

## PET 装置の精度管理

佐々木敏秋<sup>\*1</sup>、小笠原邦昭<sup>\*2</sup>、小林正和<sup>\*2</sup>、菅 康則<sup>\*2</sup>、千田光平<sup>\*2</sup>、畠山 智<sup>\*4</sup>  
齊藤義弘<sup>\*4</sup>、後藤祥子<sup>\*4</sup>、寺崎一典<sup>\*1</sup>、世良耕一郎<sup>\*1</sup>、石井慶造<sup>\*3</sup>、小川 彰<sup>\*2</sup>

<sup>\*1</sup>岩手医科大学サイクロトロンセンター  
020-0173 岩手郡滝沢村字留が森348-58

<sup>\*2</sup>岩手医科大学医学部脳神経外科  
020-8505 盛岡市内丸19-1

<sup>\*3</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  
980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-01-02

<sup>\*4</sup> (社) 日本アイソトープ協会仁科記念サイクロトロンセンター  
020-0173 岩手郡滝沢村字留が森348-58

### 1 はじめに

本研究は PET (Positron Emission Computed Tomography) の予防医学的利用における撮影法、診断法の標準化に関する実証研究に基づいて行われている。その実証研究の目的には

- ① 2D-PET における基礎的データの取得
  - ② 3D-PET の PET 定量法に関する基礎的研究
  - ③ 3D PET 定量法の開発、校正用ファントムの基礎的設計
  - ④ 各施設における検診時の撮影、診断法の調査
- の 4 種類ある。

これらのうち①の 2D-PET における基礎的データは現在解析中である。④の各施設での検診時に診断法の調査は 13 回の NMCC 研究成果法文集-1 にて報告を行った [1]。今回の報告は②の 3D-PET 定量法に関する基礎的研究の一部を報告する。

ここ数年、新設の PET 施設の増加には目覚ましいものがあり、サイクロトロンを保有し、放射性薬剤を施設内で製造し PET 検査を実施する施設、FDG (Fluoro-Deoxy-Glucose) を製薬メーカーから供給されて PET 検査を行う施設、両者を合わせると 200 施設を超えている。新設の PET センターではほとんどが 3D 型 PET 装置に CT 装置 (computed tomography: コンピュータ断層装置) を装着した PET-CT である [3]。1990 年代以前から PET 装置を導入してきた施設は、全身 PET 検査を行う場合、定量性とスループットを考慮し 2D でデータ収集している施設が多かった。ところが減弱補正用のデータ収集を CT で行うこと、PET 装置が 3D 型になり感度が上昇したことにより、従来と比較し PET の検査件数が飛躍的に伸びた。その一方で、3D-PET 装置では散乱線含有率が 2D-PET 装置と比較して高くなるため 3D-PET 装置の定量性が危惧されている。本研究では最終的には 3D-PET の定量性をいかにして高めるかということを目指しており、3D-PET 定量法に関する施設間の PET 性能を目的とした PET 装置の精度管理について報告する。

## 2 目的

PET 装置の性能維持のためには、メンテナンスと性能評価が不可欠である。メンテナンスは PET メーカーがユーザとのメンテナンス契約を結んで実施する。一方 PET 精度管理のための性能評価は PET ユーザが実施する必要がある。

性能評価の問題点は、測定と解析が煩雑であるとともに多くの時間を要することである。これらを解決することで PET 性能評価測定が容易になり、施設間の比較校正も可能となる。さらには PET 装置の最大の特徴とも言える定量性を施設間で比較できるようになるため、PET の定量値データを学術的データとして扱うことが可能となる。

PET 性能評価法には 2 通りの考え方があり、一つは PET 装置が導入時と同一の性能が保たれているかの確認である。これは PET ユーザが実施するには大変な労力が必要となる。もう一つは通常の臨床において、どの程度の性能で PET 検査を行っているかの評価である。本研究は後者に属し、本研究の目的は PET 性能評価試験に要する時間を短くすることで、施設間の校正を行おうとするものである。これを簡易的性能評価試験と名づける。簡易的 PET 性能評価を行うことにより PET 装置の性能評価試験の回数を増加させることができる。今現在は精度管理にかかわる性能評価試験が極度に煩雑で時間を要するため、いつ、どの程度の頻度で行う必要があるのかが示されていない。そのためには測定を簡素化し、性能評価を行いやすい状況を作る必要がある。これらが解決された後には、PET 性能を施設間で比較することができるようになり、さらには PET 最大の特徴のひとつである定量値の施設間校正が可能になるとと思われる。

PET 装置の性能評価試験を行うために多くの施設は PET 検査終了後に実施すると考えられる。その日数は日常の PET 検査を考慮した場合、1 ないし 2 日程度と考えられる。今回はその日常の検査後にどの程度の性能評価測定が可能であるかの実験とその検討を行った。

## 3 使用機器及び方法

### 3.1 使用機器

PET 装置 島津製作所製 : SET-3000 GCT/M(Eminence Sophia)  
 ファントム : JIRA・PET 用ファントム  
 使用核種 :  $^{18}\text{F}$ -FDG

### 3.2 方法

PET 性能評価を JIRA・PET 用ファントムを使用し、その測定指針に基づき測定を行った。

表 3-2-1 JIRA・PET 用ファントムの測定指針

1. 空間分解能
2. 散乱フラクシオン
3. 感度
4. 計数損失及び偶発同時計数
5. 画像濃度の均一性
6. 吸収散乱補正の精度
7. 高計数率特性(計数損失の補正の精度と S/N 比)
8. 部分容積効果(リカバリー係数)

表 3-2-1 にその測定指針の測定項目の内容を示す。この指針は 1996 年に出された指針であり当時の PET 装置には対応しても、現在の Z 軸方向に長い 3D-PET 装置には対応していない。現在では 3D-PET に対応した指針が NEMA(National Electrical Manufacturers Association)<sup>4,6)</sup> から提出されている。今回は NEMA

のファントムを使用しておらず、比較的近い基準である JIRA・PET 用ファントムを使用することとした[3]。これには当施設は NEMA のファントムを所有していないこと、JRIA・PET 用ファントムを使用しても施設間校正を行うための基準を見直すためには十分であるとともに、各施設内で現在所有しているファントムを使用しての校正法を模索する等の考えによる。本研究の結果の後、これらの基準を踏まえて NEMA ファントムで今後実施する予定である。

