

## $^{18}\text{F}$ -FDG および $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ を投与した水ファントムにおける 空間線量分布の測定技術に関する検討

粕谷新音<sup>1)</sup>, 松田篤典<sup>1)</sup>, 夏堀雅宏<sup>1)</sup>, 寺崎一典<sup>2)</sup>, 畠山 智<sup>3)</sup>  
石川達也<sup>4)</sup>, 佐野忠士<sup>1)</sup>, ニツ川章二<sup>5)</sup>, 伊藤伸彦<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>北里大学獣医畜産学部  
034-8628 青森県十和田市東 23 番町 35-1

<sup>2)</sup>岩手医大サイクロトロンセンター  
020-0173 岩手郡滝沢村字留が森 348-58

<sup>3)</sup>日本アイソトープ協会仁科記念サイクロトロンセンター  
020-0173 岩手郡滝沢村字留が森 348-58

<sup>4)</sup>旭テクノグラス(株)  
273-0044 千葉県船橋市行田 1 丁目 50 番 1 号

<sup>5)</sup>日本アイソトープ協会アイソトープ部  
113-8941 東京都文京区本駒込 2-28-45

### I. 緒言

近年、伴侶動物は家族の一員として扱われるようになってきた。伴侶動物が病気になったときには、人間と同様に適切な診療を受けさせることが常識となってきたこと、加えて動物に対する高度医療の需要が増加している。それに伴い、疾病予防、早期診断および早期治療が重要視されてきている。この重要な背景として、家庭で飼育される動物や社会に貢献する動物に対する認識の変化がある。ペット(愛玩動物)という言葉よりコンパニオンアニマル(伴侶動物)という表現が多く使われるようになったことや、**Human-Animal Bond (HAB: ヒトと動物との絆)**と呼ばれる概念がこれらの事情を端的に示している。

動物に対する高度医療が求められる背景には、ヒトの精神・身体両面へアプローチするコンパニオンアニマルと、有益動物である盲導犬や警察犬、麻薬捜査犬、救助犬、高齢者や身体障害者に対する介助犬などに関する理解が進み、これらの動物の重要性が社会的に認知されてきたことが加えられる。これら有益動物の養成のために費やされる時間、エネルギーおよびコストは非常に大きく、それが生活の一部に組み込まれている人々にとってはこれらの動物は非常にかけがえのない存在であり、この動物達における疾病予防、早期診断および早期治療は大変意義のあることである。

また、これらコンパニオンアニマルの飼育環境の向上やワクチン接種率の増加などの予防獣医学の浸透によって、動物の長寿化や高齢化が進み、犬・猫ともに 10 歳以上の割合が増加し、それに伴い、動物の疾病動

向は大きく変化し、感染症から加齢性の代謝性疾患や新生物（腫瘍）等へと移行しつつある。このことも動物の QOL (quality of life) 向上への要求に伴う高度獣医療の需要増加の一因となっている。

その高度獣医療の 1 つに核医学がある。核医学とは、放射性物質 (radioisotope : RI) を利用して診断・治療を行うもので、それを獣医領域に適用したものが獣医核医学であり、獣医核医学診断と獣医核医学治療の 2 つに区別される。

獣医核医学診断は欧米諸国の獣医療において日常的に行われている診断法で、主にシンチグラフィが利用され、馬の骨や筋、腱などの運動器疾患、犬・猫の門脈全身循環シャントや腫瘍の検出、レノグラムによる糸球体濾過率の測定、または甲状腺などの種々の疾患で他の方法では得がたい有用な機能画像情報の取得による病態評価に多用されている。アメリカのいくつかの大学では腫瘍の早期診断のための陽電子断層撮影法 (Positron Emission Tomography : PET) も行われており、今後ますますその利用が進むと予想される。しかし、日本国内では、RI を利用した動物に対する核医学診断は、研究目的以外では法的整備が十分でないために行われておらず、核医学治療においても同様である。

核医学診断の有用性については、欧米諸国の獣医療やヒトの医療から明らかであり、*in vivo* 核医学診断は侵襲性が低く形態的な情報のほかに、他の画像診断では得がたい体内物質の動態に関する情報を同時に得ることができる点に大きな特徴を有している。

核医学における安全性はヒトの医療における文献に数多く示され、医師、看護師、放射線技師などの放射線作業従事者や、患者の家族、他の患者、一般公衆などを対象とした被ばく線量の評価がなされており、その評価は国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection : ICRP) や国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency : IAEA) で設けた基準との比較により行われ、放射線安全上の問題はないとされている。また、日本においても診断目的で RI を投与された患者は即日退院が許されており、平成 10 年からは治療目的で多量の RI を投与された患者であっても、一定の基準を満たせば投与が終わった時点で通常の交通機関を利用して帰宅することが可能であり、医師からの注意事項を順守することで家族を含めた一般公衆の放射線安全上の問題は生じないことが分かっている。

現在、医学領域における核医学検査に頻繁に用いられている代表的な核種は  $^{18}\text{F}$  と  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  である。 $^{18}\text{F}$  は高エネルギー放出核種で半減期が非常に短いという特徴を有し、悪性腫瘍の早期診断のために PET 検査に用いられる。また、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  は短半減期核種で  $\gamma$  線放出核種であること等の理由から、明瞭なイメージングと患者の被ばく軽減に最も適した特徴を有し、医学領域において圧倒的に多く使用されており、骨・関節シンチグラフィでは骨腫瘍の転移や骨周囲の炎症判定、腎シンチグラフィでは腎の形態・機能検査、肝胆管シンチグラフィでは肝機能や胆汁排泄能・胆嚢炎検査、脳シンチグラフィでは脳内腫瘍や脳機能検査などの様々な検査や診断が可能となるため、これらの核種は獣医領域において最も利用が多くなると推定される。

日本の獣医臨床における獣医核医学の実施には、法的整備のみならず安全利用のためのガイドラインを作成する必要があり、実際に RI を投与した動物から発生する放射線の空間線量分布を予め把握しておくことは、獣医療における放射線の安全利用および飼い主等に対する放射線防護上必要な情報であると考えられる。したがって、この 2 つの核種を選択・利用し、核医学検査時の実際の入院室を想定して、RI を投与された動物の管理区域外への退出基準や体積のある線源の空間線量分布およびその測定技術などの獣医核医学にかかわる放射線防護上の検討を行った。

## II. 材料および方法

### 1. 放射性同位元素

本研究に使用した放射性核種は、 $^{18}\text{F}$  (フッ素; 半減期 109.8 分,  $\gamma$  線エネルギー 511keV) と  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (テクネチウム; 半減期 6.01 時間,  $\gamma$  線エネルギー 141keV) の 2 種類である。 $^{18}\text{F}$  は PET 検査でよく用いられる核種であること、また  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  は医学・獣医学の領域を問わず核医学検査の中で最もよく使用されている核種であることから、この 2 つの核種を選択した。

$^{18}\text{F}$  は(社)日本アイソトープ協会、仁科記念サイクロトロンセンターで合成された Fluorine-18 Fluorodeoxyglucose ( $^{18}\text{F}$ -FDG) 溶液として、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  はテクネチウム注-10M(日本メジフィジックス株式会社、東京)より過テクネチウム酸ナトリウム ( $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ ) 溶液として使用した。

## 2. 測定装置

### 2-1. キュリーメータ

$^{18}\text{F}$ -FDG 溶液および  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  溶液ともに、ファントム内投与前後の放射エネルギーを予めキュリーメータ (IGC-7B, ALOKA, 東京) により正確に測定, 記録した。

### 2-2. サーベイメータ

空間線量分布をモニターするため、電離箱式サーベイメータ (ICS-321, ALOKA ; 以下 IC) およびシンチレーションサーベイメータ (TCS-161, ALOKA ; 以下 SS) を用いた。いずれも定期的に校正済の機器を使用した。

この IC の測定対応線種は  $\gamma$  線, X 線および  $\beta$  線で, エネルギー特性が良好で方向依存性も少ないが, 感度が低く, 衝撃等に対する安定性がよくない。一般的な測定範囲は  $1\mu\text{Sv/h} \sim 1\text{Sv/h}$  である。

また, SS の測定対応線種は  $\gamma$  線で, エネルギー特性が広いエネルギー範囲にわたってできるだけ平坦となる様に, 測定回路等に補償機能を持たせたものである (Fig.1)。感度が良く, バックグラウンドレベルから測定が可能で分解時間が短い, エネルギー特性, 方向特性が悪い。一般的な測定範囲は  $0.01 \sim 30\mu\text{Sv/h}$  である。

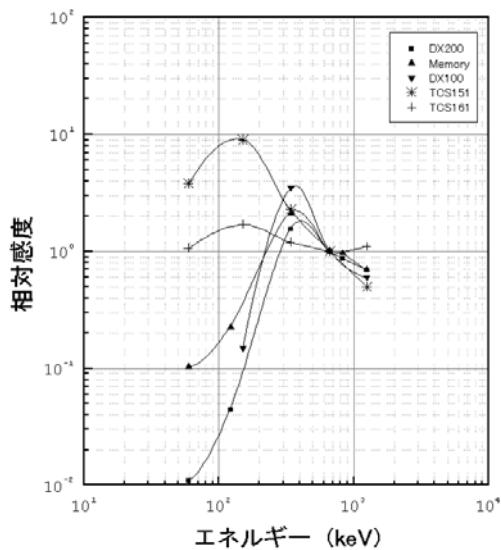


Fig.1 シンチレーションサーベイメータ(TCS-161)のエネルギー特性

注:  $^{137}\text{Cs}$ -  $\gamma$  線(622keV)に対する相対感度を 1 とする [出典]:放射線計測協会[32]。TCS-161 は  $^{18}\text{F}$  の放出する  $\gamma$  線エネルギー511keV では 10~20%,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  の放出する  $\gamma$  線エネルギー141keV では 70~80%感度が増大する傾向にある。

### 2-3. 蛍光ガラス線量計 (Radiophotoluminescent Dosimeter; RPLD)

本研究で使用した核種の放出する線種, および検出されると推測した線量範囲から, 旭テクノグラス社製のエネルギー補償フィルタ Sn 付 GD-351 ( $\phi 1.5 \times 8.5\text{mm}$ ) を使用した。この蛍光ガラス線量計(以下 RPLD)の測定対応線種は  $\gamma$  線および X 線 (15keV-20MeV) で, 線量測定可能な範囲は  $10\mu\text{Gy} \sim 500\text{Gy}$  である。RPLD の空気吸収線量に対するエネルギー特性を Fig.2 に示した。GD-351 は光子エネルギー依存性が低く  $^{18}\text{F}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  からの吸収線量を正確に測定可能であるが, RPLD の素子間の感度は線量に依存しており, そのレスポンスは線量直線性を示す (Fig.3-4)。

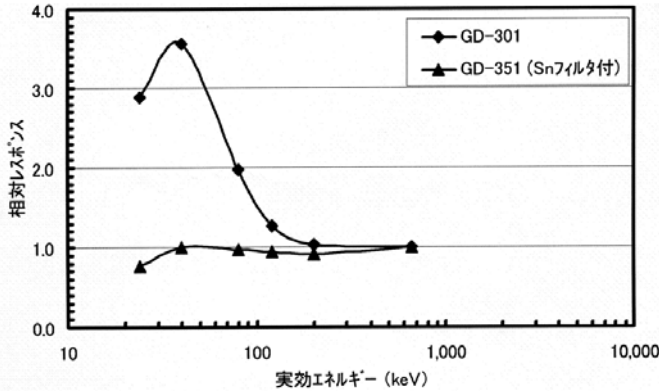


Fig.2 RPLD の空気吸収線量に対するエネルギー特性(フリーエア) (旭テクノグラス㈱) 蛍光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace 基本特性資料, 2000年9月より引用

