

「刊行に寄せて」

日本核医学技術学会

学会長 福喜多 博義

核医学検査の発展は放射性薬剤と診断機器の開発と歩調を合わせるように進歩してきた。1950年代における ^{131}I とシンチスキャナーであり、また1970年代の $^{99\text{m}}\text{Tc}$ とシンチカメラであった。そして1990年代後半のポジトロン製剤 (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F) とポジトロンCT装置の開発は核医学分野に大きなインパクトを与え、このPETの出現は核医学にとっては第三の黎明期を迎えた。

2002年4月4日に ^{18}F -FDGの検査が保険診療として承認されたことにより、新たに診療を開始する施設が増え、またそれに伴う検査数の増大により放射線被ばくを含めた国民医療の安全性が求められるようになった。そのため2004年8月1日の医療法施行規則一部改正によりPET検査（陽電子断層撮影）が医療法の対象となった。

医療法施行規則の一部改正の内容について概略を説明すると、（1）PET製剤（陽電子断層診療用放射性同位元素）が医療法施行規則に定められ届出の対象となり、従来の診療用放射性同位元素と同じ扱いとなった。（2）準備室や使用室の構造設備基準が定められ、それに加えて新しく待機室の設置が義務化された。（3）PETに関する予防措置が定められた。これはPET検査に従事する医師、技師はある一定の経験を有していることとし、また関連学会等が主催する「所定の研修」を受講することを義務づけた。施設内においては安全管理委員会を設置して安全に努めなければならない。

これらの改正を踏まえて「所定の研修」を履修させるため、医師向けと技師向けを対象として、平成17年1月に関連学会等の共催による臨時PET研修セミナーが開催された。

医政局通知で指定された研修内容は8項目からなり、サイクロトロンの原理、ポジトロン薬剤の合成法と精度管理等、陽電子断層撮影法の原理、そして診療施設を含めた運用及び管理など広範囲に及び、それに準じた参考となる教科書がないのが実情である。

今回発刊することとなった本書「ポジトロン断層撮影（PET）技術マニュアル」はこれらの8項目を網羅すると共に、PET診療に関する技術的な内容に重点を置き、これからPET診療を行う医療従事者（診療放射線技師、医師、薬剤師、看護師など）を対象として、また学生でも理解できるように広範囲の内容をできるだけ解り易く解説した。本書の編集は日本核医学技術学会編集委員長片岡哲朗氏が行い、執筆にはPET診療に関して現在ご活躍の先生にお願いして、体系的な教科書が編纂された。

PET検査はX線CTやMR画像と比較して形態的な分解能では劣るものの、生理、生化学的な情報を反映した分子イメージングであり、その他、 ^{11}C や ^{18}F を標識したアミノ酸や核酸、抗癌剤に標識することにより、コントラスト分解能の高い、且つより特異的な癌診断に応用できる可能性がある。また、最近わが国でもやっとPET-CT装置が薬事承認され、また2004年8月の医療法施行規則の一部改正によりPET-CT装置のCT単独使用が認められたことにより、装置の導入に拍車がかかるものと思われる。いままでPET画像の欠点であった解剖学的な位置情報をX線CTで補うことにより診断精度が向上するであろう。これからは、より多くの症例を重ね、有効性をEBMに基づいて評価し、PET核医学が発展することを期待している。これらの潮流の中で、本書が日常のPET診療の座右の書として役立てていただければ幸いである。



● 目次 ●

第1章 施設概要

1-1 施設基準	真重 敬幸	3
1-2 PET検査施設を計画するに当たって	真重 敬幸	3
1-3 施設設計	真重 敬幸	4
1-4 必要な室・設備	真重 敬幸	6
1-5 まとめ	真重 敬幸	14

第2章 サイクロترون装置

2-1 発生原理	盛田 琢造・熊田 幸生	17
2-2 医療での運用	盛田 琢造・熊田 幸生	25
2-3 サイクロトロン of 安全管理	盛田 琢造・熊田 幸生	28
2-4 合成装置	新屋 洋	33

第3章 PET装置

3-1 測定原理	和田 康弘	39
3-2 性能点検	福喜多博義	46
3-3 カメラの校正	織田 圭一	50
3-4 PET/CT装置	織田 圭一	54
3-5 付属装置	和田 康弘	60

第4章 ポジトロン放射性薬剤

4-1 臨床利用されているポジトロン放射性薬剤	佐治 英郎	65
4-2 ^{18}F FDG注射液の製造方法	佐治 英郎	67
4-3 製造の管理方法	佐治 英郎	71
4-4 品質の管理	佐治 英郎	75
4-5 ポジトロン放射性薬剤の展望	佐治 英郎	79

第5章 PETの撮像技術

5-1 撮像方法	松本 圭一	83
5-2 処理方法	松本 圭一	90
5-3 表示方法	松本 圭一	97
5-4 定量解析	織田 圭一	100
5-5 接遇と前処置	大崎 洋充	108

第6章 PETの臨床応用

6-1 臨床的意義	窪田 和雄	115
6-2 腫瘍系の臨床	窪田 和雄	116
6-3 脳神経系の臨床	坂本 攝	129
6-4 循環器の臨床	木曾啓祐・石田 良雄	138

第7章 安全管理

7-1 放射性同位元素（RI）等の安全取り扱い	渡辺 浩	149
7-2 放射線防護の考え方と方策	渡辺 浩	153
7-3 管理実務	大屋 信義	157
7-4 廃棄物処理	大屋 信義	161
7-5 FDG-PET検査を受けた患者および一般公衆等の被ばくと防護	渡辺 浩	162
7-6 従事者の防護	渡辺 浩	166
7-7 従事者等の被ばくの考え方	渡辺 浩	174
7-8 PET検査に係わる法令等	渡辺 浩	177

[付録]

FDG-PET検査における安全確保に関するガイドライン（2005年）	181
--	-----

[索引]

.....	205
-------	-----

「はじめに」

編集責任者 片渕 哲朗

近年、EBMが導入され核医学検査は一つの転機を向かえようとしています。本書はこのような流れの中、施設ごとに統一されていなかったPETの収集や処理等におけるPET技術の標準化を意図して企画されました。そのため、本書の執筆は現場に従事している先生方の経験を生かして、実際のPET業務に携わる技師が本当に使えるマニュアル本として、技術的な教科書になることを目的としました。

そこで本書の方針を以下のように定めて、編集を進めました。

- 1) 現場に即したPETの検査技術（実際に行っている撮像法や処理法）を明記
- 2) 要点を分かりやすく記述
- 3) 抽象的ではなく可能な限り具体的な表現を使用
- 4) 文字の説明よりは図解を多用
- 5) 本文とともに、ポイント、ハウツー、キーワード、コメントに分けて解説
 - ・ポイント：必ず知っておくべき重要事項
 - ・ハウツー：現場で役に立つ事項、ノウハウ
 - ・キーワード：指標となる語句とその説明
 - ・コメント：補足的な解説、本文以外での加筆

