

放射性医薬品による体内吸収線量の 算定と評価について

—MIRD法の適用に伴う問題点—

川崎医療短期大学 放射線技術科

西村明久, 日地啓夫

川崎医科大学 放射線医学教室

西下創一, 梶原康正

同 核医学教室

伊藤安彦

(昭和56年9月9日受理)

Calculation and Estimation of Internal Absorbed
Dose for Biologically-Distributed Radionuclides.

—On the Application of MIRD Committee Method—

Akihisa NISHIMURA, Hiroo HIJI

Radiological Technology Course, Kawasaki Paramedical College

Soichi NISHISHITA, Yasumasa KAJIHARA

Department of Radiology, Kawasaki Medical School

Yasuhiko ITO

Department of Nuclear Medicine, Kawasaki Medical School

Kurashiki 701-01, Japan

(Received on Sept 9, 1981)

概 要

放射性医薬品による診断, 検査は近年急速に発展し, その使用量は年々増加しており, さらに医療用サイクロトロン等の設置により, 新しい核種あるいは標識化合物が次々開発されている。放射性医薬品を人体に投与する場合, そのRI投与に基づく被検者の体内被曝吸収線量に考慮を払うことはきわめて重要である。線量の算定および評価は, 放射性医薬品の人体内分布や代謝を測定し今日まで種々の方法で行われてきている。その内, 新しい内部被曝線量の計算法として提唱されているMIRD法について, 日本人の適用を考慮に入れて検討を行なった。前半で, 本法の算定の考え方を概論し, また種々のPhantom modelや各種放射線への線量算定式の導入について考察を行った。後半では, 従来の方ととの比較を実際の計算例をもとに示しながら本法を適用する場合の若干の問題点について検討を加えた。

Abstract

It is clear that a diagnosis by radio-pharmaceuticals has developed too rapidly in recent years, and the amount of using it has increased every year. Furthermore, establishing medical cyclotron or other things make it possible to develop a new nuclide and labelled compounds one after another.

In the case that radio-pharmaceuticals are administered to the human body, it is very important to consider an internal absorbed dose of the subject on the administration of radio-isotopes. The calculation and estimation of dose have been done in various methods based on a biological distribution and metabolism on radio-pharmaceuticals up to now. In this paper, we examined the MIRD committee method, which is exposed as one of the calculation ways for a new internal absorbed dose, and we concentrated especially on its application to Japanese.

In the first half, the outline the notion on this method is presented, and we examine various phantom models and the introduction of dose equations to various radiation. In the latter half, we discuss a few problems on application of this method, showing the comparison between a conventional method and the latest one.

§1. はじめに

放射性医薬品による検査、診断は近年加速的に発展し、その需要および使用量は年々増加し、サイクロトン等の設置により新しい核種、医薬品も数多く生産されている。これに伴い、患者への体内（被曝）吸収線量が重要視される。生体内被曝軽減のためには、①臓器特異性の高い、目的とする曝器のみに集積し、その他の臓器、組しきには集積しない放射性医薬品を用いること。②適当な速度で代謝、排泄される医薬品を用いること。③物理学的半減期の短い、すなわち短寿命核種を用いること。④ α 、 β の r 線のみ放出する核種を用いること。等の条件を必要とする。一方、放射性医薬品を人体に投与する場合、その投与による患者の体内吸収線量が予め推定されねばならない。体内吸収線量は、投与した放射性医薬品の上記の諸性質、すなわち放射線に関する物理的な性質および R I 標識化合物の体内の生物学的な代謝や経時的な分布等の性報をもとに評価することが出来る。初めにも触れたように、特に新しい放射性医薬品の開発、生産および使用にたつては、線量を推定、評価するのに必要な上記の資料を集める必要があり、また出来る限り正確な情報をとり入れ患者に投与すべきである。

