

## 現在の臨床 PET-CT で描出可能な病巣の大きさの限界値とその多施設間比較

佐々木敏秋<sup>1</sup>、赤平秀昭<sup>2</sup>、成田将崇<sup>3</sup>、佐藤 郁<sup>4</sup>、岡田明男<sup>5</sup>、小室敦司<sup>6</sup>、田村博文<sup>7</sup>、

羽田野政義<sup>8</sup>、四月朔日聖一<sup>9</sup>

<sup>1</sup>岩手医科大学サイクロトロンセンター  
020-0603 岩手県滝沢市留が森 348-58

<sup>2</sup>あおもり PET 画像診断センター  
036-8183 青森県弘前市品川町 31-3

<sup>3</sup>弘前大学医学部附属病院  
036-8203 青森県弘前市本町 53

<sup>4</sup>秋田県立脳血管研究センター  
010-0874 秋田県秋田市千秋久保田町 6-10

<sup>5</sup>山形大学医学部附属病院  
990-9585 山形市飯田西 2-2-2

<sup>6</sup>白河厚生総合病院  
961-0005 福島県白河市豊地上弥次郎 2-1

<sup>7</sup>長岡赤十字病院  
940-2085 新潟県長岡市千秋 2 丁目 297-1

<sup>8</sup>新潟大学医歯学総合病院  
951-8520 新潟県新潟市中央区旭町通 1 番町 754 番地

<sup>9</sup>東北大学サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター  
980-8578 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-3

### 1 背景と目的

PET の画像再構成条件はその装置、施設ごとに異なるが、独自でその条件を模索している施設は少ない。本研究は、PET/CT、MET/MR のファントム画像を通常の臨床と詳細に描出するための画像再構成条件で作製し、詳細な画像が必要とされる場面に遭遇した場合の画像再構成条件決定の労力を減少させるとともに、

PET 技術者の画像再構成技術向上を目指してファントム実験を実施したことを報告するものである。

## 2 方法

### 2.1 測定方法

デレンゾファントム（以下ファントム、直径 20 cm、厚さ 88 mm）へ SUV 4.0 を想定した 10.60 kBq/ml の FDG を封入し、撮像時間 60 分のダイナミック収集を実施した。データ収集時間は、1min×5 回、5min×3 回、10min×1 回、30min×1 回とした（図 1）。再構成画像は通常の臨床における「全身」と「頭頸部」、「最も詳細な画像」の 3 種類とし、実験施設数 13、PET-CT 装置 17 台でそれぞれの画像描出能（認識度）を評価した。

ファントムはアクリル製で図 2 にその外観を示す。中には、6.0 mmΦ×28 個、5.5 mmΦ×36 個、5.0 mmΦ×45 個、4.5 mmΦ×55 個、4.0 mmΦ×66 個、3.5 mmΦ×89 個の穴が開けられている。

線源作製は、最初にそのファントムに FDG およそ 11.0 MBq 封入する。その際、空気の混入を防ぎながらファントム内に FDG を均一に行きわたらせる。続いて PET/CT へファントムを設置し、トランスミッションデータ収集を実施し、ファントム内が約 8.0 MBq、2.65 kBq/ml の 4 倍（SUV4.0 相当）の濃度になると同時にエミッションデータ収集を開始する。本実験を実施するにあたって、実験が少しでも滞りなく実施されるようにいくつか工夫を凝らしたマニュアルを作成し配布した。例えば、データ収集時にファントムの水平を調整するが、フロアジャッキを使用し、そのことを容易にした。実験参加施設数は 13、PET-CT は 17 台となった。

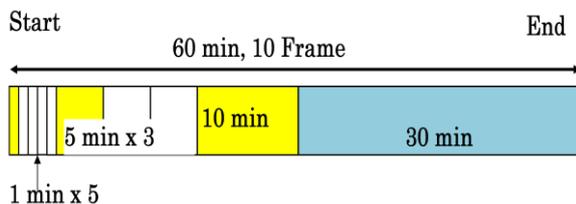


図 1. ダイナミック scan の時間スケジュール  
1分を5回、5分を3回、10分と30分を1回とした。

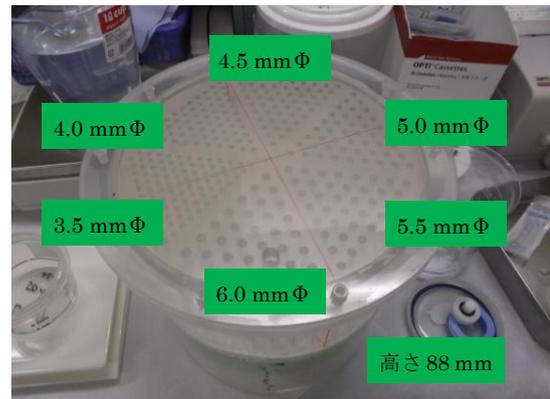


図 2. 使用したデレンゾファントム。上面から見たもの。直径 20 cm 高さ 88 mm の中に 6.0 mmΦ 28 個、5.5 mmΦ 36 個、5.0 mmΦ 44 個、4.5 mmΦ 55 個、4.0 mmΦ 66 個 3.5 mmΦ 89 個の穴が開けられている。

