

# PET 装置の構成および性能と散乱成分の関係

細川 翔太<sup>1)</sup> 井上 一雅<sup>2)</sup> 高橋 康幸<sup>1)</sup>  
 加納 大輔<sup>3,4)</sup> 中神 佳宏<sup>5,6)</sup> 中澤 脩人<sup>2)</sup>  
 渡辺 侑也<sup>1,7)</sup> 白川 浩二<sup>8)</sup> 福士 政広<sup>2)</sup>

1) 弘前大学, 2) 首都大学東京 (現 東京都立大学),

3) 国立がん研究センター東病院, 4) 東京医科歯科大学, 5) 獨協医科大学,

6) 横浜市立大学, 7) 西台クリニック, 8) 弘前大学医学部附属病院

## Relationship Between the Nature of Scattered Ray and the Performance or Structure of PET Devices.

Shota HOSOKAWA<sup>1)</sup>, Kazumasa INOUE<sup>2)</sup>, Yasuyuki TAKAHASHI<sup>1)</sup>,  
 Daisuke KANO<sup>3,4)</sup>, Yoshihiro NAKAGAMI<sup>5,6)</sup>, Shuto NAKAZAWA<sup>2)</sup>,  
 Yuya WATANABE<sup>1,7)</sup>, Koji SHIRAKAWA<sup>8)</sup> and Masahiro FUKUSHI<sup>2)</sup>

1) Hirosaki university, 2) Tokyo metropolitan university, 3) National cancer center hospital east,

4) Tokyo medical and dental university, 5) Dokkyo medical university 6) Yokohama city university,

7) Nishidai clinic, 8) Hirosaki university hospital

(article received : Dec 26 2019)

**Key words :** PET/CT, Fluorodeoxyglucose, Scatter correction, Monte Carlo simulation, Clinical data

### 1. 緒 言

本邦において fluorodeoxyglucose-positron emission tomography (FDG-PET) 検査が保険適用となつてから15年以上が経過した。現在では約400もの PET 施設が存在し、その多くは computed tomography (CT) と組み合わせた PET/CT 装置を使用している<sup>1)</sup>。日本画像医療システム工業会の調査<sup>2)</sup>によると主要医用機器の平均使用期間は12.2年であることから、現在では買い替えを経験している施設も多いと予想される。性能の異なる PET 装置では画質や定量値は大きく異なり<sup>3)</sup>、その差が問題となることもある。現在の PET 検査の画質や定量性は様々な補正によって担保されている。その中でも散乱補正による正確な補正は難しく、課題が残っている補正の一つである。散乱補正はいくつかの手法が提案されており<sup>4)</sup>、統計学的再構成法に組み込んだ補正も行われている<sup>5)</sup>。モンテカルロシミュレーションは放射線の確率的な振る舞いを模擬するのに都合がよく、広く用いられて

いる。現在の散乱補正はシミュレーションを用いたものが多く、一回散乱のみを計算する single scatter simulation (SSS) 法<sup>6)</sup>がベースになっている。しかし、一回散乱の割合は装置の構成や性能、被写体サイズ等に依存すると考えられる。また、SSS 法では撮像範囲外の散乱成分の推定は困難であるため複数エネルギーウィンドウを用いた手法<sup>7)</sup>と組み合わせる (hybrid 法) などの試みがなされているが、得られたカウントから散乱成分を正確に推定し完全に除去することは困難である。再構成画像に散乱線を残存させないためには散乱線を極力計数しないことが確実な方法であり、使用するクリスタルのエネルギー分解能の向上が望まれる。そのため、要求される性能項目の全てを高いレベルで満たすクリスタルの探索、研究が続けられている<sup>8,9)</sup>。

本稿ではいくつかの PET 装置を模擬し、構成や性能の違いによる散乱線の量や性質への影響を明らかにする。これは、PET 装置間の散乱線による影響の違い、補正の精度および画質の差を理

解する一助になると思われる。

## 2. 方 法

### 2-1. PET 装置の模擬と妥当性の検証

クリスタルの材質（BGO, LYSO）およびエンドシールドの有無といった異なる構成の PET 装置をシミュレーションにより模擬した。模擬した PET 装置は Discovery ST および Discovery ST Elite (DST および DSTe, [GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA]), Celesteion (Canon Medical Systems Corporation, Tochigi, Japan), Gemini TF (Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA) の 4 機種とした。**Table. 1** に各装置の構成および性能を示した<sup>10~17)</sup>。モンテカルロコードには Geant4 10.4 (Geant4 Collaboration)<sup>18~20)</sup> を使用した (**Fig. 1**)。模擬した PET 装置の妥当性を示すため、散乱フラクションを推定し文献値<sup>12, 15~17)</sup>と比較した。散乱フラクションは式 (1) によって算出した。

$$SF = S / (T + S) \quad (1)$$

ここで、SF は散乱フラクション、S は散乱同時計数、T は真の同時計数を示す。National electrical manufacturers association (NEMA) 規格の散乱フ

