

## PET 性能評価法を利用した PET 性能施設間比較

佐々木敏秋<sup>1,2</sup>、世良耕一郎<sup>1</sup>、石井慶造<sup>2</sup>

<sup>1</sup>岩手医科大学サイクロトンセンター  
〒020-0173 岩手県岩手郡滝沢村留が森 348-58

<sup>2</sup>東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻  
先進原子核工学講座 先進原子核工学分野  
〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻 6-6-1-2

### 1 はじめに

Positron Emission Tomography (PET) は定量性が高いと評価されている一方で、その PET 定量値は施設ごとに異なるとも指摘されている。この問題に対し、原因はどこにありどの程度であるか把握するために、臨床における PET 装置の性能施設間比較を行った。本論文は、そこで得られた結果を施設間校正の試みとしてまとめたものである。本研究の目指すところは、今まで系統的に調べられていなかった施設間・機種間の定量値の相違を把握し、対処法を追究することにある。そのためには PET 性能評価法の統一基準の確立が必要となる。現在の 3D-PET 装置において各施設間・機種間の定量値を互いに校正し、2D-PET 装置で蓄積した科学的データを、他手法でも gold standard として基準データを提供することが可能になると期待できる。

PET 性能を維持するためには、メンテナンスと性能評価は欠かすことが出来ない重要項目である。PET 装置のメンテナンスは PET メーカーが行い、PET 性能評価はユーザが行うことで基本性能の維持と確認が行われる。

PET 性能評価法にはその測定指針がいくつか存在する<sup>1-7)</sup>。測定指針には測定基準が定められているが、測定基準に合わせる事が困難な項目も存在する。「FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン」(以下撮像技術ガイドライン)<sup>1)</sup>では「測定基準に合わせる事が困難な場合、可能な限り測定条件に近づけること。」とされている。PET 性能評価試験を正確に実施するためには、どの PET においても達成可能となる条件が必要である。そこで本研究では、その測定条件を設定し、多施設の PET 性能を測定することにより、臨床 PET 性能の施設間比較を試みた。

PET 装置の性能を施設間比較するためには以下の条件が必要と考えられる。

- 本来の PET の性能が維持されていること。
- どの装置においても共通の条件であること。
- 同じファントムを使用すること。

本来の性能が維持されているということは、メーカーの定期的なメンテナンスが実施されているということである。

どの装置でも共通の条件であることというのは、PET装置の測定条件が十分に達成可能な条件であり、実験者による裁量は含まれないことが前提となる。

同じファントムを使用することとは、ファントムが異なることによる再現性と結果の違いを避けるために必要となる。さらにPET性能評価の条件を同一にするには、実験者も同じであることが望ましい。

## 2 目的

PETの性能はその使用されるシンチレータの種類、大きさ、光電子増倍管、データ収集法、画像再構成法、散乱補正法等によって異なってくる。たとえ検出器シンチレータが小さく空間分解能は高いとしても、他のPET性能に係わる因子が低くてはPET全体として高性能とはならない。

本研究の主目的は、これまでに違々とされていたPET施設間の画像データのどこがどの程度異なっているのか明確にするところにある。その方法としてPET性能評価法を利用することとした。

## 3 方法

本研究の測定項目と測定方法は「撮像技術ガイドライン」<sup>1)</sup>から引用した。さらに「がんFDG-PET/CT撮像法ガイドライン」(以下撮像法ガイドライン)<sup>7)</sup>の第二試験も加えた。

撮像技術ガイドライン<sup>1)</sup>の測定項目とその条件に沿ってPET性能評価試験を行う場合は、少なくとも3日程度は必要となる。通常どのPET施設でもPET性能評価試験に向けられる時間はメンテナンスの後か日常のPET検査後と考えられる。どちらにしても一日が限界である。したがって、PET性能施設間比較のためには測定項目の選択と条件の変更が必要と考えられる。

### 3.1 測定項目の選択

「撮像技術ガイドライン」<sup>1)</sup>では臨床で確認しておきたいPET性能評価項目が定められている。その中から本研究では以下の6種類を定めた。

- ① 空間分解能(点:点線源)
- ② 空間分解能(線:線線源)
- ③ 絶対感度
- ④ 散乱フラクシオン
- ⑤ 画像濃度の均一性
- ⑥ 部分容積効果(撮像法ガイドライン第二試験<sup>7)</sup>)

空間分解能(点)、絶対感度、散乱フラクシオン、画像濃度の均一性はPET装置の基本性能として、日常のPET検査に重要な項目である。空間分解能(線)は3D-PET装置ではスライスの両端で感度、画質が低下することが知られているため、全スライス評価を目的とした。部分容積効果は、PETの分解能が有限なため、正確な計数を評価出来ないことにより起きる問題である。この部分容積効果には「撮像法ガイドラインの第二試験」を採用した。これで基本性能評価に加えPET画像評価も可能となる。

本研究には高計数率にかかわる特性は含まれていない。それは、高計数率が問題となる領域で通常のPET検査を行っている施設は少ないと考えられること、性能評価における測定時の被ばくと使用RI量を減少させたためである。

### 3.2 測定条件の変更

本研究では、撮像技術ガイドラインの測定条件を変更し、一人の放射線技師が一日以内（4-5 時間）に PET 性能評価試験の実施を可能とした。そのために行った「撮像技術ガイドライン」に対する本研究の測定条件変更点は 6 点である。

1 点目は計数率についてである。「撮像技術ガイドライン」では全同時計数に対する偶発同時計数率（Prompt/Delay）を 5%以内と定めているが、本研究では 20%程度に定めた。これは標準正規分布の確率から求めている。

例えばある母集団の平均 $\pm 2\sigma$ ではその信頼区間は 95%となる。本研究でいえば全同時計数の 95%が真の同時計数+散乱同時計数となり、空間分解能（点）等の規定がこれに当たる。絶対感度、散乱フラクションは全同時計数に対する偶発同時計数の割合を 1%と規定している。この場合は 99%の信頼区間となり偶発同時計数は、確率から言えば極めて低値である。本研究ではその信頼区間を 80%程度にしたということである。3D-PET の散乱線含有率を 30 数%程度であることを考慮すると PET 性能評価としてはどの PET 装置でも達成可能な条件の限界と考えられる。本研究は臨床における PET 性能評価であるためこの値を超えて統計的な信頼区間を下げては測定の信頼性が無くなる。条件を緩和したことで RI 使用量と計数を高められ、統計精度を保ちながらの性能評価が可能となった。

