

NUCLEAR MEDICINE IN CLINIC

臨床核医学

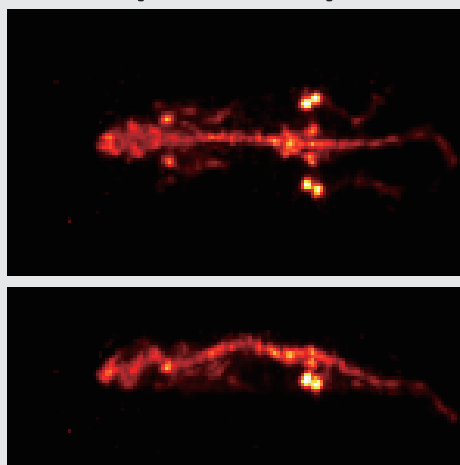
2024

Vol.57 No.4

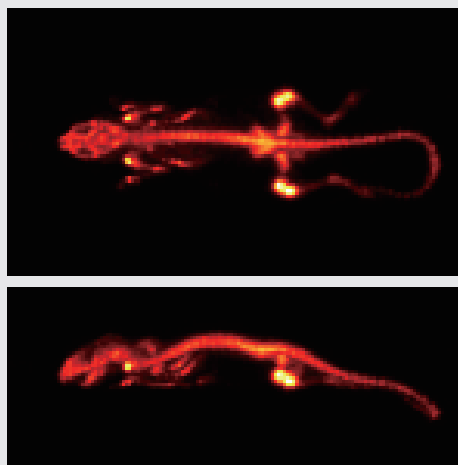
7月号 49~64頁

放射線診療研究会

1968年創刊通算280号(奇数月刊行)

<http://www.meteo-intergate.com>(本誌論文検索用)WGI Compton画像
(909 keV)

(A)

 ^{89}Zr PET

(B)

See Page 53

ホームページ・Online版 www.rinshokaku.com

- [症例報告] 胸壁desmoid腫瘍の画像所見 50
阿部 光一郎
- [技術報告] 核医学の新しい領域を切り開く Whole Gamma Imaging 53
田島 英朗
- [リレー講座] 専門医試験から学ぶ核医学の基礎と最近の話題
Vol. 12 安全取り扱い・関連法規・被ばく No2 57
稲木 杏吏

症例報告

胸壁 desmoid 腫瘍の画像所見

Imaging features of desmoid tumor of the chest wall

梅原 龍之介¹⁾ UMEHARA Ryunosuke 阿部 光一郎¹⁾ ABE Koichiro 松林 純²⁾ MATSUBAYASHI Jun
 吉村 真奈¹⁾ YOSHIMURA Mana 斎藤 和博¹⁾ SAITO Kazuhiro

Keywords : ¹⁸F-FDG PET/CT, desmoid tumor, chest wall tumor

《はじめに》

Desmoid 腫瘍は desmoid 型線維腫症とも言われ、WHO 腫瘍分類にて中間悪性に分類される稀な腫瘍である。治療法として外科的切除が推奨されるが、局所浸潤性が高く再発を繰り返すことが知られている。治療効果判定やフォローアップに PET/CT が有用とする研究もある。今回我々は desmoid 腫瘍に対し外科的切除が行われ、その後再発が認められた症例を経験した。術前診断やその後のフォローアップに PET/CT が有用と考えられたため文献的考察を踏まえて報告する。

《症 例》

【患者】 18歳, 男性

【主訴】 右胸痛

【現病歴】 来院1年前から右胸痛を自覚し、症状が増悪したため前医を受診した。前医の胸部CTにて右胸壁に腫瘤を指摘され当院を紹介受診した。

【既往歴】 なし

【家族歴】 乳癌(祖母), 肺癌(祖父)

【血液検査】

TP 6.9 g/dL, AST 19 U/L, ALT 21 U/L, γ -GTP 15 U/L, LD 134 U/L, ALP 75 U/L, T-Bil 1.03 mg/dL, D-Bil 0.33 mg/dL, Ch-E 279 U/L, BUN 10.9 mg/dL, Cr 0.84 mg/dL, Na 141 mmol/L, Cl 103 mmol/L, K 4.1 mmol/L, CK 73 U/L, Glu 86 mg/dL, CRP 0.02 mg/dL, WBC 5500 / μ L, RBC 521万 / μ L, Hb 16.0 g/dL, Ht 47.6 %, Plt 18.5万 / μ L, PT-% 117%, APTT 31.3 sec, CEA <2.0 ng/mL, シフラ 4.5 ng/mL, NSE 11.9 ng/mL

初診時造影CTが施行され、右第3～6肋骨のレベルで胸壁に沿って胸腔内に膨隆する6.6 x 2.2 cmの腫瘤を認めた。腫瘤は筋肉と同程度の比較的均一な低吸収であったが、腫瘤内部の胸壁に近い部分はやや高い吸収値を呈していた。造影後では、全体に軽度の増強効果が認められた(図1)。

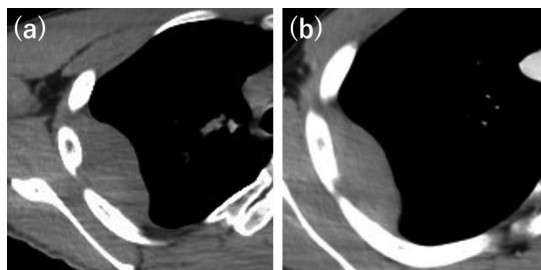


図1 非造影CT横断像(a)にて、右胸壁に充実性腫瘤が認められた。腫瘤内部は比較的均一であったが、中心部胸壁側にわずかに高吸収領域が認められた。造影CT(b)では軽度の増強が認められた。

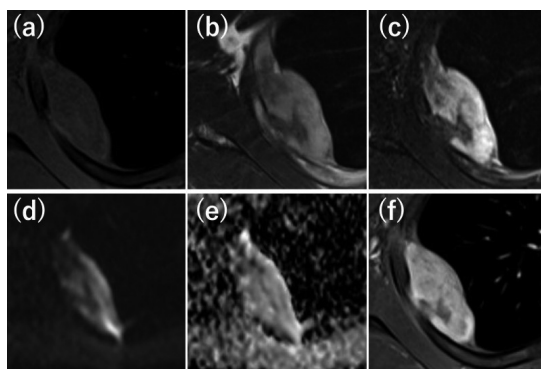


図2 MRI, 脂肪抑制T1WI横断像(a)で右胸壁の腫瘤は筋肉と等信号を呈していた。T2WI(b), STIR(c)では内部に不整形の低信号域を伴う高信号を呈していた。DWI(d), ADC(e)では明らかな拡散制限を認めなかった。造影MRI(f, 脂肪抑制T1WI)で腫瘤はやや不均一に増強され、T2WIで低信号の部分は増強効果が減弱していた。

MRIでは、腫瘤はT1WIで筋肉と等信号、T2WIでは内部に不整形の低信号域を伴う高信号を呈しており拡散制限は認められなかった。腫瘤の大部分は緩徐に造影されたが、T2WIで低信号を呈した部分は増強効果が軽度であった(図2)。FDG-PET/CTでは、腫瘤に一致してやや不均一な集積(SUVmax = 3.53)が見られ、腫瘤内部の吸収値の高い部分の集積は軽度低下していた(図3)。

1) 東京医科大学病院 放射線医学分野 〒160-0023 東京都新宿区西新宿6-7-1

TEL : 03-3342-6111 FAX : 03-3342-6203 E-mail : k-abe@tokyo-med.ac.jp

Department of Radiology, Tokyo Medical University

2) 東京医科大学 人体病理学分野 Department of Anatomic Pathology, Tokyo Medical University

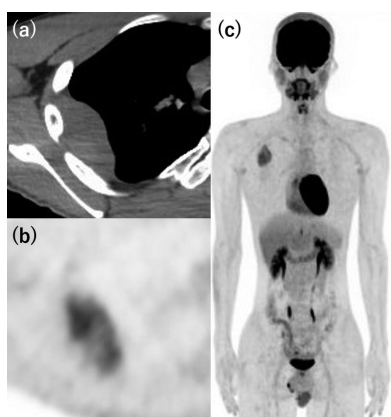


図3 FDG-PET/CTでは右胸壁腫瘍に不均一なFDG集積(SUVmax=3.53)を認めた。腫瘍中心部～胸壁に近い部の集積は軽度低下しており、非造影CTでの高吸収部、MRIで見られたT2低信号部に一致するものと考えられた(a,b)。

《経 過》

病変の局在やFDG集積が比較的弱いことからdesmoid腫瘍やsolitary fibrous tumor (SFT)が疑われた。開胸手術にて腫瘍の摘出が行われた。

