臨床技術

論文受付
2020年10月7日

論文受理
2021年4月18日

Code No. 523

骨 SPECT 頭頸部領域における画像再構成条件の最適化 — phantom study —

林 直弥 所谷亮太郎 見田秀次 小笠原大介 矢部史佳 伊東賢二

高知大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

緒言

骨シンチグラフィは骨代謝を評価することができる検査として転移性骨腫瘍や骨髄炎などさまざまな骨疾患の診療に用いられている。骨シンチグラフィの評価は全身像を用いて行われてきたが、近年 single photon emission computed tomography-computed tomography (SPECT-CT) 装置の登場により、SPECT 画像と CT 画像との融合画像を精度よく作成することが可能となった。骨シンチグラフィにおける SPECT 画像の

有用性は多く報告されており¹⁻³⁾、本邦で2017年に実施したアンケート調査の結果では約40%の施設が骨シンチグラフィにおいて SPECT 収集を行っている⁴⁾。日本核医学技術学会は、骨 SPECT 検査の有用性を担保することを目的として、「骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0」(以下、ガイドライン)を作成し、骨 SPECT 画像の画質のボトムラインを示した⁵⁾。一方、画像再構成において、コリメータ開口径による空間分解能劣化の補正を組み込んだ 3-dimension

Determination of Bone SPECT Image Reconstruction Conditions in the Head and Neck Region

Naoya Hayashi,* Ryotaro Tokorodani, Shuji Kenda, Daisuke Ogasawara, Fumika Yabe, and Kenji Ito

Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kochi Medical School Hospital

Received October 7, 2020; Revision accepted April 18, 2021

Code No. 523

Summary

Purpose: Quantitative analysis using a standardized uptake value (SUV) has become possible for single-photon emission computed tomography-computed tomography (SPECT-CT) of bone. However, previous research was targeted to the trunk area, and there are few studies for the head and neck region. Therefore, the purpose of this study was to determine the optimal image reconstruction conditions for bone SPECT of the head and neck using a phantom study. **Method:** The radioactivity concentration of the ^{99m}Tc solution enclosed in the cylindrical phantom was set to the same count rate as in clinical cases, and six hot spheres (10, 13, 17, 22, 28, 37 mm) with four times the concentration were placed within it. The image reconstruction was 3D-OSEM, and the reconstruction conditions were varied by the number of iterative updates and the width of the Gaussian filter. Quantitative evaluations of the image quality were performed using the % contrast, background variability, and SUV for the hot spheres and background. A visual evaluation was performed by four observers to determine the optimal image reconstruction conditions for bone SPECT of the head and neck region. **Result:** The concentration of the ^{99m}Tc solution enclosed in the phantom was 6.95 (kBq/ml). Based on the results of the quantitative and visual evaluations, the optimal image reconstruction conditions were iterative updates=60 (subset: 10, iteration: 6) and a Gaussian filter of 7.8 mm. **Conclusion:** The optimal image reconstruction conditions were subset=10, iterations=6, and a Gaussian filter of 7.8 mm.

Key words: bone single photon emission computed tomography (SPECT), head and neck, jaw, reconstruction condition, standardized uptake value

*Corresponding author

ordered subsets expectation maximization (3D-OSEM)法が開発された。それに加え、CT像を用いた減弱補正や散乱線補正といった補正技術の発展により standardized uptake value (SUV)を用いた半定量的評価が可能となった^{6,7)}。

Zeintlらは、ファントム検討で実測放射能濃度と真値との平均誤差が3.6%、膀胱の実測放射能濃度と実際の尿の放射能濃度の平均誤差が1.1%であったと報告し、SPECT-CT検査においても物理的影響に関して補正を行うことで高い精度で定量評価が可能であることを示した⁸⁾。その後、SPECT-CT検査においてSUVを用いた検討が行われてきたが、その多くは骨シンチグラフィに関する検討である。山本は、骨シンチグラフィにおけるSUVの変動因子や信頼性について報告した⁹⁾。臨床例を用いた報告では、正常骨のSUV¹⁰⁾や正規化の方法の違いによるSUVの違い¹¹⁾、正常骨と骨転移との閾値を示した報告¹²⁾などがある。これらの報告やガイドラインは悪性腫瘍の骨転移による全身状態の評価に主眼を置いており、他の領域を評価する際の画質やSUVの精度は検証されていない。

