝台による寄与（いずれもカーボン製で約 10 mm 厚）があると考ええる。

Table 3 各ウィンドウ設定における均一性

Integral uniformity			
Scintillation camera	On-peak (%)	Off-peak (%)	Off/On
A	4.84	5.66	1.17
B	3.29	4.65	1.41
C	4.80	7.68	1.60
Differential uniformity			
Scintillation camera	On-peak (%)	Off-peak (%)	Off/On
A	3.09	3.77	1.22
B	1.78	3.07	1.73
C	3.05	3.36	1.10

オンピークおよびオフピークの均一性は、両方とも 167 keV エネルギーウィンドウの均一性も含む。

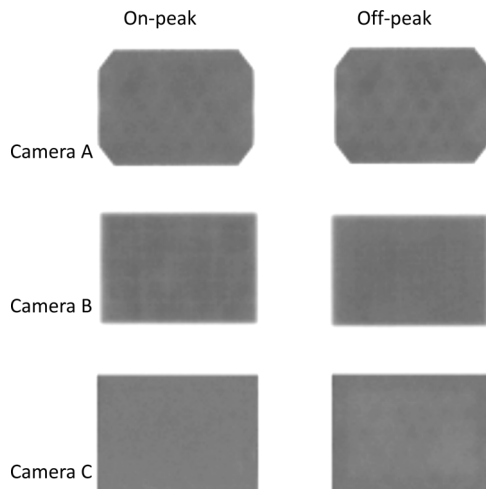


Fig. 3 各装置の均一性測定時の画像。左はオンピーク撮像，右はオフピーク撮像。オンピークおよびオフピークの均一性は、両方とも 167 keV エネルギーウィンドウの均一性も含む。

3. 結 果

3.1. 均一性

3 装置で測定した総合均一性の結果を **Table 3** に示す。また得られた画像を **Fig. 3** に示す。装置 A の CFOV 積分値はオンピーク撮像：オフピーク撮像の順に 4.84%：5.66%，CFOV 微分値は同様に 3.09%：3.77% であった。以下，装置 B の CFOV 積分値は 3.29%：4.65%，CFOV 微分値は 1.78，3.07%，装置 C の CFOV 積分値は 4.80%：7.68%，CFOV 微分値は 3.05，3.36% となり，どの装置でもオフピーク撮像で総合均一性が劣化した。均一性の比は積分均一性を例にとると，装置 A，B，C でそれぞれ 1.17，1.41，1.60 とオフピーク撮像によって生じた劣化の程度が一律でないのが分かる。

3.2. 収集カウントとコントラスト

カウント変化率とコントラストを **Table 4** に示す。3 装置のカウント変化率は 1.14～1.16 であり装置間で同程度のカウント増加が見られた。また 3 装置ともコントラストはオンピークとオフピーク撮像ではほぼ変化が見られなかった。

3.3. 空間分解能の評価

ライン線源のプロファイルカーブを **Fig. 4(a)** に，その縦軸を対数軸で表示したものを **Fig. 4(b)** に示す。また FWHM と FWTM の値を **Table 5** に示す。FWHM はオンピーク，オフピーク撮像とも装置 A，B で 1% 以下の違い，装置 C で 3% 程度の違いであり変化が小さかった。FWTM は 3 装置とも同じ傾向が見られ，オフピーク撮像の方が 10% 程度低い値を示した。

4. 考 察

オフピーク撮像による均一性の劣化についてこれまでの報告を見ると古嶋らの報告¹⁾では 4.8% から 6.2% へ劣化，吉塚らの報告⁴⁾では 3.9% から

Table 4 各撮像法によるカウント変化率とコントラストの結果

Scintillation camera	Ratio (off/on)	Contrast (On-peak)	Contrast (Off-peak)
A	1.14	0.32	0.32
B	1.16	0.30	0.32
C	1.16	0.32	0.31

