

NUCLEAR MEDICINE IN CLINIC

臨床核医学

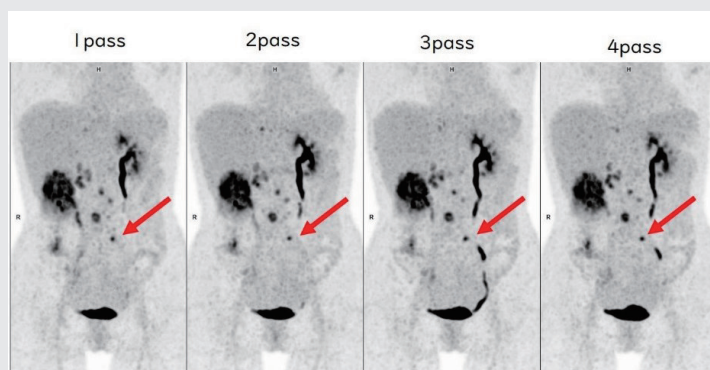
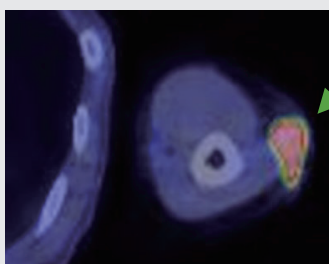
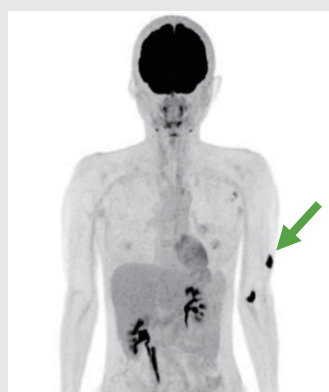
2025

Vol. 58 No. 5

9月号 65~80頁

放射線診療研究会

1968年創刊通算287号(奇数月刊行)

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

See Page 66, 69

ホームページ・Online版 www.rinshokaku.com

[症例報告] 酢酸リユープロレリン皮下注射部に生じた肉芽腫が再増大を来した一例…… 66

中川 雅貴

[研究報告] 半導体PETにおけるダイナミックFlow Motion撮像の有効性 …………… 69

佐藤 英尊

[リレー講座] 核医学専門技師の視点からみた ^{177}Lu 核医学治療dosimetryの基盤知識 …… 72

三輪 建太

[総 説] ADHD併存痛覚変調性疼痛と脳血流SPECT …………… 78

高橋 美和子

症例報告

酢酸リュープロレリン皮下注射部に生じた肉芽腫が再増大を来した一例

Regrowth of inflammatory granuloma which developed following subcutaneous injection of leuporelin acetate: a case report

中川 雅貴 NAKAGAWA Masataka 小山 眞道 KOYAMA Masamichi 寺内 隆司 TERAUCHI Takashi

Key Words: inflammatory granuloma, leuporelin acetate, regrowth

《はじめに》

リュープリン®(酢酸リュープロレリン)は前立腺癌や閉経前乳癌の治療薬として使用されているが、皮下注射部局所の副作用として肉芽腫を形成することが知られている。

本症例では、リュープリン皮下注射部に生じた肉芽腫が再増大を来し、 ^{18}F -FDG PET/CTにて高度の集積を呈したことから乳癌の転移との鑑別を要したため、若干の文献的考察を加え報告する。

《症 例》

【患者】 50歳代、女性

【主訴】 左乳房腫瘍

【現病歴】 数か月前から左乳房腫瘍を自覚し、X年6月前医受診。左上内側領域乳癌の診断となり、初回リュープリン投与の後、当院乳腺外科に紹介となった。

【既往歴】 特記事項なし

【嗜好歴】 喫煙：なし、飲酒：週6日(ビール350ml)

【血液検査所見】

WBC 3870 / μL , RBC 436 $\times 10^4$ / μL , Hb 14.2 g/dL, Ht 41.0 %, Plt 29.5 $\times 10^4$ / μL , T-bil 0.7 mg/

dL, AST 23 U/L, ALT 13 U/L, LDH 153 U/L, BUN 10 mg/dL, Cre 0.51 mg/dL, Na 140 mEq/L, K 4.3 mEq/L, Cl 102 mEq/L, CRP 0.01 mg/dL, CEA 3.0 ng/mL, CA15 11.4 U/mL

【造影MRI所見】

左乳房上内側に長径28mmの不整形濃染腫瘤を認め、拡散強調像で異常信号を呈した。左腋窩レベルIリンパ節が最大径2.0cm(短径1.1cm)に腫大を認めた。拡散強調像にて、胸骨に異常信号を認めた(他院施行のため非掲載)。

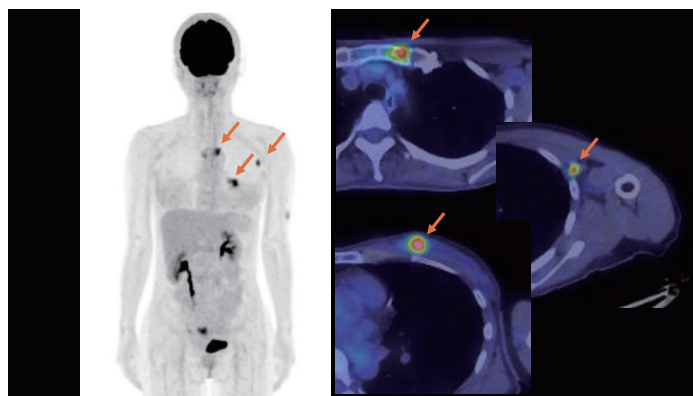
【 ^{18}F -FDG PET/CT所見】

X年の7月施行。 ^{18}F -FDGを180 MBq静脈投与し、60分後に撮影した。

左乳房上内側の原発巣にSUV max=7.3のFDG集積を認めたほか、左腋窩レベルIリンパ節にSUV max=5.6、胸骨にSUV max=6.3のFDG集積を認め、それぞれ領域リンパ節転移、骨転移が疑われた。その他、左上腕皮下の注射痕と思われる軟部影にSUV max=2.2の軽度集積、子宮内膜に生理的集積を認めた(SUV max=6.8)。

【経過】

浸潤性乳管癌cT2N1M1(OSS)Stage IVに対し、

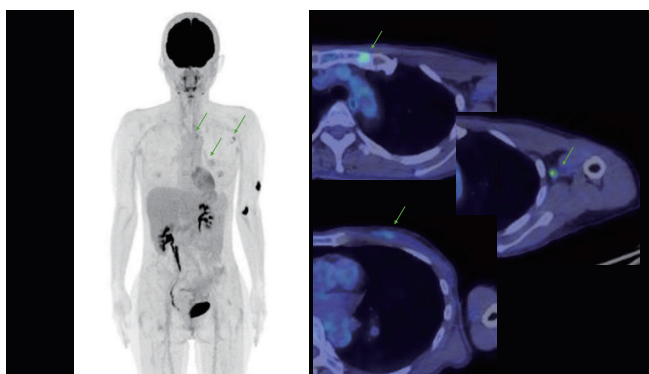
図1 初回 ^{18}F -FDG PET/CT

左乳房上内側の原発巣にSUVmax=7.3のFDG集積を認めたほか、左腋窩レベルIリンパ節にSUVmax=5.6、胸骨にSUVmax=6.3の集積を認め、それぞれ領域リンパ節転移、骨転移が疑われた。

がん研有明病院核医学部 〒135-8550 東京都江東区有明3-8-31

TEL : 03-3520-0111 FAX : 03-3520-0141 E-mail : masataka.nakagawa@jfcr.or.jp

Cancer Institute Hospital of JFRCR, Department of Nuclear Medicine

図2 2回目¹⁸F-FDG PET/CT

左乳房の原発巣、腋窩レベルIリンパ節、胸骨転移のいずれも縮小し、集積低下を認めた(原発巣：SUVmax=2.5, 腋窩LN：SUVmax=4.1, 胸骨：SUVmax=3.1)。

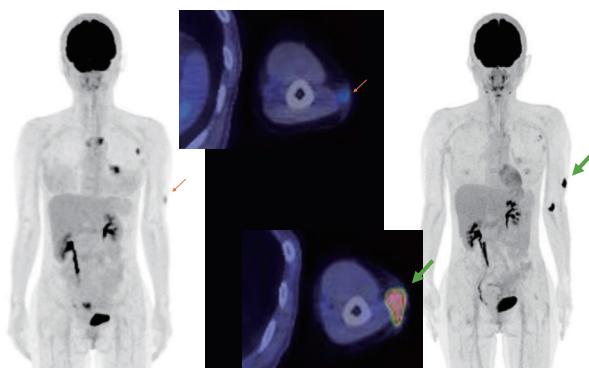


図3 左上腕皮下の腫瘍

図の左側が初回、右側が2回目の¹⁸F-FDG PET/CT。初回検査時に上腕皮下に認めた腫瘍(SUVmax=2.2)が増大し、FDG集積亢進を認めた(SUVmax=11.7)。なお、2回目のMIP像で認める左肘部の集積はFDG投与部の血管外漏出像である。