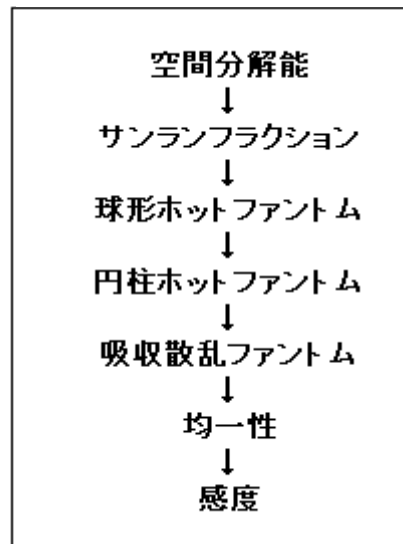
### 3.3 測定の順番と測定基準の見直し

本来は精度管理の研究であるため全ての項目を指針と同一の条件で測定すべきである。しかしその場合には多くの時間と要するとともに測定指針の条件にそぐわない項目見受けられる。そのため測定基準の見直しと測定順を検討することとした。それらを見直すことで測定時間が短くなり性能評価が容易になる。測定指針の基準に従った場合の性能評価試験結果はいくつか報告されている[3]。

#### 3.3.1 測定順の検討

PET 性能評価を行ううえで、ほとんどの測定指針は空間分解能、散乱フラクシオン、感度、その他の順に記されている。しかし、この順に行った場合、空間分解能、散乱フラクシオンの順には問題ないが、感度の場合その測定時間が長いために、放射性薬剤を全て使い果たしてしまい、性能評価試験は次回に持ち越しとなってしまふ。そのために、放射性薬剤の容積に対する RI 量が多い順に測定することにした。表 3-3-1 はその順番を示したものである。最初は空間分解能で最後は測定時間を多く要する感度測定となっている。これは PET 性能評価を行うためには一定の RI 量が必要であること、一度希釈してしまった RI は濃度を高くすることができない等の理由である。

表 3-3-1 PET 性能評価順番



#### 3.3.2 測定基準の見直し

測定基準も PET 性能を正しく評価するという意味で非常に重要である。本研究で目指しているところは、1日ないしは2日間で PET 性能評価と終えようとするものである。そのためには測定順に加え測定基準を見直す必要が出てくる。測定基準を変更することでデータ収集時間を短くすることが可能となる。PET 性能評価の基準はほとんどが全同時計数に対する真の同時計数の割合とデータを得るためのカウント数等で決定されている。

表 3-3-2 に JRIA・PET 用ファントムの測定基準を示し、表 3-3-3 に FDG-PET 検査におけるガイドライン[5]に示された基準の主な点を示す。JRIA・PET 用ファントムの基準は現在の 3D-PET 装置では基準を満たすことが不可能な項目も存在する。FDG-PET 検査におけるガイドラインは FDG を用いた全身用の基準である。

表 3-3-2 JIRA・PET 用ファントムの測定指針

測定項目	不感時間による計数損失	偶発同時計数の割合	1スライスあたりの計数	その他
空間分解能	5%	5%	50K	直径 2mm 以下
散乱フラクシオン	5%	5%	200K	直径 4mm 以下
感度	1%	1%	200K	
均一性	5%		5M	中心 2.5cm 移動
吸収補正の精度	5%	5%	2M	
部分容積効果	5%	5%	1M	
計数率特性	真の同時計数が十分飽和するか、最大値を超える RI 濃度			
計数損失	真の同時計数が十分飽和するか、最大値を超える RI 濃度			

表 3-3-3 FDG-PET 検査における撮影技術に関するガイドライン

測定項目	不感時間による計数損失	偶発同時計数の割合	1スライスあたりの計数	その他
空間分解能	5%	5%	100K	直径 1mm 以下
散乱フラクション	1%	1%		3.2mm±0.2mm 長さ 800mm、27-55 分未満
感度	1%	5%	10K	内径 3.9mm 70Cmm
均一性	5%		5M	2.5cm 離れた位置に配置
減弱散乱補正の精度			2M	ホット部 BG の 4 倍 視野外線源
画像位置合わせの精度	10%未満	10%未満		直径 1mm 程度
計数率特性	真の同時計数および雑音等価計数率の最大値が計測できる十分高い放射能			

この基準の特徴は散乱フラクションファントムが 80mm の長いものであること、減弱補正の精度では視野外に試験ファントムが必要であるとともに、PET-CT を考慮し CT と PET の重ね合わせの精度も組み入れられている。しかし頭部の PET にはあまり触れられておらず、特に定量を考慮している PET 施設の場合には多少基準にそぐわない面も有る。また両者の測定項目の中から今回の報告には、RI を多量に使用する計数損失と高計数率特性については、被ばくを伴うこと、通常の PET 検査において PET 装置の高計数率部を使用する機会が少ない、の二つの理由で次回の報告に回すこととする。しかし、高計数率特性も PET 性能評価の点では重要な項目であり、今後検討する。以上の理由で測定基準の見直しの必要があった。

表 3-3-4 に測定条件の変更後の表を示す。測定基準変更点は、全同時計数に対する真の同時計数の割合を 10-20%以内、データ収集時間をおよそ 10 分とした。これらの基準を見直すことで全測定時間は線源調整も含め 5 時間程度で終了する。

測定基準の中に不感時間による計数損失の割合を測定する必要があるが、これは高計数率特性の低線量域で測定されるもので、本実験では高計数率特性を測定していないため確かめられておらず、次回の報告に付け加えることにする。この項目も通常の臨床の範囲でどれくらいであるかということが大切であるため、きちんと測定しておく必要がある。真の同時計数に対する偶発同時計数の割合を 10-20%へと上昇させたのが主な変更点であるが、通常の当施設の臨床条件での <sup>15</sup>O-GAS の脳血流 PET 検査では 50%を超えている。そのためこの程度であれば PET 性能を十分評価できると思われる。また、この 10%から 20%という値の幅であれば線源の調整が比較的容易であることも理由のひとつである。この割合が大きい場合は散乱線が多く含まれる PET 性能の評価となり、測定項目の基準がさらに満たされていないためその信頼性が失われる結果となる。

表 3-3-4 JIRA・PET 用ファントムの測定基準変更表

測定項目	不感時間による計数損失	偶発同時計数の割合	データ収集時間(MIN)	その他
空間分解能	確認中	10-20%	10	直径 2mm 以下
散乱フラクション	確認中	10-20%	10	直径 4mm 以下
感度	確認中	10-20%	60	
均一性	確認中		30	中心 2.5cm 移動
吸収補正の精度	確認中	10-20%	10	
部分容積効果	確認中	10-20%	10	

