

—原 著—

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

所谷亮太郎^{1,2)} 上田 一雄¹⁾ 久米 利明¹⁾
 大野 貴史¹⁾ 宮川 和之¹⁾ 西川 智彦¹⁾
 山本 泰司³⁾ 大崎 洋充⁴⁾ 檜橋 伸哉⁴⁾
 安田 鋭介²⁾

- 1) 高知県・高知市病院企業団立高知医療センター
 2) 鈴鹿医療科学大学大学院医療科学研究科医療科学研究専攻
 3) 島根大学医学部附属病院 放射線部
 4) 日本メジフィジックス株式会社

Evaluation of Normal Bone Standardized Uptake Values Using Quantitative SPECT with Improved Spatial Resolution

Ryotaro TOKORODANI^{1,2)}, Kazuo UETA¹⁾, Toshiaki KUME¹⁾,
 Yoshifumi OHNO¹⁾, Kazuyuki MIYAGAWA¹⁾, Tomohiko NISHIGAWA¹⁾,
 Yasushi YAMAMOTO³⁾, Hiromitsu DAISAKI⁴⁾, Shinya NARAHASHI⁴⁾
 and Yasuda EISUKE²⁾

- 1) Kochi Health Science Center
 2) Suzuka University of Medical Science
 3) Shimane University Hospital
 4) Nihon Medi-Physics Co., Ltd
 (article received : Jul 11, 2016)

Summary

【Purpose】

The standardized uptake value (SUV) of bone evaluated by quantitative single-photon emission computerized tomography (SPECT) may be affected by the patient's characteristics, and the precise effects of these characteristics on the SUV should thus be determined. The SUV is also affected by the acquisition conditions of SPECT (mainly the rotation radius of the γ -camera detectors). We conducted this retrospective study to determine the effect of the rotation radius on the SUV by using phantom data, and we investigated the effect of patient characteristics on the SUV in the normal region of bone.

【Methods】

Phantom data were acquired using the automatic proximity mode and a constant rotation radius of 25, 30 and 35 cm, and we then calculated the SUV using Virtual Place Hayabusa software (AZE Co.). We determined the effect of the rotation radius on the SUV. We continuously observed the effect of the patient characteristics of gender, body weight and age on the SUV from the clinical bone SPECT images which were acquired using the optimal rotation radius.

【Results】

The image quality of the phantom data was degraded by the increase in the rotation radius. The SUVs did not differ significantly with the rotation radii. Although the SUVs in the bone SPECT images did not

differ significantly by the patients' age, they did differ significantly by gender and body weight.

【Conclusion】

The SUV obtained using bone SPECT images is affected by the patient's gender and body weight. Therefore, a quantitative evaluation of bone SPECT must consider these factors.

Key words: Bone SPECT, Standardized uptake value (SUV), Single photon emission computed tomography-computed tomography (SPECT-CT), Quantitative index, Radius of rotation

1. 緒 言

近年, Single Photon Emission Computed Tomography-Computed Tomography (SPECT-CT) 装置の登場と空間分解能補正アルゴリズムの高精度化, CT 値を用いた減弱補正, および散乱補正を行うことで, これまで非定量的とされてきた SPECT 検査においても, 定量評価の可能性が示唆されている¹⁾。さらに, 近年, 骨 SPECT 検査の画像再構成には, 統計学的手法である最尤推定期待値最大化 (Maximum Likelihood-Expectation Maximization: ML-EM) 法を高速化した ordered subsets expectation maximization (OSEM) 法が用いられる事が多くなった。これにより, コリメータ開口径と距離に依存する空間分解能の低下に対し, 各種補正項を検出確率部分に組み込む事で補正が可能となり, 空間分解能の向上が大西, 前田らによって報告されている²⁻⁴⁾。また, これらの補正によって部分容積効果の改善による定量性向上も期待される。

既に骨 SPECT-CT 検査では, Positron Emission Tomography (PET) 検査同様, Standardized Uptake Value (SUV) を用いた定量評価の臨床的有用性が報告されている⁵⁾。また, 骨の部位によって固有の SUV を持つ可能性が指摘されている⁶⁾。SUV を臨床診断に用いる場合, 変性や骨折等のない正常部の SUV を知っておく必要があり, 山本らは, CT 検査で病変を除外した正常椎体部の SUV を報告している⁷⁾。しかし, 骨組織は, 年齢・性別や疾患等, 患者背景により病変がなくても様々な変性をきたすことが推測され, それらを考慮した正常部 SUV が, 年齢・性別等によって, どの程度変動するか理解しておく必要がある。さらに, SUV は, 収集方法や処理条件によっても変化することが予測される。SPECT 撮像時のガンマカメラの回転半径は, SPECT 画像

の空間分解能に関係することから, SPECT による定量化において, 画質のみならず, SUV にも影響する可能性がある。

本研究の目的は, 骨 SPECT 検査時のガンマカメラの回転方法と軌道半径および空間分解能補正法が画質および SUV に与える影響を NEMA/IEC Body ファントムを用いて検証し, 最適なガンマカメラの回転方法と空間分解能補正法を決定した後, 性別, 体重, 年齢等の患者背景と骨正常部 SUV との関係を Retrospective に調べることである。

