

## 2) 平均乳腺線量の推移

マンモグラフィにおける平均乳腺線量の全国的な推移を見るために浅田ら<sup>8)</sup>の報告をもとに検討した。浅田ら<sup>8)</sup>の報告は1993年、1998年、2001年に行った全国アンケート調査より、マンモグラフィの平均乳腺線量を推定している。この報告を基に、S/FとDR (Computed Radiographyなどを含むデジタル撮影) について平均乳腺線量の平均値と75%値の推移を調査年度別にグラフ化して図1、図2に示す。

S/Fについては、1993年は1.61 mGyであった線量が1998年は1.42 mGyと少し下がり、2001年は1.46 mGyと、1998年と同等であった。同様にDRについては、1993年は1.27 mGyであった線量が1998年には1.54 mGy、2001年には1.61 mGyと、年々増加している。また75%線量の比較では、S/Fについて、1993年は1.9 mGyであった線量が1998年は1.54 mGyと少し下がり、2001年は1.55 mGyと、1998年と同等であった。またDRについては、1993年は1.83 mGyであった線量が1998年は1.85 mGyと、1993年と同等であったが、2001年は2.05 mGyと増加している。この数値は2000年に提示された「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」の2 mGyを超えるものであった。しかし、2001年の調査年度にマンモグラフィに占めるDRの割合が28.3%であり、S/FとDRを合計した線量の平均値は、約7割を占めるS/Fの線量に近い1.64 mGyであった。

## 3) DRマンモグラフィの普及と医療被ばくガイドライン(低減目標値)に対する考え方

浅田ら<sup>8)</sup>の報告よりS/FとDRの割合を調査年度ごとに比較すると1993年に9.1%だったDRの割合が1998年には24.1%になり2001年には28.3%を占めるに至っている。他に2005年8月現在の乳房用X線装置の稼働状況について、稼働総数3537台、S/F69% DR 31%という報告<sup>9)</sup>があることから、マンモグラフィ全体におけるDR率は増加傾向にあり、今後、DRの線量が、統計上大きな影響を与えることが予想される。

前に示した浅田ら<sup>8)</sup>の多年度による報告では、DRの75%線量は年々増加し、2001年は2.05 mGyであった。しかし、武下ら<sup>9)</sup>のFCR (Fuji Computed Radiography) 使用施設の線量調査によると、平均乳腺線量が1.42 mGy、80%の施設が2 mGy以下の線量と報告している。また、この報告の中で、S/Fと比較して平均値の差異はなかったが、分散は有意に大きかった。これは濃度を安定させるための機構を備えており、比較的自由的な線量を使用できること、調査年度時点でDRに対する画質基準が定まらなかったことによる線量のばらつきが原因と考察して

いる。2004年4月よりDRの画質基準が定められ、マンモグラフィ検診精度管理中央委員会による施設認定が始まっていることから、今後この線量のばらつきは収束する方向へ向かうと考えられる。それらを総合的に判断して、デジタルマンモグラフィの線量は上昇傾向にあるが、75%値をガイドライン値として、十分対応できると考える。

また、前回のガイドライン<sup>1)</sup>でも「感光材料系の相対感度表示はせず、将来的にDR化が進んだ場合でも線量値だけの比較で容易に評価が行えるように簡素化した」とあるように、DR化を踏まえたガイドラインの設定が行われた。今回もマンモグラフィがDR化に向かう過渡期であること、2005年8月現在、約7割がS/Fで撮影されていることを踏まえたうえで、線量値だけで容易に評価が行えるよう、S/FとDRに対し、一つのガイドラインを提示する。

## 4) マンモグラフィにおける医療被ばくガイドライン(低減目標値)

代表的な乳房(平均圧迫乳房厚42 mm 脂肪50%・乳腺50%比率)に対する医療被ばくガイドライン(低減目標値)として、平均乳腺線量2 mGyとする。

マンモグラフィにおける医療被ばくガイドライン(低減目標値)設定にあたり、現在考えうる最高の技術を用いて実現できる被ばく線量を指標とするのではなく、現在行われている最適化にもう一步の努力や改善を加えることで、大半の施設が達成できる被ばく線量を目安とし、全体の被ばく低減を行うことを目的に、第3四分位点相当線量とした。

表1に示した調査集団の中から、学術調査研究報告として示された東田ら<sup>10)</sup>、鈴木ら<sup>11)</sup>、武下ら<sup>9)</sup>の結果と、浅田ら<sup>8)</sup>の標本数の多い全国調査の結果を総合してガイドライン値を決定した。調査集団の中の、東田ら<sup>10)</sup>、浅田ら<sup>8)</sup>の報告より、平均乳腺線量の平均値を分散の逆数で重み付けした値を代表値1.48 mGyとした。

東田ら<sup>10)</sup>は学術調査研究報告「乳がん検診のための線量・画質調査班報告」で調査集団の89%が、2 mGy以下、76%の施設で1.6 mGy以下であり、平均乳腺線量は2 mGy以下の低減が期待できるとし、鈴木ら<sup>11)</sup>は、学術調査研究報告「乳がん検診における画質と被曝線量に関する施設評価検討班報告」で調査集団の88.7%が2 mGy以下とし、武下ら<sup>9)</sup>は学術調査研究報告「デジタルマンモグラフィ画質・線量調査に関する報告」において、80%の施設で2 mGy以下としている。これらの調査集団は精度管理が進

んでいる標本集団と捉えられるが、浅田ら<sup>4)</sup>の全国無作為抽出によるアンケート調査の結果からも、75%線量が1.64mGyであり、82.7%の施設で2mGy以下、DRの施設だけに限っても74.5%の施設で2mGy以下となることなどから、全国平均として捉えることができる。

東田ら、浅田らの報告より、平均乳腺線量の平均値を分散の逆数で重み付けをした代表値1.48 mGyと、それぞれの報告より提言された線量値を考慮して、医療被ばくガイドライン（低減目標値）とした。平均圧迫乳房厚42mm脂肪50%・乳腺50%比率の代表的な乳房に対する医療被ばくガイドライン（低減目標値）として平均乳腺線量2mGyとした。今回示したマンモグラフィにおける医療被ばくガイドライン（低減目標値）に対して、現在多くの施設においてこの線量以下で撮影されていることが予測できるが、各施設で実際に画質評価を行い、画質を担保したうえで、もう一步最適化への努力を行い、医療被ばく低減につなげていただきたい。医療被ばく低減は診療放射線技師の責務であるため、われわれは個人の便益を損なうことのないように、最適化に向けた努力をしながら、可能な限り少ないリスクで良質な画像を提供すべきである。

## マンモグラフィの線量測定法

### 1. 線量測定法

#### 1) マンモグラフィにおける被ばく線量の測定方法

マンモグラフィの線量測定法も他のモダリティと同様、入射表面線量と組織・臓器線量のどちらを対象とするのかにより、その測定方法は大きく異なる。現在マンモグラフィにおいてはACRのMammography Quality Control Manual<sup>10)</sup>による装置の精度管理という視点からの平均乳腺線量の求め方が一般化している。“装置の精度管理”という視点からの線量測定法ではあるが、一定基準におけるファーム上の模擬乳腺における被ばく線量を把握しており、各施設における被ばく低減の目標設定・ガイドライン値との比較に役立てることができる。

#### 2) 電離箱線量計

マンモグラフィに用いる管電圧は、一般撮影に用いる管電圧と比べると非常に低いものとなっている。このため平均乳腺線量を求めるための測定では、電離箱線量計が推奨される。つまり、実効エネルギー10~40keVで校正された線量計でなければならない。また、実効エネルギーが低いため線量計検出部

への入射に際し、できるだけ入射壁での吸収が少ないものが良い。さらにはマンモグラフィ領域で、測定器の応答のエネルギー依存性が小さいという観点から、電離箱を推奨する。

### 3) 線量測定方法

平均乳腺線量の測定方法を説明する。平均乳腺線量を求めるためには、管電圧と半価層より、入射空中線量を測定し、その値をターゲット・付加フィルタ・管電圧に応じて平均乳腺線量に変換するため、半価層を把握する必要がある。ただし、この変換値は乳房厚42mm・乳腺50%・脂肪50%の乳房に対しての設定であり、これ以外の乳房厚にはさらに補正が必要なことがある<sup>11)</sup>。施設の評価は、平均的な乳房の検査時の平均乳腺線量で行うため、厚さ42mmの乳房に対する撮影条件での半価層測定を行わなければならない。

さらに、表示管電圧と撮影管電圧の誤差や管電流測定・照射時間測定や照射野内の線量均一性などの把握といった精度管理も必要となるが、平均乳腺線量を求める過程として直接的に関係しないため、その実験方法等については他文献・実験書を参考としていただきたい。本項では、平均乳腺線量を把握するために、最も基本的な実験となる半価層の測定について説明し、その後、平均乳腺線量の測定について説明する。

#### (a) 第1半価層 (HVL) の測定法

##### ①使用機器

- ・電離箱線量計
  - ・絞りマスク
  - ・純度99.9%以上のアルミニウム板 (0.1mm厚)
- (図3, 4, 5)。

##### ②機器配置

- イ) 電離箱線量計・絞りマスク・圧迫板などを図6, 7のような配置にする。

##### ロ) 絞りマスクの取り付け

絞りマスクの取り付けに際しては、圧迫板上に載せるのではなく、X線管側（照射口側）に絞りマスクを支持できるような機構を作成し、取り付けることが望ましい。圧迫板上に鉛を加工した破片やゴミなどが付着し、これが照射野内に存在していると測定結果は不正確なものになってしまう可能性がある。このため圧迫板への付着物・汚れの除去などは細心の注意を要する。

照射野を絞り込む方法として以下の手法が挙げられる。

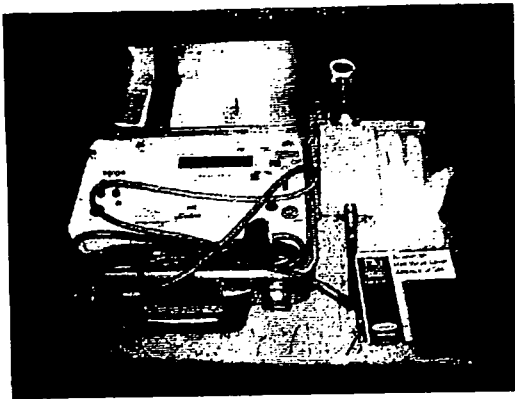


図3 半価層 測定準備

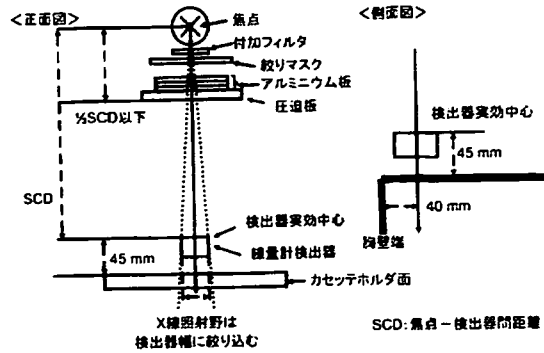


図6 半価層の測定配置

放射線医療技術学書(114-3): 乳房撮影機管理マニュアル(改訂版)2004.12 日本放射線技術学会より引用・改変

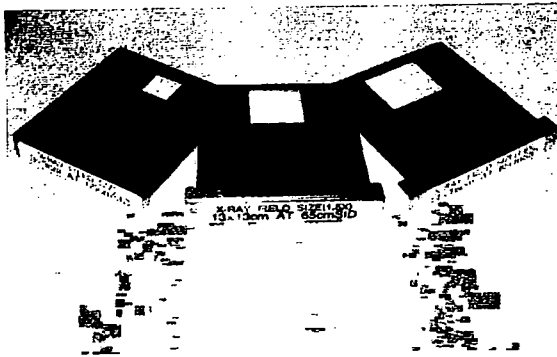


図4 絞りマスク (装置付属品の利用)



