

Becquerel calibration factor 測定方法の違いが SPECT-SUV 算出精度に与える影響

深見 光葉¹⁾ 横山 奈々¹⁾
松友 紀和^{1, 2)} 山本 智朗^{1, 2)}

1) 杏林大学保健学部 診療放射線技術学科

2) 杏林大学大学院 保健学研究科

Impact of Measurement Conditions for Becquerel Calibration Factor in Quantitative SPECT Imaging

Mitsuha FUKAMI¹⁾, Nana YOKOYAMA¹⁾,

Norikazu MATSUTOMO^{1, 2)} and Tomoaki YAMAMOTO^{1, 2)}

1) Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University

2) Graduate School of Health Sciences, Department of Medical Radiological Technology,
Faculty of Health Sciences, Kyorin University

(article received : Dec 22, 2020)

Key words: Calibration factor, Calibration procedure, Standardized uptake value, Quantitative analysis,
Quality control

1. 緒言 (はじめに)

Standardized uptake value (SUV) は, Positron emission tomography (PET) 検査で使用されている半定量指標で, 治療効果判定や転移再発診断に広く用いられている^{1~3)}。近年, 装置や補正技術の高性能化により Single photon emission computed tomography (SPECT) 検査でも SUV (SPECT-SUV) の算出が可能となった。Suh らは, 乳癌及び前立腺癌の骨転移における骨代謝の定量化について SPECT-SUV の有用性を報告している⁴⁾。また, Beck らは治療効果判定において視覚評価よりも SPECT-SUV を用いることで読影医の診断に一貫性がみられたと報告している⁵⁾。このように SPECT-SUV は, 集積強度を数値指標として評価できるため, その臨床的有用性が期待されている。

SPECT-SUV は, 撮像開始時の投与量と体重で正規化した SPECT カウントに校正係数 (Becquerel calibration factor : BCF) を乗算または除算することで求められる⁶⁾。BCF は, SPECT 装置から得られる測定値 (SPECT カウント) を放射エネルギー (Bq)

に変換するための係数で, SPECT 定量精度に大きく寄与する⁷⁾。この BCF の算出には装置のシステム感度を使用する方法と円柱ファントムを用いる方法がある⁸⁾。現在, 臨床で用いられている SPECT-SUV 算出ソフトである GI-BONE は, 円柱ファントムを用いて BCF を算出している⁹⁾。しかし, この BCF を算出する際の円柱ファントムの大きさや SPECT カウントを算出するための関心領域 (region of interest : ROI) の設定方法は確立されていない。BCF は SPECT カウントと放射エネルギーの比で表されるため, ファントムサイズや ROI 設定は BCF のみならず SPECT-SUV に影響を及ぼす可能性がある。

また, BCF を算出する際に, 散乱線補正や減弱補正の適応について制限がなく, どのような処理条件でも SPECT-SUV を算出することができる。これら補正の有無は, SPECT カウントを大きく変化させるため, 補正の組み合わせを含めた BCF の測定方法を検証する必要がある。

本研究では, BCF 算出方法の違いが SPECT-SUV 算出精度に与える影響を明らかにし,

SPECT-SUV を正確に算出するための BCF 測定方法を考察した。

2. 方 法

2-1. 使用機器およびファントム

SPECT/CT 装置は 2 検出器型 SPECT/CT 装置 Infinia8 Hawkey4（GE ヘルスケア社製）で、コリメータに低エネルギー高分解能型を使用した。キュリーメータは IGC-7（日立製作所社製）を使用した。放射性核種は ^{99m}Tc で、BCF の算出には京都科学社製の IB-20 型 (Small), JSP 型 (Medium), JS-10 型 (Large) を使用した (Fig. 1)。ファントムサイズと封入した放射量を Table 1 に示す。SPECT-SUV 算出に使用したファントムは、PET-CT ファントム (Data Spectrum 社製) で、画像再構成には Xeleris ver. 3.1 (GE ヘルスケア社製) を用い、BCF と SPECT-SUV の算出は GI-BONE (AZE 社製) で行った。

