

原著

半導体光電子増倍器 (SiPM) 搭載の PET/CT における 肝 SNR を用いた PET 画像に関する研究

谷 拓弥^{1,2)}・河村 誠治^{2,3)}・池末 竜治⁴⁾・松竹 裕紀⁴⁾
川田 秀道⁴⁾・倉田 精二⁵⁾

- 1) 北九州市立医療センター放射線技術課
- 2) 純真学園大学大学院保健医療学研究科保健衛生学専攻
- 3) 純真学園大学保健医療学部放射線技術科学科
- 4) 久留米大学病院画像診断センター
- 5) 久留米大学医学部放射線医学教室

A research on PET imaging using Liver SNR with PET/CT with a Silicon Photomultiplier (SiPM)

Takuya TANI^{1,2)}, Seiji KAWAMURA^{2,3)}, Ryuji IKEMATSU⁴⁾, Yuki MATSUTAKE⁴⁾,
Hidemichi KAWATA⁴⁾, Seiji KURATA⁵⁾

- 1) Radiation Technology Division, Kitakyushu Municipal Medical Center
- 2) Course of Health Sciences, Graduate School of Health Sciences, Junshin Gakuen University
- 3) Department of Radiological, Faculty of Health Science, Junshin Gakuen University
- 4) Center for Diagnostic Imaging, Kurume University Hospital
- 5) Department of Radiology, Kurume University School of Medicine

要旨: Discovery MI (DMI) は、世界初の光センサーに半導体光電子増倍器 (SiPM) を搭載した PET/CT である。PET の画質は、体格が大きい被検者は、体重あたりの¹⁸F-FDG の投与量を5MBq/kg を上限に、できるだけ多く投与することにより画質が向上するとされてきた。これらの報告は、光電子増倍管 (PMT) を搭載した PET/CT を使用しており、SiPM を搭載した DMI において体格が PET 画像の画質評価指標である肝 SNR に及ぼす影響を評価した報告は見られない。本研究の目的は、DMI による FDG-PET 検査を受けた患者の臨床画像を解析し、PET 画像の画質と被検者固有の因子である体格との関係について検討することである。

対象は、DMI で FDG-PET 検査を施行した91例とした。肝 SNR と患者固有の因子である体重等との間でそれぞれの相関係数を算出し、それらの関係の検討を行った。また DMI と従来の検出器 (BGO) を搭載した PET/CT である Discovery ST Elite (DST) から得られた肝 SNR の比較を行った。

DMI では、体重が30~90kgの間で肝 SNR は 15.26 ± 2.16 で推移した。肝 SNR の値は、体重、BMI、断面積の増加による影響を殆ど受けなかった。投与量の増加および身長が高くなるにつれ肝 SNR は若干増加する傾向を示した。一方、DST から得られた肝 SNR は殆どの症例で「がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン」に示された10より小さな値を示した。以上から DMI の画像は安定した非常に優れた画像であると考えられた。

DMI の画像が高画質である要因は、SiPM の使用で PMT の2倍の光検出効率があること、コンプトン散乱リカバリーの採用や time-of-flight (TOF) の時間分解能が390ps と良くなり TOF の効果が発揮できコントラストや感度が良くなったことが挙げられる。

SiPM を搭載した DMI の画像は、従来は PET 画像の画質を左右した体重、身長、BMI、投与量、断面積の影響を大きく受けず安定した高画質であることが確認できた。

キーワード: PET/CT, liver signal-to-noise ratio, ¹⁸F-FDG, Silicon-photomultiplier, SiPM

Abstract: Discovery MI (DMI) is the world's first positron emission tomography (PET) /computed tomography (CT) equipped with a silicon photomultiplier (SiPM) as a photosensor. Moreover, for subjects with a fine physique, PET image quality has been reported to improve with higher F-fluorodeoxyglucose (F-FDG) dosages per unit of body weight¹⁸ with

an upper limit of 5 MBq/kg. PET/CT equipped with a photomultiplier tube (PMT) was used for such reports. However, the assessment of the impact of physical sizes on the liver signal-to-noise ratio (SNR), which is an image quality assessment index for PET imaging with DMI with SiPM, has not been reported previously. The purpose of this study was to analyze the clinical images of patients undergoing FDG-PET testing with DMI and discuss the relationship between PET image quality and patient's physical size, which is an inherent factor for individual subjects.

This study included 91 patients who underwent FDG-PET testing with DMI. Individual coefficients of correlation between the liver SNR and the patient's unique factors, including body weight, were calculated and reviewed. A comparison of liver SNRs obtained by DMI and Discovery ST Elite (DST), a PET/CT equipped with a conventional detection unit, was also conducted.

Liver SNRs with DMI was 15.26 ± 2.16 with body weights of 30–90 kg. Liver SNR figures were not altered by increases in body weight, body mass index (BMI), and cross-section area. Liver SNRs tend to be slightly higher with increased dosages and heights. Moreover, liver SNRs obtained by DST were smaller than 10, which is a reference specified in the *Cancer FDG-PET/CT Imaging Procedure Guidelines* in most cases. Therefore, DMI delivers stable and superior images.

As factors of the superior image quality of DMI, twice as high photodetection efficiency as PMT provided by the use of SiPM, and better contrast and sensitivity from greater time-of-flight (TOF) effects with the employment of Compton scatter recovery and TOF temporal resolution as good as 390 ns were identified.

Images by DMI equipped with SiPM were confirmed to be stable of high quality without significant impact on body weight, height, BMI, dosage, and cross-section area, which largely affects the conventional PET image quality.

Keyword : PET/CT, liver signal-to-noise ratio, ^{18}F -FDG, Silicon-photomultiplier, SiPM

緒言

ブドウ糖類似体である ^{18}F -fluorodeoxyglucose (^{18}F -FDG)は、グルコーストランスポータにより細胞内へ取り込まれヘキソキナーゼによりリン酸化され細胞内へ集積する。 ^{18}F -FDGは、糖代謝が亢進している悪性腫瘍組織の細胞内へ集積する。

Positron emission tomography/computed tomography (PET/CT)は、悪性腫瘍へ集積した ^{18}F -FDGを陽性描画することで、がんの早期発見や病期診断が可能となり臨床で広く用いられている¹⁻⁵⁾。本研究では、超小型サイクロトロンで製造され自動合成装置を用いて標識された ^{18}F -FDGを被検者へ投与し、半導体光電子増倍器を搭載したPET/CTを用いて検査を行った⁶⁻¹⁰⁾。良好なPET画像を得るため3.7MBq/kgの ^{18}F -FDGの投与を行った¹¹⁻¹⁸⁾。

PET画像は、検出器の違い、投与放射線量、収集時間、被検者の体重、身長、body mass index (BMI)、画像再構成方法、各種補正法の影響を受け異なる画質となる¹⁴⁻¹⁶⁾。半導体光電子増倍器を搭載したPET/CTの画質に関して肝 signal-to-noise ratio (肝 SNR)、体重、身長、投与量、BMI等を総合的に評価検討した報告はあまり見られない。今回、半導体光電子増倍器を搭載したPET/CTにおけるPET画像に関して肝 SNR¹⁸⁻²¹⁾を用いた検討を行ったので報告する。

