

PET 性能評価法を利用したの PET 性能比較研究

佐々木敏秋^{1,2}、世良耕一郎¹、石井慶造²

¹ 岩手医科大学サイクロトロンセンター
020-0173 岩手県岩手郡滝沢村滝沢字留が森 348-58

² 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字青葉 6-6-01-02

1. はじめに

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できない。PET のメンテナンスは PET メーカーが行い、PET 性能評価はユーザーが行うことで、基本性能の維持と確認が行われる。PET 性能評価法には測定指針がいくつか存在し¹⁻⁷⁾、測定基準が定められている。しかし、測定項目の中には測定基準に合わせる事が困難な項目も存在する。「FDG-PET 検査における撮影技術に関するガイドライン」(以下撮影技術ガイドライン)⁷⁾では「条件に合わせる事が困難な場合、可能な限り測定条件に近づくこと」とされている。PET 性能評価試験を実施する場合は、同一条件で PET 性能比較試験を実施することが必要である。そこで本研究ではどの装置でも達成可能と考えられる測定条件を設定し数施設の PET 性能を比較したため報告する。

PET 装置の性能を比較するためには以下の条件が必要と考えられる。

- 1) 本来の PET 性能が維持されていること。
- 2) どの装置においても同様な測定条件であること。
- 3) 同じファントムを使用すること。

1) の本来の性能が維持されていること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。2) のどの装置でも同様な条件であることというのは、PET 装置の測定条件が必ず達成可

能な条件であり実験者による裁量は含まれない、ということである。3) の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微妙な実験の再現性と結果の違いを避けるために必要となる。

2. 目的

PET の性能はその使用されるクリスタルの種類、大きさ、光電子増倍管、データ収集法、画像再構成法、散乱補正法によって異なってくる。たとえ検出器のクリスタルが小さくエネルギー分解能は高いとしても、他の PET 性能にかかわる因子が低くは PET 全体として高性能とはならない。また施設ごとに画像再構成法が異なるため、同じ PET 装置を導入しながらも PET 定量値が異なることも考えられる。本研究は、これまでに違うことが前提とされていた 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を明確にするところにある。期待される効果として、PET 性能もふくめた PET の画質、定量性の問題等が明らかにされると考えられる。そのために PET 性能評価法を利用した。

3. 方法

本 PET 性能比較研究では、測定項目と測定方法を「撮影技術ガイドライン」¹⁾から引用し、さらに「がん FDG-PET/CT 撮影法ガイドライン」(以下撮影法ガイドライン)の第二試験⁷⁾も加え比較実験を行った。本研究のために、測定項目、測定条件、施設の選択という順序で準備を行い、PET 性能施設比較実験を行った。

3.1 測定項目の決定

「撮影技術ガイドライン」¹⁾は PET 性能評価項目として日常の臨床で確認しておきたい測定項目がいくつか定められている。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)
- ②空間分解能(線)
- ③感度
- ④散乱フラクシオン
- ⑤均一性
- ⑥部分容積効果 (撮影法ガイドライン第二試験)⁷⁾

①③④⑤の空間分解能(点)、感度、散乱フラクシオン、均一性は PET の基本性能として必要であり、日常の臨床においても重要な項目である。②の空間分解能(線)は 3D-PET 装置ではスライスの両端において感度、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。⑥の部分容積効果は「撮影法ガイドラインの第二試験」を採用した。これで PET の基本性能と PET 画質評価も可能となる。

本研究の項目に高計数率にかかわる特性は含まれていない。こ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とともに、性能評価における測定時の被ばくと RI 使用量を減少させるため割愛した。

3.2 測定条件の変更

通常の PET 施設において、PET 性能比較試験の実施可能時間は限られている。その時間は日常の業務終了後かメンテナンスの後である。どちらにしても 1 日が限界であると考えられ、撮影技術ガイドライン¹⁾の測定条件の変更が必要であった。

本研究では「撮影技術ガイドライン」¹⁾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)、しかも 185MBq 以内の RI 使用量で PET 性能比較可能な測定条件を設定した。

本来の PET 性能評価基準である「撮影技術ガイドライン」¹⁾と比較し本研究の測定条件変更点は 6 箇所である。以下にその変更点を述べる。

一番目、「撮影技術ガイドライン」は全同時計数に対する偶発同時計数を 5%以内と定めている項目が多い。しかし、本研究では 20%程度に定めることで RI 使用量を多くし統計精度を保ちながら性能評価実験することにした。またすべての PET 装置で同一条件とするために RI 使用量を測定条件とした。

二番目、各スライスのデータ収集カウントが 5M カウントと規定されている部分をスライスあたりに変更した。表 3.2.1、表 3.2.2 に「撮影技術ガイドライン」の測定基準表と本研究での基準を掲載し、表 3.2.2 には NMCC における測定時の計数率も掲載した。

表 3.2.1 FDG-PET 検査における撮影技術に関するガイドライン測定基準表

測定項目	prompt/de lay	計数(カウント)
部分容積効果	/	/
均一性	5%以下	5M(すべてのスライス)
空間分解能	5%以下	100K
散乱フラクシ ョン	1%以下	100k/flame
感度	1%以下	10K

表 3.2.2 本研究における測定基準と NMCC における実際の性能評価試験中の計数率

測定項目	prompt/ delay(%)	計数 (count)	NMCC における実際の計数率 (kcps)		
			Emis	Prompt	Delay
部分容積効果	/	/	119	153	33
均一性	20%付近	5M/slice	155	196	39
空間分解能(点)	20%付近	100K	0.52	0.71	0.15
空間分解能(線)	12%付近	100k/slice	13.1	14.6	1.5
散乱フラク ション	12%付近	100k/flame	3.39	3.93	0.45
感度	10%付近	10K	7.82	8.52	0.84

