原 著

^{223}Ra イメージングにおける異なるコリメータとエネルギーウインドウの設定が総合感度および総合空間分解能に与える影響

梅田拓朗¹ 宮司典明¹ 中澤脩人¹ 三輪建太²
我妻 慧³ 茂木一樹¹ 滝口智洋¹ 小泉 満¹

論文受付
2017 年 6 月 14 日

論文受理
2017 年 8 月 28 日

Code No. 331

¹ 公益財団法人がん研究会有明病院画像診断センター核医学チーム

² 国際医療福祉大学保健医療学部

³ 東京都健康長寿医療センター研究所神経画像研究チーム

緒 言

放射性同位元素 (radio isotope: RI) 内用療法は、体内に投与された放射性医薬品の標的組織への選択的集積を利用して放射線照射を行う治療であり、同時に画像診断 (theranostics) も可能である¹⁻³⁾。近年、去勢抵抗性前立腺癌の骨転移を対象とした新たな治療法として

α 線放出核種であるラジウム (^{223}Ra) を利用した塩化ラジウム ($^{223}\text{RaCl}_2$) (Xofigo[®], Bayer Healthcare) を用いた RI 内用療法が登場し、全生存期間の延長と骨関連事象の発現遅延の効果が期待されている^{4,5)}。本邦でも日本人に対する有効性と安全性も証明され 2016 年 3 月に承認された⁶⁾。

A Comparison of Planar Sensitivity and Spatial Resolution among Different Collimators and Energy Windows on ^{223}Ra Imaging

Takuro Umeda,^{1*} Noriaki Miyaji,¹ Shuto Nakazawa,¹ Kenta Miwa,² Kei Wagatsuma,³ Kazuki Motegi,¹ Tomohiro Takiguchi,¹ and Mitsuru Koizumi¹

¹ Department of Nuclear Medicine, Cancer Institute Hospital of Japanese Foundation for Cancer Research

² School of Health Science, International University of Health and Welfare

³ Research Team for Neuroimaging, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

Received June 14, 2017; Revision accepted August 28, 2017

Code No. 331

Summary

Objective: The present study aimed to reveal the influence of combination of different collimators and energy windows on the planar sensitivity and the spatial resolution during experimental ^{223}Ra imaging, and to determine optimal imaging parameters. **Methods:** A vial type source containing ^{223}Ra solution (4.55 MBq / 5.6 ml) was placed in the air at 100 mm away from the collimator surface. Planar images were acquired with LEHR, LMEGP, ELEGP and MEGP collimators on two dual-head gamma cameras (Symbia intevo (Siemens) and Infinia 3 (GE)). We compared three energy window combinations: 1) single window at 82 keV, 2) double window at 82+154 keV, 3) triple window at 82+154+270 keV. The energy spectrum, the sensitivity and the spatial resolution, such as full-width at half-maximum (FWHM) and full-width at tenth-maximum (FWTM), of each collimator were assessed. **Results:** Five energy spectra (at around 82, 154, 270, 351 and 405 keV) were essentially observed among four collimators. The sensitivity was high for LEHR collimator, then ELEGP and LMEGP collimator was 3–4 fold, which is greater than MEGP collimator. The 82 keV energy window of four collimators has best spatial resolution. Moreover, the spatial resolution of the 82 keV energy window with LMEGP and ELEGP collimator was almost equal to that of the triple window with MEGP collimator. **Conclusions:** Optimal imaging parameters were single energy window using LMEGP or ELEGP, and then triple energy window using MEGP collimator.

Key words: radium-223, collimator, gamma camera, radionuclide therapy

*Proceeding author

Table 1 Characteristics of gamma cameras and collimators

Parameter	Symbia Intevo	Infinia 3
UFOV	53.3×38.7 cm	54.0×40.0 cm
Crystal size	59.1×44.5 cm	60.0×45.7 cm
Crystal thickness	9.5 mm (3/8 inch)	9.5 mm (3/8 inch)
Photomultiplier tubes	59 hexagonal PMTs	59 circular PMTs

