

NUCLEAR MEDICINE IN CLINIC

臨床核医学

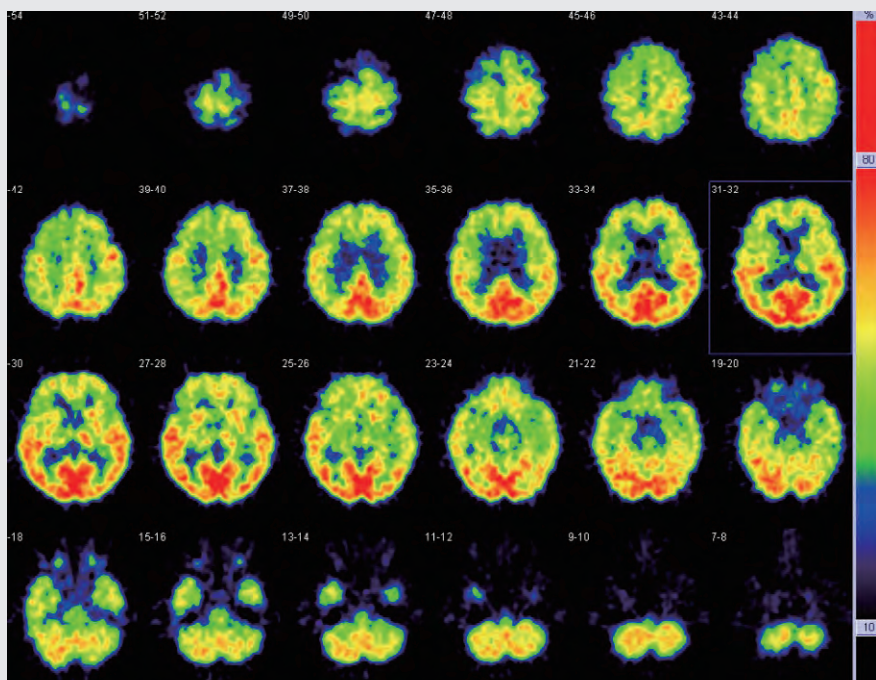
2014

Vol.47 No.1

1月号 1~16頁

放射線診療研究会

1968年創刊通算217号(奇数月刊行)

<http://www.meteo-intergate.com>(本誌論文検索用)*See Page 2*

[症 例] 脳FDG-PETが診断に役立った早期進行性核上麻痺(PSP)の1例	02
[リレー講座] 診療に役立つ核医学の基本-専門医試験も見すえ	
「安全取り扱い・関連法規・被曝その3」	05
[リレー講座] 核医学技術の基礎「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」	09
[編集後記]	12

症 例

脳FDG-PETが診断に役立った早期進行性核上麻痺(PSP)の1例

A case of early stage of progressive supranuclear palsy : usefulness of brain FDG-PET in diagnosis

宮沢 伸彦 MIYAZAWA Nobuhiko

篠原 豊明 SHINOHARA Toyoaki

Key words : FDG-PET, progressive supranuclear palsy, Alzheimer's disease and related disorders

《はじめに》

進行性核上麻痺 (Progressive supranuclear palsy 以下PSP)は有病率人口10万人に数人程度であり比較的稀な疾患群で、40-50歳代に発症することが多くパーキンソン症状、記憶障害、眼球運動障害等を来す疾患とされ、予後は不良で10年以内には死亡する¹⁾。既にNINDS-SPSPの診断基準²⁾も提唱されているものの、重篤な記憶障害は稀で認知症は前頭葉症状としての行動異常として出現するためアルツハイマー病の初期に類似し、しばしば診断に苦慮することがある。また、早期では画像上の異常所見は出にくいとされ、CT、MRIの萎縮も初期では他の疾患と鑑別が困難とされる³⁾。今回、脳のFDG-PETが診断に役立った早期例を経験したので画像所見を中心に報告する。

《症 例》

64歳女性、既往歴、家族歴なし。

2012年／9月頃から身体動揺感が出現、当院神経内科受診、筋固縮、歩行障害を認め、MMSE:24と軽度低下、MRIにてほぼ対称性に両側前頭・側頭葉、高位頭頂葉を中心とする脳萎縮を認めた。脳幹部の萎縮ははっきりしなかった。またラクナ梗塞等の血管障害も認めなかった(図1)。抗めまい剤にて外来観察していたが、徐々に歩行障害、筋固縮悪化したため、抗パーキンソン薬を中心とする投薬治療を行いつつ、2012年11月、2013年3月にMRI再検したが、初回とほぼ同様の所見であった。2013年4月頃から両側眼球上転障害を疑う所見を認めたため、PSPを疑い、脳のFDG-PETを施行。撮像条件・解析方法はFDG静注後

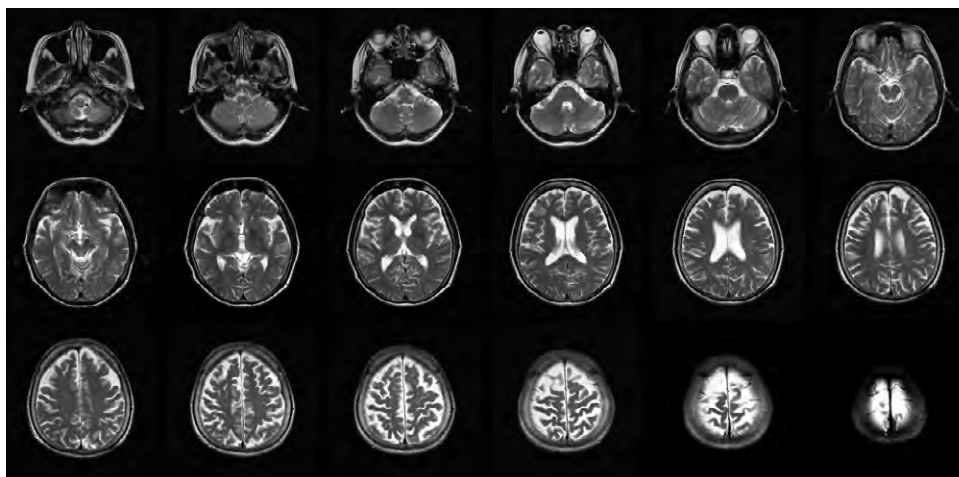


図1 初回のMRI：ほぼ対称性に両側前頭・側頭葉、高位頭頂葉を中心とする脳萎縮を認めた。脳幹部の萎縮ははっきりしなかった、またラクナ梗塞との血管障害も認めなかった。

甲府脳神経外科病院 PETセンター

〒400-0805 甲府市酒折1-16-18

TEL : 055-232-9311 FAX : 055-232-9312 E-mail : nobu_miya9311@yahoo.co.jp

Department of PET center, Kofu Neurosurgical Hospital.