放射線医薬品による体内吸収線量の測定は、今から50年も以前頃から試みられてきたが、1948年 Marinelli や Quimby¹⁾ 等が初めて生物学的に分布する放射性核種からの線量の計算を数式化して、線量を算定した。さらに、1968年 MIRD 法による新しい計算評価法が提唱された。すでによく知られているように、MIRD法とは、米国核医学会内に設置された Medical Internal Radiation Dose Committee (略称 MIRD Committee) によって発表された一連の MIRD Pamphlets^{2)~12)}に展開されている体内吸収線量評価法である。上記委員会の活動の発端は、1964年、当時の核医学会会長 Dr. John Hidalgo が提唱した時点にさかのぼるが、1968年発行の Pamphlet 1 から、1975年発行の L. T. Dillman 等の核壊変データ Pamphlet

10 や, W. S. Snyder 等の Pamphlet 11まで, 詳細な資料が公表されている。本稿では, この MIRD 法をもとに, 体内吸収線量の算定を概論し, その線量評価と問題点について簡単にふれてみたい。(続く, 第2報で, 従来の方法(ICRP法とする)と新しい方法(MIRD法とする)の比較を検討する。)

§ 2. 体内吸収線量の算定の考え方

1) 諸論

生物学的に分布する放射性核種に対する吸収線量の計算は, 種々異なる沢山の方法が用いられ今日に至っている。この中で共通していることは, 種々の核種や問題とする生物学的模型について単純化した仮定が導入されている。しかし, 現段階では, もっと詳細な仮定を導入すべきである。すなわち, 診療に用いられる核種が量的にも, 種類においても増加しつつあり, また副器官, 細胞および分子レベルまで含めた詳細な生物学的模型への関心の増大が, 種々の線量算定の再評価に向けられている。さらに, 計算に必要な, 新しい物理学的, 生物学的データも必要としている。

本稿では Loevinger & Bermann²⁾ の論文に基づいて検討を進めていくが, ここに現われる吸収率 (absorbed fraction) ϕ は最初 Ellet, Callahan & Brownell¹⁾ によって導入されたものである。これをさらに拡張して, 比吸収率 (Specific absorbed fraction) ϕ とよばれるものを考慮している。媒質の均等および不均等の両方について, そして種々の放射線に対して, 上記の概念をもとに吸収線量の計算を行っている。この形式を使用するためには, 入力データを既知量であると仮定しなければならない。これ等の中には, 核種の壊変系列における壊変の割合やエネルギー, 体内器官内で行動を含むモデル (模型), ビルドアップ因子, 線源と標的の間の吸収率および比吸収率などがある。これ等のデータの可成りの部分は, 初めに記した MIRD Pamphlets の中に収められている。特に, 今回は放射性核種の生体内分布とその算定法について重点をおき説明する。

2) 臓器に平衡分布した場合

本論に入る前に, 算定に用いる量, 記号および表示についてふれておく。単位系としては放射能の強さが μCi , 時間が *hour* で与えられたとき, 吸収線量が *rad* になるような算定式とする。記号 v は体積を, 記号 r は領域を表わす。領域というのは, r の元 (dimension) が 0, 1 あるいは 2 で, r の近傍で質量密度が 0 でないという制限をつけて, 点, 線, 面または体積の意味で用いる。 \bar{D} は平均線量を示す。

$\bar{A} = \int A dt \mu Ci-h$ は累積された (時間についての積分) 放射線量を示す。 ϕ_i は i という放射線による吸収率 ϕ を表わす。また, r_1 および r_2 はそれぞれ標的の領域および線源の領域として表わした場合, $\phi(r_1 \rightarrow r_2)$ は r_2 からの比吸収率 ϕ を示す。 $\phi(r_1 \leftrightarrow r_2)$ は比吸収率が線源と標的の領域に関して対称にあることを示す。