病理組織学的には、紡錘形の腫瘍細胞が主に束状を呈し錯綜して密に増殖しており、ところどころで細胞密度が低く膠原線維が豊富な領域を伴っていた。腫瘍内には鹿角状(staghorn-shaped)に分岐した血管が散見された。腫瘍細胞はクロマチンの繊細な楕円形の小型の核と淡好酸性の胞体を有しており、核分裂像は目立たなかった。形態学的にはSFTやdesmoid腫瘍が鑑別に挙げた。免疫組織化学的にはSTAT-6が陰性で、 β カテニンの核内移行が認められ、desmoid型線維腫症と診断された(図4)。腫瘍は壁側胸膜直下

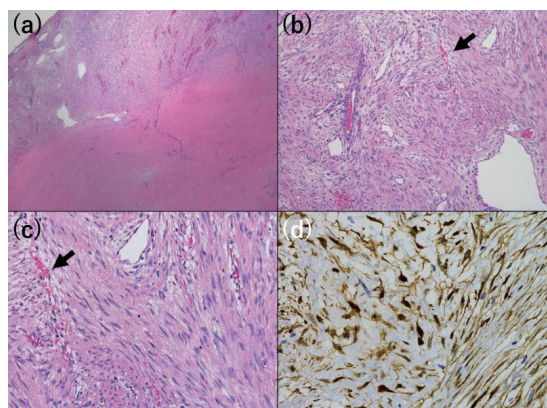


図4 HE染色では紡錘形の腫瘍細胞が主に束状を呈し錯綜して密に増殖しており、ところどころで細胞密度が低く、膠原線維が豊富な領域を伴っていた(a 20倍, b 100倍, c 200倍)。腫瘍内部には鹿角状(staghorn-shaped)に分岐した血管が散見された(b,c,矢印)。腫瘍細胞はクロマチンの繊細な楕円形の小型の核と淡好酸性の胞体を有しており、核分裂像は目立たなかった。免疫組織化学的(400倍)には β カテニンの核内移行を認めた(d)。腫瘍は壁側胸膜直下から脂肪層、骨格筋組織にまで不規則に浸潤しており、一部では肋骨の皮質にも浸潤していた。

から脂肪層、骨格筋組織に不規則に浸潤し、一部では肋骨の皮質にも浸潤していた。検索範囲で腫瘍は断端に及んでいなかったが、一部では切除断端の近傍の骨格筋組織まで浸潤が認められた。

術後8か月後に再び胸痛が出現したためCTを施行したところ、第3～5肋骨のレベルで胸膜肥厚が増悪していた。再発の診断確定のためFDG-PET/CTが施行された。PET/CTでは、右肺尖から第3肋骨のレベル(SUVmax=4.14)および第3～6肋骨のレベル(SUVmax=3.46)にFDG集積を伴う軟部腫瘍が認められ(図5)、desmoid腫瘍再発の診断となった。

《考 察》

Desmoid腫瘍は全生物の0.03%を占める比較的稀な腫瘍である¹⁾。発生部位により、腹壁desmoid、腹壁外desmoid、腹腔内desmoidに分類され、それぞれ49%、43%、8%の程度の割合と報告されている²⁾。胸壁desmoidは腹壁外desmoidのうちの19～23%程度で³⁾、胸壁の筋膜や腱膜、筋上の結合組織から発生する¹⁾。進行の速さは症例により様々であるが、10%の症例で急速に進行することが知られている⁴⁾。局所浸潤性が高く再発を繰り返すが、遠隔転移は稀である¹⁾。

Desmoid腫瘍の90%が孤発性に発生するが、10%にAPC遺伝子変異や β カテニン遺伝子変異が関与している⁵⁾。家族性ポリポーシス(FAP)患者のdesmoid腫瘍の罹患率は10～20%で通常の850倍とされている⁶⁾。

治療は外科的切除が推奨されているが、化学療法や放射線治療、COX-2阻害薬が選択されることもある^{7,8)}。再発のリスク因子としてはFAP⁹⁾や不完全切除が指摘されている。Abbasらは、切除断端が陽性であった時には89%で再発を認め、断端陰性であった場合でも18%で再発をきたしたと報告している¹⁰⁾。

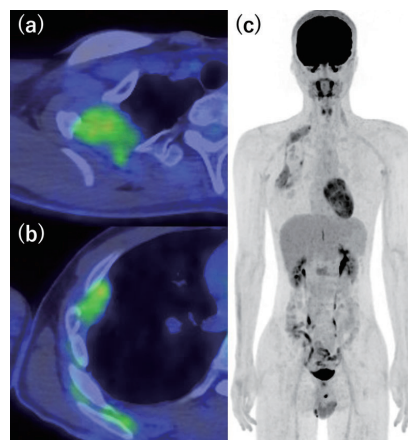


図5 再発時のFDG-PET/CT画像。右肺尖から第3肋骨のレベルでSUVmax=4.14 (a,c)、第3-6肋骨のレベルでSUVmax=3.46 (b,c)の集積を伴う軟部組織を認め再発病変と考えられた。

CTでのdesmoid腫瘍は内部比較的均一な充実性腫瘍として描出され、腫瘍細胞の細胞密度が低く膠原線維の多い領域はより高吸収に描出される。石灰化は非常にまれで、造影CTでは様々な造影効果を示す^{11,12)}。MRIでは、T1WIで筋肉と等信号、T2WIで高信号を呈すが、膠原線維の密な領域は細胞密度が密な領域と比べてT2WIでの信号強度が低い。造影MRIでは細胞密度が高い領域が強く増強される^{12,13)}。FDG-PET/CTでは腫瘍への集積は一般に軽度である^{14,15)}。本症例では、腫瘍中心部の胸壁に近い部位は、CT高吸収、T2WI低信号、FDG低集積で、膠原線維の多い部分と考えられ細胞密度の低さを反映した可能性がある。

Desmoid腫瘍の悪性度とFDG集積に正の相関関係を示唆する研究もあるが¹⁴⁾、desmoidの悪性度と集積程度は無関係とする報告もある¹⁶⁾。症例数が少ないことや研究デザインの違いなどが要因と思われ、依然確固たる結論は出ていない。一方、PET/CTが治療効果判定やフォローアップに有用とする研究もある¹⁵⁾。

本症例では、胸壁desmoid腫瘍の外科的切除が行われ、病理組織診では切除断端が陰性であったが、その後の経過観察中に再発を認めた。再発病変は切除断端周囲の肋骨近傍に認められ断端からの再発が疑われた。本病変は所々で不規則に浸潤し、境界不明瞭な腫瘍であったこと、病理組織学的に腫瘍の一部が断端近傍まで及んでいたことから、術後も残存腫瘍が存在していたものと考えられた。

PET/CTでは、術後の再発腫瘍においても軽度だが認識可能な程度のFDG集積が認められた。再発病変は術後変化と鑑別困難な場合もあるが、ある程度のFDG集積が認められ、PET/CTが再発診断に有用である可能性がある。

《結 語》

胸壁desmoid腫瘍に対し外科的切除が行われ、術後に再発を認めた症例を経験した。断端陰性の場合の再発率は高くないが、画像所見に比して浸潤性発育が目立つ場合はwide marginを確保できないこともあり、再発診断にPET/CTでのフォローアップが有用である可能性がある。