空間分解能（線）は、空間分解能（点）が PET ガントリーに連続してであると想定し条件を決定した。Prompt/Delay は 12%前後となった。散乱フラクションは撮像技術ガイドラインで Prompt/Delay 比率が 1%、収集カウントが 100k/flame と規定されている。しかし、Prompt/Delay 比率の 1%は 3D-PET で達成不可能であった。撮像技術ガイドラインではこのような場合、出来る限り可能な条件としている。そのため、撮像法ガイドラインで定めた収集カウント 100k/flame を考慮し、空間分解能（線線源）で使用した線源を使用すると Prompt/Delay 比が 12%程度となった。絶対感度の測定条件も撮像技術ガイドラインでは Prompt/Delay 比で 1%以内、収集は 10k カウント以上であり、達成不可能な条件である。そのため散乱フラクション同様に空間分解能（線線源）の線源を使用することで、撮像技術ガイドラインで定められた計数 10k カウントが得られる測定時間とした。Table 1 に撮像技術ガイドラインの測定条件、Table 2 に本研究の測定基準、そして Table 3 に測定条件を決定した時の NMCC(Nishina Memorial Cyclotron Center) の実際の計数を示す。

2 点目として、画像濃度の均一性等で規定されている「各スライスの収集カウントが 5M カウント以上」（すべてのスライスが 5M カウント）と規定しているところをスライスあたりに変更した。PET は Z 軸方向の中心部のカウントが高く、端の部分が低い。臨床では必要な部位のカウントが得られれば良いため平均値とした。

**Table 1 Acquisition technical guideline for FDG-PET study**

Measurement items	Prompt/Delay (%)	Count (each slice)
Partial volume effect	/	/
Uniformity	/	more than 5M
Spatial Resolution	within 5	more than 100k
Scatter Fraction	less than 1	more than 100k/flame
Sensitivity	less than 5	more than 10k

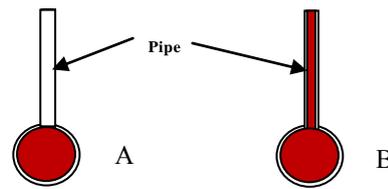
**Table 2 Measured count rate at NMCC(Nishina Memorial Cyclotron Center)**

Measurement item	Prompt/Delay (%)	Count
Uniformity	within 20	5M
Spatial resolution (point)	within 20	100k
Spatial resolution (line)	within 12	100k/slice
Scatter fraction	within 12	100k/flame
Sensitivity	within 10	10k

**Table 3 Measured count rate at NMCC**

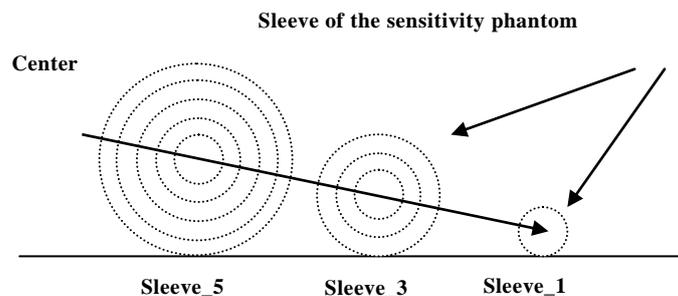
Measurement item		Emis (kcps)	Prompt (kcps)	Delay (kcps)
Uniformity		155	196	39
Partial volume effect		119	153	33
Spatial resolution(point)	0.52	0.71	0.15	
Spatial resolution(line)	13.1	14.6	1.5	
Sensitivity		7.82	8.52	0.84
Scatter fraction		3.39	3.93	0.45

3点目は部分容積効果（撮像法ガイドライン第二試験）である。これは RI の封入方法を変更し、球と途中の管にも RI 封入した。Fig.1 に NEMA IEC BODY ファントム球への RI 封入の様子を示す。塗りつぶされている部分が RI 封入部分である。本来は Fig.1 A の様に球の部分のみに RI を封入するべきである。しかし本研究では球の取り付け部分にも封入した。その様子を Fig.1 B に示す。このことで容易に実験が可能となり、空気の混入も最小限に出来る。管中の RI は、PET 画像で確認することが出来ず部分容積効果の測定に影響しないことを実験で確認した。



**Fig.1 Red part filled with FDG Solution. (A)(B)indicate the difference of the solution filled with FDG.**

4点目は絶対感度測定である。この測定はスリーブと呼ばれるアルミ管を抜き取りながら測定を行う。撮像技術ガイドラインでは、このスリーブの断面中心と PET ガントリーの中心を一致させるように定めている。スリーブは厚さを持っているため抜き取るごとに絶対感度ファントムの高さが変化する。そのため PET ガントリーとファントム中心は一致しなくなる。その場合はベッドの高さ調整が必要と考えられるが、ミリ単位のベッド高の調整は困難であった。測定時間を考慮するとベッドの高さを変えない方が効率良く、手技的にも安定していた。Fig.2 に絶対感度測定用ファントム断面図とファントム中心が変化する様子を示す。



**Fig.2 Cross section view of sensitivity phantom. The center position moves downward**

5点目として、空間分解能（線線源）、散乱フラクシオン、絶対感度測定については同じ線源を使用した。線源作成時間短縮のためである。撮像技術ガイドラインでは、感度用の線源チューブは  $700 \pm 5 \text{mm}$  のプラスチックチューブに封入すること、散乱フラクシオンの線源チューブは内径  $3.2 \pm 0.2 \text{mm}$ 、外径  $4.8 \pm 0.2 \text{mm}$ 、長さ  $800 \text{mm}$  ポリエチレンに封入すること、と規定されている。これらのチューブを内径  $1.0 \text{mm}$  のテフロンチューブ、長さ  $800 \text{mm}$  に変更した。散乱フラクシオンは線源が細くても問題ないこと、絶対感度については PET ガントリー内の RI 量が把握できれば良いと考えられるためである。

6点目は、空間分解能（点）と空間分解能（線線源）を3点同時測定とした。そのことで PET 性能評価への影響が無いことを事前に実験して確かめた。空間分解能（点）の測定点は、PET スライス内については PET の横断面中心から 垂直方向  $10 \text{mm}$ 、垂直方向  $100 \text{mm}$ 、水平方向  $100 \text{mm}$  の3点、体軸方向は中心と中心から  $1/4$  の2箇所測定する。3点同時測定を行うと空間分解能（点）は2回の測定で終了する。