注;相対レスポンス:<sup>137</sup>Cs- $\gamma$ 線(622keV)

RPLD(GD-351)は、<sup>18</sup>F および <sup>99m</sup>Tc の放出する  $\gamma$ 線エネルギー領域(511keV および 141keV)において比較的安定したレスポンスを示す。

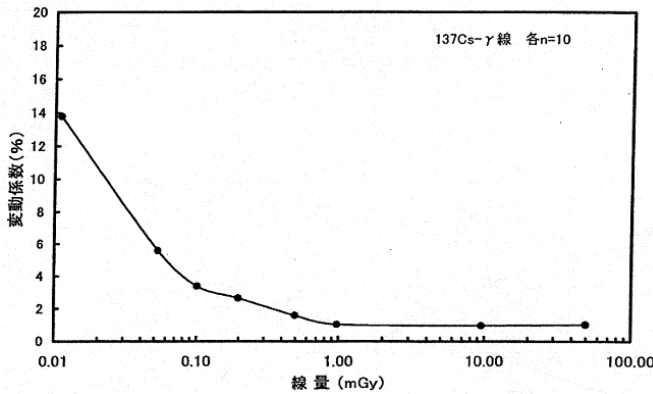


Fig.3 RPLD の素子間の感度ばらつき(旭テクノグラス㈱) 蛍光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace 基本特性資料, 2000年9月より引用

10 個の素子に  $\gamma$ 線(<sup>137</sup>Cs)を各線量照射した時の素子間の感度ばらつきを示す。RPLD の素子間の感度は線量に依存しており、低線量になるほどばらつきが大きくなる。0.01mGy は <sup>18</sup>F の場合 3.79 $\mu$ Sv/h, <sup>99m</sup>Tc の場合は 1.16 $\mu$ Sv/h に相当し、変動係数は 14%である。

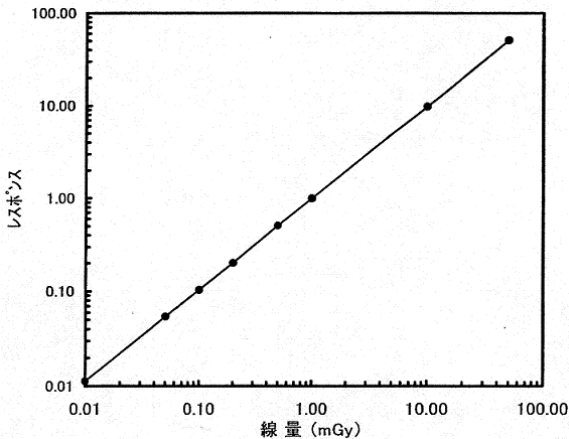


Fig.4 RPLD の線量直線性を示すレスポンス(旭テクノグラス㈱) 蛍光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace 基本特性資料, 2000年9月より引用

$\gamma$ 線(<sup>137</sup>Cs)空気吸収線量に対する、1mGyでのレスポンスを基準(1.0)とした時の 0.01mGy から 50mGy の線量範囲での直線性を示す。RPLD は線量に依存してレスポンスが線量直線性に変化する。0.01mGy は <sup>18</sup>F の場合 3.79 $\mu$ Sv/h に相当し、<sup>99m</sup>Tc の場合は 1.16 $\mu$ Sv/h に相当する。

### 3. ファントム

ポリタンク (ポリエチレン製, 10L ; 30×22×20cm) を物理ファントム材料として使用した。このポリタンク内に 10kg となるように水を入れて、体積線源として実験に用いた。

### 4. 実験方法

実験を行うにあたって、RI 施設内の一室を動物病院の入院室と想定して実験室内のレイアウトを行った (Fig.5)。水ファントムをステンレス製のケージ(70×77×80cm)に設置し、RI を投与する前に RPLD を各測定場所である線源中心から 15cm(ファントム表面), 25cm(ケージ外側表面), 50, 75cm, 1, 1.25, 1.5, 2m の計 8 箇所の机の脚やスタンド上などに予め設置した。

RI の投与量は、米国テネシー大学獣医学教育病院で実際に使用されている値を参考にして設定した。記載されている <sup>18</sup>F の投与量は 37MBq~185MBq であり、<sup>99m</sup>Tc の投与量は 185MBq~740MBq とされているが、ヒトに対する <sup>18</sup>F および <sup>99m</sup>Tc の投与量は、<sup>18</sup>F の場合、二次元データ収集時は 150~370MBq で三次元データ収集時は 74~185MBq であり、<sup>99m</sup>Tc は診断部位にもよるが 74~740MBq であることを考えると、テネシー大

学獣医学教育病院で実際に使用されている投与量の上限値は、体重が60kg以上に相当すると考えられるため、10kgに相当する投与量を算出し、安全側での評価を行うために10kgに対する投与量より高値となるように、 $^{18}\text{F}$ -FDG 溶液の投与量を148MBq前後、 $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  溶液の投与量を185MBq前後とした。

#### 4-1. 空間線量分布の測定

各サーベイメータは、まず電池容量およびHV(検出器に印加している電圧)を確認した。測定条件を一定に保つため、線源(ファントム)表面に対して垂直となるように方向を統一し、実験条件上可能な限り地面からの高さを約80cmとした。測定は、線量率の低い地点から行い、1つの地点につき30秒以上時間をかけ、サーベイメータの示す数値が安定してきたところの最小値と最大値の平均値を測定値として採用し、測定時間と共に記録を行った。測定地点は、線源の中心から15cm(ファントム表面)、25cm(ケージ外側表面)、50cm、75cm、1.1.25、1.5、2mの距離の場所とした。

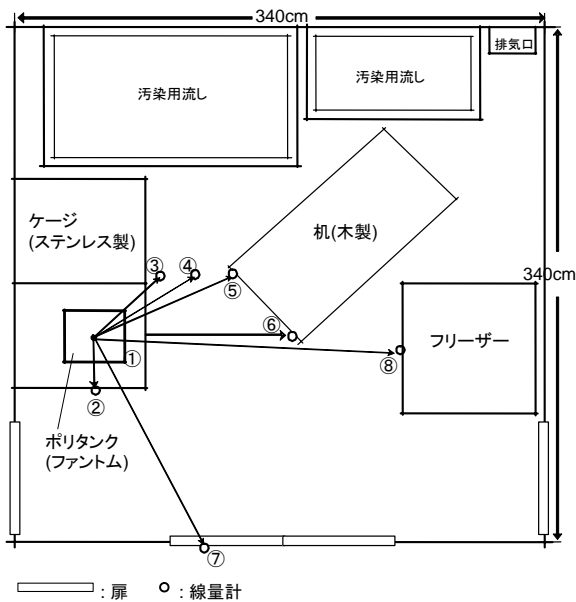


Fig.6 実験室の見取り図

RPLD はそれぞれ①ファントム表面、②ケージ外側表面(線源中心から25cm)、③線源中心から50cm、④75cm、⑤1m、⑥1.25m(ケージから1m)、⑦1.5m(入り口の扉の外側表面)、⑧2mの計8箇所に設置した。また、サーベイメータによる線量率測定も、RPLDの設置場所と同じ場所で行った。このとき、線量率の低い場所から測定するため、測定順序は⑧→⑦→⑥→⑤→④→③→②→①とした。

##### 4-1-1. サーベイメータによる空間線量率の測定

ICの場合は、RIに影響しない場所で0合わせを行った後、経時的にRI投与直後、2,4,6,12,18,24時間後に測定を行った。

SSの場合は、実験開始前に予め測定場所の当日のバックグラウンド(以下B.G)を測定・確認した。時定数T(T=3,T=10,T=30)を使い分けしつつ、経時的にRI投与直後、6,12,18,24,30,36,48時間後に測定を行った。

##### 4-1-2. RPLDによる積算線量の測定

RPLDの設置時間は、RI投与前、RI投与後6,12,18,24,30,36時間後とした。設置場所は、サーベイメータにおける測定地点と同様であり、実験条件上可能な限り地面からの高さを約80cmのところとし、設置時間を記録した。

実験室内の測定地点とは別に、RPLD4個をコントロールとして管理区域内の汚染検査室に設置した。

設置したRPLDの回収は、RI投与後48時間後に行い、回収したRPLDは、旭テクノグラス株式会社静岡工場にて、専用の線量計リーダー(FGD-1000, 旭テクノグラス株式会社, 千葉)で線量の読取を行った。

この積算吸収線量( $\mu\text{Gy}$ )で示された測定値から線量率( $\mu\text{Sv/h}$ )を求めるため、Eq.1により算出した。

$$R_{ti} = D_{ti} \times \frac{\lambda}{1 - e^{-\lambda \cdot (t-ti)}} \quad \dots \text{Eq.1}$$

$R_{ti}$  :  $t_i$  時間における線量率 ( $\mu\text{Sv/h}$ )

$D_{ti}$  :  $t_i$  時間から測定終了までの集積線量 ( $\mu\text{Gy}$ )

$\lambda$  : 崩壊定数 ( $1/\text{h}$ )

$t_i$  : RPLD を設置した時間 ( $\text{h}$ )

$t$  : RPLD を回収した時間 ( $\text{h}$ )

#### 4-2. 距離に対する線量率の経時的変化の評価

IC および SS により得られた線量率の数値をもとに、距離と線量率の関係を時間毎にまとめた。また、RPLD により得られた積算線量の数値をもとに、距離と積算線量の関係を時間毎にまとめた。

距離による減衰効果は点線源からの放射能の線束が距離の 2 乗に反比例すること (逆二乗則) から明らかなように、放射能の線量率も同様に逆二乗則を適用できる。そこで、サーベイメータの場合は、B.G と測定距離の誤差を考慮した逆二乗則 Eq.2 に従って、ファントム中心からの距離を変数、測定距離の誤差および B.G を定数とし、非線形最小二乗法プログラム MULTI を用いて解析した。

$$D = a / (d - b)^2 + \text{B.G} \quad \dots \text{Eq.2}$$

RPLD の場合は、Eq.3 に従って同様に解析した。

$$D = a / (d - b)^2 \quad \dots \text{Eq.3}$$

D : 線量率 ( $\mu\text{Sv/h}$ )

a : 実効線量率定数 ( $\mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ ) に放射能 (MBq) を乗じたもの

d : ファントム中心からの距離 (m)

b : 測定距離の誤差 (m)

B.G : バックグラウンド ( $\mu\text{Sv/h}$ )

#### 4-3. 実効線量率定数 $\Gamma_E$ の算出

一般に、 $^{18}\text{F}$  の実効線量率定数は 0.140,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  の実効線量率定数は 0.0181 とされており、線源の放射能 S (MBq) と線源からの距離 r (m) が既知であれば、実効線量率定数  $\Gamma_E$  を用いて簡単に任意の地点における線量率を求めることができる。この式を Eq.4 として以下に示した。

$$D = \Gamma_E \cdot S \cdot r^2 \quad \dots \text{Eq.4}$$

これを  $\Gamma_E$  についての等式 Eq.5 に変換し、実測値による実効線量率定数を算出して、ファントム表面 (線源中心から 15cm)、ケージ外側表面 (線源中心から 25cm)、線源中心から 50cm および線源中心から 1m の地点における体積のある線源の実効線量率定数について評価を行った。

$$\Gamma_E = \frac{D \cdot r^2}{S} \quad \dots \text{Eq.5}$$

D : 実効線量率 ( $\mu\text{Sv/h}$ )