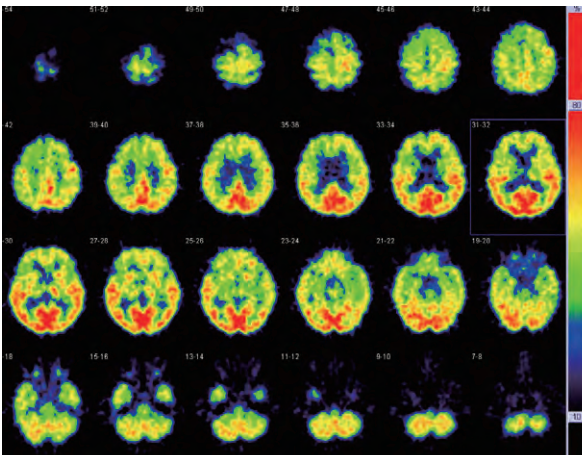


図2 脳のFDG-PET通常画像：両側前頭葉，右視床に集積低下を認めたが，脳幹部，小脳の低下は認めなかった。

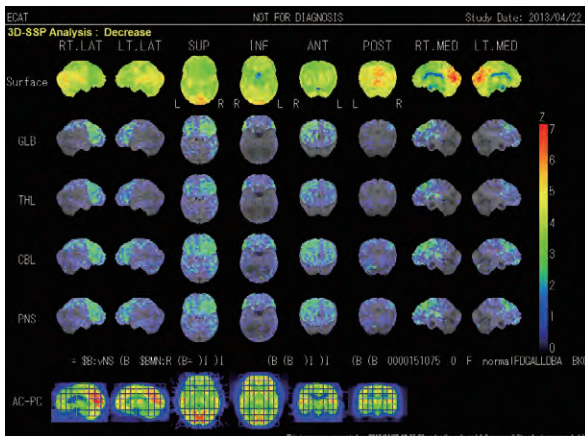


図3 脳のFDG-PET統計画像：両側前頭葉内・外側面(右側優位)および視床，基底核部(やはり右優位)に有意な低下を認めた。頭頂葉，脳幹，小脳には優位な低下を認めなかった。

2D収集にてSiemens ECAT Accelを使い47断面の通常画像を撮像，3D-SSPを用いて統計解析を行った。詳細は他文献参照⁴⁾。通常画像にて両側前頭葉，右視床に集積低下を認めたが，脳幹部，小脳の低下は認めなかった(図2)。3D-SSP(Minoshima)を用いた統計画像では両側前頭葉内・外側面(右側優位)および視床，基底核部(おなじく右側優位)に有意な低下を認めた。頭頂葉，脳幹，小脳には優位な低下を認めなかった(図3)。その後も転倒し，下肢骨折に至った。NINDS-SPSPの診断基準を満たし，FDG-PET所見も他の文献と一致するため，PSP probableと診断した。今後大学病院の神経内科入院し，更なる精査，治療の予定である。

《考察》

PSPの確定診断は病理組織診断によるが，今回の症例はNINDS-SPSPの臨床診断基準に合致しており，probable PSPと診断した。MMSE 24で記憶障害が軽度であり，早期症例と考えられた。MRIでは軽微な変化のみで，しかもinterval changeが認められなかったが，脳のFDG-PETにて特徴的なパターンを認めたため，診断が早期に可能であった。

FDG-PETによるPSPの報告では正常対照と比べ，前頭葉，線条体，視床，脳幹において低下していることが多く，時には小脳もFDG集積低下を伴っているとされる。1998年Brooksら⁵⁾，2005年Juhら⁶⁾の検討によるとPSPと鑑別すべきパーキンソン症候群(PD)では大脳皮質，尾状核においてFDG集積低下を来とし，また，皮質基底核変性症(CBD)では頭頂葉，帯状回でのFDG集積低下を来たすのでPSPとの鑑別の補助になるとしている。今回の症例についてこれらの所見と比較すると，両側前頭葉，視床にて低下していたが，尾状核，頭頂葉では有意な低下が認められないことから，正常例，PD，CBDとの所見とは類似せず，鑑別可能と考えられた。FDG以外の核種を用いたShinotohら⁷⁾の報告ではムスカリン性アセチルコリン受容体を測定することにより，正常例，PDでは前頭葉，視床が保たれるのに対して，PSPでは同部位の取り込みが低下するとされており，前頭葉，視床に注目することにより，鑑別が容易になる可能性が示唆される。PSPの早期診断にFDG-PETが寄与する可能性が示唆された。

《文献》

- 1) Steele JC, Richardson JC, Olszewski J. Progressive supranuclear palsy; a heterogeneous degeneration involving the brainstem, basal ganglia and cerebellum with vertical gaze and pseudobulbar palsy, nuchal dystonia and dementia. Arch Neurol 1964; 10:333-359.
- 2) Litvan I, Agid Y, Calne D, et al. Clinical research criteria for the diagnosis of progressive supranuclear palsy (Steele-Richardson-Olszewski syndrome); report of the NINDS-SPSP international workshop. Neurology 1996; 47: 1 - 9.
- 3) 山本 敏之. その他の認知症；進行性核上麻

- 痺 (PSP). 見て診て学ぶ認知症の画像診断.
永井書店, 大阪, 2010; pp: 333-342
- 4) Miyazawa N, Shinohara T, Nagasaka T, et al. Hypermetabolism in patients with dementia with Lewy Bodies. Clin Nucl Med 2010; 35: 490-493.
- 5) Brooks DJ. PET studies in progressive supranuclear palsy. J Neural Transm (Suppl) 1994; 42: 119-134.
- 6) Juh R, Pae CU, Kim TS, et al. Cerebral glucose metabolism in corticobasal degeneration comparison with progressive supranuclear palsy using statistical mapping analysis. Neurosci Lett 2005; 383: 22-27.
- 7) Shinotoh H, Namba H, Yamaguchi M, et al. Positron emission tomographic measurement of acetylcholinesterase activity reveals differential loss of ascending cholinergic systems in Parkinson's disease and progressive supranuclear palsy. Ann Neurol 1999; 46: 62-69.

SIEMENS

Biograph mCT Flow

PET-CT

X線CT組合わせ型ポジトロンCT装置 バイオグラフmCT
認証番号: 221ADBZX00015000

Answers for life.

FUJIFILM

放射性医薬品/
骨疾患診断薬・脳腫瘍及び脳血管障害診断薬
処方せん医薬品 注意一医師等の処方せんにより使用すること

テクネ[®] MDP 注射液/キット

放薬基: メチレンジホスホン酸テクネチウム (^{99m}Tc) 注射液/注射液 調製用 薬価基準収載

※「効能又は効果」、「用法及び用量」、「使用上の注意」等については添付文書をご参照下さい。

製造販売元
富士フイルム RIファーマ株式会社

資料請求先: 〒104-0031 東京都中央区京橋2-14-1 兼松ビル TEL.03(5250)2620
ホームページ: <http://fri.fujifilm.co.jp>

リレー講座

診療に役立つ核医学の基本-専門医試験も見すえ
「安全取り扱い・関連法規・被曝その3」

本田 憲業 HONDA Norinari

前号に引き続き過去に出題された核医学専門医認定試験の解説をする。

2. MIRD法関連の問題

1) MIRD法の概説

MIRD法は内部被曝を計算する方法で、1960年代に開発され、現在まで使用されている。計算の基本的考えは以下の式で示される(JNM 1999;40:3 S-10S)。式の意味のみ覚える。

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \bar{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$$