無限の大きさの均質な吸収媒質における放射性核種の均等な分布については, 1g あたりに

吸収されるエネルギーは、1gあたりに放出されるエネルギーと平衡を保ち、平衡吸収線量は(1)式によって与えられる。

$$D_{e,q} = \tilde{C} \sum_i \Delta i \text{ rad} \quad (1)$$

ここで、累積線量濃度 $\tilde{C} \mu Ci-h/g$ は一定で、

$$\Delta i = 2.13 n_i E_i \text{ g-rad}/\mu Ci-h \quad (2)$$

Δi は種類 i の放射線の1つの壊変あたりに放出されるエネルギーで、平衡(吸収)線量定数とよばれる。これは単位累積濃度あたりの平衡吸収線量、あるいは単位線量濃度あたりの平衡吸収線量率と理解してもよい。 n_i は1つの崩壊あたり放出される平均エネルギー \bar{E}_i MeV の粒子(または r 光子)の数をあらわす。定数2.13は次の各数値から求められたもので $1.60 \times 10^{-6} (\text{erg/MeV}) \times 10^{-2} \left(\frac{\text{rad}}{\text{erg/g}} \right) \times 3.70 \times 10^4 \left(\frac{\text{dis/sec}}{\mu Ci} \right) 3.60 \times 10^3 (\text{sec/h})$ 単位としては、 $\text{g-rad}/(\mu Ci-h)(\text{MeV/dis})$ である。(1)式は、境界での効果が無視できる時には、有限な均一媒質中で一様に分布している核種についても成立する。

3) 吸収率 ϕ にもとずいた線量計算

標的体積 v が線源領域 r からエネルギーを吸収する場合、 v での r からの吸収率 ϕ は、領域 r から体積 v に吸収されるエネルギーを線源領域 r により放出されるエネルギーで除したものと定義される。種類 i の放射線の場合、

$$\phi_i(v \leftarrow r) = \frac{m_v \bar{D}_i(v \leftarrow r)}{\bar{A}_r \Delta i} \quad (3)$$

(3)式は吸収線量算定式である、この式の場合、標的が体積とするという制限がある。これを一般化するためには、比吸収率 ϕ を次のように定義すればよい。

$$\phi_i(v \rightarrow r) = \frac{\phi_i(v \leftarrow r)}{m_v} g^{-1} \quad (4)$$

さらに、極限をとれば

$$\phi_i(r_1 \leftarrow r_2) = \lim_{v \rightarrow \delta} \phi_i(v \rightarrow r_2) = \frac{\bar{D}_i(r_1 \leftarrow r_2)}{\bar{A}_i \Delta i} \quad (5)$$

となり、これは線源 r_2 からの標的 r_1 での比吸収率 ϕ を表わす。

(3)、(4)および(5)式は、ある与えられた状況のもとで各々有効性を発揮するので、以後の吸収線量算定式は、吸収率 ϕ および比吸収率 ϕ の両方の相関により得られる。また、エネルギーが単一ターゲット ($\phi \rightarrow 1$) で大部分吸収される場合、吸収率 ϕ は線源と標的の大きさと形にはあまり依存しない。一方、わずかなエネルギーしか単一ターゲットに吸収されない時は、比吸収率の方が、線源および標的の形と大きさに相対的に依存しない ($\phi \ll 1$)。

4) 一様な等方的モデルのための線量計算式

すべての種類の放射線に対して適用される一般式は(6a)、(6b)で与えられる。

$$\bar{D}(r_1 \rightarrow r_2) = \bar{A} \sum_i \Delta i \phi_i(r_1 \leftarrow r_2) \text{ rad} \quad (6a)$$

$$\bar{D}(v \leftarrow r) = \frac{\bar{A}_r}{m_v} \sum_i \Delta i \phi_i(v \leftarrow r) \text{ rad} \quad (6b)$$

特例として、線源領域と標的領域が同じ体積の場合は (6a), (6b) になる。

$$\bar{D}(v \leftarrow v) = \tilde{A}_v \sum_i \Delta i \Phi_i(v \leftarrow v) \text{ rad} \quad (6c)$$

$$\bar{D}(v \leftarrow v) = \tilde{C}_v \sum_i \Delta i \Phi_i(v \leftarrow v) \text{ rad} \quad (6d)$$

