

| | |
|--------------|---|
| Title | 大きさの異なる人体へMIRD法を適用する際の変換法 |
| Author(s) | 山口, 寛 |
| Citation | 日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(3), p. 252-266 |
| Version Type | VoR |
| URL | https://hdl.handle.net/11094/18455 |
| rights | |
| Note | |

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

大きさの異なる人体へ MIRD 法を適用する際の変換法

放射線医学総合研究所物理研究部

山口 寛

(昭和53年5月29日受付)

(昭和53年11月9日最終原稿受付)

Transformation Method for the MIRD Absorbed Fraction as Applied to Estimation of Internal Radiation Dose for Various Physiques

Hiroshi Yamaguchi

Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences, 9-1, 4-chome,
Anagawa, chiba-shi, 260, Japan

Research Code No.: 201

Key Words: MIRD absorbed fraction, Transformation method, Internal
dose, Japanese physiques

A transformation method was investigated for applying the MIRD absorbed fractions to internal dose calculation for an individual of an arbitrary physique. The specific absorbed fraction for an individual is given by multiplying MIRD ϕ (T←S) by a transformation coefficient $S_e(Xg)$. In a case that a target organ, T is identical with a source organ, S (self-absorption), $S_e(Xg)$ is $\epsilon^{3(q-1)}$, where ϵ is a geometrical linear scale parameter which characterizes transfiguration of the MIRD standard man to the individual. Values of q are derived from ϕ (S←S) = $p \cdot m^q$ for the absorbed fraction of flat ellipsoids, where m is the mass of the ellipsoids. In a case T is not identical with S, $S_e(Xg)$ is $\phi_{ph}(\epsilon \cdot Xg) / \phi_{ph}(Xg)$, where $\phi_{ph}(X)$ is the Berger's point isotropic specific absorbed fraction and Xg is a parameter which expresses the MIRD ϕ (T←S) on the graph of $\phi_{ph}(X)$. The linear scale parameter ϵ was assumed as $(\epsilon_a \cdot \epsilon_b \cdot \epsilon_c)^{1/3}$, where ϵ_a , ϵ_b and ϵ_c are ratios of breadth (including arms), thickness and length of the individual trunk to those of the MIRD standard man, respectively. The results are compared with data calculated by ORNL groups for younger persons at photon energies from 0.02 to 2.0 MeV.

1. 序

1968年以来、体内摂取の放射性核種による内部被曝吸収線量の評価は、MIRD法により飛躍的な発展をとげた^{1)~11)}。MIRD法の有用性は核医学の分野にとどまらず、広く保健物理分野における内部被曝吸収線量評価法として採用される動向

にある¹²⁾。MIRD法では、ICRPで検討されたreference man¹³⁾を基礎にして体重70kgの標準人の模型を作り¹⁴⁾、吸収率 ϕ (absorbed fraction)を計算した⁵⁾。

しかし、これ等の ϕ の値がその標準人と大きさの異なる体格、特に日本人へ適用できるのかどう

かは問題であつた¹⁹⁾。著者等は (1) 人体内での空間線量分布は点等方比吸収率 $\Phi_{ph}(X)$ の近似的関数で表わされ、(2) 臓器間の幾何学的位置関係はそれらの重心間距離で近似されると仮定することによつて、MIRD の ϕ 値から任意の体格の ϕ 値を推定する交換法を報告した¹⁶⁾。

それ以後、Oak Ridge National Laboratory (ORNL) に於て、若年層 (15, 10, 5, 1, 0 歳) の数学模型が構成され、それらの吸収率 ϕ について定性的な結果が報告された^{17)~23)}。

そこで、上記 ORNL のデータを前報の変換法で分析してみたところ、前報の方法でうまく行く場合もあるが、次のような不備な点のあることが判つた。(1) 線源と標的とが同一の場合 (自己吸収) を考慮していない。(2) 光子エネルギー (E_γ) が $0.1 < E_\gamma < 0.2 \text{ MeV}$ の範囲では、 $\Phi_{ph}(X)$ への近似が悪く ORNL データと系統的にずれる。 $\Phi_{ph}(X)$ をそのまま使う方がよい。(3) しかし、臓器間の位置関係を重心間距離でみたのでは、 $E_\gamma < 0.05 \text{ MeV}$ で変換値は相当の過大評価となる。(4) 標的が骨の場合を考慮していない。

この論文では、これらの問題点を検討し、前報の変換法をより完備した変換法に発展させることを試みた。

2. 変換法

放射性医薬品が人体に投与されると、それはいくつかの臓器 S に特異的に取り込まれる。問題とする臓器 T への平均吸収線量 $\bar{D}(T)$ は次式で与えられる¹⁾。

$$\bar{D}(T) = \sum_i A_i \sum_s \bar{A}_s \phi_i(T \leftarrow S) / m_T, \quad (1)$$

$$= \sum_i A_i \sum_s \bar{A}_s \Phi_i(T \leftarrow S), \quad (2)$$

$$= \sum_s \bar{A}_s S(T \leftarrow S), \quad (3)$$

ここで、

$A_i = 2.13 n_i E_i$ (g-rad/ $\mu\text{Ci-h}$) : 1崩壊当り n_i 個のエネルギー E_i の粒子を放出する i 種放射線の equilibrium absorbed dose constant^{4) 6) 10)}。

$\bar{A}_s = \int_0^\infty A_s(t) dt$, ($\mu\text{Ci-h}$) : RI の S 内での放射能の経時変化 $A_s(t)$ の累積放射能 (cumulated activity)。

$\phi_i(T \leftarrow S)$: i 種放射線源が一様に分布する臓器 S から放出された全エネルギーのうち臓器 T へ吸収されたエネルギーの割合、吸収率である⁹⁾。

m_T : 臓器 T の質量 (g)。

$\Phi_i(T \leftarrow S) = \phi_i(T \leftarrow S) / m_T$, (g^{-1}) : i 種放射線の比吸収率。

$S(T \leftarrow S) = \sum_i A_i \Phi_i(T \leftarrow S)$, (rad/ $\mu\text{Ci-h}$) : S での RI の累積放射能が $1 \mu\text{Ci-h}$ である時の T での吸収線量 (absorbed dose per unit cumulated activity)¹¹⁾。

ところで、(2) 式を使つて任意の個人の吸収線量を計算する時、代謝データ \bar{A}_s と $\Phi_i(T \leftarrow S)$ との両方にそれぞれ個人に対応する値が必要であるが、ここでは $\Phi_i(T \leftarrow S)$ についてのみ考える。以後、MIRD 大人標準人と異なる体格に対応する量には、全て“ノ”記号をつける。又、 $T=S$ とは T と S とが同一の場合、 $T \neq S$ とは T と S とが異なる場合を示すとする。変換式を導入するに当つて非透過性放射線と透過性放射とを分けて考えると扱いやすい。

2-1. 非透過性放射線

α -, β -粒子、内部転換電子、Auger 電子¹⁾、及び、エネルギーが 0.010 MeV より小さい光子を非透過性放射線として扱うものとする。これらの放射線では、S から放出したエネルギーは全て S 内に吸収されるとするから¹⁾、ある個人に対する吸収率 $\phi'(T \leftarrow S)$ は、

$$\phi'(T \leftarrow S) = \begin{cases} 1 & \text{for } T=S \\ 0 & \text{for } T \neq S, \end{cases} \quad (4)$$

である。従つて、ある個人に対する比吸収率 $\Phi'(T \leftarrow S)$ は、

$$\Phi'(T \leftarrow S) = \begin{cases} 1/m_T' & \text{for } T=S \\ 0 & \text{for } T \neq S, \end{cases} \quad (5)$$

となる。ここで、 m_T' は、その個人の標的臓器の質量で、後述の (12), (13) 式で評価できるものとする。

2-2. 透過性放射線

2-1 節との対応から、エネルギーが 0.010 MeV 以上の光子を透過性放射線として扱う。ある個人の密度 1 g/cm^3 の軟組織の比吸収率 $\Phi'(T \leftarrow S)$ は、対応する MIRD の $\Phi(T \leftarrow S)$ より次式