1. 使用機器および対象

PET/CT装置はDiscovery MI (GE Healthcare社製)⁸⁻¹⁰⁾を使用し、データの解析装置としてXeleris (GE Healthcare社製)及びPETquactIEを使用した。Discovery MI (DMI)のPET部の検出器には4リングの半導体光電子増倍器 (Silicon photomultiplier: SiPM)が搭載され、CT装置部には64列のマルチディテクタが搭載されている。DMIの検出器は、LYSOクリスタルとSiPMで構成されている。

対象は、2018年3月1日から2018年9月28日までに久留米大学病院においてPET/CT検査を施行した91名 (男性46名、女性45名、年齢 68.1 ± 12.8 歳、体重 59.5 ± 16.0 kg、投与量 222.6 ± 58.7 MBq、 ^{18}F -FDG投与からPET撮像開始時間 62.7 ± 3.55 分)とした。被検者への ^{18}F -FDGの投与を、検査当日の6時間以上の絶食及び検査前日に運動を行っていないこと及び血糖値150mg/dl未満であることを確認し行った。

なお本研究は、純真学園大学及び久留米大学病院において倫理委員会の承認を得て行っている。

2. 方法

被検者に ^{18}F -FDGを投与し、約60分間の安静後に撮像を開始した。PETのデータ収集は、エネ

ルギーウィンドウを425~650keVとし1ベッド当たり120秒の3D収集を行った。被検者への ^{18}F -FDGの投与量を3.7MBq/kgとした¹¹⁻¹⁹⁾。体重と投与量の関係をFig.1に示す。PET画像は、CTによる減弱補正、散乱線補正、point spread function (PSF)補正、time of flight (TOF)補正が組み込まれた逐次近似画像再構成法 (Q.Clear)⁸⁻¹⁰⁾を用いて再構成された。画像再構成条件は、マトリクス

256×256 (ピクセルサイズ: 2.3438×2.3438mm), β 値を600とした。なおFOVは600mm, スライス厚は2.79mmである。

PET画像の画質評価指標として肝SNR¹⁹⁻²¹⁾、視覚評価と相関する被検者雑音等価計数 noise equivalent count patient ($\text{NEC}_{\text{patient}}$)²²⁾、 $\text{NEC}_{\text{patient}}$ より高い相関を有する被検者雑音等価計数密度 noise equivalent count density (NECdensity)²³⁾が用

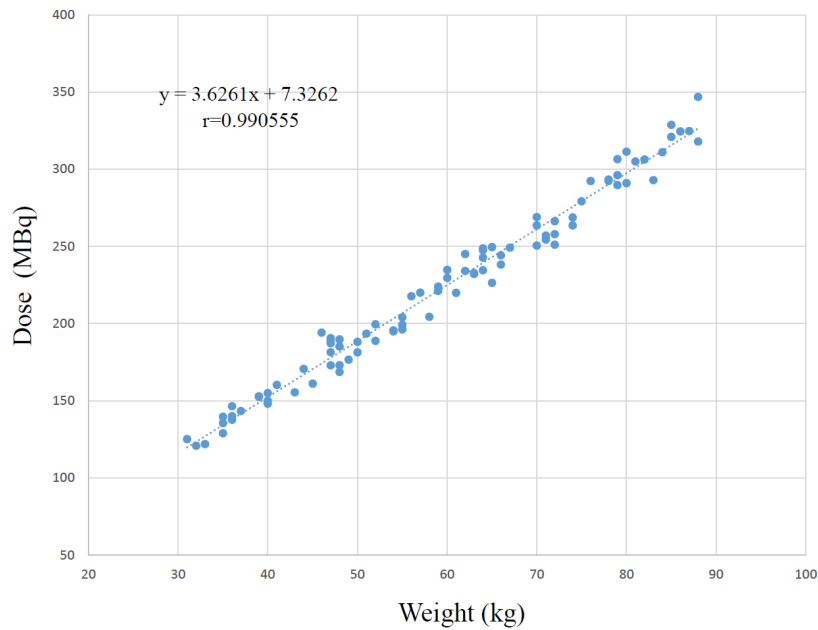


Fig. 1 Relationship between Subject Weight (in Kilogram) and Dose

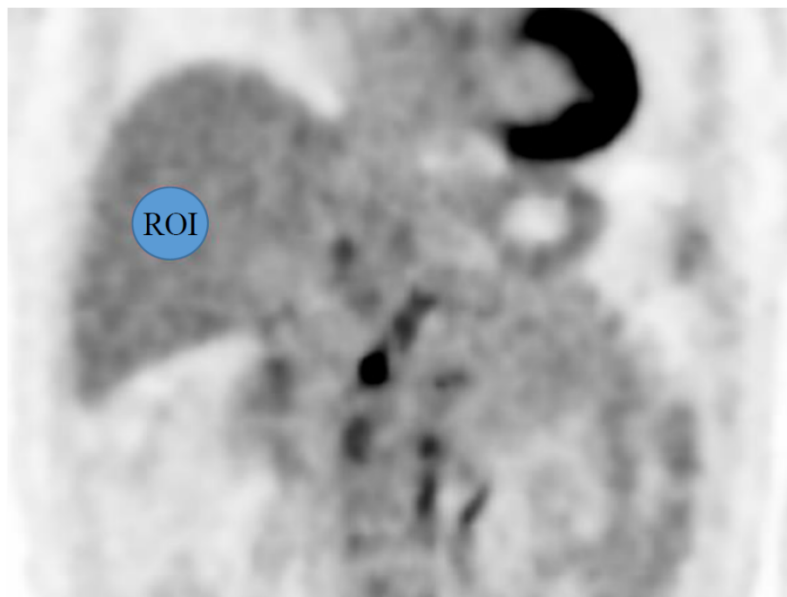


Fig. 2 Setting of ROI for Liver SNR Analysis
横隔膜直下・後方部肝静脈、肝門部近くを避ける

いられている。今回は、肝 SNR を画質評価指標として用いた。肝 SNR を算出するために冠状断像にて肝臓に直径約3cm の円形の関心領域 region of interest (ROI) を3断面に設定した。その際、可能な限り肝門部や主要な血管系および肝臓上部を含まないように注意した。ROI 設定の例を Fig.2 に示す。3断面の ROI の平均値 (C_{liver}) および標準偏差 (SD_{liver}) を算出し、式 (1) を用いて肝 SNR²⁰⁻²¹⁾ を算出した。

$$\text{肝 SNR} = C_{liver} / SD_{liver} \quad \text{————— (1)}$$

3. 評価方法

3-1 肝 SNR と視覚評価の関係

肝 SNR と PET 画像の画質の関係について評価を行った。肝臓部横断面の PET 画像の肝 SNR と視覚評価の関係を Spearman の順位相関 (r_s) を用いて検討した²⁴⁾。相関係数の検定には t 検定を用い、有意水準を0.05とした。視覚評価と ROI を設定した断面は同一断面である。肝臓部の PET 画像の視覚評価は、核医学専門技師3名 (PET 経験10年以上) および診療放射線技師 (経験3年) の合計4名で行った。視覚評価のスコアは肝臓が最も大きく描出されている PET 横断面を使用し、雑音が多く均一性がよい画像を高画質として、非常に良好 (5点)、十分に読影に堪えうる (4点)、