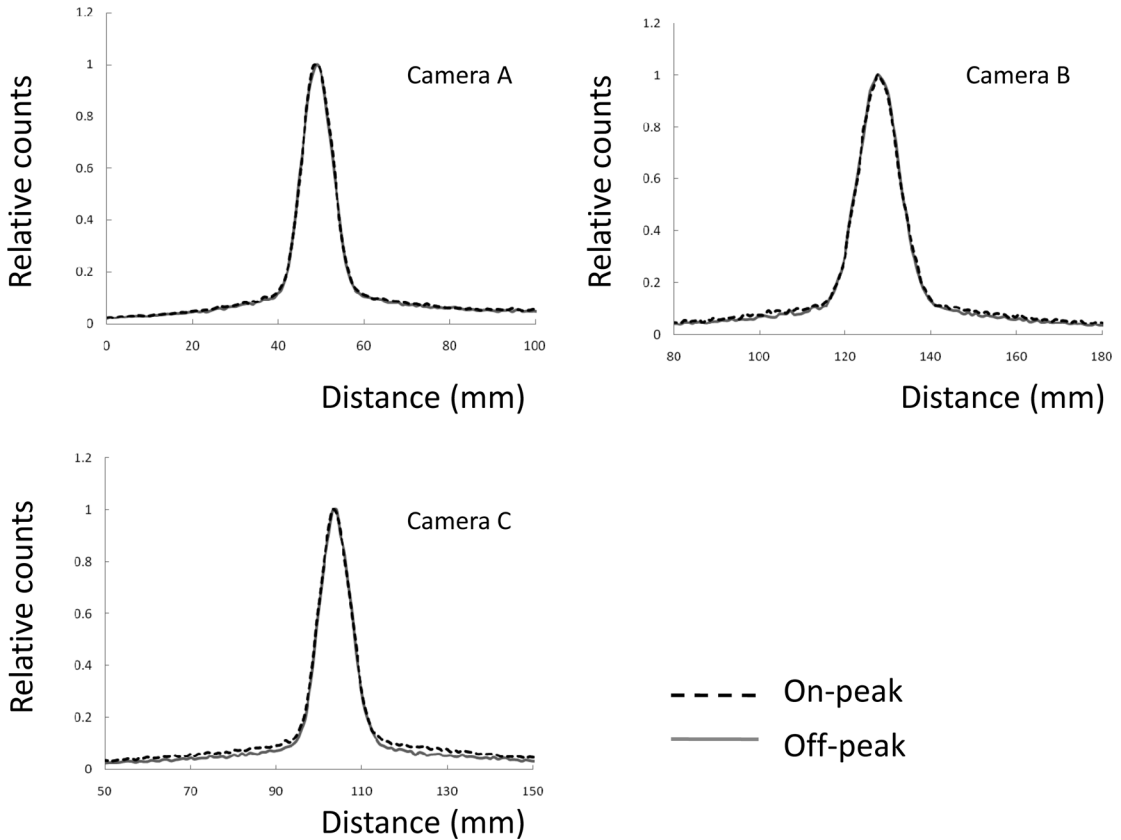


Fig. 4(a) 各撮像法によるライン線源のプロファイルカーブ。

5.04%へ劣化としている。われわれの検討において、装置Aでは4.84%から5.66%，装置Bでは3.29%から4.65%，装置Cでは4.80%から7.68%に劣化し過去の報告と同様の傾向を示したが、劣化の程度は装置によって異なった。均一性が劣化する理由としてはいくつか考えられる。今回実験を行った3装置の均一性補正データはメンテナンス時に取得する核種それぞれの光電ピークに合わせて調整しているため、エネルギーウィンドウの中心を光電ピークからずらした事が補正データと異なるものでありオフピーク撮像で均一性の劣化が生じた要因の1つと思われる。またガンマ線の位置計算には複数の光電子増倍管が関わっており⁵⁻⁷⁾、これら出力にはもともと個体差があり⁷⁾、均一性はエネルギー補正、空間直線性補正後にさらにカウントの違いを補正することで維持されるため⁷⁾、オフピーク設定による光電子増倍管出力の変化にも個体間ばらつきがあり、オフピーク撮

像により均一性の劣化が生じると思われる。

今回新たに示したのは均一性の比が3装置で異なっていて劣化の程度に装置間差が見られた点である。これに関しても光電子増倍管の個体差があることが要因の1つと考えられ、さらに各装置での光電ピークのずれが関わっていると思われる。光電ピークの調整頻度は装置Aでは週に1回、装置BとCでは4ヶ月に1回と装置間で大きく異なるため、3機種で光電ピークのずれが一律でないと予想される。そして光電子増倍管の個体差や光電ピークの経時的なずれが均一性劣化の要因の1つであるならば同一機種で別装置の場合や、同じ装置であっても時期が異なればオフピーク撮像による均一性劣化の程度は異なると思われる。このように光電ピークのずれの程度によっても均一性の劣化程度が変化するものと考えられ、光電ピークのずれの程度と均一性の劣化程度の関係性を示す事ができれば均一性の劣化程度について予測が