以上の6点を変更することで、通常3日程度要するPET性能評価試験を、撮像法ガイドライン第二試験を加えても4-5時間程度で可能となった。RI使用量は185MBq以下となり、FDGデリバリー施設でも測定可能な条件である。

### 3.3 線源の準備と測定方法

#### 3.3.1 空間分解能(点)

線源はFDGおよそ2.62kBq(濃度5MBq/ml)を脱脂綿1mmΦに浸みこませ、マイクロピペットのチューブに詰め込んだものを3個用意した。必要な計数は撮像技術ガイドラインで線源あたり100kカウントと指定されているが、本研究では3点同時測定(PETガントリー中心からY軸方向10mm, Y軸方向100mm, X軸方向100mm)としたため300Kカウントの収集とした。3点の線源は、アクリル1mm厚の固定具で固定した。測定点は体軸の中心と中心から体軸長の1/4移動させた点の2か所を測定した。

#### 3.3.2 空間分解能(線)

線源は、FDG 3.14MBq(濃度5MBq/ml)を1.0mmΦ、長さ800mmのテフロンチューブに詰め込んだものを3本用意し、ファントム内の線源の蛇行を防ぐため、プラスチックの管に線源であるテフロンチューブを挿入した。さらに、空間分解能(点)の固定具を使用し、3本同時測定した。データ収集時間は、撮像技術ガイドラインの1点線源あたり100kカウント以上になるようにスライス数と線源の本数を考慮し必要な計数を確保して決定した。

#### 3.3.3 散乱フラクシオン

線源はFDG 3.14MBq(5MBq/ml)を1.0mmΦ、長さ800mmのテフロンチューブに詰め込んだ空間分解能(線)と同じものを使用した。収集時間は600秒とすべての装置で同一にした。測定はベッドの上に散乱フラクシオンファントムを置き撮像技術ガイドライン通りに行った。

#### 3.3.4 絶対感度

線源はFDG 3.14MBq(濃度5MBq/ml)を1.0mmΦ、長さ800mmのテフロンチューブに詰め込んだ空間分解能(線)と同じものを使用した。収集時間は10kカウント/スライス。測定は撮像技術ガイドラインに準じスリーブを抜き取りながら寝台の上で実施した。絶対感度とはPET検出器の感度を通常示すが、臨床では寝台とともにデータ収集を行うため本研究では寝台の吸収を含めた感度を測定することとした。

#### 3.3.5 均一性

線源はFDGおよそ20MBqを直径200mm円筒形のプールファントムに封入した。測定は撮像技術ガイドラインを変更し5Mカウント/スライスとなるようなデータ収集時間とした。

#### 3.3.6 部分容積効果

線源は撮像法ガイドライン第2試験に準じて、球と周囲のバックグラウンドが4:1となるように調製した。バックグラウンドの濃度は2.65kBq/ml、球内部はその4倍の濃度とした。測定は3分もしくは臨床で用いているデータ収集時間と30分収集も行い十分な収集カウントを得た。

## 4 施設の概要

PET性能施設間比較を実施するためのPET施設として、目的とする比放射能のFDGを入手可能なサイクロトロンを所有する施設を対象とした。また、実験の再現性を確保するために、各施設の実験時には筆者が立ち合った。そのため東北と一部関東のPET施設に限定された。

施設は全体で7施設となった。内訳は研究を主体とする3施設、臨床と研究を併用している1施設、臨床を主体とする3施設であった。PET装置の台数は8台、5機種、4社のメーカーとなった。Table 4に

実験参加施設と機種、PET メーカーを示す。G と H は同じ施設だが、本論文では便宜上異なる施設としている。

**Table 4 Facilities and PET machines in this study**

Facility	PET machine	Maker
A	SET24000	SHIMADZU
B	SET3000GCT/M	SHIMADZU
C	SET3000GCT/M	SHIMADZU
D	BIOGRAPH	SIEMENS
E	BIOGRAPH	SIEMENS
F	SET24000	SHIMADZU
G	DiscoveryST Elite	GE
H	GEMINI GXL	PHILIPS

PET 画像は画像再構成法が異なると性能の一部が変化するため、再構成条件を把握する必要がある。Table 5 に頭頸部をデータ収集した場合の画像再構成法と画像マトリクスを示す。

Table 6 は全身、Table 7 は Japanese Alzheimer’s Disease Neuroimaging Initiative (J-ADNI)を示す。J-ADNI とは、アルツハイマー病の治療薬を開発する場合に必要なもの忘れ症状の評価とともに、画像診断や、髄液診断などの評価基準づくりを行う臨床研究である。通常、同じ機種でも施設により画像再構成法が異なるが、J-ADNI の場合は同型 PET 装置であれば同じ再構成法が定められている。

**Table 5 Reconstruction parameter of each PET facility ( Brain and Neck)**

Facility	Recon struction	Parameter	Smoothing Filter	Scatter correction	Matrix
A	FBP	Cutoff	8	Gaussian No	128 (2D)
		Order	2		
B	OSEM	Subset	26	Gaussian	HDE* 128
		Iteration	4		
C	FBP	Cutoff	1	Gaussian	HDE* 128
		Order	1		
D	OSEM	Subset	8	Gaussian	SSS** 256
		Iteration	8		
E	OSEM	Subset	21	Gaussian	SSS** 256
		Iteration	4		
F	FBP	Cutoff	8	No	No 128 (2D)
		Order	2		
G	View Point	Subset	28	Gaussian	MBSC*** 128
		Iteration	3		
H	LOR-RAMILA	Subset	191	No	SSS** 128
		Iteration	2		

Note: \*Highbrid Dual Energy , \*\* Single Scatter Simulation, \*\*\*Model Based Scatter Correction

**Table 6 Reconstruction parameter of each PET facility in (Whole Body) scan**

Facility	Recon struction	Parameter		Smoothing Filter	Scatter correction	Matrix
A	OSEM	Subset	16	Gaussian	No	128
		Iteration	2	FWHM6.0		
B	DRAMA	Iteration	0	Gaussian	HDE	128
		Filter cycle	1	4.0mm		
C	DRAMA	Iteration	1	Gaussian	HDE	128
		Filter cycle	128	FWHM6.0		
D	OSEM	Subset	8	Gaussian	SSS	168
		Iteration	2	5.0mm		
E	OSEM	Subset1	4	Gaussian	SSS	162
		Iteration	6	8.0mm		
F	OSEM	Subset	16	BW Filter	No	128
		Iteration	2	cutoff8 order2		
G	View	Subset	28	Gaussian	MBSC	128
	Point	Iteration	2	5.14mm		
H	LOR-	Subset	191	No	SSS	144
	RAMILA	Iteration	1			