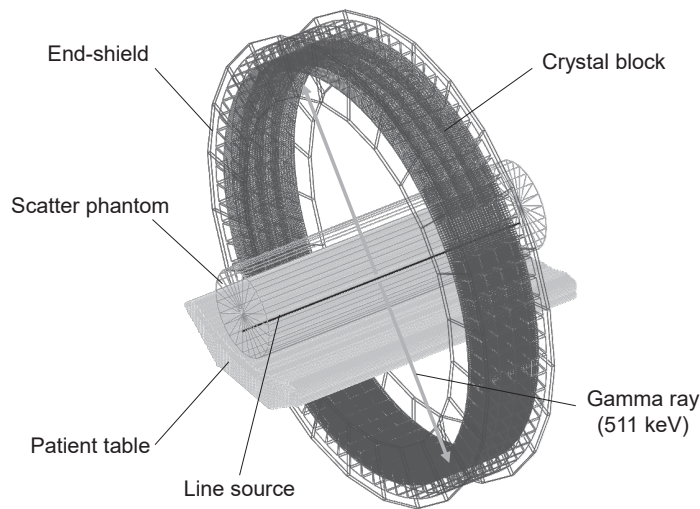
ントムに線状線源を配置し、計算の簡略化および計算時間の短縮のために<sup>18</sup>F イオンや陽電子ではなく 2 本のガンマ線を 180° 正反対に放出させた。クリスタル中におけるガンマ線の検出位置は付与エネルギーを考慮した重心計算によって求めた。2 本のガンマ線の付与エネルギーが各装置の収集エネルギー幅内であった場合に同時計数とし、line of response (LOR) の角度  $\theta$  およびガントリー中心から LOR までの距離  $r$  を求め、サイノグラム ( $r, \theta$ ) を作成した。サイノグラムの各行の最大値が中心となるように並び変え、中心（最大値位置）から  $\pm 20$  mm の位置のカウントを結び内挿によって散乱成分を推定した。

### 2-2. 臨床 PET/CT 画像の取得とシミュレーションへの組み込み

弘前大学医学部附属病院にて 2016 年 11 月から 2017 年 1 月の間に PET/CT 検査を受けられた患者 15 名（男：女 = 7：8, BMI =  $23.0 \pm 3.6$  kg/m<sup>2</sup>）の PET および CT 画像データを取得した。FDG の異常集積があった場合、撮像位置によってカウント量が偏るため、今回選出した患者固有の結果となる恐れがある。そのため、使用した

**Table 1** 模擬した 4 機種の PET 装置の構成および性能  
模擬した PET 装置の構成および性能を示した。クリスタル（エネルギー分解能）およびエンドシールドの有無といった違いを持つ 4 機種を選択した。

|                                        | Discovery ST   | Discovery ST Elite | Celesteion | Gemini TF  |
|----------------------------------------|----------------|--------------------|------------|------------|
| Crystal material                       | BGO            | BGO                | LYSO       | LYSO       |
| Crystal size (mm <sup>3</sup> )        | 6.3 × 6.3 × 30 | 4.7 × 6.3 × 30     | 4 × 4 × 12 | 4 × 4 × 22 |
| Number of crystals                     | 10,080         | 13,440             | 30,720     | 28,336     |
| Number of modules                      | 70 × 4         | 70 × 4             | 40         | 28         |
| Energy resolution (%)                  | 17             | 17                 | 12         | 12         |
| Scatter fraction                       | 0.44           | 0.34               | 0.37       | 0.30       |
| Energy window (keV)                    | 375–650        | 425–650            | 425–650    | 440–665    |
| Axial length (mm)                      | 157            | 157                | 196        | 180        |
| Trans-axial length (mm)                | 886            | 886                | 907        | 903        |
| End shield (mm) (thickness, bore size) | None           | 7,778              | None       | 25,720     |



**Fig. 1** Geant4 によるシミュレーション (OpenGL を用いた描画)  
Geant4 にて模擬した PET 装置の外観を示した。実際の計算の際には計算時間の短縮のために可視化は行わない。

患者は脳や心臓および膀胱などの生理的集積以外に異常集積のない正常例とした。本研究は弘前大学倫理委員会の承認を得て行った（承認番号：2016-047）。全ての患者は約 200 MBq の FDG が投与され、投与60分後から検査が施行された。使用装置は DSTE であり、収集時間は 3 min/bed であった。画像再構成は ordered subset expectation maximization (OSEM) を用い subset は 20, iteration は 2 とした。平滑化フィルタとして半値幅 5.14 mm のガウシアンフィルタを使用した。これら DSTE で得られた臨床 PET/CT データを模擬した 4 機種においてシミュレーション計算に使用した。CT 画像から人体を模擬したボクセルファントムを作成し、PET 画像のピクセル値を基に線源を配置した。ボクセルファントムの作成は Geant4 に内蔵されているサンプルコード (Dicom.cc をメインコードとするファイル群) をそのまま使用し、自作した PET ジオメトリを追加した。本研究では電磁相互作用の物理モデルにおいて汎用的な G4EmStandardPhysics を使用した。

### 2-3. シミュレーション計算

シミュレーションの計算範囲は、本邦のがん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン<sup>21)</sup>に記載され