2. 方 法

2-1. 使用機器と収集条件

SymbiaT6 (シーメンスヘルスケア株式会社製) に Low Energy High Resolution (LEHR) コリメータを装着し, データ収集はマトリックスサイズを 128×128 , 拡大率を 1.0 倍, pixel size 4.8 mm, 360° 収集 (60 方向, 6° step), 12 sec/step で行った。散乱補正には Triple Energy Window (TEW) 法 (main window $140 \text{ keV} \pm 10\%$ に対し main window の下側に 7%), 減弱補正には CT based Attenuation Correction (CTAC) 法を用いた。CT 撮影条件は, 管電圧 130 keV, 管電流 Auto Exposure Control (AEC), スキャン時間 1.0 sec/rot, 画像スライス厚 4 mm とした。画像再構成には Syngo MI Apps version. VA60C (シーメンスヘルスケア株式会社製) を用いた。SUV の算出は, AZE Virtual Place 準腫瘍解析パッケージに付属する GI-BONE アプリケーション (株式会社 AZE 社製)⁸⁾ を用いた。算出に必要な Becquerel Calibration Factor (BCF) は, 既知の放射能を含むシリンジを視野中心に置いて SPECT データを収集し以下の式により求めた。

$$\text{BCF}[\text{Bq}/(\text{count}/\text{sec})] = \frac{\text{スキャン開始時放射能濃度 (Bq)}}{\text{トータルカウント (counts) / スキャン時間 (sec)}}$$

以下の式により、BCFを用いてSPECT画像のピクセル値はカウントから放射能濃度に変換される。

$$\text{放射能濃度 (Bq/ml)} = \text{BCF (Bq/cps)} \times \frac{1 \text{ pixel あたりの平均計数率 (cps/pixel)}}{1 \text{ pixel あたりの体積 (ml/pixel)}}$$

上記式により得られた放射能濃度をスケールに有するSPECT画像は、以下の式より体重と投与量で正規化することでSUVスケールに変換される。

$$\text{SUV} = \frac{\text{放射能濃度 (Bq/ml)}}{\text{スキャン開始時投与量 (Bq) / 体重 (g)}}$$

スキャン開始時投与量は、投与前後の放射能量をドーズキャリプレート (ALOKA 社製 ICG-7) で計測し、時間減衰補正を行って算出した。

画質評価には、PET quact Ver 2.02.03 (京都医療科学大学および日本メジフィジックス株式会社製)⁹⁾を用いた。

2-2. 空間分解能補正が画質に与える影響

空間分解能補正とはコリメータの孔による幾何学的なボケを補正させる処理である。Syngo MI Apps version. VA60C には、三次元 (3D) で OSEM にコリメータ開口補正を組み込んだ Flash3D と二次元 (2D) で OSEM にコリメータ開口補正を組み込んだ OSEM-2D の2種類が搭載されており、空間分解能の向上が期待できる。なお、OSEM-2D では断面内の放射線入射のみを考慮した画像再構成法であるのに対し、Flash3D では体軸方向からの入射放射線も考慮した、画像再構成法である。

今回、われわれは2種類の空間分解能補正法 (Flash3D と OSEM-2D) による画質への影響を調べた。空間分解能補正の種類によらず、OSEM 法の画像再構成条件は iteration を 8, subset を 6, Gaussian filter は full width half maximum (FWHM) = 9.6 mm とした。これらの空間分解能補正の違いが画質変化に及ぼす影響を評価し、検討可能な Hot 球の最小径を決定した。

2-3. 回転軌道半径が画質に与える影響と Hot 球の SUVmax およびバックグラウンドの SUVmean の算出

ファントムは、PET の性能評価で使用される NEMA/IEC body ファントムを用い、バックグラウンド領域には放射能濃度 17.5 kBq/ml の ^{99m}Tc-Hydroxymethylenediphosphonate (HMDP) 溶液を封入した。この放射能濃度は、骨シンチグラフィにおける臨床の計数率相当を目安とした³⁾。Hot 球にはバックグラウンド領域の4倍となる放射能濃度の溶液を調整し、直径 10, 13, 17, 22, 28, 37 mm の球体にそれぞれ封入した。収集時の回転方法および軌道半径は、体表に最も近い自動近接 (Noncircular)、続いて円軌道で半径を 25, 30, 35 cm とした。自動近接時の最大径は 48.6 cm, 最小径は 32.6 cm であった。

画質は、PET 検査の NEMA 規格に準じ PET quact を用いて、コントラストノイズ比 (QNR) を算出して評価した。評価に用いた Hot 球の径は視認される最小径 17 mm とした。

$$\text{ノイズ (} N_{17 \text{ mm}} \text{)} = \frac{SD_{17 \text{ mm}}}{C_{B, 17 \text{ mm}}} \times 100 [\%]$$