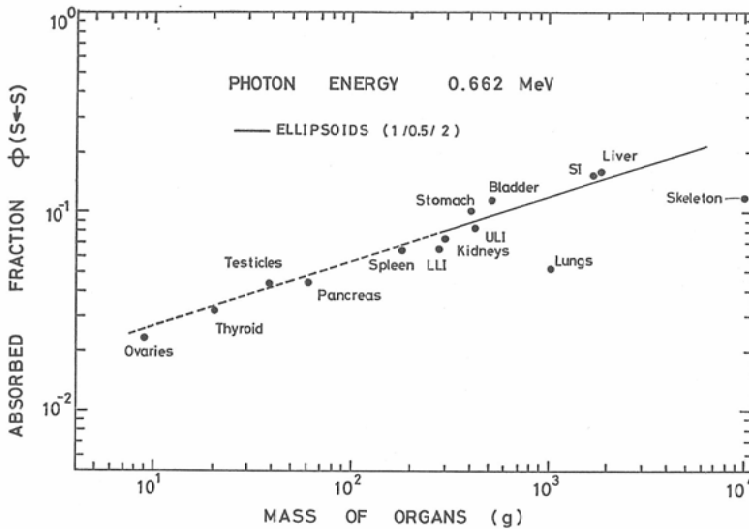


Fig. 1. Absorbed fractions in a case that T is identical with S. Points are obtained by an interpolation of the MIRD adult absorbed fractions. SI, ULI and LLI are small, upper large and lower large intestine, respectively. A solid line shows absorbed fractions for the flat ellipsoids (Brownell et coll. 1968). A dashed line shows an extrapolation of the solid line. Photon energy is 0.662 MeV.

で求められるものとする¹⁰⁾.

$$\phi'(T \leftarrow S) = S_e(X_g) \phi(T \leftarrow S) \quad (6)$$

$S_e(X_g)$ は比吸収率に対する変換係数である。 ϵ は MIRD 標準人と考える個人の体格の違いを評価できる変数とする。 X_g は MIRD 標準人内で、S と T との幾何学的位置関係の特徴付けるパラメータである。前報ではこれを臓器重心間距離としたが¹⁰⁾、本報告では後に述べるように体内線量分布と MIRD 値とから決まる値を仮定することになる。ところで線量分布は線源臓器の内と外とで異なるので、 $T=S$ と $T \neq S$ とを分けて考える必要がある。

2-2-1. $T=S$ の場合

この場合、S 内の空間的線量分布を直接に考えるかわりに、臓器質量の変化にもなう吸収率の変化の規則性を調べることによつて変換係数 $S_e(X_g)$ を求めることにする。

Brownell 等の計算によると、密度 $1g/cm^3$ の軟組織からなる球・各種楕円体の光子による自己吸収（放出源は一様分布、まわりの媒質からの後方散乱はない）の吸収率は、その形にあまり依らず

その質量でほとんど決る⁹⁾。このことは MIRD 標準人内の臓器の自己吸収（放出源は一様分布、まわりの媒質からの後方散乱がある）でもみることが出来る。例えば、Fig. 1 は光子エネルギー 0.662 MeV での MIRD の $\phi(S \leftarrow S)$ を、それぞれ臓器質量を横軸にしてプロットしたものである。密度の異なる肺、密度と原子組成の異なる骨とを除いて、軟組織の $\phi(S \leftarrow S)$ が両対数スケールである直線のまわりに分布していることを見ることが出来る。図中の実線は、Brownell 等の計算の主軸比 1/0.5/2.0 の flat ellipsoid についての吸収率を示し、破線はその外そう値である。楕円体よりも複雑な形をしており、しかも後方散乱が存在するにもかかわらず、種々の臓器の MIRD $\phi(S \leftarrow S)$ もほとんどその質量で決まっていることが判る。

もう 1 つ興味深い事実は、ORNL で予備的に計算された若年層での（自己）吸収率が、質量と共にどう変わるかである。Fig. 2 に、光子エネルギー 0.14 MeV について各年齢ごとに得られた、肝臓、腎臓、脾臓に対する ORNL の（自己）吸

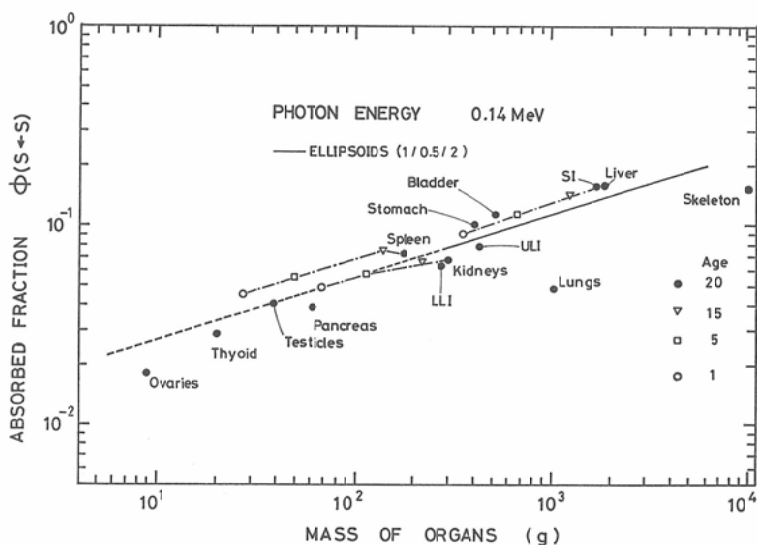


Fig. 2. Absorbed fractions in a case that T is identical with S. Symbols ● are absorbed fractions estimated by an interpolation of the MIRD adult absorbed fractions. SI, ULI and LLI are small, upper large and lower large intestine, respectively. Symbols ▽, □, and ○ are absorbed fractions for 15-, 5- and 1-year old children which were given by the Monte Carlo method (Hwang et coll. 1976, Jones et coll. 1976). A solid line shows absorbed fractions for the flat ellipsoids (Brownll et coll. 1968). A dashed line (-----) shows an extrapolation of the solid line. Photon energy is 0.14MeV.

収率を²²²²³⁵), その臓器質量を横軸にしてプロットしてみた。若年層の値(▽, □, ○)がMIRD値(●)を通る1点鎖線上で小さくなっていることを見ることができる。どの1点鎖線も楕円体での直線と完全に平行ではないが、平行に近いことは注目に値する。

これら2つの事実から、MIRD標準人と大きさの異なった体格に対するφ(S←S)は、そのMIRD値を通り、楕円体での横軸を質量とした時の吸収率の近似的な直線に平行な線上にあらわれる、との暗示を受ける。その考えにそつて変換係数を求めてみる。Brownell等の楕円体の吸収率はその質量に対して両対数スケールではほぼ直線になるので、次式で良く近似できる。

$$\phi(\text{楕円体} \leftarrow \text{楕円体}) = P \cdot m^q \quad (7)$$

ここで、mは楕円体の質量、Pとqは光子エネルギーに依存する定数である。qは直線の傾きを示す。Pは楕円体に特有なある定数(例えば球の場合、q値は楕円体と近い値を示すが、P値はも

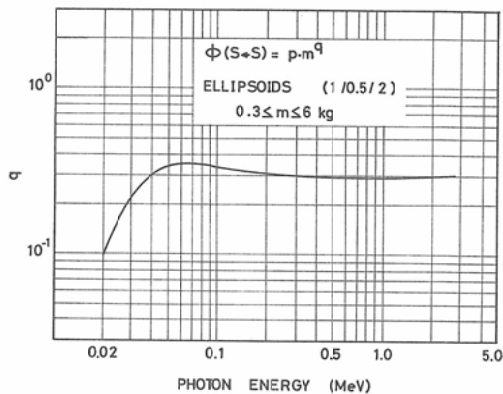


Fig. 3. Value of parameter q. Absorbed fractions φ(S←S) of the flat ellipsoids are expressed by an equation φ(S←S) = p·m^q; p is the other parameter and m is the mass of the ellipsoids from 0.3kg to 6kg.