X年9月より化学療法(LET+ABE+LHRH)が開始された。化学療法1コース終了後、通算2回目のリュープリン投与(X年11月初旬)後のX年11月下旬に施行した¹⁸F-FDG PET/CT検査にて、原発巣、左腋窩リンパ節転移、胸骨骨転移はいずれも縮小しFDG集積の低下を認めた(原発巣；SUVmax=2.5, 左腋窩リンパ節；SUVmax=4.1, 胸骨；SUVmax=3.1)。一方で、治療前の¹⁸F-FDG PET/CT検査で認めていた左上腕の皮下軟部腫瘍の増大と集積亢進(SUVmax=11.7)、および右腹直筋に新たな集積部の出現を認めた(SUVmax=10.3)。超音波検査を施行したところ、左上腕皮下に33*32*13mm、右腹直筋内に69*25*12mmのいずれも内部エコー高低混在し、血流信号を伴う腫瘍を認めた。

診察にて、左上腕に6cm程の硬結腫瘍、膨隆、皮膚色調変化、右下腹部にリュープリン注射痕と硬結腫脹を認めた。また本人の話から、前医でのリュープリン初回注射部が左上腕であったこと、初回投与後に皮下腫瘍の自覚があったが消退したこと、当院での通算2回目のリュープリン投与後、注射部である右下腹部の痛みが強く、また左上腕の皮下腫瘍が再増大したことが判明した。

経過からリュープリン注射に伴う肉芽腫形成が疑われ、ステロイド外用にて経過観察となった。

その後左上腕、右下腹部の腫瘍は縮小した。リュープリン投与は中止の方針となった。

《考 察》

リュープリンは黄体形成ホルモン放出ホルモンの誘導体であるリュープロレリン酢酸塩にマイクロカプセル化を施した注射用徐放製剤であり、前立腺癌や閉経前乳癌の治療薬として使用されている。1か月製剤、3か月製剤、6か月製剤が存在し、1か月製剤では乳酸・グリコール酸共重合体が、3か月製剤と6か月製剤では乳酸重合体がマイクロカプセルの基剤として使用されている。

皮下注射局所の副作用として発疹、発赤、硬結、疼痛が0.1～5%程度の頻度で生じるとされているが、このうち硬結は病理学的には炎症性肉芽腫であり、マクロファージや異物巨細胞の集簇を認める¹⁾。肉芽腫形成の過程においてマクロファージが類上皮細胞になり、異物を取り囲むように肉芽腫を形成する場合があります²⁾、腫脹や疼痛等の症状が強くなり、遷延したりする。

肉芽腫形成の原因ははっきりわかっていないが、マイクロカプセルに対する異物反応の結果とする報告や、マイクロカプセルもしくは酢酸リュープロレリンに対するアレルギー性の局所反応とする報告がみられる³⁾⁴⁾。今回の症例においては、2

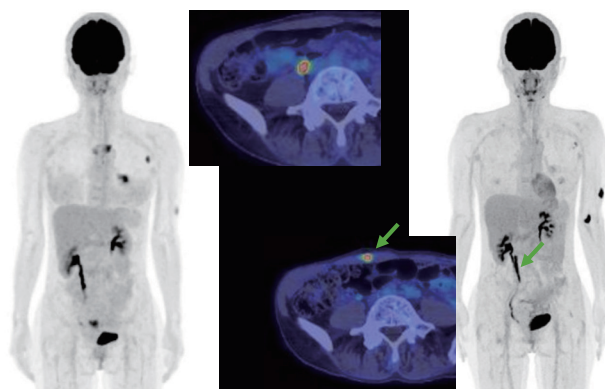


図4 右腹直筋腫瘍

図の左側が初回、右側が2回目の ^{18}F -FDG PET/CT。右腹直筋に沿ったFDG集積を2回目検査時に新たに認めた(SUVmax=10.3)。

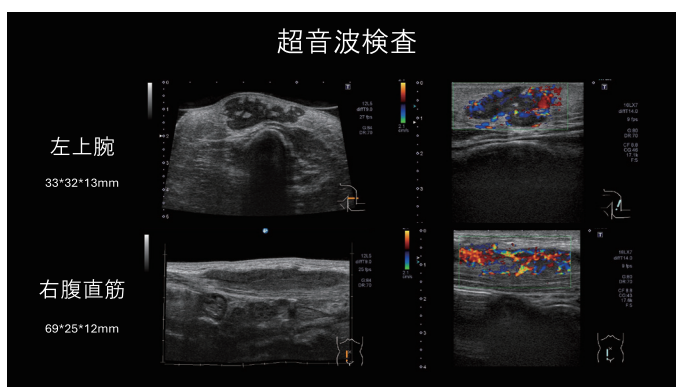


図5 超音波検査

左上腕皮下および右腹直筋内にいずれも内部エコー高低混在する血流豊富な腫瘍を認めた。

回目のリュープリン投与後に初回投与部の肉芽腫が再増大を認めていた。このことから、局所的な異物反応のみならず、何等かのアレルギー反応が肉芽腫形成に関与している可能性があると思われる。

なお、前立腺癌180例における単施設後方視的検討⁵⁾によると、皮下硬結の直径が30mmを超え、かつ局所炎症による発赤や疼痛を伴うものを肉芽腫形成と定義したところ、21症例(11.7%)で肉芽腫形成を認めた。このうち2例では投与部位の変更(いずれも上腕部から腹部皮下に変更)が行われており、両症例とも変更後の投与部に肉芽腫形成を来したとのことであるが、変更前の投与部の肉芽腫が再増大を来したかどうかについての記載は見られなかった。また、18症例では注射剤をゴセレリン酢酸塩に変更されており、変更後に新たな肉芽腫形成は見られなかった。この報告では、肉芽腫形成とアレルギー性疾患や過敏性素因の有無との相関について検討されているが、いずれも有意差は見られていない。

《結 語》

リュープリン注射部に生じた肉芽腫が再増大を来し、転移との鑑別を要した一例を経験した。注射部位との対比により診断は容易と思われるが、

再増大を来したとの報告は検索し得た範囲では見られず、肉芽腫形成の原因を考察する上で貴重な症例と思われる。

《参考文献》

- 1) 中井 洋一, 中村 裕行, 茶谷 文雄, ほか: TAP144-SR のウサギにおける皮下刺激試験。薬理と治療 18: 13-170, 1990
- 2) 青木 類, 原田和俊, 島田真路: 異物(薬剤, 化学物質など)と肉芽腫。MB Derma 204: 45-51, 2013
- 3) Ouchi T, Koyama T, Miyata N, et al: Granuloma caused by subcutaneous injection of leuporelin acetate product; case report and histopathological findings. The Journal of Dermatology 33(10) : 719-21, 2006.
- 4) 溝口協子, 濱崎洋一郎, 片山一朗, ほか: 酢酸リュープロレリン(3カ月持続除放射性製剤)により生じた肉芽腫の1例。日皮会誌 114: 163-167, 2004
- 5) Fukui S, Nakai Y, Matsumoto Y, et al: Investigation of Incidence and Risk Factors of Subcutaneous Granulomas Induced by Injection of Leuporelin Acetate. Hinyokika Kiyo 61:55-59, 2015

研究報告

半導体PETにおけるダイナミックFlow Motion撮像の有効性

Utility of dynamic flow motion imaging in SiPM PET

佐藤 英尊¹⁾ SATO Hidetaka 齋藤 真也²⁾ SAITO Masaya

Key Words: SiPM PET, dynamic flow motion imaging, SUM imaging

当院では2021年4月より半導体PET (SiPM PET)であるSiemens社製・Biograph Vision 450 (Vision)の運用が開始された。本稿ではVisionの特徴的な撮像方法である速度可変型寝台連続移動技術であるFlow Motion, およびダイナミック撮影技術 whole-body dynamic PETを用いたダイナミックFlow Motion撮像の有効性について述べていく。

《装置の技術的特徴》

Visionでは3.2mm×3.2mmのLSO crystalにより高い空間分解能が得られる。また、半導体検出器 (SiPM)を組み合わせることでTOF時間分解能は214psとなり、SNRが大幅に向上した。高精細でコントラストの高い画像が得られるようになり、5mm以下の小病変描出も可能となった。