ラドカル社製



ビクトリン社製

検出器部分の形状により配置のための工夫が異なる

図7 半価層の測定

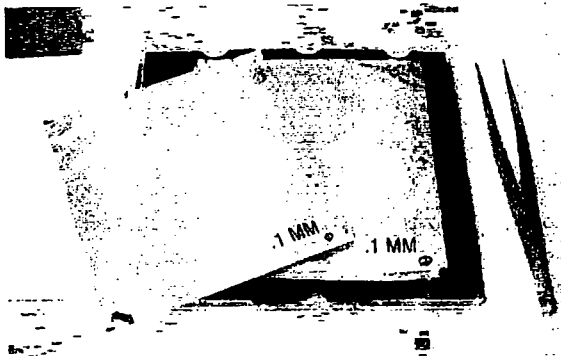
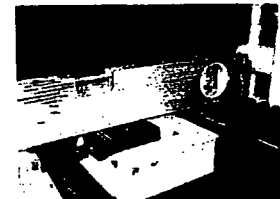


図5 0.1mm厚アルミニウム板



ラドカル社製



ビクトリン社製

いずれの場合も、検出器部分の水平を確保する事が重要である。

図8 検出器の水平確認

- ①鉛板を加工して作成する
- ②照射野の絞り機構を利用する
- ③照射野制限のための交換可能な照射野制御板を利用し、加工を施す。

#### ハ) アルミニウム板の配置

乳房用X線装置の規格であるJIS Z 4751-2:45<sup>14)</sup>においては、半価層の測定に圧迫板を用いないが、通常の撮影においては必ず圧迫板を用いるため、アルミニウム板を圧迫板上に配置した状態で、圧迫板を含めたそのシステム全体における半価層を

測定する。ただし、“ロ) 絞りマスクの取り付け”でも述べたが、アルミニウム板を配置する際は圧迫板への付着物・汚れなどの除去に細心の注意を要する。

#### ニ) 電離箱線量計検出器の配置

電離箱線量計検出器の実効中心をカセットホルダの左右中心、胸壁端から40mm、高さ45mmの位置に水平配置するための工夫が必要となる。また線量計検出器部分の構造により配置のための工夫が異なるため、以下に紹介する。

水平を確認するためにも水準器を用意することも必要である (図8)。

・線量計1 (例:ラドカル社製)

このタイプの線量計は、製造段階で検出器部分とケーブル接続部との水平がすでに確認されており、この部分の配置を水平に保つことが重要である。線量計を配置する作業台の水平確認は欠かせない。作業台の水平を確認したうえで、検出器を設置し、規定位置に配置する。

・線量計2 (例:ビクトリン社製)

このタイプの線量計は、線量計検出部の配置や接続ケーブルの配置に工夫が必要である。如何にして決められた測定点を維持するかが問題となる。この場合、発砲スチロールなどを加工し保持台とすることが廉価で簡便である。ただし、検出器入射面の水平保持は必ず確認すべき事項である (図9)。

③照射条件

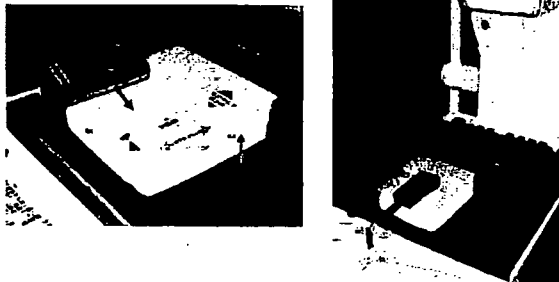
イ) 管電圧・ターゲット物質・付加フィルタ精度管理を目的とした場合は、臨床で用いる全ての管電圧とターゲット物質とフィルタの組み合わせ全てに対して測定する必要がある。しかし、今回は後述のファントムを用いた平均乳腺線量の把握を目的としているため、乳房厚42mmで脂肪50%・乳腺50%比率の代表的な乳房に対して臨床上用いる管電圧・ターゲット物質/フィルタと同じ組み合わせを選択する。

ロ) 照射モード

マニュアルに設定

ハ) 焦点

大焦点を選択



発砲スチロールを加工し、検出器配置のための保持装置を自作する事も必要

図9 検出器配置のための工夫 (ビクトリン社製)

ニ) 焦点から圧迫板までの距離

焦点-検出器間距離 (SCD: Source Chamber Distance) の1/2未満、できるだけX線管に近づける。さらに、圧迫板を上下逆さに取り付けることができる場合、この方法を用いる事で距離を縮めることができる (図10)。

ホ) 焦点からX線検出器までの距離

臨床使用条件と同様とする。

④測定方法

イ) アルミニウム板を照射野内におかない状態で、線量計の表示値が $1.3 \times 10^{-4} \sim 2.2 \times 10^{-4}$  C/kg (500~850 mR) となるように実効稼働負荷 (mAs) を設定する<sup>4)</sup>。さらに、測定に際しては線量計のレンジが途中で変わってしまうことは好ましくなく、乳房用X線装置の安全・安定性を考慮すると実効稼働負荷を30~150 mAsとなるように設定することが望ましい。

ロ) アルミニウム板を照射野内におかない状態で、イ) にて設定された実効稼働負荷にて3回X線照射を行い、そのつと線量計の表示値を記録する。この3回の照射にて、データの最大値と最小値の差が2%以下であることを確認する<sup>4)</sup>。

ハ) 厚さ0.2mmのアルミニウム板を照射野内に配置し、線量計の検出部を完全に覆うように配置する。この状態で、イ) にて求めた条件でX線を照射し、表示値を記録する。

ニ) さらに厚さ0.1mmのアルミニウム板を照射野内に配置の上、ハ) と同じ条件にてX線を照射し、線量計の表示値を記録する。さらにアルミニウム板を追加し、同じ条件にてX線を照射の上、表示値を記録する。この作業を、線量計の表示値が、



装置A

装置B

図10 圧迫板の取付方法

アルミニウム板のない場合の値の1/2以下になるまで行う。

ホ) 全てのアルミニウム板を照射野内から取り除き、ハ)と同じ条件にて照射を行い、線量計の表示値を記録する。また、ロ)の値と比較して2%以内であることを確認する。

⑤第1半価層(HVL)の決定

イ) 実験により求めたデータより、アルミニウム板がない際の線量を基準値とする。〔測定方法ロ)、ホ)の値の加算平均値〕

ロ) X線減弱率50%前後の線量。およびそれぞれの線量に対応したアルミニウム厚のデータより、次の式を用いて半価層を求める。

$$HVL(mmAl) = \frac{[Tb \ln(2 E_a/E_0) - Ta \ln(2 E_b/E_0)]}{\ln(E_a/E_b)} \dots (5.1)$$

- E0: アルミニウム板なしの場合の線量
- Ea: アルミニウム板なしの場合の線量に対する減弱率50%の線量より少し大きい線量
- Eb: アルミニウム板なしの場合の線量に対する減弱率50%の線量より少し小さい線量
- Ta: Eaが得られたときのアルミニウム板厚
- Tb: Ebが得られたときのアルミニウム板厚

(b) 平均乳腺線量の測定方法

①測定方法

平均乳房厚42mmで脂肪50%・乳腺50%比率の代表的な乳房に対する入射空中線量を測定し、その測定値に管電圧・半価層より得られた"平均入射空中線量からターゲット・付加フィルタに対する入射空中線量1R当たりの平均乳腺線量"を換算値として乗ずる

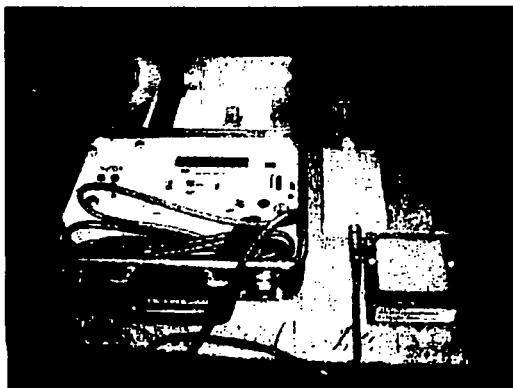


図11 入射空中線量 測定準備

ことにより平均乳腺線量を算出する。

②使用機器

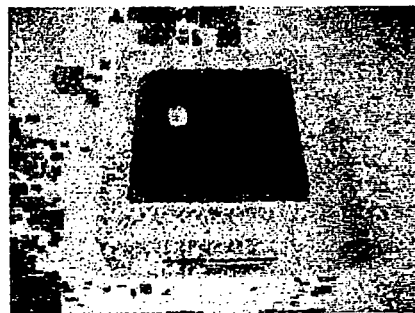
- ・電離箱線量計
- ・画像評価用乳房ファントム  
RMI製156型・NA製18-220型・CIRS製15型などのACR推奨品(図11, 12)。
- ・受像系  
S/Fシステム: 臨床に使用している増感紙付きカセットと未現像フィルム  
CRシステム: 臨床に使用しているカセットとイメージングプレート  
FPDシステム: 臨床使用時と同一条件

③測定方法

S/Fシステム、CRシステムとFPDシステムでは測定方法が若干異なるため、別々に記載する。

イ) S/Fシステム、CRシステム

- ・機器配置・照射条件
- ・幾何学的配置を図13, 14, 15のように配置する。
- ・フィルムカセットまたはCRカセットを、カセットホルダの所定の場所に挿入する。
- ・AEC検出器の位置は、ファントム中央付近に配置する。またAEC設定値は臨床に用いる設定と



RMI社製156型ファントム

(RMI社製156型、NA社製18-220型、CIRS社製15型または同等品)

図12 画像評価用乳房ファントム

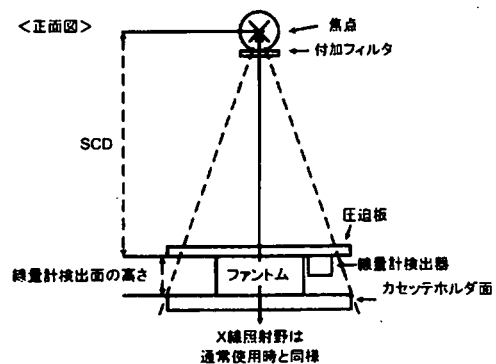


図13 入射空中線量 測定配置

日本放射線学会誌(14):3 乳房線量測定用ファントム(1) 図13 図14 図15 図16 図17 図18 図19 図20 図21 図22 図23 図24 図25 図26 図27 図28 図29 図30 図31 図32 図33 図34 図35 図36 図37 図38 図39 図40 図41 図42 図43 図44 図45 図46 図47 図48 図49 図50 図51 図52 図53 図54 図55 図56 図57 図58 図59 図60 図61 図62 図63 図64 図65 図66 図67 図68 図69 図70 図71 図72 図73 図74 図75 図76 図77 図78 図79 図80 図81 図82 図83 図84 図85 図86 図87 図88 図89 図90 図91 図92 図93 図94 図95 図96 図97 図98 図99 図100