Collimator characteristic	LEHR	LMEGP	ELEGP	MEGP
Isotope	^{99m} Tc	^{99m} Tc	^{99m} Tc	⁶⁷ Ga
Hole shape	Hexagonal	Hexagonal	Hexagonal	Hexagonal
Hole length (mm)	24.05	–	40	58
Septal thickness (mm)	0.16	–	0.4	1.05
Hole diameter (mm)	1.11	–	2.5	3
Sensitivity at 10 cm (cps/MBq)	90.9	144.8*	144	65
System resolution FWHM at 10 cm (mm)	7.5	10.6*	10.3	9.4
Septal penetration %	16.3 (¹²³ I)	<0.1	0.3 (¹²³ I)	0.0 (¹²³ I)

*Determined by manufacturer

²²³Ra は半減期 11.43 日、主に α 線放出核種 (95.3%) であるが β 線 (3.6%) や X 線または γ 線 (1.1%) も放出する⁷⁻¹⁰⁾。また、生体内では同族のカルシウム (Ca) と類似挙動を示し造骨活性の亢進した骨転移層に集積する¹¹⁾。そこから放出される α 線は細胞内 (直径 40–90 μ m) 飛程が約 50–100 μ m と短く、単位飛程あたりのエネルギー付与 (linear energy transfer: LET) が約 81 keV/ μ m と非常に高いため DNA 二重鎖切断を誘発し抗腫瘍効果をもたらす^{12, 13)}。ゆえに、標的骨転移層への放射線照射線量が β 線の約 3–7 倍¹²⁾ と高い生物学的効果を有する。

ガンマカメラによる ²²³Ra の画像化 (²²³Ra シンチグラム¹¹⁾) は壊変過程で放出される主に 81 (15.4%), 84 (24.7%), 95 (11.3%), 154 (5.70%), 270 (13.7%), 351 (13.0%), 405 keV (3.80%) の X 線や γ 線を捕らえることで可能であり、生体内での薬物動態の把握¹¹⁾ や臓器別の吸収線量予測^{14, 15)} のための重要な手段である。Nilsson らや Pacilio らは骨シンチグラフィの集積と ²²³Ra シンチグラムの集積を比較し、同一骨転移部位への集積一貫性や集積強度比の相関性を報告している。更にシンチグラムを用いて ²²³Ra の腸管クリアランスを評価している^{11, 14)}。

しかし、²²³Ra シンチグラムの画質は複数の高エネルギー γ 線の存在や検出カウントが少ないため使用するコリメータ性能や収集エネルギーウインドウの設定に大きく依存する。これまで中エネルギー汎用型 (medium-energy general-purpose: MEGP) コリメータを用いた定量的な ²²³Ra の画像化の試み¹⁶⁾ やモンテカルロシミュレーション¹⁷⁾ による報告はされているものの、同様に中エネルギー領域を対象とした低中エネ

ルギー汎用型 (low-to-medium-energy general-purpose: LMEGP) や拡張低エネルギー汎用型 (extended low-energy general-purpose: ELEGP) コリメータを用いて実測ベースに至適収集条件を評価した報告はない。²²³Ra 集積を骨転移診断の新たな画像バイオマーカーとして扱うためにも、各コリメータの特徴を把握し最適な収集エネルギーウインドウの設定を総合的に評価することが重要である。本研究では、異なるコリメータを用いた際の ²²³Ra 画像における総合感度と総合空間分解能に与える影響を収集エネルギーウインドウの設定を変えて総合的に評価し、最適な収集条件を評価した。

1. 方法

1-1 使用機器およびファントム設置

使用装置は、低エネルギー高分解能型 (low-energy high-resolution: LEHR) および LMEGP コリメータを装着した 2 検出器型ガンマカメラ Symbia Intevo (Siemens) と ELEGP および MEGP コリメータを装着した 2 検出器型ガンマカメラ Infinia 3 (GE Healthcare) の 2 台である。ガンマカメラ装置と装備したコリメータの詳細を Table 1 に示す^{18, 19)}。

使用したドーズキャリブレーション装置は電離箱式放射能測定装置の CRC-15R (Capintec) である。本研究ではドーズキャリブレーションの精度と安定性を担保するため、¹³⁷Cs 密封線源による日常点検や ⁶⁸Ge/⁶⁸Ga 標準線源²⁰⁾ による確認校正、そして電源を入れてから 1 時間以上経過した後で使用した。また、事前に既知の ²²³Ra 線源を用いてバイアル位置での 3 回測定のもと、Ra-223 用校正係数は 226 (相対誤差: -0.3%) を設

Fig. 1 Phantom setting.