**Table 7 Reconstruction parameter of each PET facility in (J-ADNI)**

Facility	Recon struction	Parameter		Smoothing Filter	Scatter correction	Matrix
A	OSEM	Subset	16	BW Filter	No	128
		Iteration	4	cutoff 8 order 2		
B	DRAMA	Iteration	4	No	HDE	128
		Filtercycle	0			
C	DRAMA	Iteration	4	No	HDE	128
		Filtercycle	0			
F	OSEM	Subset1	16	BW Filter	No	128
		Iteration	4	cutoff 8 order2		

## 5 結果

### 5.1 空間分解能(点)

PET 装置の基本的性能といえる空間分解能評価は、Filtered Back Projection(FBP)法での画像再構成と定められており FWHM が 3.5-7.0mm と報告されている<sup>1)</sup>。しかし、実際の臨床現場に提供される画像はノイズ除去等のためさまざまなフィルター処理を行い、最終的に本来の FWHM とは異なってくる。本報告ではその最終的な画像の空間分解能を求めた。その結果を画像再構成の種類ごとに示す。transaxial は横断面分解能を示し、axial は Z 軸方向の空間分解能を示している。

Fig.3 は頭頸部の画像再構成の結果である。transaxial 内は 5.3-8.3mm まで、axial 方向は 5.8-9.2mm までの幅がある。D 施設が transaxial, axial とともに低い値となっている。H 施設は装置の制約と実験時間の都合上データ収集することが出来なかったため表示されていない。

Fig.4 は全身の画像再構成である。transaxial は 5.0-10.3mm、axial は 6.7-9.4mm の幅があり、transaxial は A 施設、axial は F 施設が低い値である。A と F、B と C 施設が同様の値である。

Fig.5 は J-ADNI 条件のグラフである。transaxial は 4.7-6.2mm、axial は 5.8-7.6mm までの幅がある。同型 PET 装置であれば同じ再構成条件の指定である J-ADNI の結果は A と F、B と C で同様の値となっている。

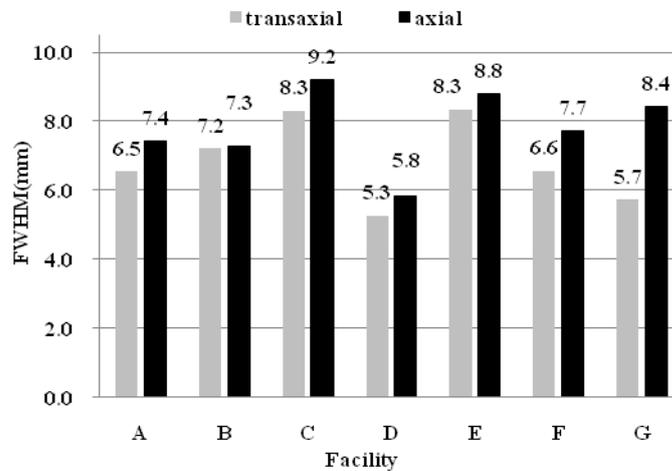


Fig.3 Spatial resolution point of Brain and Neck

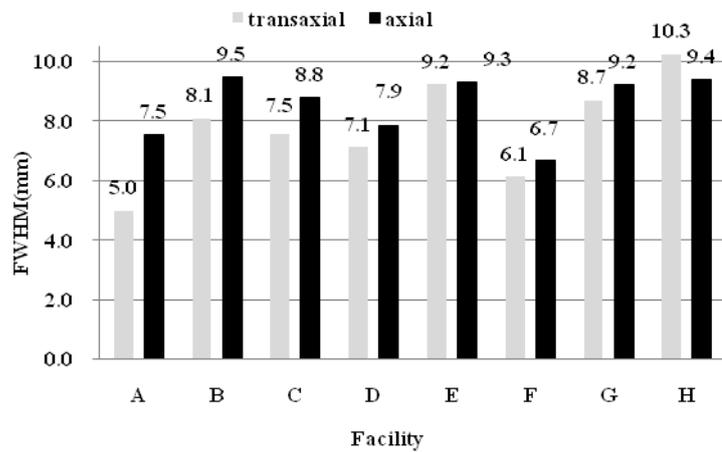


Fig.4 Spatial resolution point of whole body

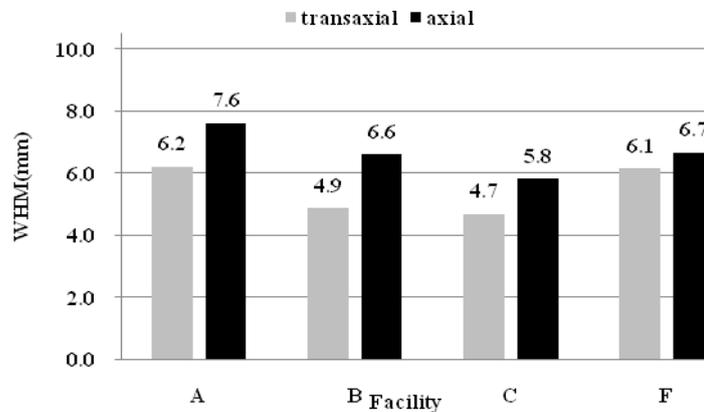


Fig.5 Spatial resolution point for J-ADNI D and E are not involved

A、B、C、Fは頭頸部の定量性に重点を置くPET施設である。D、E施設は全身を表示した場合に頭頸部は小さな画像となるための拡大の表示法として用いている。ここでAとF、BとC、DとEはそれぞれ同型のPET装置である。各施設とも、再構成法を変化させた場合の空間分解能は大きく異なる。FWHMは全施設の平均として、頭頸部での再構成法で横断面  $6.8 \pm 1.2 \text{mm}$ 、体軸方向で  $7.8 \pm 1.4 \text{mm}$ 、全身画像再構成法では横断面で  $7.8 \pm 1.7 \text{mm}$ 、体軸方向で  $8.5 \pm 1.0 \text{mm}$ 、J-ADNIは平均で  $5.5 \text{mm} \pm 0.8 \text{mm}$ 、体軸方向で  $6.7 \pm 0.7 \text{mm}$ であった。頭頸部のH施設はデータ収集が出来なかったため表示されていない。臨床PET装置はおおむねこれらの性能で利用されている。