速度可変型寝台連続移動技術 (Flow Motion)は、寝台を連続移動させながらPET撮影を行う。頭頂から足先までの全身撮影では撮影時間が長くなってしまいうため、下肢は高速、胸腹部は低速、頭頸部は中速にするなど一連の撮影中に速度を可変することでTotalの撮影時間を調整できる。従来のステップアンドシュート方式ではベッド単位で撮影範囲を制御するが、Flow Motionは柔軟に撮影範囲を設定できるため、無駄な撮影範囲延長を減らし、CT撮影による被ばくを低減することが可能となった。(図1)

また、同じ範囲を複数回撮影する whole-body dynamic PETをFlow Motionで撮像することにより、ダイナミックFlow Motion撮像が可能である。例えば、1回 (1pass)の撮影を3分で行い、これを5回 (5pass)繰り返すとTotal撮影時間は15分になる。実際は1passごとに寝台がスタート位置に移動するため、数秒ずつタイムラグが発生する。撮像後は、通常のPET画像として5回分の合算画像であるSUM画像と、1passごとの画像が作成される。

繰り返し撮像回数も施設ごとで設定可能である。当院では運用当初は通常撮像では4回 (4pass)撮像を行っていたが、基準となる中心画像を設定す

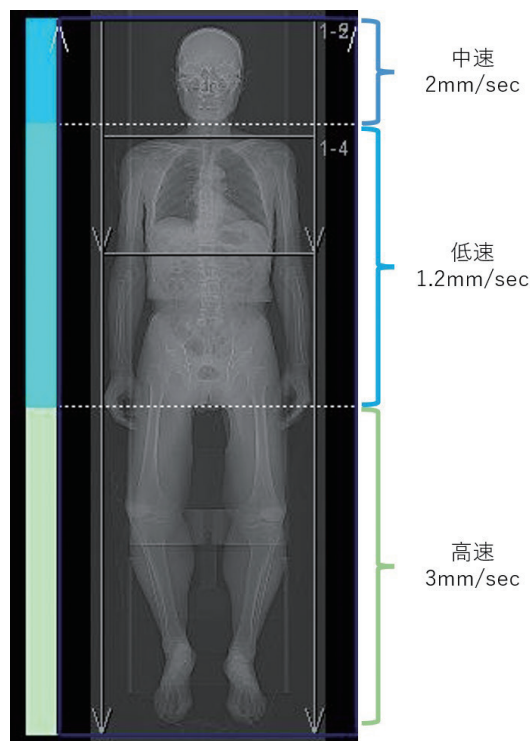


図1 Flow Motionの設定例

胸腹部は低速、頭頸部と下肢は中・高速で撮影する。寝台移動速度は0.1～20mm/secの範囲で可変することができる。

るために奇数回での撮像が良いだろうと考え、現在では頭部から大腿部までの通常撮像では5回 (5pass)撮像を行っている。また、多発性骨髄腫や悪性リンパ腫などの全身撮像が有用な症例では全身を3回 (3pass)撮像で行うことにより、検査全体のスループットを担保している。繰り返し撮像回数に関しては各施設における考え方や検査時間の都合により自由に設定可能である。

日本赤十字社医療センター 1) 放射線診断科, 2) 医療技術部 核医学技術課

〒150-8935 東京都渋谷区広尾4-1-22

TEL : 03-3400-1311 FAX : 03-3409-1604 E-mail : chobidog@nms.ac.jp

Japanese Red Cross Medical Center 1) Radiology Department, 2) Radiological Technologist

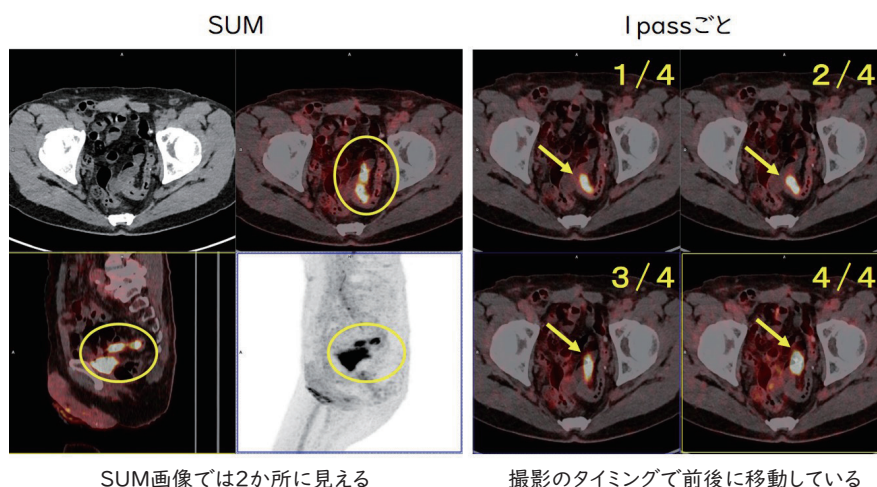


図2 症例1

左側：SUM画像ではS状結腸に2か所の結節状集積(黄色丸)が認められる
 右側：1 passごとの撮像では腸管の位置移動により1か所の結節状集積(黄色矢印)が動いていることが分かる

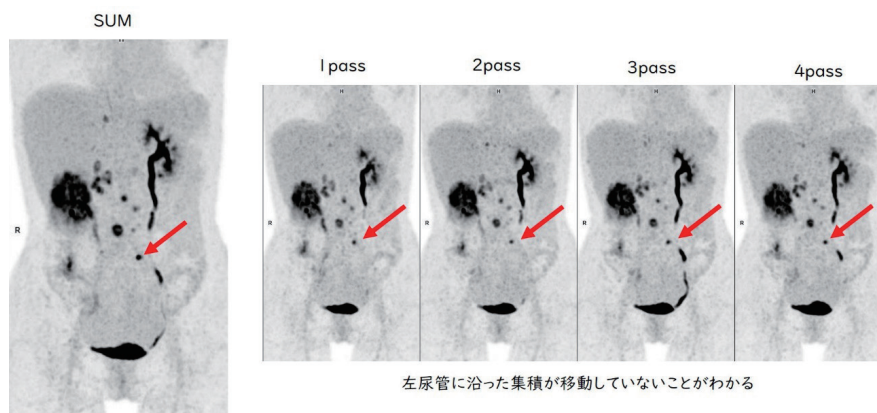


図3 症例2

左尿管近傍の結節状集積が1 passごとの画像で移動していない(赤矢印)

《ダイナミックFlow Motion撮像の有用性》

【生理的集積との鑑別】

1passごとの再構成画像と、全pass分をすべて加算したSUM画像がそれぞれ作成される。SUM画像は、SiPM PETの空間分機能と高コントラストという特性を生かすためGaussian Filterは使用していない。また、1passごとの画像はデータ数が減少することによるノイズ成分の増加をGaussian Filterを入れることで軽減させた経時的観察を容易にしている。

それにより1passごとの画像によって集積が固定的なのか、腸管や尿管などの生理的な集積なのかを経時的に観察でき、当院では現在Delay撮影はほぼ行われなくなっている。これまでの報告でもダイナミック撮像における病的集積と生理的集積の鑑別の有用性が報告されている¹⁾³⁾。

症例1ではSUM画像でS状結腸に2か所の結節状集積が認められるが、ダイナミックFlow Motion撮像で各Pass画像を確認すると実際は1か所の集積が、腸管の位置移動によりSUM画像ではあたかも2か所に集積が見えるようになって

いたことが判明した。(図2)

また、症例2では、尿管走行に一致するような結節状集積が認められていたが、ダイナミックFlow Motion撮像で経時的に集積の移動が認められず尿管内集積ではなく、近接するリンパ節への集積を見ていることが理解できる。(図3)

【不十分な撮像時間での有用性】

また、閉所恐怖症や疼痛などにより撮影が途中でとまる可能性が高い(計画した撮影が完了しない)場合には、撮影の途中で中止された場合でも1pass分ごとの画像を得ることができる。SNRが低下した画像となるが、撮影範囲全体が観察できるため読影不可となることが回避できる。症例3は全身転移による疼痛のため1passのみの撮影しかできなかったが、診断に耐えうる画像を得ることが出来ている(図4)

実際には常に寝台が移動することで恐怖感が軽減したという声も多く聞かれ、閉所恐怖症の患者においては撮影を途中で中止することは殆どなくなった。

痛みの為、途中で撮影中止となった例



図4 症例3

SNRの低下した画像の2pass分の画像しか取れていないが、目的撮像範囲のデータは撮影できており、診断可能レベルのSUM画像を得られている

《まとめ》

日常診療ではまずはSUM画像を用いて読影を行い、気になる集積に関してPassごとの画像を確認することにより陽性／偽陽性の判断がDelay画像を撮像することなくある程度自信をもってレポートできるようになった。

検査全体のマネージメントにおいても、Delay撮影を気にすることなくやや厳しめのタイムスケジュールでも無理なくこなすことが出来るようになり、遅刻した患者さんがいても柔軟に対応することが可能となった。また、症例3で示したように疼痛や体位保持が困難な被験者の検査では、以前は対応に時間が取られていたが長時間の対応、撮像は必要なくなったため、この点においても時間マネージメントが容易となっている。

《参考文献》

- 1) Nishimura M, et al. Dynamic whole-body 18F-FDG PET for differentiating abnormal lesions from physiological uptake. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2020 Sep;47(10):2293-2300.
- 2) Kotani T, et al. Comparison between dynamic whole-body FDG-PET and early-delayed imaging for the assessment of motion in focal uptake in colorectal area. *Ann Nucl Med*. 2021 Dec;35(12):1305-1311.
- 3) Yamada S, et al. Dynamic FDG PET/CT for differentiating focal pelvic uptake in patients with gynecological cancer. *Sci Rep*. 2024 Nov 27; 14:29499.