読影可能 (3点)、誤診の可能性有り (2点)、読影不可 (1点) の5段階評価とした²⁴⁾。4名の視覚評価の平均値と肝 SNR の比較検討を行った。視覚評価を行った4名から結果を論文等で発表する承諾を得た。

3-2 肝 SNR と各指標の関係

PET 画像に影響を及ぼす因子の検討を行うため、肝 SNR と被検者の体重、身長、投与量、BMI、腹部断面積²⁴⁾、dose per weight (MBq/kg)、プロンプト同時計数 (total prompt)、偶発同時計数 (random)、total prompt から random を減算した計数 (true + scatter) の間でそれぞれの相関係数 [Pearson の相関係数 (r)] を算出し、その関係の検討を行った²⁴⁾。相関係数の検定には t 検定を用い有意水準を0.05とした。Fig. 3に腹部断面積の算出方法を示す。両腕を含む縦径と横径を計測し、式 (2) を用いて腹部断面積²⁴⁻²⁵⁾ を算出した。式の S は断面積、 π は円周率 : 3.14、a は縦径、b は横径を示す。

$$S = \pi(a/2)(b/2) \quad \text{————— (2)}$$

3-3 従来の検出器システム (BGO) 及び半導体光電子増倍器 (SiPM) を搭載した PET 画像における肝 SNR と各指標との比較

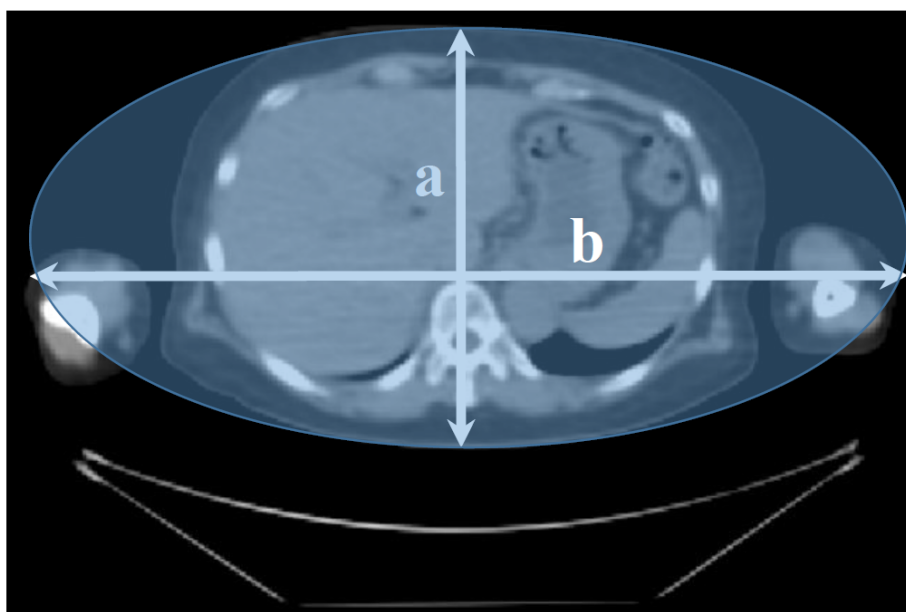


Fig. 3 Measurement method of ellipsoidal cross sectional area.

従来の $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (BGO) クリスタルと光電子増倍管 (PMT) を組み合わせた検出器を搭載した Discovery ST Elite (GE Healthcare 社製: DSTE)²⁶⁾ 及び LYSO クリスタルと SiPM を組み合わせた検出器を搭載した DMI で得られた肝 SNR と各指標との比較検討を行った. 肝 SNR と各指標 (視覚評価, 体重, 身長, BMI, 投与量, 腹部断面積, dose per weight (MBq/kg)) に対して比較検討を行った. BGO を搭載した PET/CT の肝 SNR は文献²⁴⁾ から引用した.

4. 結果

4-1 肝 SNR と視覚評価の関係

Fig. 4に肝 SNR と視覚評価の関係を示す. 肝 SNR と視覚評価のスコア間には相関 ($r_s=0.052$) は認められなかった. Fig. 5に91症例における肝 SNR 毎の代表的画像を提示する. 肝 SNR が異なっても画質はそれほど変化のないことが示された. Fig. 6に異なる体重毎の画像を示す. 体重が異なっても画質はそれほど変化のないことが示された.

4-2 肝 SNR と各指標の関係

肝 SNR と各指標との関係を Fig. 7, Fig. 8にそれぞれ示す. 肝 SNR と体重, 身長, BMI, 投与量, MBq/kg, 腹部断面積, total prompt, true + scatter, random との相関係数は, それぞれ0.104, 0.277, 0.0346, 0.171, 0.148, 0.0876, 0.120, 0.107, 0.061を示した. 肝 SNR と身長のみ非常に弱い相関を示したが, 他の指標ではほとんど相関を認めなかった.

4-3 半導体光電子増倍器 (SiPM) 及び従来の検出器 (BGO) を搭載した PET 画像における肝 SNR と各指標との比較

DMI 及び DSTE から得られた肝 SNR と体重, 身長, BMI, 投与量, 腹部断面積, dose per weight (MBq/kg) の各指標に対して比較検討 (Fig. 9) を行った.

SiPM を搭載した DMI の肝 SNR は, 体重や BMI 及び腹部断面積が増加による影響を殆ど受けず 15.26 ± 2.16 で推移した. また DMI の肝

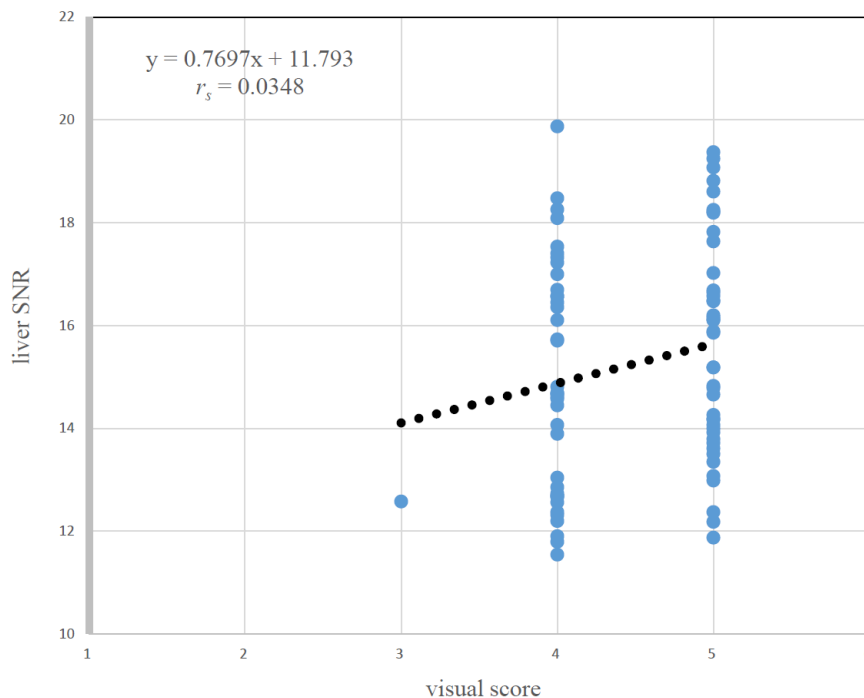


Fig. 4 Relationship between visual score and liver SNR obtained from 91 patients' PET images. A moderate linear correlation was observed ($r_s=0.0348$).