《文 献》

- 1) Shelekhova KV. [Changes in the WHO classification of soft tissue tumors]. *Arkh Patol.* 2015;77:48-54.
- 2) J J Reitamo, P Häyry, E Nykyri, E Saxén. The desmoid tumor. I. Incidence, sex-, age- and anatomical distribution in the Finnish population. *Am J Clin Pathol* 1982;77:665-673.
- 3) M S Gordon I, S I Hajdu, M S Bains, M E Burt. Soft tissue sarcomas of the chest wall: results of surgical resection. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1991;101:843-54.
- 4) Church JM. Desmoid tumours in patients with familial adenomatous polyposis. *Semin Colon Rectal Surg.* 1995;6:29-32.
- 5) S Gourgoutis, G Gemenetzi, C Villias. Pancreatic desmoid tumour: Extremely rare presentation in an elderly patient. *Hell J Surg* 2014;86:378-81.
- 6) A K Gurbuz, F M Giardiello, G M Petersen, et al. Desmoid tumours in familial adenomatous polyposis. *Gut* 1994;35:377-381.
- 7) G Pignatti, G Barbanti-Bròdano, D Ferrari, et al. Extraabdominal desmoid tumor. A study of 83 cases. *Clin Orthop Relat Res* 2000;375:207-13.
- 8) A L Knudsen, S Bülow. Desmoid tumour in familial adenomatous polyposis. A review of literature. *Fam Cancer* 2001;1:111-9.
- 9) I De Wever I, P Dal Cin, C D Fletcher et al. Cytogenetic, clinical, and morphologic correlations in 78 cases of fibromatosis: a report from the CHAMP Study Group. *Chromosomes And Morphology. Mod Pathol* 2000;13:1080-5.
- 10) Abbas E Abbas, Claude Deschamps, Stephen D Cassivi et al. Chest-wall desmoid tumors: results of surgical intervention. *Ann Thorac Surg* 2004;78:1219-23.
- 11) Mark D Murphey, Chad M Ruble, Sean M Tyszkowski et al. From the archives of the AFIP: musculoskeletal fibromatoses: radiologic-pathologic correlation. *Radiographics* 2009;29:2143-73.
- 12) Jung Hyo Rhim, Ji-Hoon Kim, Kyung Chul Moon, et al. Desmoid-type fibromatosis in the head and neck: CT and MR imaging characteristics. *Neuroradiology* 2013;55:351-9.
- 13) F Rosa, C Martinetti, F Piscopo, et al. Multimodality imaging features of desmoid tumors: a head-to-toe spectrum. *Insights Imaging* 2020;11:103.
- 14) S Basu, N Nair, S Banavali. Uptake characteristics of fluorodeoxyglucose (FDG) in deep fibromatosis and abdominal desmoids: potential clinical role of FDG-PET in the management. *The British Journal of Radiology*, 2007;80:750-6.
- 15) Hai Xu, Hyun Jung Koo, Soyeoun Lim, et al. Desmoid-Type Fibromatosis of the Thorax: CT, MRI, and FDG PET Characteristics in a Large Series from a Tertiary Referral Center. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94:e1547.
- 16) S Bhandari, N J Taylor, A Sinha, et al. Can Combined 18F-FDG-PET and Dynamic Contrast-Enhanced MRI Predict Behavior of Desmoid Tumors in Patients with Familial Adenomatous Polyposis? *Dis Colon Rectum*. 2012;55:1032-7.

技術報告

核医学の新しい領域を切り開く Whole Gamma Imaging

Whole Gamma Imaging: Pioneering a New Frontier in Nuclear Medicine

田島 英朗 TASHIMA Hideaki 高橋 美和子 TAKAHASHI Miwako 田久 創大 TAKYU Sodai
 赤松 剛 AKAMATSU Go 姜 韓圭 KANG Han Gyu 錦戸 文彦 NISHIKIDO Fumihiko
 吉田 英治 YOSHIDA Eiji 山谷 泰賀 YAMAYA Taiga

Key words: Whole gamma imaging, Compton imaging, Quantum PET

《1. 初めに》

SPECTやPETとは異なり、放射線の散乱現象を積極的に活用して画像化を行う手法としてコンプトンイメージングがある。SPECTでは100keVから300keV台のシングルガンマ線放出核種が、PETでは511keVの消滅放射線対を放出する陽電子放出核種が使用される。一方、コンプトンイメージングは、数百keVから数MeVまでの幅広いエネルギー帯のシングルガンマ線を対象とし、これまでにイメージングに活用されていなかった新しい種類の核種を開拓できる可能性を秘めている。そのため、国内を中心に様々な研究グループがコンプトンイメージング装置(コンプトンカメラとも呼ばれる)を開発し、医用応用を目指した研究を進めている¹⁾。量子科学技術研究開発機構(QST)では、計測可能な全てのガンマ線をイメージングに活用することを目指して、PETとコンプトンイメージングを組み合わせたWhole Gamma Imaging(WGI)の研究開発を進めている²⁾。本稿では、WGIに期待される応用と試作装置の紹介を行う。

《2. Whole Gamma Imaging (WGI)》

放射性核種分布をイメージングする3つの従来手法を図1に示す。SPECTでは、コリメータにより放射線の検出器への入射方向を物理的に制限し、放射線源が存在する方向を限定することでイメージングを可能にしている。PETでは、180°反対方向に放出される消滅放射線対を同時計数する

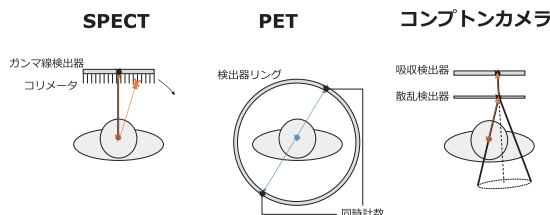


図1 放射性核種分布をイメージングする3つの手法

ことで、2つの検出素子を結んだ線上に線源位置を限定する。さらに飛行時間差(TOF: Time of Flight)情報を用いれば、その線上の数cmの範囲に線源を限定することが可能となる。一方、コンプトンイメージングでは、散乱検出器と吸収検出器の2つの検出器を使用する。入射してきた放射線は、前段の散乱検出器で散乱し、後段の吸収検出器で光電吸収される。それぞれ位置情報とエネルギー情報を高精度に取得することで、放射線源を円錐表面上(コンプトンコーンと呼ぶ)に限定する。3つの手法のいずれも、複数(通常数百万以上)の測定イベントを収集し、画像再構成することで画像化が可能となる。

WGIは、PETの検出器リングに散乱検出器リングを挿入した2重リング構成にし、PET検出器にコンプトンイメージングの吸収検出器を兼ねさせ、PETの同時計数測定とコンプトンイメージングによるシングルガンマ線測定を1つの装置で可能にした(図2)。これまでのコンプトンイメージング装置は宇宙線測定や環境放射能測定のために開発されたものがほとんどで、多くは平板型の散乱検出器と吸収検出器を平行に並べた構成であり、WGIはフルリング型として実際に開発された初め

Whole Gamma Imaging (WGI)

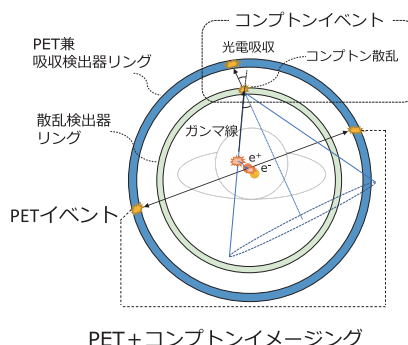


図2 計測可能な全てのガンマ線をイメージングに活用するWGI

での装置である。WGIによって、

- 1) PETとコンプトンイメージングの同時撮像
- 2) PETのみでは計測できないガンマ線の同時利用による高感度化
- 3) トリプルガンマイメージングとポジトロニウム寿命イメージングの実現

が期待される。

《3. WGIによるPETとコンプトンイメージングの同時撮像》

PETとコンプトンイメージングを同一対象で同時に実施できるようになれば、複数核種の同時イメージングが可能になる。例えば、半減期の長い核種で抗体反応のような時間のかかる変化を観察しつつ、糖代謝の変化を定期的に確認しようとした場合、PETのみではお互いの干渉が避けられない。そこで、一方をコンプトンイメージング可能な核種にできれば、それぞれの核種の分布を別の画像として得られるようになる。

WGIはPETとコンプトンイメージングの同時撮像が可能な構成である。PETはすでに医用応用されている実績のある手法であるが、コンプトンイメージングは発展途上にあるため、WGIでどの程度の画像が得られるかを示す必要がある。ここで、単一核種でも崩壊系列の中に陽電子放出とシングルガンマ線放出の両方が含まれるものがあり、そのような核種を用いることで同一分布に対するPETとコンプトンイメージングの直接比較が可能となる。例えば、抗体イメージングで注目されている ^{89}Zr は半減期が3.27日で、 $^{89\text{m}}\text{Y}$ に崩壊する際23%の確率で陽電子を放出する。そして、 $^{89\text{m}}\text{Y}$ は安定状態の ^{89}Y に半減期15.7秒で γ 崩壊し、909 keVのシングルガンマ線を放出する。そのため、 ^{89}Zr を用いることで、それぞれのモダリティで得られる画像を直接比較でき、同時撮像とイメージング性能の実証が可能である。

まず、小動物サイズのWGI装置を試作し、実証実験を行った³⁾(図3)。 ^{89}Zr -シュウ酸ジルコニウムを投与したマウスを測定し、909 keV シングルガンマ線のコンプトンイベントとPETイベントを抽出、それぞれを画像再構成した。その際、PETは外側のPETリング(吸収検出器)同士のみだけでなく、散乱検出器と吸収検出器、散乱検出