### 2.2 評価方法

本研究で対象とする画像は、現在の臨床における「全身用」と「頭頸部用」、最も「詳細」な画像の三種類とした。これは現在の臨床 PET/CT は、どの程度の条件で撮像されており、さらに最小で何ミリの腫瘍までが視認可能か？という疑問に答えるためである。ここで最も「詳細」な画像については、「1.0 mmΦ の腫瘍が見える可能性のある画像再構成条件」と極端な例を提示し、画像作成を依頼した。そのため、現在多くのガイドライン<sup>1-3</sup>で利用されている NEMA IEC BODY ファントムの 10 mm 球での評価とは異なる種類の PET 性能評価となった。その評価方法は 4 種類「物理評価」と「CT との重ね合わせ」、「画像評価」、「見えたホットスポットの数」の評価とした。

ここで、「物理評価」とはファントム画像からバックグラウンド (BG) の  $\text{mean} \pm (2.0-6.0)\text{SD}$  を差し引い

てその描出能を見たもので(図3)、 $\text{mean} \pm 6\text{SD}$  という基準は同じファントムに 37 MBq 封入しデータ収集を実施した場合、BG の  $\text{mean} \pm 6\text{SD}$  を引いたホットエリアの直径がファントム内の直径と一致することを確認し、決定した。「画像評価」は PET 画像に精通している東北 PET 技術的検討会の委員の先生方に 5 段階評価を依頼した。その 5 段階とは、ファントム内のホット部分の直径 3.5 から 6.0 mm で①すべて視認可能、②大体視認可能、③半分程度視認可能、④一部視認可能、⑤全く視認不可能である。その様子を表 1 に示す。その評価の際、モニター輝度 (100-150  $\text{cd}/\text{m}^2$ )、部屋の明るさ (250-500 lx) の推奨値を提示し、評価時にそれらを測定、記録し、画像評価環境の施設間に差が生じにくい対策を施した。さらに、このためのマニュアルを作成し配布した。「CT との重ね合わせ」は CT の HU 値 (Hann's field Unit) の低いところに PET カウンターの高いところが描写されることを利用し両者が一致するか否かで判定した。図 4 にその様子を示す。「計数」は単に表示されたファントム画像のホット数を数えたものである。

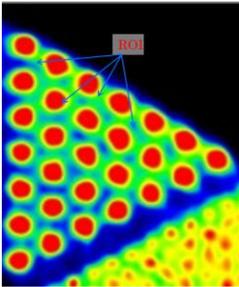


図 3. 物理評価の例 コールドの部分を引きくことでホット部分を描出させる。

表 1. 画像評価の基準表

真の数 (個数)	ファントム直径 (mm)	評価 5 (個数)	評価 4 (個数)	評価 3 (個数)	評価 2 (個数)	評価 1 (個数)
28	6.0	28	21-27	8-20	7 以下	0
36	5.5	36	26-35	11-25	10 以下	0
45	5.0	45	33-44	14-32	13 以下	0
55	4.5	55	40-54	17-39	16 以下	0
66	4.0	66	47-65	20-46	19 以下	0
89	3.5	89	63-88	27-62	26 以下	0

画像評価の基準である。5 段階に分類。1 は全く見えない。評価 5 は全部見える。評価 2-4 はその評価に迷う場合があり、その目安として数字を設けた。評価 4 は 1 個でも見えないもの、評価 2 は 1 個でも見える場合に適応される。

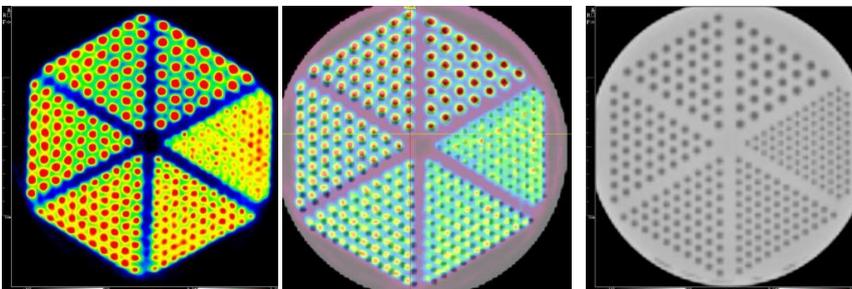


図 4. PET と CT の重ね合わせの様子

左が PET、右が CT、中央が重ね合わせ画像である。

### 3 結果

#### 3.1 結果 表示画像について

最初に各画像再構成条件での結果画像を示す。図 5 は「全身」の画像再構成条件の画像である。画質的にはすべての PET で NEMA IEC BODY ファントムの 10.0 mm 球は視認可能と考えられるが PET 画像を比較するとかなり差がある。画質の標準化あるいはハーモナイゼーションが叫ばれる日が近いかもしれない印象を受ける。枠の色はメーカーの違いを表す。グラフ内の数字は施設番号でありクリスタルの種類と Point Spread Function (PSF) 補正、Time of Flight (TOF) 収集の有無を表記している。右下の図はファントムに 37 MBq 封入した時の画像で、参照として表示した。過体重または胴体面積の広い被験者の場合、投与量を増やさずにデータ収集時間を増加させる考え方がある。しかし、当然であるがある程度までは投与量を増やした方が画像が良くなることをファントム画像は示している。図 6 の頭頸部の画像再構成条件の画像はその部位の腫瘍を想定しておりデータ収集時間 10 分を表示している。また施設 12 が拡大表示となっている。これは、今回の表示についての問題点を表しており、細かいものを表示するには表示範囲をある程度限定する必要があるが、今回は表示にその指定を行わなかったことに起因する。図 5 の「全身」と比較してかなり視認性が高く、図 7 の「詳細」な画像再構成条件ではさらに視認性が良くなっている。