$\Gamma_E$  : 実効線量率定数 ( $\mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ )

S : 線源の放射能 (MBq)

r : 線源からの距離 (m)

このとき、線量率測定時の線源の放射能 S を求めるため、投与時の線源の放射能  $S_0$  から Eq.7 を用いて半減期補正を行った。半減期補正に用いた半減期 ( $T_p$ ) は非線形最小二乗法プログラム MULTI を用いて解析した数値を使用している。

$$S_0 = S \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad \dots \text{Eq.6}$$

$\lambda = \ln 2 / T_p$  であるから

$$S = S_0 \cdot e^{\ln 2 / T_p \cdot t} \quad \dots \text{Eq.7}$$

S : t 時間における放射能 (MBq)

$S_0$  : 投与時 ( $t=0$ ) における放射能 (MBq)

$\lambda$  : 崩壊定数 (/h)

t : 投与から線量率測定時までの経過時間 (h)

$T_p$  : 得られた測定値を MULTI により解析して算出した半減期 (h)

#### 4-4. 測定器の評価

本研究に用いた各測定器にはそれぞれ長所と短所がある。得られた測定値をもとに、核医学検査時における測定器の適切な使用方法について検討した。

### III. 結果

#### 1. 空間線量率の経時的変化

IC および SS による  $^{18}\text{F}$  における空間線量率と投与後の時間との関係を Fig.7 に、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  における空間線量率と投与後の時間との関係を Fig.8 に示した。また、IC と SS の線量率の比について距離別に示したものを Fig.9 に示した。なお、これらのグラフは、 $^{18}\text{F}$ -FDG あるいは  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  投与量を 100MBq (10MBq/Kg) 当たり換算した測定値を表示しており、グラフ上に存在する破線は積算線量が 1mSv となる線量率を示し、実線は積算線量が  $10\mu\text{Sv}$  以下となる線量率および時間を示している。また、長破線は線量率が  $5\mu\text{Sv/h}$  以下となる時間を示している。

水ファントムを用いて核医学検査時の実際の入院室を想定した実験条件において、IC および SS いずれもよく空間線量を測定していたが、SS においては、 $^{18}\text{F}$ -FDG および  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  投与直後の測定時に窒息現象が生じており、正確な実測値が得られなかった (Fig.6, Fig.7)。

また、B.G レベルを除くどの線量領域においても SS は、電離箱式サーベイメータより  $^{18}\text{F}$  で約 40%， $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では約 55% 過大評価しており、特にファントム表面では  $^{18}\text{F}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ともに IC の約 2 倍を示した (Fig.6-8)。

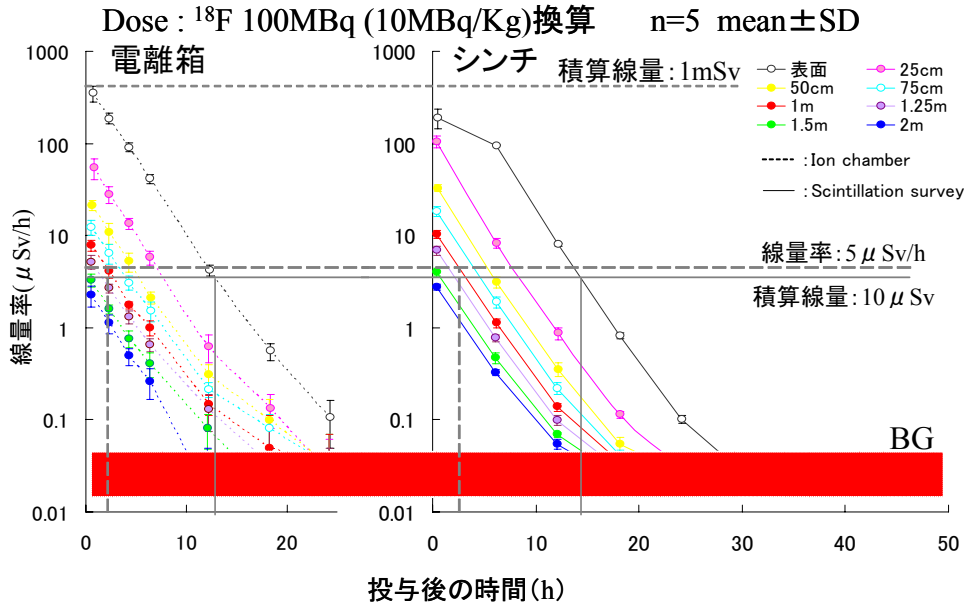


Fig.6  $^{18}\text{F}$ -FDG 投与後の時間と空間線量率との関係

$^{18}\text{F}$ -FDG 投与後から各サーベイメータで測定した空間線量率の経時的変化を示す。線グラフの点線は電離箱式サーベイメータ、実線はシンチレーションサーベイメータの線量率の変化を示す。積算線量を示す線は、投与時の線量率が  $380 \mu\text{Sv/h}$  のときに  $1\text{mSv}$ 、投与時の線量率が  $3.3 \mu\text{Sv/h}$  のときに  $10 \mu\text{Sv}$  となることを示している。また、ファントム表面において積算線量が  $10 \mu\text{Sv}$  となる時間を示している。さらに、線源中心から  $1\text{m}$  の距離において線量率が  $5 \mu\text{Sv/h}$  となる時間を示している。電離箱式サーベイメータでは  $1 \mu\text{Sv/h}$  以下の測定値にばらつきが認められた。一方、シンチレーションサーベイメータでは投与直後のファントム表面における窒息現象を除いて、問題なく空間線量率を測定していた。また、シンチレーションサーベイメータは電離箱式サーベイメータより平均で 40% 過大評価しており、特にファントム表面では電離箱式サーベイメータの約 2 倍を示した。

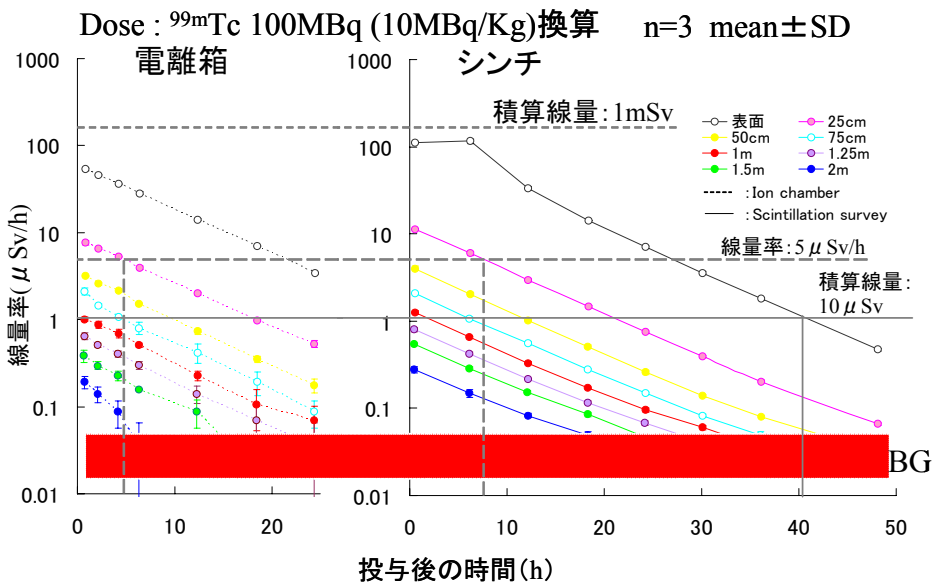


Fig.7  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  投与後の時間と空間線量率との関係



Na<sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub> 投与後から各サーベイメータで測定した空間線量率の経時的变化を示す。線グラフの点線は電離箱式サーベイメータ、実線はシンチレーションサーベイメータの線量率の変化を示す。積算線量を示す線は、投与時の線量率が 130 μSv/h のときに 1mSv、投与時の線量率が 1.1 μSv/h のときに 10 μSv となることを示している。また、ファントム表面において積算線量が 10 μSv となる時間を示している。さらに、線源中心から 1m の距離において線量率が 5 μSv/h となる時間を示している。電離箱式サーベイメータでは 1 μSv/h 以下の測定値にばらつきが認められた。一方、シンチレーションサーベイメータでは投与直後のファントム表面における窒息現象を除いて、問題なく空間線量率を測定していた。また、シンチレーションサーベイメータは電離箱式サーベイメータより平均で 55% 過大評価しており、特にファントム表面では電離箱式サーベイメータの約 2 倍を示した。

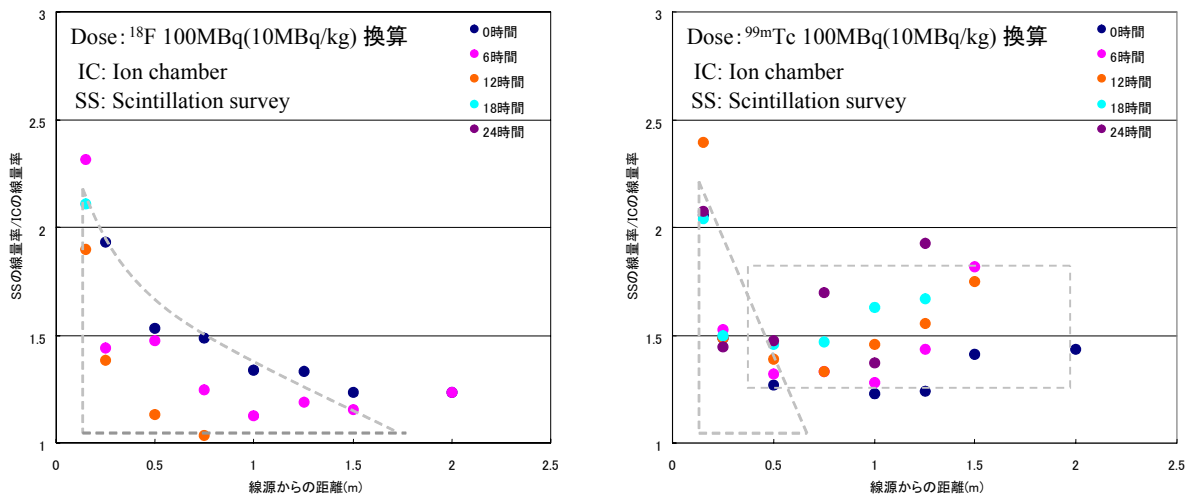


Fig.8 核種別の距離とICに対するSSの過大評価の比との関係

ICは電離箱式サーベイメータ,SSはシンチレーションサーベイメータを示す。●はファントム内投与直後, ●は投与6時間後, ●は投与12時間後, ●は投与18時間後, ●は投与24時間後のICに対するSSの線量率の比を示す。SSはICより<sup>18</sup>Fで平均40%,<sup>99m</sup>Tcで平均55%過大評価しており,特にファントム表面では<sup>18</sup>F,<sup>99m</sup>TcともにICの約2倍である。また,破線で囲まれた部分が体積線源の効果あるいは散乱線の影響に寄与していると考えられる領域を示す。体積線源の効果あるいは散乱線の影響は<sup>18</sup>Fでは高線量であるほど大きく,線源から1.5m付近にまで及んでおり,<sup>99m</sup>Tcでは線量にかかわらず線源から50cm付近の近い地点で影響を受けやすいと推定された。