ている noise equivalent count patient (NECpatient) や NEC density (NECdensity) を算出する範囲を想定して脳および膀胱が含まれない撮像位置とした (Fig. 2)。撮像位置を変えながら真の同時計数および散乱同時計数を取得し、各撮像位置における散乱フラクションを求めた。ここで、臨床データを用いて算出する散乱フラクションは各撮像位置で得られた真の同時計数と散乱同時計数の和に占める散乱同時計数の割合を意味する。なお、本研究では偶発同時計数は考慮しなかった。体軸方向の視野外散乱線の影響を明らかにするため、視野外散乱線を含む場合と除外した場合の散乱フラクションを求めた。また、散乱同時計数が計数されるまでに被写体内で起こした散乱回数も併せて求めた。シミュレーションの試行回数は各被写体において 4 機種の PET 装置で同じ回数とし、各撮像位置において得られる SF の fractional standard deviation (FSD) が 3 % 以下となるまで計算した。FSD は以下の式 (2) によって求めた。

$$FSD = S_m / m \quad (2)$$

ここで、 $m$  は SF の平均値を、 $S_m$  は  $m$  の標準偏差を表す。

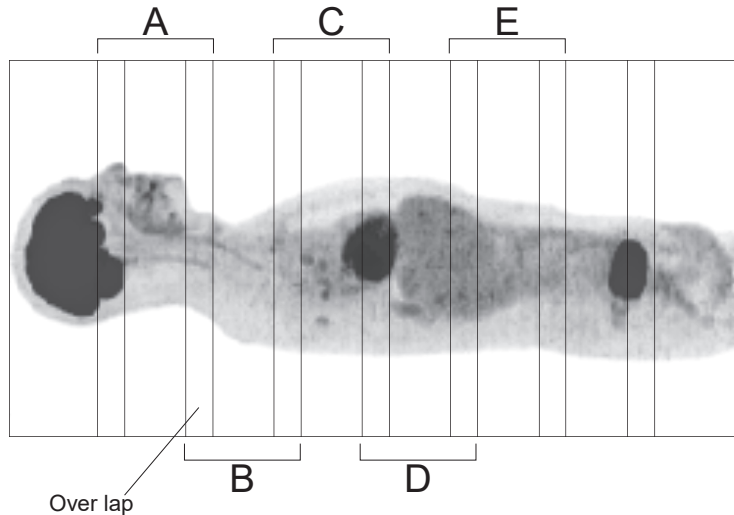


Fig. 2 シミュレーションの計算範囲

計算範囲は脳および膀胱を除いた範囲とした。被写体の身長によって 4 または 5 ベッドの範囲であった。頸部に相当するベッドを **Bed A** とし、足部に向かって **Bed B~E** とした。

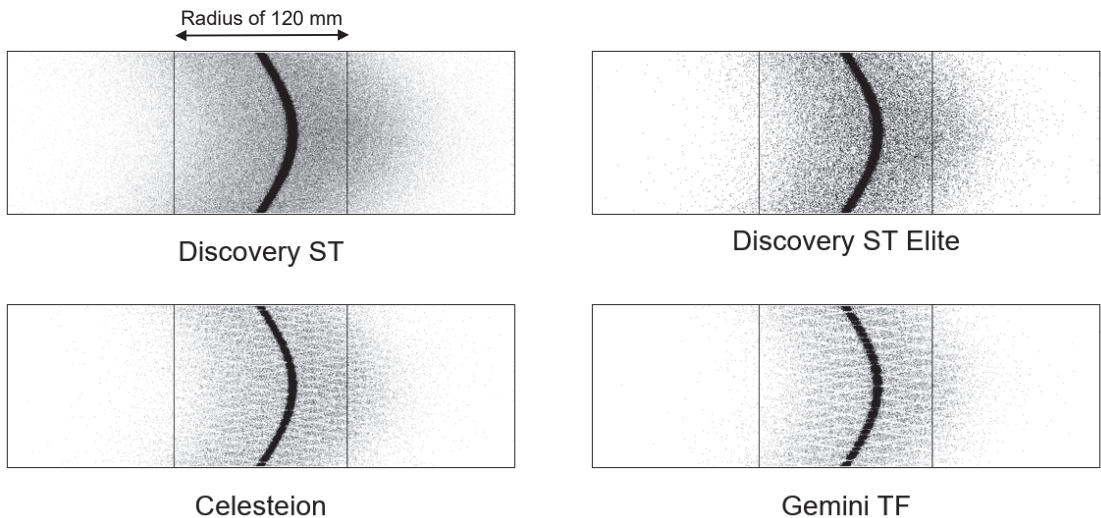


Fig. 3 線状線源を配置した散乱ファントムを撮像して得たサイノグラム

模擬した 4 機種 PET 装置を用い、散乱ファントムを用いて撮像して得られたサイノグラムを示した。散乱フラクションはガントリー中心から半径 120 mm の範囲と臨床検査の FOV サイズ（半径 350 mm）の範囲の 2 通りで、それぞれ算出した。

### 3. 結果

#### 3-1. PET 装置の模擬と妥当性の検証

模擬した 4 機種の PET 装置において散乱ファントムを撮像して得られたサイノグラムを Fig. 3 に示した。NEMA NU2-2001 の方法<sup>22)</sup>に則ってガントリー中心から半径 120 mm の範囲のカウン

トから求めた散乱フラクションは DST, DSTE, Celesteion, および Gemini TF それぞれ 0.44, 0.34, 0.37, および 0.31 であった。そのため、文献値の散乱フラクションと比較して相対誤差はそれぞれ 0 %<sup>15)</sup>, 0 %<sup>16)</sup>, 0 %<sup>12)</sup>, および 3.3 %<sup>17)</sup> であった。ガントリー中心から 120 mm 以上離れてカウントされる信号の割合は DST, DSTE,

Celesteion, および Gemini TF の順で大きかった。散乱フラクションの算出に使用するカウンターの範囲を半径 120 mm から臨床検査を想定した field of view (FOV) サイズ (半径 350 mm) まで広げた場合, 散乱フラクションは DST, DSTE, Celesteion, および Gemini TF でそれぞれ 0.52 (1.18倍), 0.38 (1.12倍), 0.41 (1.11倍), および 0.33 (1.06倍) に増加した。