三番目、これ以降は軽度な変更であるため測定指針¹⁻⁷⁾でもあまり触れられていない部分である。

部分容積効果(撮影法ガイドライン第二試験)では球と途中の管にも封入する。図 3.2.1 に NEMA IEC BODY ファントムの球への 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。本来は図 3.2.1 の A に示すように球の部分のみに RI を封入すべきである。本報告では図 3.2.1 の B に示すように球への途中の管にも RI を封入した。このことで実験が容易になり、空気の混入を最小限にとどめることができる。

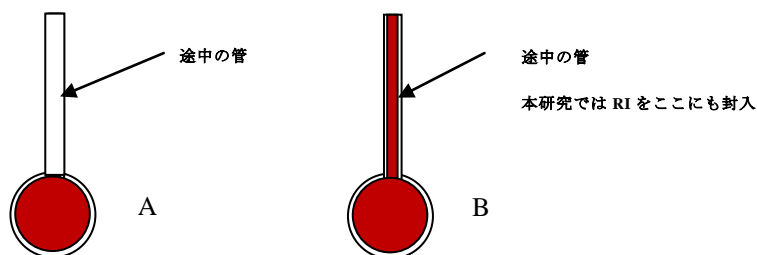


図 3.2.1 BODY ファントムへ RI を注入する様子

4 番目、感度測定についてである。この測定はアルミ管を継ぎ足すことにより線源の中心が移動する。図 3.2.2 は感度測定用ファントムの断面図である。一つ一つのスリーブは厚さを持っているためスリーブを抜き取るごとに高さに変化する。そのため PET ガントリーの中心と感度測定ファントムの中心は一

致しなくなる。本来であれば数mmずつベッドの高さを変更する必要がある。これも時間短縮を考慮し、そのまま測定を行った。

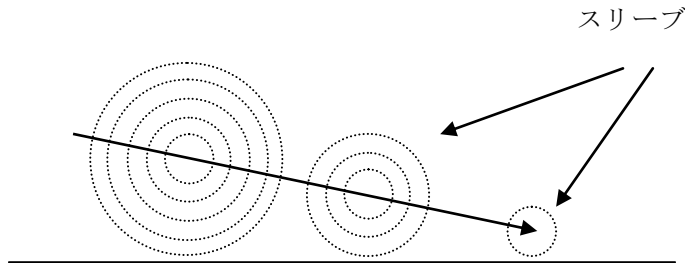


図 3.2.2 感度ファントムの断面図

5番目は感度測定ファントム、散乱フラクシオンファントム、空間分解能(線)の測定は線源作成の時間短縮のため同じ線源を使用する。また感度測定はベッド上で測定する。

6番目も測定時間短縮のため、空間分解能は3点同時測定とした。

3.3 施設の概要

PET性能評価比較実験を行うためのPET施設は、FDGの合成量を調節することが可能なサイクロトロンを所有する施設を対象とした。また同一の実験にも関わらず、測定者が変わることによる実験誤差を最小限にするため筆者が実験に立ち会った。必然的に東北、関東のPET施設に測定依頼することとなった。

実験参加を承諾したのは6施設で、研究を主体とする3施設、臨床を主体とする3施設であった。PETの台数は6台、3機種、2社のメーカーとなった。

表 3-3-1 に実験参加施設とPET装置、PETメーカー名を示す。表 3-3-2、表 3-3-3、表 3-3-4 に頭頸部、全身、J-ADNI の画像再構成条件を示す。

表 3-3-1 実験参加施設

施設	装置	PET メーカー
A	SET24000	SHIMADZU
B	SET3000GCT/M	SHIMADZU
C	SET3000GCT/M	SHIMADZU
D	Biograph	SIEMENCE
E	Biograph	SIEMENCE
F	SET24000	SHIMADZU

表 3-3-2 実験参加施設の画像再構成条件(頭頸部)

施設	部位	再構成法	再構成条件	後処理フィルター	散乱補正	倍率	マトリクス
A	頭頸部	FBP	Cutoff 8 Order2	Gaussian FWHM6mm	なし (2D)	1.0	128
B	頭頸部	OSEM	subset26 iteration4	Gaussian FWHM4mm	HDE	1.0	128
C	頭頸部	FBP	Cutoff 1 Order 1	Gaussian FWHM6mm	HDE	1.0	128
D	頭頸部	OSEM	Subset 8 iteration 8	Gaussian FWHM 3mm	SSS	2.0	256
E	頭頸部	OSEM	subset21 iteration4	Gaussian FWHM 8mm	SSS	2.0	256
F	頭頸部	3D- FBP	Cutoff 8 Order2	なし	なし (2D)	1.0	128

表 3.3-3 実験参加施設の画像再構成条件(全身)

施設	部位	再構成法	Subset iteration	後処理 フィルター	散乱 補正法	倍 率	マトリ クス
A	全身	AW- OSEM	Subset16 Iteration2	Gaussian FWHM6mm	なし	1.0	128
B	全身	DRAMA	Iteration0 filter cycle 1	Gaussian FWHM6mm	HDE	1.0	128
C	全身	DRAMA	Iteration1 filter cycle 128	Gaussian FWHM6 mm	HDE	1.0	128
D	全身	OSEM	Subset8 Iteration2	Gaussian FWHM5mm	SSS	1.0	168
E	全身	OSEM	Subset14 Iteration6	Gaussian FWHM8mm	SSS	1.0	162
F	全身	AW- OSEM	Subset16 Iteration2	BW Filter cutoff8 order2	なし	1.0	128