すなわち、領域 r_k の線源 r_h による平均吸収線量 \bar{D} は、線源の線量計算期間での累積放射能 \bar{A}_h に、発生する放射線 i の一崩壊あたりの平均エネルギー Δ とその吸収率 Φ との積の総和を乗じたものである。

時間によって、放射能や臓器重量が変化する場合、

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \int \frac{A_h(t) \Phi_i(r_k \leftarrow r_h, t)}{m_k(t)} dt$$

となる (m_k は領域 r_k の質量)。

この式から、MIRD法は放射線の種類を問わないことがわかる。累積放射能は時間放射能曲線から求まるが、実測できない場合には、モデル解析が行われる。一臓器が一コンパートメントに相当するモデルでは、そのまま該当臓器の累積放射能計算に使用できる。モデルのコンパートメントに相当する部分が特定の組織と関連付けられない場合には、コンパートメントのデータに一定の比率を乗じて計算する。

領域 r_k を一臓器として臓器線量を計算することが普通で、臓器内では放射能は均一に分布すると仮定する。臓器の大きさ、形状、位置、密度は数学的モデルで定められている。

近年では実在人のCT画像をモデルとし、あるいは、実在人のCTをもとにICRP標準人の体格に合致する様変形してモデルとし、いっそうに現実に近い内部被曝計算が可能になっている。

MIRD法での計算を容易にするためS値が使用される。S値は、上式のシグマ記号以下の部分に相当する。すなわち、

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \frac{\Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$$

このS値を使用すると最初の式は、

$$\frac{\bar{D}(r_k)}{A_0} = \sum_h \tau_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad \text{但し、} \quad \tau_h = \frac{\bar{A}_h}{A_0}$$

となる。 A_0 は投与したRI放射能、 τ_h は停留時間(residence time)である。MIRDの最新版であるOLINDA/EXM(JNM 2005;46:1023-1027)では停留時間の用語が紛らわしいとして、S値はDF(Dose Factor)、 A_0 と停留時間の積、すなわち \bar{A}_h は、N(線量計算期間における崩壊数)に変更しているが、内容は同じである。

2) MIRD法の試験問題

問 MIRD法による線量計算に必要な情報はどれか。(2004年試験第15問)

- 各臓器の累積放射能
- 血圧
- 各臓器における放射性薬剤の化学形
- コンパートメント解析による移動定数
- 各臓器の血流量

解答：a

解説：

必要なデータは各臓器の累積放射能である。他の選択肢、すなわち、化学形、移動定数、血流量はすべて、各臓器の累積放射能曲線の形状に影響するが、被曝の観点からは放射能の時間的変化のみの情報で計算できるので、これらの影響の考慮は、選択肢aが有る限り、必要ない。

問 バセドウ病の ^{131}I 内用療法で吸収線量を計算する場合に必要なでないものはどれか。(2004年試験第17問)

- 投与放射能
- 甲状腺重量
- 甲状腺摂取率
- 有効半減期
- 比放射能

解答：e

解説：

MIRD法による被曝量の計算を想起する。a, c, dは甲状腺の累積放射能の計算に必要なものである。線量はGy、すなわち、J/kgで計算するので、bが必要となる。

埼玉医科大学総合医療センター (画像診断・核医学科)

〒350-8550 埼玉県川越市鴨田1981

TEL. 049-228-3439 FAX. 049-228-3753

E-mail: norihnd@saitama-med.ac.jp

問 MIRD 法について正しい文章の組み合わせを選べ。(2005年試験第16問)

- (1) わが国の成人男性の体格を標準モデルと想定している。
- (2) α 線や β 線の被曝線量計算には使えない。
- (3) 線源臓器から遠い組織ほど重量あたりの被曝線量は少ない。
- (4) 線源臓器に核種が均一に分布していることが仮定されている。
- (5) 被曝線量の算出には投与した放射性医薬品の量がわかっている必要がある。

- a.(1),(2),(3) b.(1),(2),(5)
- c.(1),(4),(5) d.(2),(3),(4)
- e.(3),(4),(5)

解答：e

解説：

MIRD法が米国で開発されたことから、選択肢(1)は誤りとわかる。選択肢(2)はMIRD法概説からわかるように、誤り。選択肢(3)は、外部被曝防御の3原則(時間、距離、遮蔽)との類推から正しいとわかる。選択肢(4)、(5)については、MIRD法概説からわかるように、正しい。

問 MIRD 人体ファントムを用いて線量計算を行う場合、必要な情報はどれか。(2005年試験第14問)

- (1) 投与放射能量
- (2) 放射性薬剤の比放射能
- (3) 臓器の血流量
- (4) 臓器の重量
- (5) 臓器の累積放射能

- a.(1),(2) b.(1),(5) c.(2),(3)
- d.(3),(4) e.(4),(5)

解答：b

解説：

選択肢(4)は計算に必要なだが、MIRD人体ファントムではこの値は既知であるので、改めての必要はない。

問 ^{18}F -FDG を静注したときの膀胱の吸収線量を計算する場合、不要なのはどれか。(2005年試験第17問)

- a. 尿中排泄率
- b. 膀胱重量
- c. 体内の累積放射能
- d. 標的に吸収される放射線のエネルギー
- e. 線源から放出される放射線のエネルギー

解答：a

解説：

MIRD法の問題である。選択肢aのデータは無くても、選択肢cで与えられる膀胱の累積放射能があれば計算できるので、不要となる。体内の累積放射能には膀胱の累積放射能の情報があると解釈する。選択肢dは“放射線エネルギーのうち標的に吸収される率(Φ)×放出される放射線のエネルギー(Δ)”に等しいので必要、かつ、正しい。

問 核医学検査を受ける患者の被曝線量に直接関係がないのはどれか。(2006年試験第13問)

- a. 放射性薬剤の投与量

- b. 核種の質量数
- c. 核種のベータ線放出の有無
- d. 放射性薬剤の物理学的半減期
- e. 放射性薬剤の生物学的半減期

解答：b

解説：

MIRD法の字句はないが、内容はMIRD法の知識で判断できる。d、eあわせて実効半減期になり、直接に累積放射能に関係する。累積放射能はMIRD法では必須。

問 MIRD 法を用いて、ある臓器の組織線量計算を行いたい。必要な情報はどれか。ただし、他臓器からの寄与線量を無視するものとする。(2007年試験第13問)

- (1) 組織内有効半減期
- (2) 組織への初期集積放射能
- (3) 組織重量
- (4) 核種の化学形
- (5) 投与量

- a.(1),(2),(3) b.(1),(2),(5)
- c.(1),(4),(5) d.(2),(3),(4)
- e.(3),(4),(5)

解答：a

解説：

必要な情報は累積放射能であるが、選択肢(1)と(2)からこれは計算できる。選択肢(1)と(2)があれば、選択肢(5)はいらぬ。選択肢(3)は正しい。選択肢(4)は確実に誤り。従って、解答肢c、d、eは考慮しない。a、bの間で選ぶことを考えると、上記の考えで良いことに気づく。

問 バセドウ病のRI内用療法に際して、 ^{131}I の吸収線量に反比例する変数を選べ。(2007年試験第15問)