### 3-2. 臨床 PET/CT 画像を組み込んだシミュレーション

各撮像位置において同時計数された線源の体軸方向分布を Fig. 4 に示した。本研究では極端なやせ型や肥満型は含まれなかったが, 比較的やせ型 (BMI: 20) と肥満型 (BMI: 29) の 2 名の結果を図に示した。やせ型と肥満型における散乱線の割合および計数量の違い (試行回数は両者共に 1,300~1,350 万回 /bed で同等) が確認され

た。患者は身長の違いによって撮像 bed 数が異なり Fig. 4a のように 8 bed で撮像された患者と, Fig. 4b のように 7 bed で撮像された患者が存在した。さらに, Fig. 4b では Bed A に相当する撮像位置において脳が含まれたためシミュレーションの計算範囲から除外された。Fig. 4a の患者では膀胱内に尿が多く存在していたため Bed E の位置において散乱線を多く計数していた。さらに頸部に相当する Bed A の位置において, 脳からの散乱線を多く計数していた。これら視野外散乱線の影響は特に DST で顕著であった。DST は撮像位置から 2 Bed 離れた位置からも散乱線を同時計数しているのに対し, 他の 3 機種は前後 1 Bed 範囲から散乱線の影響を受けていた。Celesteion は他の装置と比較して半分以下の計数であった。全ての装置において真の同時計数が最大となる位置は体軸方向位置の中間であるのに対し, 散乱同時計