ここで、 $C_v = \tilde{A}_v / m_v \mu C_i - h/g$ は、体積 v における累積線量濃度である。以上の式が一般形であるが、線源あるいは標的の大きさや一様性には制限は課さないとする。特に、(3a) 式は基本式であるが、少なくとも線源あるいは標的が体積でない場合は、両方共が点であってはならないという制限をもつ。

さて、一様な等方的モデルという意味は、端効果（境界での影響）が無視できるほど、線源と標的が十分大きな均質な吸収媒質の中に存在し、さらに放射能強度が線源内に一様に分布していることである。この場合の線量算定式は、

$$\bar{D}(r_1 \leftarrow r_2) = \tilde{A}_2 \sum_i \Delta i \Phi(r_1 \leftarrow r_2) \text{ rad} \quad (7)$$

となる。また、標的と線源が同一体積の時は

$$\bar{D}(v \leftarrow v) = \tilde{A}_v \sum_i \Delta i \Phi(v \leftarrow v) \text{ rad} \quad (8)$$

式(7)は一様な等方的モデルでの線量計算なら全ての可能な場合にあてはまる。従って、この式は基本式と考えてよい。一様な等方的モデルは、標的が体積であれば、吸収率 ϕ あるいは比吸収率 Φ は、どちらも互いに変換可能である。殆んど内部吸収線量の計算は1つの密度を使って行うが、たとえば肺組織のような複合の密度を占める場合には、他のモデル計算が必要となる。しかし、有限の大きさで一様な均一等方的モデルの場合には、吸収率 ϕ は、密度に独立とみなすので、密度変換の方法を使えば、十分単一密度のモデル計算で間に合う。

5) 線量式の各種放射線への適用

実際上の問題はすでに述べた線量算定式(6), (7), (8)を用いる時、放射性核種と取り扱うモデルに対する吸収率 ϕ_i または比吸収率 Φ_i を決定することにある。境界効果を伴う不均一な物質やモデルに対して ϕ や Φ を求める方法は今のところモンテカルロ法⁴⁾が有効である。 ϕ や Φ はとびとびのエネルギーのみに関して有効であり、各々のエネルギーバンド幅のうちエネルギー分布が少しでも類似しているようなタイプの放射線には好都合である。

平衡線量定数 Δi の値は核種の崩壊図表より得られ、各エネルギーバンド幅の和として求めると、

$$\Delta s = \sum_i \Delta i \quad g - \text{rad} / \mu C_i - h \quad (9)$$

となる。エネルギー幅な選択は、放射線の特性のみならず線量計算のためのモデルにも依存する。

(a) 粒子線

体積 v_1 中に分布する β 線等の放射線は、吸収率 ϕ は定義により 1 または 0 となり、

$$\left. \begin{aligned} \phi(v_1 \leftrightarrow v_1) &= 2, \quad \Phi(v_1 \leftrightarrow v_1) = m_1^{-1} \\ v_2 \neq v_1 \text{ なら } \phi(v_2 \leftarrow v_1) &= \Phi(v_2 \leftarrow v_1) = 0 \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

と表わせる。各体積内に分布する放射能強度に適用し、その体積の大きさを線源からの距離を十分大きくとれば、粒子線も電磁放射線もこのセクションに分類される。

(b) 間接電離放射線

このセクションでは主として線源容積の外側でエネルギーの大部分が吸収される場合に相当する。 r 線源については、吸収率 ϕ あるいは比吸収率 Φ に関する数値表がモンテカルロ法により計算されている。³⁾⁴⁾⁷⁾ 将来において、モンテカルロ法はさらに特徴ある臓器モデルや概知の線量分布に対する吸収率や比吸収率を得るために利用されるであろう。均一で等方的な模型に対して適当な ϕ_i や Φ_i が得られないときは、これ等を点の関数として計算できる。無限に様な吸収体に対して等方的な点線源の周囲でのエネルギー分布は、単純に線源からの距離の関数であって、距離 X での 1g あたり吸収された放射エネルギーの比として表わせる。これを点等方的比吸収率 (point isotropic specific absorbed fraction) $h(x)g^{-1}$ とよんでいる。あるターゲット部分 r_1 と線源部分 r_2 に対して、比吸収率は線源とターゲット中のすべての一対の点での $\Phi_i(x)$ の平均として表わせる。つまり、少くとも 1 つが体積でなければ部分 1 と 2 を説明する次式、

$$\Phi_i(r_1 \leftrightarrow r_2) = \frac{1}{r_1 r_2} \int_{r_1} \int_{r_2} \Phi_i(x) dr_2 dr_1 g^{-1} \quad (11)$$