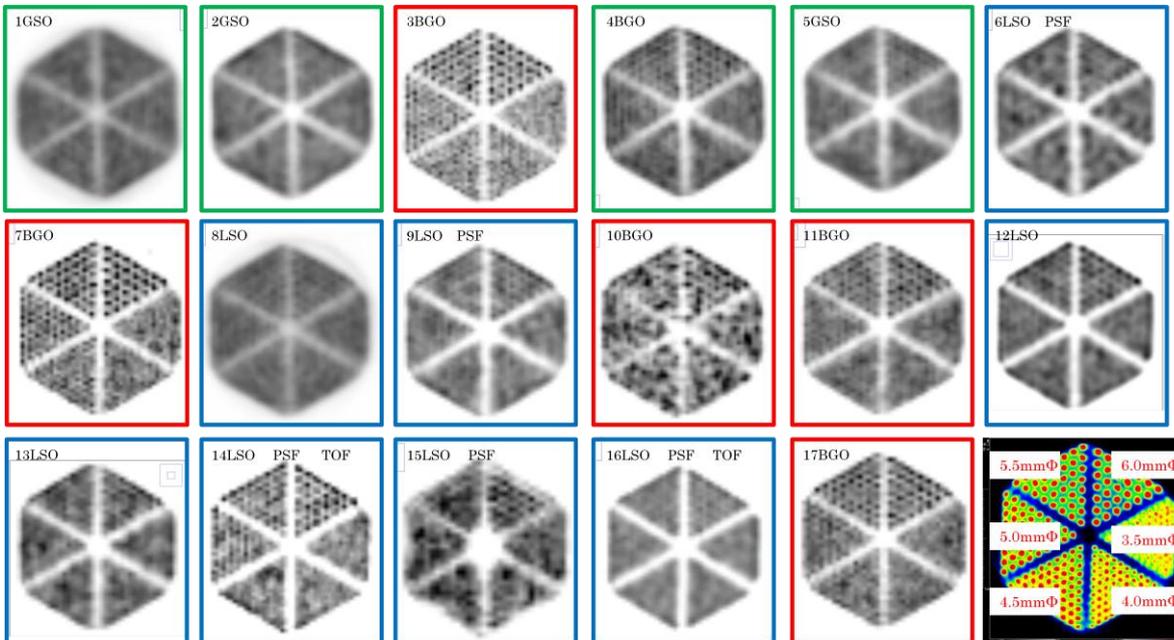


図 5. 全身の画像再構成条件の画像、データ収集時間 05 分の画像である。臨床では 1 ベット当たり 2-3 分程度の収集時間が多いと推測され、それに近いを表示した。枠の色は緑、赤、青とあるがメーカーの別、枠の中にはクリスタルの種類、PSF 補正、TOF 収集が記載されている。右下の図はファントムに 37 MBq 封入した画像である。