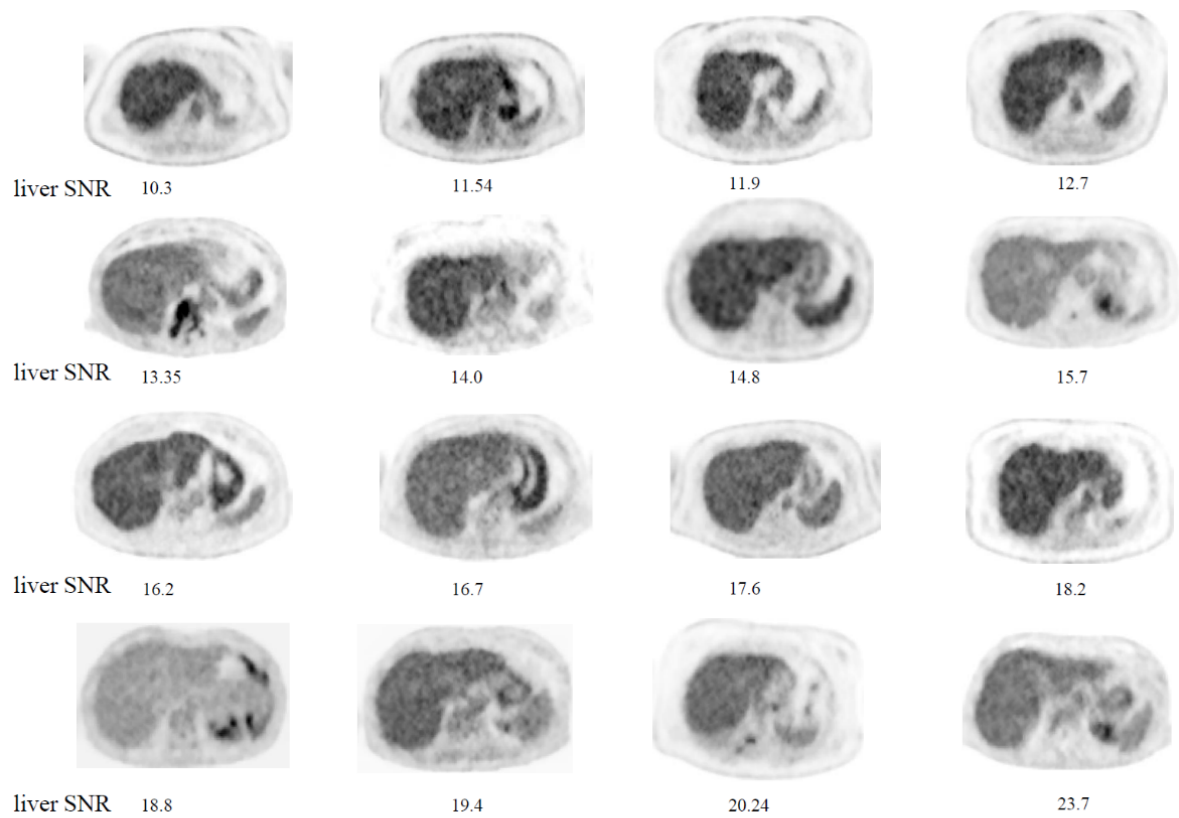
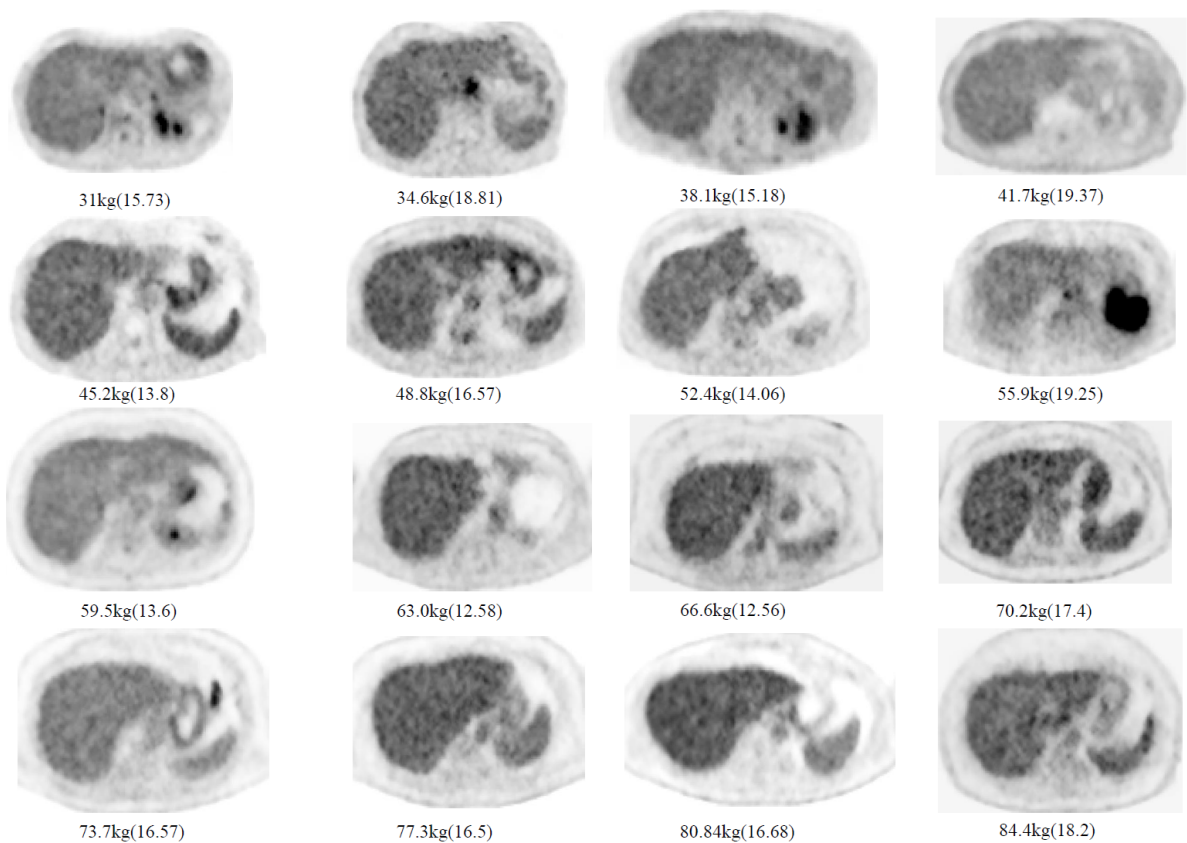


Fig. 5 PET images of patients with different liver SNR.