う少し大きく異なる)であるが、後述の如く変換係数には直接現われてこない。q値をFig. 3に示した。

次にMIRDのφ(S←S)を、(7)式に平行

な直線上の1点として表わすと、

$$\phi(S \leftarrow S) = P_s \cdot m_s^q, \quad (8)$$

となる。ここで、 m_s は MIRD 標準人の臓器質量、 q は楕円体での値、 P_s は臓器 S に特有なある定数である。すると、任意の個人の $\phi'(S \leftarrow S)$ はこの線上で、

$$\phi'(S \leftarrow S) = P_s \cdot m_s'^q, \quad (9)$$

として推定される。(8), (9) 式から

$$\phi'(S \leftarrow S) = \phi(S \leftarrow S) \times (m_s'/m_s)^q, \quad (10)$$

が導びかれる。変換係数 $S_s(Xg)$ は(6)式により比吸収率の比として与えられるから(10)式より、

$$S_s(Xg) = \phi'(S \leftarrow S) / \phi(S \leftarrow S) = (m_s'/m_s)^{q-1} \quad (11)$$

となる。(10), (11) 式で個人の m_s' の評価は容易でないので、胴体部の体積と各臓器質量の比は体格が異なつても一定であるとして、MIRD 標準人の胴体部の体積に対する個人の胴体部の体積の比から m_s' をもとめることにする。すなわち、

$$\varepsilon^3 \equiv m_s'/m_s \quad (12)$$

とおく。ここで ε は

$$\varepsilon = (\varepsilon_a \cdot \varepsilon_b \cdot \varepsilon_c)^{1/3} \quad (13)$$

である。但し、

ε_a = 個人の両腕を含む胴の幅 (cm) / 40cm,

ε_b = 個人の胴の厚さ (cm) / 20cm,

ε_c = 個人の胴の長さ (cm) / 70cm,

である。40, 20, 70cm はそれぞれ MIRD 標準人の対応する値である。

従つて変換係数 $S_s(Xg)$ は(12)式を(11)式へ代入することにより、

$$S_s(Xg) = \varepsilon^{3(q-1)}, \quad (14)$$

と与えられる。

2-2-2. T≠S の場合

この場合の体内の線量分布として点等方比吸収率 $\Phi_{ph}(X)$ が有効である。これはそれ以後の MIRD の buildup 法²⁾での計算に $\Phi_{ph}(X)$ が使われていることから裏付けられる^{24) 25) 26)}。そこで、臓器間の幾何学的状態を相似的に変化させ時、比吸収率がどのように変化するかを調べてみた。ここでは簡単のために、臓器を球であると

して、(a) 両球が接している (b) 3 平均自由行程だけ離れている場合について (Fig. 4), 球の質量 (m_s, m_T) として 50, 500, 2,000g をとり、光子エネルギー E_γ として 0.02MeV から 2.0MeV にわたり、比吸収率を $\Phi_{ph}(X)$ を使つて buildup 法で求めた。その結果、 $E_\gamma \geq 0.05MeV$ では、

$$\Phi(\text{球 } m_T \leftarrow \text{球 } m_s) \approx \Phi_{ph}(Xg) \quad (15)$$

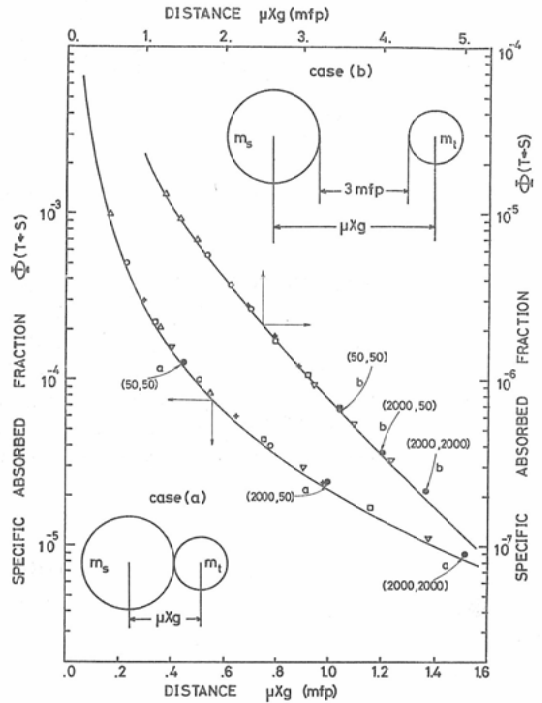


Fig. 4. Specific absorbed fractions estimated by the buildup method. A spherical source and target organ are distance (a) in contact with each other and (b) apart from 3 mfp (mean free path). Photon energy is 0.5MeV. m_s and m_T are mass of the source and the target region, respectively. The figures in parentheses mean (m_s, m_T) in gram. μXg is distance between the centers of the source and the target region in the unit of mfp (μ ; the linear attenuation coefficient). Solid curves show the point isotropic specific absorbed fractions $\Phi_{ph}(\mu Xg)$. Several specific absorbed fractions at geometries which are given from similar transformations to the geometry of (m_s, m_T) by the linear scaling factor ε are in comparison with $\Phi_{ph}(\mu Xg)$, ● ($\varepsilon=1.0$), ▽ ($\varepsilon=0.91$), □ ($\varepsilon=0.76$), + ($\varepsilon=0.64$), ○ ($\varepsilon=0.51$), △ ($\varepsilon=0.36$).

となつた。Xg は両球の重心間距離である。その1例として Fig. 4に $E_r=0.50\text{MeV}$ の結果を●印で示した。図の縦軸は比吸収率、横軸は平均自由行程の単位での両球重心間距離、曲線は $\Phi_{ph}(X)$ を示す。カッコ中の2組の数字は両球の質量である。次にこれらの geometry 全体を ϵ 倍だけ相似的に縮小した場合について計算した所、やはり $E_r \geq 0.05\text{MeV}$ で、

$$\Phi'(球 m_T \leftarrow 球 m_a) \doteq \Phi_{ph}(Xg') = \Phi_{ph}(\epsilon \cdot Xg) \quad (16)$$

となつた。Xg, Xg' はそれぞれ縮小前後の重心間距離である。Fig. 4に ϵ が 0.91, 0.76, 0.64, 0.51, 0.36 の場合について、 ϵXg を横軸にとり比吸収率を示した。値が●印から順次▽, □, +, ○, △へと(16)式を満しながら大きくなって行くことを見ることができる。 $E_r < 0.05\text{MeV}$ では、光子の飛程が短いことが影響して、重心間距離よりも短い距離 Xg^* 又は Xg'^* でないと比吸収率を $\Phi_{ph}(X)$ で表現することはできない。

ところで、体内の臓器間の geometry はより複雑であるから、(15), (16)式のように比吸収率を $\Phi_{ph}(X)$ で表現する際、重心間距離がいつも良いパラメーターになっているとは限らない。そこで(15)式を見る視点を少し変えて、(15)式の左辺に MIRD の比吸収率をもつて来て、この式からパラメーター Xg を新たに決めると考えてみる。すると、(16)式の類推から、体格の変化は Xg の変化として表わされ、個人の Xg' さえ推定できれば、個人の比吸収率の推定値が得られることになる。即ち具体的には次のステップで求める。(i) 光子エネルギー E_i の MIRD 値 $\phi_i(T \leftarrow S)$ に対して、同じエネルギーの $\Phi_{ph}(X)$ のグラフ上から

$$\Phi_{ph}(Xg) = \phi_i(T \leftarrow S), \quad (17)$$

を満す Xg を求める。

(ii) 次に $Xg' = \epsilon \cdot Xg$ の時の $\Phi_{ph}(Xg')$ の値を同じグラフ上から得れば、それが考える個人の比吸収率 $\Phi'(T \leftarrow S)$ の推定値となる。

$$\Phi'(T \leftarrow S) = \Phi_{ph}(\epsilon \cdot Xg) \quad (18)$$

である。変換係数は、(6), (17), (18)式か

ら、

$$S_s(Xg) = \Phi_{ph}(\epsilon \cdot Xg) / \Phi_{ph}(Xg) \quad (19)$$

となる。ここで、 ϵ は臓器が ϵ^3 で小さくなること、臓器間距離が ϵ で小さくなることを両方含んでいる、が、現実にはこれら2つは区別して扱う性質のものであるかもしれない。しかし、ここでは一応近似として(19)式の ϵ と(12)式の ϵ とは同じであるとみなし、しかも(13)式で評価できるものと仮定する。