表 3-3-4 実験参加施設の画像再構成条件(J-ADNI)

施設	部位	画像再構成法	処理法	後処理フィルター	散乱補正	倍率	マトリクス
A	頭頸部	AW-OSEM	Subset16 iteratio4	BW Filter cutoff 8 order 2	なし	1.0	128
B	頭頸部	DRAMA	Iteration4 filtercycle0	なし	HDE	1.0	128
C	頭頸部	DRAMA	Iteration4 filtercycle0	なし	HDE	1.0	128
F	頭頸部	AW-OSEM	Subset16 iteratio4	BW Filter cutoff 8 order 2	なし	1.0	128

4. 結果

4.1 空間分解能(点)

PET の基本的性能といえる空間分解能は、メーカー公称値で 3.5-5.5 mm の幅にある。しかし、実際の臨床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、最終的な画像は本来の空間分解能とは異なっている。本報告ではその最終的な画像の空間分解能を図 4-1-1 図 4-1-2 図 4.1.3 に示す。A,B,C,F は頭頸部の定量性を重点にしている PET 施設である。D、E 施設は全身 FDG 表示した場合に頭頸部は小さな画像となってしまいうための拡大の表示法として用いている。以下のグラフからは、画像の再構成法を変化させた場合の空間分解能は大きく異なっていることが分かる。空間分解能(点)の結果は FWHM の平均値では頭頸部 slice 内で 6.4 ± 1.3 mm、対軸方向で 6.8 ± 1.7 mm、全身画像では slice 内で 8.4 ± 3.2 mm、対軸方向では 9.2 ± 3.2 mm、J-ADNI ではスライス内 $5.5 \text{ mm} \pm 0.8$ mm、対軸方向で 7.3 ± 1.5 mm であった。

