



## シリーズ：内部被ばくの簡易測定スクリーニング

### 第3回 陽電子放出核種 ( $^{11}\text{C}$ , $^{13}\text{N}$ , $^{15}\text{O}$ , $^{18}\text{F}$ ) による内部被ばくのモニタリングについて

渡部 浩司

#### 1. はじめに

本稿では陽電子断層撮影 (positron emission tomography, PET) 検査に用いられる陽電子放出核種による内部被ばくのモニタリングに関して述べてい。核種として、実際の核医学診断に用いられている、いわゆる PET4 核種 ( $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ) を想定している。これらの核種は、PET 検査を実施している病院だけでなく、PET 装置を用いた基礎研究を行う研究施設においても利用されている。本稿では、まず、PET4 核種による内部被ばくを考える上で留意しなければならない特徴を述べ、次に、PET 核種の内部被ばく評価では標準的な方法である MIRD (medical internal radiation dose) 法を簡単に解説する。最後に、最近、筆者らが開発を進めている PET 簡易内部被ばく評価法を紹介したい。

#### 2. PET 核種による内部被ばくの特徴

PET 検査に用いられる放射性核種 (RI) は陽電子 ( $\beta^+$ ) を放出し、 $\beta^+$  の消滅により、互いに  $180^\circ$  方向に飛ぶ 2 本の 511 keV の  $\gamma$  線を発生する。この 2 本の  $\gamma$  線を同時測定することにより体内の放射性薬剤の分布を調べる装置が PET 装置である。表 1 に 4 核種の諸元を示す。この表に示すとおり、どれも半減期は短く、最も長い  $^{18}\text{F}$  でも 2 時間程度である。このため、通常、サイクロトロンに代表される加速器が施設内にあり<sup>※1</sup>、施設内で核種の製造、合成、検定を行って PET 検査室に供給される。PET4 核種が概ね半減期が短いため、PET 装置で画像を得るためには、MBq~GBq の初期放射エネルギーが必要となる。

よって、わずかな RI 漏洩でも体内に取り込まれる放射エネルギーは相当な量となり得る。放射線作業従事

者が内部被ばくを起こす場所として、RI を製造する加速器室、薬剤合成を行うホットラボ室、被検者に放射性薬剤を投与する PET 検査室が考えられる。一般に、加速器室は気密性が保たれており、加速器室に閉じ込められるというような事故がない限り、加速器室から RI が漏洩して内部被ばくを発生する事象は起こりづらい。しかし、加速器室には最も高放射能の RI があるので、わずかな施設外への漏洩でも一般公衆へ及ぼすインパクトは大きいと言える (ただし、半減期が短いので施設外に漏洩した場合でも被害は限定的である)。また核反応による PET 4 核種以外の生成物や放射化物による内部被ばくも加味する必要があるだろう。加速器で製造された RI を用いて合成を行うホットラボでの内部被ばくは最も発生しやすい。表 1 にあるように、製造時に放射性ガスとしてホットラボに供給される。陰圧のドラフト内で自動合成装置を遠隔操作している間は良いが、チューブ等の劣化により放射性ガスの漏洩があれば、ドラフトの扉を開ける際に放射性ガスを吸引してしまう可能性がある。PET 検査室では、特に、被検者へ投与時に注意が必要である。最近では、自動投与装置が普及しており、内部被ばくは起こりづらくなっているが、唯一、 $^{15}\text{O}$  の場合、ガス状の RI を被検者にマスクを介して投与するため、マスクから RI が漏洩し、PET 検査室付近にいる放射線作業従事者が内部被ばくを起こす可能性がある。