最終的には、執筆された先生方が本書の主旨をご理解いただき、本当に立派な本として完成しました。新しくPET装置を導入する施設においては、1章の施設概要は具体的に計画を立てる段階から示されており非常に役に立つであろうと思われます。2章サイクロロンや3章PET装置については、医療法上の所定の研修においても重要な部分であるため、原理から保守管理等まで詳しく書かれています。4章ポジトロン製剤では、FDGの製造方法や管理方法など他ではなかなか得られない内容が記されていますし、分子イメージングにおけるPET製剤の将来的な展望まで示されています。5章PET撮影技術では、本書の目的である収集や処理の標準化を念頭に置いて、具体的な表示方法まで述べられています。6章PET臨床応用はPET検査で中心となる腫瘍を始めとして、脳・心臓についても病態や診断基準にまで踏み込んで執筆いただきました。最終7章安全管理では、被曝と防護の問題や管理実務、関係法規等まで詳細に書かれており、PETの管理業務を行う際にはかなり役立つものであると思われます。また付録として、昨年定められた「FDG-PET検査における安全確保に関するガイドライン」の全文を掲載し、PET検査を施行する全施設がいろいろな面から参考できるように配慮しました。

このように本書は、PET検査に従事する技術者にとっては必須のものになったと思われます。PET検査はFDGのデリバリーが始まり、今後ますます増加していくものと考えられます。そこで重要になってくるのが検査への信頼です。その信頼を得るためには、画像を撮像する技術者のレベルが標準化されていることが求められます。それも低いレベルではなく高いレベルでの標準化が必要です。本書はそのようなPET技術者のための技量をアップできる1つのツールとして、多くの方々に貢献できるものと信じております。

(日本核医学技術学会 編集委員会委員長)

第5章 PETの撮像技術

5-1 撮像方法

5-1-1 はじめに

^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG) を用いた陽電子放射断層撮影 (PET) 検査は、現在いくつかの腫瘍性疾患を扱う上で、病期や治療方針の決定などに必須の検査になりつつある。本国においても2002年4月に一部の疾患¹⁾について保険適用となり、検査件数および検査可能施設は増加の一途をたどっている。元来PET検査は、その物理学および生理学の特徴から、生体内の血流や各種代謝などを定量測定する検査方法であるが、本稿では紙面の都合上、保険適用となった疾患、すなわち ^{18}F -FDG全身PET検査を中心に述べる。

5-1-2 ^{18}F -FDG全身撮像における投与量

BGO結晶でのPET装置の場合、2D収集では185～444MBq（または3～7MBq/kg）を、3D収集では、111～259MBq（または2～5MBq/kg）を、静脈内に投与する²⁾。

ハウツー

投与前に血糖値を測定するが、その時にフラッシュ用の生理食塩水で採血が希釈されないように注意する。

また、投与量の決定やSUV（キーワード参照）算出のため体重および身長を測定するが、検査着などに更衣し、検査直前の衣類の重さを含まない正確な値を得るようにする。

■キーワード

◎ SUV (standardized uptake value)

DAR (differential absorption ratio), DUR (differential uptake ratio), SUR (standardized uptake ratio) も呼称は異なるがSUVと同

じ指標である。SUV (DAR) は次式で定義され、組織の ^{18}F -FDGの取り込みを投与量と被検者の体重で補正したもので、無単位指標である³⁾。また、体重のかわりに体表面積を用いることもある⁴⁾。

$$\star \text{SUV(DAR)} = \frac{\text{組織の放射能 (Bq/g)}}{\text{投与量 (Bq)} \div \text{体重 (g)}} \dots (5.1)$$

本来、DARは動物を用いた体内放射能分布測定実験で定義されていた指数であり、組織放射能はBq/gで表される。しかしながら、PETで測定された組織放射能はBq/mlで表すため、組織の比重を1.0(g/ml)と仮定し、無単位指標とすることが一般的である。(6-2-1参照)

ポイント

PET装置の検出器の種類 (BGO, LSO, GSO)、および体軸方向視野に依存して、至適投与量が異なるので製造業者推奨の投与量を参考にする。しかし、これらの値は欧米でのデータに基づいている可能性があり、日本人にはやや多すぎるので注意が必要である。

◆コメント

3D収集では一般に散乱線の影響が懸念されるが、補正精度の向上に伴い⁵⁾、全身検査においても臨床上支障をきたすことは少ない。しかしながら、3D収集の場合、**体軸方向視野 (axial field of view; AFOV)** の長さによって装置の感度および高計数率特性が異なるので、装置毎に**雑音等価係数 (noise equivalent count; NEC)** を製造業者から入手するか測定しておくことが望ましい (図5-1)。ここで、NECは、全身検査を想定して体軸方向に十分長いファントム (National Electrical Manufacturers

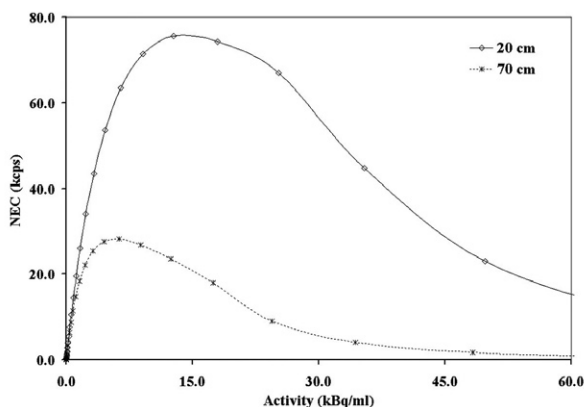


図5-1 3D収集における放射能濃度とNECの関係
測定ファントムに依存してpeak NECは大きく異なる。

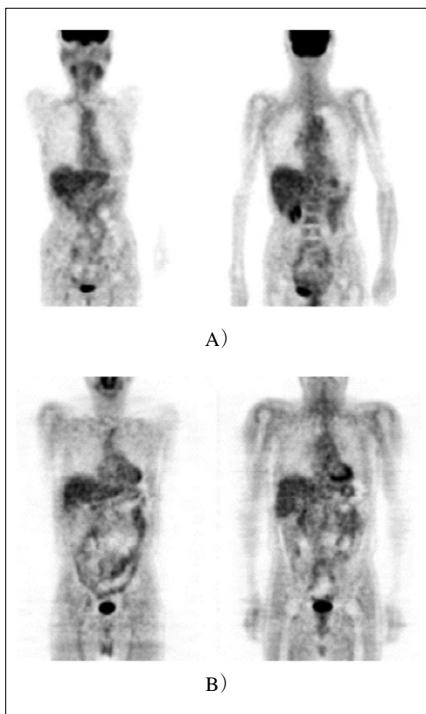


図5-2 3D収集における投与量の差による画質

- A) 至適投与量
B) 多すぎる投与量のため偶発同時計数が増加し画質が劣化する。肺野のコントラスト低下および膀胱部の線状アーチファクトが特徴である。

Association (NEMA) NU 2-2001規格⁶⁾) を使用し測定された値を参考にしなければ、最大値NECおよびその時の放射能濃度は全く異なるので注意が必要である (図5-1)。