The vial was placed on polystyrene to be the center of the field of view and at a distance of 100 mm between source and collimator surface.

定した。放射能の測定は、電離箱から出力される電流値に設定した校正係数をかけて測定値を表示した。

$^{223}\text{RaCl}_2$ 溶液(放射能: 4.55 MBq/容量: 5.6 mL)を含んだ内径 21 mm のバイアル型線源を標的骨転移巣と想定した。バイアルはコリメータ表面から 100 mm 離れたガンマカメラの視野中心に散乱体がない状態で設置した(Fig. 1)。バイアルの内径は CT 画像を用いて算出した。

バイアル型線源を用いてエネルギースペクトルを確認し、総合感度と総合空間分解能の評価を行った。カウント計測および総合空間分解能の指標である半値全幅(full width at half maximum: FWHM)および 1/10 幅(full width at tenth maximum: FWTM)の評価には画像解析ソフト Prominence Processor version 3.1²¹⁾(核医学画像カンファレンス)を用いた。

1-2 ファントムによる評価

1-2-1 収集エネルギーウインドウの設定

各コリメータ上で測定されるエネルギースペクトルの形状を先行研究と比較し¹⁶⁾、収集エネルギーウインドウの設定は 82 keV (20%), 154 keV (15%), 270 keV (10%)とした。これらの収集エネルギーウインドウの組み合わせを、1) シングルピーク: 82 keV, 2) ダブルピーク: 82+154 keV, 3) トリプルピーク: 82+154+270 keV の 3 種類のパターンに変化させて総合感度と総合空間分解能を評価した。

1-2-2 エネルギースペクトルの測定

Figure 1 に設置したバイアル型線源を用いて、各コリメータ装着時と未装着時とで ^{223}Ra から放出される X 線および γ 線のエネルギースペクトルを測定した。

Fig. 2 Measurement of planar sensitivity and spatial resolution.

The count measurement was performed on the whole image and the circular ROI. The horizontal and vertical FWHM or FWTM was calculated.

測定は最大フォトピークの収集カウントが 10 kcounts 以上となるまで収集し、エネルギースペクトルを確認した。

1-2-3 総合感度の評価

各コリメータを用いて収集エネルギーウインドウの組み合わせを変化させ、バイアル型線源をマトリクスサイズ 1024×1024、拡大率 1.0、収集時間 30 分間の static 収集を行った。このとき Symbia Intevo と Infinia 3 のピクセルサイズはそれぞれ 0.60, 0.55 mm である。各コリメータで収集された static 画像に対し、画像全体を囲む矩形の関心領域(region of interest: ROI)および集積部に円形 ROI を設定した(Fig. 2)。画像全体および ROI 内のトータルカウント(total count: TC)を計測し、総合感度(sensitivity)を次式²²⁾により算出した。

$$Rt_{100} = (TC_{100,i} - TC_{bg}) \exp\left(\frac{(T_i - T_{cal})}{T_{half}} \ln 2\right) \times \left(\frac{\ln 2}{T_{half}} \left(1 - \exp\left(-\frac{T_{acq,i}}{T_{half}} \ln 2\right)\right)\right)^{-1} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$S_{100,i,air} = \frac{Rt_{100}}{A_{cal}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 Rt_{100} は線源コリメータ間距離 100 mm での減衰補正された計数率(cps), $TC_{100,i}$ は線源コリメータ間距離 100 mm での i 番目の画像全体および円形 ROI 内のトータルカウント, TC_{bg} は事前に測定したバックグラウンドのトータルカウント, T_i は i 番目の収集開始時刻, $T_{acq,i}$ は i 番目の収集時間(秒), T_{cal} はドーズキャリブレーションの放射能測定時刻, T_{half} は ^{223}Ra の半減期(=987552 秒), $S_{100,i,air}$ は線源コリメータ間距離 100 mm での i 番目の空気中の総合感度(count/s/