表 1 PET4 核種の諸元

	半減期	$\beta^+$ の平均エネルギー (keV)	$\beta^+$ の放出率 (%)	製造	主な核反応	照射後の主な化学形
$^{18}\text{F}$	109.77m	249.8	96.73	$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$		F
$^{11}\text{C}$	20.36m	385.7	99.77	$^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$		$\text{CO}_2$
$^{13}\text{N}$	9.965m	491.8	99.80	$^{16}\text{O}(p,\alpha)^{13}\text{N}$		$\text{NO}_3, \text{NO}_2$
$^{15}\text{O}$	122.24s	735.3	99.90	$^{14}\text{N}(d,n)^{15}\text{O}$		$\text{O}_2, \text{CO}_2, \text{CO}$

※1 例外として  $^{18}\text{F}$ -FDG を用いた PET 検査のみを行う施設は外部から  $^{18}\text{F}$ -FDG を購入するため加速器や合成設備を持たない

内部被ばく量は、推定される摂取量と、ICRPの出版物(Publication 53,80,106,128)、あるいは告示別表第2欄、第3欄にある該当の化学形に対する実効線量係数から求めることができる(なお告示別表において $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ はサブマージョン核種として扱っており、実効線量係数は不掲載である)。しかし、ICRPの資料にあるPET薬剤は、 $^{18}\text{F}$ -FDG等普及している薬剤のみであり、それ以外のPET薬剤に関しては、同一の化学形で内部被ばくを評価した論文のデータを使う等の方法を取る必要がある。

基礎研究や新規薬剤開発において、全く新しいPET薬剤を用いる場合、臓器内の薬物動態を自ら求めて、次節で述べるMIRD法で内部被ばくを推定することとなる。PET4核種の短い半減期により、ホールボディカウンタやバイオアッセイ等の直接測定法は困難である。一方、PET装置は、全身の放射能分布を定量することに長けている装置であり、PET装置を用いれば、内部被ばく量を高い精度で求めることができる。

### 3. MIRD法

本節ではMIRD法に関して簡単に述べる。MIRD法は、米国核医学会内に設置されたMIRD committeeが1968年から発表している一連のMIRDパンフレット内に記載されている方法である。

MIRD法では、複数の臓器に対して、線源臓器( $r_s$ )と標的臓器( $r_t$ )を設定し、以下の式で標的臓器の線量を求める。

$$D_{r_t} = \sum_s \tilde{A}_s S(r_s \rightarrow r_t) \quad (1)$$

ここで $\tilde{A}_s$ は集積放射能(cumulated activity)と呼ばれ、線源臓器s内のRI摂取時からの全崩壊数を表す。この値を求めるためには、体内に投与された放射性物質の投与後から完全に対外に排出されるまでの動態を、各臓器毎に求める必要がある。

前節に述べたように、全身のPET撮像を時系列に繰り返して各臓器の放射能の時間変化から個人の集積放射能を求めることは原理的には可能であるが、標準的なヒトの代謝を仮定して求めるか、時にマウスやラットのデータからヒトに外挿して求めるのが通常である。一方、S値は線源臓器 $r_s$ 内で一崩壊した時、標的臓器 $r_t$ に及ぼす線量(Gy)を表す。

S値は、1崩壊で発生する放射線のエネルギー(PET核種の場合、511 keVの $\gamma$ 線及び陽電子の平均エネルギー)、放出率及び線源臓器と標的臓器の幾何学的位置関係で決まる量であり、通常、MIRDファントムと呼ばれる様々な体格を模擬したコンピュータ上のファントムを利用してモンテカルロシミュレーション法で求める。様々なファントム、核種でS値を計算したデータベースをコード内部に持ち、線源臓器の集積放射能を入れるだけで内部被ばく量を計算する計算コードが複数発表されている。中でもOLIDA/EXM<sup>1)</sup>は最も広く使われている計算コードである。