近年、骨吸収阻害薬使用時に生じる骨吸収抑制薬関連顎骨壊死 (anti-resorptive agents-related osteonecrosis of the jaw: ARONJ)の罹患患者数は増加している¹³⁾。ARONJは血中骨代謝マーカーで精度よく症状を反映することができず、画像診断のエックス線画像やCT画像が感染源や骨皮質、海綿骨の状態把握に用いられている。しかし、これらは骨の状態の把握は可能であるが、炎症や骨代謝を正確に反映することはできないため、ARONJの評価に関して骨シンチグラフィのSPECT-CT検査の重要性が増している。骨SPECT画像の集積範囲がARONJの外科的療法において腐骨除去範囲の決定に有用^{14,15)}であり、集積の程度が骨組織の状態把握に寄与することができる¹⁶⁾と報告されている。また、SUVやmetabolic bone volumeが骨炎症活性のモニタリングに有用¹⁷⁾との報告がされている。しかしながら、ARONJの評価に関して骨SPECT画像の有用性は多数報告されているにもかかわらず、頭頸部領域の骨SPECT画像の画像再構成条件やSUV精度に関して評価した検討は見受けられない。

本研究の目的は、ファントム検討によって画質の物理評価、視覚評価、ならびにSUVを用いた定量評価を行い、頭頸部領域の評価に適した画像再構成条件を決定することである。

1. 方法

1-1 データ収集

データの収集はSymbia T6 TruePoint SPECT CT (Siemens, Erlangen, Germany)を使用し、コリメータはlow energy high resolutionを用いた。臨床データの収集条件は128×128マトリクス(1 pixel: 4.8 mm)、収集方式は連続収集で自動近接を使用した。Step角度は6°、投影データ数は60 views、収集時間は10 s/view、エネルギーウィンドウは140 keV±10%に下方7%のサブウィンドウを設定し収集を行った。CT撮影は管電圧130 kVp、管電流はauto exposure control機構: CARE Dose 4DTM (Siemens)を用い effective mAs: 19、スライス厚2.5 mm、回転時間0.6 s/rot、ヘリカルピッチ1.6にて行った。ファントムデータの収集条件は、拡大率を1.23倍(1 pixel: 3.9 mm)、Step角度は4°、投影データ数は90 views、収集時間は15 s/viewに設定し、他の条件は臨床データと同様とした。

1-2 ファントム封入放射能濃度比の決定

ファントム検討においてHot球とバックグラウンドに封入する放射能濃度比は、ARONJ等により顎部に病的集積がある被検者と病的集積がない被検者のSUVpeakの比によって決定した。対象は病的集積がある被検者と病的集積がない被検者それぞれ10名とした。病的集積がある被検者は、外科的除去手術後に病理学的検査によって診断されたARONJ: 9名、慢性骨髓炎: 1名とし、病的集積がない被検者は当院放射線科の画像診断レポートにより選択した。顎部のSUVpeakはGI-BONE¹⁸⁾ (AZE, 神奈川)を用い、病的集積もしくは両側の下顎部にvolume of interest (VOI)を設定して測定した。病的集積がない被検者は両側のSUVpeakの平均値を測定値として用いた。なお、SUVpeakはVOI内の最大値を示すピクセルを中心とした1 cm³の球体内の平均値を示す。本検討は臨床データの使用に関して、当院倫理委員会の承認(登録番号ERB-106270)を得て実施した。

1-3 臨床データにおける頭頸部領域計数率の測定

臨床データにおける頭頸部領域計数率の測定は、当院において骨シンチグラフィ検査を施行し、頭頸部領域に病的集積もしくは頭頂部に生理的高集積が存在しない被検者30名を対象とした。性別は男性23名、女性7名、平均年齢は67.7±11.5歳、平均身長および体重は162.7±9.5 cm、61.5±10.4 kgであった。検査は^{99m}Tc-hydroxymethylene diphosphonate (HMDP) 740 MBq検定(実投与量: 1127.0±17.2 MBq)を使用し、静脈投与

Fig. 1 Simplified schema of the cylindrical phantom and hot spheres.