$C_{B, 17 \text{ mm}}$ はバックグラウンド ROI 計数の平均値、 $SD_{17 \text{ mm}}$ は以下の式で算出した。

$$SD_{17 \text{ mm}} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K (C_{B, 17 \text{ mm}, k} - C_{B, 17 \text{ mm}})^2}{(K-1)}}$$

ここで、K は 60 (5 スライス上の12個の ROI, 計60個) である。

$$\begin{aligned} \text{コントラスト (} Q_{H, 17 \text{ mm}} \text{)} &= (C_{H, 17 \text{ mm}} / C_{B, 17 \text{ mm}} - 1) / (a_H / a_B - 1) \times 100 [\%] \\ \text{コントラスト / ノイズ比 (QNR)} &= Q_{H, 17 \text{ mm}} / N_{17 \text{ mm}} \end{aligned}$$

また、 a_H は Hot 球内の放射能濃度、 a_B はバックグラウンドの放射能濃度である。

各回転軌道半径によって得られた SPECT 画像と CT 画像を重ね合わせて画像表示した上で、Hot 球と同一サイズの ROI を設定し、SUVmax を算出した。次に、直径 37 mm の ROI をバックグラウンド領域に12箇所、重ならないように設定し、ROI 内の SUVmean の平均値を算出し、回転方法および回転軌道半径による SUV の違いを分散分析 (ANOVA) で有意差検定した。

2-4. 患者背景が SUV に及ぼす影響

今回使用した臨床データは放射線科医師によって、骨転移等の病変を認めないとされた50症例を対象とした。性別は男性29例、女性21例、平均年齢 66.1 ± 12.9 歳 (33~89歳)、平均身長および体重 160.4 ± 9.1 cm, 55.2 ± 11.1 kg であった。SPECT 収集は ^{99m}Tc -HMDP 740 MBq 投与 2 ~ 3 時間後より、全身 Planar + 2 bed, 胸腹部を SPECT/CT 撮像した。SUVmean を算出し性別、体重、年齢を変動因子と考え比較検討した。

GI-BONE のマニュアル VOI 設定機能を利用し、頸椎 (4 番)・胸椎 (6 番)・腰椎 (4 番)・胸骨・肋骨・大腿骨頸部・恥骨にそれぞれ VOI を設定し、VOI 内の SUVmax の40%領域に閾値を設定して骨領域を抽出し、SUVmean を算出した。算出に当たっては、GI-BONE の CT Mask 機能にて膀胱等の骨領域以外による集積にマスク処理を施し、算出 VOI 内に生理的集積が含まれないようにした。部位毎に、性別による SUVmean に差があるかどうか、対応のある t 検定を用いて有意差検定した。また、体重と SUVmean、年齢と SUVmean の相関を求めるために、ピアソンの

相関分析を行い、相関係数の有意性を検定した。

3. 結 果

3-1. 空間分解能補正と回転軌道半径が画質に与える影響

Fig. 1 に Flash3D と OSEM-2D の各 SPECT 画像を示す。当院で使用する画像再構成条件において、Hot 球の描出能に大きな差は認めないことがわかる。17 mm 径の Hot 球は、Flash3D と OSEM-2D、ともに、自動近接撮像時に最も明瞭に描出された。以降、回転軌道半径が拡大するにつれて、Hot 球辺縁が不明瞭となり、回転半径 30 cm 程度から描出されなかった。

3-2. Hot 球の SUVmax およびバックグラウンドの SUVmean の算出

空間分解能補正の種類と回転軌道半径が、各径 Hot 球の SUVmax に及ぼす影響を Fig. 2 に示す。Flash3D で再構成を行った場合の SUVmax は、Hot 球の径が 28 mm で理論値の SUV = 4 に最も近似し、37 mm 径の Hot 球ではいずれの回転軌道半径でも理論値より大きな値を示した。また、OSEM-2D で再構成を行った場合の SUV max は、