SIEMENS
Healthineers

Biograph Horizon

More within reach.

www.siemens.co.jp/healthineers

X線CT組合わせ型ボジトロンCT装置 バイオグラフ ホライズン 認証番号:227ADBZX00164000

リレー講座

核医学専門技師の視点からみた ^{177}Lu 核医学治療 dosimetry の基盤知識 Fundamental Knowledge of ^{177}Lu Targeted Radionuclide Therapy Dosimetry from the Perspective of Nuclear Medicine Technologists

三輪 建太^{1,2)} MIWA Kenta 宮司 典明¹⁾ MIYAJI Noriaki 秋谷 直慶²⁾ AKIYA Naochika
和知 海斗²⁾ WACHI Kaito 増渕 正輝²⁾ MASUBUCHI Masaki 小松 新太¹⁾ KOMATSU Arata
山尾 天翔¹⁾ YAMAO Tensho

Key Words: PRRT, Nuclear Medicine Technologist. Dosimetry

《はじめに》

核医学治療は、がん細胞に選択的に結合する放射性医薬品を体内に投与し、病巣に強い放射線を照射して治療を行う。この治療法は低侵襲で高い治療効果が期待できることから世界的に市場規模が拡大し、新しい核医学治療薬の開発も活発に進められている。日本国内では2021年に神経内分泌腫瘍を対象とした ^{177}Lu -DOTATATE (ルタテラ) が保険収載され、さらに2025年8月には去勢抵抗性前立腺がんを対象とした ^{177}Lu -PSMA (プルヴィクト) が製造販売承認を取得し、今後国内での利用が見込まれている。新たに登場した放射性核種 ^{177}Lu は113 keVと208 keVのイメージングに適したガンマ線を放出するため、体内の正確な放射能分布が確認できる。Yadavらは、 ^{177}Lu -DOTATATEの各治療サイクル後にイメージングを実施することで、治療方針が27%変化したと報告しており¹⁾、この知見は画像情報が治療戦略に直結する可能性を示している。こうした高い定量精度を持つ ^{177}Lu 画像を活用し、腫瘍やリスク臓器の吸収線量(Gy)を算出する個別線量評価(dosimetry)は、患者ごとの性状に応じた個別化治療を実現する基盤として国内外で注目を集めている。本稿では、 ^{177}Lu 核医学治療の高度化に向けたdosimetryの概要と算出方法について、核医学専門技師の立場から概説する。

《 ^{177}Lu dosimetryの意義》

放射性同位元素(RI)を体内に投与する核医学治療では、薬剤の集積に基づく放射能分布から病変および正常臓器に吸収されるエネルギー量が決まり、それが治療効果や副作用に直結する。すなわち、dosimetryにより算出された吸収線量をもとに、リスク臓器の耐用線量を考慮しつつ適切な放射線を投与することで、最大限の抗腫瘍効果が期待できる。しかし現行の核医学治療では、Quimby式に基づいて投与量を決定する ^{131}I -NaIの甲状腺機能亢進症に対する治療があるものの、その他は体重ベースや固定量に基づく投与が一般的であり、

患者個々の性状に応じた治療は十分に実践されていない。固定用量による治療は、患者ごとの違いや病変ごとの特性を反映しにくく、その結果、抗腫瘍効果が不十分となったり、不要な毒性が生じたりする可能性がある。Dosimetryを導入することで、こうした限界を補い、治療の個別化をより適切に実現できる²⁾。

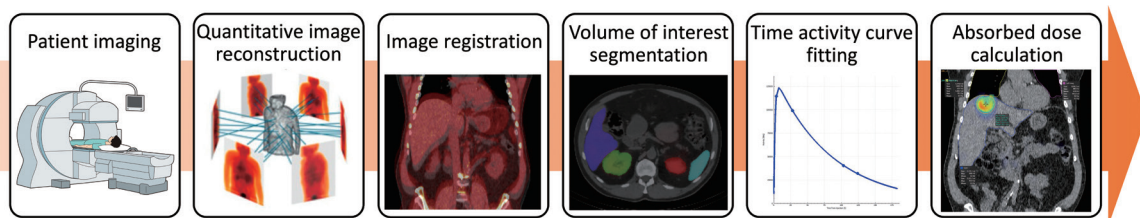
先行研究により、dosimetryの臨床的有用性が報告されている。腫瘍に対する線量効果に関して、Milevaらは ^{177}Lu -DOTATATEの初回投与後にdosimetryを実施し、22 mmを超える腫瘍で吸収線量が35 Gyを上回る場合に無増悪生存期間(PFS)が有意に延長することを示した³⁾。またWarfvingeらは、4 cm³以上の腫瘍において累積吸収線量と体積減少の間に明確な関連を認め、腫瘍応答が投与量ではなく腫瘍吸収線量によって規定されることを裏付けた⁴⁾。さらに、Kayalによる報告では、複数サイクルにわたる ^{177}Lu -DOTATATE治療において腫瘍吸収線量と体積変化の間に一貫した線量-効果関係が示され、dosimetryの予後予測における価値が強調されている⁵⁾。加えて、前立腺がんを対象とした研究では、 ^{177}Lu -PSMAにおける全身の腫瘍の吸収線量と治療後のPSA変化との間に明確な関連が示され、腫瘍全体のdosimetryが奏効指標をより正確に捉える上で重要であることが報告されている⁶⁾。

毒性に関しては、骨髄吸収線量と血小板減少などの血液データとの間に相関が示されており、骨髄線量を指標とすることで治療計画の精緻化が期待できる⁷⁾。また、NETTER-1試験のサブスタディでは、患者集団における腎臓や骨髄の線量分布が明らかにされ、固定用量投与で患者間に大きなばらつきが存在することが示されており、個別化治療の必要性が裏付けられている⁸⁾。一方、腎臓では吸収線量と毒性の明確な閾値は認められておらず、患者背景や分割投与による回復を考慮すれば、腫瘍線量のさらなる増加余地がある可能性が指摘されている^{9,11)}。このように、得られた吸収線量の情報をもとに治療方針を最適化するdosimetryは、

1) 福島県立医科大学 保健科学部 診療放射線科学科 〒960-8516福島県福島市栄町10-6
TEL: 024-581-5573

Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, Fukushima Medical University

2) 福島県立医科大学大学院 保健科学研究科 診療放射線科学領域

図1 典型的な ^{177}Lu dosimetryにおける吸収線量算出のワークフロー

臨床での高度な核医学治療の実践に適した手法である。

《 ^{177}Lu dosimetryの流れ^{10,12)}》

核医学画像から吸収線量を算出する流れを図1に示す。まず、投与されたRIの体内分布を正確に評価するため、核医学診断装置で得られた計測値をBq/mLの定量値に変換する。次に、放射性医薬品の体内動態を把握するために複数時点での撮像が重要であり、これにより薬物動態解析に必要なパラメータが得られる。この際、撮像プロトコルについては米国核医学会 (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, SNMMI) のMIRD Pamphlet No. 26を参照することが推奨される¹³⁾ (表1)。