精度管理に FDG を用いる上で RI の使用量の少ない方が被ばくとその扱いの点からも有利である。空間分解能を測定する場合、PET 装置にはほとんどの場合 PET の日常点検用にチェックソースがついている。これを使用することで空間分解能は日常の点検時に測定できることになる。しかしこの方法には、チェックソースを PET 装置に取り付け、ベッド移動とともにデータ収集をすることが必要となり、FDG-PET で通常モードにない特別な収集モードが必要となってくる。しかし、空間分解能を簡易的に評価するには良い方法と考えられ、FDG を使用しなくてもおおむね測定できる。

さらにはサンランフラクション線源を画像再構成すると空間分解能測定が可能となる。このどちらか使用しやすい、または再現しやすい方法を空間分解能では採用することとする。

これらの方法で性能評価を行うことで 5 時間程度で全ての性能評価を終えることができ、一日で測定が完了する。RI(FDG)の使用量は 185MBq 以下で終えることができる。

## 4 結果

測定基準見直し後の PET 性能評価の結果を示す。今回導入された PET 装置は Z 軸方向の視野が 156mm、スライス厚 2.6mm、全スライス枚数は 59 枚にも達する。手動の計算では処理が間に合わないため、ソフトウェアの開発もいそがれる。

### 4.1 空間分解能

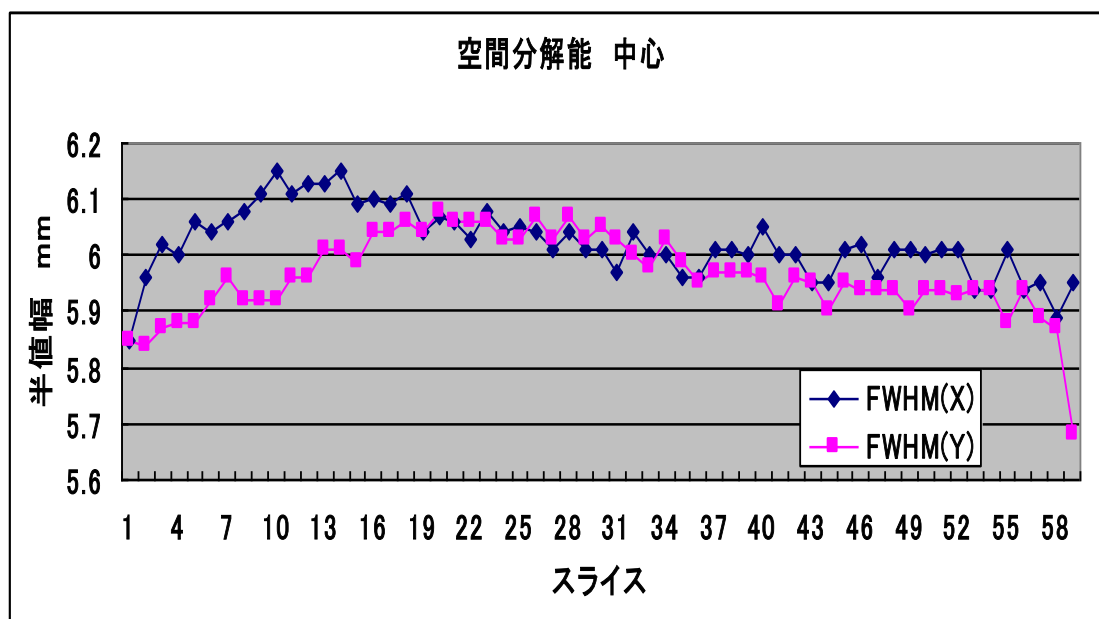


図 4-1-1 空間分解能

空間分解能の目的は点線源を空気中に保持し、画像再構成後の点広がり関数の幅を FWHM(full with half maximum)で表す。測定の実際は、チェックソースを PET ガントリーの中心に置き、ベッド移動と同時に static 収集を行った。ベッドスピードは 4sec/mm で施行した。このデータ収集法は PET 装置の収集モードには無いため、ベッドの移動を手動で行った。図 4-1-1 はその空間分解能のグラフである。PET 装置の中心で測定している。スライスの 1-19 あたりまで X 方向と Y 方向の乖離が見られる。またスライス 58 付近でも乖離が見られる。

カウント数をもう少し稼ぐ必要がある。表 4-1-1 には空間分解能を示す。通常の臨床で使用している分解能(FWHM)は以下のとおりである。

表 4-1-1 空間分解能

中心からの距離	0mm	10cm
半径方向	6.02	11.55
接線方向	5.96	11.4

#### 4.2 散乱フラクシオン

散乱フラクシオンは全同時計数に対する散乱同時係数の割合を測定する。測定は、20cm の直径のプールファントム内に 3 本の棒状の線源を挿入できる構造のファントムを使用し測定する。一度の測定に線源を一本

挿入し、別の 2 本には水を入れておく、2 本目も同様に行い合計 3 回データ収集を行う。図 4-2-1 に散乱フラクシオンファントムを示す。

中心と中心から 40mm、80mm アイソトープ挿入用のホットエリアが 3 本ある(赤矢印)。

図 4-2-2 にサンランフラクシオン測定の結果を示す。散乱フラクシオンにはスライスの散乱フラクシオンとシステムの散乱フラクシオンがあり、スライスの散乱フラクシオンは図 4-2-2 でありこれらを平均したシステムの散乱フラクシオンは 51% となった。