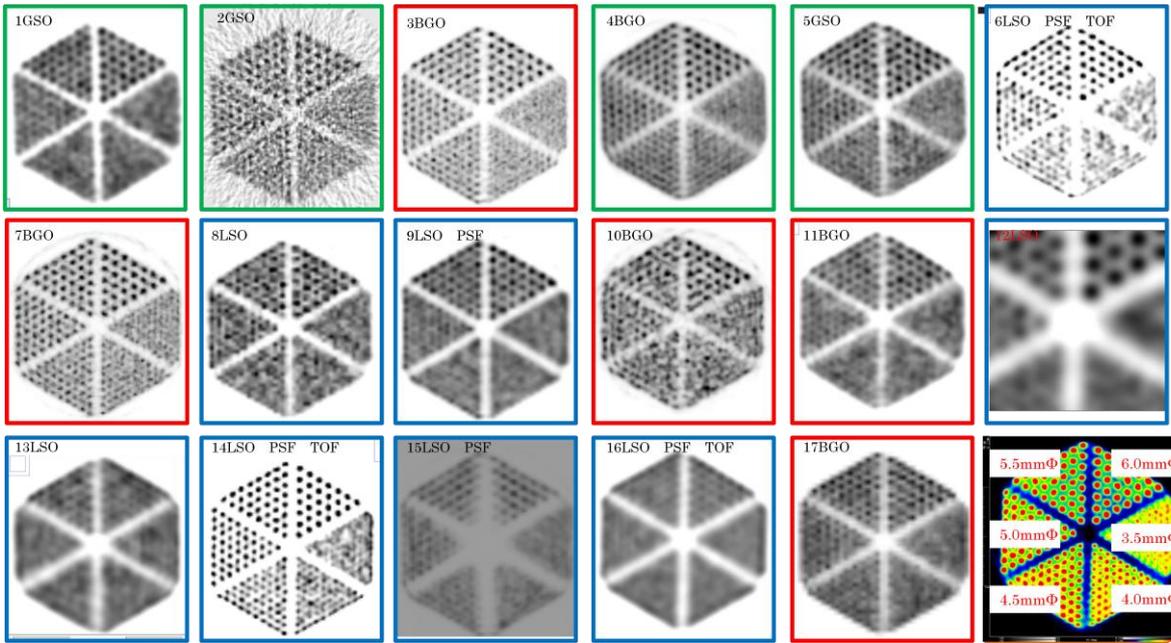


図 6. 頭頸部の画像再構成条件の画像。データ収集時間 10 分、脳腫瘍を想定している。枠の色は緑、赤、青とあるが色は PET メーカーの違いを表す。枠の中にクリスタルの種類、TOF 収集、PSF 補正の有無を記載した。施設 12 は拡大表示となっている。右下の図はファントムに 37 MBq ファントムに封入したときの画像である。

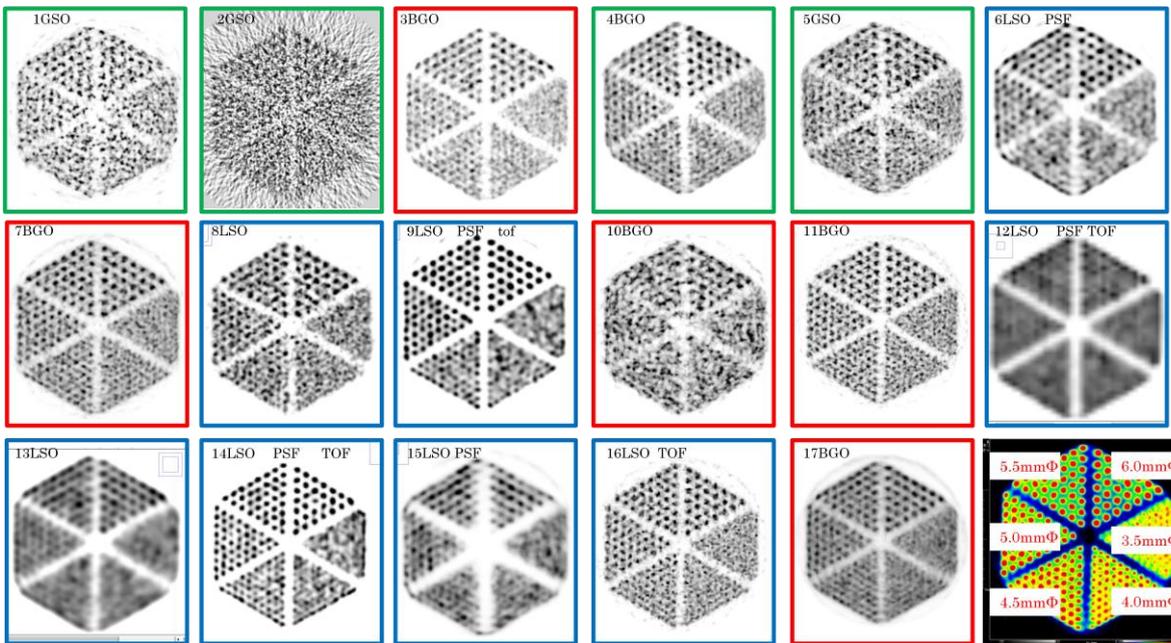


図 7. 詳細な画像再構成条件の画像。データ収集時間 05 分、枠の色は PET メーカーの違いを表す。枠の中にクリスタルの種類、TOF 収集、PSF 補正の有無が記載されている。右下の図はファントムに 37 MBq 封入したときの画像である。

### 3.2 結果 評価について

NEMA IEC DODY ファントムでの画像評価は 10 mm ホット球の視認性の有無で評価されることがある。しかし、今回のような数十個程視認されているファントム画像では視認性の有無の評価は困難であったため、どの程度見えているのかを、その割合で表した。最初に物理評価の結果を示す。