2-2. 収集処理条件

SPECT 収集は、Step and shoot 法で 360 度円軌道収集、回転半径 25 cm、ステップ角度 6 度、収

集時間は 1 view あたり 30 秒で行った。エネルギーウィンドウは $140\text{ keV} \pm 10\%$ (メインウィンドウ) と $120\text{ keV} \pm 10\%$ (サブウィンドウ) とした。マトリクスサイズは 128×128 、ピクセルサイズ 4.42 mm とし、画像再構成法は ordered subset expectation maximization 法を使用した。再構成条件はイタレーション回数 5、サブセット 10 で、散乱線補正 (scatter correction : SC) に Dual energy window 法、減弱補正 (attenuation correction : AC) に CTAC、コリメータ開口補正 (resolution recovery : RR) に Evolution for bone を使用し、補正条件の組み合わせは ACSCRR, ACRR, RR とした。また、ノイズ除去フィルタとして遮断周波数 0.40 cycles/cm 、パワーファクタ 10 のバターワースフィルタを使用した。CT の撮影条件は、管電圧 120 kV、管電流 2.5 mA、ヘリカルピッチ 1.9、X 線管回転周期 2.6 RPM とした。

2-3. ファントムサイズと BCF の関係

各ファントム (Small, Medium, Large) の SPECT 画像に ROI を設定して平均 SPECT カウント [counts/pixel] を求めて BCF [Bq/(counts/sec)] を算出した。ROI サイズはファントム直径の 70% とし、式 (1) から算出した。

$$\text{BCF} = (\text{スキャン開始時放射能 [Bq]} \times \text{スキャン時間 [sec]} \times 1 \text{ pixel の体積 [cm}^3]) / (\text{VOI 内平均カウント [counts]} \times \text{ファントム容積 [cm}^3]) \dots \dots \dots (1)$$

ここで、スキャン開始時放射能は各円柱ファントムに封入した放射量である。BCF はファントム中心スライスから前後 2 スライスで測定を行い、計 5 スライスに対する BCF の平均値と標準偏差を比較した。

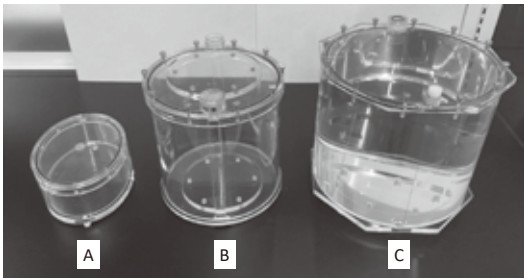
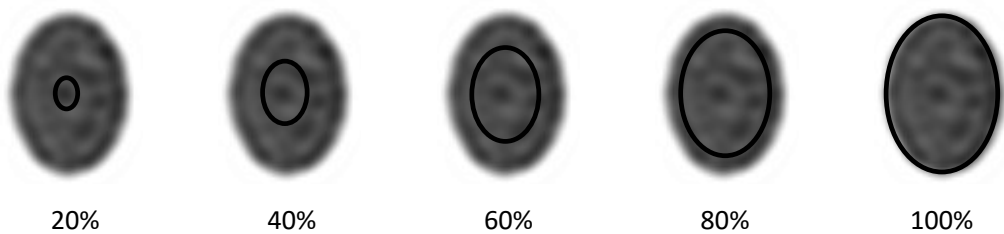


Fig. 1 BCF 算出用ファントム
(A) Small, (B) Medium, (C) Large
Small は IB-20 型, Medium は JSP 型, Large は JS-10 型を使用した。

Table 1 ファントムサイズと封入量

	Phantom size		
	Small	Medium	Large
Size [mm]	major axis : 204 minor axis : 152 height : 108	length : 200 height : 200	length : 248 height : 210
shape	elliptic cylinder	Cylinder	Cylinder
Volume [mL]	2482	6283	10144
Activity [MBq]	45.7	54.7	69.6