また多投与は偶発同時計数が増加するだけで (放射能濃度の2乗に比例)、無駄な被ばくとなり画質も低下する (図5-2)。

ハウツー

臨床では、総計数に対する偶発同時計数の割合が30%以下となるような投与量が望ましい。

◆コメント

¹⁸F-FDG投与による被ばく量ICRP80⁷⁾)にMBqあたりの吸収線量 (mGy) が報告されている。また部位別の組織荷重係数が乗じられ最終的な実効線量が与えられている。成人男女では 1.9e^{-2} mSv/MBqであり、投与量を370MBqとすると、実効線量は7.0mSvとなる。

5-1-3 ¹⁸F-FDG全身撮像における撮像方法

当施設におけるPET装置での投与量および収集条件を示す (表5-1)⁸⁾

① エミッション収集

エミッション収集の開始時刻は、投与後60分を基本とする。

PET装置の検出器の種類（エネルギー分解能の差）によってエネルギーウィンドは異なる。**BGO検出器**の場合は300 or 350-650keV, **LSO検出器**の場合は350-650keV, **GSO検出器**の場合は400 or 435-700keV, **NaI(Tl)検出器**（PET専用機）の場合は435-665keVに設定する。同時計数の時間窓は製造業者推奨のエネルギーウィンドでよい。

収集時間は、PET装置の**絶対感度**（表5-2）⁹⁾を参考にして決定し、さらに被検者の体格に応じて適宜延長する方が望ましい。

ハウツー

LSO結晶は、結晶内に含まれる¹⁷⁶Luからガンマ線（88keV, 202keV, 307keV）が放出されるため、下限のエネルギーウィンドを350keV以下に設定しないように注意す

表5-1 BGO結晶PET装置（16cm AFOV）における投与量および3Dエミッション収集時間

Body mass index (kg/m ²)	Injection dose (MBq)	Emission scan time (sec)
<14-19	92.5	120
19-22	111.0	120
22-25	129.5	180
25<	148.0	240

表5-2 NEMA NU 2-2001規格における3D収集の絶対感度（文献値）

	AFOV (mm)	cps/kBq	
		r=0cm	r=10cm
SET 3000 G/X	260	18.22	23.20
Allegro	180	4.36	4.65
Biograph LSO	162	6.10	6.50
ACCEL	162	6.36	6.33
Discovery ST	157	8.99	9.26
ECAT HR+	155	8.98	9.52

る¹⁰⁾。またBGO結晶の場合、同時計数時間窓を10nsec以下にしても光の減衰時間が300nsecと比較的長いので偶発同時計数や計数損失が低下するなどの効果はない。

ポイント

多段階にベッドが移動して全身撮像を行うPET装置の場合は、通常6から8bed positionにて行われる。このため1bedあたりのエミッション撮像時間を5分以上にすると全体の検査時間が延長し、患者の体動や尿意などを招く恐れがあるため避ける方が望ましい。また短時間収集は、横断像においてリング状の、冠状断面像においては縦縞状の特徴的なアーチファクトを生じる⁹⁾。

◆コメント

投与2時間後像の有用性^{11,12)}が報告されているが、2時間後像に追加撮像を行う場合は、¹⁸Fが1時間で約70%程度減衰することを考慮し、エミッション収集時間を投与1時間後の約1.5～2.0倍程度に延長し収集を行えばよい。

② トランスミッション収集

近年では、SAC法（次項 5-2 処理方法 キーワード参照）やCs-137外部線源によるシングルトランスミッション法およびPET/CT装置などの技術開発により、¹⁸F-FDG投与後に短時間で全身トランスミッション収集を行うことが可能である。SUV算出ためにはトランスミッション収集は必須であり、また体深部の病変である傍大動脈リンパ節を見落とす可能性もあるため¹³⁾、トランスミッション収集は行う方が望ましい（図5-3）。

⁶⁸Ge/⁶⁸Gaによるトランスミッション収集時間は、PET装置および外部線源強度に依存する。現行のPET装置で最も高い放射能強度（800 MBq）であっても、最短トランスミッション収集時間は90秒であり¹⁴⁾、通常は2～3分程度の収集時間が定量性（SUV）を重視する上では必要である（図5-4）。

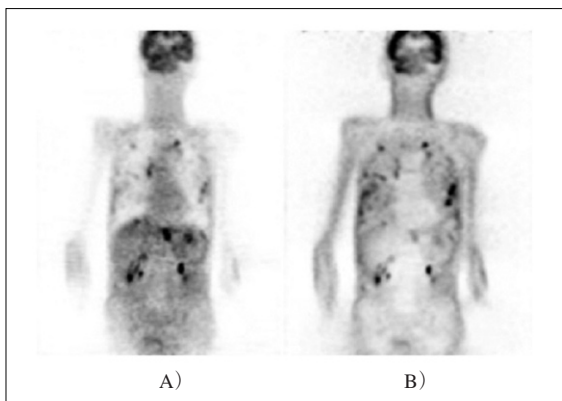


図5-3 吸収補正の有無による画像の比較

A) 外部線源による減弱補正を行った画像

B) 外部線源による減弱補正を行っていない画像

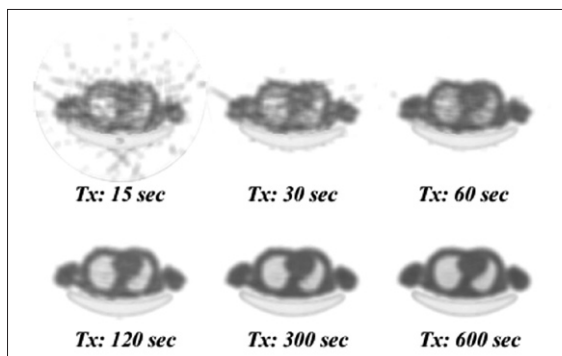


図5-4 トランスミッション収集時間の変化による吸収補正用画像の比較 (SAC法使用)

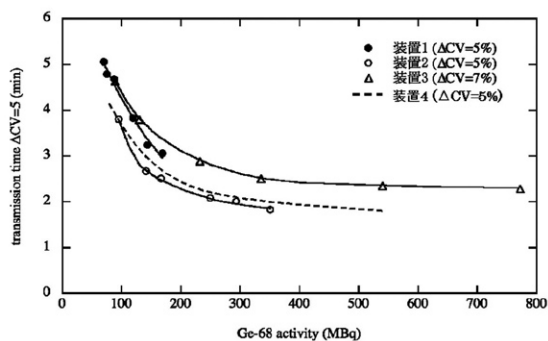


図5-5 PET装置のトランスミッション必要条件と放射能強度との関係

また外部線源強度とトランスミッション収集時間の関係を示す（図5-5）^{9,14)}。

ポイント

多投与量およびトランスミッション線源強度に依存する減弱補正用画像の過小評価にも注意が必要である（図5-6）¹⁴⁾。

エミッション収集前に外部線源によるトランスミッション収集を行うことは**検査スループット**の面からは有効な方法であるが、投与後45分程度までは全身の放射能分布が刻一刻と変化しているので、定量性を重視する上では注意が必要である。また全身撮像前に排尿させたとしても、エミッション収集までに時間が経過してしまい、バックグラウンドや視野外放射線を低減させる効果が減少する。