MBq), A_{cal} はドーズキャリブレーションでの測定放射能 (MBq) を示す。

1-2-4 総合空間分解能の評価

各コリメータを用いて収集エネルギーウインドウの組み合わせを変化させ、バイアル型線源をマトリクスサイズ 256×256, 拡大率 1.0 で static 収集した。収集時間は線源中心部の 1 ピクセル当たりの最大ピーク収集カウントが 1000 counts となるように各々で調整した。このとき Symbia Intevo と Infinia 3 のピクセルサイズはそれぞれ 2.4, 2.2 mm である。点広がり関数のカウントプロファイル曲線から水平方向 (horizontal) と垂直方向 (vertical) の FWHM および FWTM をそれぞれ測定した (Fig. 2)。総合空間分解能 (spatial resolution: SR) は次式により水平方向と垂直方向の平均値と標準偏差を算出し評価した。

$$SR_{100, i, air} = \frac{Horizontal_{FWHM \text{ or } FWTM} + Vertical_{FWHM \text{ or } FWTM}}{2} \pm SD$$

ここで, $SR_{100, i, air}$ は線源コリメータ間距離 100 mm での i 番目の空気中の総合空間分解能, $Horizontal_{FWHM \text{ or } FWTM}$ は水平方向の FWHM と FWTM, $Vertical_{FWHM \text{ or } FWTM}$ は垂直方向の FWHM と FWTM, SD は標準偏差を示す。

1-3 臨床例による評価

2016 年 8 月から 2017 年 1 月までに去勢抵抗性前立腺癌の骨転移治療を目的に $^{223}\text{RaCl}_2$ 投与後, Symbia Intevo を用いて画像化を実施した 80 歳 (男性) と 72 歳 (男性) の 2 症例を対象とした。収集方法は whole-body 収集にてマトリクスサイズ 1024×256, スキャン速度 6 cm/min, コリメータは LMEGP である。収集エネルギーウインドウは 1-2-1 で決定したものを使用した。投与量はそれぞれ 4.08 MBq または 59 kBq/kg (A 症例), 4.89 MBq または 60 kBq/kg (B 症例) であり, 撮像は投与後 4 日目に行った。データ解析は, 転移集積部を囲むカウントプロファイル (28 スライス) を設定し TC と horizontal FWHM を算出しファントム結果による最適条件の適応可否を確認した。なお, 本研究は当施設の倫理委員会の承認 (No. 2016-1140) を得て実施した。承認された手続きに従って被検者本人に研究の趣旨を十分に説明し, 理解と同意を得た。

2. 結果

2-1 ファントムによる評価

2-1-1 エネルギースペクトルの測定

各コリメータ装着時と未装着時のエネルギースペクトルを Fig. 3 に示す。コリメータ装着の有無にかか

Fig. 3 Energy spectra for four collimators. Symbia Intevo (a), Infinia 3 (b). The arrow in (b) shows the energy peak shifted to around 170 keV.

Fig. 4 Comparison of static image for single peak window: 82 keV (a), double peak window: 82+154 keV (b), and triple peak window: 82+154+270 keV (c). The count scale was 0 to 100 counts.

わらずエネルギーピークは 82, 154, 270, 350, 405 keV 付近に観測された。また, 154 keV 以上のエネルギーピークでは LEHR, ELEGP, LMEGP, MEGP コリメータの順にそれぞれカウントが低下した。ELEGP コリメータのみ 170 keV 付近にエネルギーシフトしたピークを観測した。

2-1-2 総合感度の評価

決定した収集エネルギーウインドウにて, 各コリメータで static 収集したバイアル型線源の画像を Fig. 4 に示す。総合感度の測定結果を Table 2 に示す。82

Table 2 Planar sensitivity for ^{223}Ra static image among four collimators when using different energy window

Energy window	Symbia Intevo				Infinia 3			
	LEHR		LMEGP		ELEGP		MEGP	
	Whole (cps/MBq)	Spot (cps/MBq)	Whole (cps/MBq)	Spot (cps/MBq)	Whole (cps/MBq)	Spot (cps/MBq)	Whole (cps/MBq)	Spot (cps/MBq)
Single peak	756	43.0	210	58.9	245	48.7	63.1	24.5
Double peak	1666	59.2	386	73.0	474	59.8	97.5	33.0
Triple peak	2818	81.2	517	85.7	682	70.5	124	38.3