### 3.2.1 物理評価

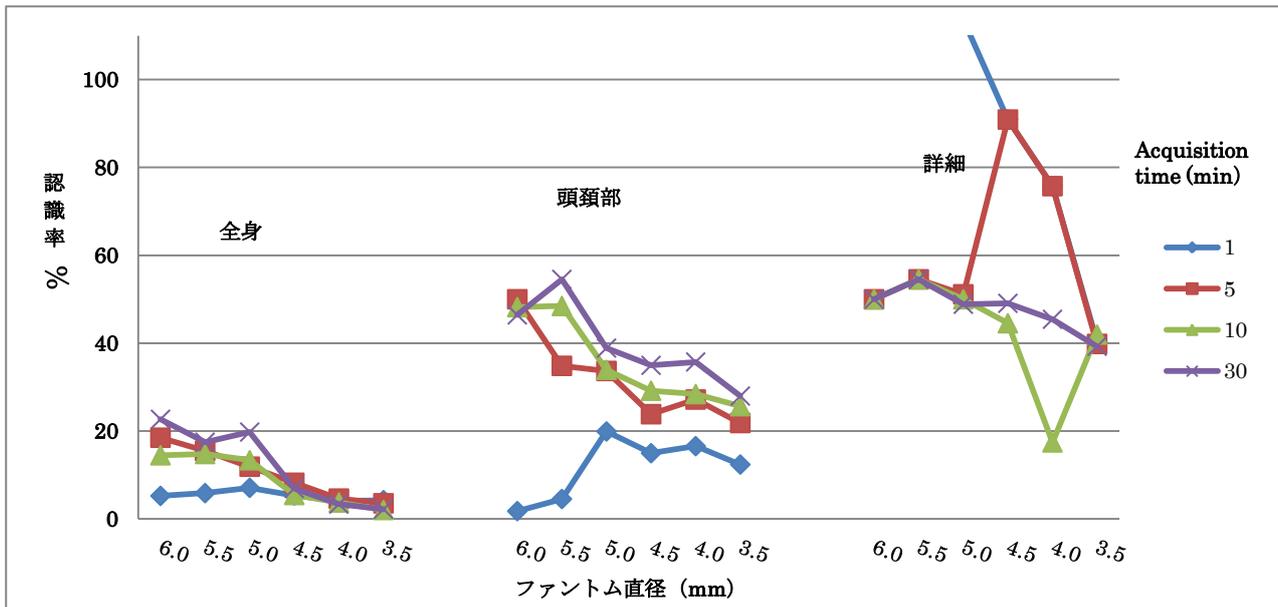


図 8. 物理評価のグラフ 認識されたホットエリアの本数ではどの程度見えているのか解らないため認識率で表した。左が「全身」、中央が「頭頸部」、右が「詳細」な条件での再構成の結果である。

通常 PET 画像の RI 集積を Standardized Uptake Value (SUV) と Region Of Interest (ROI) を用いて評価する場合、一つのピクセルの大きさはその腫瘍より小さい。しかし、今回はファントムの一番の太い直径でも 6.0 mm である。臨床における全身画像では、ほとんどの PET/CT 装置で 4.0 mm/Pixel サイズ前後で画像再構成されている (表 2 参照)。このことから考えてファントム 6.0 mm の太さでは 1 ピクセルのみ対応するが、ほとんどの場合、1 ピクセルがファントム太さ内に収まらないと推測される。また、今回使用したファントムは最小で 3.5 mm 径である。その場合、ピクセルの方が大きくなり部分容積効果の影響は避けられず、正しい値ではない。そこで、物理評価と称しコールドエリアの平均値と標準偏差をファントム画像から差し引いて残りのホット部位の認識度で評価した。統計的にはコールドエリアの平均値 $\pm 2SD$ はその計数の 96%程度を占める。今回は、コールドエリアに ROI を 10 個程度設置し、ファントムの直径と同じ径となる平均 $\pm SD$ を検討した結果、直径 6.0 mm では平均+6 SD、5.0 mm では平均+5 SD それ以下の径では平均+2 SD を差し引くことでファントムの直径とほぼ同様となることを確認し、これを適応した。その結果が図 8 である。詳細な画像では 6.0、5.5 mm 径で認識率 100%を超えているが、これは詳細に表示したためにホット部分が割れて 1 個が数個に分裂したため数が多くなったものである。臨床では例えば視床のような小さな部位は一つに見えるようにした方がよく 2 つに割れるような画像再構成は避けた方がよいと推察される。これについては Field Of View (FOV) との兼ね合いもあるが、細かい画像再構成が必ずしもいい結果をもたらすとは限らず、ノイズと区別がつかなくなることを意味する。しかし、全体的には詳細の画像再構成条件が認識率が高いと言える。

### 3.2.2 画像評価

画像評価は、各県の PET 技術者による 5 段階評価の平均を示した。これは PET 技術者の視認性を表したものであり、図 9 のグラフから判断すると「全身」、「頭頸部」、「詳細」の順に評価値が上昇しており、データ収集時間が長い方が評価が高くなっている。しかし、一部では中程度に表示される部分で評価者間でばらつきが見られた。原因として考えられることは本研究ではあらかじめ直径が分かっているためそれを再現し