は共通の点をもたない。また、線源からターゲット v までの吸収率 ϕ は、

$$\phi_i(v \leftarrow r) = \frac{\rho}{r} \int_r \int_v \Phi_i(x) dr dv \quad (12a)$$

特別な例として、線源部分が点 (point) の場合は、

$$\phi_i(v \leftarrow p) = \rho \int_v \Phi_i(x) dv \quad (12b)$$

また、 r 光子に対しては、点等方的吸収率 Φ_i は

$$\Phi_{ph}(x) = \left[\frac{Men}{\rho} \times \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2} \right] Ben(\mu x) g^{-1} \quad (13)$$

になる。ここで、 $Ben(\mu x)$ は散乱 r 光子の効果によるもので、エネルギー吸収における Build up 因子である。また、 Men , M はそれぞれ r 光子のエネルギー吸収係数、減弱係数をあらわす。

§ 3. 線量評価法と問題点

1) 在来の方法と MIRD 法

ここでいう在来の方法とは、Quimby, Hine & Brownell 等の方法^{1),13)}。および ICRP の方法¹⁴⁾をいう。これ等の方法と MIRD 法の相違について検討してみる。第 1 の特徴として在来の方法は、内部被曝により最も大きな障害を受けると考えられる臓器 (放射性核種が最も濃

く蓄積するあるいは集積する臓器), 即ち決定臓器 (critical organ) を目標としている。また, 吸収率 (absorbed fraction) ϕ , 言い換えればある臓器に沈着した放射性核種から放出された photon energy がどの臓器にどれだけの割合で吸収されるかという評価は, 臓器をそれぞれに固有実効半径をもつ球体で近似したうえで, その中心に点線源として存在しているというやや非現実的モデルを扱っている。一方, MIRD 法の場合は critical organ の概念はなく, 関心領域 (regions of interest) が目的で各種の臓器を目標としている。即ち, 放射性医薬品が入っている線源臓器 (source organ) と被曝をうける標的臓器 (target organ) の相互関係に基づいて全身まで含めた各線量を計算している。また, 吸収率 ϕ を人体を模擬した複雑な phantom について, 大型計算機による膨大なモンテカルロの計算をもとに求めている。

第2の特徴は, 在来の方法が主要な β 線, r 線のみについて線量計算しているにとどまっているのに対して, MIRD 法では一崩壊あたり放出される放射線の種類 (α 線, β 線, r 線, 内部転換電子, 特性X線, Auger electron 等) のあらゆるものについてエネルギー別に計算機により出力されている。

2) 算定と評価における比較例

MIRD法による体内吸収線量の評価の問題点をもう少し具体的に描出するために, この項目では, 在来の方法および MIRD 法の体内吸収線量の基本となる一般式を示し, 計算の一例を紹介する。

まず, Quimby 等の方法では次のような基本式を用いている。

$$\left. \begin{aligned} D_{\beta} &= 73.8 C \bar{E}_{\beta} Teff \text{ (rads)} \\ D_{\gamma} &= 33.1 \times 10^{-3} \rho C \bar{K} \bar{g} Teff \text{ (rads)} \end{aligned} \right\} \quad (14)$$

ここで, C : 放射性核種の初期濃度 ($\mu\text{Ci/g}$), \bar{E}_{β} : β 線の平均エネルギー, $Teff$: 有効半減期 (day), ρ : 密度, K : r 線放射定数 ($r/m\text{Ci}\cdot\text{h at/cm}$), \bar{g} : 平均幾何学的因子, D : 吸収線量とする。