Whole: whole count, Spot: spot count

Table 3 Spatial resolution for ^{223}Ra static image among four collimators when using different energy window

Energy window	Symbia Intevo				Infinia 3			
	LEHR		LMEGP		ELEGP		MEGP	
	FWHM (mm)	FWTM (mm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
Single peak	93.9±2.97	380±1.75	20.7±0.07	127±10.9	21.4±0.64	219±16.4	19.5±0.35	36.5±1.20
Double peak	142±0.92	394±11.4	22.8±0.64	209±11.2	23.7±0.57	333±33.9	20.2±0.42	110±37.5
Triple peak	148±7.99	387±5.05	23.8±0.49	225±9.48	25.9±0.35	360±47.6	20.6±0.71	205±112

FWHM: full width at half maximum, FWTM: full width at tenth maximum

keV のシングルピークウインドウのとき、画像全体の総合感度は 756 (LEHR), 245 (ELEGP), 210 (LMEGP), 63.1 (MEGP) cps/MBq と LEHR コリメータで最も高く、ELEGP や LMEGP コリメータでは MEGP コリメータの 3~4 倍高い傾向を示した。また 154 keV や 270 keV を含むマルチピークウインドウにするにつれて総合感度は高くなるが、MEGP を除くコリメータではスターアーチファクトや散乱線の存在が強く現れた。更に、82 keV の集積部スポットの総合感度は 58.9 (LMEGP), 48.7 (ELEGP), 43.0 (LEHR), 24.5 (MEGP) cps/MBq とほぼ同様の傾向を示した。

2-1-3 総合空間分解能の評価

各コリメータにおける FWHM および FWTM の測定結果を Table 3 に示す。82 keV のシングルピークウインドウのとき、FWHM は 93.9 (LEHR), 21.4 (ELEGP), 20.7 (LMEGP), 19.5 (MEGP) mm, FWTM は 380 (LEHR), 219 (ELEGP), 127 (LMEGP), 36.5 (MEGP) mm と最も低値となり総合空間分解能が優れる結果を示した。LEHR コリメータの場合やマルチピークウインドウにするにつれて総合空間分解能は劣化した。しかしながら、トリプルピークウインドウ (MEGP) とシングルピークウインドウ (LMEGP, ELEGP) の FWHM はそれぞれ 20.6, 20.7, 21.4 mm とほぼ同等の値を示した。

2-2 臨床例による評価

去勢抵抗性前立腺癌の骨転移治療前の $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP による骨シンチグラフィの全身後面像と治療後の ^{223}Ra シンチグラムの全身後面像を Fig. 5 に示

Fig. 5 Clinical whole-body images. 80-year-old male, 3rd lumbar vertebra metastasis (A), 72-year-old male, left iliac bone metastasis (B). $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP bone scintigraphy: 140 keV, 15% (a), ^{223}Ra scintigram: 82 keV, 20% (b), 154 keV, 15% (c), 270 keV, 10% (d)

す。骨シンチグラフィの集積部位に一致してそれぞれ腰椎 3 番転移 (Fig. 5A), 左腸骨転移 (Fig. 5B) に ^{223}Ra 集積を各々のエネルギーウインドウで視覚的に認め

Fig. 6 Count profile curve.

The left and right vertical axes in graph show radium-223 total counts and technetium-99 m total counts, respectively. 80-year-old male, 3rd lumbar vertebra metastasis (a), 72-year-old male, left iliac-bone metastasis (b)

た。 ^{99m}Tc 集積と ^{223}Ra 集積のカウントプロファイル を Fig. 6 に示す。 A 症例における 82 keV, 154 keV, 270 keV ウィンドウの TC は、それぞれ 75, 38, 40 counts であり、 horizontal FWHM はそれぞれ 65.6, 362, 240 mm であった。 B 症例においてもそれぞれ 90, 45, 32 counts, horizontal FWHM はそれぞれ 75.2, 214, 245 mm であった。