◆コメント

PET/CT装置を用いて**減弱補正**を行う場合は、被ばく量が増大するので吸収補正のためのCTスキャンなのか、診断目的のCTスキャンなのか、それとも両スキャンを行うのか医学上の有用性を十分検討する必要がある^{15,16)}。また造影剤CTスキャンでの減弱補正は、定量性に問題があるため、2回のCTスキャンが必要である¹⁷⁾。

5-1-4 ^{18}F -FDG脳撮像における投与量

^{18}F -FDG全身撮像と同様とする。

ハウツー

脳を撮像する場合には、6時間以上の絶食を原則とする²⁾。

◆コメント

脳腫瘍に関しては、保険適用疾患となっているが、正常の脳実質、とくに灰白質は糖代謝が盛んであるため、腫瘍と正常脳を区別できず、画像上では腫瘍の局在を明らかにできないことがある。脳腫瘍の局在を明らかにする上では、 ^{11}C -methionine, ^{18}F -3'-deoxy-3'-fluoro-thymidine (FLT), ^{18}F -fluoro-alpha-methyl-tyrpsine (FMT) などが正常脳組織への集積が少なく、コントラスト良く陽性描画できる¹⁸⁾。

5-1-5 ^{18}F -FDG脳撮像における撮像方法

①エミッション収集

脳糖代謝などの定量測定を行う場合は、投与直後より撮像終了まで頻回に動脈血（または動脈化静脈血）の採血を行い、血漿中の放射能濃度を測定する。さらに血漿中のグルコース濃

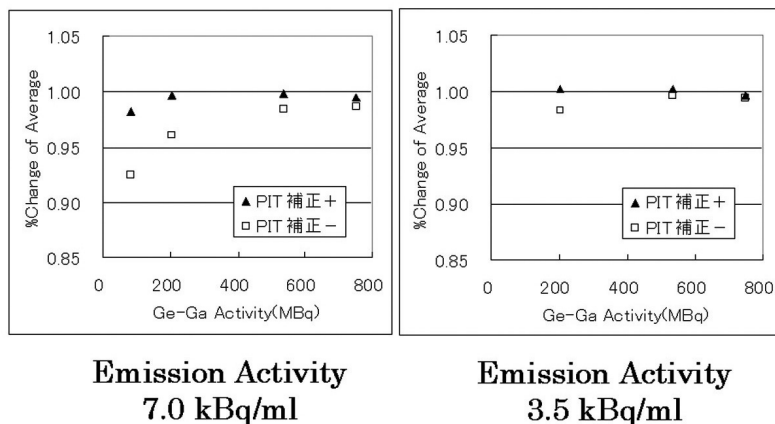


図5-6 外部線源強度とエミッション放射能濃度の関係

度も測定する。定性測定を行う場合は、 ^{18}F -FDGの放射能分布がほぼ一定となる投与後約45分から、十分な時間撮像する。

ポイント

PET画像は収集の特性上、2Dと3D収集で程度差はあるが、再構成画像のスライスの両端がスライス中心と比較し感度低下し、低計数率となる。PET装置のAFOVや収集パラメータに依存するが、2Dは全スライスではば一定、3D収集ではスライス中央部のS/N比が高く、両端スライスでは画素値の変動が大きい。脳を3D収集する場合は両

端スライスの画素値の変動が大きくなるので注意が必要である（図5-7）。

②トランスミッション収集

定量測定の場合は、原則投与前トランスミッション測定とする。定性測定の場合は、前述のとおり放射能分布が変化するのでエミッション収集終了後よりトランスミッション収集を行う。収集時間は外部線源強度や投与量、さらに減弱補正の方法（次項5-2 処理方法参照）にも依存するが、エミッション成分の混入が十分無視できる時間とする（図5-8）。

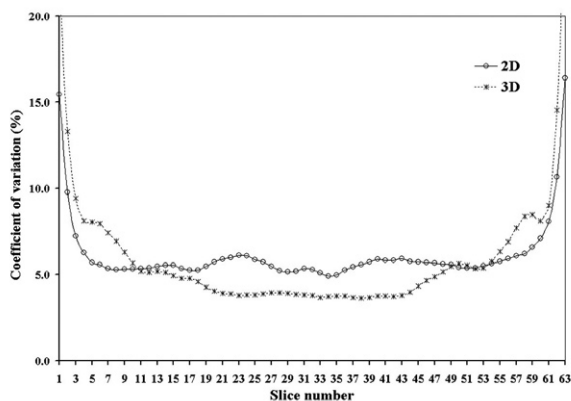


図5-7 2Dおよび3D収集における各スライスの画素値の変動

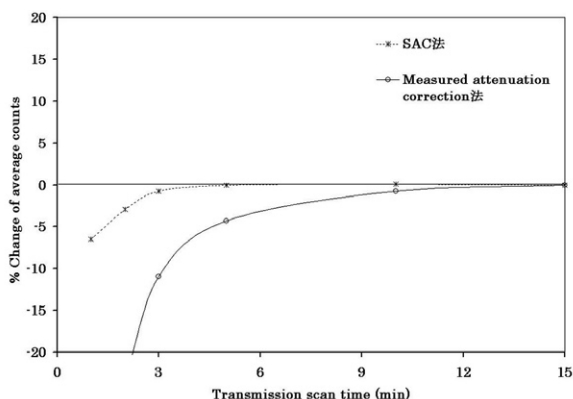


図5-8 $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ 外部線源における投与後トランスミッション収集時間と再構成画像の画素値の関係

5-1-6 ^{18}F -FDG心臓撮像における 投与量および撮像方法

脳撮像と同様に定量測定および定性測定があり²⁾、目的に応じて使い分ける。6時間以上の絶食を行い、 ^{18}F -FDG投与前に糖負荷やインスリン負荷を行い、正常心筋に十分 ^{18}F -FDGを集積するようにして定性測定を行う方法が一般的で