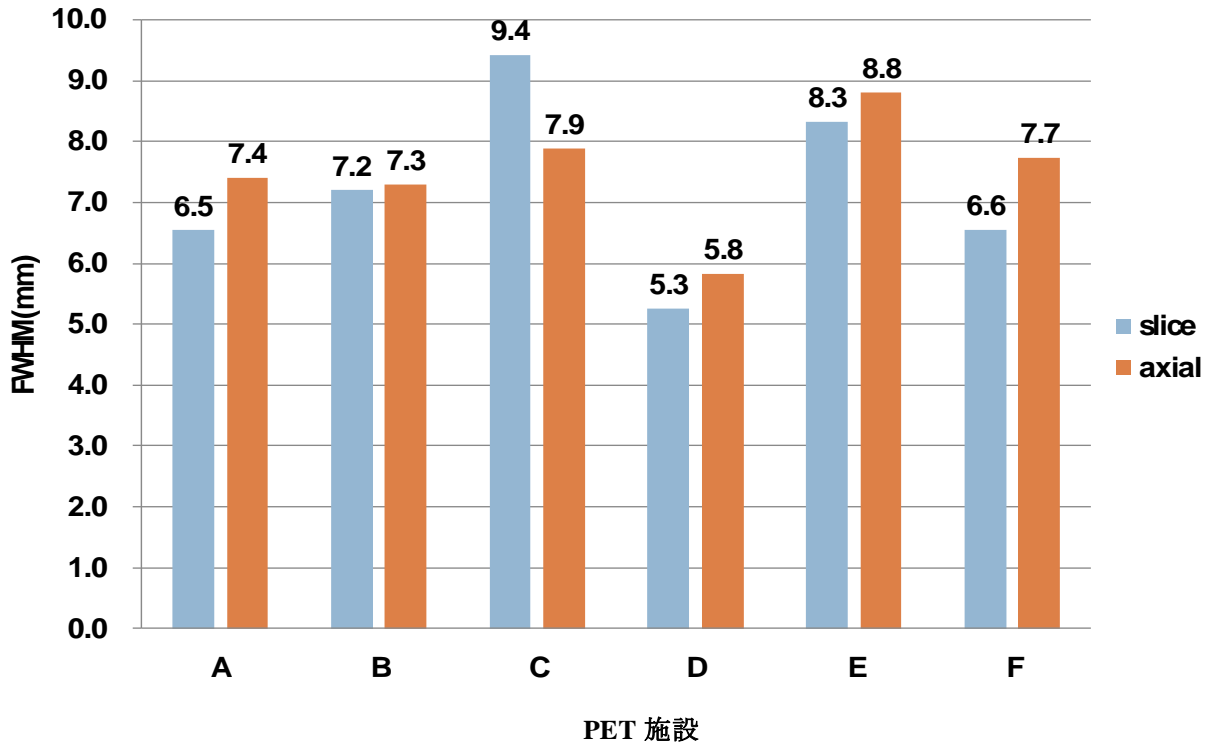


図 4-1-1 空間分解能 (線) 頭頸部の再構成のグラフ

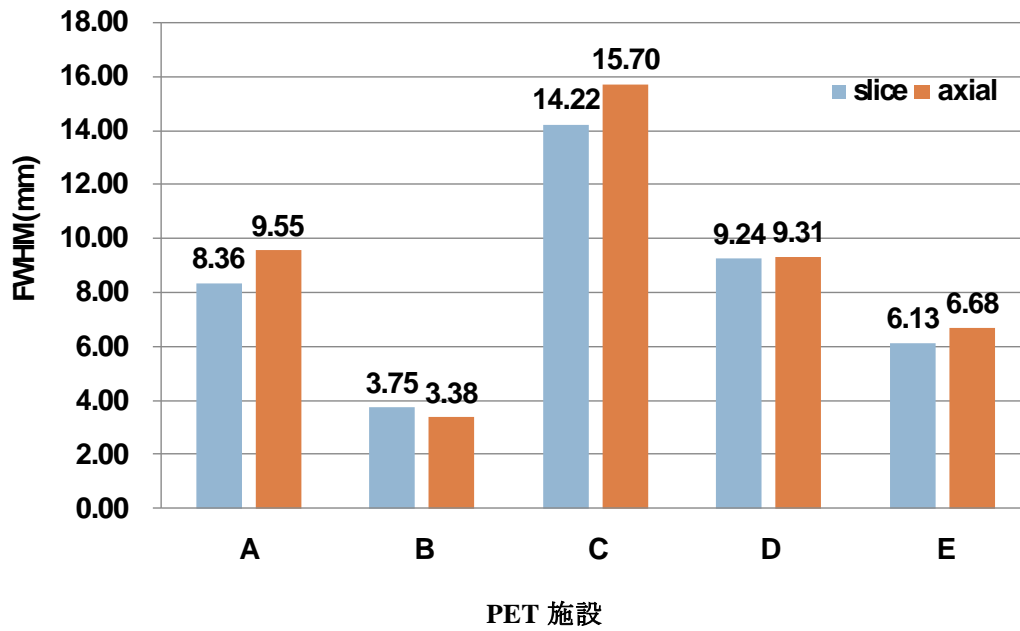


図 4-1-2 空間分解能(線) 全身画像再構成のグラフ

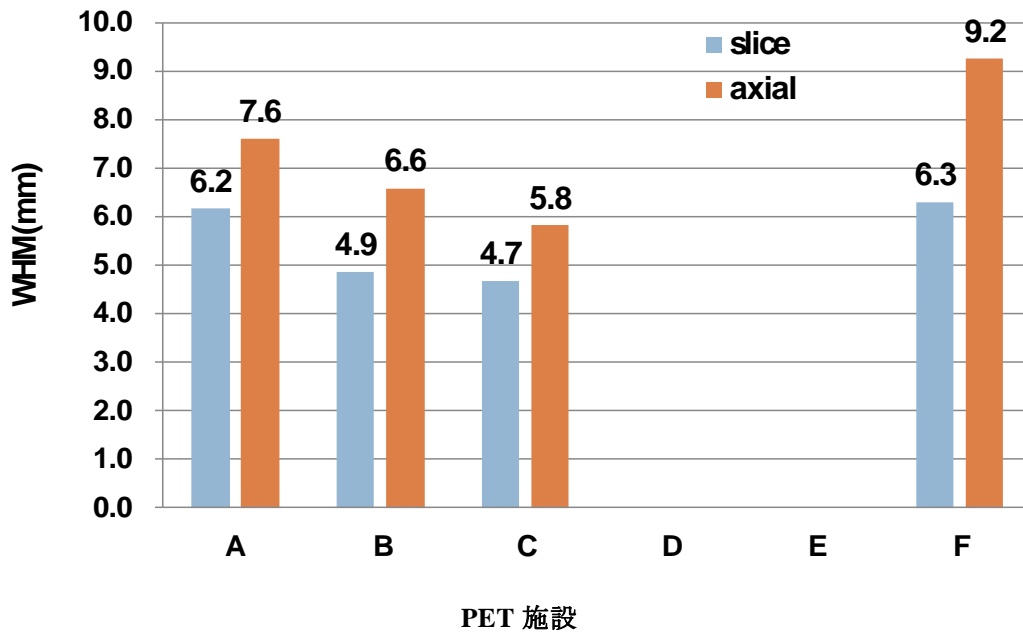


図 4.1.3 空間分解(能)J-ADNI 条件の再構成のグラフ

4.2 空間分解能 (線)

空間分解能 (線) の結果を図 4.2.1 に示す。全スライス平均値の FWHM を表示した。頭頸部の分解能が全身より大きくなる傾向がある。スライス対軸方向の空間分解能については図 4.2.2 に示しており、すべての施設でスライスの端の部分の空間分解能の劣化は見られない。