また, ICRP の方法では, 線量率の式を経て次のような基本式を用いている。

$$\begin{aligned} R_{\beta+\gamma} &= 2.13 \times C \times \sum_i f_i \cdot E_i \cdot \phi(\mu_{en} \times R) i \text{ (rads/h)} \\ &= 51.1 \times D \times \sum_i f_i \cdot E_i \cdot \phi(\mu_{en} \times R) i \text{ (rads/day)} \end{aligned}$$

従って, β 線および r 線を含めた total dose は,

$$D_{\beta+\gamma} = 3.07 \times Teff \times C \times \sum_i f_i \cdot E_i \cdot \phi(\mu_{en} R) i \text{ (rads)} \quad (15)$$

ここで, $Teff$: 有効半減期 (h), f_i : frequency/disintegration, E_i : 有効エネルギー/dis, $\phi(\mu_{en} \times R)$: 問題とする臓器への摂取率 (absorbed fraction), μ_{en} : 線吸収係数 (cm^{-1}), R : 臓器の半径 (cm) とする。

MIRD 法による算定式については, §2.の項目 4) のところでふれているが, ここで改めて基本式のみについて記述してみると次のようになる。

$$\left. \begin{aligned} \bar{D}(v \leftarrow r) &= \frac{\bar{A}_r}{m_o} \sum \Delta_i \phi_i(v \leftarrow r) \quad (\text{rads}) \\ \bar{A}_r &= \int_0^\infty A(t) dt, \quad A_0 e^{-\lambda t} (\mu Ci) \\ \Delta_i &= 2.13 m_i \bar{E}_i \quad (\mathcal{G} \cdot \text{rad} / \mu Ci \cdot h) \end{aligned} \right\} \quad (16)$$

ここで、 D : absorbed dose(rad), n : mean number/dis, A : activity (μCi), E : mean energy (MeV), m : mass (\mathcal{G}), Δ : Equilibrium dose constant (平衡吸収線量定数) とする。 Δ は 1 崩壊あたりに放出されるエネルギー (MeV/dis.) をあらわし、係数の 2.13 は § 2. の項目 2) を参照する。 $\phi(v \leftarrow r)$: fraction (吸収率) で標的体積 (v) に吸収されたエネルギーを線源領域 (r) より放出されたエネルギーで除した値である。

さて、次のような実際例における算定について、上記三つの方法で比較してみる。例として、“肝臓のシンチスキャンを行うために $100 \mu Ci$ の ^{198}Au コロイドを静注した。肝臓および体全体の吸収線量を求めること。”ただし、全身 (whole body) および肝臓 (liver) の質量をそれぞれ $70 \times 10^3 g$, $1.8 \times 10^3 g$ とする。

まず、Quimby 等の方法では(14)式を用いて、whole body の場合 $D_\beta = 0.0924$ (rads), $D_r = 0.0401$ (rads), 従って $D_{\beta+r} = 0.133$ (rads) となる。ただし、算定中で、 $\bar{E}_\beta = 0.326$ (MeV), $T_{eff} = 2.69$ (day), $K = 2.5$, $\bar{g} = 126^{15)}$ を用いた。また、liver では $D_\beta = 3.60$ (rads), $D_\gamma = 0.585$ (rads) 従って $D_{\beta+\gamma} = 4.19$ (rads) となる。ただし $\bar{g} = 47.3^{15)}$ とした。

次に、ICRP 法では、(15)式を用いて、whole body の場合、 $D_{\beta+\gamma} = 0.139$ (rads), liver では、 $D_{\beta+\gamma} = 4.29$ (rads) となった。ただし、 $R = 7.5$ (cm), $\mu_{en} = 0.0326$ (cm^{-1}), $\phi(\mu_{en} \cdot R) = 0.160^{16)}$, 従って $\sum f_i \cdot E_i \cdot \phi(\mu_{en} R)_i = 0.390$ を計算に用いた。

最後に、本論の目的である MIRD 法では、(16)式を用いて、whole body の場合、 $D_{\beta+\gamma} = 0.148$ (rads), 一方 liver では、 $D_{\beta+\gamma} = 4.35$ (rads) となり、予想どおり殆んど全ての放射線について扱っている MIRD 法で、最も高い吸収線量値を示した。