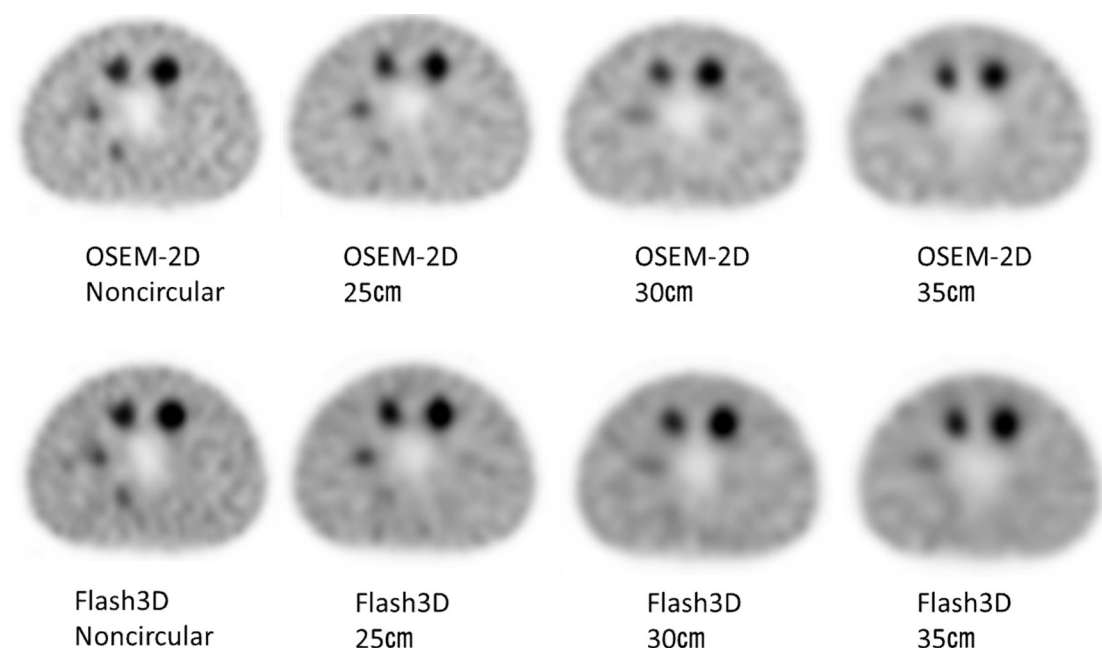
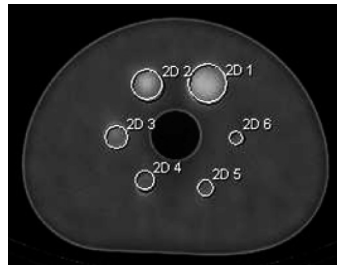


Fig. 1 SPECT images in accord with the differences in the rotary radius of an orbit and the reconstruction method in the NEMA/IEC body phantom.

回転軌道半径および空間分解能補正法の違いによる NEMA/IEC body ファントムの SPECT 画像



Flash3D

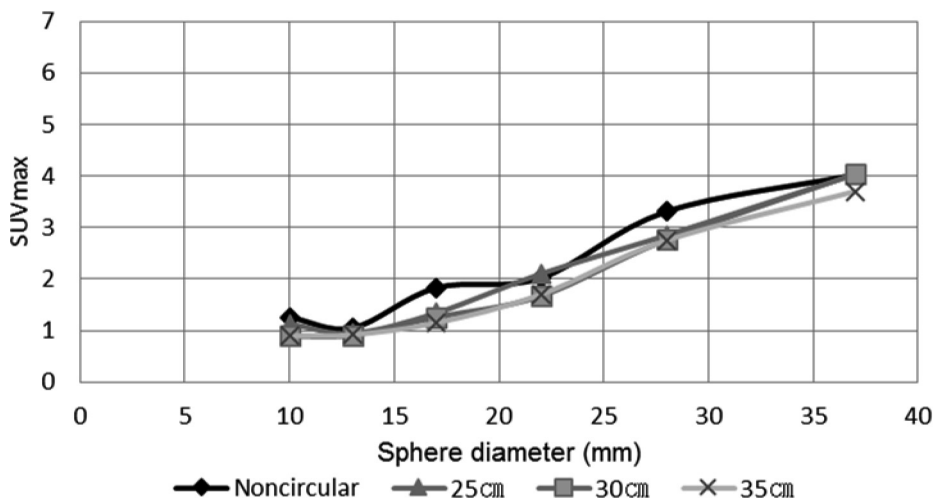
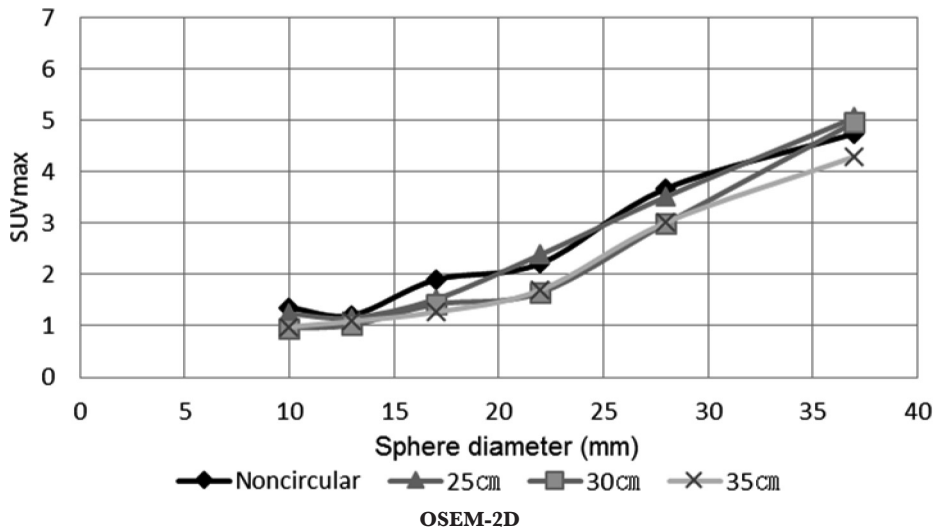


Fig. 2 Relations of hot sphere diameter and SUVmax in the difference of rotary radius of an orbit and reconstruction method.