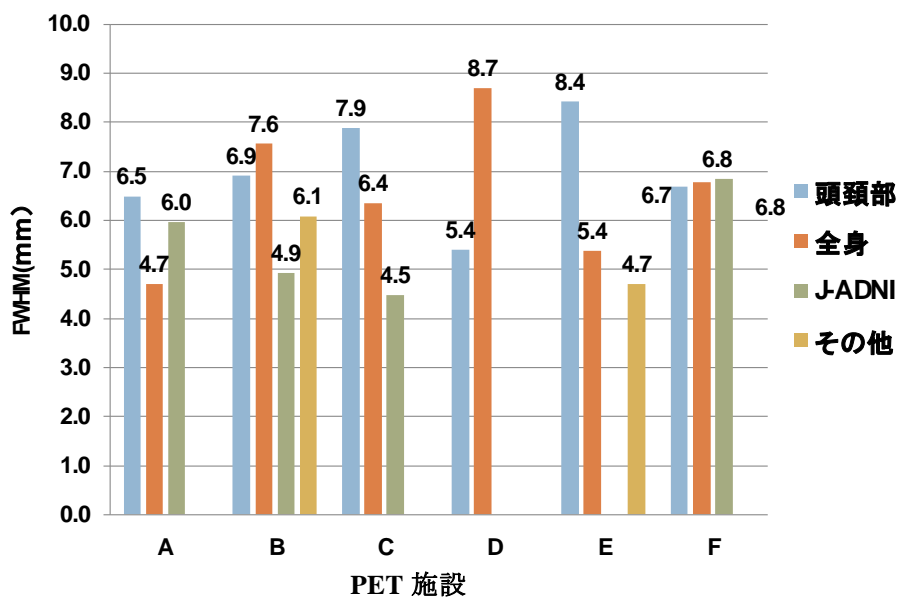


図 4.2.1 空間分解能(線)のグラフ

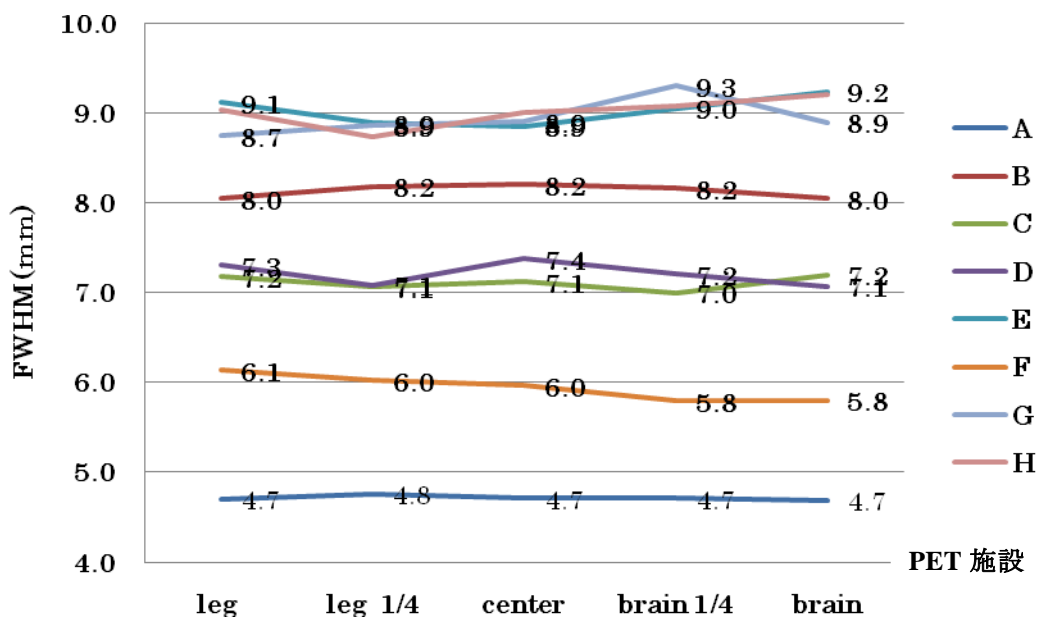


図 4.2.2 空間分解能(線)の軸方向の変化のグラフ

4.3 散乱フラクション

散乱線は PET 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。どの程度の散乱線が除去されているのかを知るためには散乱補正前後のサイノグラムが必要となる。図 4-3.1 は散乱フラクションの結果グラフである。このグラフからわかるように散乱補正前後のサイノグラムを PET の外部に排出できたのは 1 施設のみであり、ほとんどの PET メーカーは外部に補正後のサイノグラムを出すことができなかった。そのため PET 装置が元のデータからどの程度散乱線を除去できているかという評価は不可能であった。散乱補正していないデータを比較すると、平均で $49.3 \pm 5.1\%$ であった。補正後は HDE 法で 32%、デコンボリューション法で 35% であった。