ているのか、または一つの腫瘍を想定したかで画像評価の結果が異なると想定される。

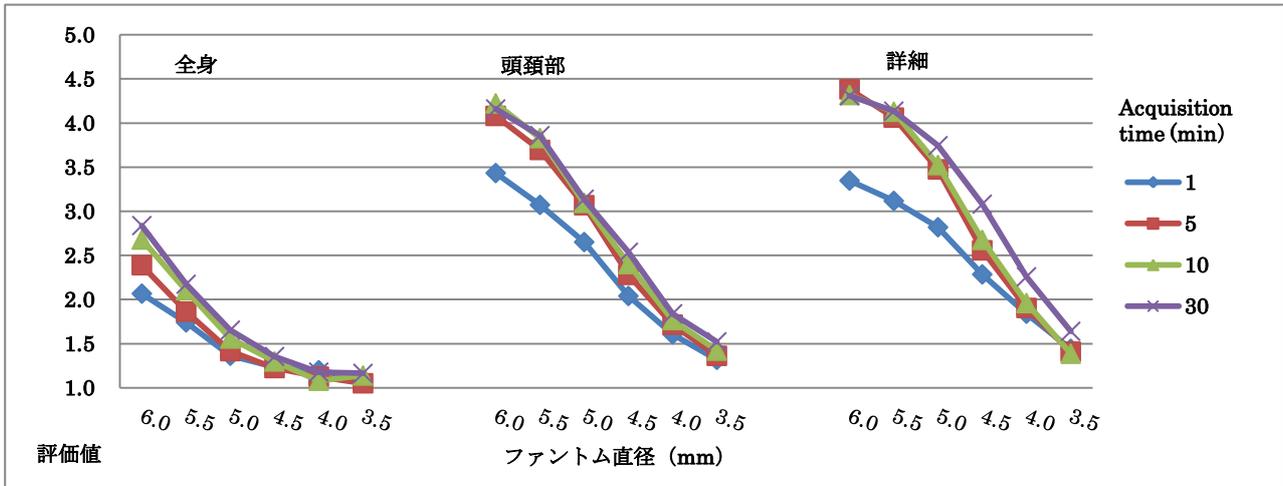


図 9. 画像評価のグラフ PET 技術者による評価の平均値を示した。収集時間が長い 30 分データ収集、また全身条件と比較し詳細な条件ではその評価値が高く高くなっている。

### 3.2.3 CT との重ね合わせ

通常の臨床では PET と CT、または MR の両者を重ねて解剖学的位置、大きさを判断する機会が多いと思われる。CT との重ね合わせでは、PET は画像上で係数が高く CT、MR ではデンシティの低い部分がほぼ同位置となるため、それが重なった部分を計数した。

図 10 にその様子を示す。CT との重ね合わせでは物理評価と画像評価同様に全身、頭頸部、詳細の順で認識度が高くなっているが、詳細では認識度とデータ収集時間が比例せず、認識度がのばらつきが大きい。原因は調査中である。

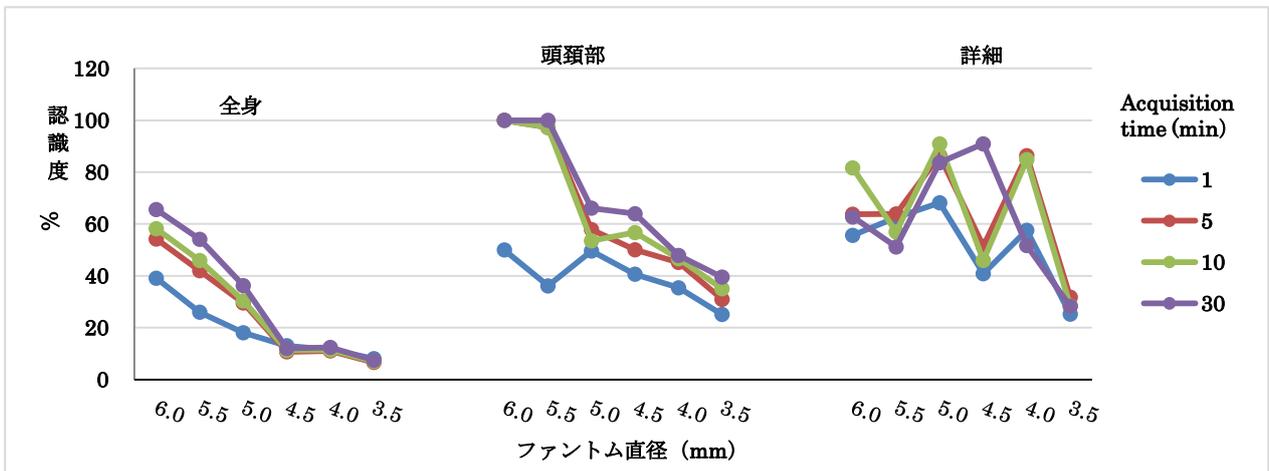


図 10. CT と重ね合わせた評価 物理評価、画像評価と変わらず「全身」、「頭頸部」、「詳細」の順で認識度が高くなっている。しかし、「頭頸部」、「詳細」でのばらつきが大きい。