回転軌道および空間分解能補正の違いによる Hot 球径と SUVmax との関係

Hot 球の径が 37 mm で理論値の SUV=4 に最も近似した。Hot 球の径 17 mm および 37 mm における回転軌道半径と QNR の関係を Fig. 3 に示

す。

17 mm 径では回転軌道半径が大きくなると QNR は急激に低下した。回転軌道半径 25 cm を

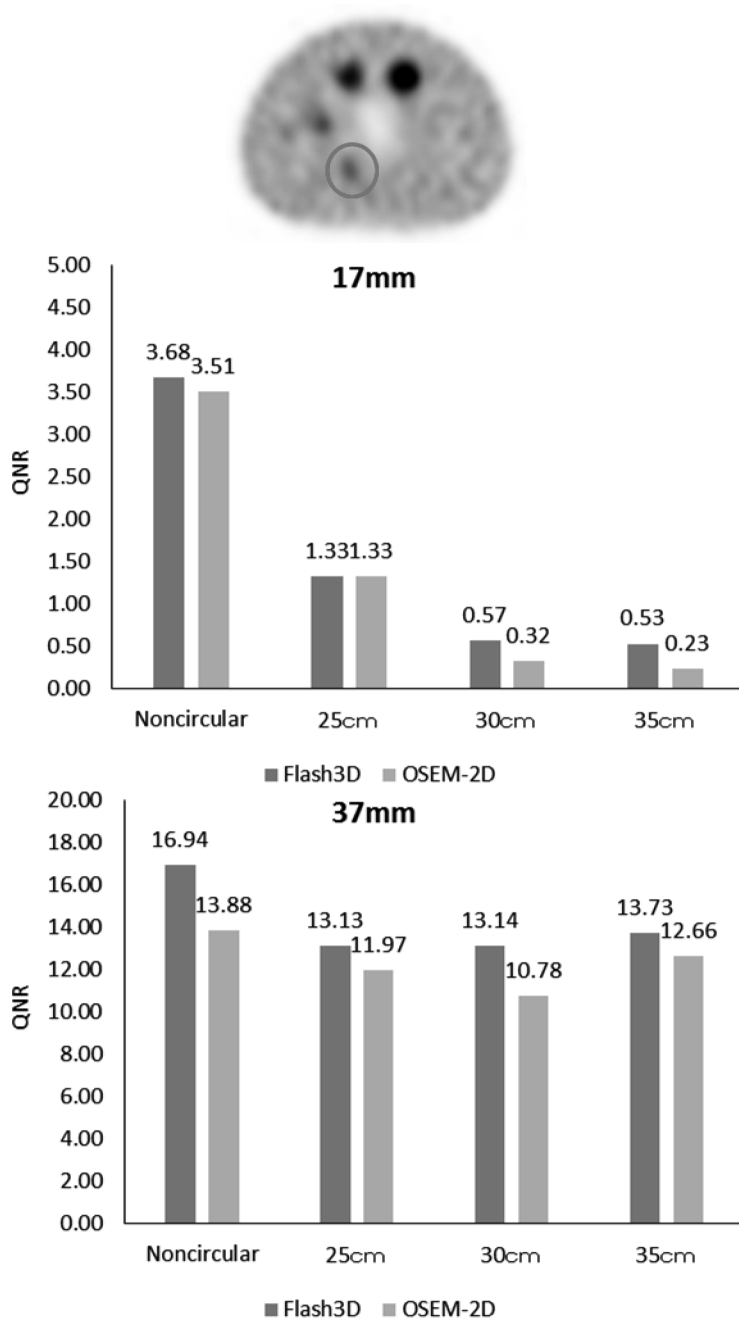


Fig. 3 The image evaluation (QNR)
QNR を用いた画質評価

除いて、Flash3D の QNR は、OSEM-2D の QNR より大きな値を示した。特に、回転軌道半径 30 cm と 35 cm では、Flash3D と OSEM-2D の差が大きくなった。37 mm 径でも同様に、回転軌道半径が大きくなるにつれて QNR は低下する傾向

にあったが、17 mm 径と比較してその影響は少なかった。

回転軌道半径が異なることによる、バックグラウンド SUVmean の違いを **Fig. 4** に示す。バックグラウンドの SUVmean は、Flash3D、OSEM-