ある¹⁹⁾。投与量、撮像方法および注意点は脳検査と同様である。

◆コメント

心臓では目的に応じて絶食または糖負荷を行い撮像するが、同日に両状態の検査を行う場合には、被ばく線量を十分考慮する。

●参考文献

- 1) 坂本攝, 中本裕士, 千田道雄: Clinical PET これだけは知っておきたいFDG-PETの知識. 臨床画像, 19(4), 448-461, 2003.
- 2) 日本核医学会PET核医学委員会: 院内製造されたFDGを用いたPET検査を行うためのガイドライン (第2版). 核医学, 2005 [in press]
- 3) Kubota K, Matsuzawa T, Ito M, et al: Lung tumor imaging by positron emission tomography using C-11 L-methionine. J Nucl Med, 26(1), 37-42, 1985.
- 4) Schomburg A, Bender H, Reichel C, et al: Standardized uptake values of fluorine-18 fluorodeoxyglucose: the value of different normalization procedures. Eur J Nucl Med, 23(5), 571-574, 1996.
- 5) Schäfers KP, Spinks TJ, Camici PG, et al: Absolute Quantification of Myocardial Blood Flow with H215O and 3-Dimensional PET: An Experimental Validation. J Nucl Med, 43(8), 1031-1040, 2002.
- 6) Nat. Elect. Manufacturers Assoc.: NEMA Standards Publ. NU 2-2001, 2001-Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, 2001.
- 7) International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 80; Addendum to Publication 53 - Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Ann ICRP, 28(3), 1998.
- 8) 松本圭一, 松浦元, 箕田英理, 他: 三次元全身FDG-PET収集におけるBody Mass Indexを用いた投与量および収集時間の最適化. 日放技学誌, 60(11), 1564-1573, 2004.
- 9) 松本圭一: 臨床PET検査法 - 収集時間の決定と画像再構成 -. 日本核医学会 第5回 春季合同セミナー, 314-321, 2005.
- 10) Yamamoto S, Horii H, Hurutani M, et al: Investigation of single, random, and true counts from natural radioactivity in LSO-based clinical PET. Ann Nucl Med, 19(2), 109-114, 2005.
- 11) Nakamoto Y, Higashi T, Sakahara H, et al: Delayed (18)F-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography scan for differentiation between malignant and benign lesions in the pancreas. Cancer, 89(12), 2547-2554, 2000.
- 12) Nakamoto Y, Saga T, Higashi T, et al: Optimal scan time for evaluating pancreatic disease with positron emission tomography using F-18-fluorodeoxyglucose. Ann Nucl Med, 17(5), 421-426, 2003.
- 13) Higashi T, Nakamoto Y, Saga T, et al: The use of attenuation correction (AC) is critical for beginner PET-oncologist in the diagnosis of abdominal and pelvic tumors by 18F-FDG PET [Abstract]. J Nucl Med (Suppl), 43(5), 297P, 2002.
- 14) 藤埜浩一, 岡尚嗣, 織田圭一, 他: PET画像の標準化ガイドラインに関する研究班報告. 日放技学誌, 61(1), 42-54, 2005.
- 15) Wu TH, Huang YH, Lee JJ, et al: Radiation exposure during transmission measurements: comparison between CT- and germanium-based techniques with a current PET scanner. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 31, 38-43, 2004.
- 16) Shimizu K, Matsumoto K, Kitamura K et al: Radiation Exposure Caused by Transmission Measurement in Clinical Whole Body PET: Comparison with Four Types of PET Scanners and CT Scanner [abstract]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 32(suppl), S253, 2005.
- 17) Ratib O: PET/CT image navigation and communication. J Nucl Med, 45, Suppl, 46S-55S, 2004.
- 18) 社団法人 日本放射線技術学会 出版委員会: 13.4 人間ドックにおける腫瘍 ^{18}F -FDG PET検査. 放射線医療技術学叢書(23) 核医学における臨床技術. 164-170. 望月印刷株式会社, 埼玉, 2005.
- 19) 玉木長良: 心筋バイアビリティについて. 日本核医学会 第5回 春季合同セミナー, 255-261, 2005.

3-2 性能点検

3-2-1 目的

PET装置の特徴は、検出器リングの全周に配列されたクリスタルと光電子増倍管の組み合わせで構成されている点と、被検者から放出された数億個の消滅 γ 線を数ナノ秒の時間分解能で検出することにある。

そのため、機械的及び電氣的な安定性が画質に大きく影響を及ぼすことになる。常に最良な安定した画像を得るためには、装置が設置された時の性能を把握し、**日常の定期点検と校正**が求められる。

3-2-2 性能の評価法

PET装置の性能評価法については、国内では(社)日本画像医療システム工業会の**JESRA X-73¹⁾**や、(社)日本アイソトープ協会サイクロトロン核医学利用専門委員会²⁾から詳細な手順が示されており、また国外では**NEMA基準³⁾**や**IEC基準⁴⁾**が勧告されている。性能測定を自施設で行う場合には専用のファントムや治具が必要となり、また結果の解析には専用のプログラムが必要となり、ユーザーが容易に解析できない欠点もあるので、今後簡単に測定可能な方法が望まれる。現在一番よく使用されている方法はNEMA法であるため、今回はその測定法について解説する。また、電源投入から検査に至るまでの日常点検については、メーカーから提供される日常保守点検マニュアルがあるのでそれに従って行うことになる。

3-2-3 日常点検項目

性能測定や点検の項目として、1) 装置の設置あるいは大規模な修理や調整の後で行う、2) 始業前点検として行う、3) 定期点検として行う場合がある。また校正すべきこととして、1) 検出器感度補正、2) 放射能測定装置の**相互校正(CCF : cross calibration fac**

tor)がある。最近X線CTと一体化したPET-CT装置が普及しているが、その場合にはX線CTの点検も必要となる。

3-2-4 NEMA測定法

1) ファントム

使用されるファントムは3種類からなっている。

(1) IECファントム(図3-11, 図3-12)

ファントムは、1) 少なくとも内側の長さが180mmの胴体ファントムと2) 壁厚が1mm以下で、内径10, 13, 17, 22, 28, および37mmの6個の溶液を満たせる球と3) 肺の減弱を模擬するために、壁厚4mm以下、外径 50 ± 2 mmの円筒差込口に平均密度 0.30 ± 0.10 g/ccの低原子番号の物質を満たし、胴体ファントム内中心に置いて、ファントムの全軸方向範囲に伸ばしたもののパーツから構成される。



図3-11 IECファントムの外観

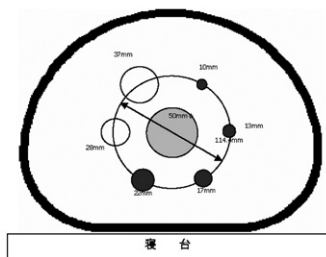


図3-12 IECファントムの形状

(2) 散乱体ファントム

外径 $203 \pm 3\text{mm}$ ，全長 $700 \pm 5\text{mm}$ ，比重 0.96 ± 0.01 のポリエチレン製円筒で，半径方向 $45 \pm 1\text{mm}$ の距離のところに，直径 $6.4 \pm 0.2\text{mm}$ の穴が円筒の中心軸と平行に穴を開けたものを使用する