1-1. <sup>18</sup>Fにおける空間線量率の経時的变化

ICおよびSSによる,ファントム表面の投与6,12,18,24時間後の線量率はそれぞれ41.2,4.2,0.6,0.1μSv/h,および95.4,8.0,0.8,0.1μSv/hであり,RPLDによるファントム表面の投与6時間後および12時間後の線量率は72.6および5.5μSv/hであった。これらの線量率と時間との関係を非線形最小二乗法プログラムMULTIを用いて解析し,そのシミュレーション曲線からファントム表面の半減期を求めたところ,ICでは1.80時間,SSでは1.74時間,RPLDでは1.81時間であった。<sup>18</sup>Fの物理的半減期は1.83時間であることから,それぞれ0.03時間(1.8%),0.09時間(4.9%),0.02時間(1.0%)半減期が短くなったが,それぞれの測定誤差を考慮すれば全て物理的半減期に一致して消失したと考えて良いと思われる(Fig.10)。

米国放射線防護審議会(NCRP REPORT No.148)が勧告するRIを投与した動物の退出基準を参考にすると,線源中心からの距離が1mの地点において5μSv/h以下となる時間は,<sup>18</sup>FではRIを投与してから2時間12分後であった(Fig.6)。

各サーベイメータの実測値から台形公式を用いてRIが消失するまでの曲線下面積(以下AUC)を求め,RPLDにおいては得られた積算線量(μGy)からEq.1を用いて一度線量率(μSv/h)に変換した後,サーベイメー

タの場合と同様に台形公式を用いて AUC を求めたところ、<sup>18</sup>F-FDG 投与後 15 時間以上が経過していれば、ファントム表面の位置における積算線量は 10 $\mu$ Sv を超えないことが示された (Fig.6)。

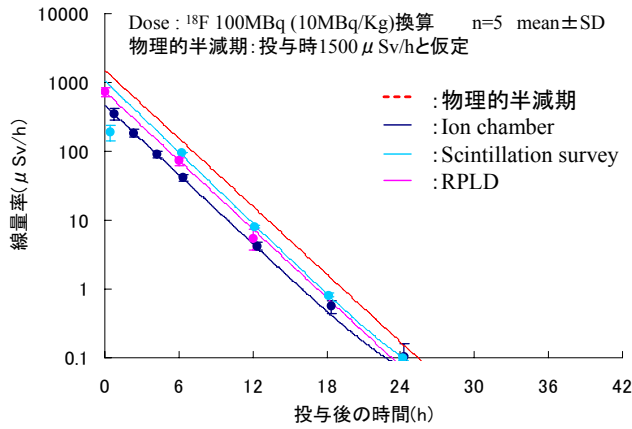


Fig.9 <sup>18</sup>F の物理的半減期と実験結果による半減期の比較

●は電離箱式サーベイメータ, ●はシンチレーションサーベイメータ, ●は RPLD による測定値を示す。点線は物理的半減期, 実線は測定値より得られたシミュレーション曲線を示す。水ファントムに投与した場合でも物理的半減期にほぼ一致した。

1-2. <sup>99m</sup>Tc における空間線量率の経時的変化

<sup>99m</sup>Tc では, SS において, 投与直後の測定値よりも, 投与 6 時間後の測定値のほうが僅かだが高値を示した (Fig.7)。

それぞれの測定器によるファントム表面の投与 6,12,18,24 時間後の線量率は, IC では 28.4,14.1,7.0,3.4 $\mu$ Sv/h であり, SS では 115.7,33.6,14.3,7.1 $\mu$ Sv/h, RPLD では 41.7,18.6,8.2,4.1 $\mu$ Sv/h であった。これらの測定値を 1-1. と同様に解析し, 得られたシミュレーション曲線からファントム表面におけるそれぞれの半減期を算出したところ, IC では 5.51 時間, SS では 5.57 時間, RPLD では 5.56 時間で, <sup>99m</sup>Tc の物理的半減期が 6.01 時間であることから, それぞれ 0.50 時間(8.7%), 0.44 時間(7.3%), 0.45 時間(7.6%)半減期が短くなっていたが, 測定器の誤差を考えるといずれも物理的半減期に近いものであった (Fig.10)。

1-1. と同様に線源中心からの距離が 1m の地点において 5 $\mu$ Sv/h 以下となる時間を算出しようとしたところ, <sup>99m</sup>Tc の場合は RI 投与直後にすでに 5 $\mu$ Sv/h 未満であった (Fig.7)。

また, AUC についても 1-1. と同様に求めた結果, 両サーベイメータおよび RPLD において <sup>99m</sup>Tc 投与後 42 時間以上が経過していれば, ファントム表面における積算線量は 10 $\mu$ Sv を超えないことが示された (Fig.7)。

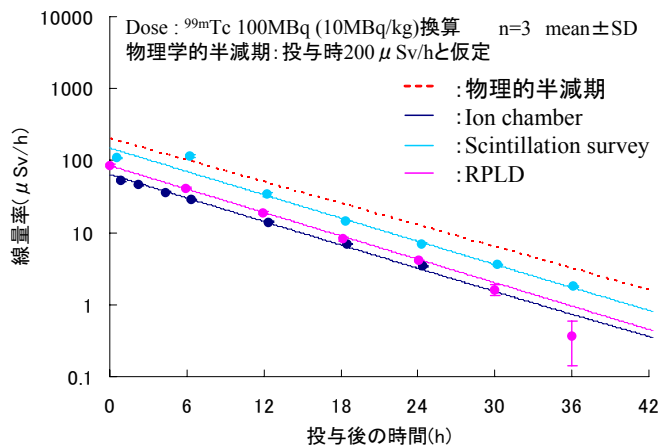


Fig.10 <sup>99m</sup>Tc の物理的半減期と実験結果による半減期の比較

●は電離箱式サーベイメータ, ●はシンチレーションサーベイメータ, ●は RPLD による測定値を示す。点線は物理的半減期, 実線は測定値より得られたシミュレーション曲線を示す。水ファントムに投与した場合でも物理的半減期にほぼ一致した。RPLD の測定値は時間経過に伴ってシミュレーション曲線との差が大きくなった。

2. 距離に対する線量率の経時的变化

<sup>18</sup>F-FDG における IC による距離と線量率の関係を Fig.11 に, SS による距離と線量率の関係を Fig.12 に, Na<sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub> における IC による測定結果を Fig.13 に, SS による測定結果を Fig.14 に示した。さらに, RPLD による距離と積算線量の関係を Fig.15 に示した。上述のグラフにおいて, 投与量を 100MBq 当たり (10MBq/kg) に換算して測定値を表示しており, 曲線は逆二乗則のシミュレーション曲線を示している。

今回の実験条件で, IC および SS いずれもよく空間線量を測定していた (Fig.11-14)。

両サーベイメータとも, 線源中心からの距離に近い地点に重点を置いて距離と線量率の関係を MULTI 解析し, シミュレーション曲線を描こうとすると, 測定値にフィットしなかった。そこで, 線源中心から離れた地点の測定値に重点を置いてシミュレーション曲線を作成したところ, よくフィットするようになり, IC,SS ともに逆二乗則によく従っていることが示された。

<sup>18</sup>F において, 線源中心からの距離が 15cm (ファントム表面) の測定値は, SS の投与直後の測定値を除いて, どの時間においても IC ではシミュレーション曲線より約 3.1 倍, SS では約 3.5 倍高値を示した (Fig.11, Fig.12)。

<sup>99m</sup>Tc の場合は, ファントム表面の測定値は, どの時間においてもシミュレーション曲線より IC で約 1.8 倍, SS で約 3.8 倍高値を示した (Fig.13, Fig.14)。また, SS において, ファントム表面の投与 6 時間後の測定値が投与直後の値を僅かに上回った。

また, 測定距離の誤差は, <sup>18</sup>F において IC で -14.7cm, SS では -8.8cm, <sup>99m</sup>Tc の場合はそれぞれ -0.8cm, -0.2cm であり, 今回の実験条件では, いずれも設定した測定距離より離れた地点で測定したことが示された。

RPLD では線源からの線量が高い場合にはよく空間線量を測定していたが, <sup>18</sup>F では投与後 12 時間以降, <sup>99m</sup>Tc では投与後 18 時間以降に設置した RPLD では正確な積算線量を測定できなかった。また, 測定値は <sup>18</sup>F, <sup>99m</sup>Tc ともによく逆二乗則に従っていたが, ファントム表面の測定値は, シミュレーション曲線に対し <sup>18</sup>F で約 5 倍高く, <sup>99m</sup>Tc ではほぼ一致していた (Fig.15)。測定距離の誤差は <sup>18</sup>F で -0.2cm, <sup>99m</sup>Tc で 11.2cm であり, <sup>18</sup>F ではほぼ正確な測定距離で, <sup>99m</sup>Tc では 11.2cm 近い地点から測定していたことを示す結果となった。

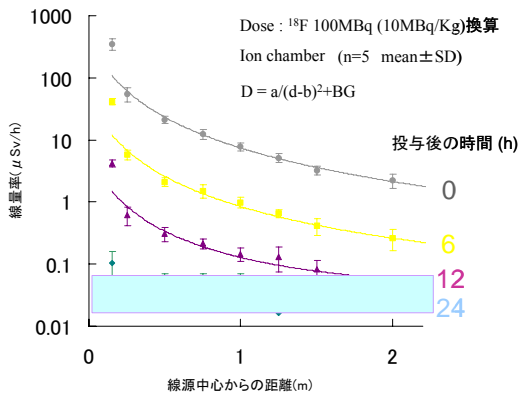


Fig.11 <sup>18</sup>F 投与時の電離箱式サーベイメータによる距離と線量率の関係

図中の各曲線は解析した逆二乗則を示すシミュレーション曲線である。●は投与直後, ■は投与 6 時間後, ▲は投与 12 時間後, ◆は投与 24 時間後の測定値を示す。測定値は逆二乗則によく従っていた。ファントム表面(線源中心からの距離が 15cm)における測定値は, 線量率に依存せず, 常に逆二乗則を示す曲線よりも 3.1 倍高値を示したが, ケージの外側表面(線源中心からの距離が 25cm)の測定値はほぼ逆二乗則に従っていた。

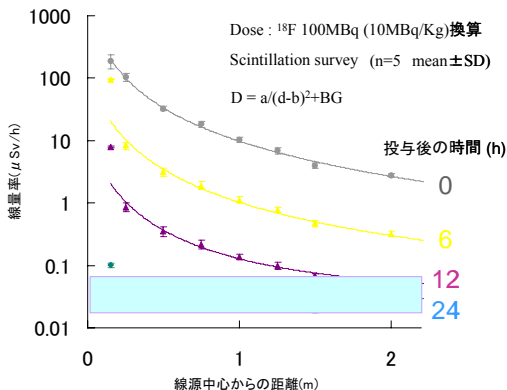


Fig.12 シンチレーションサーベイメータによる距離と線量率の関係

図中の各曲線は解析した逆二乗則を示すシミュレーション曲線である。●は投与直後, ■は投与 6 時間後, ▲は投与 12 時間後, ◆は投与 24 時間後の測定値を示す。測定値は逆二乗則によく従っていた。ファントム表面における測定値は, 投与直後のサーベイメータによる窒息現象が生じた数値を除いて全て逆二乗則よりも 3.5 倍高値を示していた。また, ケージ外側表面(線源中心からの距離が 25cm)の測定値はほぼ逆二乗則に従っていた。