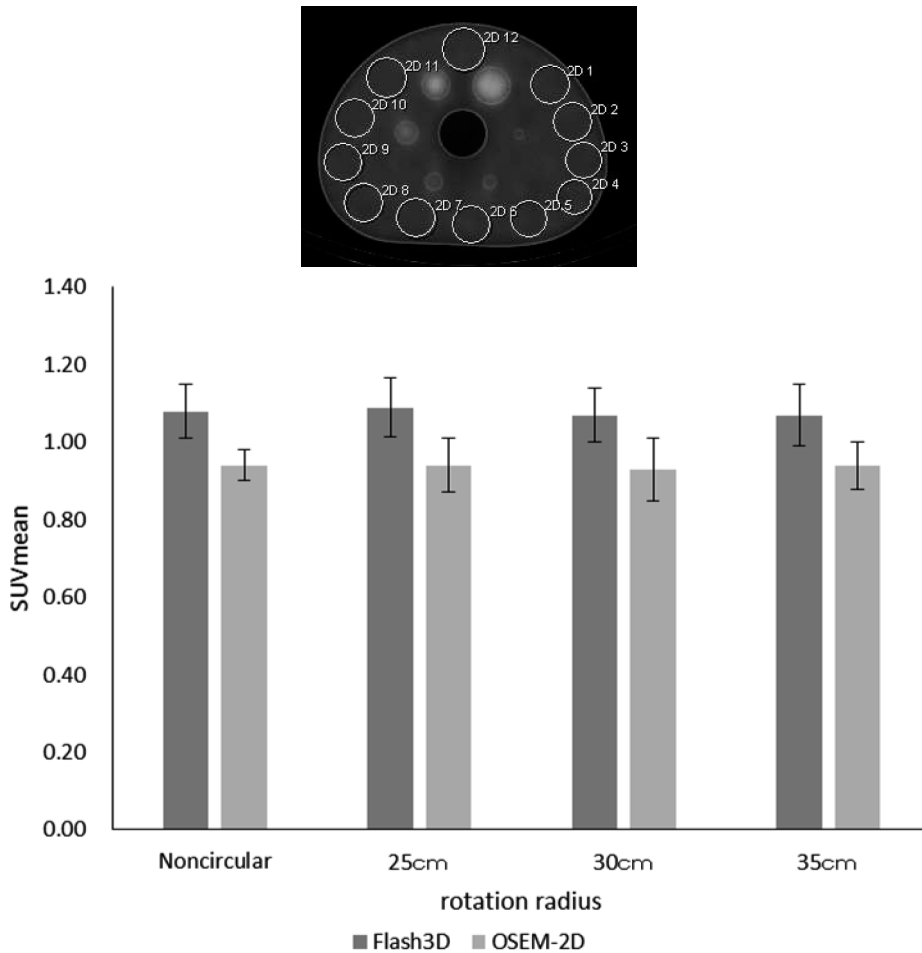


Fig. 4 The differences in the SUVmean in the background between the rotary radius of an orbit and the spatial resolution revision method.
 回転軌道半径および空間分解能補正法の違いによるバックグラウンドにおける SUVmean

2D とともに、すべての回転軌道半径で、理論値である $SUV = 1$ から 10% 以内の誤差範囲内に収まった。また、回転軌道半径が異なることにより SUVmean に差があるかどうか、一元配置分散分析の結果、Flash3D では $P = 0.91$ 、OSEM-2D では $P = 0.51$ となり、回転軌道半径による有意差を認めなかった。

以上から、骨 SPECT/CT 検査では、自動近接収集、Flash3D で画像再構成し、SUV を算出することとした。

3-3. 患者背景が SUVmean に及ぼす影響

Table 1 (a) に、算出部位毎の SUVmax, SUVpeak, SUVmean の平均と標準偏差、および

95% 信頼区間を示す。変動因子の検討は最も変動の少ない、SUVmean にて行うこととした。

Table 1 (b) に、性別が異なることにより、各部位の SUVmean に差があるかどうかの検定結果、および体重、年齢と SUVmean の相関関係を示す。t 検定の結果、頸椎、胸骨、肋骨では性別による有意差を認め、男性の SUVmean が女性の SUVmean より大きい傾向を示した。胸椎、腰椎、大腿骨、恥骨では有意差を認めなかった。

体重と SUVmean の相関を調べると、ピアソンの相関係数および相関係数の有意性を検定した結果、胸骨、大腿骨、恥骨では、やや正の相関があり、肋骨では正の相関を認めた。胸骨、肋骨、大

Table 1(a) Comparison of the changes in the SUVmax, SUVpeak and SUVmean in each bone part
各骨部位における SUVmax, SUVpeak, SUVmean 変動の比較

n = 50	SUVmax		SUVpeak		SUVmean	
	mean	95% CI	mean	95% CI	mean	95% CI
Cervical vertebra	6.20 ± 1.45	5.80-6.60	5.76 ± 1.32	5.40-6.13	4.32 ± 0.95	4.06-4.59
Thoracic vertebra	7.06 ± 1.84	6.55-7.57	6.52 ± 1.67	6.06-6.98	4.75 ± 1.19	4.42-5.07
Lumber vertebra	7.06 ± 2.25	6.34-7.69	6.64 ± 2.14	6.05-7.24	4.55 ± 1.21	4.22-4.89
Sternum	5.50 ± 1.76	5.02-5.99	4.80 ± 1.48	4.39-5.21	3.05 ± 0.95	2.79-3.32
Rib	2.56 ± 0.93	2.30-2.82	2.17 ± 0.79	1.95-2.39	1.45 ± 0.50	1.31-1.58
Thigh bone	3.66 ± 1.18	3.34-3.99	3.38 ± 1.05	3.09-3.37	2.13 ± 0.71	1.94-2.33
Pubis	4.21 ± 2.36	3.55-4.86	3.49 ± 1.37	3.11-3.87	2.28 ± 0.87	2.03-2.52