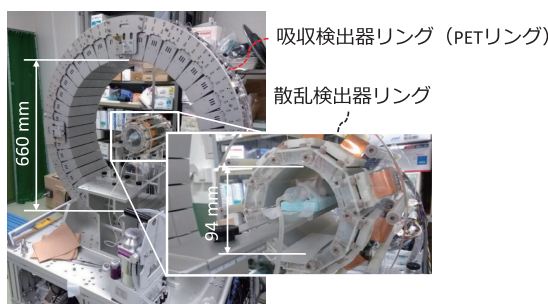
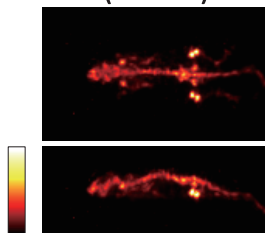


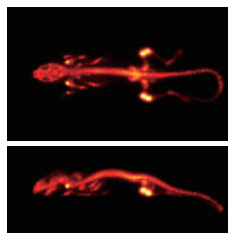
図3 試作WGI装置による小動物実験

WGI Compton画像 (909 keV)



(A)

^{89}Zr PET



(B)

図4 世界初のフルリングコンプトンイメージングマウス画像と同時撮像された ^{89}Zr PET画像

器同士の同時計数イベントを抽出した。PETの場合1ポジションでマウス全体が視野に入ったが、コンプトンイメージングの場合には有効な体軸視野が約5 cmであったため、上半身と下半身の2ポジションで撮像し合成した。その結果得られたコンプトン画像を図4 (A)、上半身ポジション撮像時に同時に撮像した ^{89}Zr PET画像を図4 (B)に示す。これまでに2000年代後半から2010年代に開発されたコンプトンカメラで撮像されたマウスのコンプトン画像⁴⁻⁷⁾は、大まかな分布はわかるものの生体構造に対して不鮮明であったが、WGIのコンプトン画像では、骨に集積した薬剤分布を、PET画像とよく一致した画像として鮮明に描出することに成功した。

《4. PET核種に対する高感度化》

PETでは、PET核種から放出される2本の消滅放射線の両方が検出されて初めて有効な測定イベントとなる。しかしながら、実際のPET測定では片側のみ検出されるイベントが同時計数イベントの10倍以上存在する。WGIでは片側のみ検出されるイベントでも、コンプトンイベントとして測定し、イメージングに活用することが可能となる。また、 ^{89}Zr のように同一分布からシングルガンマ線が放出される核種では、シングルガンマ線のコンプトンイベントをPETイベントと組み合わせ、1つの画像を再構成することで画質を向上させられる可能性がある。PETとコンプトンイベントと

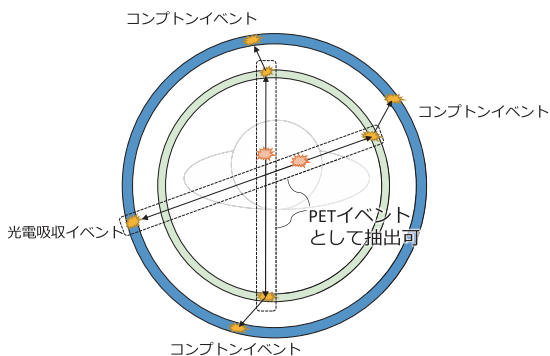


図5 PETイベントとしても抽出可能なコンプトンイベントの例

いう性質の大きく異なるものを組み合わせて1つの画像を再構成する手法として、ハイブリッド画像再構成手法を提案した⁸⁾。また、WGIによるPET核種測定では、消滅放射線対の両方ともコンプトンイベントとして検出される場合や、片方が光電吸収イベントでもう片方がコンプトンイベントとして検出される場合があり、それらはPETイベントとしても扱うことが可能である(図5)。シミュレーション検討により、そのような場合はPETイベントのみとしてハイブリッド画像再構成に利用すると最も良い性能が発揮されることを明らかにした⁹⁾。

《5. トリプルガンマイメージングとポジトロニウム寿命イメージング》

トリプルガンマイメージングは、 ^{44}Sc のように陽電子崩壊とほぼ同時(ピコ秒オーダー)にシングルガンマ線(即発ガンマ線)を放出する $\beta^+\gamma$ 核種と呼ばれる核種を用いて行い、様々な応用が提案されている¹⁰⁾。まず、3つのガンマ線をすべて同時計数することで一般的なPET核種と識別できるため、 $\beta^+\gamma$ 核種という特殊な核種が必須となるが、2核種同時イメージングが可能となる¹¹⁾。また、WGIによって即発ガンマ線をコンプトンイメージングの原理で測定すれば、消滅放射線対で決まる直線(LOR: Line of Response)と、コンプトンコーンで決まる円錐表面の交点上に線源位置を限定することができるため、画像再構成法が無くても画像化が可能となる。陽電子崩壊とほぼ同時に1275 keVの即発ガンマ線を放出する ^{22}Na の点線源を試作WGI装置で測定し、コンプトンコーンによってLOR上で限定できる位置精度を検証した結果、半値幅で7.7 mmの空間分解能が得られた²⁾。これはTOF分解能に置き換えると51ピコ秒に相当する。最新のTOF-PET装置が200ピコ秒前後のTOF分解能であるのに比べて、非常に高い位置限定精度が実証された。

トリプルガンマイメージングの応用として、現在最も期待されているのはポジトロニウム寿命イメージングである。これまで意識されることはほとんどなかったが、PET核種から放出された陽電子のうちの40%以上は対消滅を起こす前に電子と陽電子のみで構成されたポジトロニウムという特殊な原子を一時的に形成する。ポジトロニウムにはパラポジトロニウム(p-Ps)とオルソポジトロニウム(o-Ps)の2つがあり、生成比は1:3、真空中の寿命はそれぞれ125ピコ秒と142ナノ秒である。ここで、寿命の長いo-Psは、生体内環境において周囲の酸素分圧の影響によって寿命が変化することが明らかになった¹²⁾。そこで、生体内のポジトロニウム寿命分布をイメージングすることができれば、腫瘍の低酸素状態などを測定できるようになる可能性がある。また、正常組織とがん腫瘍でも寿命が異なり、診断バイオマーカーとして利用

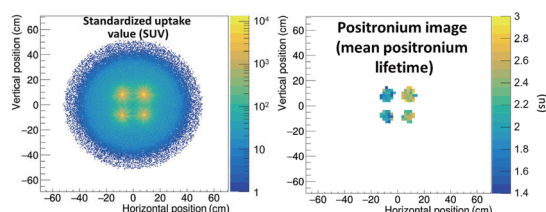
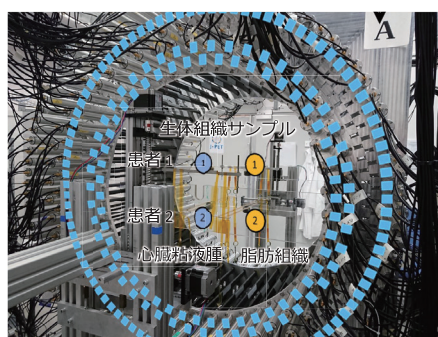


図6 Moskalらによる世界初のポジトロニウム寿命イメージング(@2021 American Association for the Advancement of Science, Moskal P et al.9)より Creative Commons Attribution License 4.0 (CC BY)のもとレイアウト改変及びサンプル情報の追加をして引用)

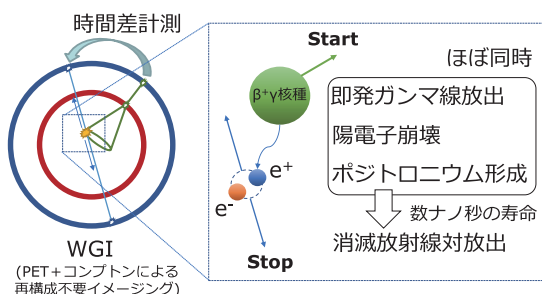


図7 QSTで実現を目指す量子PET

できる可能性もある。Moskalらは、ポジトロニウム寿命イメージングを、TOF-PET装置を利用して実施した¹³⁾。具体的には患者2人からそれぞれ取得した心臓粘液腫と脂肪組織のサンプルで ^{22}Na 線源を挟み、Moskalらが開発したJagiellonian PET装置で測定した(図6)。写真中の水色の四角は検出器であるシンチレータストリップ、患者番号のついた青と黄の丸はサンプルの位置を表す。青は心臓粘液腫、黄は脂肪組織を表す。TOF情報を使った逆投影により放射能分布画像(左下)を求め、各ボクセルで即発ガンマ線と消滅放射線との検出時間差のヒストグラムを作成し、o-Psの平均寿命を推定した(右下)。その結果、心臓粘液腫におけるo-Ps寿命は2.6ナノ秒、脂肪組織では1.9ナノ秒となり、顕著な差が示された。