3.2.3 計数での評価

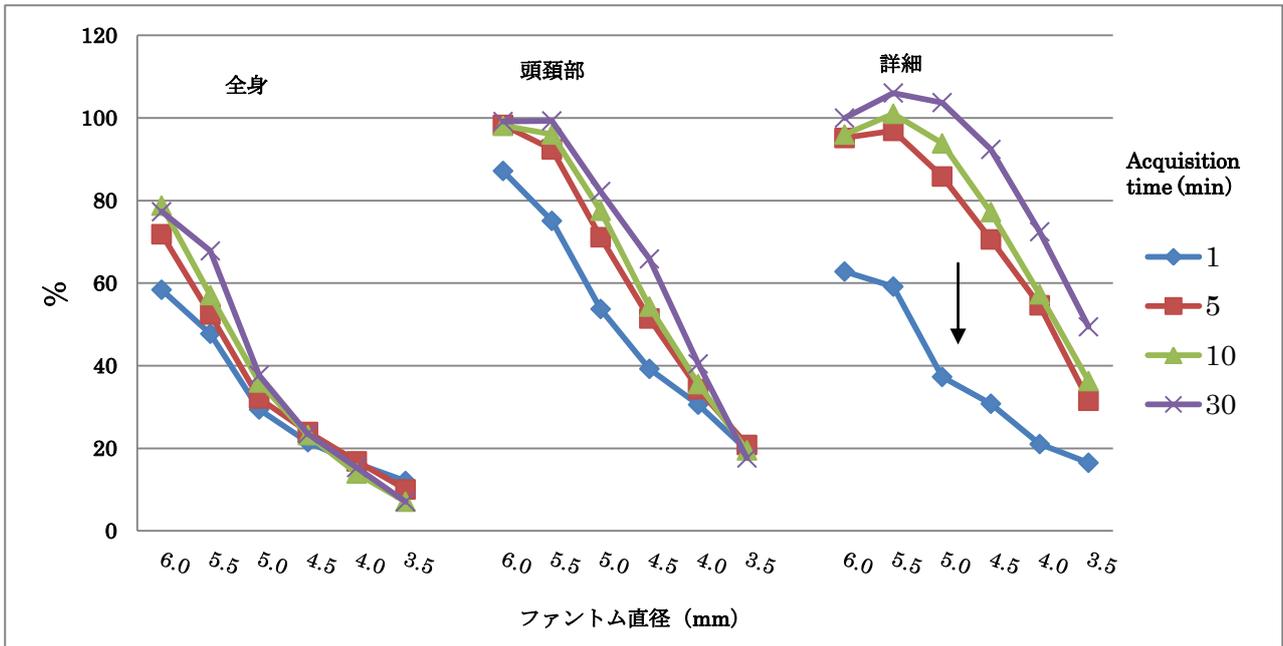


図 11. 計数での評価グラフ 詳細で 100%を超えているがこれは画像再構成条件、フィルタ、ピクセルサイズ等が細かくホット部分が分裂し、数が増えたため、その認識度が 100%を超えたものである。

計数の評価においても時間を延ばせばその認識度は増していることがわかる。ただし、詳細の 1 分 (図 11 矢印) では全身と比べ同程度と考えられるため詳細な画像再構成条件を検討する場合はデータ収集時間をある程度延長させることが重要と思われる。表 2 に各施設の全身における画像再構成条件を示す。

同じ装置であれば、画像再構成条件を共有することで容易に詳細な表示が可能となる。本研究は 10 年以上使用されている PET 装置から、最新機器まで共同実験に参加したが、装置の画像再構成条件を駆使すれば 5.0 mmΦ でも、SUV 4.0 程度であれば描出される可能性が高いということが立証された。表 2 は臨床における全身の画像再構成条件である。PET/CT、PET/MR の技術の発達が目覚ましく画像再構成法は多様である。臨床において、腫瘍等の認識度の有無は重要であり、今後は 10 mm 以下のホット部分に関しても画質の標準化が持ちあがる可能性が示唆される。

表 2.

Facility	PET-CT	BODY	SUBSET	ITERATION	POST FILTER	FOV	mm/pixel	PSF	other	TOF
1	Shimadzu Eminence sophia	DRAMA	Fi,cycle 0	1	Gaus 6.0mm	512	4.0			
	Shimadzu Eminence sophia	3D-DRAM A	Fi,cycle 128	1	Gaus 6.0mm	512	4.0			
3	GE_Discovery STE	VUEpoint	28	2	FWHM 4.39mm	512	4.0			

4	Shimadzu_emi nence BX	3D-DRAM A	Fi,cycle 128	1	no use	512	4.0			
5	Shimadzu_Sta rgate	3D-DRAM A	Fi,cycle 128	1	Gaus 6.0mm	512	4.0			
6	Siemence_Biog raph 40TP	3D-osem	14	6	Gaus 8.0mm	512	4.0	+	zoom1.0	
7	GE_Discovery STE	VUEpoint	28	2	FWHM 5.14mm	512	4.0			
8	Siemence_Biog raph	OSEM	8	2	Gaus 6.0mm	682	4.1		zoom1.0	
9	Siemence_Biog raph	OSEM	24	2	Gaus 6.0mm	512	4.0	+	zoom1.59	
10	GE Discovery LS8	OSEM	21	3	FWHM 5.59mm	512	4.0		Loop filter4.0	
11	Discovery 600	VUE PointHD	16	2	FWHM 6.0mm	512	4.0			
12	Siemens mCT	OSEM	21	2	FWHM 5.0mm	512	4.0		Zoom 1.37	
13	Siemens mCT	OSEM	24	2	FWHM 5.0mm	512	4.0		Zoom 1.37	
14	Siemens mCT	OSEM	21	2	ALL pass	700	3.5	+	Matrix 200	+
15	Siemens mMR	OSEM	21	3	ALL pass	500	3.9	+		-
16	Siemens horizon	OSEM	10	4	FWHM6.0	512	4.0	+		+
17	GE Discovery STE	OSEM	20	2	standard	512	4.0			

#### 4 まとめ

本研究の結果から直径 6.0 mm と 5.5 mm は 90%、直径 5.0 mm は 78%、直径 4.5 mm は 70%、直径 4.0 mm は 36%、直径 3.5 mm では 19 %程度の確率で描出可能である。しかし、ファントムは球ではないため単純に腫瘍に応用することは出来ない。今後は球での評価を目指す、10 年程度の BGO 装置の視認性は最新機器に匹敵することをが明らかとなった。