Fig. 6 PET images of patients with different body weights.
Liver SNR is shown in parentheses.

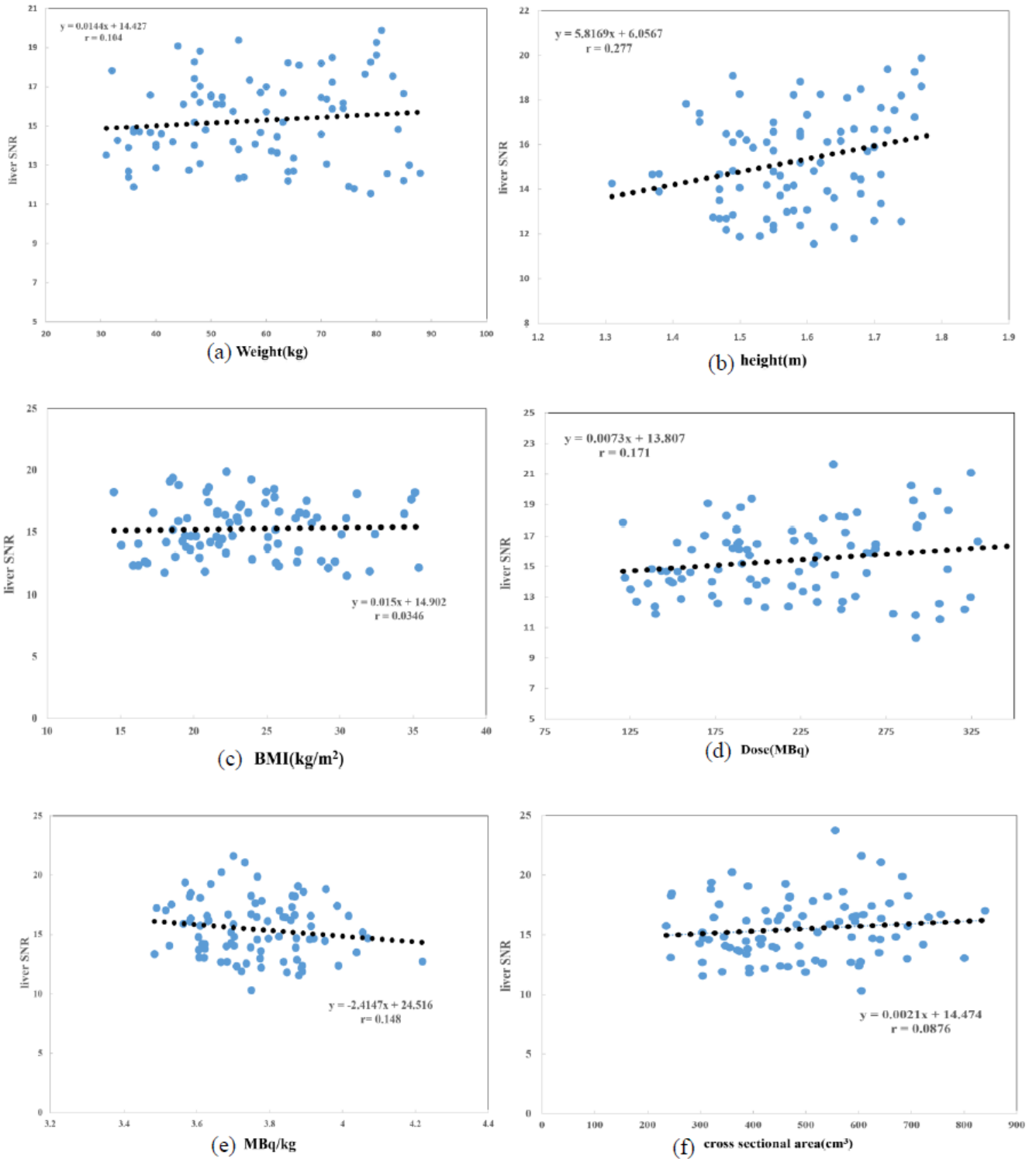


Fig. 7 Correlation between respective characteristics liver SNR.
 (a) Weight and liver SNR, (b) height and liver SNR, (c) BMI and liver SNR,
 (d) Dose and liver SNR, (e) MBq/kg and liver SNR.
 (f) Cross sectional area and liver SNR.