3) 適用に伴う特徴と問題点

MIRD 法では体重 70kg の標準人 (standard man) および 25 の内部臓器について、16 の主要な線源臓器 (source organ) に 10KeV~4MeV までの線源が均一に分布したときの吸収率 (ϕ) が与えられている。従って、物理的データはほぼ完全に準備されており、放射性医薬品の生理学的分布と代謝が正確に測定されれば、すでに検触したように、あとは比較的簡単に計算できる。§ 3. の 1) および 2) で記したように、従来、放射性医薬品の投与にさいして体内吸収線量は Quimby の方法、あるいは ICRP の方法により計算されてきた。線源のほかではほとんどエネルギー吸収のない非透過性 (non-penetrating) の放射線による場合には、どの計算式によってもさしつかえないと考えられるが、透過 r 線の場合は、従来の方法では各組織および体全体に対してエネルギーに依存しない実効半径を考えて、線量がこの中心に集積されている。MIRD 法では、医学上あるいは生物学上の体内吸収線量の算定には、この実効半径

という考え方は用いるべきでないとしている。^{2)~4)} 前にも一部ふれたが、ある臓器に沈着した放射性核種から放出された photon のエネルギーが、どの臓器にどれだけの割合で吸収されるか、すなわち absorbed fraction を複雑な人体模型 phantom について Monte Carlo 計算法にもとずいて行っている。Quimby 法や ICRP 法のような球体で中心に核種が集中しているという非現実的モデルでは相当の誤差が生じるという他に、臓器の位置関係については、何らの仮説もしていないので、たとえば肺に沈着した放射性医薬品が肝臓にどれだけの線量が吸収されたかという値の算定は出来ない。

MIRD の提唱する線量の算出に Monte Carlo 法⁶⁾を用いていることを、すでに述べたが、この方法は簡単にいうと体内のある臓器から放出された photon の trajectory を確率過程として数学的に simulate し、十分な数の history を繰返した結果どの臓器にどれだけの割合で energy を与えるかを求めたものである。これにより、たとえば膀胱、小腸、腎臓、甲状腺等から発した photon が副腎、胃、大腸、肝臓および全身等の target organ に与えるエネルギーの割合が求まる。

結局、荷電粒子成分については、MIRD法でも臓器内で全エネルギーが吸収されるものとして扱っているので、従来の方法との相違は、photon 成分の占める割合が大きい放射性医薬品ほど大きい。また、一般的に小さい臓器の割合ほど、 ϕ に占める photon 成分の相対的重要性が減少するため、両方の差は小さくなる。そして、MIRD法が最も独自性を発揮するのは、線源臓器と標的臓器とが異なる場合の吸収エネルギーの標価である。¹⁰⁾

しかしながら、MIRD法で用いている各臓器における r 線のエネルギー吸収率は、前記の計算例でも示したように体重70kgの標準人に対する近似で与えられたものであり、70kg 以外の場合にこれ等の数値を用いれば、誤差が生じるのは当然である。そこで、体質量あるいは臓器質量が MIRD Phantom と異なる場合の ϕ の値は Pamphlet 3⁴⁾ および Pamphlet 8⁹⁾ を用いて推定する。各種質量の異なる楕円体（元素組織： $C_5H_{40}O_{18}N$ ）について、 ϕ の値を示している。これによると、軸長比 1:1.8:9.27 の楕円体についての70kgの ϕ をみると、組成や形状が可成り異なっても MIRD Phantom のデータとわずかしが違いがない。従って、この MIRD データにわずかの補正を行えば、近似的に求められる。一般に、体質量の減少による吸収率 ϕ の減少は、それ程大きくなく、従って ϕ/m は m の減少とともに増大する。それ故、質量の補正を行わないと可成り（ $\sim 10\%$ ）の誤差を生じる。