2-2-3. 特殊な場合

次の(A), (B)に示すように前節の(19)式で考慮できない2例がある。

(A) T=骨の場合

骨への吸収線量は水のそれとは異なるので $\Phi_{ph}(X)$ は使えない。Ellett は無限 Rossi 軟組織中にある点線源から平均自由行程(入)ごとの距離に対して散乱光子のエネルギースペクトルを計算し、それらの距離に骨の薄い層を置いた時の Rossi 軟組織に対する Kerma 比を与えた²⁷⁾。その値を Fig. 5に示す。これ等の値を内そうして

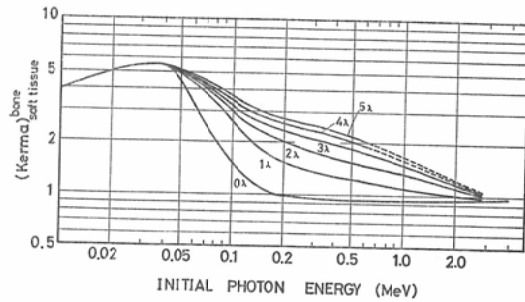


Fig. 5. A ratio of the kerma in a thin layer of compact bone relative to that in the Rossi tissue at distance of several mean free paths (Ellett 1969). λ is a mean free path. Dashed lines are estimated by an extrapolation of the solid lines.

距離 X では $K(X)$ と書くと、骨への点等方比吸収率 $\Phi_B(X)$ は近似的に次のように表わされる。

$$\Phi_B(X) \doteq K(X) \cdot \Phi_{ph}(X) \quad (20)$$

$\Phi_B(X)$ は点 X に骨があり、点線源から点 X の直前までは水(又は Rossi 軟組織)がある場合の骨への比吸収率で、体内で問題となる場合(軟組織から骨へ)の単純化したものに対応している。

従つて変換係数は、

$$S_i(X_g) = \frac{\Phi_B(\varepsilon \cdot X_g)}{\Phi_B(X_g)} \\ = \frac{K(\varepsilon \cdot X_g) \cdot \Phi_{ph}(\varepsilon \cdot X_g)}{K(X_g) \cdot \Phi_{ph}(X_g)} \quad (21)$$

となる。

(B) T=全身, 又は全皮膚, 又は全骨の場合。

これらのT内では、吸収線量の空間分布が相当不均一であるために、特別に考えなければならぬ。これらの場合は、これらの臓器(質量 m_T)のうちで吸収に有意に寄与する質量部分 m_t 内での平均吸収線量に対してパラメタ X_g を決め、変換係数を求めるという方法を取らざるを得ない。質量補正を $C \equiv m_T/m_t$ とすると、 X_g は次式で決められる。

$$\Phi_j(X_g) = C\Phi(T \leftarrow S) \quad (22)$$

ここで、 $\Phi_j(X)$ はTが軟組織ならば $\Phi_{ph}(X)$ 、骨ならば $\Phi_B(X)$ である。従つて変換係数は、

$$S_i(X_g) = \Phi_j(\varepsilon \cdot X_g) / \Phi_j(X_g) \quad (23)$$

となる。

どんなSについても m_t を評価できる系統的方法はありそうにない。ここでは、ORNLの分析から得てきた経験的方法を示すにとどめる。

(a) T=全身の場合。MIRD標準人とそのZ軸へ投影し、質量分布関数 $M(Z)$ を導入する。 $M(Z)$ は足先 ($Z = -80\text{cm}$) からZまでの累積質量を示す。SもそのZ座標の最小値 (z_1) と最大値 (z_a) とで表現できるものとして、 m_t は次式で求めるとした。

$$m_t = M(z_a + 1) - M(z_1 - 1) \quad (24)$$

$$l = R_{95}(E_r) / 2 \quad (25)$$

ここで、 $R_{95}(E_r)$ は無限水媒質での点線源より、エネルギー E_r の光子が放出した時、全放出エネルギーの95%が吸収される半径である²⁾。

(b) T=全皮膚の場合。(a)と同様の方法を採用することにする。

(c) T=全骨の場合。MIRD表には全骨の吸収率のみならず、頭蓋骨、骨盤、背骨、肋骨に対する吸収率も与えられているので、それらの質量 m_i を使つて m_t は次式で推定するものとした。

$$m_t = N \sum_{i(\text{骨の部位})} m_i \cdot \phi(i \leftarrow S) / \phi(\text{全骨} \leftarrow S) \quad (26)$$

$$N = P_{95}(E_r) / R_{95}(E_m) \quad (27)$$

ここで、 E_m は $\phi(\text{全骨} \leftarrow S)$ が光子のエネルギー E_r の範囲、 $0.01 \leq E_r \leq 4.0\text{MeV}$ で最大値をとる光子エネルギーとした。

3. 結果と考察

変換法の有用性をみるために、ORNLで行われた若年層に対する予備的計算値と¹⁷⁾⁻²³⁾、それをMIRD値から変換法で求めたものと比較してみた。

ORNLの年齢0, 1, 5, 10, 15歳の模型¹⁷⁾のMIRD標準人に対する変数 ε の値は(13)式から、それぞれ0.35, 0.51, 0.64, 0.76, 0.91となる。ここでは、各年齢での比吸収率が大人のその何倍になるかに注目するので、比較は $S_e(X_g)$ で行つた。ORNLのデータで $S_e(X_g)$ に対応する値は、(6)式から各年齢での比吸収率のMIRDの比吸収率に対する比となる。

TとSとが同一(自己吸収)の場合の例として、全身と卵巣とについてそれぞれ Fig. 6, Fig. 7に示した。横軸に光子エネルギーを取り、縦軸に変換係数 $S_e(X_g)$ を示した。実線はORNLのMonte Carlo法からの値、破線は(14)式からの値である。全身はqの値を求めた楕円体よりはるかに重い、両推定値は良く一致している。卵巣では0.02MeVで年齢が下るに従つて一致が悪くなる。これは卵巣の体積が小さくなるに従つて、卵巣をとりまく媒質からの散乱線による線量寄与が増大する為である。その寄与を含まないq値からの推定値の限界を示す。他の小さい臓器で低い光子エネルギーの時、同様の不一致が予想されるが、卵巣はMIRD標準人内で最小の臓器であるので、卵巣での不一致よりは小さいと考えられる。

次にTとSとが異なる場合の例を示す。Sが胃と内容物でTが肺の場合を Fig. 8に示す。横軸に光子エネルギー、縦軸に $S_e(X_g)$ を示す。実線はMonte Carlo法、破線は変換法での値である。図中 X_g は(17)式から決めた値である。この一致の程度から、(19)式は密度が 0.3g/cm^3

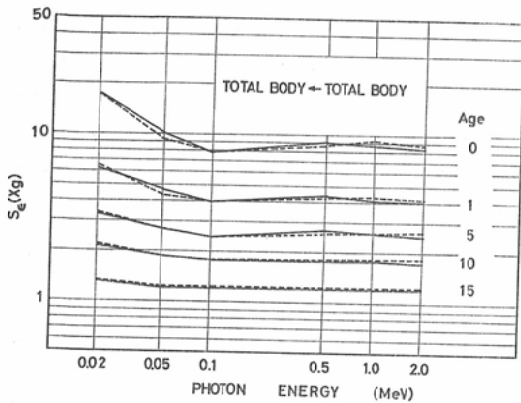


Fig. 6. Transformation estimates of $S_e (Xg)$ compared with Monte Carlo estimates (Hilyer et coll. 1973). Both the source and the target organ are the total body. —; Monte Carlo estimates, -----; transformation estimates.