から4時間後(240.7 $\pm$ 11.7分)にSPECT収集を開始した。頭頸部領域計数率(kcounts/s)は、収集した60方向のプロジェクションデータを合算したうえで、頭頸部領域にregion of interest(ROI)を設定し測定した。測定はSyngo MI VA 50B(Siemens)内のソフトウェアであるFlexible Displayを用いて行った。

1-4 ファントム封入放射能濃度の決定

ファントムは、特注のファントム(協信製作所、東京)を使用した。ファントムの概要をFig. 1に示す。内径200 mm、高さ185 mmの円柱ファントムに10, 13, 17, 22, 28および37 mmのHot球を設置した。Hot球およびバックグラウンドに ^{99m}Tc 水溶液の放射能濃度比が1-2の要領で決定した4:1となるよう封入した。封入濃度はバックグラウンドが17.5 kBq/ml, Hot球は70.0 kBq/mlとした。

データの収集は1時間ごとに計14回行った。ファントム計数率(kcounts/s)は、収集した90方向のプロジェクションデータを合算したうえで、頭頸部領域計数率と同様の手法を用いて測定した。ファントム計数率が頭頸部領域計数率と同程度となるデータを特定し、ファントム封入放射能濃度を決定した。

1-5 画像再構成

画像再構成は、Syngo MI VA 50B(Siemens)を用いて行った。画像再構成法は位置分解能補正組み込み型OSEMである3D-OSEM法を用いた。減弱補正はX線CT減弱補正法を、散乱線補正はmultiple energy window法を使用した。画像再構成条件はsubsetを10で固定し、iterationおよびpost filterで用いる

Gaussian filterの値を変化させた。Iterationは2-15まで変化させ、Gaussian filterのfull width half maximum(FWHM)は1.5-2.5 pixel(5.85-9.75 mm)に0.5 pixel刻みで変化させた(以下、それぞれGF 1.5, GF 2.0, GF 2.5と記載)。

1-6 評価方法

画質の物理評価は% contrast($Q_{H, 17\text{ mm}}$), バックグラウンド変動性($N_{B, 17\text{ mm}}$), およびコントラストノイズ比(QNR)を用いて評価を行った。視覚評価はHot球の描出およびバックグラウンドの均一性について観察者実験を用いて行った。定量評価はHot球およびバックグラウンドのSUVを用いて評価を行った。

1-6-1 物理評価

$Q_{H, 17\text{ mm}}$ および $N_{B, 17\text{ mm}}$ の評価は、それぞれを軸としたグラフ上に1-5で示した画像再構成条件における値をプロットし行った。 $Q_{H, 17\text{ mm}}$ は、17 mm球が最も描出されるスライス上に17 mm径のROIを配置し(Fig. 2a), 下記に示す式(1)を使用して算出した。 $N_{B, 17\text{ mm}}$ は、17 mm球が最も描出されるスライス上および前後2スライス上にバックグラウンド領域ROIを各10個配置し(Fig. 2a), 計50個のROIから式(2)を使用し算出した。QNRは、 $Q_{H, 17\text{ mm}}$ および $N_{B, 17\text{ mm}}$ の値を用い、式(3)を使用し算出した。ROIの配置および評価方法は、「 ^{11}C -メチオニンを用いた脳腫瘍PET撮像のためのファントム試験手順書 第3版」¹⁹⁾ならびにガイドライン⁵⁾を参考に決定した。測定はImageJを用い、ピクセルサイズが1 mm程度となるように画像を線形補間して行った。

Fig. 2 The ROI locations used to calculate the measured values in the quantitative evaluation.
 (a) The ROI locations for calculating the % contrast ($Q_{H, 17 \text{ mm}}$) and the background variability ($N_{B, 17 \text{ mm}}$)
 (b) The ROI locations for calculating the background SUV

$$Q_{H, 17 \text{ mm}} = \frac{(C_{H, 17 \text{ mm}}/C_{B, 17 \text{ mm}})-1}{(A_H/A_B)-1} \times 100(\%) \quad \dots\dots (1)$$

$C_{H, 17 \text{ mm}}$ は 17 mm 球に対する ROI 内の平均画素値, $C_{B, 17 \text{ mm}}$ はバックグラウンド領域の平均画素値, A_H は球内の放射能濃度 (Bq/ml), A_B はバックグラウンド領域の放射能濃度 (Bq/ml) である.

$$N_{B, 17 \text{ mm}} = \frac{SD_{B, 17 \text{ mm}}}{C_{B, 17 \text{ mm}}} \times 100(\%) \quad \dots\dots\dots (2)$$

$SD_{B, 17 \text{ mm}}$ はバックグラウンド領域に設置した ROI の画素値の標準偏差である.

$$QNR = \frac{Q_{H, 17 \text{ mm}}}{N_{B, 17 \text{ mm}}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

1-6-2 視覚評価

視覚評価は, $N_{B, 17 \text{ mm}}$ が 13% 以内で $Q_{H, 17 \text{ mm}}$ に優れている画像再構成条件を 5 通り選択し, 観察者実験を用いて行った. 観察者実験は核医学専門医 2 名 (核医学経験年数 8 年および 12 年), 核医学専門技師 2 名 (核医学経験年数 6 年および 8 年) で行った. 評価は, 最も骨 SPECT 画像に適した画像を 5, 骨 SPECT 画像に適していない画像を 1 として自由尺度で 5 段階評価を用いて行った. なお, 画像提示は 1 時間撮像して作成した画像を基準画像に提示し, 評価画像はカラースケールを invert gray scale, 表示ウインドウレベルを最大値 SUV=4, 最小値 SUV=0 として表示した. ま

た, 各評価者には観察者実験の結果を用いることについて説明し同意を得た.