## 5.2 空間分解能(線)

全スライスの空間分解能については全身の画像再構成条件のグラフで Fig.6 に示している。PET装置の体軸の中心、中心から前後1/4、さらに体軸の端の部分を示す。FWHM 4.7-9.3 mm までの幅がある。A施設が低くG施設が高い。すべてのPET装置はスライス両端の空間分解能の劣化は見られなかった。

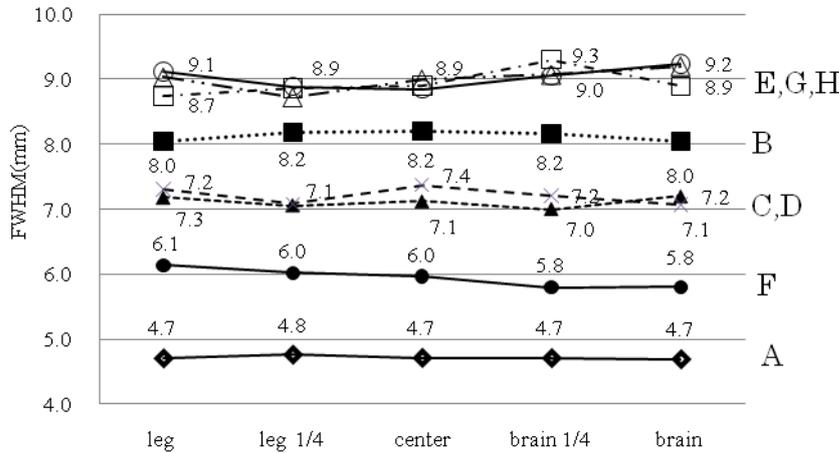


Fig.6 Spatial resolution of Z axis

### 5.3 散乱ラクション

散乱線は PET 装置の最大の特徴ともいえる定量性を大きく揺るがす因子である。散乱線補正法には HDE 法<sup>1</sup>とコンボリューション法、SSS 法<sup>2</sup>、SSS 法改良型の MBSC<sup>3</sup>法が使われている。散乱フラクションはサイノグラム中の線源周囲の 20mm を散乱されていない同時計数とし、線源周囲 120mm までの散乱計数との比率で表す。Fig.7 は散乱フラクションの結果のグラフである。グラフから HDE 法を使用している B 施設とデコンボリューション法の C 施設は散乱フラクションが低下していると認められる。D と E 施設は散乱補正に SSS 法を用いている。散乱補正前の散乱フラクションは平均で 49.3±5.1%であった。日常の PET 検査は散乱補正をしているためこの値以下でデータ収集されていると考えられる。

画像にどの程度の散乱線が含まれており、どの程度除去されるのかを知るためには散乱補正前後のサイノグラムも必要となる。しかし、散乱補正前後のサイノグラムデータを外部に取り出すことができたのは B 施設のみであった。A と F 施設はサイノグラムではなく raw データ評価であった。D と E と H 施設は散乱補正に SSS 法を用いている。G 施設は MBSC 法を使用している。ほとんどの PET は散乱補正後のデータを出力することが出来ず、PET 機種別にどの程度散乱線を除去可能であるかの評価は出来なかった。G と H 施設は実験終了後のデータを取り出しに成功したが、読み込み不可能な画像フォーマットであったため Fig.7 には表示されていない。また、PET メーカーからのサポートも不十分であった。

<sup>1</sup> Hybrid Dual Energy

<sup>2</sup> Single Scatter Simulation

<sup>3</sup> Model Based Scatter Correction

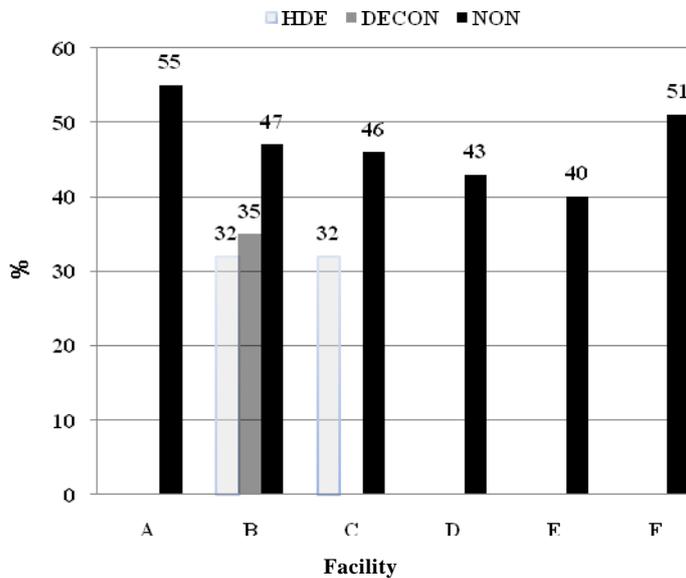


Fig.7 Scatter fraction

We could not analyze G and H data

#### 5.4 絶対感度

絶対感度は与えられた RI 量に対する真の同時計数で評価する。厳密に絶対感度評価を行えば PET 検出器の劣化とともに、PET の経年変化を見ることも可能となる。Fig.8 は施設間比較した絶対感度のグラフである。A と F 施設が高くなっている。全体でおよそ 3 倍程度の差がある。B、D、E、H 施設はほぼ同じ値である。しかし、これは検出器シンチレータと検出器の体軸の長さによって変化するため一概に比較は出来ない。シンチレータごとに平均値で表すと、A、F、G 施設の BGO 検出器で、 $9.8 \pm 2.9 \text{ cps/kBq}$ 、B、C、H 施設の GSO 検出器で  $4.3 \pm 1.4 \text{ cps/kBq}$ 、D と E 施設の LSO 検出器で  $4.2 \pm 0.2 \text{ cps/kBq}$  という結果であった。B と C 施設は同機種でも感度が異なる。理由としては、RI 量測定器であるドーズキャリブレーションの違いが考えられる。本研究は各施設で再現可能な方法にしたため実験施設のドーズキャリブレーションを使用した。同じドーズキャリブレーションを使用し、ほぼ同様の機種は D と E 施設である。この場合の結果はほぼ同様となっている。center よりも、中心から 100mm offset 側のほうが高感度となる傾向であった。本測定はすべて 3D モードで実施した。