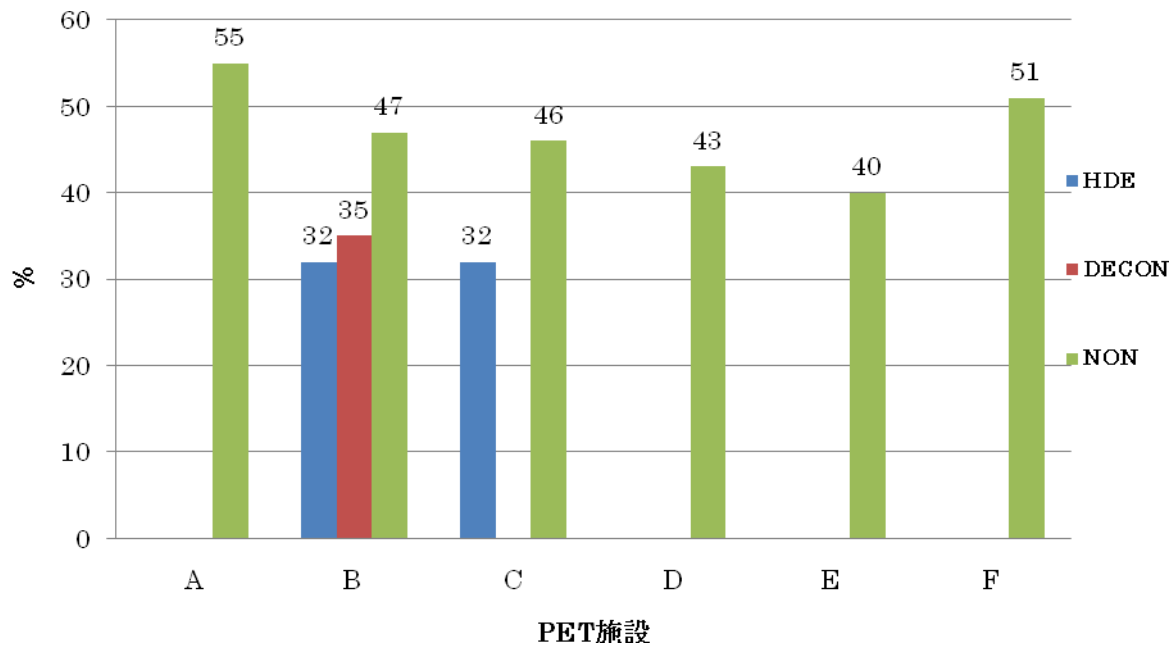


図 4-3-1 散乱フラクションのグラフ

4.4 感度

感度はあるきまった RI 量に対する計数を得ようとするもので、PET 検出器の劣化とともに経年変化をも見ることが可能である。経年変化による感度低下が認められた場合は、データ収集時間を変化させる等の処置が必要になってくると考えられる。図 4-4-1 は施設間を比較した結果の感度のグラフである。全体でおよそ 2 倍程度の差があることが分かる。A と F は BGO 検出器で $11.2 \pm 1.9 \text{ cps/kBq}$ 、B と C は GSO 検出器で $4.7 \pm 1.7 \text{ cps/kBq}$ 、D と E は LSO 検出器で $4.2 \pm 0.2 \text{ cps/kBq}$ という結果であった。測定はすべて 3D モードで実施した。

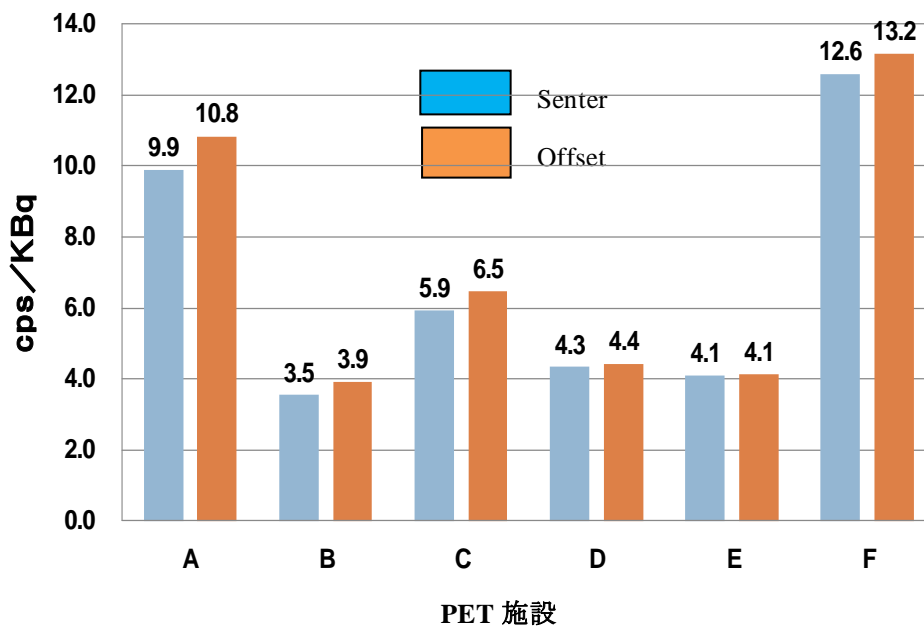


図 4-4-1 感度測定の結果グラフ

4.5 均一性

PET 装置で一様に RI が分布されたファントムを画像としてとらえられているか否かは重要である。通常のクロスキャリブレーションでもある程度確認できるが、スライス全体として PET の軸方向も含めて測定する方法としては、システムの不均一性があげられる。均一性は 2D の PET 装置ではあまり問題にならないが、3D 専用機の場合は散乱線の影響もあるため画像再構成法も含め検討する必要がある。

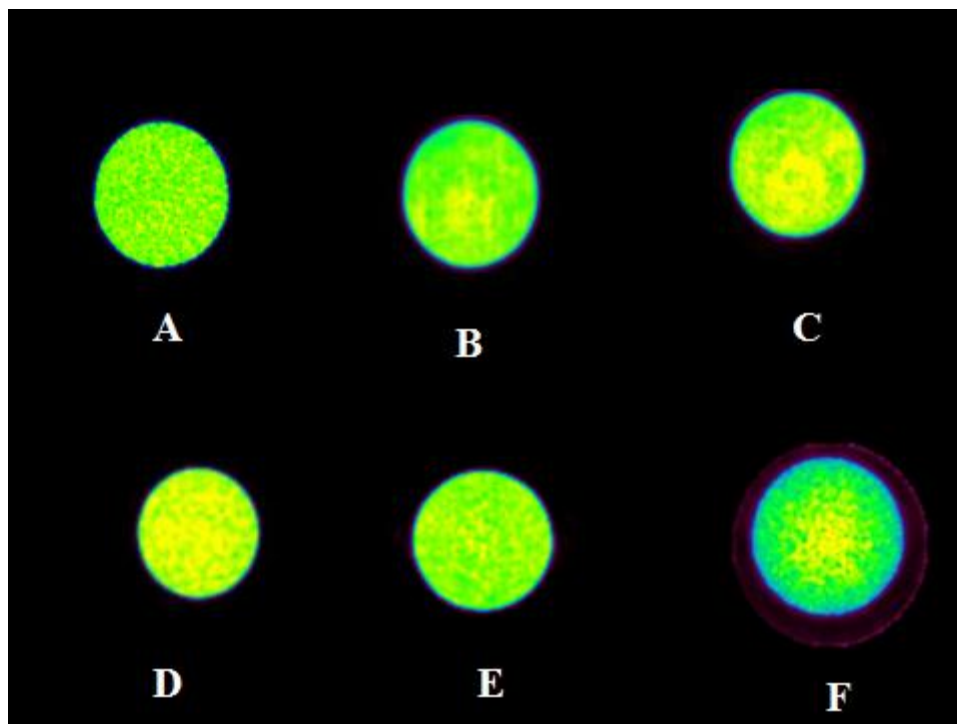


図 4-5-2 均一性の各施設の画像(全身画像再構成)