を換算値として平均入射空中線量に乗ずる。ただし、換算値はターゲット物質・フィルタの組み合わせにより異なるため、これに見合った表より値を選択すること。

#### <平均乳腺線量の求め方>

$$\text{平均乳腺線量 (mGy)} = [\text{平均入射空中線量 (R)} \times \text{換算値 (mrad/R)}] / 100 (\text{mrad/mGy}) \dots (5.4)$$

・表示値が (C/kg) の場合

$$\begin{aligned} \text{平均乳腺線量 (mGy)} = \\ [(\text{平均入射空中線量 (C/kg)} / 2.58 \times 10^{-4}) \times \\ \text{換算値 (mrad/R)}] / 100 (\text{mrad/mGy}) \dots (5.5) \end{aligned}$$

#### ロ) FPDシステム

・機器配置・照射条件

線量計を設置せずにファントムのみを乳房支持台上に設置する。

#### 1) 測定方法 (平均入射空中線量を求める)

・基準となる撮影条件の把握 AECを臨床に用いる設定とし、4回照射する。この際のターゲット・フィルタ、管電圧、mAs値の平均を記録する。

・平均入射空中線量の把握

線量計をS/Fシステム、CRシステムと同様に設置し、前項より得られた条件に最も近い条件(mAs)でマニュアルモードにて照射を行い、AEC測定時のmAsに対し最後に補正を行い求める。入射空中線量を測定する。この操作を4回繰り返し、平均入射空中線量を求める。

#### 2) 平均乳腺線量の算出

以降の換算はS/Fシステム、CRシステムの2)“平均乳腺線量の算出”と同様とする。

## (参考文献)

- 1) 厚生労働省老健局老人保健課長：老健第65号通知「がん予防重点健康教育及びがん検診実施のための指針」の一部改定について、2003。
- 2) 乳房撮影用X線装置設置台数 新医療、338 (139)、2003。
- 3) 堀田勝平：第10回デジタル画像管理、インナービジョン、20 (12)：84-90、2003。
- 4) IAEA：SAFETY SERIES No.11510 (International Basic Safety Standard for Protection against Ionizing Radiation and for the safety of Radiation Sources：BBS)。

- 5) 日本放射線技術学会撮影分科会乳房撮影ガイドライン普及班：放射線医療技術学叢書 (14-3) 乳房撮影精度管理マニュアル (改訂版)、日本放射線技術学会、2004。
- 6) 日本放射線技師会医療被ばくガイドライン委員会：患者さんのための「医療被ばくガイドライン (低減目標値)」、日本放射線技師会雑誌、47 (10)、1695-1750、2000。
- 7) 寺田 央：マンモグラフィガイドンスレベルと被ばくの現状-。医学物理、22 (2)、65-72、2002。
- 8) 浅田恭生・他：2001年調査におけるマンモグラフィの平均乳腺線量の推定。乳がんの臨床、18 (2)、127-132、2003。
- 9) 武下正憲・他：学術調査研究班報告 デジタルマンモグラフィ画質・線量調査に関する報告。日本放射線技術学会誌、58 (11)、1461-1468、2002。
- 10) 東田善治・他：学術調査研究班報告 乳がん検診のための線量・画質調査班報告。日本放射線技術学会雑誌、57 (5)、530-539、2001。
- 11) 鈴木隆二・他：学術調査研究報告 乳がん検診における画質と被曝線量に関する施設評価検討班報告。日本放射線技術学会雑誌、59 (5)、604-616、2003。
- 12) 田中 勇・他：福岡県におけるマンモグラフィの実態調査。日本乳がん検診学会誌、12 (2)、199-208、2003。
- 13) Mammography Quality Control Manual (1999) American College of Radiology January 1999。
- 14) 安部真治・他：乳房用X線装置及び乳房撮影定位装置-安全についてJIS Z 4751-2-45:2001 (IEC 60601-2-45:1998)。日本放射線技術学会雑誌、58 (6)、749-753、2002。

# 放射線診療における線量低減目標値 「医療被ばくガイドライン2006」(6)

本会は、「国民から見える職業へ医療被ばく管理は、私たちの責任でー」の平成18年度スローガンに基づき、放射線診療における線量低減目標値を会告で表示した。ICRP勧告では、医療被ばくに対して特別の制限は設けないが、線量の低減にはかなりの余地が残されていることを指摘している。医療被ばくの低減には、医療における放射線使用の正当化、放射線防護の最適化、線量制限の基準化が必要である。医療における放射線防護の最適化および放射線使用線量が放射線技師に委ねられている現状を考えると「医療被ばく管理」は放射線技師の責任が大きい。

「医療被ばくガイドライン作成WG」の執筆者に連載いただき、ガイドラインとして提示した数値の根拠と、線量低減目標値を達成するために、われわれに求められている具体的な行動を期待する。なおご意見は、メールにて本会宛に。

<http://www.jart.jp/>



## 1. 目標値設定に関する考え方

現在核医学は、Positron Emission Tomography (以下、PET) における自家製造検査薬を除いて、一般的に薬事承認された放射性医薬品であるRadio Isotope (以下、RI) が用いられている。放射性医薬品メーカーが販売するRIは (ジェネレータで溶出するものは別として)、1検査用として調整した放射エネルギーが数種類に限定された状態の製剤として普及している。また、詳細は後述するが、わが国においては、1検査あたりでは限られた放射エネルギーの範囲での使用が普及している現状がある。さらに、2000年の(社)日本放射線技師会による「医療被ばくガイドライン」<sup>1)</sup> および日本核医学会による「放射性医薬品の適正使用におけるガイドラインの作成」<sup>2)</sup> の提示等、関係学会等団体による投与量の最適化 (低減) のための普及活動が行われてきた。

そのため、わが国においては、国際放射線防護委員会 (ICRP: International Commission on Radiological Protection) や、国際原子力機関 (IAEA: International Atomic Energy Agency) が懸念<sup>3),4)</sup> しているような同じ検査、同じ診断目的であるにもかかわらず、被ばく線量 (核医学では投与量が指標) が1~2桁も異なるようなことは非常に起こりにくい現状にある。

したがって、核医学においては、限られた放射エネルギーの範囲での使用が普及している現状を踏まえた上で「医療被ばくガイドライン2006」を提示する。

\*) 核医学に使用する放射性同位元素には、薬事承認の得られた放射性医薬品、治験用放射性同位元素、自家製造した陽電子断層撮影診療用放射性同位元素等があるが、本稿では一括してRIとして記す。

## 2. 医療被ばく低減目標値とその設定根拠

本ガイドラインは、標準的な患者に対し、実際に投与する時点の平均投与量として提示する。また、より慎重な対応が求められる小児についても、投与量の算出法と検査に当たっての留意点を示す。

なお、本ガイドラインは、大きく一般核医学 (PET以外の分野を以下、「一般核医学」として記す。)

とPETに分けて示す。

### 1) 一般核医学

一般核医学のガイドラインを表1に示す。

日本放射線公衆安全学会が平成17年3月に全国の約50施設を対象とし、放射線検査全般 (単純X線検査、CT検査などを含む) にわたり、各検査の被ばく線量の調査を行った。このうち核医学検査について回答が得られたのは24施設である。この中から実投与量ではなく、明らかに検定量で記入されている施設等を除いた16施設のデータを表2に示す。この設定が妥当であるかどうかは、日本核医学会による「放射性医薬品の適正使用におけるガイドラインの作成」(2001~2002年の委託研究) および放射性医薬品添付文書<sup>5)</sup>に記載された適正な投与放射エネルギーからも検証を行った。

一般核医学の検査は、放射性医薬品メーカーが販売

表1 「医療被ばくガイドライン2006」一般核医学

検査項目	薬剤(RI)	投与量 [MBq]
骨	<sup>99m</sup> Tc-HMDP, MDP	950
骨髄	<sup>111</sup> In-CI	150
脳血流	<sup>99m</sup> Tc-HMPAO	800
脳血流	<sup>201</sup> Tl-ECD	800
脳血流	<sup>123</sup> I-IMP	200
脳血流	<sup>123</sup> I-イオマザニル	260
脳槽・脊髄腔・髄液ろう	<sup>111</sup> In-DTPA	60
甲状腺摂取率	<sup>123</sup> I-NaI	10
甲状腺	<sup>123</sup> I-Chloride	120
甲状腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	300
副甲状腺	<sup>201</sup> Tl-Chloride	120
副甲状腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	300
肺換気	<sup>133</sup> Xeガス	400
肺換気	<sup>81m</sup> Krガス	200
肺血流	<sup>99m</sup> Tc-MAA	300
リベノグラフィ	<sup>99m</sup> Tc-MAA	450
肝(脾)	<sup>99m</sup> Tc-フィソニド	200
肝機能	<sup>99m</sup> Tc-GSA	250
肝胆道	<sup>99m</sup> Tc-PMT	250
肝・脾	<sup>99m</sup> Tc-コロイド	200
心筋血流	<sup>201</sup> Tl-Chloride	180
心筋血流	<sup>99m</sup> Tc-tetrofosmin	950
心筋血流	<sup>99m</sup> Tc-MIBI	800
心筋血流	<sup>123</sup> I-BMIPP	130
心筋血流	<sup>123</sup> I-MIBG	130
心筋交感神経機能	<sup>123</sup> I-MIBG	130
心臓	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	950
心筋梗塞シンチ	<sup>99m</sup> Tc-PYP	800
唾液腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	400
メッケル憩室	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	500
出血量シンチ	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	950
腎動態	<sup>99m</sup> Tc-DMSA	300
腎血流 尿路	<sup>99m</sup> Tc-MAG3	400
腎血流 尿路	<sup>99m</sup> Tc-DTPA	500
副腎皮質	<sup>123</sup> I-アドステロール	40
副腎髄質	<sup>123</sup> I-MIBG	30
腫瘍	<sup>201</sup> Tl-Chloride	180
腫瘍・炎症	<sup>67</sup> Ga-Citrate	190
リンパ管	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	600
センチネルリンパ節	<sup>99m</sup> Tc-Snコロイド	60
RIアンギオ	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	950

\*1: 投与量は、<sup>133</sup>XeガスとmKri調入力量(減衰補正後)を除いて実投与放射エネルギー。

\*2: 核医学における放射性医薬品の購入、使用実態を踏まえて決定。

表2 一般核医学の検査別投与量 (MBq)