QSTでは、WGIによるポジトロニウム寿命イメージングを量子PET(Quantum PET)と名付け、実現に向けた研究開発を進めている(図7)。現在のTOF-PETよりも高い空間分解能で逆投影できるため、高い精度でのイメージングが期待される。

一方で、ポジトロニウム寿命イメージングを行うためには少なくとも300ピコ秒台の時間分解能が必要であるため、まずはTOF-PET検出器や、TOF計測が可能な頭部専用PET装置を用いた基礎検討を実施した¹⁴⁻¹⁶⁾。また、量子PETが可能な時間分解能を目指したWGI装置の開発も進めており¹⁷⁾、今後量子PETの実証実験を行う予定である。

《6. まとめ》

PETとコンプトンイメージングを組み合わせた新しい核医学イメージング手法であるWGIの開発を進めており、909keVの高エネルギーガンマ線を対象としたコンプトンイメージングによりPETに迫る高画質化を達成した。WGIへの期待として、多核種同時イメージング、 $\beta^+\gamma$ 核種の利用によるポジトロニウム寿命イメージング、量子PETへの応用について解説した。今後もWGIの研究開発を進め、核医学の持つ可能性を広げていきたい。

《謝 辞》

本研究はJSPS科研費23H03775、23K28463、20H05667の助成を受けたものです。

《参考文献》

- 1) Tashima H, Yamaya T. Compton imaging for medical applications. *Radiol Phys Technol* 2022; 15: 187-205.
- 2) Yoshida E, Tashima H, Nagatsu K, et al. Whole gamma imaging: a new concept of PET combined with Compton imaging. *Phys Med Biol* 2020; 65: 125013.
- 3) Tashima H, Yoshida E, Wakizaka H, et al. 3D Compton image reconstruction method for whole gamma imaging. *Phys Med Biol* 2020; 65: 225038.
- 4) Motomura S, Kanayama Y, Haba H, et al. Multiple molecular simultaneous imaging in a live mouse using semiconductor Compton camera. *J Anal At Spectrom* 2008; 23: 1089-92.
- 5) Kabuki S, Kimura H, Amano H, et al. Electron-tracking Compton gamma-ray camera for small animal and phantom imaging. *Nucl Instr Meth Phys Res Sect A* 2010; 623:606-7.
- 6) Takeda S, Odaka H, Ishikawa S-N, et al. Demonstration of in-vivo multi-probe tracker based on a Si/CdTe semiconductor Compton camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 2012; 59: 70-6.
- 7) Motomura S, Kanayama Y, Hiromura M, et al. Improved imaging performance of a semiconductor Compton camera GREI makes for a new methodology to integrate bio-metal analysis and molecular imaging technology in living organisms. *J Anal At Spectrom* 2013; 28: 934-9.
- 8) Tashima H, Yoshida E, Wakizaka H, et al. Development of a hybrid image reconstruction algorithm combining PET and Compton events for whole gamma imaging. *IEEE Ncl Sci Symp Med Imag Conf* 2020, Boston, MA, USA, 2020; M-15-150.
- 9) Tashima H, Nishina T, Takyu S, et al. Optimum selection for multi-interaction events in Compton-PET hybrid reconstruction: a Monte Carlo study. *Radiol Phys Technol* 2023; 16: 254-261.
- 10) Tashima H, Yamaya T, Three-gamma imaging in nuclear medicine: a review. *IEEE Trans Rad Plas Med Sci* (under revision).
- 11) Pratt EC, Lopez-Montes A, Volpe A, et al. Simultaneous quantitative imaging of two PET radiotracers via the detection of positron-electron annihilation and prompt gamma emissions. *Nature Biomed Eng* 2023; 7: 1028-1039.
- 12) Shibuya K, Saito H, Nishikido F, et al. Oxygen sensing ability of positronium atom for tumor hypoxia imaging. *Commun Phys* 2020; 3: 173.
- 13) Moskal P, Dulski K, Chug N, et al. Positronium imaging with the novel multiphoton PET scanner. *Sci Adv* 2021; 7: eabh4394.
- 14) Takyu S, Shibuya K, Nishikido F, et al. Two-dimensional positronium lifetime imaging using certified reference materials. *Appl Phys Expr* 2022; 15: 106001.
- 15) Takyu S, Ikeda H, Wakizaka H, et al. Positron annihilation lifetime measurement with TOF-PET detectors: feasibility of Iodine-124 use. *Appl Phys Expr* 2023; 16: 116001.
- 16) Takyu S, Nishikido F, Tashima H, et al. Positronium lifetime measurement using a clinical PET system for tumor hypoxia identification. *Nucl Instr Meth Phys Res Sect A* 2024; 1065: 169514.
- 17) Akamatsu G, Yoshida E, Ito S, et al. Development of the 4th Whole Gamma Imaging Prototype for ⁸⁹Zr Mouse Imaging Demonstration. *IEEE NSS MIC RTSD* 2023; Vancouver, BC, Canada, 2023; M-10-431.

リレー講座

専門医試験から学ぶ核医学の基礎と最近の話題

Vol. 12 安全取り扱い・関連法規・被ばく No2

Basic knowledge and recent topics of nuclear medicine learned from the certification examination.
Vol.12 Radiation Safety, Radiation-related Regulations and Radiation Protection (No.2)

稲木 杏吏 INAKI Anri

Key words: Radiation safety, Safe handling of radiopharmaceuticals, Radiation dose calculation, MIRD method.

《はじめに》

本号では前号に引き続き、安全取り扱い・関連法規・被ばくについて論じる。本号では、関連法規について、核医学専門医認定試験の出題基準のうち、「3. 放射性医薬品の安全取扱」、「4. 核医学診療に伴う線量計算(MIRD法)に関する知識」として出題されている試験問題を参考として、必要な知識について提示したい。また、前号で解説した「5. 放射線関連法規についての知識」も合わせた複合的な問題についても解説する。

《放射性医薬品の安全取扱について》

広義の放射性医薬品の安全取扱については、PET核種のような院内製造の放射性薬剤と、デリバリーされたSPECT核種及びPET核種の放射性医薬品(狭義の放射性医薬品)に大別されるが、実戦的なガイドラインとしては、前者については「院内製造PET薬剤基準」や「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」、後者については「放射性医薬品取り扱いガイドライン」が参考となるので、一読されることをお勧めする¹⁾。さらに、狭義の放射性医薬品の製造については、「放射性医薬品基準」(平成25年3月29日付薬食発0329第2号厚生労働省医薬食品局長通知。いわゆる「放薬基」)を参照されたい。

院内製造PET薬剤基準及び放薬基には、「第3一般試験法」として放射性薬剤または放射性医薬品の品質評価法が記述されている。放射性薬剤及び放射性医薬品は核種の半減期があることが大きな特徴であり、それゆえに、非放射性医薬品で求められている出荷前の無菌試験について、「半減期14日以内の核種を含む本剤で、バリデートされた滅菌法又は無菌操作法により製造されているものについては、製造日に開始した無菌試験法の完了以前に出荷することができる。」としている点に注意されたい。

《MIRD法について》

MIRD法とは、米国核医学会内に設置されたMedical Internal Radiation Dose Committee(MIRD委員会)によって刊行された出版物(MIRD

Pamphlets)で解説されている内部被ばく線量評価法である²⁾。MIRD Pamphletsは、1968年のPamphlet 1³⁾を皮切りに、2024年5月時点で最新版のPamphlet 29⁴⁾まで刊行されている。本稿ではMIRD法の概要を簡潔に述べるが、MIRD法で用いられている方程式や用語は、Pamphlet 21⁵⁾および刊行物として“MIRD Primer 2022”⁶⁾で解説されているので適宜参照されたい。また、MIRD法に基づく線量計算ソフトが無料で複数公表されているので⁷⁾、これらを使用してみるのも実践的である。

吸収線量 $D(r_T)$ は、標的臓器 r_T の単位質量あたりに受ける平均エネルギー量で定義される。人体内の放射性物質が投与後の時間 t において線源臓器 r_S 内に一様に分布したとき、 r_T が受ける吸収線量 $D(r_T, t)$ は次式で求められる：

$$\dot{D}(r_T, t) = \sum_{r_S} A(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t)$$

ただし、

$A(r_S, t)$ ： r_S 内の t における放射能

$S(r_T \leftarrow r_S, t)$ ： t における r_S 内の放射能に対する r_T への平均吸収線量率

また、これを時間で積分することにより、分布後の経過時間 T_D における r_T の吸収線量 $D(r_T, T_D)$ は次式で求められる：

$$D(r_T, T_D) = \sum_{r_S} \int_0^{T_D} A(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t) dt$$