- a. 甲状腺刺激抗体活性
- b. 投与量
- c. 有効半減期
- d. 甲状腺摂取率
- e. 甲状腺重量

解答：e

解説：

aはバセドウ病の指標であるが、甲状腺へのヨード集積量とは直接の関連はない。他の選択肢はMIRD法の知識で解答できる。b、c、dは甲状腺の吸収線量に正比例する。eは、吸収線量の計算では分母に入る(線量の単位GyはJ/kgに等しいことを思い出すこと)ので、逆比例する。反比例と言って良いか疑問がのこるが。

問 診断用の放射性医薬品を投与した際に、MIRD法で推定される被ばく線量と正の相関を示す因子の組み合わせを選べ。(2008年試験第17問)

- (1) 線源臓器の摂取率
- (2) 投与された放射能量
- (3) 線源臓器から標的臓器までの距離
- (4) クレアチニンクリアランス
- (5) 核種の物理学的半減期

- a.(1),(2),(3) b.(1),(2),(5)
- c.(1),(4),(5) d.(2),(3),(4)

e.(3),(4),(5)

解答：a

解説：

選択肢(1)は、線源臓器の吸収線量については、正しい。選択肢(2)はMIRDの式に含まれており計算に必要なうえ、大きい値になれば線量も増えるので、正しい。選択肢(3)は相関する。しかし、距離が近づけば増加するので負の相関になってしまう。選択肢(4)はRI分布が腎クリアランスに依存する場合のみ関連する。たとえ関連する場合であっても、クリアランスが増加すると線量は減少し、負の相関になってしまう。選択肢(5)は誤り。実効半減期が長くなれば線量は増える。しかし、実効半減期と物理学的半減期は比例関係に無いので正の相関になるとはいえない。明らかに正解の(2)を含み、明らかに間違いの選択肢(4),(5)を抜くと、解答はaのみになる。

問 MIRD法について誤っているのはどれか。

2つ選べ。(2010年試験第15問)

- わが国の成人男性の体格を標準モデルと想定している。
- α 線や β 線の被ばく線量計算には使えない。
- 線源臓器から遠い組織ほど重量あたりの被ばく線量は少ない。
- 線源臓器に核種が均一に分布していることが仮定されている。
- 被ばく線量の算出には投与した放射性医薬品の量がわかっている必要がある。

解答：a, b

解説：

2005年の問題に類似。MIRD法の概説から容易にわかる。

問 MIRD(Medical Internal Radiation Dose)法による内部被ばく線量計算について正しいのはどれか。1つ選べ。(2012年試験第20問)

- 実際の患者における吸収線量を示す。
- β 線は透過放射線である。
- γ 線は不透過放射線である。
- MIRD法では不透過放射線も考慮する。
- S値とは全身の吸収線量である。

解答：d

解説：

選択肢aは誤り。ファントムでの計算である。選択肢bは誤り。ベータ線は飛程が臓器の大きさに比べ短いので、MIRDでは“不透過放射線”である。選択肢cは誤り。ガンマ線は飛程が臓器の大きさに比べ長いので、MIRDでは“透過放射線”である。選択肢eは誤り。MIRD法概説の式をみること。

問 ^{89}Sr 治療について正しいものを1つ選べ。(2011年試験第19問)

- 遮へいには鉛を用いるのが適切である。
- 体内残留放射能が141MBqでは退出・帰宅できない。
- MIRD法において、線源とターゲットが離れている場合、吸収率は0である。
- 退出の記録は10年間の保管が義務付けられている。
- 投与後1ヶ月以内の死亡では火葬に際して、

各都道府県知事への届出が必要である。

解答：c

解説：

選択肢aは誤り。鉛で遮蔽すると制動放射線が出て、かえって被曝が増える。アクリルで遮蔽する。選択肢bは誤り。200MBq以下が退出基準なので、退出できる。選択肢cは正しい。 ^{89}Sr の体内飛程からみて、線源とターゲットは十分距離が大きいので、正しい。「吸収率」よりも、「寄与率」のほうがわかりやすい。選択肢dは誤り。2年間である。選択肢eは誤り。必要ない。前立腺癌の ^{125}I シード治療の場合である。

問 バセドウ病のアイソトープ治療に際して、 ^{131}I の吸収線量に関係がない変数はどれか。

2つ選べ。(2010年試験第14問)

- 年齢
- 投与量
- 有効半減期
- 甲状腺摂取率
- 体重

解答：a

解説：

選択肢aは全く関係ない。選択肢bは関係有り。計算に必要。選択肢cは関係有り。計算に必要。選択肢dはここでは必要。bにdをかけて甲状腺への初期集積量とする。初期集積量とcで甲状腺の累積放射能がわかる。MIRD法に必須の値である。選択肢eは？。甲状腺の吸収線量の計算には甲状腺重量がいるが、体重は不要。

問 線量計算にあたり、ある臓器における有効半減期を求めたい。下記の情報を用いて、有効半減期を計算し正しいものを選べ。

ただし小数点以下2桁を四捨五入する。

(2004年試験第16問)

核種の物理学的半減期 8.0日

当該臓器における生物学的半減期 6.0日

- 1.8日
- 3.4日
- 5.6日
- 7.0日
- 14.0日

解答：b

解説：

$$1/T_{\text{eff}} = 1/T_{\text{phys}} + 1/T_{\text{bio}}$$

$$1/T_{\text{eff}} = 1/8 + 1/6 = 7/24$$

従って有効半減期は24/7日 = 3.4日

3. 法令の問題

管理区域等の場所の線量限度、放射線業務従事者の健診、被曝制限値、PETに関連する法令、が出题されており、十分な準備が必要である。

1)放射線障害防止法での放射性同位元素の定義
放射性同位元素は放射線障害防止法の施行令で以下の様に定めている。

- 一定の放射能、濃度を越えるもの

「放射性同位元素の下限量」とは放射性同位元素と定義する限界の量である。この下限量の数量および、濃度を越えるものが、放射性同位元素である。下限値は平成十二年科学技術庁告示第五号(放射線を放出する同位元素の数量等)(http://www.mext.go.jp/b_menu/hakusho/nc/k20001023001/k20001023001.html)に定められている。

- 放射能に関係なく、以下は、放射線障害防

止法令上の放射性同位元素ではない
核燃料物質及核原料物質
医薬品
認可された製造所にある医薬品の原料又は材料
診療所または病院にある治験用の薬物
院内で製造するPET検査薬
 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F を含むPET検査薬がこれに該当する。

放射性同位元素の定義には複数の法律が関与している。原子力基本法, 放射線障害防止法, 薬事法, 医療法, である。

2) 場所の線量限度

事業所境界：公衆の被曝限度(1 mSv/year)以下を担保する量として決めてある
外部放射線 実効線量 250 μSv /3ヶ月
3ヶ月間の平均が排気中および排水中濃度限度以下
管理区域境界：週40時間労働, 51週/年で5 mSv/yearを担保する量として決めてある
外部放射線 実効線量 1.3 mSv/3ヶ月
空気：3ヶ月間の平均が空气中濃度限度の1/10以下
表面汚染：表面密度限度(アルファ線 4, その他40 Bq/cm²)の1/10以下
放射線施設画壁：週40時間労働, 51週/年で50 mSv/yearを担保する量として決めてある
外部放射線 実効線量 1 mSv/week
空気：1週間の平均が空气中濃度限度以下
表面汚染：表面密度限度以下