得られた定量画像に基づいて時間放射能曲線 (time-activity curve, TAC) を作成し、time-integrated activity coefficient (TIAC) の算出に向けたモデリングを行う。通常は放射エネルギーあるいは線量率を時間軸に沿ってプロットし、連続関数を当てはめて積分することでTIACを求める。放射性医薬品の動態はmono-exponential または bi-exponential 関数で十分にfittingできる場合が多いが、3時点未満のデータ点が限られる場合には trapezoidal

integration などの簡便な方法が用いられることもある¹⁴⁾。最適な fitting 関数は対象となる臓器や腫瘍の性状の違いによって異なるため、ソフトウェアには柔軟にfitting関数を選択できる機能が求められる。臨床現場では撮像に要する時間や人員コストが課題であり、必要最低限の撮像回数で精度を確保する工夫が必要である。Hänscheidらは、 ^{177}Lu -DOTATATEにおいて96時間後、 ^{177}Lu -PSMAにおいて48時間後の1回の撮像 (single-time-point dosimetry) から信頼性の高いTIACと吸収線量を算出できる手法を報告している^{15,16)}。

Dosimetry 計算プロセスにおいて重要なステップが画像セグメンテーションである。対象臓器や病変のvolume of interest (VOI) を正確に描出することで、dosimetryの基盤が形成される。VOIは手動で設定することもできるが、近年は半自動法やartificial intelligence (AI) 支援型セグメンテーションが導入されており、特にSPECT/CTやPET/CTのようなハイブリッド画像では解剖学的情報を組み合わせることで精度が向上する。また、異なる時点の画像間でVOIを伝播・修正できるregistration機能は、複数時点にわたる動態解析を効率化するうえで有用である。

TIACに基づく吸収線量の計算には、medical

表1 MIRD Pamphlet No. 26における撮像に関する推奨ポイント

項目	推奨内容
コリメータ	中エネルギーコリメータ (ME collimator) の使用を推奨。 ^{177}Lu の主要ピーク (208 keV) に適合し、散乱線や透過の影響を最小限に抑える。
エネルギーウィンドウ設定	主ウィンドウは208 keV $\pm$ 10% が標準。必要に応じて scatter window を設け、散乱補正に利用する。113 keV ピークを利用する場合は散乱線の寄与が大きいため特に注意が必要。
撮像プロトコル	少なくとも3時点以上の全身またはSPECT/CT撮像を推奨 (例：投与直後、1-2日後、3-7日後)。患者負担を考慮し、single time point プロトコルも検討可能。
計数損失 (Dead time correction)	核医学治療のような高カウント条件ではdead-time補正が必要。ただし ^{177}Lu は γ 線放出割合が小さく制動放射線の寄与も軽微なため、影響は投与直後の撮像に限られる。この時点はTAC積分に占める割合が小さいため、最終的な吸収線量への影響はほとんどない。
画像再構成とフィルタ	OSEM (逐次近似再構成法) を推奨。減弱補正、散乱線補正、空間分解能補正を組み合わせる。Iterationの設定はファントム評価に基づき、収束曲線が90%回復に達した時点の値を採用するのが望ましい。フィルタはノイズ低減目的で用いるが、定量性を損なわない範囲で適用する。
減弱補正	CTベースの減弱マップを用いるのが標準。患者体格による個人差を反映できる。
散乱線補正	エネルギーウィンドウ法 (dual- または triple-energy window) が推奨。特に113keVピークを利用する場合は散乱寄与が大きいため、適切な散乱線補正の実施が重要となる。
空間分解能補正	collimator-detector response (CDR) 補正を組み込んだ再構成は、空間分解能に起因する hot lesion からのカウント spill-out を減少させるため有益であり、小病変の定量に特に有効。ただし Gibbs アーチファクトにより DVH 解析に影響を与える可能性があり、解釈には注意が必要。

internal radiation dose (MIRD) 法, local energy deposition 法, dose kernel 法, Monte Carlo simulation 法が広く用いられる¹⁷⁾。これらは計算速度と精度のバランスが異なるため、アルゴリズムの特徴と限界を理解して用いる必要がある。ただし、適切に実装されていれば臓器や腫瘍の吸収線量に大きな差は生じない。Monte Carlo simulation 法は最も高精度な評価に適するが計算負荷が大きく、迅速な処理が求められる場合には MIRD 法や dose kernel 法が実務に適している。

従来の核医学の内部被ばく線量推定を目的とした標準的な線量計算は臓器レベルでの dosimetry に基づいており、MIRD 法における標的領域 (target) の平均吸収線量は、線源領域 (source) における TIAC と、線源領域と標的領域の組み合わせごとに定義される単位放射能あたりの吸収線量係数 (S 値) を掛け合わせることで算出される¹⁸⁾。S 値は一般に、標準化されたファントムを用いた Monte Carlo simulation から導かれる。多くの核種については、臓器や組織の質量補正 (mass correction) を適切に行えば、この方法は依然として妥当である。しかし、特殊な形態を有する臓器や、球状モデルを前提としにくい微小構造や小さい腫瘍では、推定値に差異が生じる可能性がある。

近年では、臓器レベルではなく voxel 単位で吸収線量を算出する voxel-based dosimetry も広く用いられるようになってきている。Voxel-based dosimetry は体内を三次元的に分割した voxel ごとに吸収線量を推定する方法であり、患者個別の TIAC 分布を反映させることで高い空間分解能を持つ線量分布を得ることができる¹⁹⁾。臨床画像と同じ voxel 単位で線量を扱えるため、解剖学的画像に重ね合わせた線源分布マップ (dose map) として可視化でき、腫瘍や周囲組織における被ばくの個別的な把握に適している。このアプローチにより、治療効果や毒性の評価をより精緻に行うことが可能となる。一方で、患者の体動、統計的精度の制約、小さな構造における partial-volume effect (PVE) の影響など、精度に限界があることも指摘されている^{20,21)}。さらに、voxel-based dosimetry で得られた線量分布の不均一性を要約する手段として dose volume histogram (DVH) が利用される。DVH は VOI の体積割合を吸収線量に対してプロットしたもので、外部放射線治療から導入された概念である。二次元グラフで大量のデータを簡潔に表現できるのが利点であり、特に D90、D50 といった指標 (Dx は対象体積の x% が受ける線量を意味する) は、腫瘍やリスク臓器の線量評価に有用である。近年のソフトウェアでは、線量計算ワークフローの自動化や AI によるセグメンテーション、DVH 生成機能が搭載され、効率性と精度の両立が進んでいる²²⁾。

骨髄のように体内に不均一に分布する非固形成分に対しては、従来の臓器レベルや voxel-based dosimetry では十分でない場合がある。このため代替測定やハイブリッドアプローチが用いられることが多い。全身計測を外部プローブで行い、特定の核医学治療における血液毒性和と相関させる方

法や、血液サンプルを用いて、骨髄を照射する主な線源を直接評価する方法が報告されている²³⁾。また、腰椎や仙骨など赤色骨髄が多い部位を定量的に画像評価することで骨髄線量を推定する手法も有用とされる²⁴⁾。場合によっては、外部計測と画像データを組み合わせて評価する必要がある。

《吸収線量計算アルゴリズム (表 2)^{17,25)}》

1. MIRD 法

MIRD 法は、SNMMI の MIRD 委員会が、放射性医薬品の体内分布に基づいて標準的な臓器や組織の平均吸収線量を評価するために開発した手法である。この方法では、線源臓器 (source) から標的臓器 (target) へ移動する放射線エネルギーを表す S 値 (mGy/MBq-s) を用いる。S 値は放射性同位体の特性に基づき Monte Carlo simulation 法によりあらかじめ算出されており、比較的単純な数学的モデルを利用するため計算時間が短く、古典的な手法として臨床現場で広く用いられている。一方で、線源臓器内の放射能が均一に分布していることを前提としているため、実際の患者にみられる不均一な分布や臓器形状の個体差には対応できない。この限界を補う手段として、近年では三次元画像情報を組み合わせ、voxel 単位で S 値を適用する voxel S value (VSV) 法が開発されている。

2. Local energy deposition 法

Local energy deposition 法は、放射線が発生した voxel 内にすべてのエネルギーが吸収されると仮定して線量を導出する手法である。 α 線、 β 線、あるいは Auger 電子のように飛程の短い放射線には適用可能であるが、飛程の長い γ 線や散乱光子などの二次粒子には適用できない。簡便ではあるものの、詳細なシミュレーションと高い精度が求められる¹⁷⁷Lu dosimetry には適しておらず、現在の核医学治療領域で単独で利用されることはほとんどない。