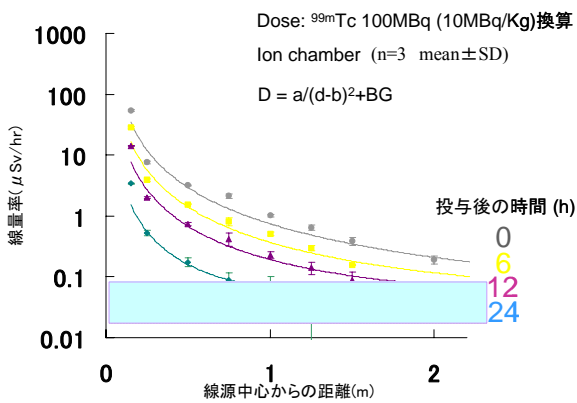


Fig.13 <sup>99m</sup>Tc 投与時の電離箱式サーベイメータにおける距離と線量率の関係

図中の各曲線は解析した逆二乗則を示すシミュレーション曲線である。●は投与直後、■は投与6時間後、▲は投与12時間後、◆は投与24時間後の測定値を示す。測定値は逆二乗則によく従っていた。ファントム表面(線源中心からの距離が15cm)における測定値は、線量率に依存せず、常に逆二乗則を示す曲線よりも1.8倍高値を示したが、ケージの外側表面(線源中心からの距離が25cm)の測定値はほぼ逆二乗則に従っていた。

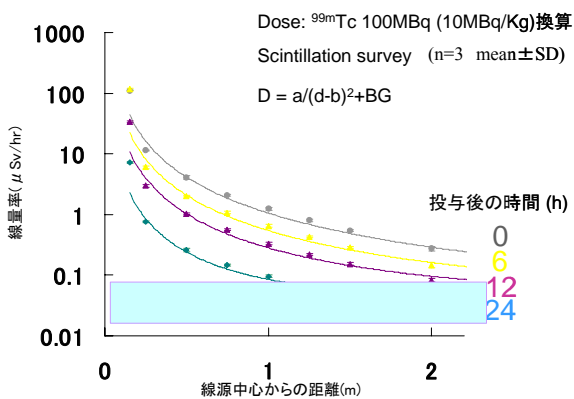


Fig.14 シンチレーションサーベイメータにおける距離と線量率の関係

図中の各曲線は解析した逆二乗則を示すシミュレーション曲線である。●は投与直後、■は投与6時間後、▲は投与12時間後、◆は投与24時間後の測定値を示す。測定値は逆二乗則によく従っていた。ファントム表面における測定値は、投与直後のサーベイメータによる窒息現象が生じていたものの全て逆二乗則よりも3.8倍高値を示していた。また、ケージ外側表面(線源中心からの距離が25cm)の測定値はほぼ逆二乗則に従っていた。

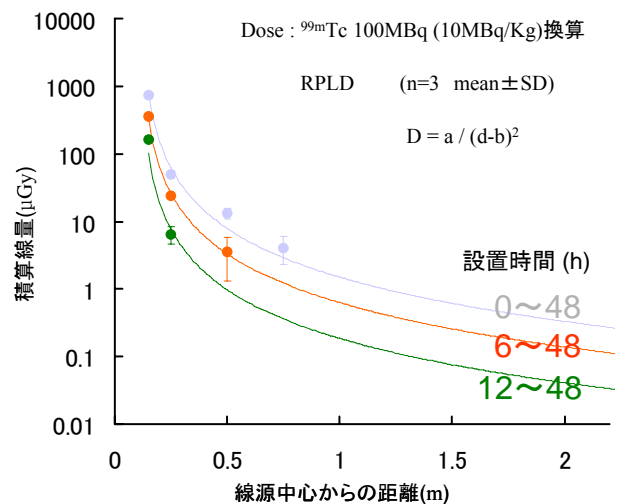
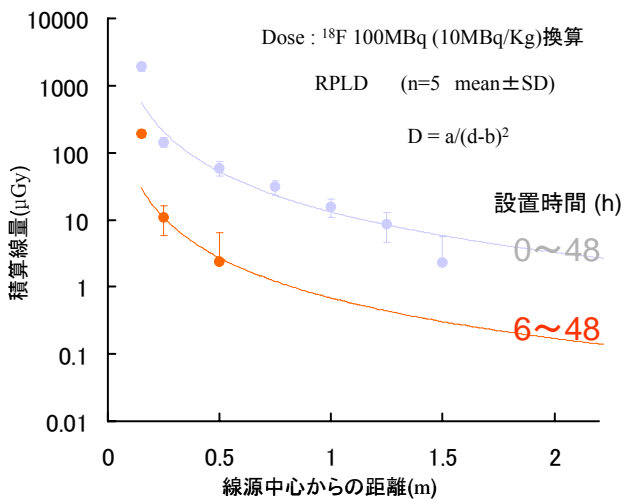


Fig.15 <sup>18</sup>F および <sup>99m</sup>Tc 投与時の RPLD における距離と積算線量の関係

図中の各曲線は逆二乗則を示すシミュレーション曲線である。●は RI 投与前から設置し 48 時間後に取り外した RPLD, ●は RI 投与後 6 時間に設置し 48 時間後に取り外した RPLD, ●は投与後 12 時間に設置し 48 時間後に取り外した RPLD を示す。<sup>18</sup>F ではファントム表面の値が曲線より約 5 倍高値を示したが、<sup>99m</sup>Tc では曲線に一致した。

### 3. みかけの実効線量率定数 ( $\Gamma_E: \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ ) の評価

文献による実効線量率定数は、<sup>18</sup>F で 0.140, <sup>99m</sup>Tc で 0.0181 である。本実験で得られた測定値から、線源中心から 15cm(ファントム表面), 25cm(ケージ外側表面), 50cm, および 1m の 4 地点について Eq.4~Eq.7 によ

ってみかけの実効線量率定数を算出したところ、核種およびサーベイメータにかかわらず、線源の放射能が1MBq以上では数量に関係なく一定であった。また、両核種ともICによるみかけの実効線量率定数は、SSの値より文献値に収束していた(Fig.16, Fig.17)。

$^{18}\text{F}$ では各サーベイメータにおいて、ファントム表面におけるみかけの実効線量率定数が0.140より高値を示し、ICでは投与直後、2,4,6,12時間後の5点の平均で0.140の約3倍、SSでは投与後6,12,18,24時間の4点の平均で約4.8倍を示したが、線源中心から25cm,50cm,1mにおいては0.140に近似した。また、投与後12時間(線源の放射能が約0.1MBq)のように、減衰により線量率がB.Gレベルになるにつれて、みかけの実効線量率定数は高線量時に比べ高値を示す傾向を示した(Fig.16)。

一方 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ では、ICによるファントム表面のみかけの実効線量率定数は文献値である0.0181に最も近似しており、線源中心からの距離によってはファントム表面のみかけの実効線量率定数の約1/2を示した。SSではファントム表面のみかけの実効線量率定数は文献値である0.0181より約2倍高値を示した(Fig.17)。

また、 $^{18}\text{F}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ともにみかけの実効線量率定数は、値の大きい方から順に線源中心からファントム表面、1m、50cm、25cmであり、また、ファントム表面におけるみかけの実効線量率定数を除いて文献値に近い順に見ると、線源中心から1m、50cm、25cmであった(Fig.16, Fig.17)。

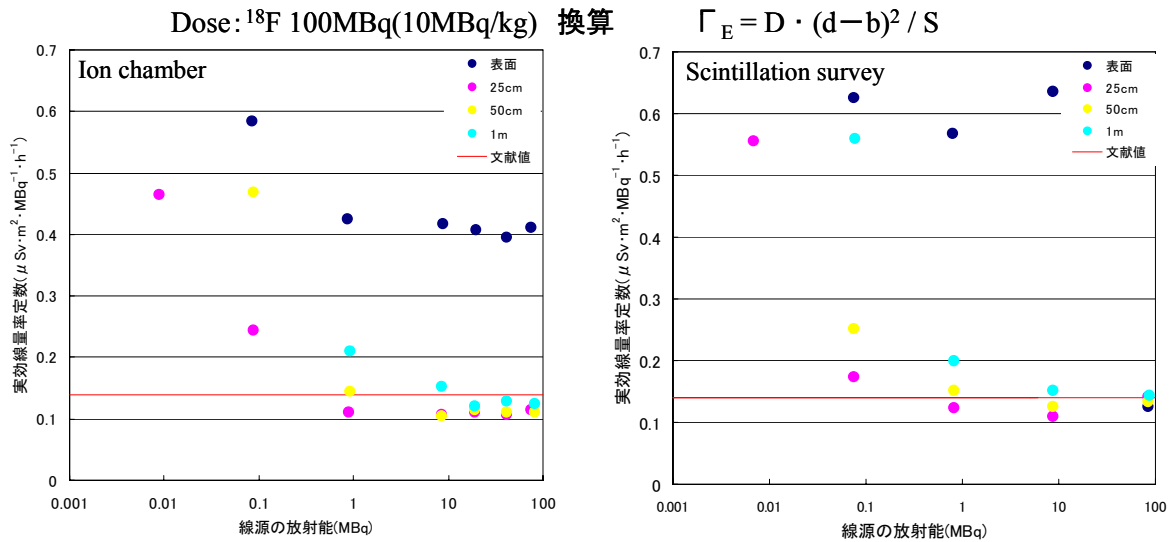


Fig.16  $^{18}\text{F}$ の実測によって得た線量率から逆算して求めた実効線量率定数

(●: ファントム表面, ●: 線源中心から25cm, ●: 線源中心から50cm, ●: 線源中心から1m, —: 実効線量率定数 $\Gamma_E$ )  $D$ は実測した線量率( $\mu\text{Sv/h}$ ),  $(d-b)$ は測定距離の誤差を考慮した線源中心から測定地点までの距離(m),  $S$ は線源(ファントム)内の数量(MBq)を示す。電離箱式サーベイメータ(Ion chamber)によって線量率を正確に測定できるのは線源の放射能が1MBq以上で、実効線量率定数は表面では文献値(0.140)よりも明らかに過大評価となる一方で、ファントムに一定数量以上であり一定距離以上をとればIon chamberおよびScintillation survey meterいずれも体積線源であっても比較的良好に文献値( $^{18}\text{F}$ : 0.140)に集束または近似することが示された。