検査項目	薬剤(RI)	データ数	最大値	最小値	単純平均
		[施設数]	[MBq]	[MBq]	[MBq]
骨	<sup>99m</sup> Tc-HMPDP, MDP	16	1,046	629	916
骨髄	<sup>111</sup> In-Cl	5	233	50	142
脳血流	<sup>99m</sup> Tc-HMPAO	7	1,000	600	838
脳血流	<sup>99m</sup> Tc-ECD	16	1,000	600	771
脳血流	<sup>201</sup> Tl-IMP	11	259	110	175
脳増・骨髄腔・髄液ろう	<sup>111</sup> In-DTPA	8	63	20	50
甲状腺摂取率	<sup>131</sup> I-NaI	13	13	4	9
甲状腺	<sup>201</sup> Tl-Chloride	13	175	70	119
甲状腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	15	523	100	306
副甲状腺	<sup>201</sup> Tl-Chloride	11	180	100	135
副甲状腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	11	523	116	298
肺換気	<sup>133</sup> Xeガス	5	507	270	399
肺換気	<sup>81</sup> Krガス	4	185	150	176
肺血流	<sup>99m</sup> Tc-MAA	16	466	150	263
Ruベングラフイ	<sup>99m</sup> Tc-MAA	9	932	185	437
肝(臓)	<sup>99m</sup> Tc-スフィン酸	5	233	111	183
肝機能	<sup>99m</sup> Tc-GSA	8	262	216	241
肝胆道	<sup>99m</sup> Tc-PMT	11	261	185	232
肝・脾	<sup>99m</sup> Tc-コロイド	5	370	111	196
心筋血流	<sup>201</sup> Tl-Chloride	16	220	80	158
心筋血流	<sup>99m</sup> Tc-tetrofosmin	6	1,000	418	880
心筋血流	<sup>99m</sup> Tc-MIBI	12	932	600	799
心筋脂肪酸代謝	<sup>153</sup> Ga-BMIPP	15	180	110	127
心筋交感神経機能	<sup>123</sup> I-MIBG	12	180	110	127
心プール	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	9	1,046	740	914
心筋梗塞シンチ	<sup>99m</sup> Tc-PYP	8	1,000	523	738
唾液腺	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	12	523	150	333
メッケル憩室	<sup>99m</sup> Tc-Perchnetate	13	932	200	453
出血巣シンチ	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	14	1,046	200	806
腎静脈	<sup>99m</sup> Tc-DMSA	11	523	131	243
腎血流・尿路	<sup>99m</sup> Tc-MAG3	15	471	200	325
腎血流・尿路	<sup>99m</sup> Tc-DTPA	8	555	200	385
副腎皮質	<sup>131</sup> I-アドステロール	13	88	20	33
副腎髄質	<sup>123</sup> I-MIBG	12	48	23	27
腫瘍	<sup>201</sup> Tl-Chloride	11	240	100	163
腫瘍・炎症	<sup>67</sup> Ga-Citrate	16	210	80	155
線維蛋白血球シンチ	<sup>111</sup> In-線維蛋白血球	2	62	42	52
リンパ管	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	7	888	52	503
センチネルリンパ節	<sup>99m</sup> Tc-Soコロイド	5	85	19	45
RIアンギオ	<sup>99m</sup> Tc-HSA-D	7	1,046	466	868
血管シンチ	<sup>111</sup> In-標識血小板	2	62	49	55

\*投与量は、<sup>133</sup>XeガスとmKr吸入量(減表補正後)を除いて実投与放射能量。

表3 骨シンチ用調整済薬剤(99mTc-MDP, <sup>99m</sup>Tc-HMDP)の放射能別使用状況

放射能[MBq]	件数/月[件]	割合[%]
<370	4	0.01
370	159	0.56
370~555	0	0.00
555	4,889	17.10
555~740	59	0.21
740	23,354	81.66
>740	134	0.47

\*1: 日本メジフィジックス(株)の平成17年度全国調査データより引用  
 \*2: 骨シンチ用薬剤を販売している2社の合計(平成17年6月の1カ月間)  
 \*3: 施設数は1,013  
 \*4: 放射能は検定時量

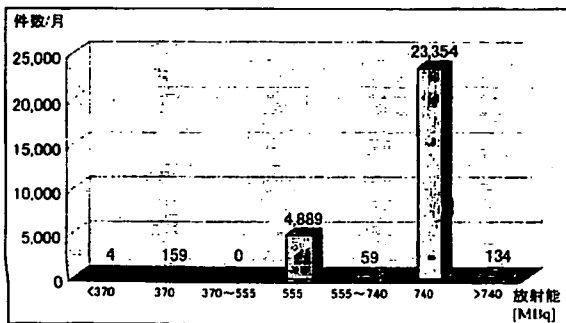


図1 骨シンチ用調整済薬剤(99mTc-MDP, <sup>99m</sup>Tc-HMDP)の放射能別使用状況

表4 <sup>67</sup>Gaの放射能別使用状況

放射能[MBq]	件数/月[件]	割合[%]
<74	5	0.05
74	2,628	26.76
74~111	0	0.00
111	6,750	68.74
111~148	7	0.07
148	342	3.48
>148	87	0.89

\*1: 日本メジフィジックス(株)の平成17年度全国調査データより引用  
 \*2: <sup>67</sup>Gaを販売している2社の合計(平成17年6月の1カ月間)  
 \*3: 施設数は967  
 \*4: 放射能は検定時量

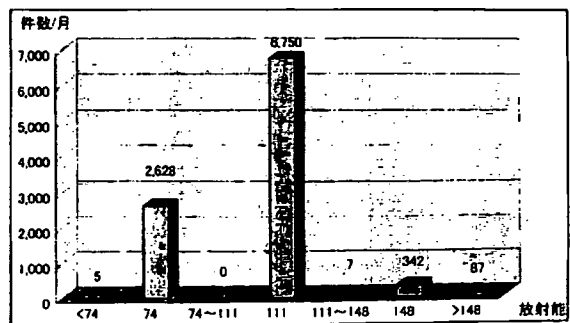


図2 <sup>67</sup>Gaの放射能別使用状況

するRIを用いている。そして、販売されるRIの1検査あたりの放射エネルギーは限られた設定量のものであり、これらの放射エネルギーは一般的な投与量として広く用いられている。ただし、当学会の調査結果(表2)によると、自家標識を含めた場合にはばらつきが生じている。最小投与量に対する最大投与量の比はおおよそ2~5倍である。日本メジフィジックス(株)の平成17年度調査結果の一部を表3、4および図1、2に示す。一般核医学の代表的な検査である骨シンチ(調整済製剤のみ)および腫瘍・炎症シンチの使用量が一つの放射エネルギーに収束していることがわかる。この調査データの施設数は、それぞれ1,013、967である。また、骨シンチ用RIは、自家標識製剤と併用している可能性はあるものの、調整済製剤が広く普及していることがわかる。したがって、広く使用されている調整済製剤の使用実態を考慮する必要がある。そこで、一般核医学のガイドラインの設定に当たっては、上記資料を参考にしつつ、限られた放射エネルギーの範囲での使用が普及している現状を踏まえて決定した。

## 2) PET

PETのガイドラインを表5に示す。

日本放射線公衆安全学会が平成17年3月に実施した調査において、調査対象の中にPET検査実施施設が少なかったため、PETについては、平成17年6月に別の調査として全国のPET実施施設にアンケートを郵送して実施した。なお、PET用放射性医薬品は、平成17年に初めて社会保険薬価基準に掲載されたが、調査時点で当該メーカーによる販売の実績はない。したがって、調査結果は自家製造施設のみのデータである。

本調査における郵送施設数は78、回答施設数は48(回答率62%)であった。得られた結果を表6に示す。

ガイドラインは、上記調査データの第3四分位点

を参考に決定した。PETは、自家標識製剤のみを使用した施設も多く、最小投与量に対する最大投与量の比が約2~3倍の範囲の分布を示し、かつ一定の放射エネルギーに収束した使用実態も確認できないため、一般的にこのような指標に用いられる第3四分位点とした。ただし、検査実施施設が少なくデータ提供数が限られた検査(FDG、メチオニン以外の検査)についてはガイドラインに盛り込まず、参考としてデータを示すにとどめた。また、PETは収集方法(2D:2-Dimensionまたは3D:3-Dimension)によって投与量に差異があるため、ガイドライン値も収集方法別に提示した。なお、収集方法によって投与量が異なるのは、3D収集は2D収集よりも光子の収集効率が高いので、投与量を低くすることが可能なためである。

ガスを使用した検査では、供給量から実吸引(投与)量を推定する方法に施設間でばらつきがあるため、参考データの提供にとどめ、ガイドラインの提示は行わなかった。

## 3) 小児

小児は、成人よりも放射線感受性が高い。このため、小児に対する核医学検査は、臨床的有用性(便益)がリスクよりも十分高いことを確認した上で、慎重に実施しなければならない。小児へのRIの最適投与法の決定は、いくつかの方法がある<sup>6)</sup>。このうち、主な小児RI投与量算出法を表7に示す。体重、体表面積あるいは年齢を基礎とした算定方法が主で

表5 「医療被ばくガイドライン2006」PET

検査名	薬剤(RI)	ガイドライン(投与量)	
		2D収集 [MBq]	3D収集 [MBq]
腫瘍	<sup>18</sup> F-FDG	320	240
腫瘍	<sup>11</sup> C-メチオニン	700	310
心筋糖代謝	<sup>18</sup> F-FDG	370	210
脳糖代謝	<sup>18</sup> F-FDG	300	300

表6 PETの検査別投与量(MBq)

検査名	薬剤(RI)	2D収集					3D収集				
		データ数 [施設数]	単純平均 [MBq]	最大値 [MBq]	最小値 [MBq]	第3四分位点 <sup>*1)</sup> [MBq]	データ数 [施設数]	単純平均 [MBq]	最大値 [MBq]	最小値 [MBq]	第3四分位点 <sup>*1)</sup> [MBq]
腫瘍	<sup>18</sup> F-FDG	20	258	394	185	318	29	217	380	125	240
腫瘍	<sup>11</sup> C-メチオニン	4	599	740	442	698	4	283	320	206	300
腫瘍	<sup>11</sup> C-コリン	1	482	482	482	/	0	/	/	/	/
心筋血流	<sup>15</sup> N-アンモニア	6	653	1,110	374	740	1	320	320	320	/
心筋糖代謝	<sup>18</sup> F-FDG	8	291	370	125	370	4	231	370	160	210 <sup>**)</sup>
心臓	<sup>11</sup> C-酢酸	3	580	740	300	/	0	/	/	/	/
脳糖代謝	<sup>18</sup> F-FDG	11	227	370	84	300	15	214	375	100	288
脳血流	<sup>15</sup> O-H <sub>2</sub> O	4	1,148	2,220	262	1,200	2	805	1,110	500	/
脳血流 <sup>**)</sup>	<sup>15</sup> O-CO <sub>2</sub> ガス	9	3,072	10,000	250	3,500	1	1,000	1,000	1,000	/
脳血流量 <sup>**)</sup>	<sup>15</sup> O-CO <sub>2</sub> ガス	8	6,184	19,200	270	10,000	2	1,100	1,200	1,000	/
脳糖代謝 <sup>**)</sup>	<sup>18</sup> O-O <sub>2</sub> ガス	8	4,583	10,000	1,000	6,000	1	2,000	2,000	2,000	/

\*1: データ数が4以上の場合のみ第3四分位点を示した。

\*2: 供給量から実吸引(投与)量を推定する方法に施設間でばらつきがある。

\*3: 4データのうち、一つが他の3データよりも突出して高かったために第3四分位点が単純平均を下回った。

表7 小児RI投与量算出法

1) 成人投与量 (MBq) × M/60	ただしM = 体重 kg
2) 成人投与量 × Y/(Y+12)	ただしY = 年齢
3) 成人投与量 × (Y+1)/(Y+7)	
4) 成人投与量 × (M/60) <sup>2/3</sup>	
5) 成人投与量 × m <sup>2</sup> /1.73	ただしm <sup>2</sup> = 体表面積
6) 成人投与量 × 身長/174	
7) 単純化した方法	
乳児	成人投与量 × (1/4 ~ 1/3)
年長児	成人投与量 × (1/2 ~ 2/3)
<sup>99m</sup> Tc	5.6 ~ 7.4 MBq/kg
8) 生後6月までは成人投与量の1/4	
4歳までは成人投与量の1/3	
8歳までは成人投与量の1/2	
8歳以上は成人投与量の2/3	
9) 0~5歳	成人投与量の0.25
5~10歳	成人投与量の0.5
10~15歳	成人投与量の0.75
15歳以上	成人投与量に同じ
10) 体重別に成人投与量に対する修正係数を作り、それにより算出	
11) 各放射性医薬品ごとの年齢別投与量の一覧表より読み取る	
12) 日本アイソトープ協会の小児RI投与量勧告案による	
13) 筆者の経験	
0~2歳	成人投与量の1/7 ~ 1/5
*ただし、検査にもよるが、薬剤による鎮静処置が前提	
3~6歳	成人投与量の1/4
7~9歳(小学校低学年)	成人投与量の1/3
10~12歳(小学校高学年)	成人投与量の1/2
13~15歳(中学生)	成人投与量の3/4
16~18歳(高校生)	成人投与量の3/4 ~ 1/1