3. 考察

欧州では ^{223}Ra 画像を用いた吸収線量予測値から治療の効果や個別化を図る研究が進んでおり^{14, 15)}、今後本邦でも ^{223}Ra 画像化の重要性が増すと予想される。われわれは異なるコリメータを用いて、 ^{223}Ra のエネルギースペクトル、総合感度および総合空間分解能を実測した。本検討で比較したいずれのコリメータを使用しても画像化は可能であったが、使用するコリメータ構造や収集エネルギーウィンドウの設定に依存して最適な収集条件は異なることが明らかとなった。

異なる 4 種類 (LEHR, LMEGP, ELEGP, MEGP) のコリメータにおけるエネルギーピークは 82, 154, 270, 351, 405 keV 付近と先行研究¹⁷⁾ と同一な範囲に観測された (Fig. 2)。しかし、ELEGP コリメータのスペクトルは 170 keV 付近にシフトしたエネルギーピークを観測した。この現象はコリメータ未装着時に観測されなかった。これは Takahashi ら¹⁷⁾ の報告でもあるように、コリメータ内での散乱線または高エネルギー γ 線のペネトレーションによる散乱線の影響だと考えられる。また今回使用した 82 keV, 154 keV,

270 keV ウィンドウは、比較的似たエネルギーピークをもつ ^{133}Xe (81 keV)²³⁾ や ^{201}Tl (70 keV), ^{123}I (159 keV), ^{131}I (364 keV) の核種設定を代用した。結果、一部の組み合わせでエネルギーピークがシフトし機種依存性を認めた。通常、ガンマカメラ視野内の各位置におけるエネルギーピークのずれは入射ガンマ線のエネルギーに依存するため、核種毎の補正データを収集しエネルギー補正を行っている²⁴⁾。多数のエネルギーピークを持つ ^{223}Ra に対しても同様にエネルギー補正を行う必要性が考えられる。

総合感度は LEHR コリメータで最も高く、ELEGP や LMEGP コリメータでは MEGP コリメータの 3~4 倍高い傾向を示した (Table 2)。これは使用した LEHR, ELEGP, MEGP コリメータの隔壁厚はそれぞれ 0.16, 0.40, 1.05 mm であり隔壁厚が薄くなるほど、高エネルギー γ 線によるペネトレーションの影響を強く受けることや隔壁鉛との相互作用で発生する特性 X 線量が増加することが原因だと考えられる¹⁷⁾。先行研究では^{11, 14~17)}、ペネトレーションによる影響をできるかぎり排除し直接 X 線や γ 線だけを効率よく検出可能な MEGP コリメータの選択を推奨としている。しかし、LMEGP や ELEGP コリメータを用いた評価はされていない。Figure 4 に示すように、LEHR を除く 3 種類のコリメータは高エネルギー γ 線からのペネトレーションを考慮して設計されているため、スターアーチファクトが軽減した^{18, 25, 26)}。しかし、LMEGP および ELEGP コリメータを用いた 154 keV 以上を含むマルチピークウィンドウでは、完全にスターアーチ

ファクトは消失せず、総合空間分解能の劣化を招いた (Table 3)。したがって、薄い隔壁を有する LEHR, LMEGP, ELEGP コリメータを用いた場合、82 keV シングルウインドウ収集が適すると考えられる。

最も総合空間分解能が優れた組み合わせは、MEGP コリメータを用いた 82 keV シングルピークウインドウであり、先行研究の結果と一致した^{16,17)}。一般的に、²²³Ra の投与量 (55 kBq/kg) や光子放出率は非常に少ないため画像化するにあたり定量的または定性的と目的に応じたコリメータの選択、収集エネルギーウインドウの設定、収集時間の調節などの工夫が必要である。厚い隔壁を有する MEGP コリメータを用いた場合、総合空間分解能を維持したまま総合感度が向上できるトリプルピークウインドウ収集が適すると考えられる (Tables 2, 3)。