Small



Medium, Large

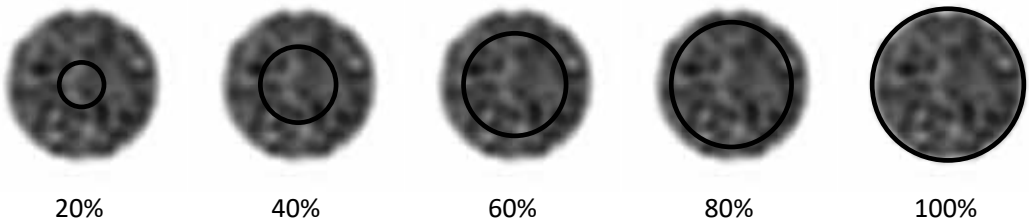


Fig. 2 楕円柱と円柱ファントムにおける BCF 測定時の ROI サイズ

ROI サイズはファントム直径の20%から100%となるように10%ごとに設定した。図には偶数サイズのみ記載し、奇数サイズは省略した。

2-4. ROI サイズと BCF の関係

ファントム直径の20%から100%となるように10%間隔でROIを設定してBCFを算出した(**Fig. 2**)。対象としたファントムサイズはMediumで、5スライスに対するBCFの平均値と標準偏差を求めた。また、変動係数(percent coefficient of variation: %CV)を式(2)から算出してBCFの変動を評価した。

$$\%CV = \frac{\text{BCFの標準偏差}}{\text{平均BCF}} \times 100\% \dots\dots\dots (2)$$

2-5. SPECT-SUV 算出

^{99m}Tc 水溶液(22.44 kBq/mL)を封入したPET-CTファントムを撮像し、得られたSPECT画像からSUVmeanを測定した。収集処理条件はBCF測定と同様の条件とし、PET-CTファントムのバックグラウンド部に直径30 mmのROIを10カ所配置し、平均SPECTカウント[counts/pixel]を算出した(**Fig. 3**)。ファントムサイズの影響を評価する際のBCFは、ROIサイズ70%で算出し、ROIサイズの影響を評価する場合にはMediumファントムを使用した。SUVmean算出式(3)を以下に示す。

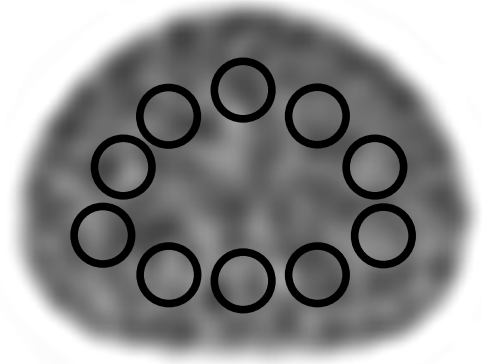


Fig. 3 SPECT-SUV 測定における ROI の配置

$$\text{SUVmean} = \frac{(\text{平均 SPECT カウント} [\text{counts}] \times \text{BCF} \times \text{ファントム体積} [\text{cm}^3])}{(\text{スキャン開始時放射能} [\text{Bq}] \times \text{スキャン時間} [\text{sec}] \times 1 \text{ pixel の体積} [\text{cm}^3])} \dots\dots\dots (3)$$

ここで、水1 mLを1 gとし、ファントム体積は9,700 mL、スキャン開始時放射能は7.95 kBq/mLである。SUVmeanの比較は、平均値±標準偏差と%CVで行った。また、10カ所のSUVmeanを測定しファントムサイズによる統計解析をおこなった。統計解析法はTukey-Kramer法で、有意水準を5%とした。

3. 結 果

3-1. ファントムサイズと BCF

各ファントムで測定した BCF を **Table 2** に示す。RR のみを使用した場合，ファントムサイズが大きくなるにつれて BCF は増加した。ACSCRR と ACRR では，Medium ファントムと Large ファントムの BCF に大きな差は認められなかった。一方，Small ファントムではすべての再構成条件において他のファントムサイズよりも低値を示した。

3-2. ROI サイズと BCF

ファントムサイズ Medium について ROI サイズを変化させた場合の BCF と %CV を **Fig. 4** に示す。ACSCRR と ACRR では，ROI サイズ 20% から 90% において BCF は大きく変化しなかったが，ROI サイズ 100% でわずかに高値を示した (**Fig. 4A, 4B**)。一方，RR では ROI サイズが大きくなるにつれて BCF は低下した (**Fig. 4C**)。