3. Dose kernel 法

Dose kernel 法は、PET/CT や SPECT/CT などの三次元画像情報を基に、voxel 単位で放射能分布を解析し、各 voxel の吸収線量を計算する手法である。各 voxel を線源とみなし、周囲 voxel へのエネルギー移動をカーネル行列 (mGy/MBq-s) として表現し、それを放射能分布や密度分布に畳み込む (convolution) ことで、線量分布マップ (dose map) を生成する²⁶⁾。この手法は convolution 法、dose voxel kernel (DVK) 法、VSV 法とも呼ばれる。臓器や腫瘍内の不均一な放射能分布を反映できるため、患者特有の臓器形状や病変分布に基づいた詳細な dosimetry が可能である。さらに、Monte Carlo simulation 法と比較して計算時間が短く、臨床応用に適した方法として位置づけられている。ただし、密度の不均一性や組織特性の違いを十分に考慮できないため、対象部位によっては Monte Carlo simulation 法による精密計算を併用することが望ましい。

表2 吸収線量計算アルゴリズムの特徴

方法	原理	長所	欠点
MIRD	標準臓器や組織を単純な標準ファントムを使用して計算	・計算時間が短い ・使用施設が多い ・被ばく線量を標準化して汎用的に表現できる	・ファントムのため、患者の不均一分布は考慮されない
Local energy deposition	放射線が発生した voxel 内に吸収されると仮定	・計算時間が短い	・光子には適さない
Dose kernel	各 voxel を放射線源とし、エネルギー推移を計算	・計算時間が短い ・患者の不均一な線量分布を反映	・組織密度の大きい部位で誤差が生じる可能性がある
Monte Carlo simulation	放射線の発生からの挙動を計算	・あらゆる放射線を考慮した正確な測定	・計算時間が長い

4. Monte Carlo simulation

Monte Carlo simulation 法は、放射線の経路や粒子の相互作用をランダムにシミュレーションすることで、組織や臓器内の三次元吸収線量を高精度に推定する手法である。散乱や吸収、組織密度の違い、エネルギー損失、さらにクロスファイヤ効果(隣接組織からの放射線寄与)など、放射線輸送に関わる物理過程を詳細に考慮できる点が特徴である。この方法は、 γ 線放出核種に加えて、 β 線や α 線を放出する核種の評価にも適しており、患者固有の臓器形状や腫瘍位置に基づく個別化線量評価を可能にする。一方で、計算が極めて複雑で膨大な計算時間を要することから、臨床応用を拡大するには効率化が課題となっている。Monte Carlo simulation 法には、粒子輸送を詳細に扱う full Monte Carlo simulation と、一部を近似計算に置き換えることで計算効率を高めた semi-Monte Carlo simulation (ハイブリッド型)がある。Full Monte Carlo simulation では PHITS や GEANT 4

などの汎用放射線輸送コードが広く利用され、最も高精度な評価が可能であるが計算負荷は大きい²⁷⁾。これに対し semi-Monte Carlo simulation では、例えば β 線の線量評価を local energy deposition 法や analytical kernel 法で処理し、飛程の長い γ 線のみ Monte Carlo simulation するなど、一部を近似計算に置き換えることで計算速度と精度のバランスをとる²⁸⁾。このような手法は臨床用ソフトウェアでも採用されている。近年は GPU を用いた高速化や効率的アルゴリズムの開発が進められ、Monte Carlo simulation 法を臨床 dosimetry に応用する取り組みが現実的になりつつある。

《統合型 dosimetry ソフトウェア》

¹⁷⁷Lu 核医学治療における dosimetry は、米国食品医薬品局 (Food and Drug Administration, FDA) の承認 (FDA-cleared) や欧州適合規格 (Conformité Européenne, CE) の承認 (CE-marked) を受けたソフトウェアが利用可能であるにもかかわらず

表3 統合型 dosimetry ソフトウェアの特徴

Software	Hermia Voxel Dosimetry	PLANET Dose	MIM SurePlan MRT	QDOSE	Torch
Availability	Hermes Medical solutions	DOSIsoft	MIM Software	Telix Pharmaceuticals	Voximetry
Image reconstruction	○	×	○	×	○
Image registration	Rigid, Deformable	Rigid, Deformable	Rigid, Deformable	Rigid, Deformable	Rigid, Deformable
Segmentation	Manual, Automated, DS, AI	Manual, Automated, DS	Manual, Automated, DS, AI	Manual, Automated, Semi-automated, AI	Manual, Semi-Automated
TIA	Trapezoidal, Select Uptake model (admin → 1st TP) / Washout model (last TP → ∞)	ME, BE, TE, Trapezoidal, etc.	ME, BE, Trapezoidal	ME, BE, TE, Trapezoidal	ME, BE, Trapezoidal, Uptake A model, etc.
Calculation algorithm	Semi-MC (LED + MC)	LED, Dose kernel (VSV)	Dose kernel (VSV)	Dose kernel (VSV)	MC

AI, artificial intelligence; BE, bi-exponential; DS, deformable segmentation between consecutive time-points; LED, local energy deposition; MC, Monte Carlo simulation; ME, mono-exponential; TE, tri-exponential; TIA, time-integrated activity; TP, time point; VSV, voxel S value.

ならず、欧米における臨床現場への普及は依然として限定的である。核医学治療薬は、FDAや米国原子力規制委員会(Nuclear Regulatory Commission, NRC)、欧州医薬品庁(European Medicines Agency, EMA)、国際原子力機関(International Atomic Energy Agency, IAEA)といった規制機関によって安全性を最優先に管理されてきた。しかし、これらの枠組みは過剰被ばく防止や施設運用の安全確保を中心としており、投与量をどのように臨床的有効性の観点は十分に反映されていない。このギャップを埋める手段としてdosimetryが位置づけられ、患者ごとの吸収線量を定量化することで、安全性と治療効果を両立させた個別化治療を実現することが可能となる。近年では、欧州における医薬品指令(Directive 2001/83/EC)や放射線防護指令(Directive 2013/59/Euratom)、さらに国際放射線単位測定委員会(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)のReport 96に基づき、臨床におけるdosimetryの導入が強く求められている。こうした背景のもと、堅牢で信頼性の高いdosimetryソフトウェアの整備は、安全性と有効性を両立させる臨床実装の鍵である。

現在入手可能なdosimetryソフトウェアは、その設計思想、適用範囲、機能において大きく異なっており、施設のニーズや臨床要件に応じた適切な選択が求められる。代表的な統合型dosimetryソフトウェアを表3に示す。これらのソフトウェアは、画像の取り込みからVOI抽出、TACの作成、TIACの算出、線量計算、そして結果の可視化に至るまで、一連のワークフローをサポートしている。こうした機能を備えたソフトウェアは、研究利用に加えて臨床応用においても徐々に普及しつつあり、個別化治療の実現に向けて重要な役割を担っている。

《おわりに》

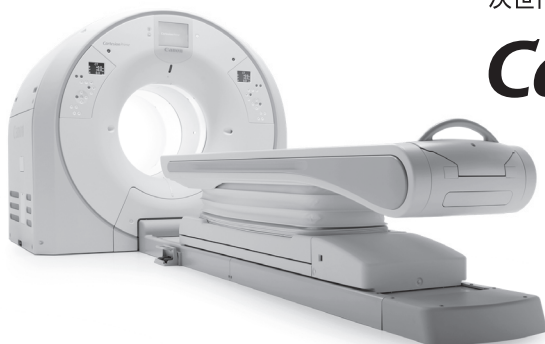
本稿では、 ^{177}Lu 核医学治療におけるdosimetryの重要性と、代表的な算出方法の概要を述べた。Dosimetryは、腫瘍および正常臓器の放射線吸収線量を定量的に評価することで、個々の患者に応じた治療計画を最適化し、副作用を最小限に抑えつつ高い治療効果を実現するための基盤となる。日本においても、統合型dosimetryソフトウェアの導入が各医療施設で進みつつあり、将来的に個別化治療の実現につながることが期待されている。核医学治療の高度化には、患者ごとの放射能分布と吸収線量を正確に把握することが不可欠であり、MIRDに代表される一般化手法から、voxel-basedのアルゴリズムやMonte Carlo simulation法を含む高度な計算手法まで、その特性と制約を理解したうえで適切に選択することが求められる。さらに、近年の技術革新により、自動化された解析ツールやAIを活用したセグメンテーション技術の進展が期待されており、効率性と精度のさらなる向上が核医学治療のdosimetryの臨床実装を後押しするであろう。