3) 放射線業務従事者の線量限度

実効線量限度：100 mSv/5 year, かつどの一年も50 mSv/year以下
女子*：5 mSv/3ヶ月
妊娠中の女性：本人が妊娠を申し出てから出産まで2 mSv
等価線量限度：
皮膚：500 mSv/year(70 μm 線量等量)
水晶体：150 mSv/year(70 μm または1cm線量等量)
*妊娠不能と診断された女性, 妊娠の意思がないと文書で申し出た女性, 妊娠中の女性を除く

4) PETの法令規制

医療法での規制

「陽電子断層撮影診療用放射性同位元素」(以下本稿ではPET RI)を定めた
現時点ではPET RIは ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F の4核種のみそれぞれ一日最大使用量, 1, 1, 1, 5 TBqまでに規制されている。
(厚生労働省告示第306号, 平成16年7月30日)
PET-RI使用室に運ばれた院内製造のPET RIは放射線障害防止法の適応外であることも明記

された。(平成17年本部科学省告示第140号, 厚生労働省医政 治局指導科長通知, 医政発第0928001号, 平成17年9月28日)
但し, それ以前の段階では放射線障害防止法の適応対象である。

施設の規制基準

PET診療を行う施設などが規定された。

陽電子断層撮影診療用放射性同位元素使用室。同室は, 陽電子準備室(調剤等を行う室), 患者が待機する室, 診療を行う室に, 区画するように規定している。
陽電子放射断層撮影装置を操作する場所を使用室内には設けないことも規定している。
貯蔵施設, 貯蔵容器, 運搬容器, 廃棄施設で「PET RI」が扱えることを明記している。
構造や線量の規制は従来の核医学施設への規制と同じ

使用の規制

- 使用する医師または歯科医師の届出(氏名, 放射線診療履歴)
- PET RIを備える場合・変更する場合・廃止の届出
- 使用予定のPET RIの種類, 形状, 数量の届け出
- 最大貯蔵予定量, 最大使用予定数量/[日, 三ヶ月], の届出
- PET RIで汚染された医療用放射性汚染物の扱いの合理化

「PET RIまたはPET RIで汚染されたもの以外のものが物以外の物が混入し, 又は付着しないように封及び表示をし」た場合は, 封をした日から数えて7日間保管すれば, 医療用放射性汚染物でないことになった。

保健診療でのPET規制

「特掲診療科の施設基準の一部を改正する件」(平成24年3月5日, 厚生労働省告示第78号), 「特掲診療科の施設基準等及びその届出に関する手続きの取扱いについて」(平成24年3月5日 保医発0305第3号)に, PET, PET/CTにかかる診察料を算定するための施設基準が定められているので, 注意が必要である。

核医学診断の経験3年以上で, 所定の研修を終了した常勤医師1名以上いること。
診断撮影機器ごとに, PET製剤の取扱いに関し, 専門の知識及び経験を有する専任の診療放射線技師が1名以上いること。

薬事法での規制

放射性医薬品は薬事法の下にある放射性医薬品基準で定めている。FDG自動合成装置を用いて院内製造するには, 薬事法で承認された合成装置を用いる。(日本核医学会, 院内製造FDGガイドライン第2版 http://www.jsnm.org/files/pdf/guideline/fdg_guide2.pdf)

放射線障害防止法での規制

PET検査薬の院内製造のための機器, 原材料などは放射線障害防止法の管轄である。

リレー講座

核医学技術の基礎 「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」

尾川 浩一 OGAWA Koichi

《はじめに》

ガンマカメラは、不安定な放射性同位元素が壊変して安定になるときに発せられるガンマ線を検出して、放射性医薬品の集積の程度や動きを映像化する装置である。ガンマ線が検出器に対してどのような方向で入射してきたかがわかれば、ちょうど胸部X線撮影が透過してきたX線の量で画像上に濃淡を作っているのと同様に、特定の方向から入射したガンマ線がどの位置で多いかという画像を作ることが可能となる。これによって、ガンマ線源の集積の多さのマップ、すなわち放射性医薬品の集積の分布図が得られることになる。このように検出器に入射するガンマ線の入射方向を決めるのがコリメータ(collimator)である。放射性同位元素には、1個のガンマ線(またはX線)を放出する核種と、ポジトロン放出に伴う2個のガンマ線を発生する核種があるが、後者の場合は同時に放出した2個のガンマ線を対向する検出器で同時計数によって計測可能であり機械的なコリメータは不要となるが、前者のような単光子放出核種の場合では機械的なコリメータが必要となる。そして、このコリメータ無しではシンチグラムもSPECT画像も作ることはできない。そのため、コリメータは核医学画像を作る上で非常に大切な構成要素となる。

《平行多孔型コリメータ》

ガンマカメラで最も一般的に用いられるコリメータは平行多孔型コリメータ(パラレルホール(parallel hole)コリメータとも呼ぶ)であり、これは鉛やタングステンのようにガンマ線の遮蔽能

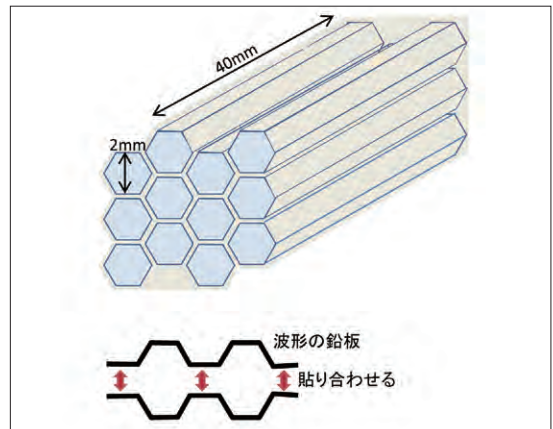


図1 平行多孔型コリメータ

力の高い金属を用いて孔を形成し、検出器面に垂直にこの孔を並べたものである(図1)。線源から放出されたガンマ線がコリメータを構成する金属に衝突すれば、そこで光電効果を生じガンマ線は消滅する。よって、この小さな孔を通過することができたガンマ線のみがシンチレータに到達し光子の検出に至ることになり、特定方向からみたガンマ線の分布が映像化されることになる。この孔の大きさや孔と孔の間の壁(これを隔壁、セプタseptumという)の厚さは感度や空間分解能、対象となるガンマ線のエネルギー等の設計要件に応じて様々であるが、もっとも一般的に用いられているものは孔の大きさが2mm程度、隔壁厚が0.2mm程度、長さが40mm程度のものである。孔の形状は六角形、円形、正方形などであるが、これらはコリメータの製造方法に依存して決まってくる。例えば、図1に示した六角形の孔を作るために、薄い鉛の板を波形に加工して、これらを2枚

法政大学理工学部応用情報工学科

〒184-8584 小金井市梶野町3-7-2

TEL・FAX 042-387-6189 e-mail: ogawa@hosei.ac.jp

Dept. of Applied Informatics, Faculty of Science and Engineering, Hosei Univ.