ROI サイズを変化させた場合の %CV は，すべての再構成条件において ROI サイズが大きくなるにつれて低下し，ROI サイズ 60% 以上でおお

Table 2 各ファントムサイズと再構成条件が BCF に与える影響

	Phantom size		
	Small	Medium	Large
ACSCRR	1432.59 ± 25.18	2894.67 ± 39.28	2914.23 ± 11.29
ACRR	1209.64 ± 12.22	2205.61 ± 10.14	2173.75 ± 23.31
RR	3909.79 ± 22.88	8707.03 ± 49.74	11120.55 ± 48.94

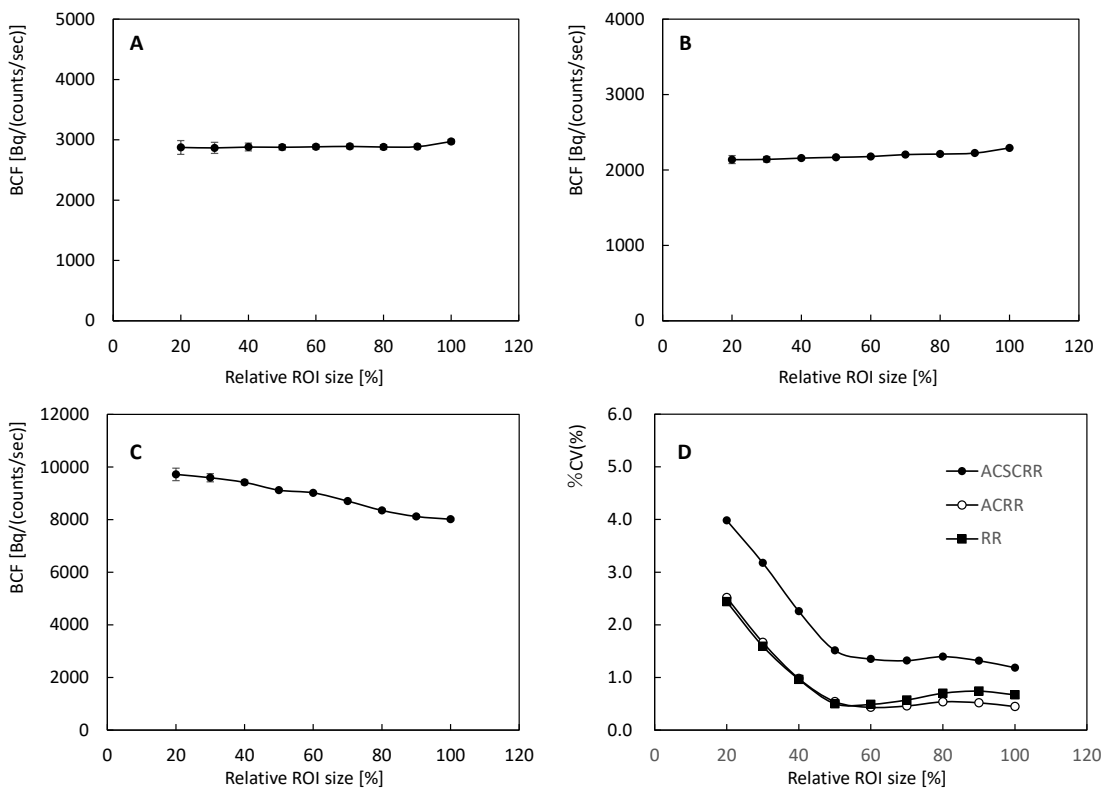


Fig. 4 ROI サイズを変化させた場合の BCF と %CV

(A) ACSCRR, (B) ACRR, (C) RR, (D) %CV。ACSCRR と ACRR の BCF について ROI サイズの影響はわずかであったが，RR では ROI サイズが大きくなるにつれて BCF は低下した。また，%CV は，すべての再構成条件において ROI サイズが大きくなるにつれて低下し，ROI サイズ 60% 以上でおおむね一定となった。

むね一定となった (Fig. 4D)。また, ACSCRR では他の再構成条件と比較し高値を示した。

3-3. SPECT-SUV

ファントムサイズが異なる BCF を使用した場合の SUVmean を Fig. 5 に示す。Small ファントムを用いて算出した SUVmean は, p 値 <0.01 となり他のファントムサイズに比較して有意に低値を示した。ACSCRR と ACRR では, Medium ファントムと Large ファントムで算出した SUVmean に有意差は認められなかった。ACSCRR における SUVmean は 0.49 (Small), 0.99 (Medium), 1.00