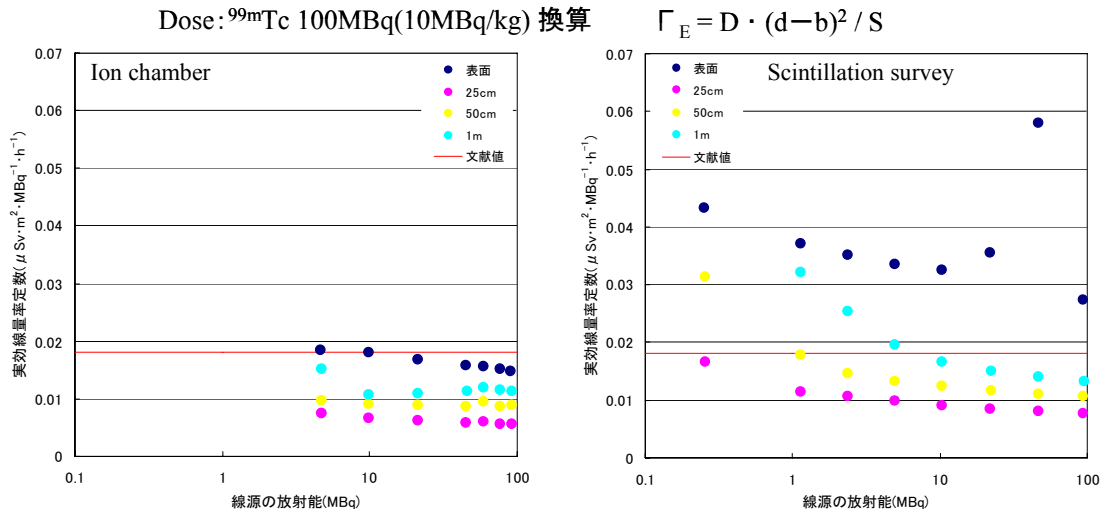


Fig.17 <sup>99m</sup>Tc の実測によって得た線量率から逆算して求めた実効線量率定数

(●: ファントム表面, ●: 線源中心から 25cm, ●: 線源中心から 50cm, ●: 線源中心から 1m, - : 実効線量率定数  $\Gamma_E$ ) D は実測した線量率 ( $\mu\text{Sv/h}$ ), (d - b) は測定距離の誤差を考慮した線源中心から測定地点までの距離 (m), S は各距離における線源の放射能 (MBq) を示す。Ion chamber において表面の実効線量率定数が文献値 (0.0181) に最も近似し、距離を置くと文献値により算出した空間線量率よりも過小評価となることが示された。実測による実効線量率定数は、表面での測定値を除き Ion chamber および Scintillation survey meter いずれも体積線源であっても比較的良好に文献値 (<sup>99m</sup>Tc : 0.0181) に集束または近似することが示された。

#### 4. 測定器の評価

SSは、B.Gを除くどの線量領域においてもICより<sup>18</sup>Fで約40%、<sup>99m</sup>Tcでは約55%過大評価しており (Fig.8)、レスポンスが IC より相対的に高いことが再確認された。また、投与直後の 100 $\mu\text{Sv/h}$  を超える高線量領域では窒息現象を生じていた。一方、ICは、低線量領域である 1 $\mu\text{Sv/h}$  前後から測定が困難であったため、測定値にばらつきが認められた (Fig.6, Fig.7)。

RPLDでは、線量率の低下に伴う測定値の精度の低下が<sup>99m</sup>Tcで顕著に認められた (Fig.10)。また、<sup>99m</sup>Tcのファントム表面におけるRI投与30時間後および36時間後における線量率は  $1.59 \pm 0.27 \mu\text{Sv/h}$ ,  $0.37 \pm 0.23 \mu\text{Sv/h}$  (mean $\pm$ SD, n=3) で、それぞれ線量率の 17.0%および 62.2%の標準偏差を示しており、低線量領域における精度の低下に伴い、個々のRPLDの測定値にもばらつきが大きくなることが確認された (Fig.18)。

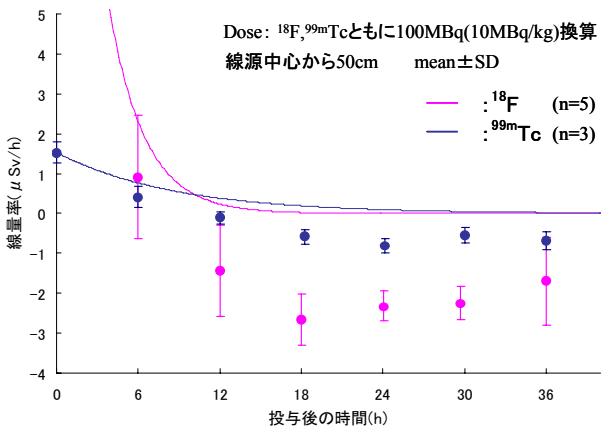


Fig.18 RPLDにおける低線量領域の感度のばらつき  
ファントム(線源)の中心から 50cm の距離における RPLD による線量率の経時的変化を示す。●は <sup>18</sup>F の測定値, ●は <sup>99m</sup>Tc の測定値を示す。コントロールを差し引いているため負の数値が存在する。<sup>18</sup>F, <sup>99m</sup>Tc ともに低線量領域での測定値にばらつきが認められた。

## IV. 考察

### 1. 入院室を想定した水ファントムによる実測の意義

日本の獣医臨床における獣医核医学の実施には、法的整備のみならず安全利用のためのガイドラインを作成する必要があり、実際に RI (radioisotope) を投与した動物から発生する放射線の空間線量分布を予め把握しておくことは、獣医療における放射線の安全利用および飼い主等に対する放射線防護上必要な情報であると考えられる。

RI を投与された動物から発生する放射線の空間線量分布は、一定の条件を想定して実験を行えば測定することができるが、コンピュータシミュレーションあるいは既知の定数等を用いた計算のみによって、RI を投与された動物から放たれる放射線の空間線量分布や被ばく線量を推定することは、実際の空間線量分布に影響する要因 (RI を投与された動物の種、品種、体格、核種、散乱線、核医学診療の作業時間、患者との距離、入院室内の様子など) による様々な変化や違いに気付くことができない。また、コンピュータシミュレーションによる人間の被ばく評価が行われているが、極端な条件設定を強いられることが多い。

そこで、空間線量分布に影響する様々な要因のうち、核種に  $^{18}\text{F}$  および  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を選択し、動物の体重を 10kg と想定して、核医学検査中の獣医師らの行動を考慮した測定距離を設定し、実際の入院室を想定してステンレス製のケージ内に水ファントムを置いて空間線量分布を実測することで、犠牲となる動物数を削減することができ、点線源とは異なる体積線源における現実に近いデータが得られるため、より具体的な空間線量分布およびその測定技術に関する検討が可能となる。また、不必要な被ばくを避けるために有用であり、それが RI の安全利用およびガイドライン作成につながると考える。

### 2. 空間線量率の評価および退出基準の検討

本研究の実験条件において、IC および SS いずれも問題なく空間線量率を測定していたが、SS においては、 $^{18}\text{F}$ -FDG および  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  投与直後の  $100\mu\text{Sv/h}$  を超える高線量領域で窒息現象を生じており、正確な実測値が得られなかった。また、IC では、低線量率領域である  $1\mu\text{Sv/h}$  前後から測定値にばらつきが認められた (Fig.6, Fig.7)。さらに、RPLD ではファントム表面の線量率において、時間経過に伴って、半減期を示す直線よりも線量率が徐々に低下していることが示され (Fig.9, Fig.10)、低線量領域では測定値にばらつきが認められた (Fig.18)。

$^{18}\text{F}$  および  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  いずれの場合も IC, SS, および RPLD による半減期は、各々の物理的半減期とほぼ一致して消失したが、半減期の短縮が僅かに認められ (Fig.9, Fig.10)、その物理的半減期に対する短縮した時間の割合は、IC, SS, RPLD の順に  $^{18}\text{F}$  では 1.8%, 4.9%, 1.0%,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では 8.7%, 7.3%, 7.6% であった。これらの半減期の短縮は、各測定器の特性と精度によるものと考えられる。

続いて、Fig.6 および Fig.7 をみると、B.G を除くどの線量領域においても SS は、IC より  $^{18}\text{F}$  で約 40%,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では約 55% 過大評価していた (Fig.8)。これは、各サーベイメータの特徴を示しており、SS は IC より高感度であるが、低エネルギーに対する反応が相対的に高いため過大な値を示すことを意味している。したがって、Fig.9 のように、距離と IC に対する SS の過大評価の比との関係を測定時間毎に示すことにより、低エネルギーの散乱線の影響や体積線源の効果を推定することができると考えられた。よって、体積線源の効果あるいは散乱線の影響は、 $^{18}\text{F}$  では線源の線量が高いほど大きく、また、線源から 1.5m 付近の距離にまで及んでおり、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では線量にかかわらず線源から 50cm 付近の近い地点で認められると推定された。

2004 年の米国放射線防護委員会 (NCRP) の勧告によれば、核医学検査を行った動物の退出基準を 1m の距離で  $5\mu\text{Sv/h}$  以下としている。これを考慮すると、投与量  $100\text{MBq}$  当たりでは  $^{18}\text{F}$  の場合は RI 投与後 2 時間 18 分から退出が可能で (Fig.6)、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  の場合は RI 投与直後から  $5\mu\text{Sv/h}$  以下である (Fig.7) ので、核医学検査終了後直ちに退出が可能と考えられる。しかし、本研究では、RI の投与量を一定にした場合の動物の大きさによる線量率の差異や投与量の違いによる線量率の差異については考慮していない。RI の投与量が同じならば投与された動物の大きさが小さいほど線量は大きくなる傾向にあり、投与量が多ければ測定される線量率も増

す。また、臨床で用いられる薬物と放射性薬剤との薬物相互作用や代謝にかかわる肝臓や腎臓などの臓器の機能の変化等により、動物体内における RI の残留時間に変化を生じることもある。したがって、様々な状況に合わせた空間線量分布や退出時間の推定が必要であると考えられる。

### 3. 距離と線量率の関係についての検討

距離に対する線量率の経時的変化について、IC、SS ともに逆二乗則によく従っていたが、ファントム表面（線源中心から 15cm）では解析した逆二乗則を示す曲線よりも、 $^{18}\text{F}$  では IC および SS の順に 3.1 倍および 3.5 倍、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では 1.8 倍および 3.8 倍高い線量が観察された。しかし、線源中心から 25cm の地点であるステンレス製ケージの外側表面における測定値は逆二乗則に従っていた (Fig.11-14)。

この様な結果となった要因に、本研究では、線源の中心から測定地点までの距離を測定距離としており、実際には体積線源の影響を受けて、平均の線源と検出器までの距離が計算に用いた線源の中心からの距離よりも短くなることや、ビルドアップによる影響が考えられ、それらの影響を最も受けるのはファントム表面である。また、SS に関しては IC よりも低エネルギーに対する反応が相対的に高いためと推定される。

また、エネルギー補償フィルタ付きの RPLD によるファントム表面の実測値が、逆二乗則のシミュレーション曲線に対し、 $^{18}\text{F}$  で約 5 倍高く、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  でほぼ曲線に一致していた (Fig.15)。この相違と Fig.2、上述した測定距離およびビルドアップの影響を考慮すると、 $^{18}\text{F}$  からは RPLD が検知する 30keV 以上の散乱線が、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  からは検出できない 30keV 以下の散乱線が相対的に多く発生していると予想される。

本研究における測定距離は、核医学検査にかかわる人間が動物に対してどのような行動をとるのかを考慮して設定している。そこで、各距離について簡単に線量率の評価を行った。

ファントムの表面は、獣医師らが核医学検査時に RI を投与する際の保定時、あるいは RI を投与後、動物の移動のために抱えたときなどを想定した。このファントム表面の投与後 6 時間までの線量率は、IC において  $^{18}\text{F}$  で 38 $\mu\text{Sv/h}$  以上あり、特に投与直後の線量率は高く、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  も 30 $\mu\text{Sv/h}$  以上存在した。線源中心から 50cm の地点は、獣医師らが動物に給餌や輸液、留置などの臨床処置を行う際の距離として設定した。この地点の投与後 6 時間までの線量率は、IC において  $^{18}\text{F}$  で 2.6 $\mu\text{Sv/h}$  以上あり、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では 1.6 $\mu\text{Sv/h}$  以上であった。また、線源中心から 1.5m の距離では、投与 6 時間後の IC において  $^{18}\text{F}$  で 0.4 $\mu\text{Sv/h}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  で 0.2 $\mu\text{Sv/h}$  であった。