臨床評価では、ファントム実験で求めた最適条件を LMEGP コリメータで検証した。更に治療 1 週間前に同一マトリクスサイズ (1024×256) で収集された骨シンチグラフィ像と比較した。骨シンチグラフィ像で認める集積は 82 keV ウインドウで視覚的に確認できた (Fig. 5 b)。また、カウント統計量の問題からばらつきはあるものの、^{99m}Tc 集積と ²²³Ra 集積のカウントプロファイルの形状はほぼ一致し、FWHM もファントム結果と同じ傾向を示した (Fig. 6)。ファントム実験による最適な収集条件の評価の妥当性を証明できたと考える。

本研究にはいくつかの限界点がある。本研究では直径 21 mm のバイアル型線源を用いて散乱体がない状

態で検討を行った。直径 30 mm 以下で起こる部分容積効果の影響¹⁶⁾ や散乱体によるスペクトル分布の変化²⁷⁾、そして画質の評価指標である信号雑音比やコントラスト²⁸⁾ などの評価により最適な収集条件が異なることが予想される。また、臨床評価においては LMEGP コリメータのみでの検証を行った。今後、より臨床条件を模擬した散乱体の存在下での評価または各コリメータを用いた臨床評価と更なる検討が必要である。

4. 結 語

異なるコリメータを用いて ²²³Ra 画像における総合感度と総合空間分解能を実測し、最適な収集条件を評価した。総合感度と総合空間分解能は、使用するコリメータの構造や収集するエネルギーウインドウの設定に大きく依存する。最適な条件として LMEGP や ELEGP コリメータを用いた場合はシングルピークウインドウ収集; 82 keV (20%), MEGP コリメータを用いた場合はトリプルピークウインドウ収集; 82 keV (20%), 154 keV (15%), 270 keV (10%) を推奨とする。

謝 辞

本研究に際して、多くの皆さまにご指導およびご協力いただきましたことに心より感謝申し上げます。

なお、本研究の一部は第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2017 年、横浜) にて発表した。

参考文献

- 1) D'Huyvetter M, Xavier C, Caveliers V, et al. Radiolabeled nanobodies as theranostic tools in targeted radionuclide therapy of cancer. *Expert Opin Drug Deliv* 2014; 11(12): 1939-1954.
- 2) Lee DY, Li KC. Molecular theranostics: a primer for the imaging professional. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 197(2): 318-324.
- 3) Ersahin D, Doddamani I, Cheng D. Targeted radionuclide therapy. *Cancer (Basel)* 2011; 3(4): 3838-3855.
- 4) Shirley M, McCormack PL. Radium-223 dichloride: a review of its use in patients with castration-resistant prostate cancer with symptomatic bone metastases. *Drugs* 2014; 74(5): 579-586.
- 5) Parker C, Finkelstein SE, Michalski JM, et al. Efficacy and safety of radium-223 dichloride in symptomatic castration-resistant prostate cancer patients with or without baseline opioid use from the phase 3 ALSYMPCA Trial. *Eur Urol* 2016; 70(5): 875-883.
- 6) Yoshida K, Kaneta T, Takano S, et al. Pharmacokinetics of single dose radium-223 dichloride (BAY 88-8223) in Japanese patients with castration-resistant prostate cancer and bone metastases. *Ann Nucl Med* 2016; 30(7): 453-460.
- 7) Larsen RH, Saxtorph H, Skydsgaard M, et al. Radiotoxicity of the alpha-emitting bone-seeker ²²³Ra injected intravenously into mice: histology, clinical chemistry and hematology. *In Vivo* 2006; 20(3): 325-331.
- 8) Sgouros G, Roeske JC, McDevitt MR, et al. MIRD Pamphlet No. 22 (abridged): radiobiology and dosimetry of alpha-particle emitters for targeted radionuclide therapy. *J Nucl Med* 2010; 51(2): 311-328.
- 9) Henriksen G, Fisher DR, Roeske JC, et al. Targeting of osseous sites with alpha-emitting ²²³Ra: comparison with the beta-emitter ⁸⁹Sr in mice. *J Nucl Med* 2003; 44(2): 252-259.
- 10) Jonasdottir TJ, Fisher DR, Borrebaek J, et al. First in vivo evaluation of liposome-encapsulated ²²³Ra as a potential alpha-particle-emitting cancer therapeutic agent. *Anticancer Res* 2006; 26(4B): 2841-2848.
- 11) Nilsson S, Larsen RH, Fosså SD, et al. First clinical experience with alpha-emitting radium-223 in the treatment of skeletal metastases. *Clin Cancer Res* 2005; 11(12): 4451-4459.
- 12) Huang CY, Guatelli S, Oborn BM, et al. Microdosimetry for