T_D は核医学治療の場合には $T_D \rightarrow \infty$ として計算することが一般的であり、放射線防護の領域では線量預託期間として成人で50年、幼児～思春期においては70歳までの期間として設定され、預託線量として算出される。また、 $S(r_T \leftarrow r_S, t)$ は次式で求められる：

$$S(r_T \leftarrow r_S, t) = \frac{1}{M(r_T, t)} \sum_i E_i Y_i \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t) \\ = \frac{1}{M(r_T, t)} \sum_i \Delta_i \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$$

国立研究開発法人国立がん研究センター先端医療開発センター機能診断開発分野
〒277-8577 千葉県柏市柏の葉6-5-1

TEL：04-7134-6832 FAX：04-7134-6832 E-mail：ainaki@east.ncc.go.jp

Division of Functional Imaging, Exploratory Oncology Research and Clinical Trial Center, National Cancer Center

$$= \sum_i \Delta_i \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$$

ただし、

$M(r_T, t)$: t における r_T の質量

E_i : 放射線 i の平均エネルギー

Y_i : r_S 内の放射性同位元素の一壊変あたりの放射線 i の放出割合

Δ_i : r_S 内の放射性同位元素の一壊変あたりの放射線 i の平均エネルギー

$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$: 吸収割合 (t において、 r_S から放出された E_i のうち、 r_T に吸収される割合

$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$: 比吸収割合 (r_T の単位重量あたりの ($r_T \leftarrow r_S, E_i, t$))

$S(r_T \leftarrow r_S, t)$ は、年齢あるいは性別などを解剖学的に反映した人体モデルをもとに、 r_T , r_S , および核種ごとに算出されている。人体モデルは、人体を模したファントムのこともあれば、CTあるいはMRIの画像をセグメンテーションすることにより作成されることもある。(MIRD原法では、簡略化された人体ファントムを元に算出されている。)腫瘍領域への吸収線量の評価や幼少期に長寿命核種を取り込んだ際の対象の預託線量の評価など、照射期間中に r_T の質量が経時的に変化する場合を除いて、 $S(r_T \leftarrow r_S, t)$ は時間に非依存であるので、 $D(r_T, T_D)$ は次式の通り簡略化して表現できる:

$$\begin{aligned} D(r_T, T_D) &= \sum_{r_S} \int_0^{T_D} A(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S) dt \\ &= \sum_{r_S} \tilde{A}(r_T, T_D) S(r_T \leftarrow r_S) \end{aligned}$$

ここで、 r_S の累積放射能を1-コンパートメントモデルで表現できるならば、

$$\begin{aligned} (r_S, T_D) &= \int_0^{T_D} A(r_S, t) dt \\ &= \int_0^{T_D} e^{-\lambda_{eff}(r_S)t} dt \\ &= A_0(r_S) \int_0^{T_D} \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{t}{T_{eff}(r_S)}} dt \end{aligned}$$

さらに、 $T_D \rightarrow \infty$ とすれば、

$$\tilde{A}(r_S, \infty) = A_0(r_S) \cdot \frac{1}{\lambda_{eff}(r_S)} = A_0(r_S) \cdot \frac{\log_e 2}{T_{eff}(r_S)}$$

ただし、

$A_0(r_S)$: 時間0における r_S に分布した放射能

$\lambda_{eff}(r_S)$: r_S に分布した放射能の実効壊変定数

$T_{eff}(r_S)$: r_S に分布した放射能の実効半減期

つまり、 $S(r_T \leftarrow r_S)$ すなわち S 値さえ既知であれば、 r_T に対するすべての r_S の累積放射能にそれぞれの S 値を乗じて合計することにより $D(r_T, T_D)$ を算出でき、これにより各臓器の組織反応(確定的影響)を記述できる。また、 $D(r_T, T_D)$ に放射線加重係数 w_R を乗じることにより等価線量を、組

織荷重係数 w_T を乗じて合計することにより実効線量を算出でき、これにより各臓器及び全身の確率的影響を記述できる。実際に、pamphlet 11には S 値が核種、 r_T , r_S ごとに記載されているので、SPECTやPETで測定した各臓器の時間-放射能曲線から累積放射能を求めてpamphlet 11を参照すれば、代表的な体格の対象についてはあるものの、各臓器の等価線量及び実効線量を手計算で求めることも可能である。

《試験問題の解答》

過去5年間(第16回～第20回)の試験問題とその回答を掲載する。なお、解説については前回同様、前章の解説に記載がない内容のみ提示した。

・薬剤の品質管理(院内製造PET薬剤、シングルフォトン核種キット製剤)

第20回

16. 院内製造されるPET製剤(注射剤)の品質管理について、正しいのはどれか。1つ選べ。
- 注射液の色に関する項目は規定されていない。
 - エタノール等の残留有機溶剤は、毎合成時に定量される。
 - 注射剤の無菌試験の結果は、患者への投与後に判定される。
 - 薬剤の放射化学的純度が100%でなければ、投与できない。
 - 放射性異核種の混入は、ラジオクロマトグラフィにて測定される。

回答 b

- a 色調は性状の1つとして定義されている。
b 日本薬局方収載の医薬品の残留溶媒の管理については、「日本薬局方収載医薬品に係る残留溶媒の管理等について」(平成27年11月12日付け薬生審査発1112第1号厚生労働省医薬・生活衛生局審査管理課長通知)において、クラス2溶媒(毒性のために医薬品中の残留を規制すべき溶媒。アセトニトリル、メタノール等)が濃度限度値を超える場合またはクラス3溶媒(毒性が低く、ヒトの健康に及ぼすリスクが低いと考えられる溶媒。エタノール等)の残留量が0.5%を超える場合は、「残留溶媒を適切な方法によりロットごとに管理すること」としている。
c 前章の解説の通り。
d 放射化学的純度(放薬基においては放射化学的異物)については、PET薬剤各条(院内製造PET薬剤基準)または医薬品各条(放薬基)において記述されており、薬剤ごとに、放射化学的純度については90%以上のいずれかの値、放射化学的異物については1%～6%未満のいずれかが規定されているが、放射化学的純度100%あるいは放射化学的異物0%と規定されているものはない。
e 放射性異核種の混入の確認は、 γ 線スペクトロメータによる測定で行う。PET薬剤の場合は、511, 1022keV以外に容易にピークを認めない。

17. キットによって調製する放射性医薬品(^{99m}Tc)について、誤っているのはどれか。1つ選べ。
- 調製作業は安全キャビネット内で行う。
 - 調製した後の放射性医薬品は希釈しない。
 - 放射性医薬品のバイアル内は常に陰圧になる。

ように扱う。

- d. 調製に使用するシリンジ、針は滅菌済みのものを使用する。
- e. バイアルゴム栓は消毒用アルコール綿で拭い、アルコールが乾燥する前に針を刺す。

回答 e

いずれも放射性医薬品取り扱いガイドラインの「付録1. 放射性医薬品調製手順書」に記載がある。

a～d 記載の通り。

e アルコールは乾燥して初めて消毒効果が出る。

第19回

15. 放射性医薬品による汚染の予防および拡大防止に関する記述のうち、誤っているものはどれか。1つ選べ。

- a. 汚染の早期発見のために、頻繁にサーベイを行う。
- b. 除染作業に用いた溶液、資材は放射性廃棄物になる。
- c. 汚染を起こしやすい箇所は、あらかじめポリエチレン紙で覆っておく。
- d. 放射性医薬品の取り扱いはなるべく限られた場所、限られた面積で行う。
- e. 汚染の拡大の防止のため、施設の床面は液体が吸収されやすい材質にする。

回答 e

e 診療用放射性同位元素使用室及び陽電子断層撮影診療用放射性同位元素使用室は、「内部の壁、床その他放射性同位元素によつて汚染されるおそれのある部分は、突起物、くぼみ及び仕上材の目地等のすきまの少ないものとする。こと。」「内部の壁、床その他放射性同位元素によつて汚染されるおそれのある部分の表面は、平滑であり、気体又は液体が浸透しにくく、かつ、腐食しにくい材料で仕上げる。こと。」と規定されている。

16. 放射性医薬品の安全取り扱いや品質管理について、誤っているのはどれか。1つ選べ。

- a. 純度試験として化学形が異なるものの混入について試験する。
- b. 放射性医薬品基準は、放射性医薬品の品質規格に関する公定書である。
- c. 確認試験では放出放射線のエネルギーに基づいて医薬品に含まれる放射性核種を確認する。
- d. ガス製剤を使用する場合は、作業室への拡散による医療従事者の内部被ばくにも注意する。
- e. 院内製造された ^{18}F -FDG は、無菌試験の結果を確認した後に、患者への投与を行う。