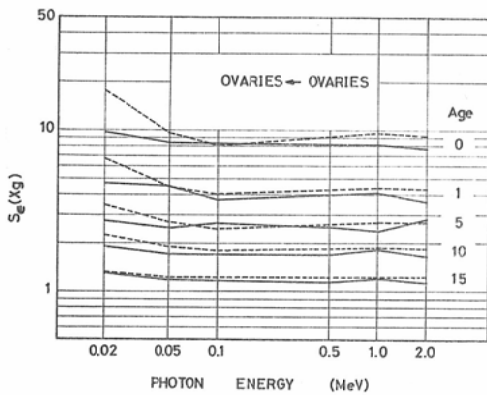


Fig. 7. Transformation estimates of $S_e (Xg)$ compared with Monte Carlo estimates (Snyder et coll. 1973). Both the source and the target organ are the ovaries. —; Monte Carlo estimates, -----; transformation estimates.

の肺にも適用できることが判る。同様のパターンは他の例でも見られ、 $E_r > 0.1 \text{ MeV}$ で $S_e (Xg)$ は光子エネルギーにあまり依存しない。このことから、このエネルギー領域では1本1本の光子エネルギーについて変換計算をしなくても、ある程度まとめた光子エネルギーについて変換計算ができそうだということが示唆される。次に $S_e (Xg)$ の包括的比較を試みる。Sが卵巣でTが卵巣以外の軟組織の臓器の場合を Fig. 9(a)–(f) に示す。横軸は Monte Carlo 法による推定値 ($S_e (Xg)_2$)、

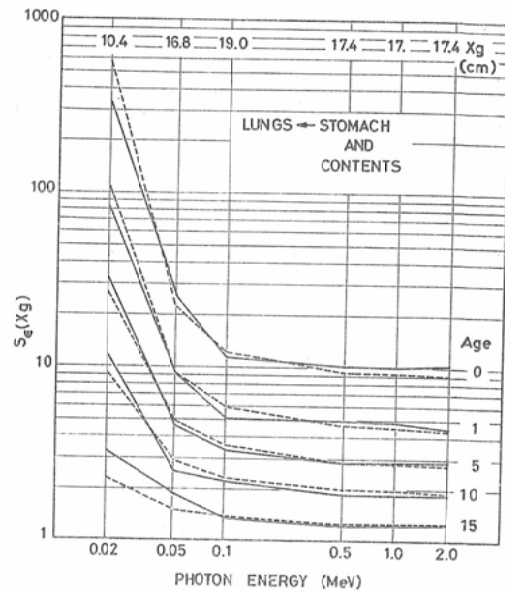


Fig. 8. Transformation estimates of $S_e (Xg)$ compared with Monte Carlo estimates (Snyder et coll. 1971). The source organ is the stomach and contents, and the target organ is the lungs. —; Monte Carlo estimates, -----; transformation estimates. Xg is the parameter determined by eqn. (17).

縦軸は変換法による推定値 ($S_e (Xg)_1$) を示す、図中パーセント値は相対的差を示す。両者は factor 2 以内で良い一致を示している ($2 > S_e (Xg)_1 / S_e (Xg)_2 > 0.5$)。他の例として、核種が ^{99m}Tc で、Sがそれぞれ肝臓、膀胱内容物、腎臓、脾臓であり、TがそれぞれのSを除いた軟組織の臓器の場合について Fig. 10(a)–(b) に示した。これらでの両者の一致は、卵巣の場合ほど良くない。それは、これらの線源臓器が卵巣より複雑な形をしており、より体表面近くにあることから、 $\Phi_{ph}(X)$ を使う近似が悪くなる為だと考えられる。それでも、変換法は Monte Carlo 法の推定値の factor 2 以内の推定値を出すことには成功している。

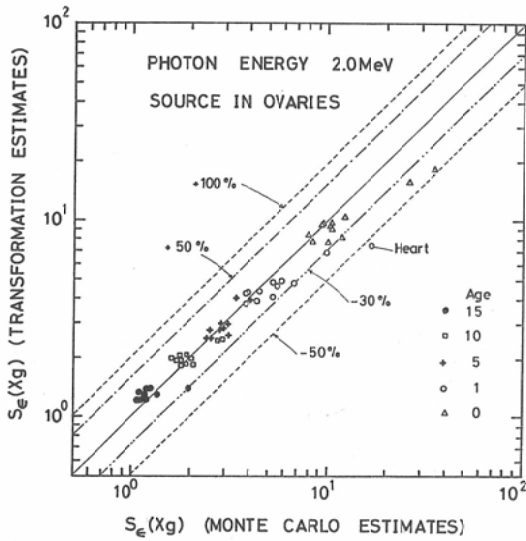
最後に特殊な場合の結果を Fig. 11(a)–(c) に示す。(a)はSが卵巣でTが全身の場合で、横軸は光子エネルギー、縦軸は $S_e (Xg)$ 、実線は Monte Carlo 法からの値、破線は変換値を示す。図中Cは (24) 式で与えられる m_t での質量補

正值, X_g は (22) 式から得られた値である。

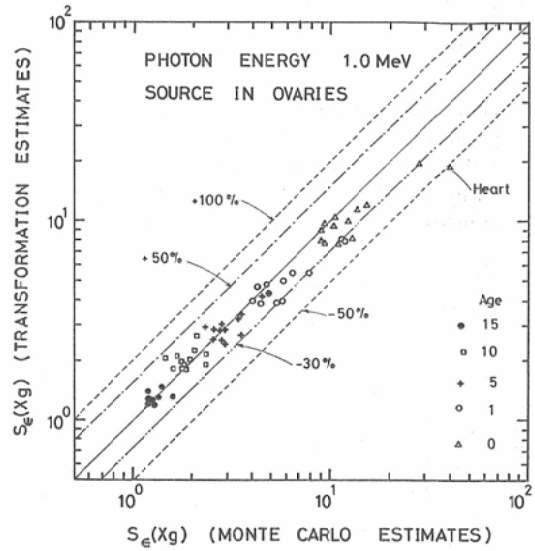
(b) は S が卵巣で T が全骨の場合である。変換法での値 (破線) は, 質量補正 (26) 式を使い ($E_m = 0.05\text{MeV}$ であった), X_g は (22) 式で $\Phi_B(X)$ のグラフから与えられた値である。(c) は S が肺で T が全骨の場合で (b) と同じ方法で求めた。この場合 E_m は 0.04MeV であった。3

例とも良好な一致を示している。ここで用いた質量補正の仕方は全く経験的なもので厳密な根拠があるわけではない, が, 変換値と Monte Carlo 値との対応はかなり良いようである。

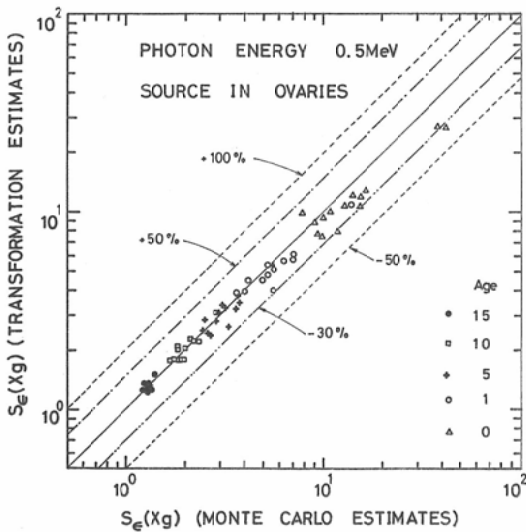
一般に線量計算には, $T=S$ の計算が数量的に大きな寄与をする。それ故, (14) 式が加わることによつて前報の変換法¹⁶⁾は大きく改善された。