表8 鎮静処置を伴う小児核医学検査の留意点

1	可能であれば、昼寝の時間に合わせて実施する。
2	検査前に昼寝をさせない。午前の早い時間であればいつもより少し早く起こす。
3	小児患者の睡眠に合わせて迅速に検査が実行できる連絡体制を整備する。
4	血管(ライン)の確保が必要な場合は、あらかじめ確保しておく。
5	検査に支障のない着衣(金属のボタン等)にあらかじめ着替えさせておく。
6	可能であれば検査時間に余裕をもたせる。
7	あらかじめ必要な検査方法、撮像部位、検査情報の内容等を確認しておく。追加撮像の判断はその場で行う。
8	最も重要な部位、あるいは小児患者を動かさないで撮像できる部位から撮像する。

ある。それぞれの方法の利点や欠点が文献に記されているので参考にされたい。筆者の経験上の目安も表7に加えた。小学生から高校生までは同年齢の体格差が大きく、小学生でも成人と同じ体重の場合もある。また、小学校高学年以上では、ある程度時間を延長することが可能な場合もあり、投与量の低減を補うことも可能である。最終的にはこれらの情報を検討した上で判断すべきである。未就学児以下の場合、原則薬剤による鎮静処置が前提となる場合が多い。そして投与量の多寡よりも、この鎮静処置の成否が良好な検査の成否の鍵を握っていると言っても過言ではない。鎮静処置をした小児患者の核医学検査を行う上での注意事項を表8に示す。小児患者の昼寝の時間に合わせて検査を行うこと、検査前に昼寝をさせないこと、小児患者の睡眠に合わせて迅速に検査が実行できる連絡体制の整備等を行うべきである。また、寝台に寝かせる際に患者を起こさ

ないように十分注意する必要がある。

このように、投与量は、検査種別、検査方法(SPECT, プラナーなど)、小児の状態(臓器機能、耐え得る検査時間、薬剤による鎮静処置の有無)等を考慮して決定されなければならない。また、必要な診断情報が得られなければ意味がなく、投与量の低減だけにとらわれてはならない。このような状況を考慮した上で、検査を実施するか否かを決定し、実施する場合には確実に診断情報が得られる方法を選択すべきである。これまでに実施した小児の経験を踏まえて基本的な投与量を決めておき、さまざまなファクタを考慮して最終決定するのが現実的な方法である。たとえば、中学生の場合であっても成人と同じ体重の場合には、検査時間を延長して実施できるか、などを検討して選択するということが考えられる。

### 3. 線量測定(評価)法

診断参考レベルやガイダンスレベルなどにおいて、核医学の被ばく線量の指標は、CT、MRなど他のモダリティと異なり、投与したトレーサーの放射エネルギーで示されている。線量測定法としての考え方は、指標である投与量(放射能)の測定と標準的な患者の被ばく線量の測定(評価)に大きく分けて考えることができる。

#### 1) 投与量の測定

まず、投与量の測定法と校正について記す。投与量の測定はドーズキャリブレーションを用いる。そして、ドーズキャリブレーションは少なくとも年1回(簡易)校正を行い、校正定数を把握する。さらに、ドーズキャリブレーションのウエル型検出器内の測定する位置を一定にすることに留意する。なお、調整済製剤は、検定日時において10%以内の誤差が保証<sup>21)</sup>されており、これを用いてドーズキャリブレーションの簡易校正を定期的に行うことを勧める。産業技術総合研究所と放射性医薬品メーカー間で<sup>67</sup>Gaの放射能測定の標準が約2~4%異なっていたこと<sup>22)</sup>があったようだが、少なくとも同じ放射性医薬品メーカーの同じ放射能調整済製剤を用いれば、簡易校正に大きな問題はない。特にシリンジ製剤は、ドーズキャリブレーションへの投入位置や方法を固定し、毎日の測定値を時間補正した上で比較するなど、精度を高める工夫に留意すれば、簡易校正として利用することが十分可能である。

#### 2) 患者の被ばく線量測定(評価)

一方、RIを投与された患者の内部被ばく線量を直

接測定することは不可能であるため、患者の被ばく線量はコンパートメントモデルを用いた各臓器へのRIの分布から各臓器の放射エネルギーを求め、標準人の各臓器の形状と質量を幾何学的に考慮した数学的ファントムを利用し、計算で求められてきた<sup>6), 9), 10), 11)</sup>。したがって本稿では、他のモダリティと異なり、RIを投与された患者の被ばく線量（医療被ばく）について、算定法（評価法）のみを記す。

RIを投与された患者の被ばく線量を求める方法は、大きく分けて二つがある。一つは、Medical Internal Radiation Dose Committee（以下、MIRD）法を用いて個々の標的臓器の組織・臓器線量を実際に求める方法であり、もう一つは、国際放射線防護委員会：International Commission on Radiological Protection（以下、ICRP）等がすでに公開したデータを利用する方法である（公開データ利用法）。両者の利点と欠点をまとめて表9に示す。ICRPは、Publ.53<sup>12)</sup>とPubl.80<sup>13)</sup>にRI（核種と標識形）ごとに単位放射線量あたりの組織・臓器線量および実効線量を提供している（以下、ICRPデータ）。また、Reference Man（成人）だけでなく、15歳、10歳、5歳、1歳のデータも掲載されている。その他の資料には、放射性医薬品の添付文書<sup>5)</sup>に治験時に得られた主な組織・臓器の吸収線量が掲載されている。また、MIRD法を用いつつ、日本人の体型に変換する方法を応用して評価している丸山らによるデータ

表9 MIRD法と公開データ利用法の比較

	MIRD法	公開データ利用法
概要	投与されたトレーサーが集積する組織・臓器の累積放射線を求め、実際に被ばく線量を評価する。	すでに公開された単位放射線量あたりの組織・臓器の線量あるいは実効線量に投与量（放射線）を乗じて求める。
利点	RIの体内動態の実験値から個々の組織・臓器線量を求めることができる。体内動態が著しく異なる場合、新しいRIを用いる場合あるいは被ばく低減処置の効果の比較には適している。	すでに公開された単位放射線量あたりのデータを利用するため、簡便である。ICRPデータの場合には多くの組織・臓器線量、実効線量および小児（15歳、10歳、5歳、1歳）の線量を評価できる。また、摂取率別、症状（動態が異なる）別のデータも多く掲載されている。
欠点	組織・臓器の累積放射線を求める方法が煩雑で、すべての検査を評価することは非常に困難である。また、累積放射線の精度が線量に直結する。	ICRPデータおよび丸山らのデータはすべてのRIを網羅しているわけではない。また、添付文書は評価している組織・臓器が限られている。

がある。しかし、ICRPデータは標準人の体型が欧米人を対象としているため、日本人には大きすぎる可能性がある。また、ICRPデータに掲載されているデータは、現在使用されているRIのすべてを網羅しているわけではない。さらに、添付文書のデータは、ヒトの組織・臓器の一部しか記されていないことが多く網羅的ではない。丸山らのデータも20年近く前のデータであるため、近年開発されたRIやPET検査に用いるRIが含まれていない。

一方、MIRD法は、ガンマカメラを用いて撮像されたシンチグラム等により、体内に投与されたRIが

表10 標準人(ICRP Publ.23)とファントム(MIRDパンフレット No.11)の組織・臓器とその重量(MASS OF BODY ORGAN USED IN THE REFERENCE MAN REPORT AND IN THE PHANTOM)

Body organs	Abbreviation	Mass(gm)	
		Reference man report	Phantom
Adrenals	AD	14,000	15,500
Bladder			
Wall	BLADW	45,000	45,130
Contents	BLADC	200,000	200,000
Gastrointestinal tract			
Stomach			
Wall	STW	150,000	150,000
Contents	STC	250,000	246,900
Small intestine and contents	SI	640,000 wall 400,000 contents	1,044,000 wall plus contents
Upper large intestine			
Wall	ULIW	210,000	209,200
Contents	ULIC	220,000	200,000
Lower large intestine			
Wall	LLIW	160,000	160,100
Contents	LLIC	135,000	136,800
Kidneys(both)	KI	310,000	284,200
Liver	LI	1,800,000	1,809,000
Lungs(both,including blood)	LU	1,000,000	999,200
Other tissue	OT	48,000,000	48,480,000 suggested for muscle; 12,500gm for separable adipose tissue
Ovaries(both)	OV	11,000	8,268
Pancreas	PA	100,000	60,270
Salivary glands	SALG	85,000	Not represented
Skeleton	SKEL	10,000,000	10,470,000
Cortical bone	CORTB	4,000,000	4,000,000
Trabecular bone	TRAB	1,000,000	1,000,000
Red marrow	RM	1,500,000	1,500,000
Yellow marrow	YM	1,500,000	1,500,000
Cartilage	CART	1,100,000	1,100,000
Other constituents	-	900,000	1,370,000
Spleen	SP	180,000	173,600
Testes	TE	35,000	37,080
Thyroid	THY	20,000	19,630
Uterus	UT	80,000	85,400
Total body	TB	70,000,000	69,880,000

集積した組織・臓器の累積放射線を求め、そのデータから被ばく線量を評価する方法である。このため、MIRD法では累積放射線を求める際の精度が組織・臓器線量に直結する。

このように、RIの体内被ばくを評価する方法には多くの課題が存在することを踏まえ、その限界を理解して利用することが重要である。

これらのことを総合的に勘案すると、患者の標準的な被ばく線量を評価する方法としては、すでに公開された単位放射能当たりの組織・臓器線量あるいは実効線量を用いる方法が簡便で合理的である。公開されたデータの中で最も利便性が高いのが公開データ利用法、特にICRPデータを用いる方法である。これに掲載されていないRIについては、組織・臓器の数が限られる等の問題はあがるが、添付文書に掲載されたデータや、丸山らのデータ等で補完することも可能である。

本稿では、公開データ利用法の中のICRPデータから求める方法をまず示し、次に、内部被ばく評価の基礎を理解する観点からMIRD法について簡略に記す。また、本稿の目的の一つとして、測定法（評価法）を分かりやすく解説することが挙げられているため、MIRD法の考え方の解説も含めて記す。なお、それぞれの方法の詳細については、すでに論文または刊行物として示されている原典を参照されたい。

### 3) 内部被ばく評価法

内部被ばく評価の経緯と現状について簡略に記す。

内部被ばくの評価の初期は、 $\beta$ 線放射RIが主であったために、RIが集積する臓器内だけの被ばくを評価し、他の臓器からの影響を無視することができた。しかし、 $\gamma$ 線放射RIを使用する時代になると、他の臓器に集積したRIからの影響を無視できなくなり、他臓器からの影響を評価せざるを得なくなった。ICRPは、人体への最も影響が大きい臓器、いわゆる決定臓器 (Critical Organ) の被ばく線量が重要であるという概念に基づき、決定臓器に対する決定臓器自身あるいはその他の臓器に集積したRIによる被ばく線量を評価する手法を提案した。そして、決定臓器の被ばく線量を評価するための基礎として、1975年にPubl.23<sup>15)</sup>において標準人模型 (Reference Man) を示した。ICRPがReference Manを示した背景には、決定臓器の被ばく線量を評価するために、線源臓器の大きさや形、それぞれ臓器の距離を規定する必要があることが挙げられる。