回答 e

a その通り。なお、純度試験とは、「医薬品中の混在物を試験するために行うもので、医薬品各条のほかの試験項目と共に、医薬品の純度を規定する試験でもあり、通例、その混在物の種類及びその量の限度を規定する」ものであり、「この試験の対象となる混在物は、その医薬品を製造する過程又は保存の間に混在を予想されるもの又は重金属、ヒ素その他の有害な混在物」である。放射性医薬品あるいは放射性薬剤特有の混在物として、放射化学的異物(同一放射性核種を含む異種化合物。液体クロマトグラフィーあるいは薄層クロマトグラフィーで評価。)、異核種(放射性の異種核種。

γ 線スペクトロメータによる測定で評価。)がある。

- b その通り。
- c その通り。なお、確認試験とは、「医薬品又は医薬品中に含有されている主成分などを、その特性に基づいて確認するための試験」である。
- d その通り。
- e 前章の解説の通り。

第18回

17. ^{18}F -FDG 注射液の品質試験として、毎合成後に実施する必要のない項目はどれか。1つ選べ。

- a. pH
- b. 無菌試験
- c. 残留溶媒試験
- d. 放射化学的純度
- e. エンドトキシン試験

回答 c

第17回

15. ^{18}F -FDG の品質管理で誤っているのはどれか。1つ選べ。

- a. エンドトキシン試験は半年に一度試験する。
- b. 放射能測定は必須の品質管理の項目である。
- c. 非放射性異物の含量についても規定されている。
- d. γ 線スペクトル法は放射性異核種の試験法である。
- e. 放射性異物はラジオクロマトグラフィーにて試験する。

回答 a

16. キットによって調製する放射性医薬品($^{99\text{m}}\text{Tc}$)に関する次の記述のうち、正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. キットのバイアル内には、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を酸化するために酸素ガスが充填されている。
- b. 冷蔵保存のキットを使用する場合、冷蔵庫から取り出した直後の冷えた状態で標識する。
- c. 凍結保存のキットを一度解凍し再凍結したキットは、有効期限内であっても使用できない。
- d. 2種類以上の放射性医薬品($^{99\text{m}}\text{Tc}$)を調製する場合、1本のシリンジに過テクネチウム酸ナトリウムを一度に吸引し、それを各キットのバイアルに分注してもよい。
- e. 調製した放射性医薬品をバイアルから抜き取る場合、空気を先に入れてバイアル内を陽圧にしてから行う。

回答 c

いずれも放射性医薬品取り扱いガイドラインの「付録1. 放射性医薬品調製手順書」に記載がある。

a $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ は、安定な+7価では錯体を形成できず、キット内の還元剤によって反応性を高める必要がある。バイアル内には還元剤の酸化を防ぐため、窒素ガスやアルゴンガスなどの不活性ガスが充填されている。

b 標識前に室温に戻す必要がある。

c その通り。

d 他剤との混注を避けるため、キット毎に別のシリンジを用いる。

e 飛散防止のため、放射性医薬品のバイアル内は常に陰圧になるように扱う。

17. 放射性医薬品の安全取扱いに関する以下の記述について正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. 核医学診療施設の床面は液体の吸収されやすい材質にする。
- b. 放射性医薬品基準は放射性医薬品の院内調製に関する公定書である。
- c. 内部被ばくを軽減するために、時間、距離、遮へいの3原則を遵守する。
- d. 核医学治療は細胞の殺傷を目的とするため、製剤を遮へいする必要はない。
- e. ガス製剤を使用する場合は、作業室への拡散による医療従事者の内部被ばくにも注意する。

回答 e

20. 所定の条件を満たせばPET 廃棄物は放射線廃棄物として扱わないことができる。これに該当しない核種はどれか。1つ選べ。

- a. ^{11}C
- b. ^{13}N
- c. ^{15}O
- d. ^{18}F
- e. ^{68}Ga

回答 e

PET 核種の廃棄については、医療法施行規則第30条の11第1項第6号に基づき、1日最大使用数量が ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O で1TBq、 ^{18}F で5TBq以下のとき、厚生労働大臣が定めた原子数が1を下回ることが確実な期間、すなわち7日間保管廃棄することにより、放射性廃棄物として扱わないことができる。

・被ばく線量測定(MIRD法)

第20回

18. MIRD法について正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. 臓器内の不均一な核種分布に対応できる。
- b. 放射線の種類を問わずに使用することができる。
- c. 実在人のCT画像をモデルとして被ばく線量を推定する。
- d. 臓器からの洗い出しを考慮するため臓器血流量が必要である。
- e. 核種の化学形によって異なる係数を用いて被ばく線量を算出する。

回答 b

第19回

18. MIRD法について正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. γ 線による影響は評価できない。
- b. 放射性医薬品による外部被ばく線量の計算に用いる。
- c. 臓器からの洗い出しを考慮するため臓器血流量が必要である。
- d. 臓器内の不均一な放射能分布を考慮した数理モデルが用いられている。
- e. 臓器の大きさ、形状、位置などがあらかじめ仮定されたモデルを用いる。

回答 e

第18回

16. 核医学検査を受けた患者の被ばく量に関連しないものはどれか。1つ選べ。

- a. 検査所要時間

- b. 核種の γ 線のエネルギー
- c. 放射性医薬品の実効半減期
- d. 放射性医薬品の放射化学的純度
- e. 放射性医薬品の放射性異核種

回答 a

18. MIRD法について正しいものはどれか。1つ選べ。

- a. 臓器内の不均一な核種分布を評価する。
- b. 放射線の種類を問わずに使用することができる。
- c. 外部被ばくおよび内部被ばくを推定する方法である。
- d. 実在人のCT画像をモデルとして被ばく線量を推定する。
- e. 核種の化学形によって異なる係数を用いて被ばく線量を算出する。

回答 b

第17回

18. 放射性医薬品を投与し、目的臓器の組織線量計算をMIRD法で行いたい。不要な情報はどれか。1つ選べ。ただし、他臓器からの寄与線量を無視するものとする。

- a. 投与量
- b. 組織重量
- c. 核種の化学形
- d. 目的組織内有効半減期
- e. 目的組織への初期集積率

回答 c

・その他(複合的な設問)

15. 放射性医薬品の安全取扱と被ばく防止に関する以下の記述について、正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. ^{123}I の γ 線は透過力が強いので外部被ばくを生じない。
- b. 手指等の皮膚がRIで汚染された場合には、皮膚を剥離して除染する。
- c. 汚染の広がりを防ぐため、注射室の床は液体が浸み込みやすい素材とする。
- d. ^{90}Y の β^- 線による制動放射線の発生を防ぐため、最初に鉛板で遮へいする。
- e. バイアルに入った放射性医薬品を分注する際には、バイアルを転倒させない。

回答 e

運動エネルギー E_e の電子線 (β^- 線) が制動放射線として失うエネルギーを E_{rad} とすると、十分に厚い、すなわち電子線の最大飛程を超える厚さの原子番号 Z のターゲット (遮へい体) に衝突したときの E_e と E_{rad} の比 ω (制動放射効率比) は次の式で近似できる⁸⁾。

$$\frac{E_{\text{rad}}}{E_e} = \omega = \frac{1.98 \times 10^{-4} (1.96 E_e + 2)}{1 + 0.35 \log_{10}(82/Z)} \times Z$$

分母の $1 + 0.35 \log_{10}(82/Z)$ は $Z=1$ のとき約1.67、 $Z=118$ のとき約0.94と穏やかに単調に減少するため、 ω は単調に (ほぼ Z に比例して) 増加する。つまり、制動放射はターゲット (遮へい体) の原子番号が大きいほど増加するので、制動放射の発生を抑えるためには、まずは実効原子番号 (Z_{eff}) の低い遮へい体、すなわちアクリル ($Z_{\text{eff}} \approx 6.5$) 等で遮

へいを行う。

20. 核医学診療に関する安全管理で正しいものはどれか。1つ選べ。

- a. 等価線量は組織荷重係数を用いて算出する。
- b. 診断参考レベルは職業被ばくの最適化に用いられる。
- c. 退出基準の設定では一般公衆と介護者の被ばくを考慮する。
- d. PET検査薬の院内製造は主に医療法で規制される。
- e. ^{131}I 投与(1,850 MBq)は外来での治療が可能である。

回答 c

b, c, eについては前号を参照されたい。

第19回

21. 核医学診療に関する安全管理について正しいのはどれか。1つ選べ。

- a. 等価線量は各臓器の実効線量から算出する。
- b. 皮膚の等価線量限度は年間500mSvである。
- c. 診断参考レベルでは医療被ばくの許容上限値が定められている。
- d. 管理区域内の空気中のRI濃度限度は平均濃度で判断してはならない。
- e. 人が常時立ち入る場合では1センチメートル線量当量が1.3mSv/週を超えないようにする。