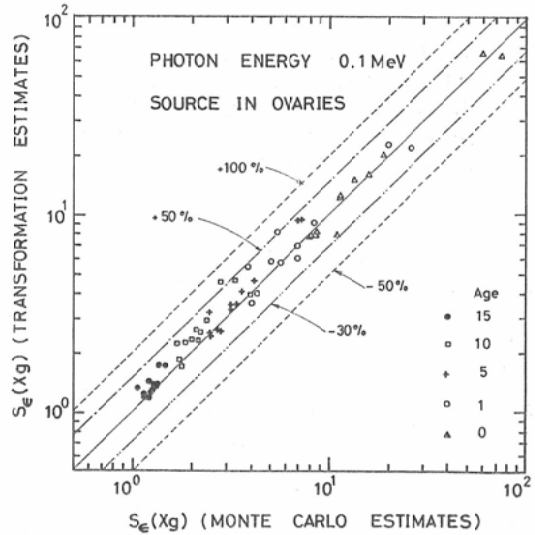
(a)



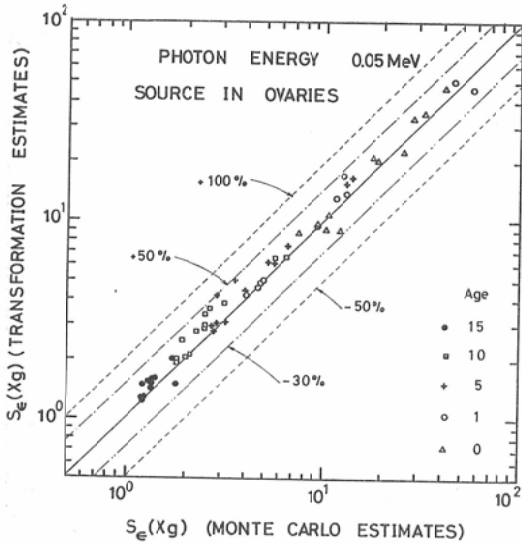
(b)



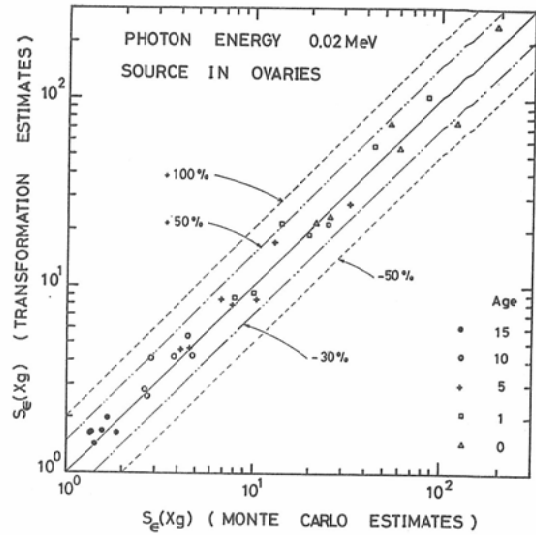
(c)



(d)

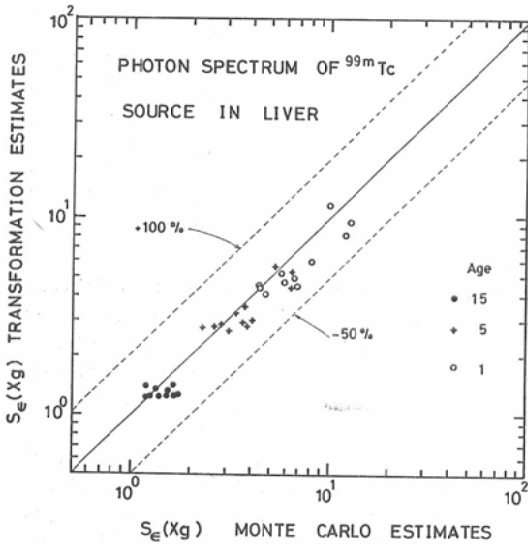


(e)

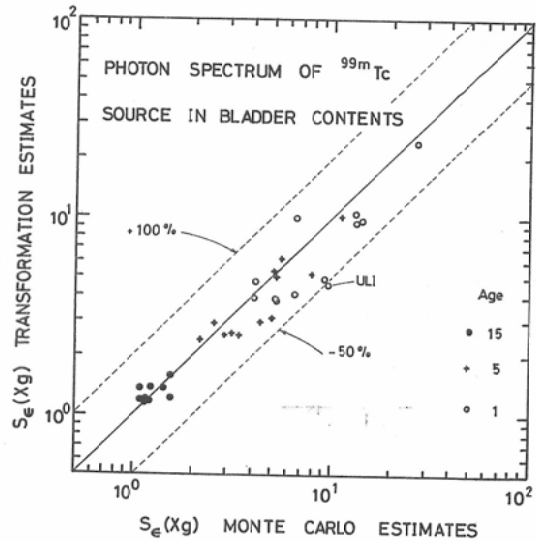


(f)

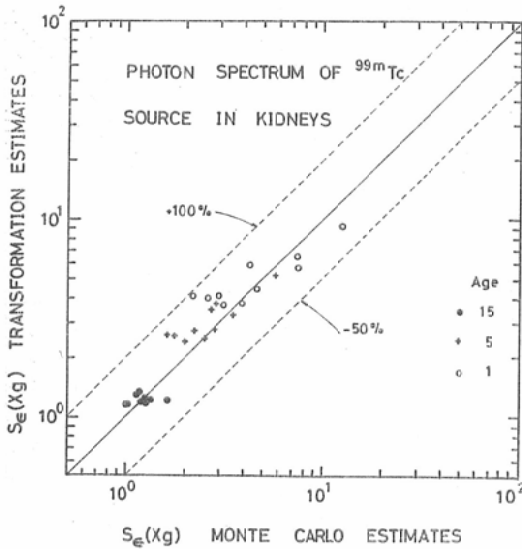
Fig. 9. Transformation estimates of $S_e(Xg)$ compared with Monte Carlo estimates (Snyder et coll. 1973). The source organ is the ovaries. Symbols ●, □, +, ○, and △ show $S_e(Xg)$ corresponding to 15-, 10-, 5-, 1-, and 0-year old phantoms, respectively. The ratios, R , of the transformation estimates $S_e(Xg)_1$ to the Monte Carlo estimates $S_e(Xg)_2$, $R = S_e(Xg)_1 / S_e(Xg)_2$ are shown by lines, ----- $R=2$ (100%), ———— $R=1.5$ (50%), ———— $R=1.0$, ———— $R=0.7$ (-30%) and ----- $R=0.5$ (-50%). Photon energies are (a) 2.0, (b) 1.0, (c) 0.5, (d) 0.1, (e) 0.05, and (f) 0.02 MeV.



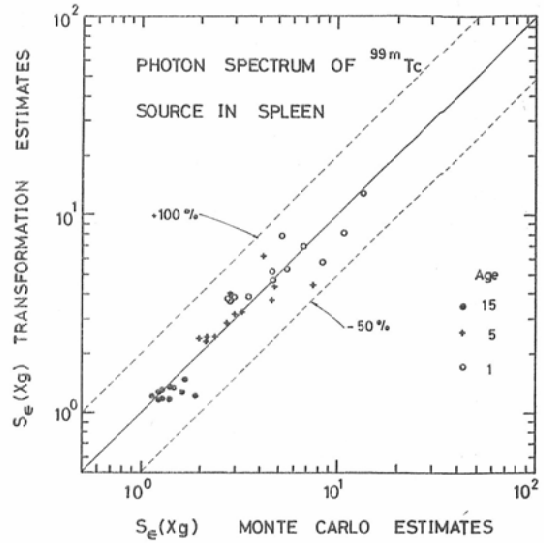
(a)



(b)