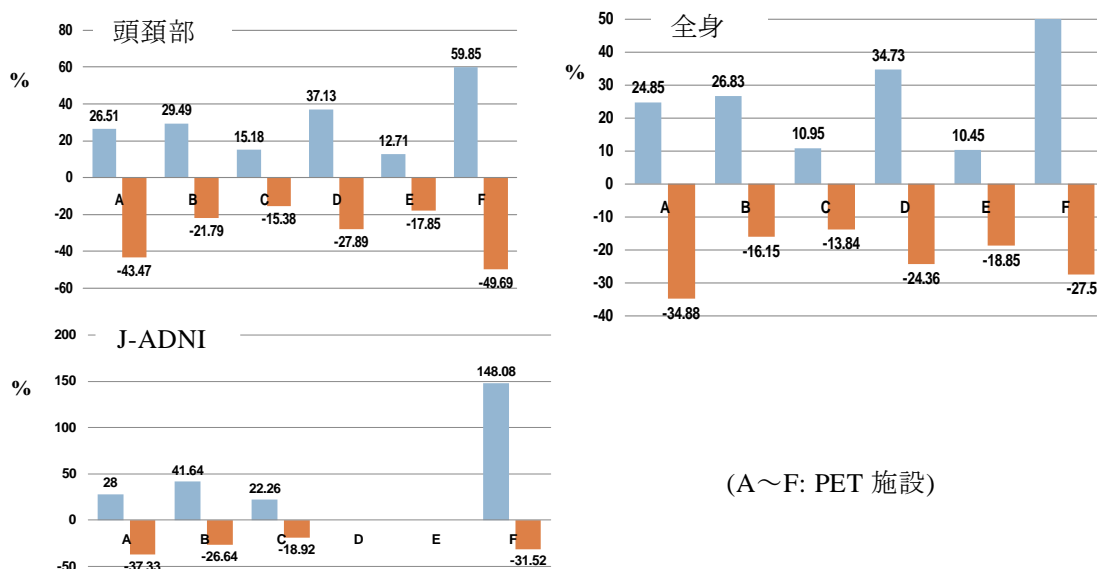


図 4-5-3 不均一性の結果のグラフ

図 4-5-2 と図 4-5-3 にシステムの不均一性のグラフと実際の画像を示す。F の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。F を除く平均値は頭頸部で+24.2、-25.3、全身で+21.6、-21.6%、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。

4.6 部分容積効果

NEMA IEC BODY ファントム内には直径 37, 28, 22, 17, 13, 10 mm の球体が設置してある。部分容積効果は 38 mm 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。図 4-6-1 にその結果を示す。撮影法ガイドラインでは 10 mm に焦点を当てていて 0.38 以上を推奨している。そのため部分容積効果はホット球の 10mm が見えるか否かに焦点が移りやすい。しかしこの画像からは吸収補正の精度等さまざまな情報が得られる。頭頸部ではほとんどの PET が撮影法ガイドラインの 0.38 に近い値となっている。しかし、全身と J-ADNI では 0.38 を下回る結果も出ている。図 4-6-2 はその実際の画像である。E 施設のみ 2 分のデータ収集時間であるが、他は 3 分の全身の画像である。10mm 球は C、D、E、F で確認され A、B 施設では存在が認められない。