《参考文献》

- 1) Yadav S, Lawhn-Heath C, Paciorek A, et al. The Impact of Posttreatment Imaging in Peptide Receptor Radionuclide Therapy. *J Nucl Med* 2024;65(3):409-415.
- 2) Lawhn-Heath C, Hope TA, Martinez J, et al. Dosimetry in radionuclide therapy: the clinical role of measuring radiation dose. *Lancet Oncol* 2022;23(2):e75-e87.
- 3) Mileva M, Marin G, Levillain H, et al. Prediction of ^{177}Lu -DOTATATE PRRT Outcome Using Multimodality Imaging in Patients with Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumors: Results from a Prospective Phase II LUMEN Study. *J Nucl Med* 2024;65(2):236-244.
- 4) Warfvinge CF, Gustafsson J, Roth D, et al. Relationship Between Absorbed Dose and Response in Neuroendocrine Tumors Treated with [^{177}Lu]Lu-DOTATATE. *J Nucl Med* 2024;65(7):1070-1075.
- 5) Kayal G, Roseland ME, Wang C, et al. Multicycle Dosimetric Behavior and Dose-Effect Relationships in [^{177}Lu]Lu-DOTATATE Peptide Receptor Radionuclide Therapy. *J Nucl Med* 2025;66(6):900-908.
- 6) Violet J, Jackson P, Ferdinandus J, et al. Dosimetry of ^{177}Lu -PSMA-617 in Metastatic Castration-Resistant Prostate Cancer: Correlations Between Pretherapeutic Imaging and Whole-Body Tumor Dosimetry with Treatment Outcomes. *J Nucl Med* 2019;60(4):517-523.
- 7) Blakkisrud J, Peterson AB, Wildermann SJ, et al. SPECT/CT Image-Derived Absorbed Dose to Red Marrow Correlates with Hematologic Toxicity in Patients Treated with [(177)Lu]Lu-DOTATATE. *J Nucl Med* 2024;65(5):753-760.
- 8) Bodei L, Cremonesi M, Ferrari M, et al. Dosimetry of [^{177}Lu]Lu-DOTATATE in Patients with Advanced Midgut Neuroendocrine Tumors: Results from a Substudy of the Phase III NETTER-1 Trial. *J Nucl Med* 2025;66(3):449-456.
- 9) Kiess AP, O'Donoghue J, Uribe C, et al. How Can Radiopharmaceutical Therapies Reach Their Full Potential? Improving Dose Reporting and Phase I Clinical Trial Design. *J Clin Oncol* 2024;42(15):1734-1737.
- 10) Kesner AL, Brosch-Lenz J, Gear J, Lassmann M. Dosimetry Software for Theranostic Applications: Current Capabilities and Future Prospects. *J Nucl Med* 2025;66(2):166-172.
- 11) Dieudonne A, Bailly C, Cachin F, et al. Dosimetry for targeted radionuclide therapy in routine clinical practice: experts advice vs. clinical evidence. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2023.
- 12) Vergnaud L, Dewaraja YK, Giraudet AL, Badel JN, Sarrut D. A review of ^{177}Lu dosimetry

- workflows: how to reduce the imaging workloads? EJNMMI Phys 2024;11(1):65.
- 13) Ljungberg M, Celler A, Konijnenberg MW, et al. MIRD Pamphlet No. 26: Joint EANM/MIRD Guidelines for Quantitative ^{177}Lu SPECT Applied for Dosimetry of Radiopharmaceutical Therapy. J Nucl Med 2016;57(1):151-62.
 - 14) Ivashchenko OV, O'Doherty J, Hardiansyah D, et al. Time-Activity data fitting in molecular Radiotherapy: Methodology and pitfalls. Phys Med 2024;117:103192.
 - 15) Hanscheid H, Lapa C, Buck AK, Lassmann M, Werner RA. Dose Mapping After Endoradiotherapy with ^{177}Lu -DOTATATE/DOTATOC by a Single Measurement After 4 Days. J Nucl Med 2018;59(1):75-81.
 - 16) Hou X, Brosch J, Uribe C, et al. Feasibility of Single-Time-Point Dosimetry for Radiopharmaceutical Therapies. J Nucl Med 2021;62(7):1006-1011.
 - 17) Fragoso-Negrin JA, Santoro L, Hebert K, et al. Methodology for comparing absorbed dose rate calculation algorithms in molecular radiotherapy dosimetry. Phys Med 2025;133:104965.
 - 18) Zanzonico P. The MIRD Schema for Radiopharmaceutical Dosimetry: A Review. J Nucl Med Technol 2024;52(2):74-85.
 - 19) Mok GSP, Dewaraja YK. Recent advances in voxel-based targeted radionuclide therapy dosimetry. Quant Imaging Med Surg 2021;11(2):483-489.
 - 20) Leube J, Gustafsson J, Lassmann M, Salas-Ramirez M, Tran-Gia J. A Deep-Learning-Based Partial-Volume Correction Method for Quantitative ^{177}Lu SPECT/CT Imaging. J Nucl Med 2024;65(6):980-987.
 - 21) Liu Y, Lu Z, Chen G, Shi K, Mok GSP. Partial volume correction for Lu-177-PSMA SPECT. EJNMMI Phys 2024;11(1):93.
 - 22) Dewaraja YK, Mirando DM, Peterson AB, et al. A Pipeline for Automated Voxel Dosimetry: Application in Patients with Multi-SPECT/CT Imaging After ^{177}Lu -Peptide Receptor Radionuclide Therapy. J Nucl Med 2022;63(11):1665-1672.
 - 23) Wessels BW, Bolch WE, Bouchet LG, et al. Bone Marrow Dosimetry Using Blood-Based Models for Radiolabeled Antibody Therapy: A Multiinstitutional Comparison. J Nucl Med 2004;45(10):1725-1733.
 - 24) Grob D, Prive BM, Muselaers CHJ, et al. Bone marrow dosimetry in low volume mHSPC patients receiving Lu-177-PSMA therapy using SPECT/CT. EJNMMI Phys 2024;11(1):34.
 - 25) Huizing DMV, de Wit-van der Veen BJ, Verheij M, Stokkel MPM. Dosimetry methods and clinical applications in peptide receptor radionuclide therapy for neuroendocrine tumours: a literature review. EJNMMI Res 2018;8(1):89.
 - 26) Kim KM, Lee MS, Suh MS, et al. Comparison of voxel S-value methods for personalized voxel-based dosimetry of ^{177}Lu -DOTATATE. Med Phys 2022;49(3):1888-1901.
 - 27) Miwa K, Kakino R, Sato T, et al. Feasibility of individual dosimetry using RT-PHITS for patients with SPECT/CT imaging after ^{177}Lu -DOTATATE peptide receptor radionuclide therapy. Phys Eng Sci Med 2025;48(2):949-957.
 - 28) Hippelainen E, Tenhunen M, Sohlberg A. Fast voxel-level dosimetry for ^{177}Lu labelled peptide treatments. Phys Med Biol 2015;60(17):6685-700.

Canon



次世代デジタル PET-CT

Cartesion Prime

Luminous Edition

【一般の名称】 X線CT組合せ型ボトロンCT装置
 【販売名】 PET-CTスキャナ Cartesion Prime PCD-1000A
 【認証番号】 301ACBZX00003000

G000101

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

総 説

ADHD 併存痛覚変調性疼痛と脳血流 SPECT

Cerebral blood flow distribution as a potential biomarker for ADHD-comorbid nociplastic pain.

高橋 美和子¹⁾ TAKAHASHI Miwako 笠原 諭²⁾ KASAHARA Satoshi 百瀬 敏光^{3) 4)} MOMOSE Toshimitsu

Key Words: nociplastic pain, ADHD, methylphenidate, cerebral blood flow, precuneus

《抄 録》

明らかな組織損傷や神経障害がなくても、慢性疼痛は生じうる。その機序には高次脳機能の関与が示唆されており、関連する脳領域を脳血流 SPECT が捉えられる可能性がある。

おおむね3か月以上続く痛みを慢性疼痛と言い、特に、明らかな組織損傷や神経障害がない、あるいは、あっても解剖学的関連に乏しい痛みを nociplastic pain (痛覚変調性疼痛)として2017年に定義された。これまで原因不明とされた慢性疼痛患者を、改めて治療対象、科学的分析対象とする枠組が作られたことになる。痛みは生体防御のための重要な機能であるが、その原因が不明確な場合、痛みという苦痛のみが存在することになる。痛みが生じるメカニズムは、電気生理学的に古くから研究が進んでいるが、脳機能が関与しうる回路モデルが提案されたのは1960年代であり、以降、個人の記憶やその時の神経活動の状態によって、痛み症状が変化しうることで支持されてきた。特に、痛覚変調性疼痛では不安や気分障害、記憶力や集中力の低下など高次脳機能障害が併存し、なかでも、ADHD (Attention-deficit/hyperactivity disorder)は高い頻度で併存し、その場合、ADHD 治療薬が痛みに奏功し得ることも分かってきた。

我々はADHDを併存する痛覚変調性疼痛の症例に対し、治療前後に施行した脳血流SPECTを分析したところ、治療前では、前頭葉の脳血流分布が低く、また、統計学的解析では、島回、楔前部で相対的に血流分布が高いことが分かった。さ