一方、1968年、米国核医学会 (The Society of Nuclear Medicine) にMIRD委員会を設け、いわゆるMIRD法を提唱した<sup>16) 18)</sup>。MIRD法は、決定臓器だ

けでなく、投与されたRIによる人体の主な臓器のすべての被ばく線量を評価しようとした。そして、線源としてRIが集積している線源臓器 (Source Organ) と、それらの臓器から被ばく線量を評価する標的臓器 (Target Organ) の考えを示し、線源臓器と標的臓器間の関係から人体の主臓器の被ばく線量を評価した。つまり、MIRD法の第一の特徴は、RIが集積した臓器以外の主要な臓器においても被ばく線量が評価できる点にある。

第二の特徴は、崩壊データの精度を高めた点にある。 $\beta$ 線、 $\gamma$ 線のような主要放射線以外の転換電子や、Auger電子およびそれにとまう特性X線の個々のエネルギーと放出率を求め、平衡線量定数を算出した。これらは線量評価の基礎データになるもので、このようなRIの崩壊に関するデータの精度を高めた。

第三の特徴は、高い精度で臓器相互間 (線源臓器から標的臓器に対する) の放射線の比吸収率  $\Phi$  ( $< 1$ ) が求められており、この $\Phi$ の表とRIの時間放射能の積から人体に投与されたRIによる主な臓器の被ばく線量 (臓器吸収線量) が求められるようにしたことである。

吸収率 $\Phi_i$  ( $rk \leftarrow rh$ ) は、以下の式から求められる。

$$\Phi_i (rk \leftarrow rh) = \text{標的臓器に吸収された } i \text{ タイプの放射線のエネルギー} / \text{線源臓器から放出された } i \text{ タイプの放射線のエネルギー} \dots (6.1)$$

第四は、数学ファントム (MIRD数学ファントム) が作成されたことである。臓器間の被ばく線量を評価するためには、人体内の臓器の大きさや配置を規格化する必要があることはすでに述べたが、MIRD委員会は、ICRPがPubl.23において示したReference Man (身長170cm、体重70kg) のデータを基に、元素組成や密度を考慮して作成されたものである。このMIRD数学ファントムは、現在では内部被ばくだけでなく、外部放射線被ばくの評価にも用いられている。このファントムにおいては、臓器の形状と位置は三次元座標上に一定の数式で表現されている。

表7にMIRD数学ファントムを示す。なお、「Reference man report」とは、ICRP Publ.23のReference manのデータであり、また、「Phantom」とは、MIRD Pamphlet No.11に用いられたファントムのことである。

### 4) ICRPデータ

ICRPは、1975年にPubl.23においてReference Manを示すなど、内部被ばく線量の評価についての刊行物の出版を重ねてきたが、現在、最新のものは、

Publ.53と80に示されている。Publ.80はPubl.53以来新たに追加・更新したデータの追補版であるが、PET検査用の<sup>18</sup>F-FDG (2-deoxy-2-[F-18]-fluoro-D-glucose)等のデータも含まれている。ICRPが示している表の一部(<sup>99m</sup>Tc-(H)MDPと<sup>18</sup>F-FDG)を表11と表12に示す。26の個々の組織・臓器、残りの組織・臓器(全体)の単位放射能あたりの吸収線量(mGy/MBq)と単位放射能あたりの実効線量(mSv/MBq)が示されている。ただし、現在、ICRPデータの刊行物(Publ.53とPubl.80)が絶版になっているので、全表が何らかの形で最新の刊行物に掲載されることが望まれる。

### 5) MIRD法

MIRD法は次式により組織・臓器線量を求める。

$$\bar{D}(rk \leftarrow rh) = \bar{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(rk \leftarrow rh) / mk \quad \dots\dots (6.2)$$

$$= \bar{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(rk \leftarrow rh) \quad \dots\dots (6.3)$$

$$\bar{D}(rk) = \sum_j D(rk \leftarrow rh) \quad \dots\dots (6.4)$$

$\bar{D}(rk \leftarrow rh)$  : 線源臓器rh内に均一に分布したRIが放出する放射線より標的臓器rkが受ける吸収線量

$\bar{A}_h$  : 線源臓器rhにおける累積放射能

mk : 標的臓器rkの質量

$\Delta_i$  : 平衡線量定数

$\Phi_i(rk \leftarrow rh)$  : iタイプの放射線による吸収率

$\Phi_i(rk \leftarrow rh)$  : iタイプの放射線による比吸収率  
( $\Phi_i(rk \leftarrow rh), mk$ )

$\bar{D}(rk)$  : 全線源臓器からの放出された放射線により標的臓器が受ける吸収線量

①, ②式において吸収線量評価のために必要な生物学的データ(体内動態に関する情報)は、累積放射能にのみ関与する。他のパラメータは物理学および解剖学的な観点から必然的に決まる。すなわち、内部被ばくを評価する人体の解剖学的な組織・臓器の大きさや重量とその位置関係が一定とした場合(reference man)、累積放射能だけをパラメータとした式に置き換え、内部被ばく線量を算定することができる。

そこでMIRD委員会は、S値(absorbed dose per unit cumulated activity)を式6.5のように定義し、<sup>21</sup>H~<sup>208</sup>Biまでの117核種について20の線源臓器に対する20の標的臓器のS値を計算し、MIRD Pamphlet No.11<sup>18)</sup>に掲載している。その後も随時改訂され、最新のもの2003年にMIRD Pamphlet No.19が示されている。ダウンロード可能なものもあるので、MIRD委員会のウェブサイト<sup>19)</sup>で確認されたい。

$$S(rk \leftarrow rh) = \sum_i \Delta_i \Phi_i(rk \leftarrow rh) /$$

$$mk = \sum_i \Delta_i \Phi_i(rk \leftarrow rh) \quad \dots\dots (6.5)$$

表11 組織・臓器線量および実効線量：<sup>99m</sup>Tc-MDP, <sup>99m</sup>Tc-HMDP

Technetium-labelled phosphates and phosphonates	Adult	15years	10years	5years	1years
<sup>99m</sup> Tc 6.02h					
Adrenals	2.1E-03	2.7E-03	3.9E-03	5.8E-03	1.1E-02
Bladder	4.8E-02	6.2E-02	8.8E-02	7.3E-02	1.3E-01
Bone surfaces	6.3E-02	8.2E-02	1.3E-01	2.2E-01	5.3E-01
Brain	1.7E-03	2.1E-03	2.8E-03	4.3E-03	6.1E-03
Breast	7.1E-04	8.9E-04	1.4E-03	2.2E-03	4.2E-03
Gall bladder	1.4E-03	1.9E-03	3.5E-03	4.2E-03	6.7E-03
Stomach	1.2E-03	1.5E-03	2.5E-03	3.5E-03	6.6E-03
SI	2.3E-03	2.9E-03	4.4E-03	5.3E-03	9.5E-03
Colon	2.7E-03	3.4E-03	5.3E-03	6.1E-03	1.1E-02
ULI	1.9E-03	2.4E-03	3.9E-03	5.1E-03	8.9E-03
LLI	3.8E-03	4.7E-03	7.2E-03	7.5E-03	1.3E-02
Heart	1.2E-03	1.6E-03	2.3E-03	3.4E-03	6.0E-03
Kidneys	7.3E-03	8.8E-03	1.2E-02	1.8E-02	3.2E-02
Liver	1.2E-03	1.6E-03	2.5E-03	3.6E-03	6.6E-03
Lungs	1.3E-03	1.6E-03	2.4E-03	3.6E-03	6.8E-03
Muscles	1.9E-03	2.3E-03	3.4E-03	4.4E-03	7.9E-03
Oesophagus	1.0E-03	1.3E-03	1.9E-03	3.0E-03	5.3E-03
Ovaries	3.6E-03	4.6E-03	6.6E-03	7.0E-03	1.2E-02
Pancreas	1.6E-03	2.0E-03	3.1E-03	4.5E-03	8.2E-03
Red marrow	9.2E-03	1.0E-02	1.7E-02	3.3E-02	6.7E-02
Salivary glands					
Skin	1.0E-03	1.3E-03	2.0E-03	2.9E-03	5.5E-03
Spleen	1.4E-03	1.8E-03	2.8E-03	4.5E-03	7.9E-03
Testes	2.4E-03	3.3E-03	5.5E-03	5.8E-03	1.1E-02
Thymus	1.0E-03	1.3E-03	1.9E-03	3.0E-03	5.3E-03
Thyroid	1.3E-03	1.6E-03	2.3E-03	3.5E-03	5.6E-03
Uterus	6.3E-03	7.6E-03	1.2E-02	1.1E-02	1.8E-02
Remaining organs	1.9E-03	2.3E-03	3.4E-03	4.5E-03	7.9E-03
Effective dose	5.7E-03	7.0E-03	1.1E-02	1.4E-02	2.7E-02

\*ICRP Publication 80より改変して引用

表12 組織・臓器線量および実効線量：<sup>18</sup>F-FDG

<sup>18</sup> F-FDG(2-fluoro-2-deoxy-D-glucose)	Adult	15years	10years	5years	1years
<sup>18</sup> F 109.77min					
Adrenals	1.2E-02	1.5E-02	2.4E-02	3.8E-02	7.2E-02
Bladder	1.6E-01	2.1E-01	2.8E-01	3.2E-01	5.9E-01
Bone surfaces	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.5E-02	6.6E-02
Brain	2.8E-02	2.8E-02	3.0E-02	3.4E-02	4.8E-02
Breast	8.6E-03	1.1E-02	1.8E-02	2.9E-02	5.6E-02
Gall bladder	1.2E-02	1.5E-02	2.3E-02	3.5E-02	6.6E-02
Stomach	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.6E-02	6.8E-02
SI	1.3E-02	1.7E-02	2.7E-02	4.1E-02	7.7E-02
Colon	1.3E-02	1.7E-02	2.7E-02	4.0E-02	7.4E-02
ULI	1.2E-02	1.6E-02	2.5E-02	3.9E-02	7.2E-02
LLI	1.5E-02	1.9E-02	2.9E-02	4.2E-02	7.6E-02
Heart	6.2E-02	8.1E-02	1.2E-01	2.0E-01	3.5E-01
Kidneys	2.1E-02	2.5E-02	3.6E-02	5.4E-02	9.6E-02
Liver	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.7E-02	7.0E-02
Lungs	1.0E-02	1.4E-02	2.1E-02	3.4E-02	6.5E-02
Muscles	1.1E-02	1.4E-02	2.1E-02	3.4E-02	6.5E-02
Oesophagus	1.1E-02	1.5E-02	2.2E-02	3.5E-02	6.8E-02
Ovaries	1.5E-02	2.0E-02	3.0E-02	4.4E-02	8.2E-02
Pancreas	1.2E-02	1.6E-02	2.5E-02	4.0E-02	7.6E-02
Red marrow	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.2E-02	6.1E-02
Salivary glands					
Skin	8.0E-03	1.0E-02	1.6E-02	2.7E-02	5.2E-02
Spleen	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.6E-02	6.9E-02
Testes	1.2E-02	1.6E-02	2.6E-02	3.8E-02	7.3E-02
Thymus	1.1E-02	1.5E-02	2.2E-02	3.5E-02	6.8E-02
Thyroid	1.0E-02	1.3E-02	2.1E-02	3.5E-02	6.8E-02
Uterus	2.1E-02	2.6E-02	3.9E-02	5.5E-02	1.0E-01
Remaining organs	1.1E-02	1.4E-02	2.2E-02	3.4E-02	6.3E-02
Effective dose	1.9E-02	2.5E-02	3.6E-02	5.0E-02	9.5E-02