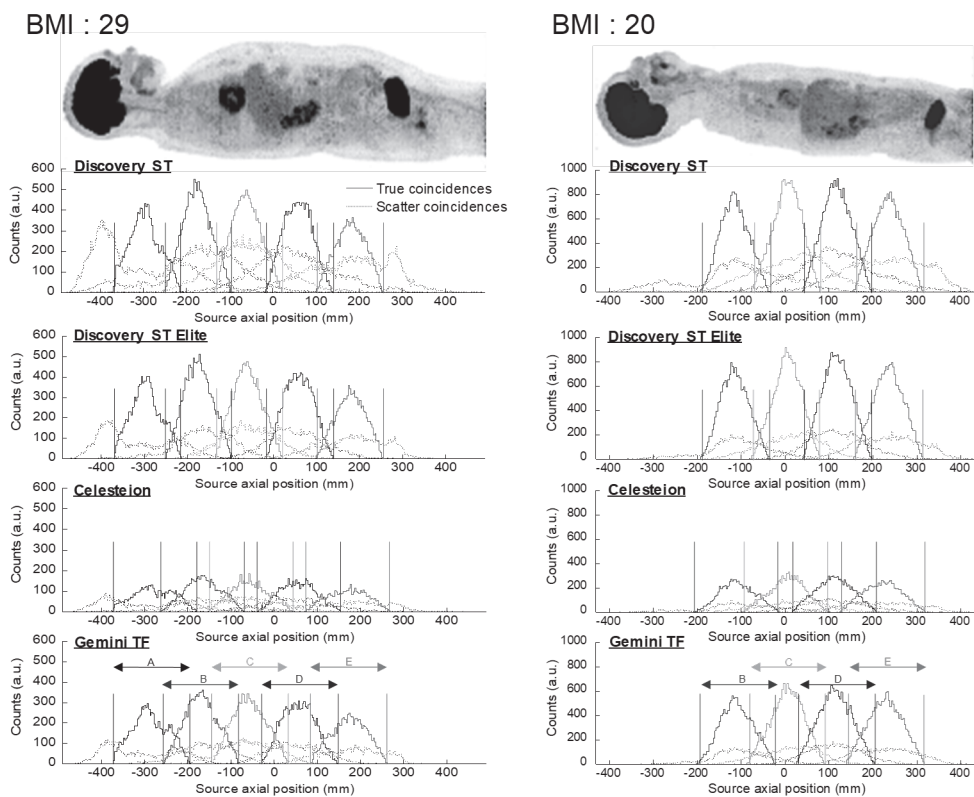


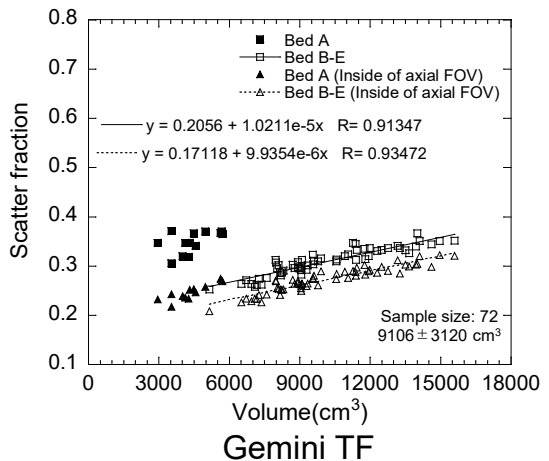
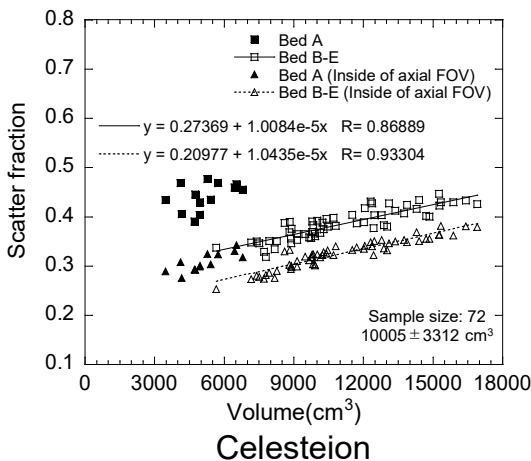
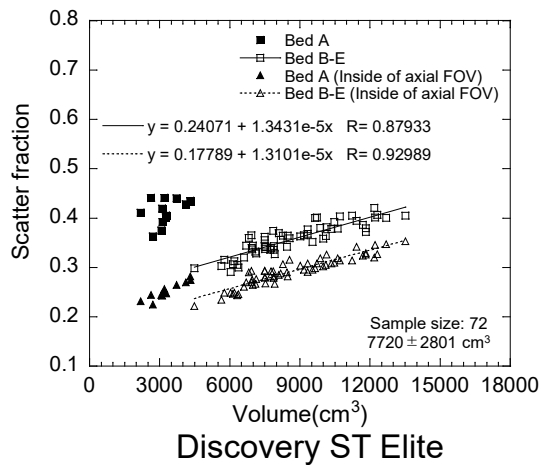
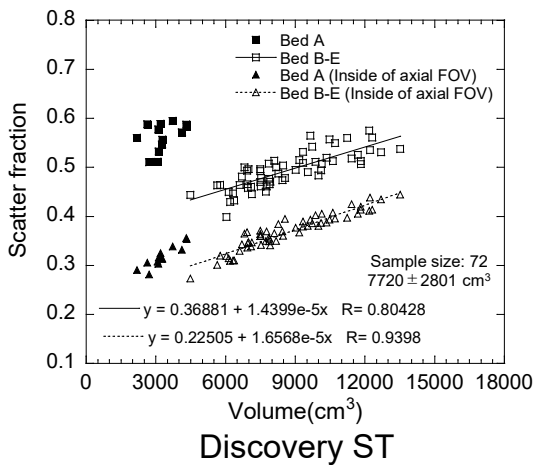
Fig. 4 各撮像位置において同時計数された線源の体軸方向分布

計算に使用した PET 画像 (肥満体型およびやせ型) と, 同時計数した線源の体軸方向分布を示した。Discovery ST では撮像位置の前後 2 ベッドの範囲から, それ以外の装置では前後 1 ベッドの範囲から散乱同時計数を計数していた。Celesteion は他の装置と比較して, 半分以下のカウント量であった。

数は必ずしもそうとはならなかった。

**Fig. 5** に撮像視野内の被写体体積と散乱フラクションの関係を示した。推定した散乱フラクションの分布は頸部に相当する撮像位置 (Bed A) とそれ以外の撮像位置 (Bed B-E) の 2 群に分かれた。被写体体積が大きいほど散乱フラクションは大きく、Bed B-E の範囲では体積とのピアソンの積率相関係数が DST, DSTE, Celesteion, および Gemini TF において、それぞれ 0.80, 0.88, 0.87, および 0.91 を示した。一方で、Bed A は

被写体体積が小さいにも関わらず高値を示した。体軸方向からの視野外散乱線を考慮した場合、散乱フラクションは上昇し、その割合は DST, DSTE, Celesteion, および Gemini TF の順で顕著であった。その増加量は Bed A の位置においてそれぞれ、1.76倍、1.64倍、1.43倍、および 1.41倍、Bed B-E の位置においては 1.34倍、1.23倍、1.18倍、および 1.14倍であった。Bed B-E の範囲における散乱フラクションの平均は Gemini TF, Celesteion, DSTE, および DST の順



**Fig. 5** 撮像視野内の被写体体積と散乱フラクションの関係

撮像視野内に存在する被写体体積と散乱フラクションの関係を示した。四角形のプロットは視野外散乱線を含めた実際の検査で想定される散乱フラクションであり、三角形のプロットは視野外散乱線を除外した散乱フラクションを示す。撮像視野内の被写体体積が大きくなるにしたがって散乱フラクションは増加した (相関係数  $> 0.8$ ,  $p < 0.05$ )。視野外散乱線が含まれることで、エネルギー分解能が悪く、収集エネルギー幅が広い装置ほど散乱フラクションの増加が大きくなった。塗りつぶしたプロットは頸部に相当する位置 (Bed A) を示し、被写体体積が小さいにもかかわらず、散乱フラクションは高値を示した。