1-6-3 SUV を用いた定量評価

定量評価は, 画像再構成条件の更新回数および post filter で用いる Gaussian filter の違いが, Hot 球およびバックグラウンドの SUV に及ぼす影響について評価した. Hot 球およびバックグラウンドの SUV の算出は 1-5 で作成した画像を用い算出した. SUV 測定に用いた cross calibration factor (CCF) は, 既知の放射エネルギーの $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 水溶液を円柱ファントム (容積 3016 ml) に封入し, 実際のデータ収集と同様の収集条件で SPECT 収集を行い算出した. ファントム中央部 5 スライスにおける各再構成画像の, ファントム中心から 80% の領域に円形 ROI を設定し 1 ピクセルあたりの平均カウントを求め, その平均値と放射エネルギー (Bq/ml) との比から CCF 値を算出した (式 (4)). Hot 球における SUV の算出は, SPECT 画像と CT 画像の融合画像を表示したうえで, 球体と同一サイズの ROI を設定し 1 ピクセルあたりの平均カウントを求め, その平均値と放射エネルギー (Bq/ml) との比に CCF を乗じて算出した (式 (5)). バックグラウンドの SUV は, 大きさ 500 mm^2 程度の円形 ROI を周辺部に 12 個, 中央部に 4 個 (合計 16 個) を Fig. 2b のように設定し, 同様の円形 ROI をその画像スライスから $\pm 10 \text{ mm}$ 程度の距離の画像スライスにも設定し計 48 個の ROI より Hot 球の SUV と同様に算出した. ROI の配置は ^{11}C -メチオニンをを用いた脳腫瘍 PET 撮像のためのファントム試験

Fig. 3 Correlation of the ^{99m}Tc concentration of the cylindrical phantom and the count rate from the SPECT scan. ^{99m}Tc concentration for the phantom study was determined based on the count rate of the clinical bone SPECT/CT.

手順書 第3版¹⁹⁾を参考に決定した。なお、SUVの算出は、GI-BONEならびにRAVAT(日本メジフィジックス社、東京)を用いた。CCFならびにSUV算出時の放射エネルギーは1年以内に校正したドーズキャリブレーション(CRC-55 tW; Capintec, Florham Park, NJ, USA)を用いて測定を行った。

$$\text{CCF}(\text{Bq/cps}) = \frac{\text{放射能濃度}(\text{Bq/ml})}{\text{単位体積あたりの計数率}(\text{cps/ml})} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\text{SUV} = \text{CCF}(\text{Bq/cps}) \times \frac{\text{単位体積あたりの計数率}(\text{cps/ml})}{\text{放射エネルギー}(\text{Bq})/\text{容積}(\text{ml})} \quad \dots\dots\dots (5)$$

2. 結果

2-1 ファントム封入放射能濃度比の決定

顎部に病的集積がある被検者10名および病的集積がない被検者10名のSUV_{peak}は、それぞれ10.6±4.8と2.46±0.36であり、平均値の比は4.31であった。このSUV_{peak}の比から、本検討におけるHot球とバックグラウンドに封入する ^{99m}Tc 水溶液の放射能濃度比は4:1とした。

2-2 ファントム封入放射能濃度の決定

骨シンチグラフィ検査30名における頭頸部領域計数率の結果は、1.60±0.33 kcounts/sであった。Figure 3に、1時間ごとに行ったファントムのデータ収集における ^{99m}Tc 水溶液の放射能濃度と計数率の関係を示

す。ファントムデータにおける計数率は、 ^{99m}Tc 水溶液放射能濃度が5.73–8.19 kBq/mlの際に頭頸部領域計数率と同程度を示した。なかでも、放射能濃度が6.95 kBq/mlのデータにおいて頭頸部領域計数率と最も近似し、計数率は1.64 kcounts/sを示した。このことから、本検討に用いるファントム封入放射能濃度は6.95 kBq/mlに決定した。