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（宇戸，他）

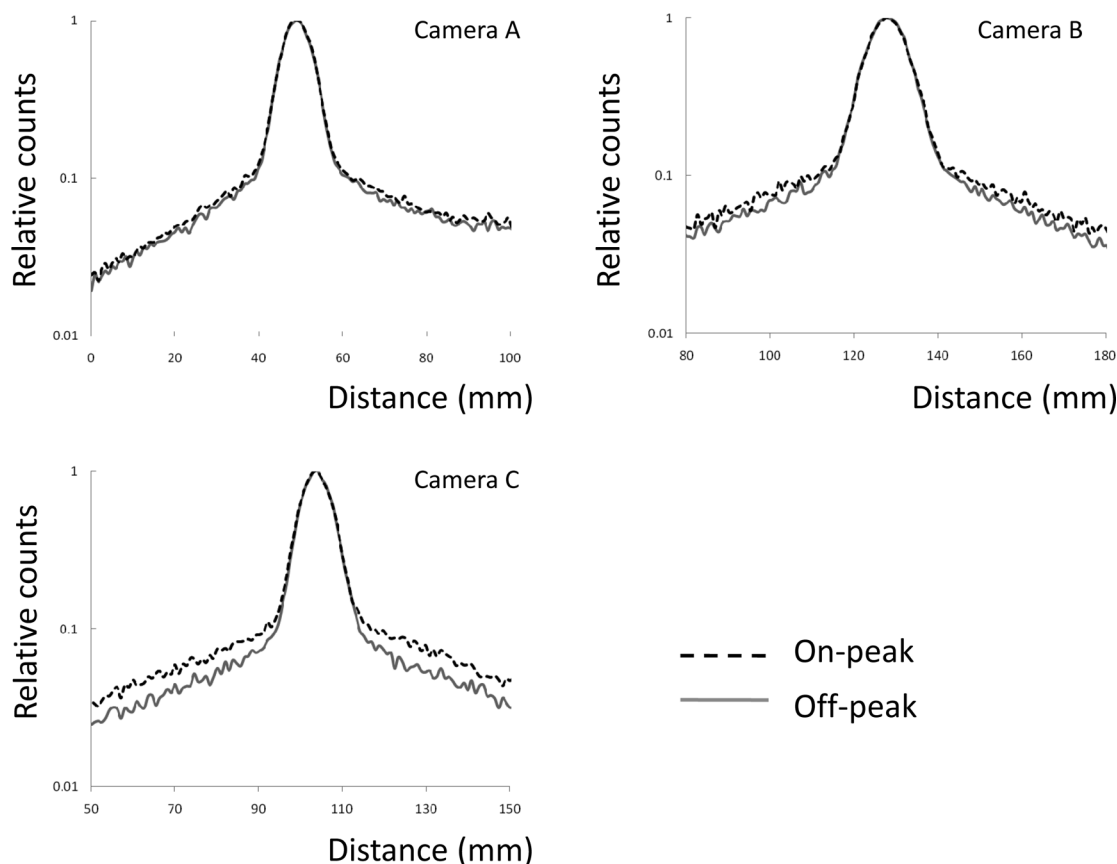


Fig. 4(b) 各撮像法によるライン線源のプロファイルカーブ（対数軸）。

Table 5 各撮像法による3装置のFWHMとFWTMの値

	A On-peak	A Off-peak	B On-peak	B Off-peak	C On-peak	C Off-peak
FWHM (mm)	10.9	10.9	12.0	12.1	9.5	9.2
FWTM (mm)	30.7	28.1	30.7	27.8	30.7	27.8

Camera A と Camera B は LEGP コリメータ，Camera C は LEHR コリメータを使用した。

立つ可能性があるが，今回は検討していないので今後詳細な検討が必要である。われわれの検討においてオフピーク撮像による均一性の劣化の程度が3装置間で異なったことから，どの程度均一性が劣化するのは測定しなければ把握できないと考えられる。したがって均一性を測定し把握した上でオフピーク撮像を行う必要があると考える。