同じやり方で、各臓器についての ϕ を推定すればよい。個々の臓器は、liver できえ 2kg 以下なので、 ϕ に占める Photon 成分の重要性は小さい。よって、線量の算定および評価は、吸収率 ϕ よりむしろ、臓器の質量のとり方が重要になってくる。MIRD Phantom と診断を受ける者の体重の比率により、各臓器質量を推定することが出来れば簡単である。しかし、はたして体重と各臓器質量が比例しているかどうか疑問である。これに関して、必ずしも相関関係があるとは言えないデータもあり¹⁷⁾ 少しでも正確さを求めるなら、日本人の体格にあった、50kg 位の標準 Phantom を作成して吸収率 ϕ を計測することが望ましい。今後、ますます

す新しい核種や放射性医薬品が開発されてくることが予想されるが、これに伴い体内吸収線量に考慮を払うことは重要であると考える。

謝 辞

稿を終るに臨み、有益なる御助言を頂いた、織田暢夫教授（東工大大学院・放射線物理講座）、多くの貴重なコメントを下さった西村弘行助手（北海道大学・放射線化学教室）に深謝の意を表します。また、英文 Abstract, 校正等で御協力頂いた、潮 紀三子助手補（本学・医療秘書科）および丸山雅子事務員（本学・教務課）に感謝申し上げます。

References

- 1) Marinelli, L. D., Quimby, E. H. and Hine, G. J.; Dosage determination with radioisotopes. II, Practical considerations in Therapy and Protection. Amer. J. Roentgenol. Radium Therapy, **59** 260~280, 1948.
- 2) R. Loevinger and N. Berman: A schema for absorbed dose Calculation for biologically distributed radionuclides, MIRD Pamphlet No. 1 (1968)
- 3) M. J. Berger; Energy deposition in water by photons from point isotropic source, MIRD Pamphlet No. 2 (1968)
- 4) G. L. Brownell, W. H. Ellett and A. R. Reddy; Absorbed fractions for photon dosimetry, MIRD Pamphlet No. 3 (1968)
- 5) L. T. Dillman; Radionuclide decay schemes and nuclear parameters for use in radiation-dose estimation, MIRD Pamphlet No. 4 (1969)
- 6) W. S. Snyder, M. R. Ford, G. G. Warner and H. L. Fisher; Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, MIRD Pamphlet No. 5 (1969)
- 7) L. T. Dillman; Radionuclide decay schemes and nuclear parameters for use in radiation-dose estimation, Part 2, MIRD Pamphlet No. 6 (1970)
- 8) M. J. Berger; Distribution of absorbed dose around point sources of electrons and beta particles in water and other media, MIRD Pamphlet No. 7 (1971)
- 9) W. H. Ellett and R. M. Humes; Absorbed fractions for small volumes containing photo-emitting radio-activity, MIRD Pamphlet No. 8 (1971)
- 10) K. A. Lathrop, R. E. Lohnston, M. Blau and E. O. Rothschild; Radiation dose to humans from Se-L-selenomethionine, MIRD Pamphlet No. 9 (1972)
- 11) L. T. Dillman and F. C. Von der Lage; Radionuclide decay schemes and nuclear parameter for use in radiation dose estimation, MIRD Pamphlet No. 10 (1975)
- 12) W. S. Snyder, M. R. Ford, G. G. Warner and S. B. Watson; "S," absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs, MIRD Pamphlet No. 11 (1975)
- 13) Quimby, E. H. et. al; Dosage calculations for radioactive isotopes. Radioactive isotopes in medicine and biology, Philadelphia, 1963.
- 14) ICRP, Committee II 1959; Permissible dose for internal radiation. Health Physics, **3**, 1960.
- 15) Holt, J. G., Loevinger, R. and Hine, G. J.; internally administered radioisotopes. In: Radiation Dosimetry. Hine, G. J. and Brownell, G. L., Eds. Academic Press, New York, P 801, 1956.

- 16) H. E. Johns and J. R. Cunningham; "The Physics of Radiology." Third edition. P 572, 1969.
- 17) 箕島高; "日本人人体正常数値表", (1967), 技報堂, 東京.