図3-13 散乱体ファントムの外観

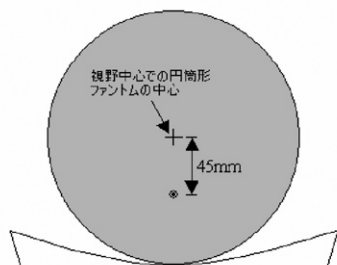


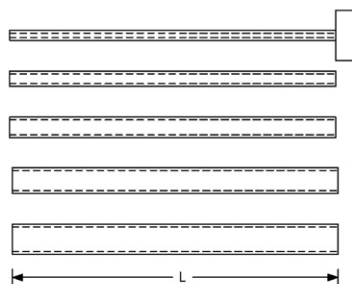
図3-14 散乱体ファントムの置き方

(3) 感度測定用ファントム (図3-15)

内径が3.9，7.0，10.2，13.4，16.6mmで，厚さが1.25mm，長さが700mmの5本の金属スリーブで構成されている。

◆コメント

NEMA PET NU2-2001の性能測定法の特徴として，散乱フラクション，計数損失と偶発同時計数測定のために外形203mm長さ700mmの円筒形ポリエチレンファントムと内径3.2mmのプラスチックチューブを用いている。これは全身腫瘍PETを考慮した性能評価法として新しく



チューブ番号	内径 (mm)	外径 (mm)	長さ (mm)
1	3.9	6.4	700
2	7.0	9.5	700
3	10.2	12.7	700
4	13.4	15.9	700
5	16.6	19.1	700

図3-15 金属スリーブの形状とサイズ

加えられた。感度の測定は，長さ700mmで内径の異なる5種類の吸収体を用いて計数率を測定し，吸収体がない場合の感度を測定する³⁾。そして，より臨床に近い総合的な画質評価を目的として，画質と吸収補正及び散乱補正の精度をみるためhotとcoldを埋め込んだtorsoファントムを用いた画像評価が行われる。

3-2-5 性能項目

全ての試験において使用する線源は¹⁸Fとする。

1) 空間分解能

測定に必要な計数率として，放射能は計数損失が5%以内か，あるいは偶発同時計数率が全同時計数率の5%以内のどちらかにする。線源の濃度はおよそ150MBq/mlを準備する。

使用するファントムは内径1mm以下，外径2mm以下のガラス等の毛細管内に集めた少量の放射能を持った点状線源を用いる。毛細管内の放射能の体軸方向長さは1mm以下にする。

線源の配置は，PET装置の長軸に平行に固定し，以下のように6点に配置する。(図3-16参照)。

測定は体軸方向視野の中心，および体軸方向視野の中心から前後体軸方向視野の1/4の2点について，視野中心から垂直方向に1cmずらした点（ $x=0$ ， $y=1\text{cm}$ ）及び視野中心から水平方向（ $x=10$ ， $y=0\text{cm}$ ），垂直方向（ $x=10$ ， $y=0\text{cm}$ ）に10cmずらした点の6点のFWHM及びFWTMについて求める。

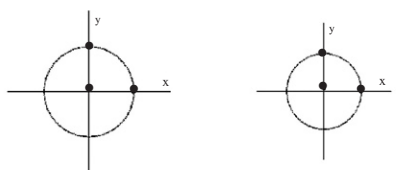


図3-16 線源の配置

データ収集は，配置した6点の全てにおいて少なくとも100キロカウントを収集する。収集されたデータには，吸収補正を行わず，Rampフィルターを用いたFBP法にて画像再構成する。得られた6点の線応答関数からFWHM及びFWTMを求める。

ポイント

精度を高めるため，できるだけ高濃度の放射能を使用する。点線源の配置は，体軸方向に対して水平になるように精度を保つ。

ハウツー

放射エネルギーは300MBq/2ml程度を準備する。

2) 散乱フラクション

散乱フラクションは真の同時計数と散乱の同時計数の和に対する散乱の同時計数の比として表される。NEMA-2001での散乱フラクションの測定は計数率特性の中で測定され，偶発同時計数が無視できるほど低い計数率で行われる。 $SF_{i,j}$ は求める散乱フラクション $Rs_{i,j}$ は散乱同時計数， $Rt_{i,j}$ は真の同時計数， $Rr_{i,j}$ は偶発同

時計数， $R_{TOTi,j}$ は全同時計数を示す。

$$R_{s,i,j} = R_{TOTi,j} - R_{t,i,j} - R_{r,i,j}$$

$$SF_{i,j} = \frac{R_{s,i,j}}{R_{t,i,j} + R_{s,i,j}}$$

3) 感度

PETの感度は，吸収体のない状態のFOV内に与えられた線源の強度に対して，真同時計数が検出される計数率（1秒当たりの計数）で表される。吸収体のない状態での感度を求めるため，既知の吸収体に挿入された線線源の感度を求め，そして吸収体のない状態はグラフにプロットされた直線を外挿することによって求められる。線線源は70cmのプラスチックチューブにおよそ2.0MBqの放射能を満たして作られる。測定の計数率として，放射能強度は計数損失が1%未満で，偶発同時計数率が真同時計数率の5%未満になるように十分低くする。ファントム内の初期放射能はドーズ・キャリブレーションで測定して決める。

4) 計数率特性

PET装置を臨床使用する場合に，その性能を十分把握することは重要である。計数率特性を測定するために，70cmのポリエチレン製円筒に70cmの線線源を挿入して使用される。放射エネルギーは，測定開始時において真同時計数率が装置の不感時間による損失値50%を十分に超え，また真同時計数率のピークと雑音等価計数率のピークが測定できるようにするため，740MBq以上が必要とされる。

ハウツー

装置の性能にもよるが，測定は15分毎に10分間で測定すると，全体で15～20時間の測定が必要となる。

5) 計数損失と偶発同時計数の補正精度

臨床画像の精度を高めるためには，計数損失や偶発同時計数を補正する必要がある。特に高

計数率の状態で使用する場合には特に注意が必要である。計数損失の算出方法についてはNEMA-2001を参考にして導いておく。

6) 画質の評価

この測定は、異なるシステム間での臨床画像評価を行う場合に良い。使用されるIECファントムには、バックグラウンドとして5.3kBq/mlの放射エネルギーを封入し、その中に大きさの異なるホットとコールドの球を配置している。バックとホットの濃度比は4:1と8:1にしている。そして28mmと37mmの球には水のみを封入する。ファントム中心に配置された5cm径の円筒は肺を模倣している。全身からのバックグラウンドを想定して、線線源を70cmのポリエチレン製円筒ファントム内に入れて、IECファントムに密着して配置される。

画像評価は、ホットとコールド球両方に対する画像コントラストおよびS/N比を画質の物差しとして測定する。また、この測定から吸収補正と散乱補正の精度についても測定できる。