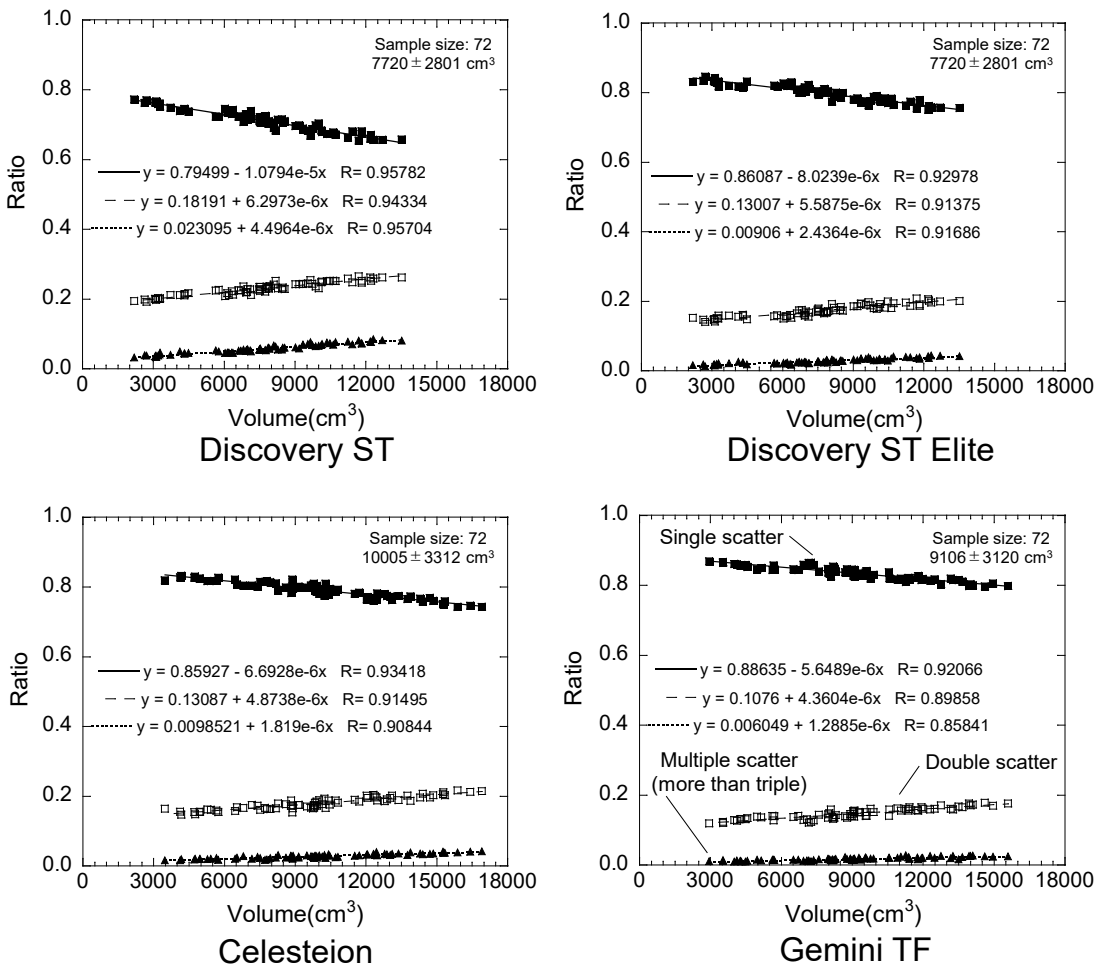
で文献値<sup>12, 15~17)</sup>と近い値を示し、それぞれ1.03倍, 1.05倍, 1.06倍, および1.11倍であった。

**Fig. 6** に撮像視野内の被写体体積と散乱同時計数として計数されるまでに起こした散乱回数を示した。一回散乱の割合はDST, DSTE, Celesteion, および Gemini TFでそれぞれ65~77%, 75~85%, 74~83%, および80~87%であった。被写体体積の増加に伴い、一回散乱の割合は減少し、その減少率はDST, DSTE, Celesteion, および Gemini TF の順に大きかった。

## 4. 考 察

### 4-1. PET 装置の模擬と妥当性の検証

模擬した PET 装置4機種から得られた散乱フラクションは文献値<sup>12, 15~17)</sup>と非常に近い値であり、正しく装置を模擬できていると考えられる。Celesteion はクリスタルにLYSOを使用しておりDSTEよりもエネルギー分解能が良好であるにも関わらず、散乱フラクションが高値であった。511 keV のガンマ線の検出効率はLSOを用いた



**Fig. 6** 撮像視野内の被写体体積と散乱回数の関係

各撮像位置に存在する被写体体積と散乱同時計数として計数された光子が被写体の内部で起こしたコンプトン散乱の回数の関係を示した。全ての装置の結果から標準体型の単一散乱の割合は70~85%程度であり、先行研究の結果とよく一致した。被写体サイズが大きくなるほど一回散乱の割合が減少(相関係数 $> 0.9$ ,  $p < 0.05$ )し、多重散乱が増加した。その割合はエネルギー分解能が悪く、収集エネルギー幅が広い装置ほど大きかった。

場合には厚さ 10 mm で45%, 50 mm で96%程度である<sup>23)</sup>。散乱線はエネルギーを落としてクリスタルに入射するため相対的に吸収される確率が高くなり、結果として散乱フラクションが高値を示したと考えられる。Celesteion のクリスタル (LYSO) 厚を 50 mm とした追加の検証を行ったところ散乱フラクションが34%まで向上することを確認した。

散乱フラクションの算出に使用するカウントの範囲はガントリー中心から半径 120 mm とされているが、これは装置によってガントリー径が異なることから、同一の条件で値を比較するためである<sup>24)</sup>。しかし、実際の検査では散乱同時計数の LOR が線源位置から離れたとしても同時計数として記録される。今回の結果からエネルギー分解能の劣るクリスタルを装備した装置および収集エネルギー幅の広い装置ほど、対象範囲 (中心より半径 120 mm) 外で計数される散乱同時計数の割合が多いことが示された。Konik ら<sup>25)</sup>の異なるサイズの円柱ファントムを用いた検討でも文献値よりも散乱フラクションが大きくなった理由の一つとして、中心から半径 120 mm 以上の信号も算出対象としたことを挙げている。このことは、各 PET 装置間において、臨床検査では散乱線による影響は文献値の散乱フラクション以上の違いがあることを示している。DSTE を用いた検討では NEC の算出に散乱フラクションの違いは大きな影響を与えないとの報告もあるが<sup>26)</sup>、DST またはそれ以上に散乱フラクションの高い装置においてはその影響が無視できない可能性もある。