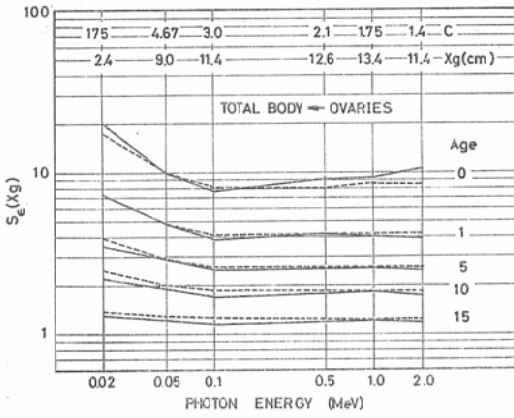


(c)

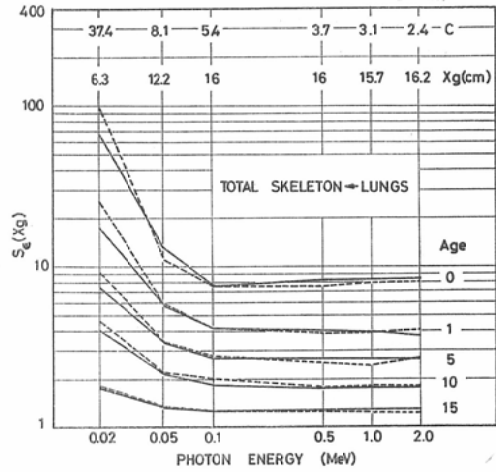


(d)

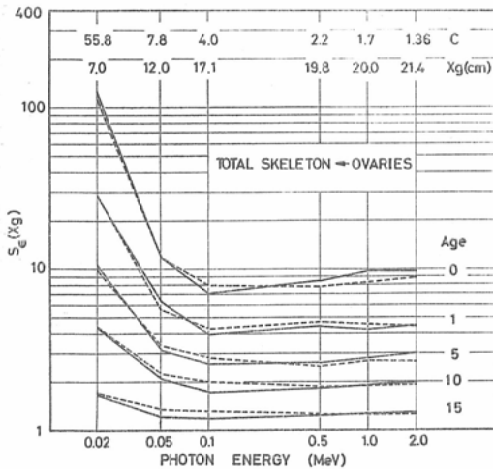
Fig. 10. Transformation estimates of S_e (Xg) compared with Monte Carlo estimates (Hwang et coll. 1976 and Jones et coll. 1976). The source organs are (a) liver, (b) bladder contents, (c) kidneys, and (d) spleen. Photon energy is 0.14MeV.



(a)



(c)



(b)

Fig. 11. Transformation estimates of S_e (Xg) compared with Monte Carlo estimates (Hilyer et coll. 1972 and Snyder et coll. 1973). —; Monte Carlo estimates, -----; transformation estimates. Xg is determined by eqn. (22), and C is the mass correction factor. C is determined by eqn. (24). (a) The source organ is the ovaries, and the target organ is the total body. C is determined by eqn. (24). (b) The source organ is the ovaries, and the target organ is the total skeleton. C is determined by eqn. (26), (c) The source organ is the lungs, and the target organ is the total skeleton. C is determined by eqn. (26).

しかし、(14)式で考慮できない場合が2つある。それは肺と骨についての自己吸収である。この2つについて q の値を決めるにたる十分な数量データを得ていない。特に骨は部位ごとに相当特異な形をしているので、部位ごとに q を決めなければならないかもしれない。これ等は今後検討すべき問題である。

Sが全身の場合についても考慮していないが、ORNL で年齢ごとの ϕ (T←全身) がすでに計算されているので²¹⁾、そのデータを臓器質量 m_T を変数にして内そうすれば、個人の推定値が得られることが報告されている²¹⁾。

T←Sの場合の変換係数(19)式には、前報の方法¹⁶⁾にあつた光子エネルギーによる適用限界 ($E_\gamma > 0.1\text{MeV}$)がない。現在、MIRD 標準人の比吸収率 ϕ (T←S) の完全な表が公表されているので²⁰⁾、その表に値がある限りどんな場合でもパラメタ X_g を決めることができる。あらかじめ ϕ (T←S) と1対1対応の X_g の表を作成しておけば、交換計算を含む線量計算全体をプログラム化することは難しいことではない。唯、その際、RI から放出する光子の1本1本について変換計算をさせることは無駄があり、何らかの光子エネルギーの分類が必要である。Fig. 3とFig. 8に見られる如く、 $E_\gamma > 0.1\text{MeV}$ での分類は比較的容易にできそうだが、 $E_\gamma \leq 0.1\text{MeV}$ ではどのような分類が良いのか、実際に即した検討が必要である。

付録の数値計算の例にもあるように、全線量へは自己吸収の変換が大きく影響する ($(A \cdot 1)$ 式の第1・第2項)。すなわち、臓器質量の評価が重要である。これは別の角度から安齋によつて指摘されている²⁹⁾。平均的日本人を問題とするなら、日本人の統計データ³⁰⁾³¹⁾から(13)式は検討されるし、特定の個人を問題とするなら、個人の特殊性を(13)式にどのように反映させるかの問題となる。これらは核医学診断等で得られる画像の解析から情報を蓄積できるかもしれない。これら生物データを得る問題は、もつと重要な代謝データ $A_s(t)$ の蓄積の一部をなすものであろう。

MIRD でも $A_s(t)$ のデータの蓄積が行なわれているが³²⁾、その多くは今後にゆだねられている。

4. 結 論

MIRD の吸収率を MIRD 標準人と大きさの異なる人体へ適用する際の、比吸収率の変換法を提出した。変換法によつて得られる変換係数 (MIRD 値の何倍か) は、Monte Carlo 法による推定値と、光子エネルギーの範囲 0.02MeV から 2.0MeV に渡り、factor 2以内で一致する。変換法はその推定精度で、MIRD 値から幼児の大きさの比吸収率を推定することができる。

変換法に現われる体格を表現するパラメタの設定の仕方に、今後検討すべき問題がある。

この仕事全体に渡つて有益なご教示を頂いた、養成訓練部の加藤義雄博士、物理研究部の白貝彰宏主任研究官、外国の最新のデータをご教示頂いた、物理研究部の丸山隆司室長、橋詰雅部長、有益な意見を送つて頂いた故 W.S. Snyder 博士、この仕事の問題提起をして頂いた臨床研究部の飯沼武室長、梅垣洋一郎部長、都立養育院の飯尾正宏博士、E.M. Smith 博士、有益な議論をして頂いた環境衛生部の本郷昭三氏、FACOM の清水哲男氏、埼玉県立ガンセンターの田伏勝義氏、日本人の体格のデータをお教えいただいた環境放射生態学研究部の田中義一郎室長、野村悦子氏、著者の新しい分野での仕事に変わぬ励ましを頂いた大阪大学の高木修二教授の諸先生に心からの感謝の意を表わします。

付録. 変換計算の数値例

MIRD で行なわれた ^{75}Se -セレンメチオニンの投与にともなう肝臓への吸収線量の計算例を⁹⁾、身長 156cm 、体重 52.8kg の体格 (平均的日本人に近い) へ変換してみる。その際、薬物代謝は MIRD と全く同じであると仮定する。又、スケール変数 ϵ は、胴体部のデータを設定していないので、ここでは単純に $\epsilon = 0.91$ ($(52.8/70)^{1/3}$) と仮定した。70は MIRD 標準人の体重である。 ^{75}Se は11本の光子を出す。その内 $E_\gamma < 0.099\text{MeV}$ の4本の光子は、それらの放出率の和が1%以下であるから、変換計算では無視し (線量値には入っている)、 $0.100 \leq E_\gamma \leq 0.99\text{MeV}$ の間にある7本の光子についてのみ考える。ここでは、簡単のためこれら、7本の光子の平均エネルギー 0.221MeV について変換計算する (Fig. 3と Fig. 8を参照)。(19)式に使うグラフ $\phi_{ph}(X)$ はこの平均エ

エネルギーに最も近い0.2MeVのものを使う。結果をまとめると次式となる。

$$\begin{aligned} \bar{D}(\text{liver}) &= (1/m_{\text{liv}}) \left[\bar{A}_{\text{liv}} \Sigma \Delta_a \phi_a = 3.1 = 4.1 \right. \\ &+ \bar{A}_{\text{liv}} \Delta_s \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{liv}) + 16.9 + 20.5 \\ &+ \bar{A}_{\text{pan}} \Delta_s \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{liv}) + 0.02 + 0.03 \\ &+ \bar{A}_{\text{kid}} \Delta_s \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{kid}) + 0.43 + 0.55 \\ &+ \bar{A}_{\text{spl}} \Delta_s \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{spl}) + 0.04 + 0.06 \\ &+ \left. \bar{A}_{\text{rem}} \Delta_s \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{rem}) \right] + 4.6 + 5.93 \\ &= 25.1 = 31.2 \\ &(\text{mrad}/\mu\text{Ci}) (A \cdot 1) \end{aligned}$$

ここで, liv, pan, kid, spl, rem はそれぞれ, 肝臓, 膵臓, 腎臓, 脾臓, 残余身体 (remaining body) を示す。
 m_{liv} は肝臓の質量。

Δ_a = 非透過性放射線に対する equilibrium absorbed dose constant.