ポイント

1. 脂溶性の高い化学形はファントム壁に吸着する。
2. 気化性の高い化学形はファントム内に気泡を発生する。
3. ファントム内でよく攪拌し、気泡が残らないようにする。
4. ファントムの保持器具が視野内に入らない。
5. ファントム中心軸と検出器視野中心軸と一致させる。
6. 空間分解能：陽電子エネルギーが低い核種を用いる
例) ^{22}Na , ^{18}F , ^{68}Ga はダメ
7. 高計数率特性：半減期が短い核種を用いる
例) ^{11}C , ^{15}O , ^{18}F
8. 装置のエネルギーウィンドウとタイムウィンドウを知る。
9. 装置の計数損失および偶発同時計数が何%かを知る。(5%以下)

●参考文献

- 1) (社)日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-73; PET装置の性能評価法. 1993
- 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：PET装置の性能評価のための測定指針. Radioisotopes Vol.43 No.9 115-135;1994
- 3) National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001
- 4) International Electrotechnical Commission. EC Standard 61675-1: Radionuclide Imaging Devices Characteristics and Test Conditions. Part 1. Positron Emission Tomographs. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission; 1998.
- 5) Bailey DL, Jones T, Spinks TJ. A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners. Eur J Nucl Med. 18 : 374?379 ; 1991
- 6) Yusuf EE, Sadek AN, Tim M, et al. PET Performance Measurements for an LSO Based Combined PET/CT Scanner Using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 Standard. J Nucl Med. 45 : 813 821 : 2004

7-5 FDG-PET検査を受けた患者および一般公衆等の被ばくと防護

7-5-1 患者の被ばく

FDG-PET検査のみならず、RIを用いた検査は、医療領域において、機能情報等を提供できる重要な検査方法の一つである。また、RIを用いた治療は、患者のQOLを向上させかつ医療経済効果の高い治療としても期待されている。しかしながら、人体にRIを投与することは、患者に内部から被ばくさせることを意味する。したがって、投与したRIによる被ばく線量を評価することは患者の放射線被ばくというリスクを評価するために非常に重要である。

ポイント

ICRPは、Publ.80⁹⁾においてFDGのMBqあたりの組織・臓器線量と実効線量を、1歳、5歳、10歳、15歳、成人に分けて示している。FDGを投与された標準人および小児の実効線量を表7-15に示す。200MBqを投与した場合の実効線量は3.8mSvとなり、患者の被ばく線量はそれほど小さくなく、他の放射線を利用した検査とほとんど変わらない。図7-8に主な放射線検査等とFDG-PET検査の実効線量の比較を示す。

ポイント

小児の年齢が低下するとともに線量が大きくなっているのは、患者の体型と臓器間距離が小さくなり、それに伴って線量が増加するためである。例えば、10歳の小児に成人の半分の100MBqを投与したとすると実効線量は3.6mSvとなり、投与量が半分でありながら成人とほぼ同じレベルに達する。したがって、小児にFDG-PET検査を実施する場合は、検査が本当に必要かどうか（正当化）を慎重に検討する必要がある。

◆コメント

現在、全国のPET施設を対象に実施した調査したデータによれば、同じFDG-PET検査であっても平均値で約2割、2D収集の方が3D収集よりも投与量（被ばく線量）が高い。また、同じ収集方法であっても最大値／最小値の比は2～3倍ある。もちろん、PET装置あるいはPET/CT装置の製造年や性能および医療機関の考え方等に由来するので一概に問題にはできないが、後述するように投与量は患者のみならず、患者の家族、従事者、職員および一般公衆の被ばく線

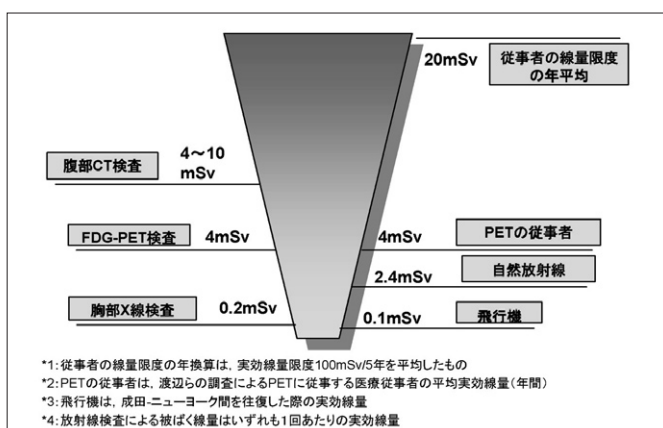


図7-8 FDG-PET検査と他の放射線検査等の実効線量の比較

量に共通する因子であり、必要な検査情報を確保した上で最適化（投与量の低減）を図ることが重要である。

表7-15 ^{18}F -FDGを投与された標準人及び小児の実効線量

実効線量 Effective Dose	Adult	15 years	10 years	5 years	1 years
MBqあたりの 実効線量	1.90E-02	2.50E-02	3.60E-02	5.00E-02	9.50E-02
100MBq投与した 場合の実効線量	1.9	2.5	3.6	5	9.5
200MBq投与した 場合の実効線量	3.8	5	7.2	10	19
300MBq投与した 場合の実効線量	5.7	7.5	10.8	15	28.5

*国際放射線防護委員会（ICRP）Publ.80の ^{18}F -FDGの表から換算
*単位はすべてmSv

管理区域の非密封RIを取り扱う場所において、食物等を経口摂取することは、内部被ばくの増加に繋がるおそれがあるため、管理区域の非密封RIを取り扱う場所においては、飲食等の行為は原則禁止されている（従事者については医療法施行規則第30条の18第1項第6号に規定されている）。

しかし、医療行為である核医学診療では、適切な診断・治療結果を得るため、あるいは、患者等の安全を図るために、管理区域内であっても患者が飲水や食事をすることが必要な場合がある。ただし、医師が上記の理由により必要と判断した場合に限られる。

ポイント

管理区域内の陽電子待機室においては、画質の向上と患者等の被ばく低減を図る趣旨から、積極的に患者に飲水させ排尿させることを指導することが望ましいと考えられる。したがって、陽電子待機室に飲水設備を備け（ペットボトルでも可）、陽電子待機室かその近くにトイレを設ける。

7-5-2 患者以外の被ばく

FDG-PET検査においては、FDG-PET検査を受けた患者以外の患者、患者の家族、職員および一般公衆等の被ばくをコントロール（低減

を含む）する必要がある¹⁰⁾。

ポイント

法令等で規定された線量基準を担保する必要がある。現在、線量基準が明確になっているものは、わが国の法令で規定されている職業被ばくとICRPの勧告で世界的なスタンダードになっている一般公衆の線量限度〔1mSv〕である。その他に線量拘束値があるが別記する。

ハウツー

問題となる対象者のうち、会計受付職員、PET検査後に他の検査を実施する医療従事者および食堂職員は、PET患者が管理区域を退出した後の被ばくである。PET検査を終えた患者は、他の検査を受ける、食事をとる（5時間以上絶食であった）、会計処理をする、ことが考えられる。特に検診施設ではこの行動偏重が顕著となる。これらの被ばく対象者に対する上記のポイントに対応した方策を考えると、会計は窓口処理を前提としない又は当日会計処理を行わない、PET検査後にルーチンに他の検査を実施しない、PET検査終了後は（軽い）食事を放射線防護が確立した場所としていただくまたは自宅へ（自家用車で）帰宅していただく、という方策が効果的である。