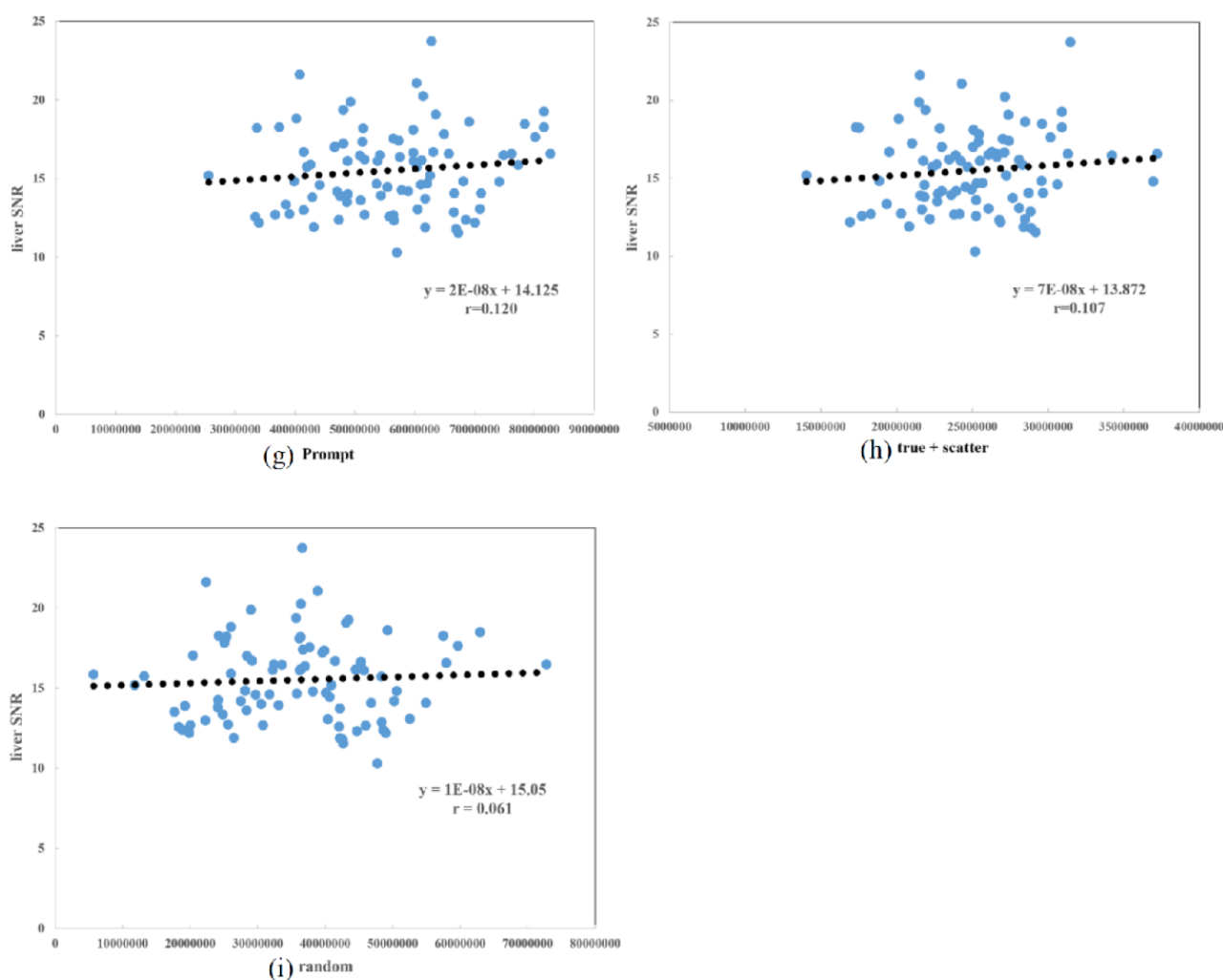


Fig. 8 Correlation between respective characteristics liver SNR.

(g) Prompt and liver SNR, (h) (True + scatter) and liver SNR,
(i) Random and liver SNR.

SNR は、身長と投与量が増加するにつれ若干増加する傾向を示した。一方、DSTE の肝 SNR は、体重、身長、BMI、腹部断面積の増加につれ10から低下する傾向を示した。また投与量のみ増加するにつれ肝 SNR が増加する傾向を示した。

5. 考察

本研究は、半導体光電子増倍器 (SiPM) を搭載した PET/CT 装置である DMI 及び超小型サイクロトロンと自動合成装置を用いて標識された ^{18}F -FDG を使用して行われた。今回、DMI から得られる PET 画像の画質評価指標である肝 SNR と PET 画像へ影響を及ぼす様々な因子の関係について検討を行った。また、従来の BGO を用いた

PET/CT から得られる肝 SNR¹⁹⁻²¹⁾ と SiPM を用いた PET/CT から得られる肝 SNR に関する総合的に評価した報告はあまり見られない。今回、DMI から得られた肝 SNR と参考文献から得た DSTE の肝 SNR²⁴⁾ についての比較研究を行ったので報告する。

PET の画質評価指標には、肝 SNR¹⁹⁻²¹⁾、 $\text{NEC}_{\text{patient}}^{20-22)}$ 、 $\text{NEC}_{\text{density}}^{20-23)}$ が用いられている。肝 SNR は、出力画像から容易に算出可能であること及び全ての PET 施設で使用可能な画質評価指標であることから肝 SNR を臨床 PET 画像の画質評価指標として用いた。

肝 SNR と視覚評価の関係は、(Fig. 3) から相関係数 ($r_s=0.0348$) でありほぼ相関は認められな

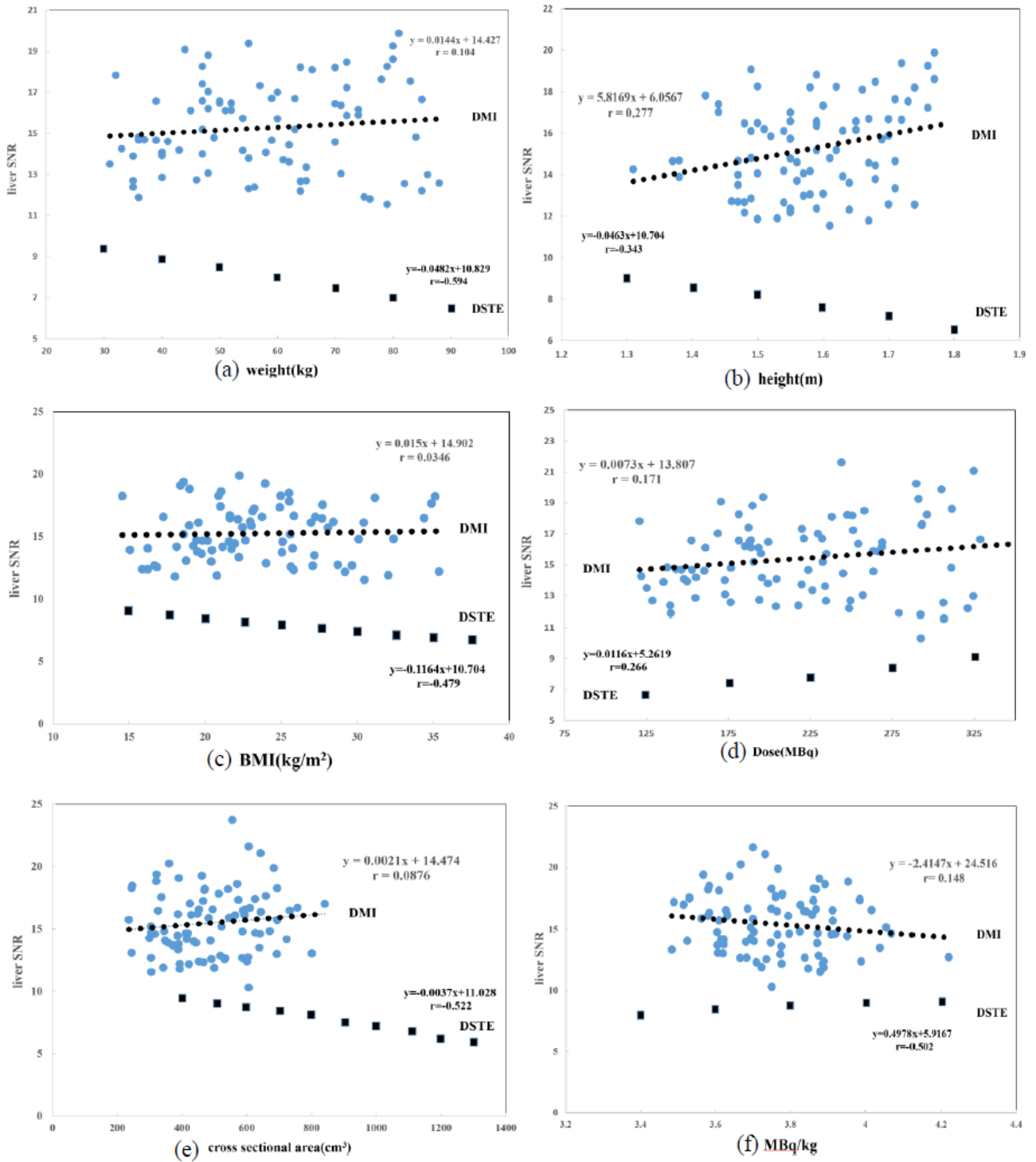


Fig. 9 Correlation between respective characteristics liver SNR.
 (a) Weight and liver SNR, (b) height and liver SNR, (c) BMI and liver SNR,
 (d) Dose and liver SNR, (e) Cross sectional area and liver SNR.
 (f) MBq/kg and liver SNR.