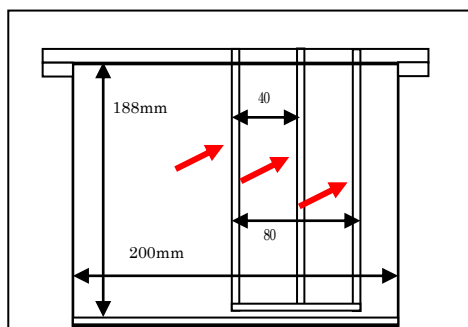


図 4-2-2 散乱フラクシオンファントム

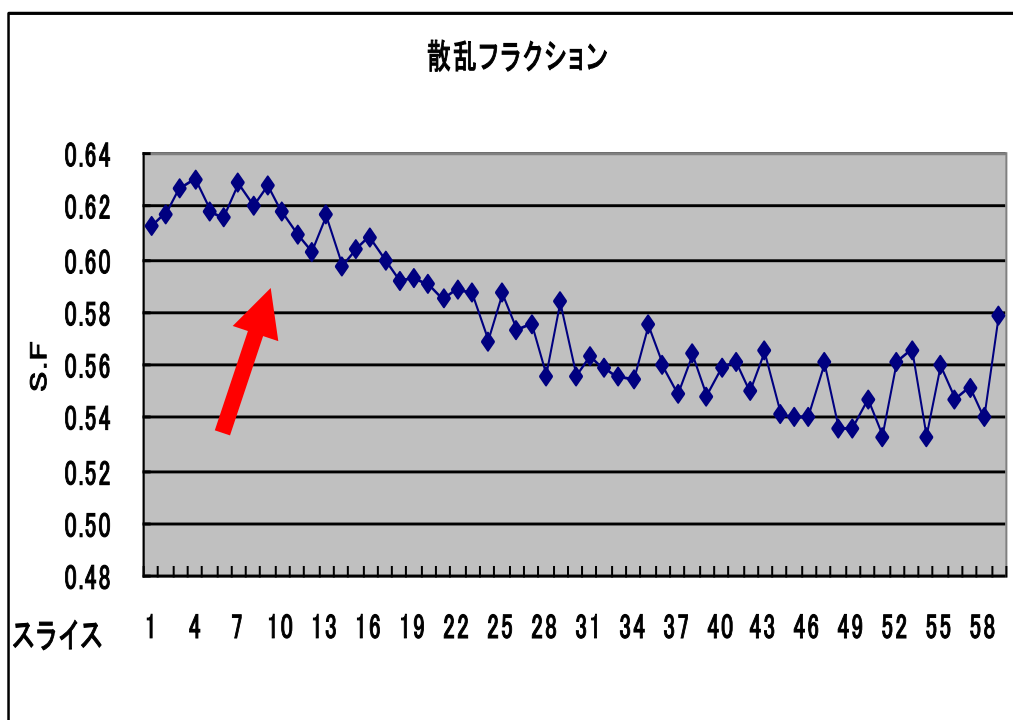


図 4-2-2 散乱フラクシオン

この線源はファントム以外に PET 装置の周囲には線源が無い状態で測定を行っている。しかし、グラフではスライス 1-20 付近までサンランフラクシオンの値が上昇しているのが見受けられる(赤矢印)。

### 4.3 部分容積効果 球形

部分容積効果は臨床測定条件において種々の大きさのホットエリアに対するリカバリー係数を測定し、断面方向及び軸方向の部分容積効果を評価することを目的とする。部分容積効果はPET装置の分解能が有限なことによる画像濃度が真の濃度より低く観測される現象をいい、観測値と真の値の比率をリカバリー係数として表す。このファントムは直径20cmのプールファントムに球形のホットエリアを6個挿入して測定し、画像上にROIを設定する。図4-3-1にファントムの側面と横断面を示す。横断面は円柱ホットファントムと同様の画像となる。球形の直径はそれぞれ38、27、20、16、13、10mmである。各スライスの38mmのカウントを1として他の球の比率であらわしている。