FDGを投与された患者が母親である乳幼児への方策は確率は少ないが重要なケースの一つである。FDGの投与直後から24時間（PET検査中を除く）1mの距離での実効線量は、 $65.5\mu\text{Sv}$ であり、一般公衆の線量限度を超えることはない。しかし、“病院退出後5時間は平均55cm（乳幼児を抱く場合は評価距離を10cmとし（保守的に最初の2.5時間）、それ以外の時間は1mの距離とした）とし、その後同じベッドで8時間就寝する場合（距離10cm）”という乳幼児のシナリオでは、 $2,360\mu\text{Sv}$ となり大きく超える。つまり、距離の問題であり、近距離では少しの

距離の差が線量に大きく反映される。従って、FDG-PET検査を受けた当日に限って、1m以内の近距離に乳幼児がいる状況を避けることができれば少なくとも一般公衆の線量限度を超えることはない。

なお、当日は授乳を避けることが望ましい。

ポイント

共通する重要なポイントは、ほとんどの方が患者の理解と協力なしには実施できないということである。つまり、FDGを投与された患者や家族等へのインフォームド Consentが最も重要なポイントである。

◆コメント

FDGを投与された患者の腹部表面に放射線測定器を装着し、30分ごとの線量（率）の経時変化を図7-9に示す（東京女子医科大学病院データ）。管理区域退出後も患者の近くでは比較的線量が高いことがわかる。また、深夜あるいは翌日になれば患者の近くでも線量がほとんどゼロであることがわかる。つまり、患者の行動基準はFDG-PET検査の当日に限定されることがわかる。

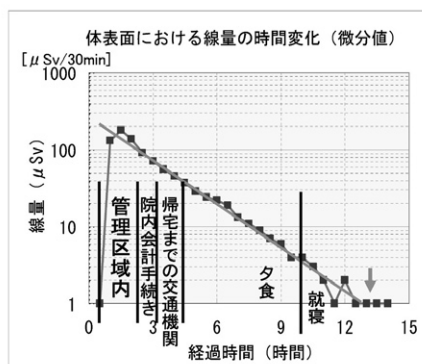
なお、実効線量等の概念の基礎やFDGを投与された患者からの実効線量の評価方法については文献に詳述しているので参照されたい。

7-5-3 外部放射線の防護方法の有効性

PET患者による被ばく線量の低減あるいは放射線防護を確立することはPETの普及を考える上で重要なテーマである。

表7-16 シャーヘイ物による ^{18}F の放射線の実効線量透過率

シャーヘイ物	厚さ	実効線量透過率	
		^{18}F	$^{99\text{m}}\text{Tc}$
！ コンクリート	20[cm]	22.7[%]	4.88[%]
” 鉛	2[mm]	78.6[%]	1.44[%]



* 東京女子医科大学病院データ

図7-9 FDGを投与された患者からの線量の推移

◆コメント

外部放射線からの線量を低減する方策として、シャヘイ、時間及び距離の3原則がある。

我々が一般的にシャヘイ物として使用してきた厚さ20cmのコンクリートと厚さ2mmの鉛でどの程度シャヘイされるかを表7-16に示した。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ にくらべて ^{18}F のシャヘイが十分ではないことがよくわかる。

ポイント

ポジショニング時のちょっとした距離で被ばく線量は大きく影響する（図7-10）

7-5-4 インフォームド Consentと患者指導

患者自身の被ばく線量を低減し、かつ、従事者や一般公衆の被ばく線量を低減するためには、患者自身が行為基準を守る必要がある。

以下にインフォームドコンセントを前提に指導すべき事項を挙げた。

- ① 飲水排尿の励行（当日のみ、特にFDG投与前から検査前後まで）
- ② FDG投与後、管理区域および医療機関からの退出までの行動と誘導に関すること
- ③ 乳幼児への授乳禁止、乳幼児に長時間近接（同室でなければ良く、短時間であれば近接も許容）禁止（ともに当日のみ）
- ④ 妊娠している女性への長時間近接禁止（当日のみ、同室でなければ良い）
- ⑤ トイレでの手洗い励行
- ⑥ FDG投与後、病院職員との長時間の接触の制限
- ⑦ 検査終了（管理区域退出）後は可能な限り速やかに医療機関から退出する
- ⑧ 医療機関から退出する際には、可能な限り自家用車を利用する
- ⑨ 医療機関から退出した後は、可能な限り人ごみを避け、速やかに帰宅する

- ⑩ 帰宅した後は当日に限り、至近距離（1m以内が目安）で長時間家族と接触することを避ける

◆コメント

これまで核医学診療を施行してきた医療機関が適切にインフォームドコンセントを実施してきたが、FDG-PET検査を実施する医療機関は、より一層インフォームドコンセントと指導を適切かつ確実に実施する必要がある。特に、FDG-PET検査を中心に実施する医療機関は、患者がほとんど同じ行動をとるため、十分にインフォームドコンセントを行い、これまで述べた行為基準を指導する必要がある。

インフォームドコンセントや指導等には検査前から必要な事項が含まれており、また、FDGの投与後には被ばくを伴うので、検査前に行われることが重要である。また、守っていただく事項の分かりやすい説明書を作成し、患者に事前あるいは検査前に配布しておくべきである。

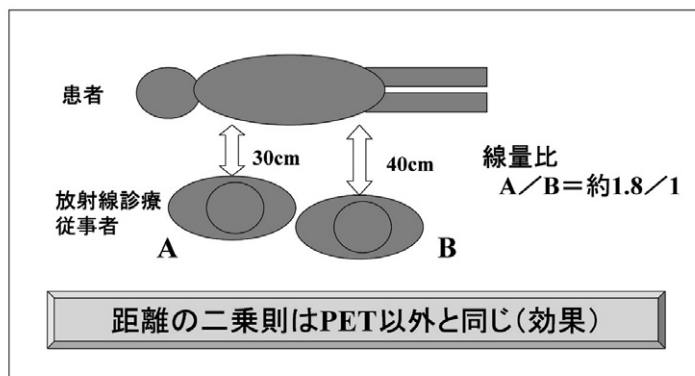


図7-10 距離による線量低減効果

●参考文献

- 9) 国際放射線防護委員会 (ICRP) : ICRP Publication80, 「Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals」, 2000.
- 10) 渡辺 浩、大竹英則、中澤亮一、五十嵐均、福喜多博義 : ^{18}F -FDG を投与された患者による放射線診療従事者及び一般公衆等の被ばく線量の検討, 核医学技術, Vol.25, No.1. 2005
- 11) 渡辺 浩 : 「PETの被ばくと防護」, 核医学分科会誌, Vol.50, 3-17. 2005