- targeted alpha therapy of cancer. *Comput Math Methods Med* 2012; 2012: 153212.
- 13) Basu S, Banerjee S. Developing a dedicated comprehensive α -radionuclide therapy program: should this be the vision of the atomic energy programs in the next decade? *Nucl Med Commun* 2017; 38(2): 103-105.
 - 14) Pacilio M, Ventroni G, De Vincentis G, et al. Dosimetry of bone metastases in targeted radionuclide therapy with alpha-emitting (223)Ra-dichloride. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2016; 43(1): 21-33.
 - 15) Kairemo K, Joensuu T, Rasuloova N, et al. Evaluation of alpha-therapy with radium-223-dichloride in castration resistant metastatic prostate cancer-the role of gamma scintigraphy in dosimetry and pharmacokinetics. *Diagnostics (Basel)* 2015; 5 (3): 358-368.
 - 16) Hindorf C, Chittenden S, Aksnes AK, et al. Quantitative imaging of 223Ra-chloride (Alpharadin) for targeted alpha-emitting radionuclide therapy of bone metastases. *Nucl Med Commun* 2012; 33(7): 726-732.
 - 17) Takahashi A, Miwa K, Sasaki M, et al. A Monte Carlo study on (223)Ra imaging for unsealed radionuclide therapy. *Med Phys* 2016; 43(6): 2965-2974.
 - 18) Yoneyama H, Tsushima H, Kobayashi M, et al. Improved detection of sentinel lymph nodes in SPECT/CT images acquired using a low- to medium-energy general-purpose collimator. *Clin Nucl Med* 2014; 39(1): e1-6.
 - 19) Gregory RA, Murray I, Gear J, et al. Objective comparison of lesion detectability in low and medium-energy collimator iodine-123 mIBG images using a channelized Hotelling observer. *Phys Med Biol* 2017; 62(1): 17-30.
 - 20) 宮司典明, 三輪建太, 我妻 慧, 他. トレーサブル $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 標準線源を用いた PET 用ドーズキャリブレーションの精度管理. *日放技学誌* 2013; 69(12): 1379-1386.
 - 21) 前田壽登, 山本範泰, 東 眞. 教育, 研究用核医学データ処理解析ソフトウェアパッケージの開発について. *日放技学誌* 2012; 68(3): 299-306.
 - 22) NEMA. NEMA standards publication NU-1: performance measurements of gamma cameras 2007.
 - 23) Wright CL, Monk JP, Murrey DA, et al. Real-time scintigraphic assessment of intravenous radium-223 administration for quality control. *Biomed Res Int* 2015; 2015: 324708.
 - 24) Afshin A, Valiollah S, Mohammad RA. New approach for calibration of pixelated scintillation detectors of intraoperative gamma cameras. *Iran J Nucl Med* 2017; 25(1): 34-42.
 - 25) Matsuo S, Nakajima K, Okuda K, et al. Standardization of the heart-to-mediastinum ratio of 123I-labelled-metaiodobenzylguanidine uptake using the dual energy window method: feasibility of correction with different camera-collimator combinations. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2009; 36(4): 560-566.
 - 26) Mahler E, Sundstrom T, Axelsson J, et al. Detecting small liver tumors with (111)in-pentetreotide spectra collimator study based on monte carlo simulations. *IEEE Trans Nucl Sci* 2012; 59(1): 47-53.
 - 27) Narita H, Hirase K, Uchiyama M, et al. New knowledge about the bremsstrahlung image of strontium-89 with the scintillation camera. *Ann Nucl Med* 2012; 26(7): 603-607.
 - 28) Fukukita H, Suzuki K, Matsumoto K, et al. Japanese guideline for the oncology FDG-PET/CT data acquisition protocol: synopsis of Version 2.0. *Ann Nucl Med* 2014; 28(7): 693-705.

問合先

〒135-8550 江東区有明 3-8-31

公益財団法人がん研究会有明病院画像診断センター核医学チーム 梅田拓朗