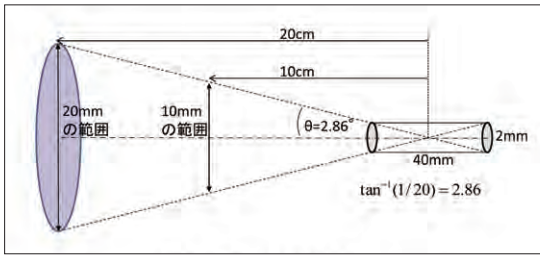


図2 コリメータの開口の影響

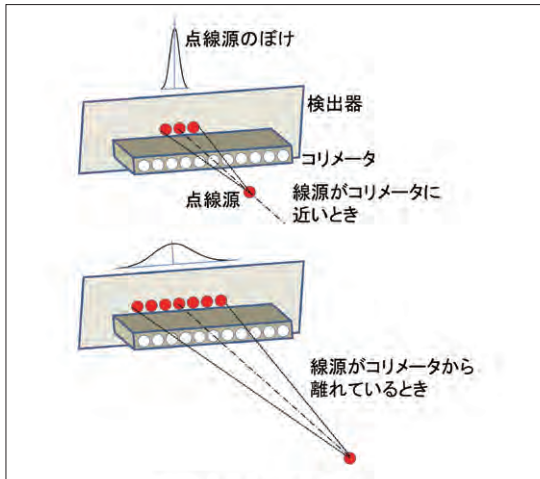


図3 点線源の位置とぼけ

向かい合わせて貼れば六角形の孔ができることは容易に想像がつくであろう。また、孔の位置に円柱状のピンを生け花の剣山のように並べておいて周りに鉛を流しこみ、その後ピンを抜けば円形の孔が作れることも直感的にわかると思う。ここで大切なのは、コリメータの孔は物理的な寸法を持っていることである。前述したように、コリメータは入射するガンマ線の方向を限定するものであるが、もしも、特定の方向から飛来するガンマ線のみを収集したいならば、孔の大きさは無限に小さく、またコリメータの厚さ(孔の長さ)は限りなく長くしなくてはならない。ところが、孔の直径が2mm程度で、長さが40mm程度であると、コリメータの隔壁に衝突することなく、この孔を通過してシンチレータに到達するガンマ線は、検出器面に対して完全に垂直に入射するガンマ線以外に1つの孔ごとに片側2.86度の範囲の円錐領域からのガンマ線までも入射させることになってしまう(図2)。これがコリメータの開口問題といわれているものである。このような開口(アパーチャ aperture)があると、シンチグラムにぼけが発生してしまう。そのぼけの程度は、もしもガンマ線

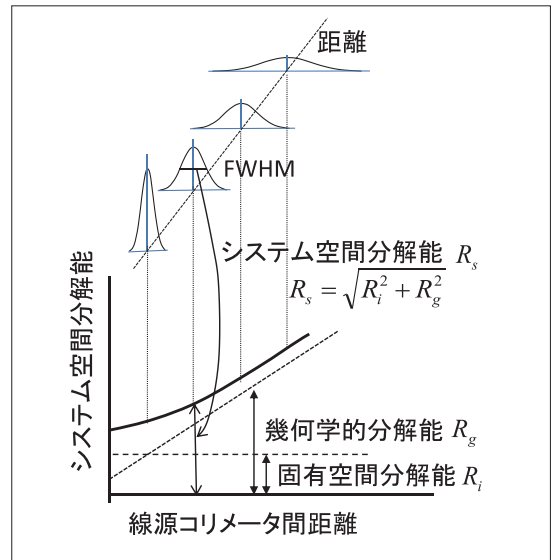


図4 空間分解能

源がコリメータ面に近ければ小さいのであるが、コリメータから離れるに従ってさまざまな位置のガンマ線源からのガンマ線入射を許してしまうことになり、ぼけが大きくなることは容易にわかるであろう(図3)。通常のシンチグラムやSPECTの撮影において患者とコリメータの距離を可能な限り小さくするのはこのためである。このようなコリメータの開口の問題は特にSPECT画像の再構成においてやっかいな問題となる。すなわち、さまざまな方向で収集された投影データには深さ毎に異なるぼけが重畳しており、このため再構成画像上では線源の位置に依存して異なるぼけが発生することになるからである。ガンマカメラの空間分解能は、このようなコリメータの開口の影響を受ける幾何学的空間分解能と光子検出の際の固有空間分解能とによって決まる。固有空間分解能はシンチレータの厚さや光電子増倍管による位置計測時の精度の影響を受け、一般に3.3～4mm程度である。したがって、システム全体の空間分解能はこれらの両者から図4に示した式で与えられる。

ガンマカメラを用いた核医学検査で最も使われる核種はTc-99m(ガンマ線のエネルギーは140keV)であるが、これより大きなエネルギーのガンマ線を利用するGa等を用いた検査では、Tc-99m用のコリメータを用いた場合、斜め方向から入射するガンマ線を十分に遮蔽することができずガンマ線を多く透過させることになる。このため

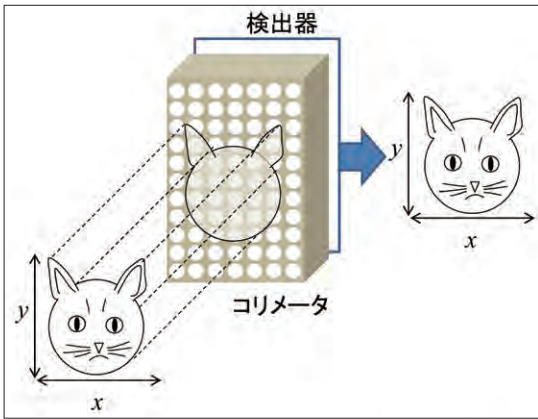


図5 平行多孔型コリメータによる映像

コリメータの隔壁を Tc-99m の場合のそれよりも厚くしないといけない。このように高エネルギーのガンマ線を対象とするコリメータでは隔壁厚が Tc-99m 等の低エネルギー用のコリメータと比較して厚くなっている。また、コリメータの孔の面積は入射してくるガンマ線の量(感度)を決めることになる。孔が大きくなればなるほどガンマ線が入りやすくなり、このようなタイプのコリメータを高感度用コリメータと呼ぶ。感度と空間分解能は相反する要素であり、空間分解能を向上させると感度は低下する。このように、対象とする核種のエネルギーを記述する低エネルギー用(隔壁が薄い)、高エネルギー用(隔壁が厚い)という言葉の他に、空間分解能を表現する高分解能形(孔の大きさが小さい)、感度を表現する高感度形(孔の大きさが大きい)などを組み合わせてコリメータの名称が各社で定められている。検出器の空間分解能と感度はこの孔の大きさと数に密接に関連している。Tc-99mなどを対象とする低エネルギー用のコリメータでは、孔の直径が1.5～3.5mm程度、隔壁の厚さは0.2～0.3mm程度、孔数が1～5万個程度で、用途に応じて高分解能型、汎用型、高感度型として設計されている。コリメータ面から被検体までの距離が15cmの場合、コリメータと検出器を含めたシステム全体の空間分解能は10～15mm FWHM(full width at half maximum)程度である。撮像範囲に関しては、平行多孔型コリメータでは孔の向きが検出器面に対して垂直なので、実物大の大きさの物体のガンマ線画像が得られることになる(図5)。この際、物体と検出器の距離が長くなるにつれ、上述の開口角内のさまざまな方向から入射するガンマ線まで入射を許すことに