2-3 画像再構成条件の決定

2-3-1 物理評価

画像再構成条件の違いにおける $Q_{H, 17\text{ mm}}$ と $N_{B, 17\text{ mm}}$ の関係をFig. 4に示す。すべての画像再構成条件において、 $Q_{H, 17\text{ mm}}$ および $N_{B, 17\text{ mm}}$ はiteration数の増加とともに高値を示した。しかし、Gaussian filterの強度を強くすると $Q_{H, 17\text{ mm}}$ および $N_{B, 17\text{ mm}}$ は低値を示した。 $Q_{H, 17\text{ mm}}$ は、 $N_{B, 17\text{ mm}}$ が10%以下の場合にはGF 2.5が最も高値を示し、10–14%の場合にはGF 2.0、14%以上の場合はGF 1.5が最も高値を示した。更新回数の違いがQNRに及ぼす影響をFig. 5に示す。QNRは更新回数40回をピークとする凸を示し、Gaussian filterの強度の増加に伴いコントラストノイズ比も高値となる傾向を示した。

2-3-2 視覚評価

視覚評価は、 $N_{B, 17\text{ mm}}$ が13%以内で $Q_{H, 17\text{ mm}}$ に優れている画像再構成条件を(Ite: 7, GF 2.0), (Ite: 6, GF 2.0), (Ite: 5, GF 2.0), (Ite: 7, GF 2.5), (Ite: 6, GF 2.5)の5通り選択し行った。選択した5通りの画像および1時間撮像して作成した基準画像をFig. 6に画像を示す。Tableに観察者別の各画像再構成条件における評価値を示す。最も評価値の高い画像再構成条件はsubset: 10, iteration: 6, GF 2.0(FWHM: 7.8 mm)であった。なお、本条件における $Q_{H, 17\text{ mm}}$, $N_{B, 17\text{ mm}}$, QNRはそれぞれ38.7%, 12.2%, 3.16であった(Fig. 4, 5)。

2-3-3 SUVを用いた定量評価

画像再構成条件の各Gaussian filterにおいて、更新回数の違いがHot球のSUVに与える影響をFig. 7に示す。13 mm以上の球は、SUV_{mean}の値が更新回数50–80で収束した。しかし、10 mm球は更新回数の増加に伴いSUV_{mean}も増加を示し、一定値に収束しなかった。また、Gaussian filterの強度を強くすると、部分容積効果によりSUV_{mean}が低値を示した。Figure 8に、画像再構成条件の各Gaussian filterにおいて、更新回数の違いがバックグラウンドのSUVに与える影響を示す。バックグラウンドにおけるSUVは、画像再構成条件におけるGaussian filterおよび更新回数の違いによる差は微小(1.017–1.042)で、SUV精

Fig. 4 The relationship between the background variability ($N_{B,17mm}$) and the % contrast ($Q_{H,17mm}$).
The symbol indicates the difference in the strength of the Gaussian filter.
The numerical value in the symbol indicates the number of iterations in the image reconstruction.

Fig. 5 The relationship between the image reconstruction conditions and the contrast noise ratio (QNR).

Fig. 6 The SPECT images of the cylindrical phantom selected for visual evaluation.

Table The result of the visual evaluation

Observer	Ite: 7, GF 2.0	Ite: 6, GF 2.0	Ite: 5, GF 2.0	Ite: 7, GF 2.5	Ite: 6, GF 2.5
A	4	4	4	4	3
B	3	4	4	3	3
C	4	4	3	4	3
D	4	4	3	3	3
Average	3.75	4.00	3.50	3.50	3.00

The visual scores were determined from the evaluation of each phantom image by the four observers.

Fig. 7 The relationship between the image reconstruction conditions and the SUV mean in each hot sphere. The size of each hot sphere was (a) 10 mm, (b) 13 mm, (c) 17 mm, (d) 22 mm, (e) 28 mm, and (f) 37 mm.

a	b	c
d	e	f

Fig. 8 The relationship between the image reconstruction conditions and the SUV mean for the background.

Fig. 9 The hot sphere SUVs under the optimal image reconstruction conditions.