回答 b

b～eについては前号を参照されたい。

【参考文献】

- 1) 院内製造PET薬剤基準：https://jsnm.org/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/innaiseizou_pet_yakuzaikijun_5_2_20190614.pdf
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：https://jsnm.org/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/fdg_guide2.pdf

放射性医薬品取り扱いガイドライン：<https://jsnm.org/wp-content/uploads/2022/01/放射性医薬品取り扱いガイドライン第32版.pdf>

- 2) 安斎 育郎. MIRD法による内部被曝線量の評価. 日本放射線技術学会雑誌. 1980;36(2):209-225.
- 3) Loevinger R, et al. A Schema for Absorbed-dose Calculations for Biologically Distributed Radionuclides. J Nucl Med. 1968 9, Supplement No. 1, 7-14.
- 4) Marquis H, et al. MIRD Pamphlet No. 29: MIRDy90-A 90Y Research Microsphere Dosimetry Tool. J Nucl Med. 2024 Feb 22;65(5):794-802.
- 5) Bolch WE, et al. MIRD pamphlet No. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry--standardization of nomenclature. J Nucl Med. 2009 Mar;50(3):477-84.
- 6) MIRD committee. MIRD Primer 2022: A Complete Guide to Radiopharmaceutical Dosimetry. 2022 Nov.
- 7) 以下のフリーソフトが公表されている。
MIRDcalc. <https://mirdsoft.org/mirdcalc>
MIRD committeeによって作成されたもの
IDAC-Dose 2.1. <https://www.idac-dose.org/>
国際放射線防護委員会(ICRP)によって作成されたもの
- 8) Wu CS. The Continuous X-Rays Excited by the Beta-Particles of $^{15}\text{P}^{32}$. Phys Rev. 1941 Mar;59:481-488.

編集後記

この原稿を執筆中、東京都知事選は佳境を迎えていた。過去最高の56名の立候補者が応募するも、事実上、3名の争いに。勝てないと承知の上で立っている候補者の思惑はいろいろあるのだろうが、単なる自己主張、えげつない党の宣伝、中には本気で現職の政治批判を主張するために出ている候補者もいる。しかし、この陰に隠れた候補者の声はなかなか通らない。選挙で勝つためにはとにかく知名度である。過去の東京都知事選では現職候補は完勝しているらしい。日本で最も政治、経済的に安定感があるのが東京都である。財政破綻寸前の地方ならよほどの救世主でなければ町を救えないかもしれないが東京はそんな努力はいらない。すばらしいことをすれば目立つが、それがなくても失敗がないのが東京の利点でもある。そんな東京の選挙を勝ち抜くために最大の努力をしているのが元安芸高田市長の石丸氏かもしれない。都内をくまなく街頭演説してまわり、それをYoutubeを使って宣伝してとにかく知名度を広げている。経済学者である彼の主張も一貫しており、若手を中心に都民の心をつかもうと努力を惜しまない。この選挙活動はその他の候補者に大いに刺激を与え、選挙戦が面白くなった。安定していると思われる東京都の政治や経済も実は問題が多い。東京は安定しているのだから保守でよいと平和ボケしている場合ではない。このままでは世界からはどんどん追い越されていくであろう。急速に変化している国際社会についていくには若手の発想や体力は必要である。現職知事は8年前の公約を達成することに終始し、新しい発想は出てこない。国内外でも多くの若手の首長が誕生して改革が始まっている。今後の東京にも新しい発想と手腕で改革を進める若手の政治家に期待したい。

(編集委員長)



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 ☎ 0120-07-6941

nihon
medi+physics

処方箋医薬品^(注)
放射性医薬品・骨疾患診断薬

薬価基準収載

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-医師等の処方箋により使用すること

■ 効能・効果、用法・用量、警告・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

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

<https://www.nmp.co.jp> 2019年11月作成

核医学装置QC用線源

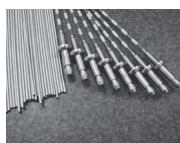
装置のデータ精度に心配ありませんか？

ガンマカメラ検出器
精度管理用線源



⁵⁷Co 370MBq

PET検出器用校正線源



⁶⁸Ge

ドーズキャリブレーション用
チェック線源



⁶⁸Ge 37MBq

お問合せ・ご注文は



公益社団法人
日本アイソトープ協会
Japan Radiolotope Association
放射線課課

〒210-0821

神奈川県川崎市川崎区殿町3-25-20

TEL : 044-589-5002 FAX : 044-589-5006

製品輸入元

株式会社 **千代田テクノル** *TECHNOL*

〒113-8681

東京都文京区湯島1-7-12 千代田御茶の水ビル

URL : <https://www.c-technol.co.jp>

e-mail : ctc-master@c-technol.co.jp



SPECTRUM
DYNAMICS MEDICAL

D-SPECT Series

CZT 半導体搭載心臓専用ガンマカメラシステム



D-SPECT® CARDIO
D-SPECT® VISTA

販売名称/医療機器認証番号:

D-SPECT カードディック スキャナー システム/225AD8ZX00049000

D-SPECT VISTA カードディック スキャナー システム/303AD8ZX00054000

フルデジタル半導体全身用ガンマカメラ VERITON/230AD8ZX00110000

フルデジタル半導体全身用ガンマカメラ VERITON-CT/301AD8ZX00036000

Changing the Shape of Nuclear Medicine

VERITON Series

CZT 半導体搭載360度全身用ガンマカメラシステム



VERITON®
VERITON-CT
SPECT/CT

Spectrum Dynamics Medical Japan 株式会社

〒101-0047 東京都千代田区内神田1丁目5-13 内神田TKビル6階南

TEL: 03-5843-9304 FAX: 03-5843-9305

info@jp.spectrum-dynamics.com

www.spectrum-dynamics.com



放射性医薬品／アミロイドイメージング剤 処方箋医薬品^注 薬価基準収載

アミヴィッド[®] 静注

AMYViD[®] Injection

放射性医薬品基準フロルベタピル (¹⁸F) 注射液

^注注意—医師等の処方箋により使用すること。



※効能又は効果、用法及び用量、警告・禁忌を含む使用上の注意等の詳細については、
電子添文をご参照ください。

アミヴィッド、AMYViDはAvid Radiopharmaceuticals, Inc. の登録商標です。



製造販売元

PDRファーマ株式会社

文献請求先及び問い合わせ先

TEL 03-3538-3624

〒104-0031 東京都中央区京橋2-14-1 兼松ビルディング

2024年6月改訂

Canon

それは未来を見据えた高画質。
PET-CTは、いまデジタルを纏う。



キヤノンメディカルシステムズは、将来にわたって幅広いニーズに応えるため、高画質と高い汎用性を併せ持つPET-CTを開発しました。

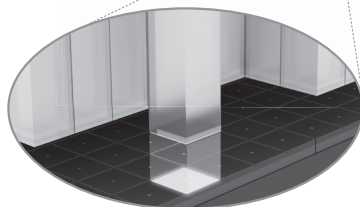
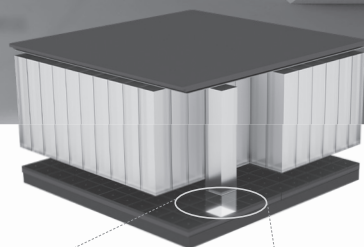
最新技術を惜しみなく投入することで高画質と低被ばくを実現するとともに、医療従事者の安全や病院経営まで貢献します。

最先端の技術をもっと多くの人に、
新デジタルPET-CT Cartesion Prime 誕生です。

次世代デジタルPET-CT

Cartesion Prime

【販売名】PET-CT スキャナ Cartesion Prime PCD-1000A 【認証番号】301ACBZX00003000



New Digital PET Detector

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 <https://jp.medical.canon>

Made For life

放射線診療研究会会長

橋本 順

〒259-1193 神奈川県伊勢原市下糟屋143 東海大学医学部専門診療学系画像診断学

臨床核医学編集委員長

百瀬 満 (発行者)

〒162-0033 杉並区清水2-5-5 1F 百瀬医院 内科・循環器内科

TEL. 03-5311-3456 FAX. 03-5311-3457 E-mail: momose.mitsuru@twmu.ac.jp

臨床核医学編集委員

井上優介, 内山真幸, 汲田伸一郎, 高橋美和子, 橋本 順, 丸野廣大, 百瀬敏光,

須山淳平, 鳥井原彰, 岩渕 雄, 稲木杏史, 伊藤公輝, 山崎香奈 2024年7月20日発行