オフピーク撮像での収集カウントの増加は3装置とも同程度の増加が見られた。オフピーク撮像ではエネルギーウィンドウが高エネルギー側に広がった分収集カウントの増加がみられた。また3装置ともにオフピーク撮像のコントラストに変化

が見られなかった。仮に散乱線成分が相対的に増加すればコントラストは劣化する。古嶋らの報告¹⁾では直接線の割合が増加し散乱線が相対的に減少するとしており，このことから少なくともコントラストは劣化しないと思われる。今回の実験でコントラストが変わらなかったのは散乱線量の変化がコントラストに影響するほどのものでは無かったと考えられる。

空間分解能の評価ではいずれの装置でもオンピーク撮像とオフピーク撮像の比較でFWHMはほぼ不変であったため，空間分解能の劣化は生じていないと考えられた。しかしFWTMによる空

間分解能はオフピーク撮像の方が10%程度向上した。FWHM と違い FWTM が大きく変化した理由を考察する。散乱線は LSF の下位の部分を占め⁵⁾、ライン線源からのガンマ線に起因する散乱線が広範囲に低カウントな重なりを生じさせる。プロファイルカーブの裾に近い部分を計算点とする FWTM では、ピーク値からの10分の1の値が散乱線によって持ち上がるため散乱線の違いで値が大きく影響を受けたものと考えられた。このようにオンピーク撮像に比べてオフピーク撮像で散乱線の影響が少なくなる事を FWTM の変化が示していると考えられた。

本研究において、3装置で均一性の劣化程度が異なった理由について十分な考察が得られなかった事、また空間分解能の評価についてオンピーク撮像とオフピーク撮像の違いについては示せたが、後方散乱を十分に含めた実験系では無い点が不十分と考えている。また Single photon emission computed tomography (SPECT) に対する効果を確認していないが、これについてはプロジェクションデータのカウント増加が見込まれる。これらをうけて、均一性について経時的な均一性の変化を確認する事や、SPECT での効果については人体を模擬したファントムによる検証などを今後の検討項目としたい。

5. 結 論

本研究において、オフピーク撮像によって3装置ともそれぞれ異なった均一性の劣化が生じたが、オンピーク撮像に比べて3装置とも同程度の収集カウントの増加と FWTM による空間分解能の向上が見られ、コントラストと FWHM による空間分解能には差が無かった。従ってタリウムイ

メージングにおいてオフピーク撮像の実施を検討するにあたっては、まず装置毎の均一性劣化の程度を把握しておくことが必須と思われる。

本論文の内容は日本核医学技術学会第36回総会学術大会（名古屋，2016年）にて発表した。

6. 利益相反

本研究に関して利益相反はありません。

7. 引用文献

- 1) Kojima A, Takaki A, Noguchi T, et al: Optimum energy window setting on Hg-201 X rays photopeak for effective Tl-201 imaging. *Annals of Nuclear Medicine*, **19**(7): 541-547, 2005
- 2) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会 核医学イメージング・検査技術専門委員会: デジタルガンマカメラおよび SPECT 装置の定期点検指針. *RADIOISOTOPS*, **47**: 424-434, 1998
- 3) (社)日本画像医療システム工業会: 日本画像医療システム工業規格 JESRA X-0051*B-2009 (ガンマカメラの性能測定法と表示法). 2009
- 4) 吉塚伸行, 古嶋昭博, 村上智紀, 他: Tl-201 イメージングにおける off-peak window 設定を評価するためのマルチエネルギーウィンドウ・オーバーラップ同時収集法に関する基礎的検討. *核医学技術*, **29**(1): 1-8, 2009
- 5) G.B. Saha, 牧野 元治: 核医学 機器工学と放射線生物学の基礎: 121-141, シュプリンガー・フェアラーク東京, 2002
- 6) 日本放射線技術学会編: 最新核医学検査技術, 第1版: 43-46, メディカルトリビューン, 2001
- 7) (社)日本放射線技師会 放射線機器管理士部会編集: 放射線機器管理実践マニュアル 超音波画像診断装置・核医学検査, 第1班: 98-137, 日本放射線技師会出版会