度はすべての画像再構成条件で誤差が4.2%以内であった。これらの結果から、本検討において最適な画像再構成は subset : 10, iteration : 6, GF 2.0 (FWHM: 7.8 mm) とした。決定した条件における Hot 球の SUV を Fig. 9 に示す。

3. 考 察

骨シンチグラフィ検査における頭頸部領域の最適な画像再構成条件を求めるために、ファントム実験によって画像再構成法の更新回数および Gaussian filter の強度を変化させて検討を行った。ファントム封入放射能濃度比は、顎骨の病的集積と正常集積の SUVpeak 比によって決定し、ファントム封入放射能濃度は臨床例を用いて算出した頭頸部領域計数率およびファントム計数率によって決定した。評価は物理評価、視覚評価および定量評価を行い、総合的な評価によって最適な画像再構成条件を決定した。

SUVpeak は統計ノイズの影響が小さいため²⁰⁾、ファントム封入放射能濃度比は臨床例の病的集積と正常集積における SUVpeak の比の結果から 4 : 1 とした。Okui らは ARONJ の骨シンチグラフィにおいて、外科的療法の対象となる grade 2 および 3 の症例における病側と健側の SUVmax 比が 4.34 および 4.30 であった²¹⁾と報告しており、今回の結果と一致した。ただし、比の算出に用いた骨シンチグラフィ検査は本検討で示した収集および画像再構成条件を使用しておらず、また、部分容積効果の影響を考慮していないため、今後最適化された条件において再度詳細な検討が必要であると考えられる。

30 名における頭頸部領域計数率は 1.60 ± 0.33 kcounts/s であり、計数率の結果からファントムに封入する ^{99m}Tc 水溶液の放射能濃度は 6.95 kBq/ml とした。しかし、山本⁹⁾や Nakahara ら²²⁾が体幹部領域にて行った同様の報告と比較して、計数率が 15%、封入放射能濃度は 40% となった。このことは、頭部の骨ミ

ネラル量は全身の約 20% と報告されている²³⁾が、体幹部と比べ軟部組織が少ないことでカウントが得られなかった²⁴⁾ことが要因である。更に、収集に使用した検査プロトコルは uptake time が 4 時間で、山本や Nakahara らの uptake time 2.5–3 時間と比較して減衰により 10–15% 低下したと推察する。

山本は QNR をもとに最適な画像再構成条件を決定した⁹⁾が、今回は物理評価、視覚評価および定量評価を行い、総合的な評価によって最適な画像再構成条件を決定した。QNR は更新回数が 40 回で最も高値を示した (Fig. 5) が、13 mm 以上の球の SUVmean は更新回数が 50–80 回で収束を示した (Fig. 7)。このことから、本検討で使用した評価法は山本の検討と比較して頭頸部評価に適した手法であると推察する。物理評価において、 $N_{B, 17 \text{ mm}}$ が 13% 以内で $Q_{H, 17 \text{ mm}}$ に優れる画像再構成条件を選択し、視覚評価を行った。本来、 $N_{B, 17 \text{ mm}}$ はガイドライン⁵⁾で示された 10% 以内にすべきであるが、その場合は少ない更新回数もしくは GF 2.5 の条件のみに限られ、 $Q_{H, 17 \text{ mm}}$ が低値となる (Fig. 4)。陽性描出能の評価において、 $Q_{H, 17 \text{ mm}}$ は $N_{B, 17 \text{ mm}}$ と同様に重要な指標⁵⁾である。ガイドライン⁵⁾において、 $Q_{H, 17 \text{ mm}}$ および $N_{B, 17 \text{ mm}}$ の基準値は 17 mm 球体を視覚的に認識できることを判断基準として設定されている。よって、今回は収集カウントの異なるデータの画質を視覚的に評価し、17 mm 以上の球を十分に認識できる $N_{B, 17 \text{ mm}}$ を 13% 以内とした。しかし、これは主観的に決定した数値であるため、今後、物理的な評価や複数名の評価者による視覚評価が必要である。最適画像再構成条件を用いた画像の QNR は 3.16 であった (Fig. 4)。山本⁹⁾や所谷ら¹⁰⁾の報告において、NEMA IEC body ファントムを用いた際の 17 mm 球の QNR は 3.08 ならびに 3.68 と本検討の結果と同様の結果を示した。

バックグラウンドにおける SUV は、Gaussian filter および更新回数の違いによる差は微小であった (Fig. 8)。

このことは、山本⁹⁾や Matsutomo ら²⁵⁾の報告と一致した。SUV は円柱ファントムを用いた CCF 法により算出しており、過去のファントム検討¹⁹⁾と比較して精度に優れていた。われわれは CCF 算出に直径 160 mm を使用し、評価に用いた直径 200 mm とファントム径が近いことで物理的影響の違いによる誤差が小さくなり、過去の報告と比較し精度の高い結果が得られたと推察する。また、「¹⁸F-FDG を用いた全身 PET 撮像のためのファントム手順書 第 3 版」²⁶⁾において、バックグラウンドにおける SUV の精度は 5% 以内を目標値としている。この点を考慮しても精度の高い結果であると考えられる。