\*ICRP Publication 80より改変して引用

S値を用いれば式6.2~6.4は以下のように置き換えられる。

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \bar{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad \dots\dots (6.6)$$

$$\bar{D}(r_k) = \sum_r \bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \sum_r \bar{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad \dots\dots (6.7)$$

式6.6~6.7に示したように、通常の計算では累積放射能にS値を乗ずることにより簡単に吸収線量を求めることができる。

累積放射能  $\bar{A}_h$  は、ある時刻 t における線源臓器 rh 中の放射能を  $A_h(t)$  とすると、式6.8に与えられる。

$$\int_{t_1}^{t_2} \bar{A}_h(t) dt \quad \dots\dots (6.8)$$

t<sub>1</sub>、t<sub>2</sub>は、吸収線量を算定しようとする初めと終わりの時間であり、核医学に用いられる短半減期RIを対象とする場合には、t<sub>1</sub> = 0、t<sub>2</sub> = ∞とすることが多い。

ただし、一般にヒトにおける累積放射能は、一定時間ごとの採血による血中消失速度の測定、蓄尿による尿中排泄率の測定、シンチグラムからの線源臓器における集積率を推定する方法によっても求められる。

しかし、これらは容易なことではなく、また、この累積放射能の求め方と精度が計算値に大きく影響する。医療現場で実際にシンチグラムから求めるとしても、実際に必要なのは患者（疾患を持つがゆえにRIの体内動態は標準的な推移をとるとは限らず、しかも、個々の患者で異なる可能性がある）データであり、何をもちいて標準データとするかという問題が真っ先に生じる。また、体格やRIの体内動態等の差を標準化するためには、相当数のデータが必要であることに留意する必要がある。このように煩雑かつ大規模な方法が個々の医療現場に利用できる方法であるか否かは容易に推察できる。患者あるいは医療現場が必要としているのは患者の被ばく線量である。したがって、現在開発されている手法も含め、合理的な手法を用いることが肝要である。

なお、累積放射能と同様の概念として、Residence Time (τ) が線源条件の表記に使用される場合もあ

る。τは集積あるいは排泄に関係なく、物理学的減衰を考慮し、投与した放射性核種が平均してどのくらいの時間臓器に存在したかに換算したものである。

$$\tau = \bar{A}_h / A_0 \quad \dots\dots (6.9)$$

## 6) MIRD法による組織・臓器線量評価の考え方

MIRD法による組織・臓器線量の算定方法の例を示しながら、その考え方もあわせて解説する。

### (a) 基本設定

簡単にするために、以下の設定で算定する。また、幾何学的な模式図を図3に示す。

- ① <sup>99m</sup>Tc-コロイド 185MBq (他の標識形であっても、この場合構わない)
- ② 静脈投与後、速やかに肝臓だけに集積し、排泄を考慮しない
- ③ 線源臓器：肝臓
- ④ 標的臓器：骨髄

<sup>99m</sup>Tc-コロイド (標識形はここでは特に問題ではない) を静脈から投与すると速やかに肝臓、脾臓、骨髄に集積するが、ここでは投与したRIはすべて肝臓(100%)に速やかに集積すると仮定して求める。そして、今回は骨髄の吸収線量を求めることとする。つまり、この設定ではRIは肝臓にのみ集積しているため、肝臓が線源臓器となる。また、求めようとする組織・臓器である骨髄が標的臓器となる。

骨髄は図3に示したように、心臓に集積したRIの放出する放射線によって被ばくする。被ばくする距離、位置関係はそれぞれの組織・臓器の解剖学的な観点で決められる。ICRPおよびMIRDは標準的な位

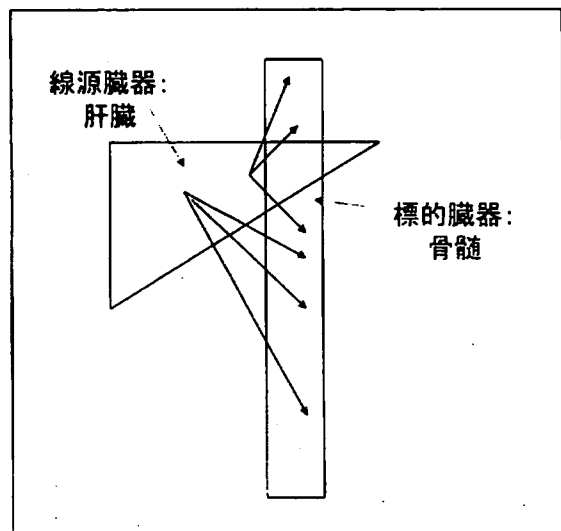


図3 MIRD法における線源臓器と標的臓器の考え方



置関係を数値化した標準人を作成した。これを用いることによって、それぞれの組織・臓器の解剖学的な位置関係が決定される。

また、それぞれの組織・臓器に集積するRIが確定されれば、集積するRIの種類によって、被ばくする放射線の種類とエネルギーが確定する。また、組織・臓器密度（重量）が決定されれば、組織・臓器による自己吸収等の減衰量も物理学的に確定する。これによって肝臓に集積したRIから骨髄が被ばくする量は、肝臓に集積したRIの放射能だけがパラメータとなり、その他のパラメータは確定することになる。この放射能以外のパラメータについて求めたものがS値である。MIRD委員会はこれをMIRD Pamphlet No.11に示した。

入力する放射能は、時間補正された累積放射能が必要になる。どのような集積と排泄であるかは、累積放射能を求める際には必要なこともあるが、最終的に必須のパラメータではない。要するに、標的臓器を被ばくさせる線源臓器にどのくらい放射能があったかが判明すればよいことがわかる。

#### (b) 累積放射能

累積放射能は、一般的には次式で求められる。

$$\int_0^{\infty} \bar{A}_h(t) dt \quad \dots\dots (6.10)$$

ここでは簡単にするために、投与後速やかに肝臓に集積し、排泄されないと仮定した。つまり、<sup>99m</sup>Tc-コロイドを 5 mCi (185MBq) 投与した場合の肝臓の累積放射能は、

$$\bar{A} = \int_0^{\infty} A_0 e^{-\lambda t} dt \quad \dots\dots (6.11)$$

$$\begin{aligned} &= 1 / \lambda \times A_0 \\ &= T / 0.693 \times A_0 \\ &= 6.03[h] / 0.693 \times 5 \times 10^9 [\mu Ci] \\ &= 4.4 \times 10^9 [\mu Ci \cdot h] \end{aligned}$$

#### (c) S値

パンフレットNo.11の<sup>99m</sup>Tcの表から、左欄に示された標的臓器が骨髄 (MARROW (RED))、線源臓器の肝臓 (LIVER) からS値  $1.6 \times 10^6$  [rad/ $\mu$ Ci $\cdot$ h] を求める。Pamphlet No.11の表は旧単位系で記されているので、SI単位に変換する際に注意する。

#### (d) 算定式

MIRD法では、標的臓器の吸収線量は以下の式に求められる。

$$D = \bar{A} \times S \quad \dots\dots (6.12)$$

D: 求める組織・臓器の吸収線量  
 $\bar{A}$ : 線源臓器の累積放射能  
 S: 累積放射能に対する標的臓器吸収線量

つまり、4.2で求めた累積放射能に4.3で求めたS値を乗ずれば、標的臓器である骨髄の吸収線量が求まる。

$$\begin{aligned} D &= 4.4 \times 10^9 [\mu Ci \cdot h] \times 1.6 \times 10^6 [\text{rad}/\mu Ci \cdot h] \\ &= 7.0 \times 10^2 [\text{rad}] \\ &= 7.0 \times 10^4 [\text{Gy}] \\ &= 0.7 [\text{mGy}] \end{aligned}$$

#### (e) 吸収線量

したがって、標的臓器である骨髄の吸収線量は、0.7 [mGy]となった。

#### (f) その他の組織・臓器の吸収線量

まず、骨髄の吸収線量を求めたが、線源臓器である肝臓は肝臓自身も被ばくしている。

上記と同様に、Pamphlet No.11の表から線源臓器が肝臓、標的臓器も肝臓のS値を求めると  $4.6 \times 10^3$  [rad/ $\mu$ Ci $\cdot$ h]となる。

つまり、同様に式に入力して求めると（累積放射能は同じ）

$$\begin{aligned} D &= 4.4 \times 10^9 [\mu Ci \cdot h] \times 4.6 \times 10^3 [\text{rad}/\mu Ci \cdot h] \\ &= 2.0 [\text{rad}] \\ &= 2.0 \times 10^3 [\text{Gy}] \\ &= 2 [\text{mGy}] \end{aligned}$$

したがって、標的臓器肝臓の吸収線量は、2 [mGy]となる。

このように、求めたい組織・臓器のS値と累積放射能から、吸収線量が求まる。

#### (g) 複数の組織・臓器にRIが集積した場合

考え方を簡単にするために、肝臓にのみ集積する場合で算定したが、複数の臓器に集積する場合でも考え方は同じである。上記の例で、肝臓に投与量の80% (4 mCi)、脾臓 (1 mCi) に20%それぞれ集積すると仮定する。肝臓を線源臓器にした場合に標的臓器をそれぞれ求める。この場合、他の条件が同じた

め、これまで求めた値の80%になる。次に、脾臓を線源臓器にして、同様にMIRD Pamphlet 11の表よりS値から標的臓器の吸収線量を求め、線源臓器を肝臓とした場合と、脾臓の場合の両方の吸収線量の和が求めようとする標的臓器の合計吸収線量となる。

(h) 排泄される場合 (生物学的半減期を考慮する)

上記の例では、考え方を簡単にするために、肝臓等集積したRIは排泄されないと仮定した。しかし、実際には、組織・臓器に集積したRIは排泄されるものが多い。ここでは、集積したRIが排泄される場合、いわゆる生物学的半減期を考慮する場合について記す。

肝臓に集積したRIが、物理学的半減期  $T_{phys}$  6時間の他に、生物学的半減期  $T_{biol}$  も同様に6時間で減衰(排泄)する場合を算定する。

線源臓器である肝臓の累積放射能は、上記の例と同様に次の式で求まる。

$$\bar{A} = \int_0^{\infty} A_0 e^{-\lambda t} dt \quad \dots\dots (6.13)$$

$$= 1 / \lambda \times A_0 \quad \dots\dots (6.14)$$

しかし、この場合、有効半減期  $T_{eff}$  は次の式にそれぞれを入力して求める。

$$1/T_{eff} = 1/T_{phys} + 1/T_{biol} \quad \dots\dots (6.15)$$

$$= 1/6 + 1/6 = 1/3$$

したがって、有効半減期  $T_{eff}$  は3時間となる。

これを累積放射能を求める式に入力すると

$$= T_{eff} / 0.693 \times A_0$$

$$= 3 [h] / 0.693 \times 5 \times 10^4 [\mu Ci]$$

$$= 2.2 \times 10^4 [\mu Ci \cdot h]$$

これをMIRD法による組織・臓器線量を求める式に入力し、同様にS値も入力して求めると

$$D = 2.2 \times 10^4 [\mu Ci \cdot h] \times 4.6 \times 10^{-5} [rad / \mu Ci \cdot h]$$

$$= 1.0 [rad]$$

$$= 1.0 \times 10^{-3} [Gy]$$

$$= 1 [mGy]$$

累積放射能が半分であるから当然であるが、標的臓器である骨髄の吸収線量は、排泄を考えない場合(2 mGy)の半分になった。ただし、排泄する場合

では排泄時に経路する組織・臓器から被ばくすることになる。また、その周囲の組織・臓器も、排泄を考慮しない場合よりも吸収線量が高くなる可能性がある。

このように、MIRD法では、線源臓器と標的臓器の考え方に立ち、生物学的半減期を含む線源臓器への累積放射能とそれ以外のファクタを数値化したS値によって求めることができる。そのため、累積放射能の精度が求める吸収線量の精度にそのまま反映される。