ファントム表面においては、散乱線や体積線源による影響もあり、また、実際に動物に RI を投与した場合には、動物による代謝や使用した放射性薬剤の特定臓器への集積により、部位によっては表面における線量率が本研究で得た結果より高値を示すこともありうるため、薬物動態も考慮しながら、特に被ばくに注意する必要がある。また、動物から 1.5m の距離を保ったとしても被ばくすることを認識し、投与 6 時間後においても微量ではあるがバックグラウンドよりは大きい被ばくをすることを考慮すべきである。

被ばく量を最小限にするためには、放射線防護の 3 原則のうち、距離が一番のポイントとされるため、動物との距離を長くするように努めなければならない。また、年間の被ばく線量が、10 $\mu\text{Sv}$ ~1mSv では非常に低い被ばくであり、10 $\mu\text{Sv}$  未満では無視できる範囲と考えられており、これらの線量レベルを維持できるような防護体制が望まれる。

### 4. 空間線量分布の測定による測定器の評価

本研究の実験条件において、IC および SS いずれもよく空間線量率を測定していたが、SS においては、 $^{18}\text{F}$ -FDG および  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$  投与直後の 100 $\mu\text{Sv/h}$  を超える高線量領域で窒息現象を生じており、正確な実測値が得られなかった。また、IC では、低線量領域である 1 $\mu\text{Sv/h}$  前後から測定値にばらつきが認められた (Fig.6, Fig.7)。これは、各サーベイメータの放射線の測定可能範囲を超えていたためと考えられる。

また、SS は、どの線量領域においても IC より  $^{18}\text{F}$  で平均 40%、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  で平均 50%線量率を過大評価しており、特にファントム表面では、 $^{18}\text{F}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ともに IC の約 2 倍を示した (Fig.6, Fig.7, Fig.8)。SS においてこのような結果が観察されたのは、IC のレスポンスがほぼ一定であるのに対し、SS では、 $^{18}\text{F}$  が放出する 511keV のエネルギー領域では  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  が放出する 141keV のエネルギー領域に比べ、レスポンスは低下していく傾向にある



が、それでも IC のレスポンスより相対的に高く、<sup>99m</sup>Tc の放出する 141keV のエネルギー領域ではさらに高いレスポンスを示すことに起因している (Fig.19)。このサーベイメータのエネルギーレスポンスによる影響の違いは、SS の測定値が、IC の測定値に比べて全体的にやや高値を示していることからわかる (Fig.6, Fig.7)。

また、RPLD ではファントム表面の線量率において、時間経過に伴って、線量率が半減期を示す直線よりも徐々に低下していることが観察された (Fig.9, Fig.10)。これは、本研究に用いた RPLD GD-351 の特性により、線量の低下に伴ってレスポンスが下がること (線量直線性) に起因していると考えられ、低線量領域における測定値のばらつき (Fig.18) についても、低線量になるほど RPLD の素子間の感度にばらつきが生じることに起因していると考えられる (Fig.3, Fig.4)。

空間線量率の測定結果やこれらの各測定器の特徴を考慮すると、核医学検査を行う際には、RI 投与直後のような高線量率を測定する場合には IC が、動物の退院時のような低線量率は SS が適していると考えられる。しかし、SS は IC よりも過大評価する傾向があるので、IC を主に使用し、SS は補助的な使用に留めることが望ましい。また、SS を使用する際は、IC や RPLD より過大評価している割合を核種および使用条件に応じて補正値を求めておく必要があると考えられる。

また、RPLD は RI 投与時などの高線量時の積算線量の測定には適しているが、線源から離れた地点での測定や RI 投与後数時間経過後などの低線量時にはレスポンスも低下し、素子間のばらつきも大きくなるため、線源から離れた地点および低線量時の正確な積算線量の測定には適さないと考えられる。

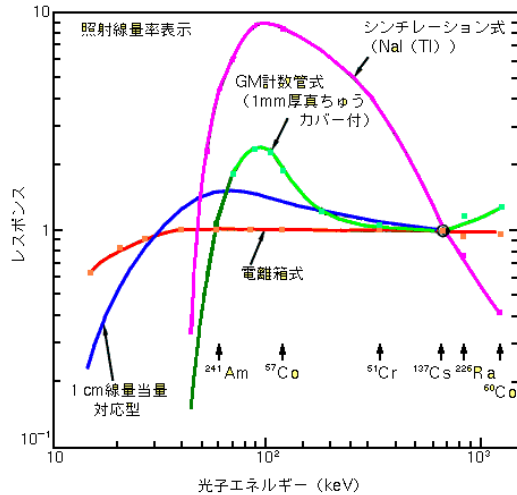


Fig.19 1cm 線量当量に対する代表的なサーベイメータのエネルギー特性

[出典] 飯田博美ほか：詳細—放射線取扱技術—新版，日本原子力産業会議(1995年4月)

<sup>18</sup>F(511keV)の光子エネルギー領域における 1cm 線量当量対応型シンチレーションサーベイメータのレスポンスは、電離箱式サーベイメータのレスポンスよりも高いことを示す。

### 5. みかけの実効線量率定数の算出およびファントム内の放射能の推定による測定技術の検討

距離による減衰効果は点線源からの放射線の線束が距離の 2 乗に反比例する (逆二乗則) が、体積のある線源においても同様に逆二乗則が適用できる。一般に、実効線量率定数 ( $\Gamma_E: \mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ ) はそれぞれ <sup>18</sup>F では 0.140, <sup>99m</sup>Tc では 0.0181 とされており (以下、文献値とする)、線源の放射能 S (MBq) と線源からの距離 r (m) が既知であれば、実効線量率定数  $\Gamma_E$  を用いて簡単に任意の地点における線量率を求めることができる。しかし、文献値は線源が点線源の場合の数値であり、そのまま体積線源に文献値を適用できない。そこで、体積線源である水ファントムの場合におけるみかけの実効線量率定数  $\Gamma_E$  について算出し、既知の定数と比較して検討を試みた。

両核種とも実測値によるみかけの実効線量率定数は、IC のほうが各々の文献値に収束する傾向にあり (Fig.16, Fig.17)、ファントム表面においては、SS は IC よりみかけの実効線量率定数を過大評価していることから、より正確な測定ができていると考えられる IC に焦点を当てて評価を行った。

水ファントムの実測により算出したみかけの実効線量率定数は、いずれの核種でも 1MBq 以上では数量にかかわらずほぼ一定値を示していた (Fig.16, Fig.17)。しかし、<sup>18</sup>F のファントム表面におけるみかけの実効線量率定数が、文献値 (0.140) の約 3 倍高値を示し (Fig.16)、また、<sup>99m</sup>Tc の実測値により算出したみかけの実効線量率定数は、ファントムからの距離によっては文献値の約 1/2 で一定となった (Fig.17)。このことは、既知

の実効線量率定数を用いて体積のある線源の空間線量率を推定する場合に、 $^{18}\text{F}$  のファントム表面では過小評価、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  では距離を置いた地点で過大評価となることを示す。本研究では、自己吸収およびビルドアップの影響を考慮せず実験を行った。ビルドアップとは光子が細くコリメートされていない場合に、物質中でコンプトン散乱された光子が測定点へ入ってくる散乱光子による付加効果のことである。これらを考慮したみかけの実効線量率定数を算出しておくことで、動物から発生する放射線の線量率推定や被ばく線量が推定できるかもしれない。

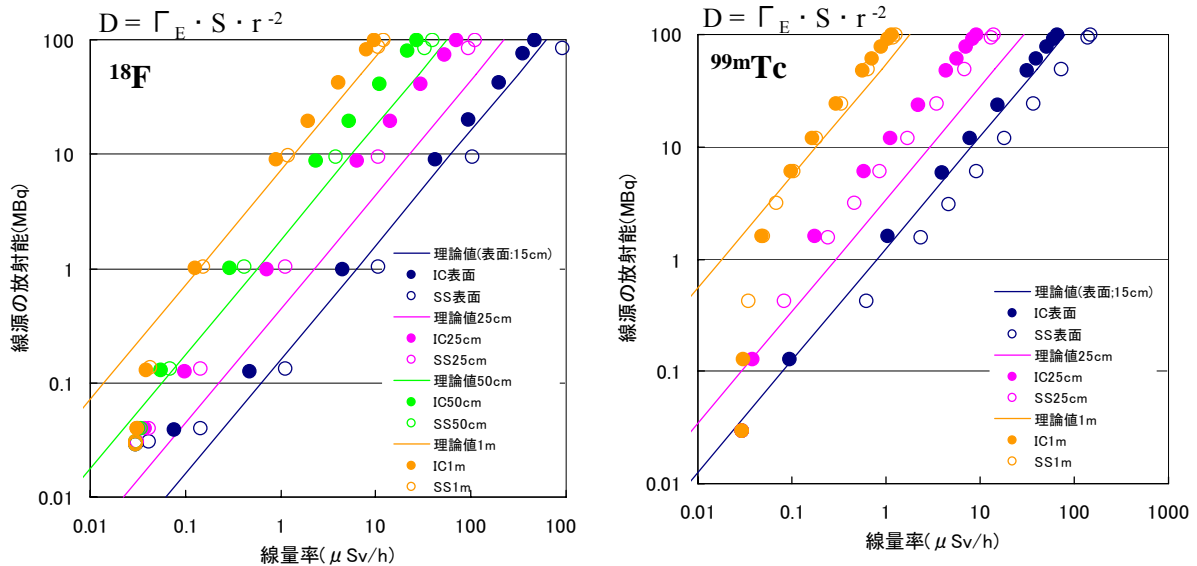


Fig.20 実測した線量率と線源の放射能およびその理論値との関係

実線は、100MBq 投与した場合の理論的な各々の地点における線量率と線源の放射能との関係を示す。●が IC、○が SS におけるそれぞれの測定値を示す。また、理論値は既知の実効線量率定数  $\Gamma_E$  を用いて距離  $r(\text{m})$  ごとに任意の線源の放射能  $S(\text{MBq})$  から計算で求めた線量率  $D(\mu\text{Sv/h})$  との関係を示す。 $^{18}\text{F}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ともに線源からの距離が遠くなるほど実測値は理論値に近似する。また、同量の放射能に対する線量率は、全ての地点において SS が IC より過大評価する傾向を示したが、実測値が理論値より過大評価となるのはファントム表面の SS のみであった。さらに線源中心からの距離が 25cm の地点では、同放射エネルギーに対する線量率は理論値に比べ大きく過小評価された。

次に、サーベイメータで測定した空間線量率からファントム中の放射能の推定が可能か検討を試みた。

Fig.20 に実測した各測定地点における線量率と線源の放射能および実測した線量率に対する放射能の理論値との関係を示したところ、同量の放射能に対する線量率は、全ての地点において SS が IC より過大評価する傾向を示した。これは考察 2 で述べたように各サーベイメータの特徴を示している。また、同量の放射能において実測した線量率が理論値より過大評価となるのは SS のファントム表面のみであり、線源中心から 25cm の地点では他の地点と比べ線量率が理論値より大きく過小評価された。これは、実際の線源と測定器間の距離が計算に用いた距離よりも短いことやビルドアップ等の体積のある線源の効果、あるいはファントム内の水やステンレスケースによる自己吸収が影響していると推定される。また、 $^{18}\text{F}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ともに線源からの距離が遠くなるほど線量率の実測値が理論値に近似したことは、体積線源からの距離が遠いほど点線源とみなせるようになるためである。したがって、実測した空間線量率から体積線源に残留している放射能を推定する場合には、線源からの距離が離れている地点の線量率を用いると正確であり、この際、IC と SS の間に大きな差は認められないため、どちらも有用であると考えられる。

しかし、獣医療における核医学検査が実施に至った際に、実施可能な病院ごとに検査室や入院室内の構造等の状況は異なると予想されるため、動物からの被ばく線量評価あるいは動物体内の残留放射能の推定には、

サーベイメータによる実測値を用いる必要がある。

#### 参考文献

1. アイソトープ手帳 10 版. 2001. 日本アイソトープ協会. 東京.
2. Alfred, M. L., Cary, L. M. B., Gary, T. S., Gregory, B. D., and Philip, N. B. 2002. Characterization of uptake of 2-deoxy-2-[<sup>18</sup>F] fluoro-d-glucose by fungal-associated inflammation: Greater for lesions of blastomycosis than for lymphoma in dog with naturally occurring disease. *Mol. Imag. Biol.* 4(3): 201-207.
3. Bahr, A., Berry, R. C., and Daniel, B. G. 2002. Bone Scintigraphy, in “Nuclear Medicine Short Course Text Book”. pp.2. University of Tennessee, Knoxville.
4. Batchelor, S., Bray, D., Carter, N. J., Harding, L. K., Mountford, P. J., O’Doherty, M. J., Paul, C., and Thomson, W. H. 1991. Radiation dose rates from paediatric patients undergoing <sup>99m</sup>Tc investigations. *Nucl. Med. Commun. Aug.* 12(8): 709-18.
5. Bogni, A., Bombardieri, E., Chiesa, C., Crippa, F., Decise, D., De Sanctis, V., Fraigola, CE., Marchesini, R., Pascali, C., and Schiavini, M. 1997. Radiation dose to technicians per nuclear medicine procedure: comparison between technetium-99m, gallium-67, and iodine-131 radiotracers and fluorine-18 fluorodeoxyglucose. *Eur. J. Nucl. Med.* 24(11): 1380-9.
6. Boutcher, S. and Haas, T. 1985. External radiation doses to nuclear medicine technologists from procedures using <sup>99m</sup>Tc radiopharmaceuticals. *Can. J. Radiogr. Radiother. Nucl. Med.* 16(4): 161-165.
7. Casey, D., Kim, A., Prussin, S., and Theofanous, G. 1998. Dose from syringe procedures during technetium-99m radiopharmaceutical preparation. *J. Nucl. Med. Technol. Mar.* 26(1): 32-7.
8. Chong, N. S., Lee, J. S., Liu, R. S., Tsai, C. S., and Wu, T. H. 2000. Evaluation of equivalent dose to working staff with oxygen-15-water in positron emission tomographic studies. *Applied Radiation Isotopes Sep.* 53(3): 463-8.
9. Coakley, A. J., Forge, N. I., Jeffries, A., Mountford, P. J., and O’Doherty, M. J. 1991. Radiation dose rates from adult patients undergoing nuclear medicine investigations. *Nucl. Med. Commun. Aug.* 12(8): 767-777.
10. Emrich, D., Schicha, H., Schurnbrand, P., and Thal, H. 1982. External radiation exposure of personnel working with <sup>99m</sup>Technetium. *Eur. J. Nucl. Med.* 7(5): 237-239.
11. 福喜田博義. 1996. 核医学検査技術の分野から. 日本放射線技術学会雑誌. 第 52 巻. 第 5 号: 695-697.
12. Ghose, S. K., Harding, L. K., Hesslewood, S., and Thomson, W. H. 1985. The value of syringe shields in a nuclear medicine department. *Nucl. Med. Commun.* 6: 449-454.
13. 花輪明日美. 2004. 核医学診断を受けたコンパニオンアニマルに関わるヒトの外部被曝線量評価. *RADIOISOTOPES.* 53(1): 15-26.
14. Harding, L. K., Mostafa, L., Roden, L., and Williams, N. 1985. Dose rates from patients having nuclear medicine investigations. *Nucl. Med. Commun.* 6: 191-194.
15. Herbest, C. P., Jansen, S. E., Lotter, M. G., Otto, A. C., and van Aswegen, A. 1994. Staff radiation doses during eight years in a nuclear medicine radiopharmacy. *Nucl. Med. Commun.* 15: 114-118.
16. 放射線計測協会. <http://www.irm.or.jp/index.html> / <http://www.irm.or.jp/hakarukun/FAQ/Q24.html>
17. 放射線取扱の基礎 — 第 1 種放射線取扱主任者試験の要点 — 3 版. 2001. 日本アイソトープ協会. 東京.
18. 伊藤伸彦. 2000. 獣医核医学の現状と将来 —わが国における獣医核医学の実現を目指して—. *JVM.* 53(11): 903-907.
19. 伊藤伸彦・夏堀雅宏. 2000. RI の獣医療への応用を目指して —獣医核医学の現状と将来— 報告. *Isotope*

*News*. 7: 30-31.

20. 伊藤伸彦・夏堀雅宏・佐野忠士. 2004. 核医学によって変わる日本の獣医療. *Isotope News*. 604.
21. 金子昌生・山本千秋・渡辺道子. 1977. 99mTc 使用による核医学検査時の術者の被曝防護 一手指の被曝について. *Kaku Igaku Dec*. 14(6): 923-5.
22. 唐澤梓. 2004. 犬における 99mTc-DMSA の血中動態およびレノグラムに対するプロベネシドの影響. 北里大学獣医畜産学部卒業論文.
23. 川崎英弘・加藤英幸・山口一郎・渡辺浩・諸澄邦彦. 2004. 放射線防護体系の進展—ICRP 新勧告案の概要について. 第 60 巻. 第 6 号: 796-801.
24. 菊池透. 1998. RI 投与患者の退出に関する考え方. 医療放射線防護 NEWS LETTER. No.23: 3-9.
25. 菊池透. 1998. 放射線医薬品を投与された患者の退出に関する指針. 医療放射線防護 NEWS LETTER. No.23: 28-45.
26. 小松原直美. 2004. 伴侶動物の核医学診療に関わる人間の外部被曝線量評価. 北里大学獣医畜産学部卒業論文.
27. 小柳義夫・中川徹. 1982. 最小二乗法による実験データ解析—プログラム SALS. 東京大学出版会. 東京.
28. 熊井治孝. 1998. イヌとネコの年次別疾病の発生順位. *Pro Vet*. 128(7)
29. Mackenzie, A. 1997. Reduction of extremity dose in the radiopharmacy. *Nucl. Med. Commun. Jun*. 18(6): 578-81.
30. 永井祐司. 2000. 獣医師における放射線防護に関する研究～獣医師,飼育者,一般公衆の外部被曝線量評価～. 北里大学獣医畜産学部卒業論文.
31. 夏堀雅宏. 1998. 獣医療の立場から RI の安全利用を考える. 医療放射線防護 NEWS LETTER. No.23: 24-26.
32. NCRP REPORT No.148. 2004. Radiation Protection in Veterinary Medicine.
33. 日本核医学会. 2001. 院内製造された FDG を用いて PET 検査を行うためのガイドライン. 核医学. 38 巻. 2 号: 131-137.
34. 荻野勇. 1998. イヌ・ネコのバックグラウンドデータの推移. *Pro Vet*. 128(7): 17-28.
35. 桜井富士朗・長田久雄. 1999. ヒューマンアニマルボンド入門第 1 回. *Pro Vet*. 137(4): 76-78
36. 鈴木花杏. 2002. 動物医療における核医学診療に関わる人間の外部被曝線量評価. 北里大学獣医畜産学部卒業論文.
37. テクネ MAA キット 添付文書. 2005. 第一ラジオアイソトープ研究所. 東京.
38. テクネ MAG<sub>3</sub> 注射液 添付文書. 2005. 第一ラジオアイソトープ研究所. 東京.
39. テクネ MDP 注射液 添付文書. 2005. 第一ラジオアイソトープ研究所. 東京.
40. テクネゾール 添付文書. 2005. 第一ラジオアイソトープ研究所. 東京.
41. 寺中朋文. 2004. サーベイメータを使いこなそう. 日本放射線技術学会雑誌. 第 60 巻. 第 1 号.
42. Uno, T., Nakagawa, T., Tanigawa, Y. and Yamaoka, K. 1981. A pharmacokinetic analysis program (multi) for microcomputer. *J. Pharmacobiodyn*. 4(11): 879-885.
43. ウルトラテクネカウ 添付文書. 2005. 第一ラジオアイソトープ研究所. 東京.
44. 山本哲夫・木下富士美・草間経二・大場久照. 2001. 貯留槽からの外部実効線量率の新しい計算方法. 日本放射線技術学会雑誌. 第 57 巻. 第 9 号: 1128-1137.
45. 全国盲導犬施設発行. 1996. 盲導犬情報. 第 10 号.

## Evaluation of radiation exposure from water phantom containing $^{18}\text{F}$ -FDG or $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$

Arane Kasuya<sup>1)</sup>, Atsunori Matsuda<sup>1)</sup>, Masahiro Natsuhori<sup>1)</sup>, Kazunori Terasaki<sup>2)</sup>, Satoru Hatakeyama<sup>3)</sup>, Tatsuya Ishikawa<sup>4)</sup>, Tadashi Sano<sup>1)</sup>, Shoji Futatsukawa<sup>5)</sup>, and Nobuhiko Ito<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Kitasato University, School of Veterinary Medicine and Animal Sciences  
Higashi 23-35-1, Towada, Aomori 034-8628, Japan

<sup>2)</sup> Cyclotron Research Center, Iwate Medical University  
Tomegamori 348-58, Takizawa, Iwate 020-0173, Japan

<sup>3)</sup> Nishina Memorial Cyclotron Center, Japan Radioisotope Association  
Tomegamori 348-58, Takizawa, Iwate 020-0173, Japan

<sup>4)</sup> Asahi Techno Glass Corporation  
Ikuta 1-50-1, Funabashi, Chiba 273-0044, Japan

<sup>5)</sup> Radioisotope section, Japan Radioisotope Association  
2-28-45 Honkomagome, Bunkyo, Tokyo 113-8941, Japan

### Abstract

In order to evaluate radiation safety of veterinary nuclear medicine it has been wanted to collect data of radiation exposure of human from animal as a radiation source. Therefore this study was performed to estimate radiation exposure of human from animal that was administered radiopharmaceutics namely,  $^{18}\text{F}$ -FDG and  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ . A water phantom including 10L of water placed in stainless animal cage was used to add 185MBq (5mCi) of  $^{18}\text{F}$ -FDG and  $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ . The dose (rate) of exposure from the phantom was measured by ionization chamber (IC) type survey meter, scintillation survey meter (SS), and glass luminescent radiation dosimeter (RPLD) at various distance and time after the administration. Although both  $^{18}\text{F}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  followed the inverse square law as to the distance to the detectors, the dose rate at the surface of the phantom showed 3.1 (IC) to 3.5 (SS) times higher than its simulation curve of dose-distance of the  $^{18}\text{F}$  in the phantom and 1.8 (IC) to 3.8 (SS) times higher in  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . This higher dose rate would be contributed to the effects of build-up and volume effects of the radiation source. The higher measured value in SS than IC was due to the overestimation of the lower energy by SS. According to the results obtained, it is necessary to know the characteristics of relatively high and low energy radiation and their responses by the survey meters of use for the clinical use in veterinary nuclear medicine, especially for the consideration of the criteria of the animal release to the owner.