検討に用いた収集条件は、ピクセルサイズは 3.9 mm、ステップ角度は 4°、収集時間は 15 s/view とし、日常臨床に使用する収集条件から変更した。ピクセルサイズを臨床条件の 4.8 mm から 3.9 mm に変更した理由は、頸部の集積は体幹部と比較して小さく部分容積効果の影響を受け過小評価することが予想されるためである。収集分解能を向上させ、影響を低減させるために変更を行った。ステップ角度は、対象サイズが直径 200 mm 程度であるため、標本化定理に従い 4°に設定した。甲谷らは、連続回転収集において収集ステップ角度が標本化定理を満たしていない場合、接線方向へ延びる像が生じることを報告した²⁷⁾。加えて、大西ら²⁸⁾や栗元ら²⁹⁾は分解能補正を組み込んだ OS-EM 法においてもファントム中心から離れるほど同様の現象が生じることを報告している。顎骨は、ARONJ の評価において集積範囲および集積の程度を正しく評価する必要がある。集積範囲の同定は外科的

療法の適応時に腐骨除去範囲の決定^{14, 15)}に、集積の程度の評価は組織の状態の把握¹⁶⁾に寄与することができる。収集時間は 15 s/view と延長したが、臨床条件 N_{B, 17 mm} の値は 12.2% とやや高い値となった。よって、収集時間を更に可能な範囲で延長する必要がある。

今回の検討は、臨床例と同様の計数率となる放射能濃度の ^{99m}Tc 水溶液をファントムに封入し収集を行ったため、ファントム封入濃度とした 6.95 kBq/ml は頭頸部領域の骨集積濃度を示すものではない。また、顎骨の形状や減弱係数とは異なる円柱ファントムを使用したため、顎骨の複雑な集積や物理的影響を表現できていない可能性が示唆される。これらの点が本研究の限界点であると考えられる。今後は顎骨集積が正常な被検者ならびに病的集積のある被検者の臨床例を用い、本検討で得られた結果の妥当性を更に検証していく必要がある。

4. 結 語

ファントムを用いて頭頸部領域骨 SPECT 検査における最適な画像再構成条件の検討を行った。物理評価、視覚評価および定量評価の総合的な評価によって、subset : 10, iteration : 6, Gaussian filter (FWHM) 7.8 mm が最適と示唆された。

本研究の要旨は第 40 回日本核医学技術学会総会学術大会 (2020 年、神戸) にて発表した。

利益相反

筆頭筆者および共著者全員が利益相反はない。

参考文献

- 1) Yang HL, Liu T, Wang XM, et al. Diagnosis of bone metastases: a meta-analysis comparing ¹⁸F-FDG PET, CT, MRI and bone scintigraphy. *Eur Radiol* 2011; 21(12): 2604-2617.
- 2) Palmedo H, Marx C, Ebert A, et al. Whole-body SPECT/CT for bone scintigraphy: diagnostic value and effect on patient management in oncological patients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014; 41(1): 59-67.
- 3) Rager O, Nkoulou R, Exquis N, et al. Whole-body SPECT/CT versus planar bone scan with targeted SPECT/CT for metastatic workup. *Biomed Res Int* 2017; 7039406.
- 4) 加藤豊大, 市川肇, 三輪建太, 他. 国内の核医学検査における追加撮像の実態調査. *日放技学誌* 2020; 76(3): 285-294.
- 5) 三輪建太, 松友紀和, 市川肇, 他. 骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. *核医技* 2017; 37(4): 517-530.
- 6) Ritt P, Vija H, Horneegger J, et al. Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011; 38(Suppl 1): S69-S77.
- 7) Bailey DL, Willows KP. Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2014; 41(Suppl 1): S17-S25.
- 8) Zeintl J, Vija AH, Yahil A, et al. Quantitative accuracy of clinical ^{99m}Tc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. *J Nucl Med* 2010; 51(6): 921-928.
- 9) 山本泰司. 骨 SPECT 定量のエビデンス構築に向けた技術的課題. *核医技* 2016; 36(1): 61-68.
- 10) 所谷亮太郎, 上田一雄, 久米利明, 他. 改善された空間分解能を有する定量的 SPECT を用いた正常骨 SUV 評価の検討. *核医技* 2017; 37(3): 201-210.
- 11) Kaneta T, Ogawa M, Daisaki H, et al. SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with Tc-99m methylene diphosphonate. *Am J Nucl Med Mol Imaging* 2016; 6(5): 262-268.
- 12) Umeda T, Koizumi M, Fukai S, et al. Evaluation of bone metastatic burden by bone SPECT/CT in metastatic prostate cancer patients: defining threshold value for total bone uptake and assessment in radium-223 treated patients. *Ann Nucl Med*