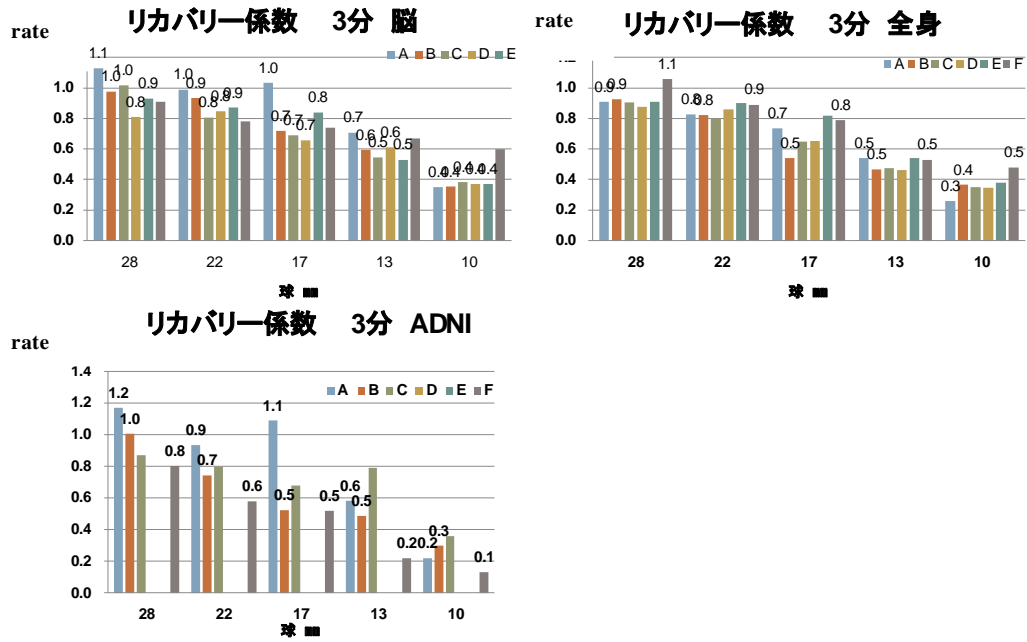


図 4-6-1 撮影法ガイドライン第2試験の結果グラフ

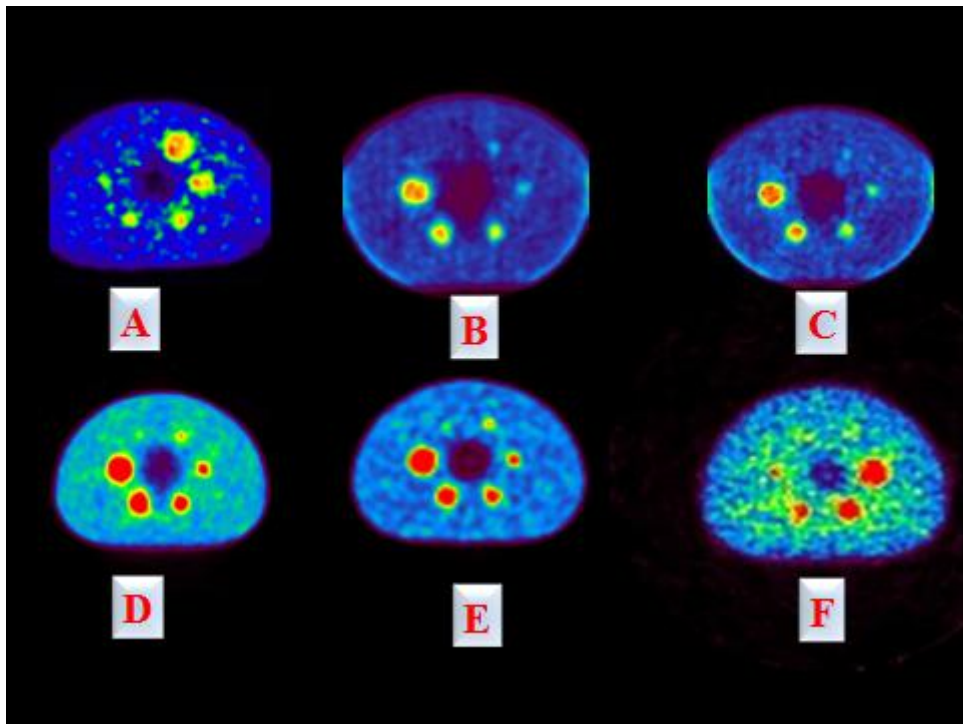


図 4-6-2 撮影法ガイドライン第2試験 全身 3分画像

5. 考察

各施設の PET は画質、定量性、空間分解能向上を追求しているためにさまざまに工夫されている。PET データに関し、ほとんどの PET 装置は性能評価データを PET 装置の外部に出して解析することを想定していない。具体的には臨床 PET データは Dicom で排出されることが多いためか、散乱フラクションを評価するためのサイノグラムデータの取り出しに困難を極める PET 装置もあった。

すべての実験は今後その施設で再現可能な実験方法にしたため、PET 装置の感度の変化をとらえることも可能となっている。したがって PET 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た。今回依頼した PET 施設の中にはドーズキャリブレーションは薬剤合成室にあり、患者に FDG 投与する部屋には無い施設もあったため、その施設では NMCC から持ち込んで測定を行った。データは現場の放射線技師だけでは解析不可能であり、何らかの助言をメーカーから頂いた。本法は性能評価とはいえ PET 装置のトップパフォーマンスではなく、日常の臨床でどのような性能で利用しているかの比較である。さらに、最近の画像再構成法は逐次近似法を採用している施設が多く厳密に言えば FWHM でのエネルギー分解能とはならない。したがって厳密には比較できないことになる。しかし臨床における評価としては何ミリまで見えるのが重要である。ガイドライン通りの厳密な性能評価は臨床現場では不可能に近く、さらなる測定法と評価法の検討が今後必要と考えられる。

本報告には各施設での臨床時の画像再構成法も掲載している。一度決定された再構成条件は、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、それまでのデータと画像との関連から変更することはできない。しかし、新しい PET 用薬剤、システムの入替え時には可能であり、これらの表の利用価値が出てくるものと思われる。

6. 結論

PET 測定基準をもとに一日で測定可能な項目と条件を設定し PET 性能施設間比較を行った。これらの測定条件は RI 使用量を制限とした。一部にデータの取り出しが困難な装置も存在した。結果として、それぞれの測定項目では多少の優劣が認められるがその優位性は装置により入り乱れている。また画像再構成法が施設により大きく異なっており、総合的な PET 診断能としては、優劣がつかないという結論に達した。

参考文献

- 1) 日本核医学技術学会学術委員会, "FDG-PET 検査における撮影技術に関するガイドライン", 核医学技術, Vol.27, No.5, 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, Vol.43, No.9, pp.115-136(1994).
- 3) National Electrical Manufacturers Association: NEMA standards Publication NU2-1994, "Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Washington DC, (1994).

- 4) National Electrical manufactures Association: NEMA standards Publication NU2-2001, "Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, (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, (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, (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 撮影法ガイドライン", 核医学技術, Vol.29, No.2(2009).

Comparison of PET performance in clinical examination among PET facilities

Toshiaki Sasaki^{1,2}, Koichiro Sera¹ and Keizo Ishii²

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

²Department of Quantum Science and Energy Engineering, School of Engineering, Tohoku 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, so it is hard to conduct experiment for the evaluation precisely following these guidelines. Here we selected six items (resolution at a point, resolution on a line, sensitivity, uniformity, scatter fraction, partial volume effect) from the guidelines with some adjustments on which we evaluate and compare PET performances of seven facilities for the purpose of clarifying why and how PET quantitative values are different among facilities. We also conduct the second test in the cancer PET/CT data acquisition guideline for the comparison. All the experiments were held under the ordinal clinical conditions of each facility. 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.