らに楔前部の血流分布は、臨床的重症度スコア (CGI-S, Clinical Global Impression Severity) と正の相関を示し、この疾患の病態に強く関連した領域であると考えられた。

痛みの情報処理において、まず、末梢からの刺激は脊髓視床系を伝い、島回や前帯状回に入力され、それぞれ第一次・二次ネットワークと総称されている。しかし、個人の内的状況や情動が痛み閾値に関与しており、それらが痛みの情報処理へ関与するには、第一次・二次ネットワークで担えるとは考えづらく、第三次ネットワークの存在が考えられる。私達が検討した脳血流SPECTの結果から、前頭葉や楔前部が第三次ネットワークを担っている可能性が示唆された。

慢性疼痛患者のうち、ADHD 治療薬が奏功し得る症例が存在する。もし、ADHD 併存が診断されれば、より早期に有効な治療薬へ辿りつける可能性がある。しかし、痛みを訴える患者の多くは整形外科やペインクリニックを受診するため、併存する精神疾患の診断は必ずしも容易ではない。脳血流SPECTがADHD 併存の診断に役立つ事が期待され、こうした核医学から得られる新しい知見が疾患理解と、それに基づく薬物治療への道を開くことに繋がると考えられる。

臨床核医学7月号 2025 Vol.8 No.4の
Web用PDFに詳しく記載しています。
こちらをご参照ください。



1) 量子科学技術研究開発機構 (QST) 量子医科学研究所 〒263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川4-9-1

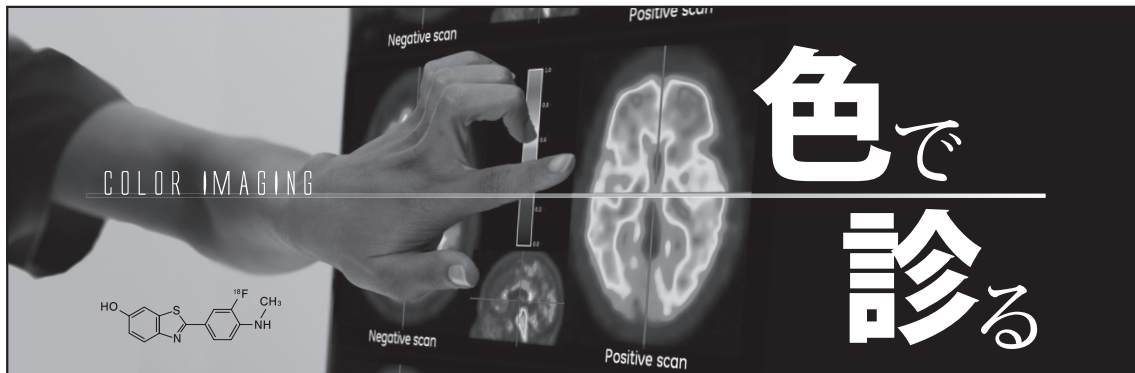
TEL : 043-206-4074 FAX : 043-206-4078 E-mail : takahashi.miwako@qst.go.jp

Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum Science and Technology,
Department of Molecular Imaging and Theranostics

2) 東京大学医学部附属病院 麻酔科・痛みセンター

3) 福島県立医科大学医学部 生体機能イメージング講座

4) 東京大学大学院工学系研究科 総合研究機構



放射性医薬品・脳疾患診断薬

薬価基準収載

処方箋医薬品⁽³⁾

ビザミル® 静注

放射性医薬品基準フルメタモル（¹⁸F）注射液

Ⓔ：登録商標

注）注意—医師等の処方箋により使用すること

*2024年11月改訂（第5版）

*2024年8月改訂（第4版）

2. 禁忌（次の患者には投与しないこと）

本剤の成分に対して過敏症の既往歴がある患者

*4. 効能又は効果

- アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症が疑われる患者の脳内アミロイドベータプラークの可視化
- 抗アミロイドベータ抗体薬投与後の脳内アミロイドベータプラークの可視化

*5. 効能又は効果に関連する注意

〈アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症が疑われる患者の脳内アミロイドベータプラークの可視化〉

アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症の発症前診断を目的として無症候者に対して本剤を用いたPET検査を実施しないこと。アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症の発症予測に関する有用性は確立していない。

6. 用法及び用量

通常、本剤1バイアル（120～370MBq）を静脈内投与し、投与後60～120分に撮像を開始する。

7. 用法及び用量に関連する注意

撮像時間は、投与量、撮像機器、データ収集条件、画像再構成のアルゴリズム及びバリエーション等を考慮して決定すること。適切にバリデーションされたPET装置で撮像を行う場合、投与量185MBqにおける標準的な撮像時間は20分間である。

*8. 重要な基本的注意

〈効能共通〉

8.1 診断上の有益性が被曝による不利益を上回ると判断される場合のみ投与すること。

8.2 本剤を用いて撮像したPET画像の読影は、本剤を用いたPET検査に関する読影訓練を受けた医師が行うこと。

〈アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症が疑われる患者の脳内アミロイドベータプラークの可視化〉

8.3 アルツハイマー病による軽度認知障害又は認知症の診断は、軽度認知障害及び認知症に関する十分な知識と経験を有する医師が、本剤を用いたPET検査所見に加えて、他の関連する検査結果や臨床症状等に基づき総合的に判断すること。

9. 特定の背景を有する患者に関する注意

9.5 妊婦

妊婦又は妊娠している可能性のある女性には、診断上の有益性が被曝による不利益を上回ると判断される場合にのみ投与すること。

9.6 授乳婦

診断上の有益性及び母乳栄養の有益性を考慮し、授乳の継続又は中止を検討すること。

9.7 小児等

小児等を対象とした臨床試験は実施していない。

9.8 高齢者

患者の状態を十分に観察しながら慎重に投与すること。一般に生理機能が低下している。

製造販売元



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

文献請求先及び問い合わせ先 ☎ 0120-07-6941

11. 副作用

次の副作用があらわれることがあるので、観察を十分に行い、異常が認められた場合には投与を中止するなど適切な処置を行うこと。

11.1 重大な副作用

11.1.1 アナフィラキシー（0.2%）

アナフィラキシーを起こすことがあるので問診を十分に行い、投与後は十分に観察し、顔面潮紅、呼吸困難及び胸部圧迫感等の症状が認められた場合には適切な処置を行うこと。

11.2 その他の副作用

	1～5%未満	0.5～1%未満
循環器	潮紅、血圧上昇	—
消化器	悪心	—
精神神経系	—	頭痛、浮動性めまい
その他	胸部不快感	—

14. 適用上の注意

14.1 薬剤投与時の注意

本剤の投与ルート内の残留を防ぐため、本剤の投与に引き続いて日局生理食塩液を急速静注する。

15. その他の注意

15.2 非臨床試験に基づく情報

遺伝毒性試験のうち、細菌を用いる復帰突然変異試験及びマウスリンフォーマTK試験において、代謝活性化系の存在下で陽性の結果であった。

20. 取扱上の注意

本剤は、医療法その他の放射線防護に関する法令、関連する告示及び通知等を遵守し、適正に使用すること。

21. 承認条件

医薬品リスク管理計画を策定の上、適切に実施すること。

22. 包装

185MBq（2mL）〔1バイアル〕

24. 文献請求先及び問い合わせ先

日本メジフィジックス株式会社 メディカルインフォメーション担当
〒136-0075 東京都江東区新砂3丁目4番10号
0120-07-6941（フリーダイヤル）

*25. 保険給付上の注意

本剤は、効能又は効果として「アルツハイマー病による軽度認知障害及び軽度の認知症の進行抑制」を有する医薬品に係る厚生労働省の定める最適用推進ガイドラインに沿って実施される、アミロイドPET検査に使用される場合に限り、保険適用される。

26. 製造販売業者等

26.1 製造販売元

日本メジフィジックス株式会社 東京都江東区新砂3丁目4番10号

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

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

2025年4月改訂



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1} 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1} 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

放射線診療研究会会長

橋本 順

臨床核医学編集委員長

〒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

須山淳平(発行者) 事務局長：中西章仁 担当：坂倉智紀、安達優子

編集事務局 〒181-8611 杏林大学医学部放射線医学教室

TEL. 0422-47-5511 FAX. 0422-76-0861 E-mail: nmkyorin@hotmail.com

臨床核医学編集委員

井上優介、内山眞幸、汲田伸一郎、高橋美和子、橋本 順、丸野廣大、百瀬敏光、

鳥井原彰、岩渕 雄、稲木杏史、伊藤公輝、山崎香奈

2025年9月20日発行