#### 4-2. 臨床 PET/CT 画像を組み込んだシミュレーション

**Fig. 4** および **5** よりエネルギー分解能が悪く、収集エネルギー幅の広い装置ほど視野外散乱線の影響を受けることが示された。Bed A では脳からの視野外散乱線を多く拾っていることが明らかとなったが、視野外散乱線の影響を除外したとしても、他の撮像位置よりも散乱フラクションは高値を示した。これは頸部を構成する組織に占める骨組織の割合が大きいことや、歯科治療の金属による影響を受けたためであると考えられる。

SSS 法では体軸方向の視野外散乱線を考慮できないことから、複数エネルギーウィンドウを併用

した散乱補正 (hybrid 法)<sup>7)</sup>も使用されているが、エネルギー分解能が比較的不良な PET 装置では正確な補正は困難である。DSTE と Celesteion の結果から視野外散乱線の影響はエンドシールドよりもエネルギー分解能の良いクリスタルを使用することが効果的であることが示された。よって視野外散乱線を低減、補正をするためにはハードウェアの改良が不可欠であるように思われる。

視野外散乱線の影響が最も大きい DST を除いた 3 機種装置において、臨床データから推定した散乱フラクションの平均値と文献値の散乱フラクションは近い値を示した。よって散乱ファントムは標準体型を想定したファントムとして適切であると考えられる。

Celesteion では他の装置と比較して、半分程度の計数量となったが、これはクリスタルの深さ方向の長さが短いためである。しかし、クリスタルを短くすることで、時間分解能が向上する。それにより time-of-flight 補正の精度が向上し、信号対雑音比の改善が見込まれる<sup>27)</sup>。そのため、カウント量の違いだけでは画質は判断できない。

真の同時計数と散乱同時計数の計数分布は体軸方向において違いがみられた。真の同時計数のカウント量は各撮像位置の体軸方向中心で多く、散乱同時計数は必ずしもそうとはならなかった。3D PET における真の同時計数の体軸方向の感度分布は maximum ring difference が最大である場合、単純に中心に近づくほど高く周辺に行くほど低くなる。一方で、散乱同時計数は片方もしくは両方が散乱を経験した後に計数されるため、感度分布は真の同時計数の場合と異なる。そのため、体軸方向の端に強い集積が存在した場合、真の同時計数は LOR が限られるため計数されにくく、散乱同時計数はその影響が小さいため相対的に多く計数されることが考えられる。そのため、適切な範囲でオーバーラップを設定する必要があると思われる。**Fig. 1** および **4** のように Bed A の端に脳が位置する場合も同様の影響を受けると考えられる。このことも Bed A の散乱フラクションを高める要因の 1 つとなり得る。本研究ではシミュレーションの計算範囲は NECpatient および NECdensity の算出に使用する範囲 (脳および膀胱を含まない撮像位置) としたが、実際には Bed A には脳の一部

が含まれる患者が存在した。DSTE では足側から頭側に向かって撮像した場合、オーバーラップ部は頭側の撮像範囲のデータとして扱われる。そのため、実際には脳のカウントが若干含まれているものの NEC は **Fig. 1** に示した Bed A-E の範囲のカウントデータから算出することになる。同様の理由によって本研究のシミュレーションの計算範囲においても脳の一部が含まれた。

SSS 法は一回散乱が75~80%程度である<sup>28)</sup>ことを根拠としており、**Fig. 6**からも、その事実を確認することができた。一回散乱の割合は DST で最も小さかった。また、被写体体積が増加するに従って多重散乱が増加する(一回散乱が減少する)傾きも DST が最も大きかった。多重散乱の分布を一回散乱分布から推定する方法も取られるが、その精度は多重散乱の割合に依存するため<sup>29)</sup>、一回散乱の割合が多く、かつ多重散乱の増加が穏やかな Gemini TF ほど補正が容易となると考えられる。

本研究は以下のような制限がある。多くの PET シミュレーションと同様にクリスタル発光以降の光学的な過程は省略しエネルギー付与のあった座標をガウス関数で広がりを持たせることで対応している。また、消滅放射線の角度揺動による影響もこのガウス関数の中で考慮した。また、**3-1**にて散乱ファントムから求めた散乱フラクションと文献値を比較することで体系の妥当性を示したが、臨床データを用いた際の妥当性の検証は前述の通り困難である。今回使用した DSTE は先行研究にて構築したものであり、画像ヘッダー情報に記載されたメーカー独自の推定散乱フラクションと比較したところシミュレーションの値は若干低値を示したものの両者には高い相関が認められた<sup>26)</sup>。この結果より臨床データを用いた検討においても正しく計算が行われていると考えた。ただし、他の3機種 of PET 装置においては同様の検討をしていないため今後の検討課題とした。

## 5. 結 論

本研究では、主に装置の構成の違い(クリスタル、収集エネルギー幅、エンドシールドの有無)および被写体サイズに着目して散乱成分の違いや変化

を明らかにした。正確に散乱成分を推定して補正することは難しいが、装置の性能が向上するに従い散乱成分自体の減少および散乱補正の精度向上(補正の前提条件に近づくこと)が確認された。