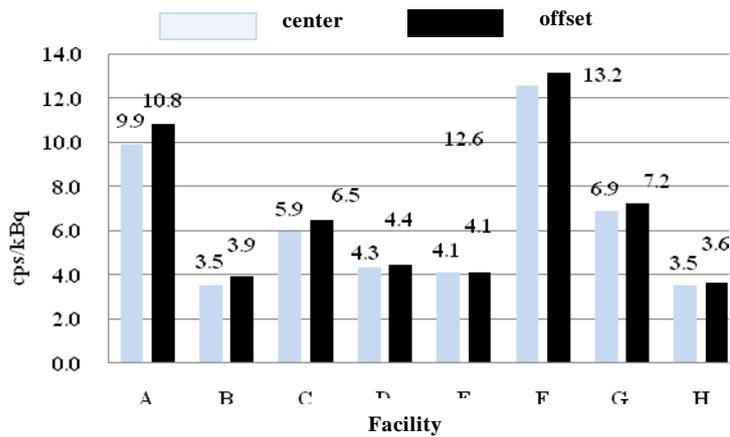


Fig.8 Sensitivity at center and offset

### 5.5 画像濃度の均一性

一様に RI が分布するファントムを PET が正確に捉えているか否かは重要な要素である。画像濃度の均一性は 20mm 正方形の関心領域 Region Of Interest (ROI)を PET 画像上の各スライスに敷き詰めるように設定し、各 ROI 値の平均値に対する最大値、最小値、平均値から不均一性の尺度として、システム内不均一性を評価する。3D-PET の場合は散乱線の影響が 2D-PET と比較し多くなるため、評価の必要性が高くなる。Fig.9 に全身画像再構成条件での実際の画像を示す。H 施設の画像は周囲が凹凸している印象を受ける。

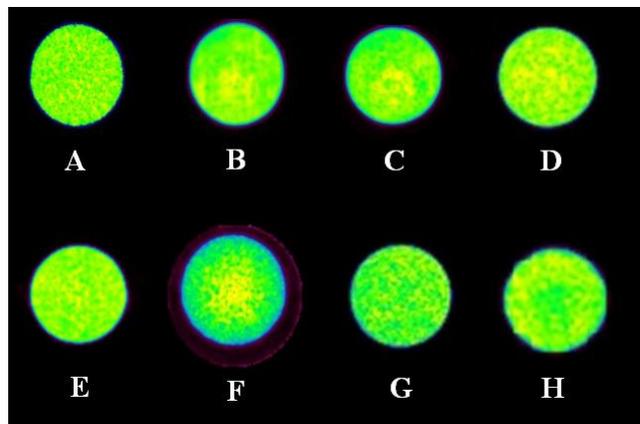


Fig.9 Image of uniformity

Fig.10 の a)は頭頸部の再構成条件のグラフである。C と E 施設の変動が少ない。A 施設はマイナス側に大きく、D と F はプラス側に大きく変動している。

b)は全身画像の再構成条件のグラフである。これも C と E 施設の変動が少ない。A と F 施設がマイナス側に大きく変動し、D と F がプラス側に変動している。

c)は J-ADNI の再構成条件である。同型 PET である B と C 施設に差が出ている。F 施設のみ散乱補正が PET のシステム上でできない時期に性能評価試験を実施したため、他の施設より不均一性が高めに出て

いる。B施設もプラス側に高いが、原因は不明である。平均値は頭頸部で+24.2/-25.5%、全身で+20.6/-23.5%、J-ADNI では+30.6/-27.6%であった。全身の方が均一性は良い結果となっていた。