(Large) となり, Medium ファントムと Large ファントムで理論値 (SUV=1) に近い結果を示した。しかし, 散乱線補正や減弱補正を行っていない RR では p 値 <0.01 となりファントムサイズにより SUVmean に有意差が認められた。

Fig. 6 に ROI サイズを変化させた場合の SUVmean と %CV を示す。SUVmean における最大の変化は, ACSCRR で 3.7%, ACRR で 6.4%, ACSCRR と ACRR では ROI サイズを変化させても明らかな変化は認められなかったが, ROI サイズ 100%ではわずかに高値を示した。一方, RR

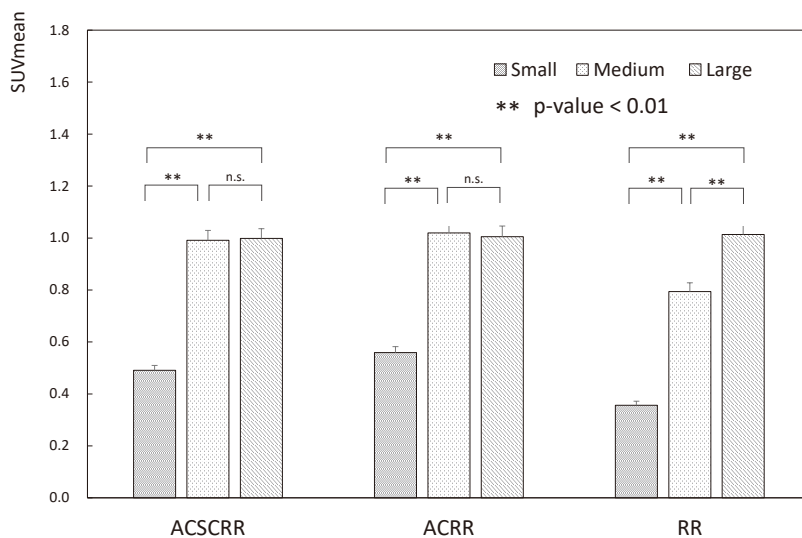


Fig. 5 ファントムサイズと SUVmean の関係
再構成条件 ACSCRR と ACRR において Medium ファントムと Large ファントムの SUVmean は理論値 (SUV=1) に近い値を示した。

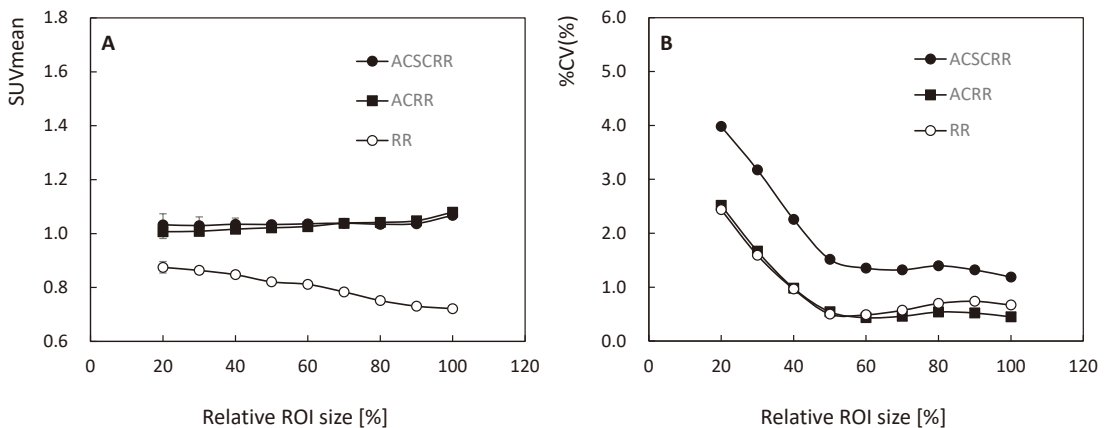


Fig. 6 ROI サイズを変化させた場合の SUVmean と %CV
(A) SUVmean, (B) %CV. ACSCRR と ACRR の SUVmean は ROI サイズを変化させても明らかな変化は認められなかったが RR では低下した。SUVmean の %CV は ROI サイズ 60% 以上で一定となった。