### 4. D-シャトルを用いた個人被ばくモニタリング法

個人向け放射線線量計D-シャトルは2011年3月の東日本大震災による福島第一原子力発電所事故を受けて開発された<sup>2)</sup>。大きさが68 mm × 32 mm × 14 mm、重量が1つ23 gと、たいへん携帯しやすく設計されており、首からこの線量計をかけて携帯し、日々の線量(放射線被ばく量)を知ることができる。もともとD-シャトルは放射性セシウム用に規格化されているが、 $^{137}\text{Cs}$ が放出する $\gamma$ 線は662 keVであり、これはPET核種が放出する511 keVの消滅 $\gamma$ 線とエネルギーが近く、PET核種の測定にも好都合である。筆者らはこのD-シャトルを複数用いて個々人の内部被ばく量を推定する方法を提案した<sup>3)</sup>。本方法では、**図1**に示すように、D-シャトルを複数、体表面に貼付する。体表面に貼った各D-シャトル $d_i$ には、体内の様々な臓器からの放射線が入るが(**図2**)、これはまさしくMIRD法の計算式(式(1))と同様な状況である。

$$d_i = \sum_s \tilde{A}_s R(r_s \rightarrow d_i) \quad (2)$$

MIRD法でのS値は線源臓器と標的臓器の幾何条件から決まる値であるが、式(2)のR値は線源臓器とD-シャトルの幾何的位置関係から決まる値であり、MIRD法同様、幾何条件が決まれば、モンテカルロシミュレーション法を用いて求めることができる。複数のD-シャトルの読み値とあらかじめ計算したR値より、式(2)の複数の線源臓器の集積放射能 $\tilde{A}_s$ を推定することができる(**図2**)。この推定には、PET画像の再構成のために広く使われてい

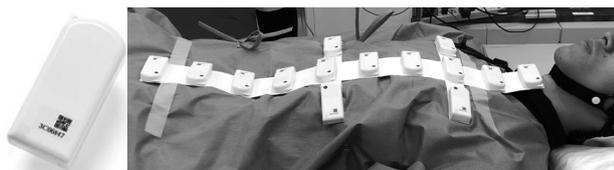


図1 D-シャトル（左）を複数個，体表面に貼付

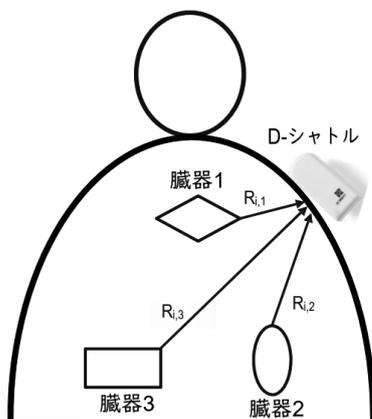


図2 複数の臓器からの放射線がD-シャトルに入る

る期待値最大化(maximum likelihood-expectation maximization, ML-EM)法<sup>4)</sup>を用いた。D-シャトルの優位点として時系列データを得ることができることである。通常のD-シャトルは30分毎にデータ

取得ができるが、2分毎のデータ収集ができるように、D-シャトルの読み込みソフトウェアの改良がされている。

## 5. おわりに

2004年3月にPET4核種に対する規制緩和があり、PET4核種はRIと非RIの間にある特異的な位置づけとなった。内部被ばくに関してもしかりで、本稿に記載したように留意点が他のRIと異なることに注意が必要である。本稿で紹介した、D-シャトルを用いた内部被ばくモニタリングの方法は、簡便に安価に、更に、個々人の内部被ばく値を推定できる可能性を持つ方法であり、今後の開発が期待される。

## 参考文献

- 1) Stabin M.G., et al., *J Nucl. Med.*, **46**, 1023-1027 (2005)
- 2) 鈴木良一 他 個人向け放射線線量計“D-シャトル”の開発 *RADIOISOTOPES*, **67**, 447-452 (2018)
- 3) Shahidul I.M., et al., *Medical Physics*, **45**, 4693-4703 (2018)
- 4) Shepp L.A., et al., *IEEE Trans Med. Imag.*, **1**, 113-122 (1982)

(東北大学サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター)