# 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

花輪明日美 鈴木花杏 鍋島紀子 永井裕司 夏堀雅宏

石川達也 \*1 畠山智 \*2 ニツ川章ニ \*2 寺崎一典 \*3 伊藤伸彦

北里大学獣医畜産学部 034-8628 青森県十和田市東 23 番地 35-1

\*1 旭テクノグラス(株) 273-0044 千葉県船橋市行田一丁目50番1号

\*3 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

> \*4 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

1.はじめに

近年、日本を含めた先進諸国では動物の福祉が見直されてきたと共に、動物に対する高度医療の要請が増加している。この重要な背景には、家庭で飼育される動物や社会に貢献する作業動物に対しての認識の変化がある。加えてこれらコンパニオンアニマルの飼養環境の向上やワクチン接種率の増加など獣医予防医学の浸透によって、動物の長寿命化・高齢化が進み、犬・猫いずれも10歳以上の割合は増加しつづけている<sup>1)</sup>。それに伴い、これら動物の疾病の種類は大きく変化し、主要な疾患は感染症から腫瘍や心臓病等の加齢性のものへと移行しつつある<sup>2)</sup>。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の一因となっている<sup>3,4)</sup>。このため少なくとも先進諸国では人間の医療で行われている高度医療技術は殆ど獣医療に適用されており、核医学も例外ではないが、我が国では法的に未整備なため行われていない。我が国の獣医療でも核医学の実施を望む声が高まっているが、実現するためには、その有用性の検討や安全性の評価を行い、安全な放射性同位元素(RI)利用のための基準を設ける必要がある。獣医療で核医学検査を行う際、問題となるのは動物の内部被曝よりも獣医師等の従事者、飼育者、一般公衆の外部被曝である。そのため、本研究では動物実験の数を減らすことも念頭に置き、コンピュータシミュレーションにより動物の核医学診療に関わる人間の被曝線量評価を行った。

2.方法

2.1.空間線量計算プログラム

本研究では RI を投与された動物から受けるヒトの外部被曝線量を計算するために、空間線量計算プログラムを作成した。動物の体形は円柱状、体内の臓器を球状に単純化して、中に水を充満させたファントムとした。投与された RI は臓器にのみ分布するものとした。表計算ソフト Microsoft Excel 2000 の VBA マクロを

用いてコードを記述し、ファントム内での 線の吸収とビルドアップを考慮してファントム周囲の空間線量 を計算した。この空間線量計算プログラムでは、Fig.1のように、ファントム内にある球内を X, Y, Z 軸いず れの方向にも 1mm 間隔で区切った任意の場所に、均等に分割された放射能の点線源 P があり、ファントム 表面より d (cm)離れた位置に測定点 Q があるものとした。そして、測定点 Q をファントムの中心の周囲 360°を移動させ、ファントムの周囲 360°方向における線量率を求め、それを指定した時間の範囲で積分し、 線量を算出した。



今回は、RI が存在する点 P の範囲を球内に限定し、球内<u>の点 P と測定</u>点 Q を結ぶ直線 PQ と球との交点 を M、円柱体との交点を L とした。今回の実験では球内の  $\overline{PM}$  と、 $\overline{ML}$  は水で満たされているので、 $\overline{PQ}$ の うち  $\overline{PL}$  の部分に 線の吸収とビルドアップを考慮した。全ての点線源から点 Q に与える合計線量を計算し た ( 点減衰核法 )。

計算には原子力安全技術センター(財)が出版した放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル<sup>5)</sup>の線のしゃへい計算方法を用いた。

吸収にはファントム内の溶液を全て水とみなし、単色 線に対する遮蔽計算用の定数である水の光子に対 する質量減衰係数 µ / <sup>5)</sup>を用い、次のラグランジェの補間公式(Eq.1)により Tc-99m の場合は、線源か ら放出される 線エネルギー0.141MeV、F-18 の場合は 0.511MeV における質量減衰係数を求めた。

$$f(x) = \sum_{1}^{n} g(x_k) \frac{(x - x_1)(x - x_2) \cdots (x - x_{k-1})(x - x_{k+1}) \cdots (x - x_n)}{(x_k - x_1)(x_k - x_2) \cdots (x_k - x_{k-1})(x_k - x_{k+1}) \cdots (x_k - x_n)} \cdots \text{Eq.1}$$

ビルドアップには、単色 線に対する遮蔽計算用の定数である点等方線源に対する照射線量ビルドアップ 係数 <sup>5)</sup> 用い、ラグランジェの補間公式により Tc-99m は 0.141MeV、F-18 は 0.511MeV における係数を求め、 Tc-99m 、F-18 それぞれの近似式(Eq.2,3)を作成し、照射線量ビルドアップ係数を算出して用いた。ここ で、Tc(B)は Tc-99m 、F(B)は F-18 の近似式により求めた照射線量ビルドアップ係数、x は吸収体である 水の厚さを mfp 単位で示したものである。

$$Tc(B) = 0.1673x^{3} + 0.9529x^{2} + 1.8768x + 0.9396 \qquad \cdots \text{ Eq. 2}$$
  

$$F(B) = 0.5007x^{2} + 0.8968x + 1.0274 \qquad \cdots \text{ Eq. 3}$$

また、計算値と実測値を空気カーマ率 $\ddot{K}$  ( $\mu$ Gy·hr<sup>-1</sup>)で比較するため、 $\ddot{K}$ を算出した。

まず、測定点 Q における非衝突光子のフルエンス率  $_{0}(E_{0})$ を Eq.4 より算出した。ここで、 $S \sqcup 1$ つの 点線源における放射能(Bq)  $\mu$ は Eq.1 より求めた質量減衰係数、t は吸収体(ここでは水にあたる PL)の 厚さ(cm)である。

$${}_{0}(E_{0}) = \frac{S}{4\pi \overline{PQ}^{2}} \exp(-\mu t) \quad (\text{ photon} \cdot \text{cm}^{2}\text{s}^{1}) \qquad \cdots \text{Eq.4}$$

次に光子(AP 照射条件)のフルエンス  $\varphi$  から空気カーマ *Ka* への換算係数 *Ka/* $\varphi$ (pGy·cm<sup>2</sup>)<sup>5)</sup> をもとに、 log-log の補間公式 ln(*Ka*/) =  $a \times \ln(E) + b$  から、Tc-99m は 0.141MeV、F-18 は 0.511MeV の Y 線の *Ka/* $\varphi$ を求め、非衝突線による空気カーマ率 *Ka* (Gy·s<sup>-1</sup>) を Eq.5 より換算した。

$$\dot{K}_a = {}_0(E_0) \times (K_a / ) \quad (Gy \cdot s^{-1}) \qquad \cdots Eq.5$$

さらに、衝突線を含む全空気カーマ率K (Gy・hr<sup>-1</sup>)を Eq.6 より算出した。ここで、B は Eq.2, 3 より求めた照射線量ビルドアップ係数である。

$$\ddot{K} = B \times \ddot{K}_a$$
 (Gy·hr<sup>-1</sup>) ····Eq.6

2.2.ファントムを用いた空間線量の実測方法

計算プログラムの性質を確認するために、ファントムを用いて実験を行った。

ファントムは、水で充満させた円柱状ポリタンク内の Table 1 に示す位置に、RI を注入した直径 3.5cm の ビニール製ボールを沈め、木綿製の糸で位置を固定したものである。また、床や壁などによる散乱線の影響 を極力避けるためファントムを中空発泡スチロール製の一辺 30cm の立方体上に設置し、壁から 3m 以上離 して実験を行った。

蛍光ガラス線量計 RPLD(旭テクノグラス株式会社)型式 GD-301,GD-351 は線源とスタンド間に針金(鉄製, 0.28mm)をかけ、ファントム表面から一定の位置に設置した。使用した Tc-99m はウルトラテクネカウ(過 テクネチウム酸ナトリウム注射液ジェネレータ、第一ラジオアイソトープ研究所)より抽出した過テクネチウ ム酸ナトリウム溶液を使用した。F-18 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 <sup>18</sup>F-FDG(Fluorine-18 Fluorodeoxyglucose)溶液を使用した。

まず、RPLDの計測が正確に行われているかを確認するため、マイクロチューブに RI(Tc-99m: 31.1MBq, F-18: 67.8MBq)を入れ、これを点線源とみなして線源から 50cm の位置の空中で測定を行い、核種ごとに計算された理論値と実測値を比較した。

次に、測定した実測値に対する2種類のRPLDのエネルギー特性の影響を検討するために、円柱状ファントム内の中心に球線源を固定し、ファントム表面から0,5,10,15,20,30,40,80cmの位置にRPLDを設置し空間線量を測定した。また、作成した計算プログラムの性質を検討するために、円柱状ファントム内に球線源を偏心させ固定し、同様に空間線量を測定した。これらの実験の条件をTable1に示す。

ファントム内の球線源の位置	線源の初期放射能量		測定時間	使用した RPLD の型式			
(円柱中心を原点とした時の座標) cm		(MBq)					
中心	Tc-99m	149.0	2 時間	GD-301 および GD-351			
(0, 0, -0.3)	F-18	174.4	2 時間 15 分				
偏心	Tc-99m	176.8	4 時間	GD-351			
(8, 0, 0.7)	F-18	198.5	15 時間 1 分				

Table 1 ファントムを用いた空間線量測定の実験条件

#### 2.3 RPLD の読み取り値の換算

実験に使用した RPLD の線量は、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(FGD-1000、 旭テクノグラス株式会社、千葉)で読み取った。実験に用いた RPLD の読み取り値から一緒に保管された RPLD の値をバックグラウンド値として差し引き、その値 D(空気カーマ)を測定開始時における空気カー マ率  $D_R(\mu Gy \cdot hr^{-1})$  に換算して(Eq.7) 実測値とした。ここで、 は壊変定数、t1 は RI を抽出または合成してから曝露開始までの時間(hr) t2 は RI を抽出または合成してから曝露終了までの時間(hr)である。

$$D_R = D \times \frac{\lambda}{e^{-\lambda \cdot t_1} - e^{-\lambda \cdot t_2}} \quad (\mu \text{Gy-hr}^{-1}) \qquad \cdots \text{Eq.7}$$

そして、空間線量計算プログラムにより計算した値とファントムを用いた実験における実測値を空気カー マ率にて比較し、空間線量計算プログラムの正確性を評価した。

#### 2.4. 人間の外部被曝線量評価

さらに、作成した空間線量計算プログラムを用いて、動物を対象とした核医学に関わる人間(獣医師等従 事者、飼育者、一般公衆)を対象として各々の被曝時間と距離を考慮し、被曝線量の評価を行った。パラメ ータには核種、放射能、動物(動物)の体格、体内の臓器への RI 分布、被曝時間、動物と人間の距離がある。

まず、今回検討対象にした RI の種類は、緒言で述べたように核医学検査の中で最も多く使用されている Tc-99m と PET 検査で使用される F-18 を用いた。

動物の体幹を円柱状、臓器を球状として、投与された RI は臓器にのみ分布するものとした。臓器は心臓、 肝臓、右腎、左腎、膀胱を想定して、それぞれ平均的なイヌの解剖学的情報 <sup>5)</sup>に基づいた大きさと位置を決 定し、それぞれの臓器の RI 存在量は臓器ごとの重量割合から全量を比例配分し各臓器に分散させた。

また、被曝評価を行う際の測定点 Q を各臓器に近い位置とし、それぞれ Fig.2 に示すように心臓の中心を 通る面、肝臓の中心を通る面、腎臓の中心を通る面、膀胱の中心を通る面上の周囲 360°方向において、RI 注入後から 1 時間の積算線量を算出した。



Fig.2 イヌのファントムの模式図 と測定点 Q をおいた 4 つの面

#### (1)動物の周囲の線量分布

動物の周囲 360°方向における体表面(0cm) 体表面から 50cm、体表面から 1m において、それぞれの距離と 4 つの面における線量の空間的分布を作成した計算プログラムにて算出した。核種は Tc-99m と F-18 について評価した。

#### (2) 獣医核医学に関わる人間の被曝評価

核医学検査に関わる人間は獣医師、飼育者、一般公衆に大別されるが、獣医師は核医学検査時の、飼育者 および一般公衆は退院後の被曝が問題となることから、以下3項目について線量限度を超えることがないか を調べた。詳細な条件は結果の項にて示す。

検査時の獣医師の外部被曝評価

動物の退院後の飼育者の外部被曝評価

動物の退院後の一般公衆の外部被曝評価

## 3.結果と考察

3.1. RPLD の測定値の評価

Table.2 に Tc-99m 、F-18 で標識された放射性医薬品をマイクロチューブに注入し、点線源とみなし測定 した値と計算された理論値を示す。このグラフは、マイクロチューブ中の溶液の体積(1ml)の影響が無視で きて、距離による測定の誤差の割合も十分に小さいと思われる線源から50cmの位置でのRPLDの実測値と、 点線源とした場合の計算値を比較したものである。Tc-99m では計算値と実測値の比が 1.06、F-18 では 1.01 となり、よく一致したため、RPLDの測定は正確に行われたと考えられた。

Table 2 点線源を用いた RPLD の空間線量率の計算値と実測値の比較

( Tc-99m	: 31.1MBq	F-18:	67.8Mbg)
----------	-----------	-------	----------

	計算値(µGy/hr)	実測値 ( µGy/hr )	計算値/実測値
Tc-99m	1.98	1.88	1.06
F-18	37.8	37.5	1.01

#### 3.2. RPLD のエネルギー特性

Fig.3 に横軸を実効エネルギー、縦軸を相対レスポンスとして、実験に使用した RPLD のエネルギー特性を 示す。GD-301 はエネルギー依存性でありエネルギーが小さくなるにしたがって相対レスポンスは上昇する。 線源からの Y 線はファントム透過後、吸収・散乱してエネルギーが低下するため GD-301 は低エネルギー成 分の散乱線を過大に実測する。これに対して、GD-351 はエネルギー補償 Sn フィルタ付でエネルギー依存性 が低く、相対レスポンスは大きく変化しない。

実効エネルギーが 511keV の F-18 と、141keV の Tc-99m を比較すると、両核種ともにファントム透過後 は散乱線による低エネルギー成分は増加するが、Fig.3 の GD-301 のエネルギー特性を見ると実効エネルギー が100keV以下では相対レスポンスが1.5~3と大きく上昇するため、511keVのF-18よりも141keVのTc-99m において、空間線量をより過大に実測する可能性が高い。



Fig.3 空気カーマに対するエネルギー特性(フリーエア) (注;相対レスポンス:<sup>137</sup>Cs- 線(662keV)を1とする)



Fig.4 GD-301 と GD-351 を用いた Tc-99m の実測値と計算値の比較

Fig.5 GD-301 と GD-351 を用いた F-18 の実測値と計算値の比較

1 個の球線源が円柱状ファントム内の中心にある場合の、GD-301 と GD-351 を用いた実測値および計算値 の結果を Fig.4,5 に示す。Fig.4 は Tc-99m を Fig.5 は F-18 を測定した結果である。いずれも横軸は球線源の 中心から測定点までの距離、縦軸は空気カーマ率を表し、両対数グラフとした。

計算値と実測値はいずれも負の傾きを示す直線になった。これは距離の逆自乗則に基づき減衰することを 示しており、良く理解できる。ここでTc-99m(Fig.4)では、GD-301による実測値はGD-351の実測値に比べ どの位置でも高い空気カーマ率を示しているが、F-18(Fig.5)の場合には、RPLDの種類による実測値の差は 小さかった。これは、前述のようにRPLDの種類によるエネルギー特性の違いにより、エネルギー低下に伴 い相対レスポンスが上昇するGD-301が、低エネルギー成分の散乱線を過大に実測したと考えられる。

このように、ファントムを用いた測定結果から低エネルギー成分の散乱線の寄与が大きいことがわかった ので、散乱線も1次線も同じレスポンスで測定するためには、エネルギー補償 Sn フィルタ付の GD-351 が 空間線量測定に適しているとことがわかった。

#### 3.3.計算プログラムの性質

Fig.6,7 に、球線源を円柱状ファントム内の中心よりも x 軸 0 度方向に偏心させた場合の、実測値と計算値の結果を示す。その際の円柱状ファントムと球線源と測定点の位置関係は Fig.8 に示すように設定した。Fig.6 は Tc-99m 、Fig.7 は F-18 の結果であり、いずれも横軸は球線源中心からの距離、縦軸は測定開始時に換算した空気カーマ率を表し、両対数グラフとした。

計算プログラムでのビルドアップ係数は、ファントム内に充満した水を遮蔽体と考えた時に、その遮蔽体 が無限媒質であるとした時の点等方線源に対する値であるが、実際には、遮蔽体は有限媒質であり、遮蔽体 後方における線量評価においては、評価点の周囲は空気である。従って、実際の有限媒質中における実測値 に比べて、計算値は、ファントムの外側にも存在すると仮定されている遮蔽物質による散乱成分がある分だ け大きくなる。このことも、ファントムの周囲では計算値が過大評価している原因の1つと考えられる。球 線源を0度方向に偏心させた場合、後方の有限媒質である水の厚さが少ない180度方向の測定において0度 方向の測定よりも、実測値に比べ計算値がより過大評価していると考えられる。

透過する水の距離に応じて吸収とビルドアップが変化するため、球線源からの距離が等しい場合でも0度 方向と180度方向では空間線量は変化する。使用核種がTc-99mの場合には透過する水の距離が多い180度方 向が、F-18の場合には逆に0度方向が、より高い空気カーマ率を示し、計算値ではTc-99mの場合180度方向 が0度方向より1.003倍、F-18の場合180度方向は0度方向の0.992倍となった。ファントムに近いほどその 差は大きく、ファントムから距離が離れるにしたがってその差は小さくなる傾向があった。実際の測定値で は、この傾向が強くなっており、計算値はビルドアップなどを過大評価するように考慮されているために、 結果として0度方向と180度方向の差が実測値より小さくなったと考えられる。



作成した計算プログラムによる計算値は実測値よりも常に過大評価している。よって正確性としては更に 改善する必要はあるが、獣医核医学における被曝を安全側に評価する意味から、このプログラムを用いるこ とは可能であると考えられる。

3.4.ヒトの外部被曝線量評価

(1)動物の周囲の線量分布

体表面全体の中で線量が最大となったのは、肝臓の中心を通る面上の評価点であり、円柱状と仮定した動物の表面では、その前後方向や直角方向についても線量率に大きな差が見られ不均等分布となった。Fig.9 に 肝臓の面における線量率の不均等分布を示す。Tc-99m,F-18 ともに動物の体表面における線量の最大値と最 小値の比が約4倍となった。また、腎臓のある背側よりも、肝臓や膀胱のある腹側で約2倍高く、心臓のあ る頭側よりも、膀胱のある尾側で約2.2倍高くなった。しかし、動物から50cm以上離れた位置では、方向 による線量率の差違は約1.2倍と小さくなった。



Fig.9 肝臓の面における線量率の不均等分布

### (2) 獣医核医学に関わる人間の被曝評価

大等の伴侶動物に対する核医学検査の中で、欧米で最も頻繁に行われている検査は、骨シンチグラフィー と肝門脈シンチグラフィーである。これらは目的とする部位への吸収が悪いため、多くの投与量を必要とす る。被曝をより安全側に評価するため、これらの検査を想定して被曝評価を行った。投与量として、米国テ ネシー大学の獣医学教育病院で使われている値<sup>6)</sup>を引用し、Tc-99mの投与量を 5~20mCi とした。体内の RI存在量が同一である時、小さい体格であるほど体表面の線量が高くなることから<sup>7)</sup>、より安全側に評価す るために、実際に核医学検査を想定した場合に考えられる最小の体重として、小型犬約 1kg に最低投与量 5mCi 、そして最大投与量 20mCi を約 30kg の大型犬に投与する場合について評価した。F-18 における投 与量は 1mCi ~ 5mCi なので、Tc-99m と同様に最低投与量 1mCi を小型犬約 1kg に、最大投与量 5mCi を 大型犬約 30kg に投与するものとした。

検査は、腎機能に障害がある場合や様々な病態の動物が受ける可能性が高いため、RIの排泄時間は健康な 状態と異なり変化すると思われるので、RIの減衰に生物学的半減期は考慮せず、物理的半減期のみで被曝線 量を計算した。動物への核医学検査の関わり方として、獣医師には検査時の被曝、飼育者と一般公衆には検 査退院後の被曝を求めた。

#### 1) 獣医師の被曝線量

獣医師の作業条件を考慮し、検査時、初めの10分間は動物のそば(10cm)で検査準備の処置を行い、RI 投与後10-50分(40分間)までは動物から離れた位置(1m)でガンマカメラで撮影し、RI投与後50-60分 (10分間)まではまた動物のそば(10cm)で検査終了時の処置をしたものとして、合計1時間の検査中の 獣医師の被曝を評価した。被曝線量の最大となる肝臓の中心を通る面での線量を算出した。(Fig.10)



核医学検査を1回行った時の獣 医師の被曝はFig.10に示すように、 体重1kgの動物の場合には、 Tc-99mを使用すると0.097mSv、 F-18の使用では0.082mSvであり、 体重30kgの場合では、Tc-99mで は0.11mSv、F-18では0.17mSvで あった。Tc-99m使用の場合、5mCi 投与した体重1kgの動物と、20mCi 投与した体重30kgの動物では獣医 師等の被曝には大差なかったが、 F-18使用の場合、1mCi 投与した体 重1kgの動物と、5mCi 投与した体

重 30kg の動物では約2倍の差があった。体重 30kg の動物の投与量が体重 1kg の動物の4倍であっても、体格が大きいので体内の RI と動物表面の平均距離が離れることに加えて、Te-99m の吸収も大きくなるために体表面近くの線量率には差が生じなかった。しかし、エネルギーの高い F-18 では 線の体内吸収の割合が少なく、投与量の多い 30kg の動物からの被曝線量は体重 1kg の動物に比べ約2倍と大きくなったと考えられる。

人間の核医学検査の研究においては、FDG の方が放出 線のエネルギーが高いため、Tc-99m を用いる 通常の核医学検査よりも FDG を用いる PET 検査の方が被曝線量が高くなる傾向があるといわれている<sup>®</sup>。 今回の評価で体重 1kg の場合では核種による被曝線量の差はなかったが、より人間の条件に近い体重 30kg の場合には Tc-99m より F-18 の方が 0.05mSv 高い被曝であり、人間の核医学検査と同じ傾向が見られた。 エネルギーの高い放射性核種を用いる場合はその取り扱いや被曝に関してより一層の注意が必要である。獣 医師等の従事者は、個人線量計によるモニターが義務付けられ被曝管理されているので、結果に応じて作業 内容の見直しや時間の短縮など被曝を抑えることが可能で、実際にはより低い線量になると思われる。



飼育者・一般公衆は動物の退院後 の被曝が問題となることから、核医 学診療を行った際に、管理区域から の退出(退院)の時期を即日退院の 場合には、RI 投与後 6 時間後、翌 日退院の場合では、24時間後とし、 それ以降放射能が減衰し消失する まで被曝し続けるとして、Tc-99m 、 F-18 を使用した時に、飼育者や一 般公衆が線量限度を超えることが ないかを検討した。この時、飼育者 は退院後に、動物をずっと抱き続け るものと仮定して、動物からの平均 距離を 0cm とし、一般公衆は 1m の位置に居るとして、最大線量を示 す肝臓の中心を通る面での評価を 行った。

2) 飼育者・一般公衆の被曝評価



飼育者の被曝評価を Fig.11 に、一般公衆の被曝評価を Fig.12 に示す。核医学検査に伴う被曝評価の研究 <sup>9,10,11)</sup> で International Commission on Radiological Protection(ICRP)1990 勧告を基準とすることが常識と なっているため、ここに示されている線量限度と比較した。獣医師等の獣医療従事者に関しては職業被曝の 場合の5年間で 100mSv から1年あたり 20mSv、一般公衆の場合には年間 1mSv 、飼育者に関しては人間 の患者の介護者と同じ考え方から公衆被曝の特別な場合の年間 5mSv を適用した。管理区域からの退出にお いて、飼育者は退院を 24 時間後としたときから、一般公衆は6 時間後としたときから線量限度を超えなかっ た。F-18 の場合には退院を 6 時間後としたときから飼育者、一般公衆ともに線量限度を超えなかった。特に 半減期の短い F-18 では 24 時間で退院した後の一般公衆の被曝は投与量の大きい大型犬の場合でも 4.3nSv と無視できるほど小さいことから、FDG を用いた PET 検査を想定しても全く問題は生じないと考えられる。

Tc-99m を投与した患者からの外部被曝の研究<sup>12)</sup>において、主要な被曝は投与の当日に限られ、Tc - MIBI の場合は尿への排泄が急速で、投与時の放射活性の大部分は投与後数時間で排泄されると報告している。現 実的には、このように生物学的半減期や排泄があるのでさらに被曝は小さくなる。

人間の核医学検査に関する研究<sup>13)</sup> で、従事者の外部被曝線量は1日60µSvを超えず、RIを投与された子供を親が抱くなどしても1mSvを超えないことがわかっている。獣医核医学においても、その手技はヒトの場合とほとんど変わらないので実際の獣医分野の臨床現場では、人間の核医学と同様に防護エプロン着用、検査手技の簡易化、動物への接近時間の短縮、動物との距離をおくなどの防護対策により、今回の計算プログラムによる計算値よりも十分に小さな値になると推察される。

飼育者については平均距離を 0cm と仮定しているため、被曝線量に影響を与える大きな要因は RI の集積 する臓器との距離となり、投与量が少ないにもかかわらず、より臓器との距離が近い小型の動物の方が大型 の動物よりも高い被曝線量を示した。一般公衆については平均距離を 100cm と仮定しているため、RI の集 積する臓器との距離よりも投与量が大きく影響し、投与量の多い大型の動物の方が高い被曝線量であった。

イヌやネコ等の伴侶動物を対象とした核医学に関与する人間の被曝を評価した論文は、文献検索で見つけ ることはできなかった。しかし、作成した計算プログラムによる結果が大幅に過大評価すること、および実 際には RI の多くは数時間で体外に排出されることなどを考え併せると、伴侶動物における核医学検査は、24 時間以降の退院を基準とすれば被曝に対する安全性には問題がないと思われた。また、実際に検査を実施し た場合には退院までに排尿させ、退院時には体表面および 1m の位置での線量率を測定し、空間線量率が基 準値以下であることを確認することは必須である。

#### 謝辞

この研究を遂行するにあたって、平成14年度(社)日本アイソトープ協会滝沢研究所研究助成金を受けた。 研究助成に対し心より感謝申し上げます。

## 文献

- 1) 荻野勇: 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 (1998)
- 2) 熊井治孝:イヌとネコの年次別疾病の発生順位, Pro Vet, 128(7), 27-41 (1998)
- 3) 伊藤伸彦: 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, (2000)
- 4) 伊藤伸彦,夏堀雅宏: 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(2000)
- 5) 財団法人原子力安全技術センター: 放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル(2000)
- 6) Dr. Anne Bahr, Dr. Clifford R. Berry, Dr. Gregory B Daniel: Nuclear Medicine Short Course text book (2002)
- 7) 永井裕司: 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(2000)
- Harding, L.K., Hesslewood, S., Ghose, S.K., and Thomson W. H.: The value of syringe shields in a nuclear medicine department, Nucl. Med, Commun. 6, 449-454 (1985)
- 8) Chiesa, C., De Sanctis, V., Crippa, F., Schiavini, M., Fraigola, CE., Bogni, A., Pascali, C., Decise, D., Marchesini, R., and Bombardieri, E.: 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 (1997)
- Mountford, P.J., O'Doherty, M.J., Forge, N.I., Jeffries, A., Coakley, A.J.: Radiation dose rates from adult patients undergoing nuclear medicine investigations, Nucl. Med, Commun. Aug. 12(8), 767-777 (1991)
- 11) Chiesa, C., De Sanctis, V., Crippa, F., Schiavini, M., Fraigola, CE., Bogni, A., Pascali, C., Decise, D., Marchesini, R., and Bombardieri, E.: Radiation dose to technicians per nuclear medicine produce: comparison between technetium-99m, gallium-67, and iodine-131 radiotracers and fluorine-18 fluorodeoxyglucose, Eur. J.Nucl. Med, 24(11), 1380-9 (1997)
- 12) Sattari, A., Dadashuzadeh, S., Nasiroghli, G.: Urinary excretion and external radiation dose from patients administered thallium-201 and technetium-99m methoxy isobutyl isonitrile, Radiat Prot Dosimetry, 95(1), 59-61 (2001)
- 13) Mountford, P. J., O'Doherty, M. J., Harding, L. K., Thomson, W. H., Carter, N. J., Bray, D., Paul, C., and Batchelor, S.: Radiation dose rates from paediatric patients undergoing Tc-99m investigations, Nucl. Med, Commun. Aug 12(8), 709-18 (1991)