多施設でファントム実験を実施し、現在の PET-CT の描出能力を示した。本研究の結果は PET 装置の仕様書に現れない PET/CT、PET/MR の能力を示す一面を持ちあわせるが、これらのデータの共有は確実に我々技師の撮像技術向上につながると思われる。

参考文献

- 1) PET 装置性能評価法 2013 JESRA X-0073\*D-2017 (一社) 日本画像医療システム工業規格
- 2) FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン 核医学技術 27 425-456 (2007)
- 3) がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン第 2 版 (2013 年 核医学技術 Vol.33 No.4)
- 4) Masuda Y, Kondo C, Matsuo Y, Uetani M, Kusakabe K. Comparison of imaging protocols for 18F-FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose. J Nucl Med. 2009;50:844–8.
- 5) Halpern BS, Dahlbom M, Auerbach MA, Schiepers C, Fueger BJ, Weber WA, et al. Optimizing imaging protocols for overweight and obese patients: a lutetium orthosilicate PET/CT study. J Nucl Med. 2005;46:603–7.
- 6) Tatsumi M, Clark PA, Nakamoto Y, Wahl RL. Impact of body habitus on quantitative and qualitative image quality in wholebody FDG-PET. Eur J Nucl Med. 2003;30:40–5. 7.
- 7) Halpern BS, Dahlbom M, Quan A, Schiepers C, Waldherr C, Silverman DH, 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.

## Comparison of the PET/CT image capabilities among PET facilities in the Tohoku region

T. Sasaki<sup>1</sup>, H. Akahira<sup>2</sup>, M. Narita<sup>3</sup>, K. Sato<sup>4</sup>, A. Okada<sup>5</sup>,  
A. Komuro<sup>6</sup>, H. Tamura<sup>7</sup>, M. Hatano<sup>8</sup> and S. Watanuki<sup>9</sup>

<sup>1</sup>Cyclotron Research Center, Iwate Medical University  
348-58 Tomegamori, Takizawa, Iwate 020-0603, Japan

<sup>2</sup>Aomori PET Center  
313 Shinagawa-cho, Hirosaki, Aomori, 036-8183, Japan

<sup>3</sup>Hirosaki University School of Medicine and Hospital  
53 Hon-cho, Hirosaki, Aomori, 036-8203, Japan

<sup>4</sup>Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita  
6-10 Senshu Kubota-machi, Akita-city, Akita, 010-0874, Japan

<sup>5</sup>Yamagata University Hospital  
2-2-2 Iida Nishi, Yamagata-city, Yamagata, 990-9585, Japan

<sup>6</sup>Shirakawa Kosei General Hospital  
2-1 Toyochiue-Yajiro, Shirakawa, Fukushima, 961-0005, Japan

<sup>7</sup>Nagaoka Red Cross Hospital.  
297-1 Senshu 2 Chome, Nagaoka, Niigata, 940-2085, Japan

<sup>8</sup>Niigata University Medical & Dental Hospital  
754 Asahi-machi Ichiban-cho, Chuou-ku, Niigata, Niigata, 951-8520, Japan

<sup>9</sup> Cyclotron and Radioisotope Center (CYRIC), Tohoku University  
6-3 Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai, Miyagi, 980-8578, Japan

### Abstract

PET image reconstruction methods vary depending on the devices and/or facilities. The methods are usually designated by the device makers and few facilities search the best method of optimal imaging

for themselves. This study was conducted aiming to improve our skill of image reconstruction through phantom experiments. The phantom we used has a diameter of 20 cm, a thickness of 88 mm and many holes in it. The number of holes is as follows: 3.5 mm  $\Phi$ , 89; 4.0 mm  $\Phi$ , 66; 4.5 mm  $\Phi$ , 55; 5.0 mm  $\Phi$ , 44; 5.5 mm  $\Phi$ , 36; 6.0 mm  $\Phi$ , 28. FDG was poured into the phantom uniformly with a density of 2.65 kBq/ml \* 4.0 (equivalent to SUV 4.0) and the phantom was scanned for 60 minutes in the following time sequences; 1min \*5, 5min \* 3, 10min \*1, 30min \*1. The experiments were conducted with 17 PET/CT devices in 13 PET facilities in the Tohoku region. Acquired data were processed in the three image reconstruction methods, which were (1) for an image of whole-body, (2) for an image of head & neck part and (3) for a detailed image of maicrotumors. In the third method, reconstruction condition was set as maicrotumors with 1 mm $\Phi$  could be visualized. Those image data were evaluated from the aspects of physical depicting ability, image quality, quality of superimposed images obtained by overlapping CT images, and number of the identified spots (the visualized holes of the phantom). Although we had thought we could not identify any spots on the reconstruction condition settled for whole-body imaging, the majority of spots with diameter 6.0 mm and 5.5 mm were visualized. In the images conditioned for head & neck, about 35% of the spots with 3.5 mm $\Phi$  were able to be identified. As each facility's PET images are different from one another, standardization or harmonization of PET images is thought to be desirable. In this study some functions of the PET machines have been found to be available though they are not stated in the specifications. Sharing of these results will help to improve our PET image quality.