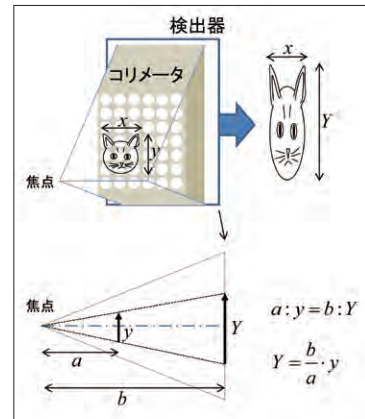


図6 ファンビームコリメータによる撮像

なるためぼけの量は大きくなり、空間分解能は低下していく。これに対して、感度は距離に依存せず一定である。

《ファンビームコリメータ(コンバージングホールコリメータ)》

ファンビームコリメータは空間分解能を向上させるためにしばしば用いられる。このコリメータでは、孔が1つの方向のみに対して1つの焦点を持つような形で並ぶので、この方向の寸法が拡大されることになる(図6)。そして、焦点に相当する点が一直線に並ぶことになる。もしも、全ての孔が一個の焦点を向くように配列したならば、これはコンバージングホールコリメータと呼ばれるものになる。これらのコリメータではコリメータの焦点とコリメータの間にある物体を拡大するような形で物体の画像が得られることになる。ファンビームコリメータやコンバージングコリメータでは物体が焦点に近ければ近いほど拡大率は向上し(すなわち空間分解能が高くなり)、感度も向上する。

《ピンホールコリメータ》

小動物や甲状腺のイメージングにおいて対象物を拡大する目的で用いられるコリメータがピンホールコリメータである。ピンホールコリメータでは数ミリ程度(開口径3～6mm)の小さな孔を通ってくるガンマ線を検出することになり、検出器面では物体の放射能分布の形が上下左右、逆転したものと得られる(図7)。そして、前述のコンバージングホールコリメータとは異なり、焦点は物体とコリメータの間、すなわちピンホール

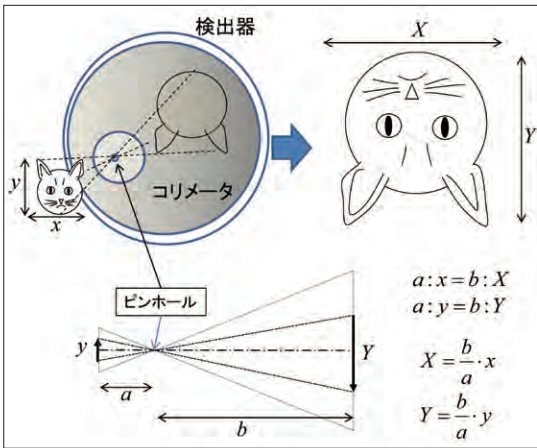


図7 ピンホールコリメータによる撮像

の位置に相当することになる。ピンホールコリメータの特徴は、物体とピンホールが近ければ近いほど、画像が拡大されることになり、感度も高くなることである。

《コリメータが抱える本質的な問題》

これらのコリメータにおける共通の問題は、線源から放射されたガンマ線のごくわずかししか検出していないという点である。単光子放出核種からはあらゆる方向に向かってガンマ線が放出されているが、一つの検出器ではそこに設置されたコリメータの孔の範囲でしか、その線源をみていない。たとえば、平行多孔型コリメータと点線源の距離が10cmであったとすると、この距離を半径とする球の全表面に向かってガンマ線が放出される。このときの球の表面積は $4\pi \cdot 10^2 \text{cm}^2$ となる。一方、平行多孔型コリメータの孔の半径が0.1cmであったならば、そのコリメータがガンマ線を通過させることができる面積は $\pi \cdot 0.1^2 \text{cm}^2$ となる。よって、幾何学的効率、 $(\pi \cdot 0.1^2) / (4\pi \cdot 10^2) \times 100 = 0.0025\%$ となる。このような問題は、感度を上

げることで(すなわち孔の面積を大きくして)ある程度改善できるが、この場合には空間分解能が低下してしまう。この問題に対する方策は、検出器の数を増大させることである。このような目的で、検出器を2, 3台と増やしたガンマカメラが一般的に使われるようになった。近年では、心筋のイメージングを目的として心臓のみを視野にするようにピンホールコリメータや平行多孔型コリメータを十数個配置して、従来の感度を4~10倍程度に改善するものも現れてきている。一方、このような物理的なコリメーションをやめたものが、コンプトンカメラと呼ばれるものであるが、この方式も研究レベルにとどまっている。

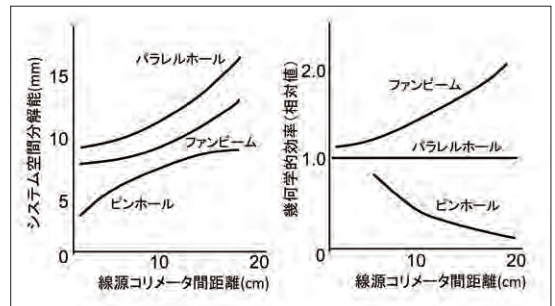


図8 ガンマカメラの空間分解能と感度

《まとめ》

コリメータは単光子放出核種に対するガンマ線イメージングではその放射位置を知るために必要不可欠なものであり、コリメータの形(平行多孔型, ファンビーム形, ピンホール形)は対象臓器や所望する空間分解能, 感度, 映像化するサイズに依存して決まってくる。また、隔壁厚は使用するガンマ線のエネルギーに応じて設計仕様が決まってくる。よって、適切なシンチグラム, SPECT 画像を得るためには上記のようなコリメータに関する基礎知識が不可欠なものとなる。

編集
後記

昨年までの約2年間、リレー講座「診療に役立つ核医学の基本-専門医試験も見すえ」を特集してきましたが、おかげさまで専門医を目指す若手の先生ばかりでなく核医学を専門とする先生方からも好評を得ました。これらの特集記事は今後も保存版としてお使い頂ければ幸いです。

さて、今年からは新たに「核医学技術の基礎」と題して、核医学の撮像機器や画像再構成の基礎知識を中心に、その専門分野の先生方からなるべくわかりやすく説明して頂く特集を企画しました。まず今月号は法政大学の尾川先生から「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」を寄稿して頂きました。臨床を中心にご活躍の先生方の中でもこの分野に苦手意識がある方もおられると思います。本特集を是非利用して知識を固めて頂ければ幸いです。本年も本誌「臨床核医学」をご愛読のほどよろしくお願いたします。

(副編集委員長 百瀬満)

SHIMADZU
Excellence in Science

リサーチからスクリーニングまで
拡がる臨床価値

国産最高峰のPETに、新たに64列128スライスCTを搭載したEminence STARGATE。完全分離型ガントリを採用し、PET定量検査を要求される最先端の研究施設からオンコロジー検査が主体の短時間検査が必要な臨床施設まで、多様な検査に柔軟に対応します。また、カーディアックパッケージを搭載することにより、がん診断・治療を中心としたPET/CTの利用が、さらに循環器領域へも拡がります。