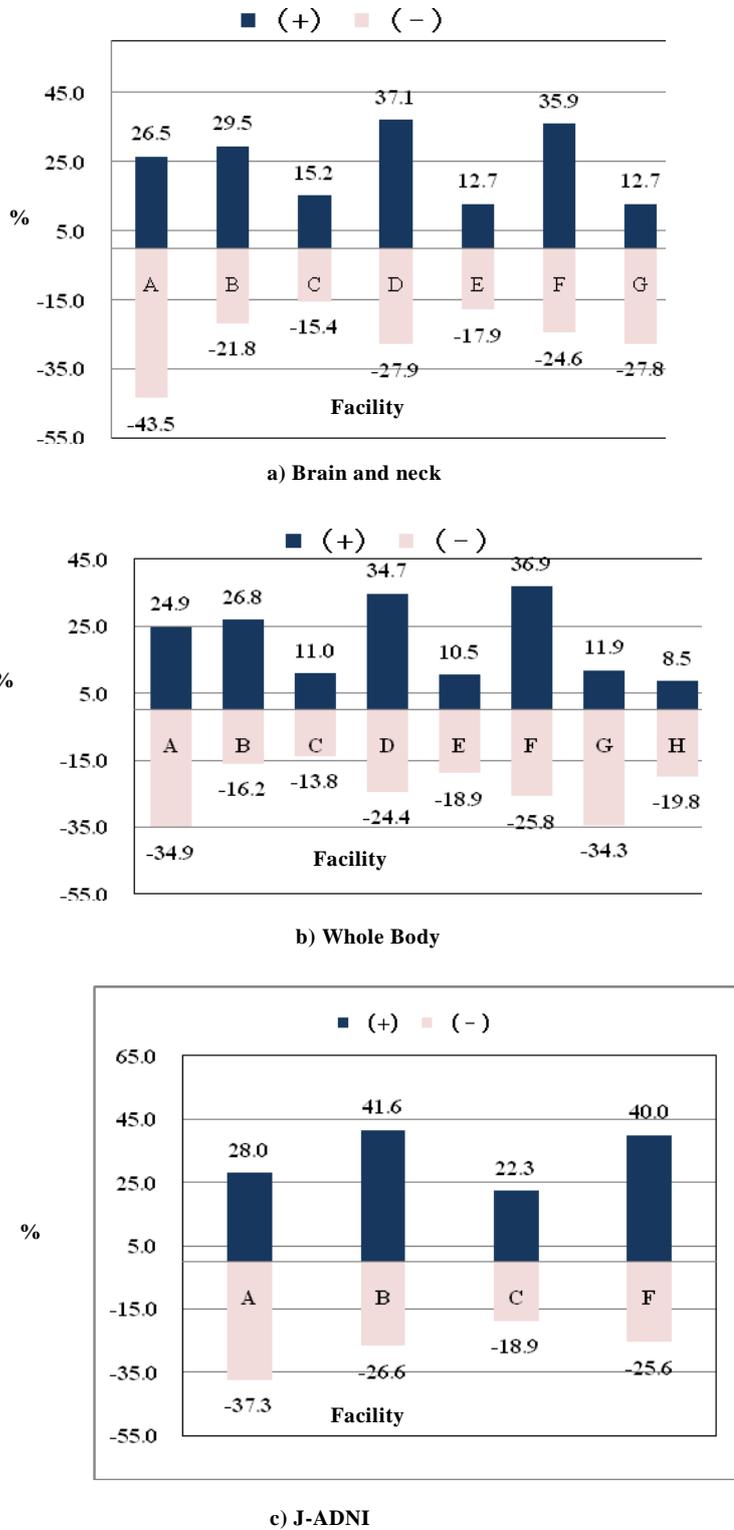


Fig.10 Non system uniformity

## 5.6 部分容積効果

NEMA IEC BODY ファントム内部には球体をした6個のファントムが設置してある。大きさはそれぞれ37、28、22、17、13、10mm 球である。部分容積効果の評価は37mmのPETカウントを1.0としてそれに対する相対値で評価する。Fig.11はその実際の画像である。10mm球を視認するためには、画像スケールを変える、拡大図にする等の処理が必要である。これは臨床PETにおいても必要と考えられる。10mm球は30分データ収集の全身の画像再構成条件ではすべての施設で確認できている。E施設のみ2分のデータ収集時間であるが、他は3分の全身画像再構成条件の画像である。A施設のみ2D、他は3Dモードのデータ収集である。Fig.12のa)とb)にその結果を示す。a)は頭頸部の再構成条件である。A施設は17mm球までRC(Recovery Coefficient)が1.0でその後急激に低下する。BとC施設は同程のカーブである。D施設は28mm球と22mm球で変化は無い。F施設は10mm球が最も高い値となっている。G施設が22mm球まで1.0を保っている。b)は全身FDGの再構成条件である。どの施設も同程度のRCのグラフであるが、FとG施設が28mm球でばらついている。

撮像法ガイドラインでは10mmに焦点を当てその比率を0.38以上となる画像再構成法を推奨している。そのため、ホット球の10mmが見えるか否かに焦点が移りやすい。頭頸部ではほとんどのPET装置で撮像法ガイドラインの0.38に近い値となっている。全身では0.38を下回る結果も出ていた。それらの施設は撮像法ガイドラインに照らした場合は、データ収集条件の検討が必要と判断される。

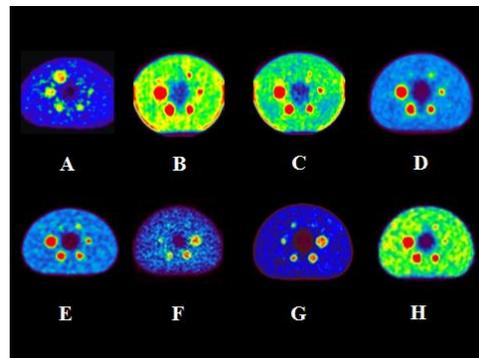
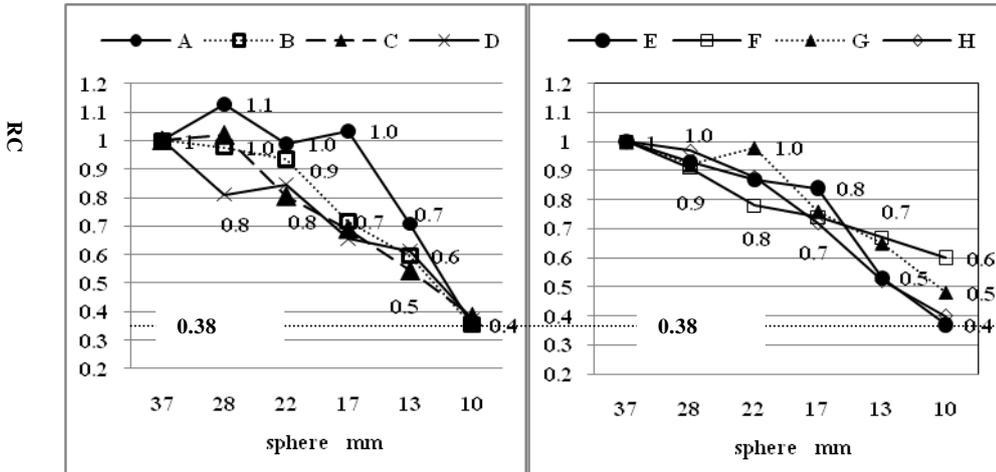
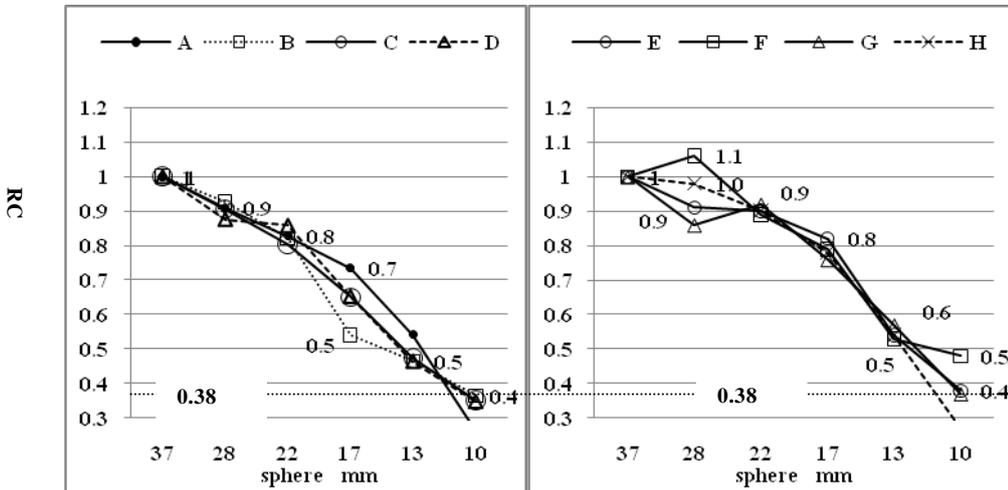


Fig.11 Image of the second test of FDG PET/CT



a) Brain and neck



b) Whole Body

Fig.12 Result of second test of FDG/PET CT

## 6 考察

本法は性能評価であるが、PET メーカーの提示する最高の性能ではなく、日常のPET検査はどのような性能で利用されているかの評価となる。最近の画像再構成法は逐次近似法を採用する場合が多いが、この方法はPET画像をある期待値で表すため、厳密に言えばPET装置のFWHMで表わす空間分解能とはならない。そのためPET装置の最高の性能とは少し結果が乖離する。しかし臨床における評価としては何ミリまで見えるのかが重要である。