(i) 等価線量と実効線量

ICRP Publ.60より、光子の放射線荷重係数は1である。したがって、これまで求めた組織・臓器線量に1を乗ずれば等価線量となる。

次に、実効線量を評価するための組織・臓器と組織荷重係数は、同様にICRP Publ.60に示されている。実効線量を求めるために必要な組織・臓器の等価線量を求め、これに組織荷重係数を乗じ、合算すれば実効線量となる。

7) まとめ

人体に投与されたRIによる組織・臓器の吸収線量(内部被ばく)の評価法について記した。核医学は、内部被ばくを直接測定することは不可能であるため、何らかの仮定のもとに算定して求める方法を確立してきた。まず、体内の組織・臓器の位置、大きさ、重量等を規格化した数学的ファントムを作成・標準化し、体内動態を考慮した上で算定する方法である。

ICRPデータは、核医学に使用される広範なRIの新生児、5歳、10歳、15歳、成人の投与した単位放射能あたりの組織・臓器線量と実効線量を示しており、一般的な被ばく線量を評価するには最も簡便で適している。ただし、ICRPデータやその他のデータには、RIや評価した組織・臓器の種類が限定されること等を踏まえて利用しなければならない。

また、MIRD法は線源臓器と標的臓器の考え方と最近のS値の導入にともない、累積放射能だけをファクタとして、組織・臓器線量がある程度簡便に評価できるよう確立されてきた。しかし、累積放射能の求め方が煩雑であり、また、その精度が組織・臓器線量自体に直結することから、一般的な方法として適しているとは言い難い。

以上、核医学におけるさまざまな特徴と課題を把握した上で評価することが重要である。

#### 4. 防護の最適化、線量の低減方法

核医学診療に限らず、放射線診療は意図的に患者等を被ばくさせる行為であるため、事前に患者の被ばく低減を図ること（防護の最適化）が可能であることが、事故被ばくと大きく異なる点である。特に、核医学は、RIを患者に投与し、患者に内部被ばくさせ、また、患者の周囲にいる他の患者、患者の家族、一般公衆および医療従事者等（以下、患者等）が被ばくする特徴を持つ。そして、RIの投与前だけでなく、投与後であっても被ばく低減が図られることが他の放射線診療と異なる点である。患者の被ばく低減方法の一つは、投与された患者の体内からRIを早期に排泄させることである。この効果は、患者以外の対象者の被ばくを低減できる効果を併せ持つ。したがって、核医学診療を実施する医療施設は以下のような方法を実践し、患者等の被ばく低減を図ることが望ましい。

##### 1) 被ばく低減手法

核医学において、患者等の被ばく低減が可能であることが明確になっている具体的な手法と対象RIを表13に示す。そして具体的な方策として、骨シンチおよびFDG-PET検査における水分摂取・排尿促進励行について述べる。

##### (a) 骨シンチ

骨シンチ用RIである<sup>99m</sup>Tc-MDP(methylene diphosphate)や<sup>99m</sup>Tc-HMDP(hydroxymethylenediphosphate)は、尿路系を介して体外に排泄される比率が高い。したがって、水分を多く摂り、排尿を促進することにより、患者自身の被ばく低減効果がある。河村らの報告<sup>20)</sup>によれば、積極的に水分を摂取させることによって、水分を摂取しない場合よりも、投与後1時間で24%、投与後2時間で14%、体外排泄を促進する効果がある。また、投与後の初回排尿を50分前後にすることで、膀胱壁の被ばく線量を40%低減できる。体外排泄の促進は、患者自身の膀胱以外の臓器の被ばく線量を低減できる効果があり、また、投与された患者以外の一般公衆等の放射線被ば

くも低減できる。したがって、腎機能に特に障害がなく、診断情報に支障がない限り、骨シンチ用RIを投与された患者は、水分を積極的に摂取して頻回に排尿することで、患者等の被ばく低減を図ることが可能である。特に、投与後3時間までの間に投与放射能の60%前後が排泄されることから、投与後から検査終了後までは積極的に指導することが望ましい。

また、体外排泄において尿路系を介して排泄する割合が多いRIについては、腎機能に特に障害がなく診断情報に支障がない限り、同様に指導し、被ばく低減を図ることが重要である。

##### (b) FDG-PET検査

FDG-PET検査に使用される<sup>18</sup>F-FDGは、投与量の20%前後が尿路系を介して排泄される。最近のPET施設数および1施設あたりのPET装置数の増加に伴って、FDG-PET検査を受ける患者数が急激に増加している。これによって、FDG-PET検査を受けた本人だけでなく、PET検査に従事する放射線診療従事者、その他の病院職員（受付職員等）、患者の家族および一般公衆の被ばく線量が増大する可能性がある<sup>21)</sup>。患者への水分摂取と排尿指導は、今では必須と言ってもよい。これらが患者の被ばくを低減させることは言うまでもない。なお、水分摂取は、投与前に行うと効果があるとも言われているので、投与前から管理区域退出までは確実にすることが望ましい。管理区域退出後は排尿効果が少なくなるが、飲水を指導し、少なくとも数時間後に1回は排尿するように指導することが望ましい。

なお、管理区域内で患者が飲水や食事ができるのは、患者等の安全確保のために医師が必要と認めた場合だけに限られると考えられるので注意が必要である。また、従事者は管理区域で食事、飲水および化粧等の不必要な放射線被ばくの原因となる行為は医療法施行規則等で禁止されている。

##### 2) 投与量の低減

本稿では、核医学の実態に基づいた「医療被ばくガイドライン2006」を提示した。核医学は標準的な投与量が普及し、一つの放射線量に収束しているこ

表13 被ばく低減方法と有効なRI

被ばく低減方法	時期	有効なRI
過塩素酸カリウム(KClO <sub>4</sub> )の投与	RI投与前	<sup>99m</sup> Tc-HMPAO、 <sup>99m</sup> Tc-ECD
無機ヨウ素の投与	RI投与前	<sup>123</sup> I-IMP
ヨウ化カリウム(KI)の投与	RI投与前	<sup>131</sup> I-アドステロール
水分摂取・排尿促進	RI投与前後	<sup>99m</sup> Tc-MDP、 <sup>99m</sup> Tc-HMDP
水分摂取・排尿促進	RI投与前後	<sup>18</sup> F-FDG

表14 骨シンチ製剤 ( $^{99m}\text{Tc-MDP}$ ,  $^{99m}\text{Tc-HMDP}$ ) の投与量別実効線量

$^{99m}\text{Tc}$ 6.02h	Adult	950	800	700
実効線量	5.7E-03	5.4	4.6	4.0
単位	mSv/MBq	mSv	mSv	mSv

\* ICRP Publ.80の「Technetium-labelled phosphates and phosphonates」から改変して引用

とが特徴的である。しかし、1検査用薬剤の放射能は同一であっても、投与時に投与量の増減をどの程度実施されているかは不明である。骨シンチ製剤の投与量別実効線量を表14に示す (ICRPデータに基づいて評価)。患者の体重や状態を考慮し、投与量を低減することによって、患者の被ばく線量は確実に低減される。投与量の低減は、患者のみならず核医学に携わる医療従事者や受け付けスタッフ、そして患者の家族などの被ばく線量を低減する。核医学の「医療被ばくガイドライン2006」は、現在の実態を反映したものであるが、各施設の努力が新たな実態となって将来のガイドラインが下方修正されることを期待する。また、調整剤製剤の場合には、現在購入しているものよりも一つ低い包装放射能量での運用を検討し、実施されることを期待したい。

## 5. まとめ

核医学領域の「医療被ばくガイドライン2006」を、一般核医学とPETに分けて提示した。指標は投与量 (放射能量) である。

わが国では、標識剤製剤が普及してきたことも要因となり、限られた投与量に収束している現状がある。そのため、ICRPやIAEA等の国際的機関が懸念している「同じ検査方法でありながら1~2桁も被ばく線量 (投与量) が異なること」は非常に考えにくい。また、核医学は一部の標的とする組織・臓器だけでなく、すべての組織・臓器が少なからず被ばくするとはいえ、現状の投与量ならびに得られる診断情報においては、他のモダリティに比べて大きな被ばく線量の差は生じていない。そのため、一般核医学においては核医学の実態を踏まえ、かつ、参考資料を考慮した上で決定した。また、PETにおいて、施設が大幅に増加していることを配慮して、2Dおよび3D収集ごとにガイドラインを示した。PETのガイドラインは、2Dおよび3D収集ごとに示しており、また、わが国におけるPET施設が大幅に増加していることを反映して調査データ数も多く、さらに、世界的に多施設の投与量を掲載した文献は少ないた

め、貴重なデータとなった。

最後に、「医療被ばくガイドライン2006」の検討・提示にあたって、調査にご協力いただいた皆様に深甚の意を表します。

## 参考文献

- (社)日本放射線技師会・医療被ばくガイドライン委員会：患者さんのための「医療被ばくガイドライン (低減目標値)」, 日本放射線技師会誌, Vol.47, No.10, 1694-1750, 2000.
- 日本核医学会・放射性医薬品等適正使用評価委員会：放射性医薬品の適正使用におけるガイドラインの作成。日本核医学会ホームページ (<http://www.jnm.org/index-j.html>)
- 日本アイソトープ協会・訳：国際放射線防護委員会の1990年勧告 (ICRP Publ.60)。丸善。東京。1991.
- IAEA：SAFETY SERIES No.115, INTERNATIONAL BASIC SAFETY STANDARDS FOR PROTECTION AGAINST IONIZING RADIATION AND FOR THE SAFETY RADIATION SOURCES, VIENNA, 1996.
- 放射性医薬品添付文書集 2005年度版
- 最新臨床核医学 改訂3版。金原出版株式会社。東京。1999.
- 日本アイソトープ協会：放射性医薬品基準ハンドブック 改訂4版。東京。1991.
- AIST Today 2002.10 (<http://www.nmij.jp/news/past/02-10hino.pdf>)
- M.G.Stabin, M.Tagesson, S.R.Thomas, etc：Radiation dosimetry in nuclear medicine, Applied radiation and isotope, Vol.50, 73-87. 1999.
- 医療用アイソトープの取扱いと管理 日本アイソトープ協会編：丸善株式会社。東京。1985.
- International Commission on Radiological Protection：Protection of the patient in Nuclear Medicine. ICRP Publication 52. 1987.
- International Commission on Radiological Protection：Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53, 1987.
- International Commission on Radiological Protection：Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals, ICRP Publication 80, 1999.
- 放射性医薬品による成人の臓器・組織線量：アイソトープ手帳10版。日本アイソトープ協会。東京。2001.
- International Commission on Radiological Protection：Report of the Task Group on Reference