## 6. 引用文献

- 1) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会 全国核医学診療実態調査専門委員会：第8回全国核医学診療実態調査報告書。RADIOISOTOPES, **67** : 339-387, 2018
- 2) 日本画像医療システム工業会：第16回(2018年度)画像医療システム等の導入状況と安全確保状況に関する調査報告書。JIRA 導入実態調査報告書, 2019
- 3) Sunderland JJ, Christian PE : Quantitative PET/CT scanner performance characterization based upon the society of nuclear medicine and molecular imaging clinical trials network oncology clinical simulator phantom. J Nucl Med, **56**(1) : 145-152, 2015
- 4) Zaidi H, Koral KF : Scatter modelling and compensation in emission tomography. Eur J Nucl Med Mol Imaging, **31** : 761-782, 2004
- 5) Kadrmas DJ: LOR-OSEM : statistical PET reconstruction from raw line-of-response histograms. Phys Med Biol, **49**(20) : 4731-4744, 2004
- 6) Watson CC, Newport D, Casey ME, et al : Evaluation of simulation-based scatter correction for 3-D PET cardiac imaging. IEEE Trans Nucl Sci, **44**(1) : 90-97, 1997
- 7) Ferreira NC, Trébossen R, Lartizien C, et al : A hybrid scatter correction for 3D PET based on an estimation of the distribution of unscattered coincidences: Implementation on the ECAT EXACT HR+. Phys Med Biol, **47**(9) : 1555-1571, 2002
- 8) Ariño-Estrada G, Du J, Kim H, et al : Development of TlBr detectors for PET imaging. Phys Med Biol, **63**(13) : 13NT04, 2018
- 9) Gregory SM, Shrabani S, Jennifer RS, et al : CdTe Strip Detector Characterization for High Resolution Small Animal PET. IEEE Trans Nucl Sci, **55**(3) : 870-876, 2008
- 10) Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmyer S, et al : Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and 3D modes. J Nucl Med, **45**(10) : 1734-1742, 2004
- 11) Macdonald LR, Schmitz RE, Alessio AM, et al : Measured count-rate performance of the Discovery STE PET/CT scanner in 2D, 3D and partial collimation acquisition modes. Phys Med

- Biol, **53**(14) : 3723–3738, 2008
- 12) Kaneta T, Ogawa M, Motomura N, et al : Initial evaluation of the Celesteion large-bore PET/CT scanner in accordance with the NEMA NU2-2012 standard and the Japanese guideline for oncology FDG PET/CT data acquisition protocol version 2.0. *EJNMMI Res*, **7**(1) : 83, 2017
- 13) Vandenberghe S, Mikhaylova E, D’Hoe E, et al : Recent developments in time-of-flight PET. *EJNMMI Phys*, **3**(1) : 3, 2016
- 14) Surti S, Kuhn A, Werner ME, et al : Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities. *J Nucl Med*, **48**(3) : 471–480, 2007
- 15) Ay MR, Sarkar S : Computed tomography based attenuation correction in PET/CT: Principles, instrumentation, protocols, artifacts and future trends. *Iranian J Nucl Med*, **15**(2) : 1–29, 2007
- 16) Macdonald LR, Schmitz RE, Alessio AM, et al : Count-Rate Performance of the Discovery STE PET Scanner Using Partial Collimation. *IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec* (1997), **4** : 2488–2493, 2006
- 17) 魚住秀昭 : TOF アルゴリズムを搭載した PET/CT GEMINI TF の使用経験. *MEDIX*, **56** : 17–22, 2012
- 18) Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al : Geant4—a simulation toolkit. *Nucl Instrum Methods A*, **506** : 250–303, 2003
- 19) Allison J, Amako K, Apostolakis J, et al : Geant4 developments and applications. *IEEE Trans Nucl Sci*, **53**(1) : 270–278, 2006
- 20) Allison J, Amako K, Apostolakis J, et al : Recent developments in Geant4. *Nucl Instrum Methods A*, **835** : 186–225, 2016
- 21) 福喜多博義, 織田圭一, 白石貴博, 他 : がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン 第2版. 核医学技術, **33**(4) : 377–420, 2013
- 22) National Electrical Manufacturers Association : NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2001
- 23) Nikolopoulos D, Kandarakis I, Tsantilas X, et al : Comparative study using Monte Carlo methods of the radiation detection efficiency of LSO, LuAP, GSO and YAP scintillators for use in positron emission imaging (PET). *Nucl Instrum Meth A*, **569**(2) : 350–354, 2006
- 24) Saha GB : Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations. 2005 : 93–94, Springer, New York, 2004
- 25) Konik A, Madsen MT, Sunderland JJ : GATE simulations of human and small animal PET for determination of scatter fraction as function of object size. *IEEE Trans Nucl Sci*, **57**(5) : 2558–2563, 2010
- 26) Hosokawa S, Inoue K, Takahashi Y, et al : Validation of the scatter fraction obtained from the cylindrical phantom for calculating noise equivalent count in clinical Pet examinations. 核医学技術, **40**(2), 2020 (in press)
- 27) Surti S, Karp JS : Advances in time-of-flight PET. *Phys Med*, **32**(1) : 12–22, 2016
- 28) Ollinger JM : Model-based scatter correction for fully 3D PET. *Phys Med Biol*, **41**(1) : 153, 1996
- 29) Adam LE, Karp JS, Brix G : Investigation of scattered radiation in 3D whole-body positron emission tomography using Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol*, **44** : 2879–2895, 1999