図4-3-2にその様子を示している。直径27mmと20mmで右に(↓)形が流れている。測定の精度を今後上昇させる必要がある。

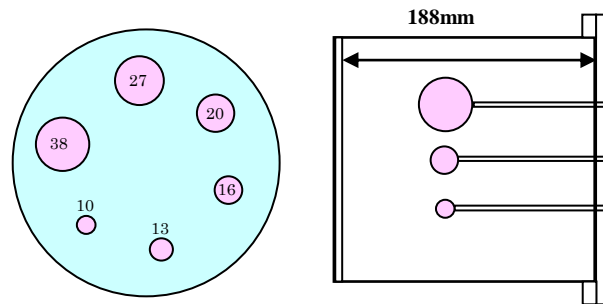


図 4-3-1 球形ホットファントムの様子

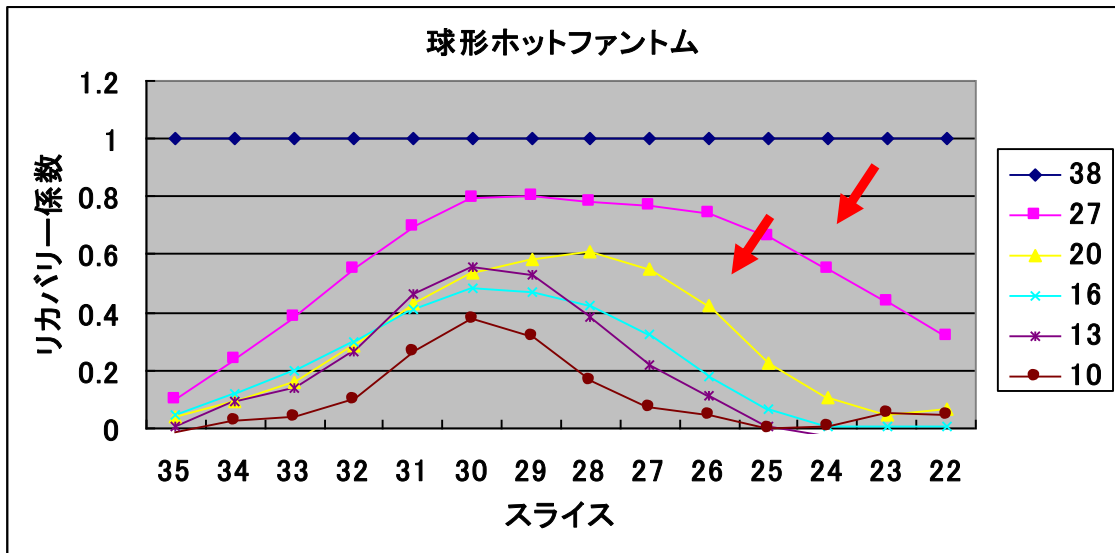


図 4-3-2 球形ホットファントムのグラフ

#### 4.4 部分容積効果 円柱

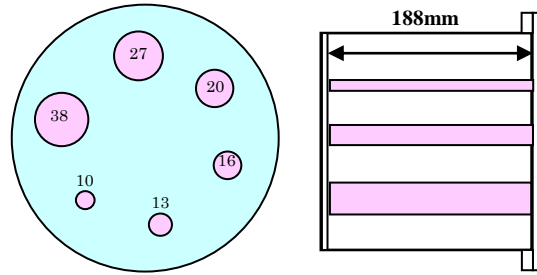


図 4-4-1 円柱ホットファントムの様子

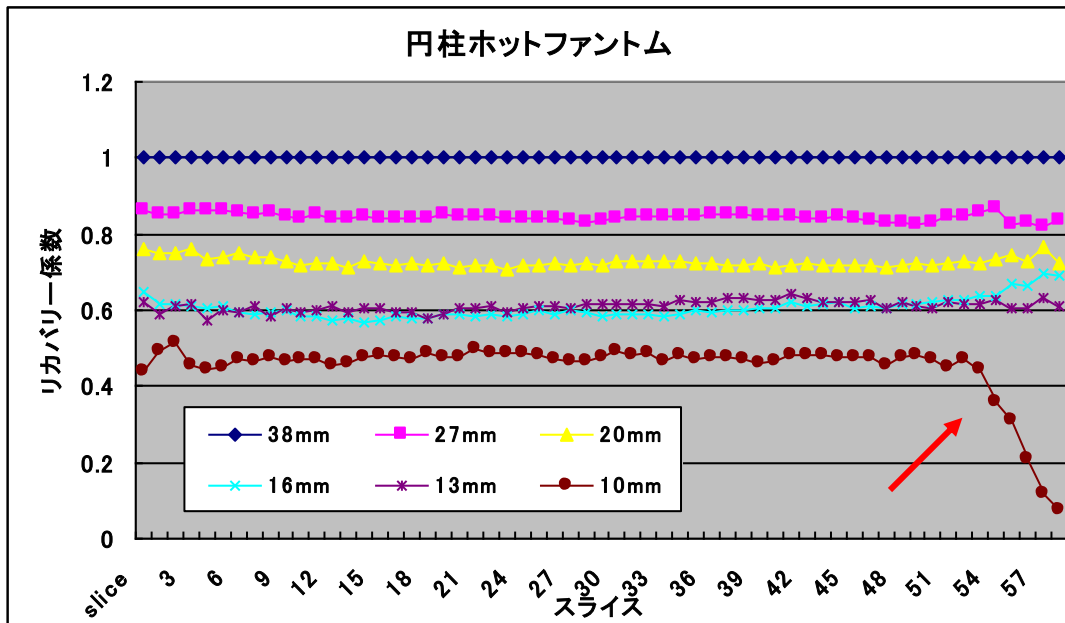


図 4-4-2 円柱ホットファントムのグラフ

部分容積効果の測定は円柱ファントムでも臨床測定条件において種々の大きさのホットエリアに対するリカバリー係数を測定し、断面方向及び軸方向の部分容積効果を評価することを目的とする。

円柱ホットファントムでの部分容積効果は 20cm のプールファントムに円柱型のホットエリアを設置し測定するものである。ホットエリアの大きさは球形ホットファントムと同様に大きいほうから 38、27、20、16、13、10mm の直径で PET 装置の Z 軸方向に 188mm のファントムである。図 4-4-2 のグラフは、円柱ホットファントムに FDG を挿入し、ROI を設置した後のものである。グラフからは 20mm と 16mm のカウントがほぼ一定であることがわかり、10mm の円柱ではスライス 55 付近から急激にカウント低下が認められる (矢印)。

#### 4.5 吸収散乱補正の精度

この測定は臨床条件における吸収及び散乱に対する補正が適切かどうかを評価することである。吸収散乱補正の精度は吸収散乱ファントムを使用する。図 4-5-1 に吸収散乱ファントムを示す。20\* 18.8cm のプールファントムに FDG を注入し測定する。プールファントムの中にはコールドエリアがあり、テフロン、空気、



水が入っている。ROI を画像上にホットエリアに中心とそれぞれのコールドエリアの間に 3 個、コールドエリアにそれぞれ一個ずつ設置し解析を行う。

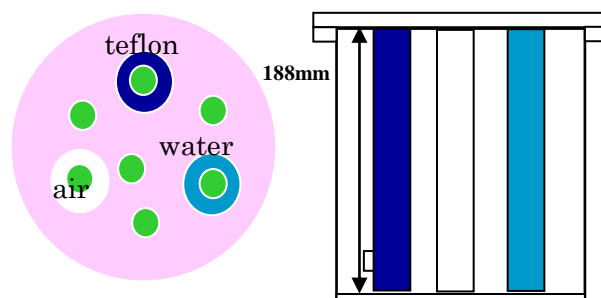


図 4-5-1 吸収・散乱ファントム

図 4-5-2 にホットエリアの ROI の結果、図 4-5-3 にコールドエリアの結果のグラフを示す。ホットエリアでは Z 軸方向の中心でばらつきが少なく、端の方でばらつきが多いと認められる。コールドエリアではスライスの 50 番以降の air の上昇が激しい。