かった。これまでの視覚評価と肝 SNR に関する研究では、Mizuta は高い相関 ($r=0.81$) を、甲谷は相関 ($r_s=0.638$) があると報告している^{23, 24)}。今回、相関が認められなかったのは DMI の91枚の殆どの画像の視覚評価が「非常に良好 (5点) が50枚」と「十分に読影に堪えうる (4点) が39枚」に集中 (Fig. 3) したためと考えられる。他の2枚は「読影可能 (3点)」と評価された。先行研究では相関が認められているが、DMI では認められなかったのは、全ての画像の肝 SNR が10を超えておりある程度以上の画質が担保されていたことが要因と考えられる。また今回の臨床画像には相関の有無を評価できるほど画像データが散布していなかったのではないかと考えられる。

DMI の肝 SNR と各指標との関係を Fig.5にそれぞれ示す。身長のみ非常に弱い相関 (0.277) を示したが、他の指標ではほとんど相関を認めなかった。陣之内は、SiPM を用いた DMI は、従来の真空管式光電子増倍管の画質と一線を画した高画質を得ていると報告している⁸⁻¹⁰⁾。高画質を得ることができた要因は、SiPM の使用で従来の光電子増倍管の2倍の光検出効率があること及び処理速度の向上や、コンプトン散乱リカバリーによりこれまでは利用できなかった消滅放射線の20%をリカバリーし、さらには TOF の時間分解能が380ps と向上し TOF の効果が発揮でき感度が良くなったことが挙げられる⁹⁾。画像再構成の面からは block sequential regularized expectation maximization (BSREM) 法を用いた再構成が行われており、十分な SUV への収束が実現し定量精度と SNR が向上したことが挙げられる⁹⁾。以上のように個々の技術が向上し総合的な能力が高まったことで画質が向上し視覚評価の高得点化及び全ての症例で肝 SNR が10を超え平均値が 15.26 ± 2.16 を示したと考えられる。

DMI 及び DSTE から得られた肝 SNR と体重、身長、BMI、投与量、腹部断面積、dose per weight (MBq/kg) の各指標に対して比較検討 (Fig.6) を行った。BGO を搭載した PET/CT の肝 SNR は文献から引用したものである²⁴⁾。

肝 SNR と体重の相関係数は、0.104と相関は認められなかった。肝 SNR は、体重31~88kg の間で 15.26 ± 2.16 と10 より大きい良好な値を示し、

かつ体重の軽重による大きな変動はなかった。これは¹⁸F-FDG の投与量を Fig.1 に示すように体重により調整していることも要因と考えられる¹¹⁻¹⁹⁾。一方、従来の BGO を用いた場合は、体重の増加により肝 SNR は低下傾向 (Fig. 9-a) を示し、かつ10未満の症例が多く画質が十分でなかったと推測される。

肝 SNR と身長の相関係数は、0.277と非常に弱い正の相関が認められた。肝 SNR は、身長131~179cm の間で 15.26 ± 2.16 と10 より大きい良好な値を示し、かつ身長の大小による大きな変動はなかった。肝 SNR と身長の相関が体重と比較して若干高くなった要因は、¹⁸F-FDG の投与量を体重により増減しているため被検者の体重が等しい場合、身長が高い被検者は、投与された¹⁸F-FDG が体軸方向に分散すること及び身長の低い被検者より撮像範囲の断面積が小さくなることが要因と考えられる²⁴⁾。従来の BGO を用いた場合は、身長の増加により肝 SNR は低下傾向 (Fig. 9-b) を示し、かつ10未満の症例が多く画質が十分でなかったことが推測される。

肝 SNR と BMI の相関係数は、0.0346と相関は認められなかった。肝 SNR は、BMI が14.57~35.38の間で 15.26 ± 2.16 と10 より大きい良好な値を示し、かつ BMI の大小による大きな変動はなかった。これは¹⁸F-FDG の投与量を Fig.1 に示すように体重により調整していることも要因と考えられる。従来の BGO を用いた場合は、BMI の増加により肝 SNR は低下傾向 (Fig. 9-c) を示し、かつ10未満の症例が多く画質が十分でなかったことが推測される。

肝 SNR と投与量の相関係数は、0.171と相関は認められなかった。肝 SNR は投与量が120.9~346.9MBq の間で 15.26 ± 2.16 と10 より大きい良好な値を示し、かつ投与量の大小による大きな変動はなかった。これは¹⁸F-FDG の投与量を Fig.1 に示すように体重により調整していることも要因と考えられる。従来の BGO を用いた場合も、投与量の増加により肝 SNR は増加傾向 (Fig. 9-d) を示したが、10未満の症例が多く画質は十分でなかったことが推測される。

肝 SNR と腹部断面積の相関係数は、0.112と相関は認められなかった。肝 SNR は、断面積が

235.7~840.0cm²の間で 15.26 ± 2.16 と10より大きい良好な値を示し、かつ断面積の大小による大きな変動はなかった。これは¹⁸F-FDGの投与量をFig.1に示すように体重により調整していることも要因と考えられる。従来のBGOを用いた場合は、断面積の増加により肝SNRは低下傾向(Fig.9-e)を示し、10未満の症例が多く画質は十分でなかったことが推測される。従来、腹部断面積が大きくなるほど偶発同時計数が増加するためPETの画質が低下すると考えられている²⁷⁻²⁸)が、DMIではSiPMの搭載やTOF技術、画像再構成技術の進歩向上により断面積が増加しても安定したPET画像を取得可能と考えられた²⁹)。

DMIの投与量(MBq/kg)は、30~90kgで3.7MBq/kgとなりガイドラインで示されているFDG PET, PET/CT診療ガイドライン2012)の体重あたりの投与量(2.0~5.0MBq/kg)の上限である5.0MBq/kg¹⁹⁻²¹)から低減して投与されているが、本研究における91症例の肝SNRは10を上回り平均で 15.26 ± 2.16 を示した。DMIでは¹⁸F-FDG投与を3.7MBq/kgで行っていることから被ばく低減にも寄与していると考えられる。BGOを用いた場合は、投与量の増加により肝SNRは低下傾向(Fig.9-f)を示した。以上、従来のBGO搭載のPET/CTとの文献的比較ではあるが、体重、身長、BMI、投与量、腹部断面積等の因子において肝SNRは影響を受けずに良好な値を示すことが確認できた。

以上から、DMIの画像は安定した非常に優れた画像であると考えられた。今回の研究は、肝SNRとPET画像へ影響を及ぼす様々な因子を主に検討したためSiPMやTOF、画像再構成法のそれぞれがどの程度、画質向上に寄与しているのかは検討できていない。今後の検討課題としたい。また2016年からDMIを含めてSiPMを搭載したPET/CTとして5つのメーカーから5種類の機器が市販されておりDMIよりさらに良いTOF時間分解能やNEMA感度、断面内分解能、体軸方向分解能を示している機器も見受けられる。これらは体重に応じての投与量調整が難しいデリバリーでの¹⁸F-FDGを使用している施設⁶⁻⁷)には朗報と考える。