では最大の変化は20.8%であり, ROI サイズが大きくなるにつれて SUVmean は低下した。また, すべての補正条件について ROI サイズが小さい場合に SUVmean の %CV は高値を示し, ROI サイズ60%以上でおおよそ一定値を示した。

4. 考 察

本研究では, BCF 測定方法の違いが SPECT-SUV 算出精度に与える影響を評価した。SPECT-SUV は, BCF を測定する際のファントムサイズと ROI サイズにより大きく変化し, BCF を測定したファントムサイズが Medium と Large の場合に SUVmean は理論値を示した。ROI サイズをファントム直径の60%から90%程度に設定することで変動の少ない SUVmean が算出可能であった。

ファントムサイズの影響について, Medium ファントムと Large ファントムの BCF は, 散乱線補正と減弱補正を行うことで同程度の値を示したが, RR では Medium ファントムと Large ファントムで異なる結果となった。SPECT では吸収や散乱といった人体とガンマ線の相互作用を軽減するために, 散乱線補正や減弱補正が行われている。これら補正が適切に行われていれば理論上, 封入した放射能量と SPECT カウントは比例関係となるため¹⁰⁾, BCF はファントムサイズに依存しないことになる。そのため Medium ファントムと Large ファントムの BCF は吸収や散乱の影響が補正により解消されて同程度の値になったと考える。しかし, Small ファントムの BCF は補正条件によらず他のファントムよりも低値を示した。散乱線補正や減弱補正は SPECT の定量精度や画質を保つうえで重要な役割を持っており¹¹⁾, 本研究で使用した散乱線補正や CT 減弱補正の精度に関して検証を行う必要がある。

散乱線補正と減弱補正を行った BCF は, ROI サイズを変えても変化しなかったが, 散乱線補正と減弱補正を行わない場合では, ROI サイズを大きくすることで BCF は低下した。RR では減弱補正を行っていないため, ファントム中心の SPECT カウントは低下する。そのため ROI サイズによって BCF が大きく変化したと考える。散乱線補正と減弱補正を行うことで ROI サイズの影響は軽減されたが, BCF のスライスごとの変

動(%CV)はROIサイズが小さい場合に大きく, ROI サイズを大きくすることで小さくなった。BCF は設定された ROI 内の SPECT カウントから直接算出されるため, BCF を安定して算出するには ROI サイズをファントム直径の60%以上に設定する必要性が示唆された。サイズ100%では BCF が高値を示す傾向にあった。これはギブス効果によるエッジ部分の SPECT カウント増加¹²⁾が要因であると考ええる。以上のことから, BCF を算出する際の ROI サイズは60%から90%程度に設定するのが妥当であると考ええる。

Small ファントムを使用した SUVmean は, 他のファントムに比較して有意に低値を示した。これは BCF を算出したファントムサイズと SUVmean を求めたファントムサイズにミスマッチが生じたためと考える。三村らは, 頭部 SPECT において頭部相当の大きさと頭部に類似した形状のファントムを用いることで定量性が担保できると報告している¹³⁾。本研究で SUVmean が理論値である1となったファントムサイズは, Medium と Large であった。先行研究の結果とあわせて, 体幹部 SPECT に対する BCF 測定では, 人体に相当する大きさのファントムの使用が妥当であると考ええる。

散乱線補正と減弱補正をおこなった場合, SUVmean において ROI サイズの影響はわずかであった。しかし ROI サイズが小さくなることで SUVmean の変動(%CV)は大きくなり, ROI サイズ100%では SUVmean そのものが高くなる傾向にあった。これは前述した BCF の影響によるものであり, SUVmean 算出精度の面からも ROI サイズは60%から90%程度が望ましいと言える。散乱線補正と減弱補正を行った際の ROI サイズに対する SUVmean の変化は最大で3.7%程度であったが, 再現性良く SUV による定量評価を行うには, BCF を測定する ROI サイズを一定にする必要がある。

散乱線補正と減弱補正を行わない場合の SUVmean は, 理論値を示すことなく ROI サイズとともに低下した。また, BCF を測定するファントムサイズによっても異なる値を示した。Beiley らは散乱線補正と減弱補正を行った場合の定量誤差は10%以内と報告している¹⁴⁾。また, Fukami