本論文には各施設での臨床時の画像再構成法も掲載している。再構成条件は、現在の条件と比較し定量的にあるいは画質的に優れている方法が見つけれられたとしても、データに大幅な変化の可能性がある

場合は統計処理に影響するため容易に変更できない。しかし、新しい PET 用薬剤、システムの入れ替え時には変更可能であるため、これらの表の利用価値が出てくるものと思われる。

総合的な画像診断能としては、各結果の順位は入り組んでいるため PET 装置に優劣がつかないと考えられる。同機種種の PET においても利用される画像再構成法が各施設により異なっていることを考えると、臨床画像として PET 画像はまだ発展途上と考えられる。これらの差を埋めているのは CT、MR 等の各モダリティでありそれらを駆使して診療にあたっている医師の診断能力と言える<sup>8)9)</sup>。

本研究は実験器具、解析ソフトウェアを統一し、実験に筆者が立ち合うことで、実験者が異なることで発生する PET 性能の施設間差を最小限にしている。

ほとんどの PET 装置は性能評価データを PET 装置から外部に出力して解析することを想定していない。例えば、散乱フラクシオンでは、すべての PET 装置を同一基準で評価するため PET サイノグラムを解析するパーソナルコンピュータへ転送する必要があった。この転送に苦慮する PET 装置があった。また散乱フラクシオンは raw データ評価でおこなった施設もあった。本研究における散乱フラクシオン評価は単に線源部とその周囲による計数の比率のため評価可能となった。

すべての実験は、今後その施設で再現可能な方法をとった。そのため同機種の場合でもドーズキャリブレーションが異なれば感度が異なる結果となっている。また PET 施設の中にはドーズキャリブレーションを FDG 投与室には備えていない施設もあった。その場合は持ち込んで測定を行った。

各施設の PET は画質、定量性、空間分解能向上のためにさまざまに工夫され、頭頸部画像ひとつとっても拡大用、定量重視等とその利用法は異なっている。全体を通して、厳密な性能評価は臨床現場では時間の制約があり困難であるため、本研究では極力通常の臨床条件での画像再構成法を採用した。今後はさらに精度の高い臨床に即した測定法・評価法の検討が必要と考えられる。

## 7 まとめ

PET 測定基準に基づき、一日で測定可能な項目と条件を設定することで PET 性能施設間比較を行った。臨床時に利用される画像再構成条件で各施設の PET 装置を比較することで、PET 画像の各施設の違いの程度を明確に表すことができた。

本研究の問題点として、PET 装置の一部に実験は行ったがデータの取り出しが困難な装置も存在した。そのため現場での性能評価を可能にし、かつ精度を上げるためにもユーザが連携し PET メーカーに対処を訴えていく必要がある。

結論として、結果に示したように、それぞれの測定項目では多少の差はみられるが、その順位には入れ変わりがあるため、PET 装置に優劣は付かない。J-ADNI のように同じ再構成条件でデータを集めているデータを比較すると大きな違いはないことから、同型 PET であれば各 PET 施設のデータの違いは画像再構成に依存すると考えられる。またすべての PET で 10mm 球が視認可能であることから PET 機種が異なる場合においても、診断能に差はないと考えられる。しかし PET を診療機器として使用する場合はこれらの装置間、画像再構成法による性能の差を考慮し、診療に利用する必要がある。

## 謝辞

本研究での実験を快く承諾してくださいました各 PET 施設の皆様に感謝いたします。

参考文献

- 1) 日本核医学技術学会学術委員会, FDG-PET 検査における撮像技術に関するガイドライン, 核医技術, 27, pp. 425-456(2007)
- 2) (社)日本アイソトープ協会医学・薬学部会サイクロトロン核医学利用専門委員会核医工学ワーキンググループ, PET 装置の性能評価のための測定指針, RADIOISOTOPES, 43, pp. 115-136(1994)
- 3) National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication NU2-1994, Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Washington DC, National Electrical Manufacturers Association (1994)
- 4) National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication NU2-2001, Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, National Electrical Manufacturers Association(2001)
- 5) (社)日本画像医療システム工業会, 日本画像医療システム工業規格 JESRA X-73 PET 装置の性能評価法, 東京(1993)
- 6) (社)日本画像医療システム工業会, 日本画像医療システム工業規格 JESRA X-73\*A-2005 PET 装置の性能評価法, 東京(2005)
- 7) 日本核医学技術学会, ガイドライン策定ワーキンググループ(WG)メンバー, がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン, 核医学技術, 29(2009)
- 8) Okada, M., Sato, N., Ishii, K., Matsumura, K., Hosono, M., Murakami, T., FDG PET/CT versus CT, MR imaging, and <sup>67</sup>Ga Scintigraphy in the post therapy evaluation of malignant lymphoma, Radiographics, 30, pp. 939-57(2010)
- 9) Yoon, D.Y., Hwang, H.S., Chang, S.K., Rho, Y.S., Ahn, H.Y., Kim, J.H., Lee, I.J., CT, MR, US, <sup>18</sup>F-FDG PET/CT, and their combined use for the assessment of cervical lymph node metastases in Squamous cell carcinoma of the head and neck, European Radiology, 19, pp. 634-642(2009)

## **Comparison of PET performance in clinical examination among PET facilities**

Toshiaki Sasaki<sup>1,2</sup>, Koichiro Sera<sup>1</sup> and Keizo Ishii<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Cyclotron Research Center, Iwate Medical University  
348-58 Tomegamori, Takizawa, Iwate 020-0173, Japan

<sup>2</sup>Department of Quantum Science and Energy Engineering, School of Engineering, Tohoku University University  
6-6-1-2, Aoba, Aramaki, Aobaku, Sendai, Miyagi 980-8579, Japan

### **Abstract**

There are several guidelines for PET performance evaluation. Most of them require a lot of time and strict conditioning. Here we selected 5 items from the guidelines with some adjustments on which we evaluated and compared PET performances of seven facilities for the purpose of clarifying why and how PET quantitative values are different among facilities. The results show that the data vary even with the same type of PET machine when the image reconstruction method is different. This suggests that the terms of data reconstruction have to be considered as well as the difference of PET performance when we refer PET data of other facilities for clinical purpose.