Table 1(b) Correlations of gender, age, body weight and SUVmean in each bone part
各骨部位における性別, 年齢, 体重と SUVmean との相関

	sexuality		P values	weight		age	
	male	female		Pearson	Significance	Pearson	Significance
Cervical vertebra	4.26	3.74	<0.05	0.203	n.s.	0.068	n.s.
Thoracic vertebra	4.55	4.30	n.s.	0.171	n.s.	0.092	n.s.
Lumber vertebra	4.46	4.14	n.s.	0.067	n.s.	0.157	n.s.
Sternum	3.03	2.35	<0.05	0.259	<0.05	0.270	n.s.
Rib	1.41	1.02	<0.05	0.475	<0.05	0.016	n.s.
Thigh bone	2.09	2.26	n.s.	0.346	<0.05	0.126	n.s.
Pubis	2.24	2.26	n.s.	0.285	<0.05	0.172	n.s.

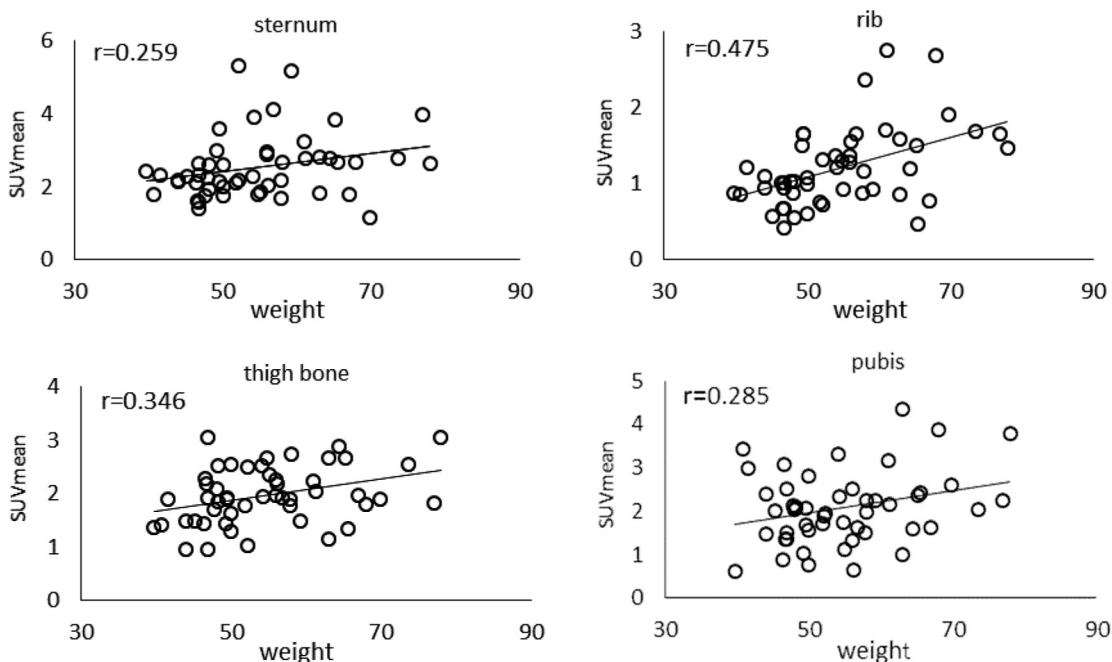


Fig. 5 The relations with weight and SUVmean in each bone part.
各骨部位における体重と SUVmean との関係

腿骨、恥骨について体重と SUVmean の散布図を Fig. 5 に示す。

年齢と SUVmean では、ピアソンの相関係数とその有意性を検定した結果、全ての部位で年齢と SUVmean に有意な相関がなかった。

4. 考 察

Hot 球の視認性および SUVmax は、回転軌道半径の拡大に従い低下する傾向を示したが、バックグラウンドの SUVmean は回転軌道半径による差を認めなかった。これらのデータから、回転軌道半径拡大により QNR が低下し、空間分解能補正を行っても、QNR 低下の影響が完全に防げるわけではないことが示唆された。直径 28 mm の Hot 球では空間分解能補正により理論値である SUV=4 に近い値を示したが、それより大きなサイズでは過大評価、小さなサイズでは過小評価となった。過大評価は、SUVmax を評価指標としたことによる統計ノイズの影響もしくは空間分解能補正による過補正の影響が考えられる。今後は、これらの因子を個々に検証する必要がある。しかしながら、OSEM-2D での画像再構成の場合は、Flash3D の画像再構成の場合と比べて、小さい Hot 球で過小評価への影響が大きくなったことから、定量性の観点からは、Flash3D を用いる必要があると考えられた。他方、バックグラウンドの SUVmean は空間分解能の低下の影響を受けないため、有意差がなかったと考えられる。以上の結果から、SUV を用いて小さな骨転移病変等を対象とした骨 SPECT-CT 検査の定量評価をする場合、自動近接撮像、体軸方向からの入射放射線も考慮した Flash3D で画像再構成する必要がある。しかし、空間分解能補正にも限界があり、回転軌道半径の影響は完全に排除出来ないことを考慮すべきである。