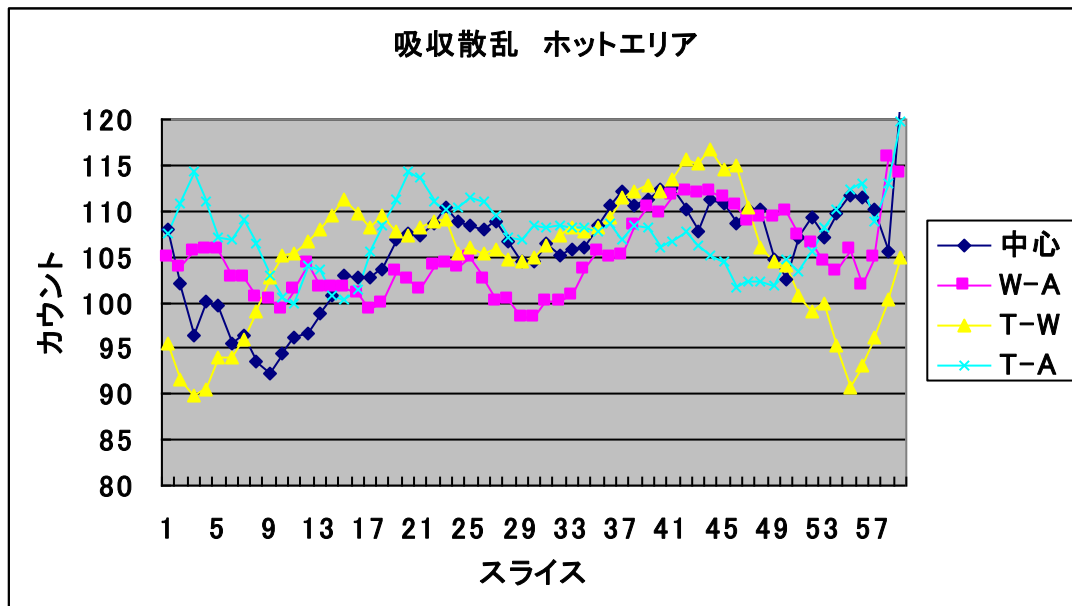


図 4-5-2 吸収・散乱ホットエリア ROI

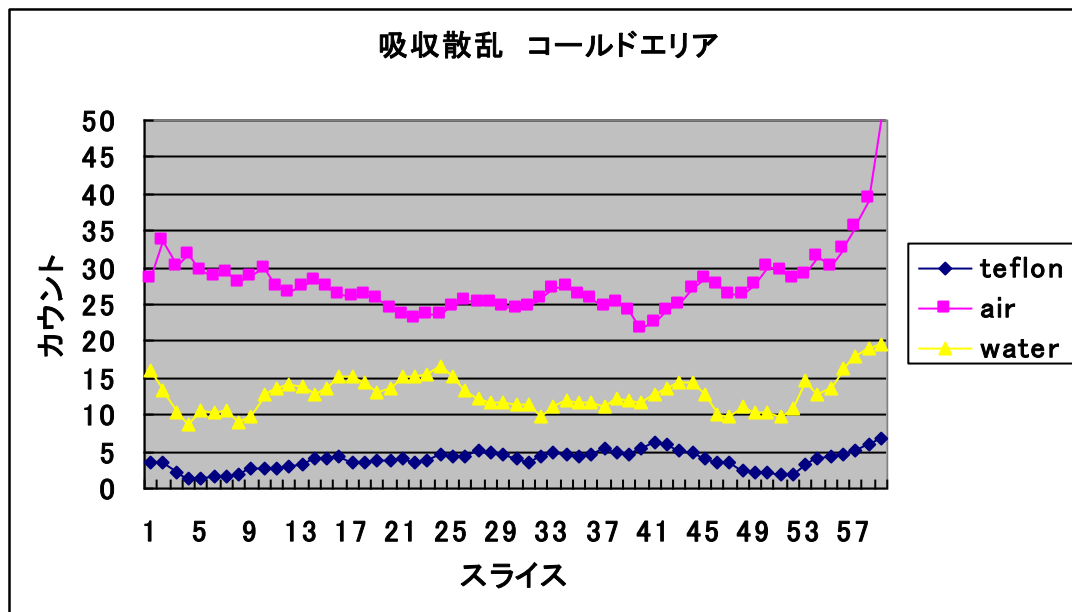


図 4-5-3 吸収・散乱コールドエリア

#### 4.6 均一性

この測定は臨床条件における画像濃度の均一性を評価することを目的としている。

図 4-6-1 はファントムへ ROI を設置した様子である。ROI は 20\*20mm の大きさで、スライス内を全て覆うように設置する。ファントムは PET 装置のガントリーの中心から 2.5cm ずらしてプールファントムの中心を置く。赤い点がファントムの中心、緑の十字が PET 装置の中心である。図 4-6-2 は ROI のそれぞれの平均値の最大値、最小値、平均値、不均一性をスライスごとに表している。スライス 50 番以降で不均一性がマイナス側にある。またスライス内の平均値でスライス 22 と 40 付近にわずかに山が見られる (矢印)。

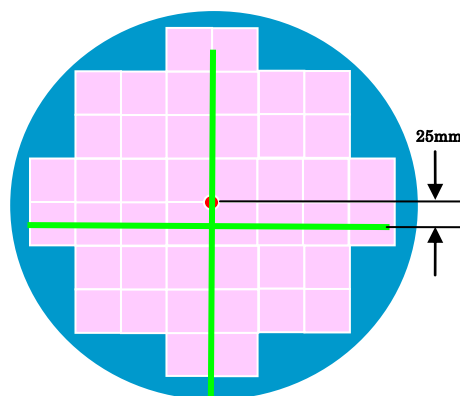


図 4-6-1 プールファントムへの ROI の設置図

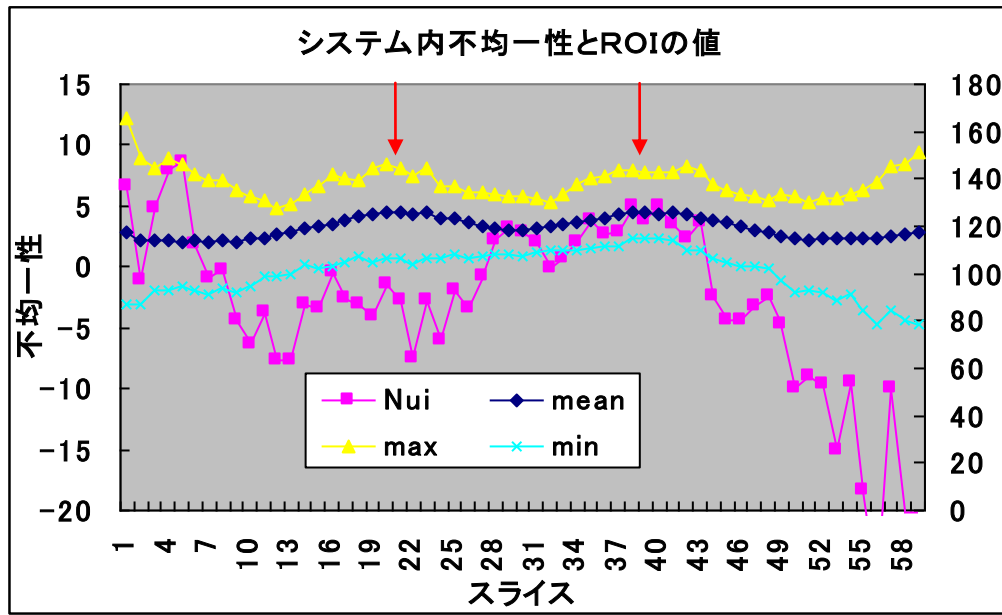


図 4-6-2 プールファントムの不均一性と ROI の値

#### 4.7 感度

感度は、PET 装置の感度測定は視野内に存在する陽電子放出核種の改変に対して検出される同時計数の割合を測定する。スライス感度のグラフをに示す。スライス感度からさらに正規化スライス感度  $98.95\text{sps/mm}^2/(\text{KBq/ml})$ 、容積感度  $213857.7\text{cps}/(\text{KBq/ml})$ 、正規化容積感度は  $1370.9\text{cps}/\text{mm}/(\text{KBq/ml})$  を求めた。スライス 57 以降で感度の低下が目立つがこれはファントムが視野内に入っていないものと思われる。本来の PET 検出器の感度分布は図 4-7-2 のグラフのようになると考えられる。