以上、SiPMを搭載したDMIから得られるPET

画像は、体重や身長、BMI、投与量に大きな影響を受けずに安定した高画質画像であると考えられた。

6. 結語

我々は、サイクロトロンで製造され自動合成装置を用いて標識された¹⁸F-FDGを被検者へ投与しSiPMを搭載したDMIにおける肝SNRとPET画像に影響を及ぼす各種因子との検討を行った。SiPMを搭載したDMIから得られるPET画像は、画質評価指標である肝SNRが検討を行った91症例の全てで10より高い値となり 15.26 ± 2.11 と良好な値を示した。さらにDMIの画像は、従来はPET画像の画質を左右した体重、身長、BMI、投与量等との影響を大きく受けず安定した高画質であることが確認できた。

参考文献

- 1) 佐々木雅之, 桑原康雄 編, 診療放射線技術選書 核医学検査技術学 改訂3版. 南山堂; 2015; 342-349.
- 2) Uesaka D, Demura Y, Ishizaki T, et al. Evaluation of dual-time-point ¹⁸F-FDG PET for staging in patients with lung cancer. *J Nucl Med* 2008; 49 (10) : 1606-1612.
- 3) Swisher SG, Erasmus J, Maish M, et al. 2-Fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography imaging is predictive of pathologic response and survival after preoperative chemoradiation in patients with esophageal carcinoma. *Cancer* 2004; 101 (8) : 1776-1785.
- 4) Romesser PB, Qureshi MM, Shah BA, et al. Superior prognostic utility of gross and metabolic tumor volume compared to standardized uptake using PET/CT in head and neck squamous cell carcinoma patients treated with intensity-modulated radiotherapy. *Ann Nucl Med* 2012; 26 (7) : 527-534.
- 5) Sanli Y, Kuyumcu S, Ozakan ZG, et al. Increased FDG uptake in breast cancer is associated with prognostic factors. *Ann Nucl Med* 2012; 26 (4) : 345-350.
- 6) PET・PET/CT・サイクロトロン設置施設名簿. 月刊新医療 2013; 40 (3) : 153-157.
- 7) PET施設一覧(日本核医学会PET核医学分科会): <https://jcpet.jp/facilities/>
- 8) 陣之内正史. 半導体光電子増倍器(SiPM)搭載PET/CTの有用性と展望. *Innervision* 2018; 33 (11)
- 9) 三輪健太. Q.Clearの原理と最新情報. *GE Today* 2017; 50: 24-26.
- 10) 陣之内正史. 半導体デジタルPET/CT *Discovery MI*

- ～異次元の画質とそのインパクト, Universal Viewer 100PET の紹介を含めて. *Innervision* 2017; 22 (7) : 2-4.
- 11) Lartizien C, Comtat C, Kinahan PE, et al. Optimization of injected dose based on noise equivalent count rates for 2-and 3-dimensional whole-body PET. *J Nucl Med* 2002; 49 (9) : 1268-1278.
 - 12) Inoue K, Kurosawa H, Tanaka T, et al. Optimization of injection dose based on noise-equivalent count rate with use of an anthropomorphic pelvis phantom in three-dimensionak ¹⁸F-FDG PET/CT. *Radiol Phys Technol* 2012; 5 (2) : 115-122.
 - 13) Watson CC, Casey ME, Bendriem B, et al. Optimizing injected dose in clinical PET by accurately modeling the counting-rate response functions specific to individual patient scans. *J Nucl Med* 2005; 46 (11) : 1825-1835.
 - 14) Halpern BS, Dahlbom M, Auerbach MA, et al. Optimizing imaging protocols for overweight and obese patients: a lutetium orthosilicate PET/CT study. *J Nucl Med* 2005; 46 (4) : 603-607.
 - 15) Alessio AM, Sammer M, Phillips GS, et al. Evaluation of optimal acquisition duration or injected activity for pediatric ¹⁸F-FDG PET/CT. *J Nucl Med* 2011; 52 (7) : 1028-1034.
 - 16) Chang T, Chang G, Clark JW, et al. Reliability of predicting image signal-to-noise ratio using noise equivalent count rate in PET imaging. *Med Phys* 2012; 39 (10) : 5891-5900.
 - 17) Halpern BS, Dahlbom M, Quon A, et al. Impact of patient weight and emission scan duration on PET/CT image quality and lesion detectability. *J Nucl Med* 2004; 45 (5) : 797-801.
 - 18) Masuda Y, Kondo C, Matsuo Y, et al. Comparison of imaging protocols for ¹⁸F-FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose. *J Nucl Med* 2009; 50 (6) : 844-848.
 - 19) 細野 眞, 佐賀恒夫, 伊藤健吾, 他. FDG PET. PET/CT 診療ガイドライン2012. 日本核医学会, 2012.
 - 20) 福喜多博義, 林万寿夫, 鈴木一史, 他. がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン. *核医技* 2009; 29 (2) : 195-235.
 - 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. *核医技* 2013; 33 (4) : 377-420.
 - 22) McDermott GM, Chowdhury FU, Scarsbrook AF, Evaluation of noise equivalent count parameters as indicators of adult whole-body FDG-PET image quality. *Ann Nucl Med* 2013; 27 (9) : 855-861.
 - 23) Mizuta T, Senda M, Okamura T, et al. NEC density and liver ROI S/N ratio for image quality control of whole body FDG-PET scans: comparison with visual assessment. *Mol Imaging Biol* 2009; 11 (6) : 480-486.
 - 24) 甲谷理温, 大西英雄, 滝川厚, 他. 肝 SNR を用いたデリバリー¹⁸F-FDG 使用時の PET 画像に影響を及ぼす因子および収集時間の検討. *日放技学誌* 2014; 70 (8) : 784-792.
 - 25) 甲谷理温. ¹⁸F- fluorodeoxyglucose-PET/CT 検査の新たな最適検査法に関する研究. 県立広島大学大学院総合学術研究科生命システム科学専攻 博士論文 2016; 1-105.
 - 26) Teras M, Tolvanen T, Johansson JJ, et al. Performance of the new generation of whole-body PET/CT scanners: Discovery STE and Discovery VCT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007; 34 (10) ; 34 (10) : 1683-1692.
 - 27) 大崎洋充, 鈴木一史, 福喜多博義, 他. 三次元 PET 収集における計数率が画質に及ぼす影響. *日放技学誌* 2008; 64 (4) : 407-416.
 - 28) Nagaki A, Onoguchi M, Matsutomo N. Patient weight based acquisition protocols to optimize ¹⁸F-FDG PET/CT image quality. *J Nucl Med Technol* 2011; 39 (2) : 72-76.
 - 29) Kei Wagatsuma, Kenta Miwa, Muneyuki Sakata et al. Comparison between new-generation SiPM-based and conventional PMT-based TOF-PET/CT: *Physica Medica* 2017; 42: 203-210.