正常な骨 SUV を算出する事で、骨疾患に対する治療反応の評価を行える可能性が指摘されており⁶⁾、その際、様々な患者背景を考慮した部位ごとの正常骨 SUV を評価する必要がある。正常部の SUV は過去に 2-deoxy-2-[¹⁸F]-fluoro-D-glucose (FDG) で報告されているが¹⁰⁾、^{99m}Tc-HMDP での SUV は報告されていない。我々は、今回正常部位を SUVmean で評価した。以前に我々のグ

ループは、正常部位の ^{99m}Tc-HMDP の SUV を GI-BONE テクニカルインフォメーションにおいて報告したが¹¹⁾、その際、臨床的に診断で汎用される SUVpeak で評価を行った。本研究では、FDG での正常部 SUV の評価法に準じて SUVmean にて評価を行った。また、SUVmean は、ノイズの影響を受けにくく、性差や体重、年齢の影響をより正確に反映すると考えた。骨 SPECT/CT 検査の50症例から算出した各部位の SUVmean は、転移を有しないが多少に関わらず変性を有する症例が含まれていることから、Table 1 に示すように症例間のばらつきを認めた。特に、椎体では加齢等による仮骨形成や骨ミネラル量の変化による影響が大きいものと推察された¹²⁻¹⁴⁾。各部位の性別毎の SUVmean は、大腿骨と恥骨を除けば、男性が女性より大きな値を示し、性差が変動因子となる。体重が増加するにつれて SUVmean が大きくなる傾向にあり、椎体を除く胸骨、肋骨、大腿骨、恥骨に有意な正の相関を認め、体重が変動因子となり得ると考えられた。これらは、骨 SPECT-CT 検査による SUV がこれらの差を算出できる精度を担保しているとも考えられる。しかし、椎体では変性の影響が大きく相関を認めなかった。また、年齢と SUVmean でも相関を認めなかった。骨疾患での定量化には、これらの患者背景が定量値に影響を及ぼす可能性を考慮する必要がある。

今後、症例数を増やし、関心領域の設定方法や SUV の正規化パラメータ（体重に変えて、除脂肪体重を用いるなど）も含めて検討する必要があると考えられた。

5. 結 論

転移検索等で小病変の評価が要求される骨 SPECT-CT 検査において、SUV を算出する場合、自動近接撮像で収集し、空間分解能補正を行って画像再構成する必要がある。

また、性別・部位・体重は、正常骨 SPECT/CT 検査における SUV の変動要因であることが明らかとなった。臨床利用する際には、それらの影響因子に留意して評価する必要がある。

引用文献 (references)

- 1) 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*, Jun; **51**(6): 921-8, 2010
- 2) 大西英雄, 飯田忠行, 松尾 悟, 他: 逐次近似再構成法における分解能・統計雑音および最適逐次回数に基づく基礎的検討. *日本放射線技術学会雑誌*, **57**(11): 1365-1371, 2001
- 3) 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. *日本放射線技術学会雑誌*, **68**(6): 686-696, 2012
- 4) 前田幸人, 長木昭男, 古味省宏, 他: ボディファントムを用いた SPECT 位置分解能補正組込 OSEM 再構成法についての基礎的検討. *日本放射線技術学会雑誌*, **71**(11): 1070-1079, 2015
- 5) Suh MS, Lee WW, Kim YK, et al: Maximum Standardized Uptake Value of ^{99m}Tc Hydroxymethylene Diphosphonate SPECT/CT for the Evaluation of Temporomandibular Joint Disorder. *Radiology*, Mar **31**: 152294, 2016
- 6) Win AZ, Aparici CM: Normal SUV Values Measured from NaF18-PET/CT Bone Scan Studies. *PLoS One*, **9**(9): e108429, 2014
- 7) 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. *核医学技術*, **36**(1): 61-68, 2016
- 8) 大崎洋充: 定量値算出ソフトウェア (薬剤メーカー). *核医学技術*, **36**(1): 59-60, 2016
- 9) 松本圭一, 遠藤啓吾: 二種類の FDG-PET ガイドラインに対応した解析ソフトウェアパッケージの開発. *日本放射線技術学会雑誌*, **69**(6): 648-654, 2013
- 10) Zincirkeser S, Sahin E, Halac M, et al: Standardized uptake values of normal organs on ^{18}F -fluorodeoxyglucose positron emission tomography and computed tomography imaging. *J Int Med Res*, Mar-Apr; **35**(2): 231-6, 2007
- 11) 中原理紀, 飯森隆志, 澤田晃一, 他: GI-BONE テクニカルインフォメーション. *日本メジフィジックス株式会社*, 6-8, 2015
- 12) 田邊正忠: 骨・関節の核医学診断. *金芳堂*, 11-21, 1997
- 13) Kanishi D: ^{99m}Tc -MDP accumulation mechanisms in bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad*, **75**: 239-246, 1992
- 14) 香西大介, 神部芳則, 若尾博美, 他: ^{99m}Tc -MDP の骨組織への集積機序 (第一報) マウス胎仔頭蓋冠を用いての検討. *日口科会誌*, **41**: 456-464, 1992