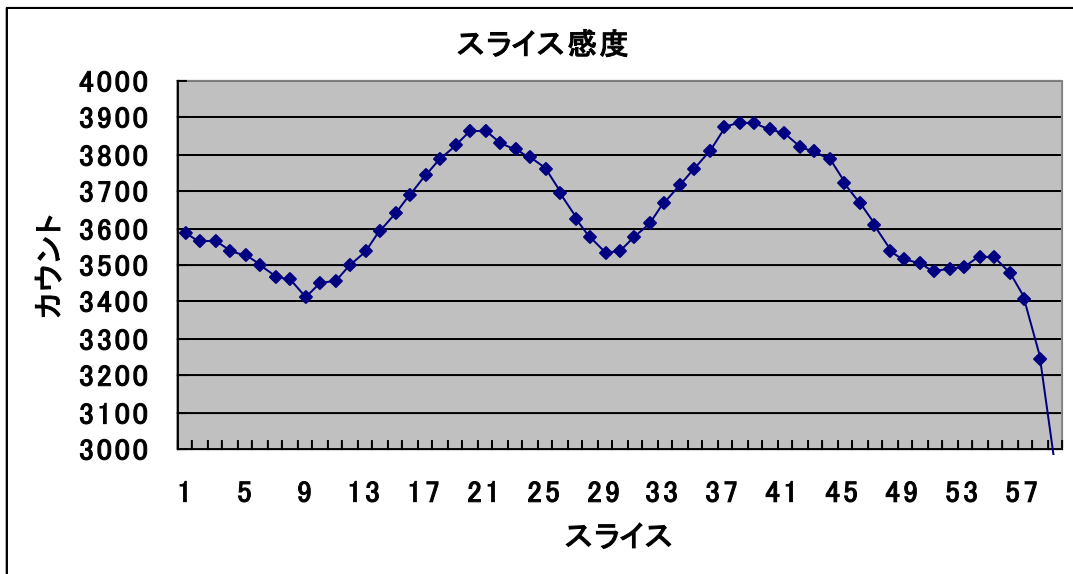


図 4-7-1 スライス感度のグラフ

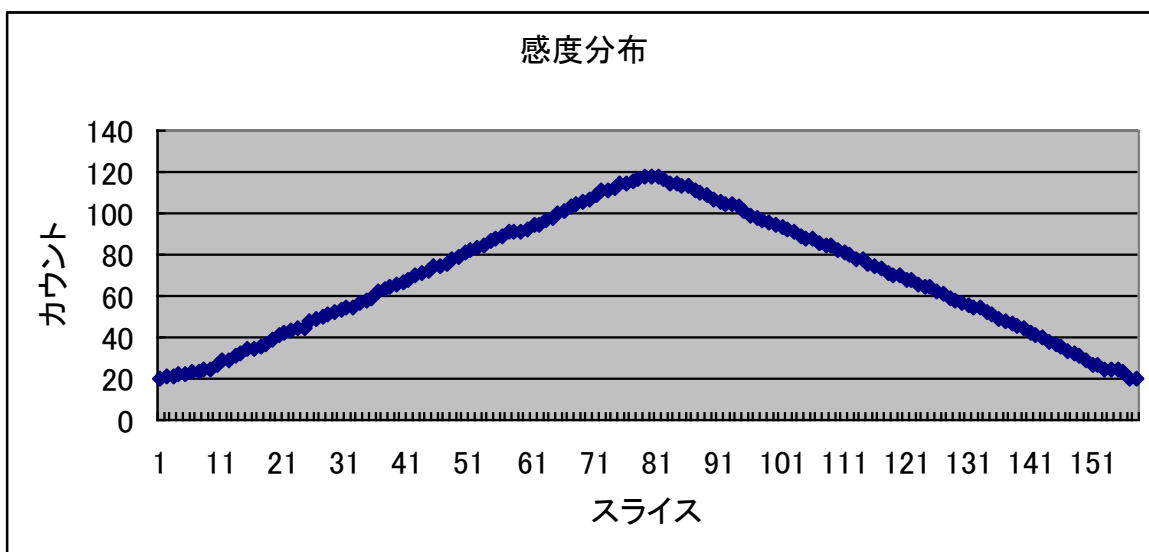


図 4-7-2 PET 検出器のグラフ

図 4-7-2 はチェックソースを PET 装置に装着し、検出器の Z 方向の幅分だけ移動し PET ガントリーのモニターを記録したものである。中央付近が感度が高く周辺部ほど低いことが確認できる。しかし使用した PET 装置はサイノグラムを作成する段階で中央付近も感度に合致するように中央以外の計数を上昇させている。したがって本来は示すスライス感度ではなく平坦なものになるはずである。スライス感度は今までの 2D-PET 装置と比較にならないほど向上している。

## 5 今後の課題

図 5-1 に空間分解能の画像を示す。画像再構成は臨床上で行っている OSEM 法で subset 26 iteration 4 で行った画像である。緑の矢印が本来の線源であるが、赤い矢印は線源が存在しないにもかかわらず画像として確認できるものである。丸いリング状に現れるものもある。FBP 画像再構成法では図 5-1 の特徴はこのような現象は認められていない。

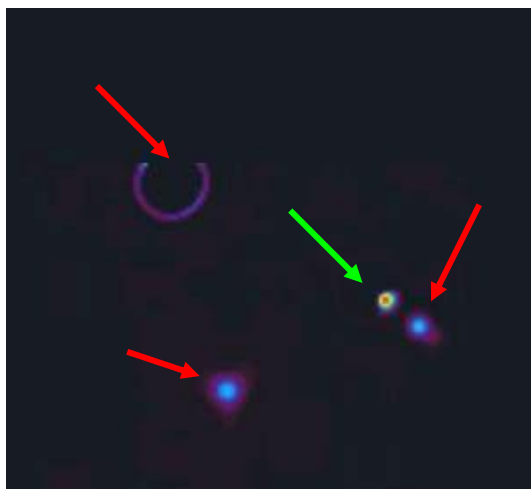


図 5-1 空間分解能の図

ちなみに臨床における低線量の場合においてもリング状の画像は認められることがある。他の測定法に関しては、測定指針からの基準を見直したことにより、本来のデータとどの程度の違いがあるのかが明らかにされていないため、もしデータの違いが出現した場合にその違いが測定誤差なのか、PET 装置の性能の違いなのか判別出来ないという問題がある。それらを解決するため一度は測定指針どおりの測定を行っておく必要がある。そのためのファントムを作成する必要がある。

PET の性能評価は測定指針どおりに行うべきだという声も聞かれる。それらを正確に行った場合には PET の性能を比較することも可能となるであろう。そのためには、PET メーカーからの協力をえて測定指針どおりのデータを打ち出すことも必要がある。しかし、日常の臨床に大きく食い込む可能性もある性能評価は受け入れられない確立が高く、さらにどの PET 施設でも行えるものではなく、困難であるといわざるを得ない。また性能評価を正確に実施しても、それがどれだけの意味を持つのかも懸念される。しかも、PET 装置の定量性を担保させることはできない。