Eminence
STARGATE



製造販売認証番号：
21900BZX00784000

株式会社島津製作所 医用機器事業部

604-8511 京都市中京区西ノ京桑原町1 TEL (075) 823-1271 www.med.shimadzu.co.jp

New Values for a New Tomorrow

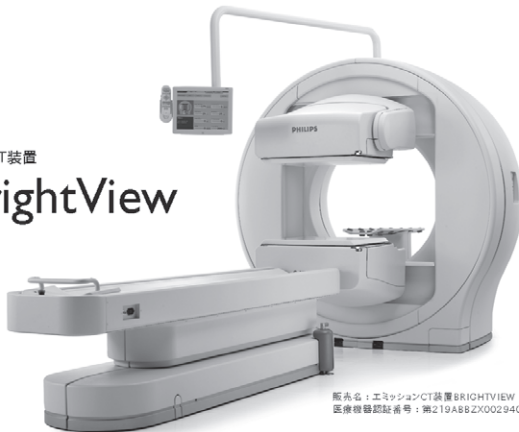
昨日までとはちがう新しい明日へ



64
High flexible PET/CT System

SPECT装置

BrightView



販売名：エミッションCT装置BRIGHTVIEW
医療機器認証番号：第219ABBZX00294000号

HITACHI
Inspire the Next

クローズアップテクノロジー

被検者との距離による空間分解能の劣化を低減し、高画質を得られます。

ワークフロー

先進的デジタル技術が、画像処理の高速化と優れた操作性を提供します。

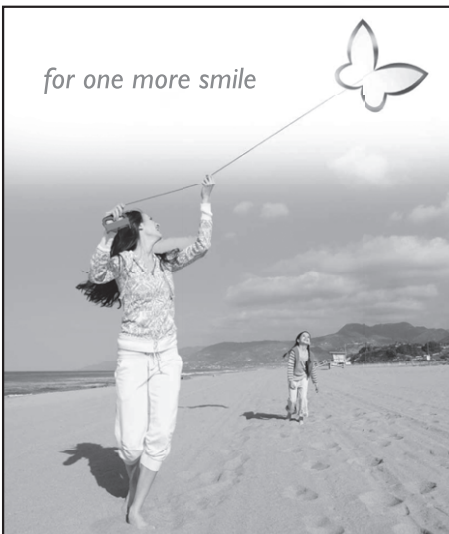
ピンポイントディテクター

大視野・薄型設計と高い基本性能を実現、快適な検査環境を創りだします。

株式会社日立メディコ

URL www.hitachi-medical.co.jp 〒101-0021 東京都千代田区外神田4-14-1 秋葉原UDX

for one more smile



遺伝子組換えヒト型甲状腺刺激ホルモン製剤 **薬価基準収載**

タイロゲン® 筋注用0.9mg

ヒトチロトロピン アルファ(遺伝子組換え)筋注用凍結乾燥製剤
生物由来製品/処方せん医薬品注)

注) 注意—医師等の処方せんにより使用すること

効能・効果、用法・用量、禁忌を含む使用上の注意等については、添付文書をご参照ください。

Thyrogen®
thyrotropin alfa for injection

【製造販売元・資料請求元】

genzyme ジェンザイム・ジャパン株式会社 ぐすり相談室

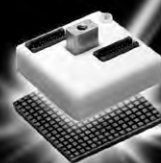
A SANOFI COMPANY 〒163-1488 東京都新宿区西新宿三丁目20番2号
TEL:0120-255-0111 FAX:03-6301-4045 <http://www.genzyme.co.jp/>

2013年9月作成

アンガー型検出器の登場から半世紀。
いま、核医学検査に新たな足跡が刻まれます。

NEXT STEP

半導体検出器。それは未来への、刻印。



Discovery NM 530c

私たち人類に大きな衝撃を投げかけた足跡。
約半世紀という長い時の流れを超え、いま、核医学検査に歴史的な一歩が刻まれます。Discovery NM 530c。

人体から出る微弱な放射線を、直接電気信号に変える半導体検出器を搭載。しかも、この半導体検出器の特長を生かすため数々の技術をここに集約しました。検出器を回転させることなくボリウムスキャンを可能とするデータ収集、感度と分解能のバランスを効率的に追求した集束コリメーション技術、最適な画質を得るための3D逐次近似画像再構成技術。GEは「Alcyone Technology」と名付けたこれらの技術を、余すことなくDiscovery NM 530cにつぎ込みました。

これこそ極めて革新的なニュースとして語り継がれる未来への刻印です。





腫瘍の核医学画像診断

処方せん医薬品^注 保険適用
放射性医薬品・悪性腫瘍診断薬、虚血性心疾患診断薬、てんかん診断薬

FDGスキャン[®]注

放射性医薬品基準フルデオキシグルコース (¹⁸F) 注射液

処方せん医薬品^注 薬価基準収載
放射性医薬品・心臓疾患診断薬、副甲状腺疾患診断薬、腫瘍（脳、甲状腺、肺、骨、軟部、縦隔）診断薬

塩化タリウム(²⁰¹Tl)注NMP[®]

日本薬局方塩化タリウム (²⁰¹Tl) 注射液

処方せん医薬品^注 薬価基準収載
放射性医薬品・悪性腫瘍診断薬、炎症性病変診断薬

クエン酸ガリウム(⁶⁷Ga)注NMP[®]

日本薬局方クエン酸ガリウム (⁶⁷Ga) 注射液

処方せん医薬品^注 薬価基準収載
放射性医薬品・骨疾患診断薬

クリアボーン[®]注

放射性医薬品基準ヒドロキシメチレンジホスホン酸テクネチウム (^{99m}Tc) 注射液

注) 注意-医師等の処方せんにより使用する

■ 効能・効果、用法・用量、原則禁忌を含む使用上の注意等は、添付文書をご参照ください。 ®:登録商標

資料請求先
日本メジフィジックス株式会社

〒136-0075 東京都江東区新砂3丁目4番10号

製品に関するお問い合わせ先 ☎ 0120-076941

弊社ホームページの“医療関係者専用情報”サイトで
SPECT・PET検査について紹介しています。

<http://www.nmp.co.jp>

2010年12月作成

TOSHIBA
Leading Innovation >>>

GCA-9300R™ 登場。

To meet your demand for the highest quality.

最高のSPECT画像を『GCA-9300R』で。



東芝メディカルシステムズ株式会社

本社 〒324-8550 栃木県大田原市下石上1385番地

<http://www.toshiba-medical.co.jp>

デジタルガンマカメラ GCA-9300R
認証番号：225ADBZX00120000

放射線診療研究会会長

小須田 茂

研究会事務 林 克己

〒359-8513 埼玉県所沢市並木3-2 防衛医科大学校 放射線医学講座

臨床核医学編集委員長

小泉 潔 (発行者, 投稿先)

〒193-0998 東京都八王子市館町1163 東京医科大学八王子医療センター放射線科

TEL. 042-665-5611 FAX. 042-665-1796 E-mail: kkoi@tokyo-med.ac.jp

臨床核医学編集委員

百瀬 満 (副編集委員長), 波田伸一郎, 小須田 茂, 戸川貴史, 本田憲業, 百瀬敏光

2014年1月20日発行