- 2018; 32(2): 105-113.
- 13) 日本口腔外科学会. BRONJ 治療に関する実態調査, 2015. <http://www.jsoms.or.jp/medical/work/study/bronj/> (参照 2021.1.14).
 - 14) Miyashita H, Shiba H, Kawana H, et al. Clinical utility of three-dimensional SPECT/CT imaging as a guide for the resection of medication-related osteonecrosis of the jaw. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44(9): 1106-1109.
 - 15) Assaf AT, Zrnc TA, Remus CC, et al. Intraindividual comparison of preoperative (99m)Tc-MDP SPECT/CT and intraoperative and histopathological findings in patients with bisphosphonate- or denosumab-related osteonecrosis of the jaw. *J Craniomaxillofac Surg* 2015; 43(8): 1461-1469.
 - 16) Miyashita H, Kameyama K, Morita M, et al. Three-dimensional radiologic-pathologic correlation of medication-related osteonecrosis of the jaw using 3D bone SPECT/CT imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2019; 48(8): 20190208.
 - 17) Hata H, Kitao T, Sato J, et al. Monitoring indices of bone inflammatory activity of the jaw using SPECT bone scintigraphy: a study of ARONJ patients. *Sci Rep* 2020; 10(1): 11385.
 - 18) 大崎洋充. 定量値算出ソフトウェア(薬剤メーカー). 核医技 2016; 36(1): 59-60.
 - 19) 日本核医学会・PET 核医学委員会. ^{11}C -メチオニンをを用いた脳腫瘍 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第3版, 2018. http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/BrainTumor_PhantomTest_20180117.pdf (参照 2021.1.14).
 - 20) 赤松剛, 西田広之, 藤野晃, 他. ファントム試験に基づく PET 装置間の standardized uptake value の標準化—SUVpeak の有用性—. 日放技学誌 2015; 71(9): 735-745.
 - 21) Okui T, Kobayashi Y, Tsujimoto M, et al. Quantitative evaluation of anti-resorptive agent-related osteonecrosis of the jaw using bone single photon emission computed tomography in clinical settings: relationship between clinical stage and imaging. *Ann Nucl Med* 2020; 34(9): 620-628.
 - 22) Nakahara T, Daisaki H, Yamamoto Y, et al. Use of a digital phantom developed by QIBA for harmonizing SUVs obtained from the state-of-the-art SPECT/CT systems: a multicenter study. *EJNMMI Res* 2017; 7(1): 53.
 - 23) Brismar TB, Ringertz J. Effect of bone density of the head on total body DEXA measurements in 100 healthy Swedish women. *Acta Radiol* 1996; 37(1): 101-106.
 - 24) 松本隆裕, 三好弘一, 佐藤一雄, 他. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMDP および-MDP の骨への集積過程の臨床的研究. *Radioisotopes* 2000; 49(6): 292-297.
 - 25) Matsutomo N, Matsumoto S, Yamamoto T, et al. Validation of a calibration method using the cross-calibration factor and system planar sensitivity in quantitative single-photon emission computed tomography imaging. *Radiol Phys Technol* 2017; 10(4): 439-445.
 - 26) 日本核医学会・PET 核医学委員会. ^{18}F -FDG を用いた全身 PET 撮像のためのファントム試験手順書 第3版, 2018. http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/FDG_WBscan_PhantomTest_20180117.pdf (参照 2021.1.14).
 - 27) 甲谷理温, 長木昭男, 松友紀和, 他. 連続回転収集 SPECT における収集ステップ角度と空間分解能の基礎的検討. 日放技学誌 2011; 67(3): 221-228.
 - 28) 大西英雄, 木村信篤, 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. 日放技学誌 2012; 68(6): 686-696.
 - 29) 栗元恵実, 栗元伸一, 氷室和彦, 他. コリメータ開口補正組込 OSEM 法における SPECT 収集ステップ角度の影響—ステップ回転収集法と連続収集法の比較—. 日放技学誌 2020; 76(5): 491-499.

問合先

〒783-8505 南国市岡豊町小蓮 185-1
高知大学医学部附属病院医療技術部放射線部門 林 直弥