PET 性能を施設間で比較するための PET 性能評価を正確に行うことができなければ、簡易的に行おうというのが本研究の課題である。今の段階では PET 装置の性能を自施設で測定することさえ困難であり、施設間の比較はさらに遠い状況である。それらを可能にするためには測定時間を 1 日で可能となる測定基準とそのためのソフトウェアが必要であり、定量値を比較しようと思ったならそのための評価ファントム開発する必要が出てくる。わずか 1 日で可能となる基準は今回示したが、そのためソフトウェアは現在開発中であり、定量評価ファントムも現在検討中である。

## 6 まとめ

本研究はいまだ初期の段階のため解決されていない問題が多く存在する。また全体の研究を通して研究項目の中には、当施設のみではマンパワーという点から困難と思われる項目も存在する。したがって PET 定量性の信頼度を再び勝ち取るため他施設との協力も必要と思われる。本報告では 5 時間で PET 性能評価を行う測定順とそのための基準の見直しを行い、測定結果を提出した。正確性と再現性が大きな課題であると思われるが、今回の方法を今後 1 年程度実施し、性能評価はどの程度の割合で行う必要があるかを調べる予定である。その後には同一程度の基準の見直しで NEMA ファントムでも行う予定である。NEMA ファントムで行うことで有る程度の施設間の比較を行うことが可能であると考えられる。

## 参考文献

1. 佐々木敏秋, 小川彰, 小笠原邦昭, 小林正和, 子守林靖一, 斉藤秀夫, 畠山智, 斉藤義弘, 寺崎一典, 世良耕一郎: "PET の予防医学的利用における撮影法, 診断法の標準化に関する実証研究-1", NMCC 共同利用研究成果報文集 13. pp310-315(2005)
2. P. E. Kinahan, D. W. Townsend, T. Beyer, and D. Sashin: "Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner", *Medical Physics*, Volume 25, No 10, pp. 2046-2053 (October 1998).
3. Cherry SR, Dahlbom M and Hoffman EJ: "3D PET using a conventional multislice tomograph without septa.", *J Comput Assist Tomogr*, ;volume15,no,4: pp.655-68 (Jul-Aug.1991).
4. (日本アイソトープ協会・医学薬学部会) PET 装置のための測定指針 *Radioisotopes* 43(9) (115-135 1994)
5. 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* 27:425-456(2007)
6. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association; 1994.

7.National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.

8.Charles C. Watson,Michael E. Casey, Lars Eriksson,Tim Muknid, Doug Adams and Bernard Bendriem.”NEMA NU 2 Performance Tests for Scanners with Intrinsic Radioactivity”;The Journal Of Nuclear Medicine Vol.45,No.05, May 2004

## Control of accuracy of PET system

Toshiaki Sasaki<sup>\*1</sup>, Kuniaki Ogasawara<sup>\*4</sup>, Masakazu Kobayashi<sup>\*4</sup>, Yasunori Suga<sup>\*4</sup>, Kouhei Chida<sup>\*4</sup>,  
Satoru Hatakeyama<sup>\*2</sup>, Yshihiro Saito<sup>\*2</sup>, Shoko Goto<sup>\*2</sup>, Kazunori Terasaki<sup>\*1</sup>, Koichiro Sera<sup>\*1</sup>,  
Keizo Ishii<sup>\*3</sup> and Akira Ogawa<sup>\*4</sup>

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

<sup>\*2</sup>Nishina Memorial Cyclotron Center, Japan Radioisotope Association  
348-58 Tomegamori, Takizawa, Iwate 020-0173, Japan

<sup>\*3</sup>Department of Quantum Science and Energy Engineering, Tohoku University  
6-6-01-02 Aoba, Aramaki Aobaku, Sendai, Miyagi 980-8579, Japan

<sup>\*4</sup>Department of Neurosurgery, Iwate Medical University  
19-1 Uchimarui, Morioka 020-8505, Japan

### Abstract

In order to improve reliability of the quantitative values given by recent 3D-PET, we have started the studies according to the guidance consisting of five items. They are; 1. acquisition of the basic data by means of existing 2D-PET, 2. fundamental development of the method of quantification for 3D-PET, 3. designing of the phantoms for quality and performance of 3D-PET, 4. investigation of the actual statuses of the methods of PET-scan and diagnosis in other facilities, 5. improvement of accuracy and precision of the quantitative values given by 3D-PET.

The number of PET institutes has been increasing recently. Most of all PET cameras are 3D-PET or 3D-PET/CT. 3D-PET camera had increasing not only resolution and sensitivity but also scatter. Then we are afraid that increasing of scatter may cause decrease of PET quantitative.

In this study, we have experimented basis on the guideline for the performance evaluation of PET. But this guideline is not good for the 3D-PET cameras. Then we revised the guideline both sequencing and standard measurement. Usually we experiment performed resolution test at first, scatter fraction is second, and sensitivity is third. But sensitivity test needs about 5hours. It will be completely nothing the FDG by the time we are going to try other kind of PET performance tests. We in turn examined the PET performance test 1.spatial resolution, 2.scatter fraction, 3.partial volume effects, 4.scatter and absorption of accuracy correct, 5.uniformity, 6.sensitivity. Almost PET performance test of guideline are 5% of the scatter coincidence by true coincidence. We changed 10-20-% from 5% of guideline. Because we need to finish all PET performance tests within one or 2 days.

Result spatial resolution was approximately 6.02 mm full with half maximum in plane and 5.96 mm FWHM axially. Scatter fraction was about 51%. Sensitivity was 3914.7cps/(KBq/ml). Accuracy scatter correction, teflon 3.5%, air 27.3%, water 15.4%. Uniformity, -0.869%, round type of recovery coefficient, 38mm=1.0, 27mm=0.79, 21mm=0.61, 16mm=0.43, 13mm=0.38, 10mm=0.17. Cylinder type of recovery coefficient, 38mm=1.0, 27mm=0.84, 21mm=0.73, 16mm=0.61, 13mm=0.61, 10mm=0.45.

The time for the PET performance test decreased 5hours from about a week after the change of the guideline. If we use this guideline changed method, we could experimented the PET performance more often. Then we will learn how often the PET performance test by year. We will enable to compare quantitative value of the PET between other PET facilities. But also we need to accurate PET performance tests basis on the guideline at once. We applied method is most validate to compare the PET performance. We are going to follow this method about one year.