らは骨 SPECT について画像再構成条件の最適化を行い、イタレーション回数により SUVmean は約 30% 変化したと報告している¹⁵⁾。本研究において散乱線補正と減弱補正を行わない場合の SUVmean は、ファントムサイズにより 65% 程度、ROI サイズが変わることで 20% 程度変化した。この結果は、SPECT-SUV による定量評価において BCF 測定の重要性のみならず、散乱線補正と減弱補正の重要性を示していると考ええる。

本邦における SPECT/CT 装置の普及率は 46.6% と低く¹⁶⁾、不均一吸収体に対して減弱補正を行うことができない施設が多い。SPECT-SUV の算出はあくまでも四則演算であり、補正の有無にかかわらず算出可能である。しかし、SPECT-SUV を再現性よく正確に算出するためには、散乱線補正と減弱補正の実施が必須であり、補正を行っていない SPECT-SUV は不正確な半定量値として捉える必要がある。

本研究の結果から、ファントムサイズや ROI サイズ、補正の有無が SPECT-SUV に大きく影響を与えることが明らかになった。しかし、本研究はファントムデータによる検証である。今後は臨床データを用いた検証が必要である。また、本研究では適切な画像再構成条件については検証を行っていない。画像再構成条件は定量精度に影響を与える可能性があるため、画像再構成条件についてもさらなる検証が必要である。

5. 結 論

BCF 測定方法の違いが SPECT-SUV 算出精度に与える影響を検討した。ファントムサイズと ROI サイズにより SPECT-SUV は有意に変化した。BCF 算出には、人体と同等サイズのファントムを使用し、ROI サイズをファントム直径の 60% から 90% 程度に設定して測定することが望ましい。

本研究に関して開示すべき利益相反はない。

引用文献 (references)

1) 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

2) 三輪建太, 高橋裕人, 宮司典明, 他. 核医学検査における半定量指標の精度と臨床利用. 医学物理 2018 ; **38** (2) : 79-84

3) Kaneta T, Ogawa M, Daisaki H, et al. SUV measurement of normal vertebrae using SPECT/CT with Tc-99m methylene diphosphonate. Am J Nucl Mol Imaging 2016 ; **6** (5) : 262-268

4) Beck M, Sanders JC, Ritt P, et al. Longitudinal analysis of bone metabolism using SPECT/CT and ^{99m}Tc-diphosphonopropanedicarboxylic acid : comparison of visual and quantitative analysis. EJNMMI 2016 ; **6** (60)

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 2016 ; 890-896

6) 北 章延, 杉本勝也, 小坂信之, 他. 骨 SPECT 検査の定量値算出における放射線量実測手技の省略化. 日放技学誌 2019 ; **75** (10) : 1158-1164

7) Zeintl J, Vija AH, Yahil A, Hornegger J, et al. Quantitative accuracy of clinical 99mTc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. J Nucl Med 2010 ; **51** : 921-928

8) 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

9) 宮司典明, 梅田拓朗, 三輪建太. 骨 SPECT 定量実測の校正について. 核医技 2016 ; **36** (1) : 69-72

10) 渡部浩司. SPECT の定量化と標準化. Med Imag Tech 2008 ; **26** (1) : 9-13

11) Ritt P, Vija H, Hornegger J, et al. Absolute quantification in SPECT. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2011 ; **38** (1) : 69-77

12) Hideo O, Nobutoku M, Koichi F, et al. Quantitative performance of advanced resolution recovery strategies on SPECT images : evaluation with use of digital phantom models. Radiol Phys Technol 2013 ; **6** (1) : 42-53

13) 三村浩朗. 脳血流測定における Cross calibration について. 核医技 1994 ; **14** (4) : 248-249

14) Bailey DL, Willowson KP. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications. J Nucl Med 2013 ; **54** (1) : 83-89

15) Fukami M, Matsutomo N, Yamamoto T. Optimization of number of iterations as a reconstruction parameter in bone SPECT imaging using a novel thoracic spine phantom. J Nucl Med Technol, In press

16) 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 2020 ; **76** (3) : 285-294