$\bar{\phi}_a = 1$, 非透過性放射線に対する吸収率。

$\Delta_s = \sum_{i=1}^{11} \Delta_i$, 11本の透過性放射線に対する equilibrium absorbed dose constant の和。

$\bar{\phi} (T \leftarrow S) = \sum_{i=1}^{11} \Delta_i \phi_i (T \leftarrow S) / \Delta_s$, 11本の透過性放射線に対する有効吸収率 (effective absorbed fraction)。

$\bar{A}_{\text{rem}} = \bar{A}_{\text{TB}} - (\bar{A}_{\text{liv}} + \bar{A}_{\text{pan}} + \bar{A}_{\text{kid}} + \bar{A}_{\text{spl}})$, で残余身体中の累積放射能, TB は全身を示す。

$$\begin{aligned} \bar{\phi} (\text{liv} \leftarrow \text{rem}) &= (m_{\text{TB}}/m_{\text{rem}}) \left[\bar{\phi} (\text{liv} \leftarrow \text{TB}) \right. \\ &- (m_{\text{liv}}/m_{\text{TB}}) \bar{\phi} (\text{liv} \leftarrow \text{liv}) \\ &- (m_{\text{pan}}/m_{\text{TB}}) \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{pan}) \\ &- (m_{\text{kid}}/m_{\text{TB}}) \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{kid}) \\ &- \left. (m_{\text{spl}}/m_{\text{TB}}) \bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow \text{spl}) \right], \end{aligned}$$

でこれは残余身体から肝臓への吸収率で, MIRD表にはないので式で計算する³³⁾。

$m_{\text{rem}} = m_{\text{TB}} - (m_{\text{liv}} + m_{\text{pan}} + m_{\text{kid}} + m_{\text{spl}})$ で残余身体の質量である。

(A・1) 式の1項目は非透過性放射線だから(5)式から質量だけの変換である。日本人の値は,

$$\begin{aligned} 1/(m'_{\text{liv}}) \bar{A}_{\text{liv}} \Sigma \Delta_a \phi_a &= (m_{\text{liv}}/m'_{\text{liv}}) \times 3.1 \\ &= (0.91)^{-3} \times 3.1 \\ &= 4.1 \end{aligned}$$

となる。(A・1) 式の第2項以降の透過性放射線に対しては, 有効比吸収率 $\bar{\phi}_s (\text{liv} \leftarrow S) / m_{\text{liv}}$ に対する変換係数を求め, (A・1) 式の MIRD の線量値にかければ良い。

第2項は自己吸収であるから(14)式から求める。

Fig. 3から $q=0.32$ ($E_T=0.221\text{MeV}$).

$$\begin{aligned} \bar{A}_{\text{liv}} \Delta_s \phi'_s (\text{liv} \leftarrow \text{liv}) / m'_{\text{liv}} &= \varepsilon^{3(q-1)} \times 16.9 \\ &= (0.91)^{3(0.32-1)} \times 16.9 \\ &= 20.5 \end{aligned}$$

第3項以降の $S \neq T$ の場合は, $\bar{\phi} (\text{liv} \leftarrow S) / m_{\text{liv}}$ から(17)式で Xg を求め, (19)式から $S_e (Xg)$ を求め MIRD の $\bar{D} (\text{liv} \leftarrow S)$ にかける。

| S | Xg(cm) | $S_e(Xg) \times \bar{D}(\text{liv} \leftarrow S)$ | $\frac{\text{日本人の}}{\bar{D}(\text{liv} \leftarrow S)}$ |
|-----|--------|---|--|
| pan | 27.0 | 1.57 | 0.02 |
| kid | 13.3 | 1.27 | 0.43 |
| spl | 21.5 | 1.39 | 0.04 |
| rem | 22.0 | 1.29 | 4.6 |
| | | | 5.93 |

となる。ここではSが残余身体の時も(19)式が使えるものと仮定した。以上をまとめると(A・1)式となる。

References

- 1) Loevinger, R. and Berman, M.: A schema for absorbed dose calculation for biologically distributed radionuclides. MIRD pamphlet no. 1, 1968
- 2) Berger, M.J.: Energy deposition in water by photons from point isotropic sources. MIRD pamphlet No. 2, 1968
- 3) Brownell, G.L., Ellett, W.H. and Reddy, A.R.: Absorbed fractions for photon dosimetry. MIRD pamphlet No. 3, 1968
- 4) Dillman, L.T.: Radionuclide decay schemes and nuclear parameters for use in radiation-dose estimation. MIRD pamphlet No. 4, 1969
- 5) Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G. and Fisher, Jr. H.L.: Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD pamphlet No. 5, 1969
- 6) Dillman, L.T.: Radionuclide decay schemes and nuclear parameters for use in radiation-dose estimation. MIRD pamphlet No. 6, 1970
- 7) Berger, M.J.: Distribution of absorbed dose around point sources of electrons and beta particles in whater and other media. MIRD pamphlet No. 7, 1971
- 8) Ellett, W.H. and Humes, R.M.: Absorbed fractions for small volumes containing photon-emitting radioactivity. MIRD pamphlet No. 8, 1971
- 9) Lathrop, K.A., Lohnston, R.E., Blau, M. and Rothschild, E.O.: Radiation dose to humans from ⁷⁵Se-L-selenomethionine. MIRD pamphlet No. 9, 1972

- 10) Dillman, L.T. and Von der Lage, F.C.: Radionuclide decay schemes and nuclear parameter for use in radiation dose estimation. MIRD No. 10, 1975
- 11) Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G. and Watson, S.B.: "S" absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs. MIRD pamphlet No. 11, 1975
- 12) United Nations, Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Official Records of the General Assembly, Thirty-second Session, Suppl. No. 40 (A/32/40), 1977
- 13) Snyder, W.S., Cook, M.J., Nasset, E.S., Karhausen, L.R. and Howells, P.G.: Report of task group of reference man. ICRP No. 23, 1974, Pergamon Press.
- 14) Fisher, H.L. Jr. and Snyder, W.S.: Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. ORNL-4168, 245, 1967
- 15) 飯尾正宏: MIRD の考え方. Isotope news. 4: 6—9, 1972
- 16) Yamaguchi, H., Kato, Y. and Shiragai, A.: The transformation method for the MIRD absorbed fraction as applied to various physiques. Phys. Med. Biol., Vol. 20, No. 4: 593—601, 1975
- 17) Fisher, H.L. Jr. and Snyder, W.S.: Variation of dose delivered by ^{137}Cs as a function of body size from infancy to adulthood. in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4007, 221—228, 1966
- 18) Snyder, W.S. and Cook, M.J.: Preliminary indication of the age variation of the specific absorbed fraction for photons. in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4720, 116—118 1971
- 19) Hilyer, M.J.C., Snyder, W.S. and Warner, G.G.: Estimates of dose to infants and children from a photon emitter in lungs. in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4811, 91—96, 1972
- 20) Snyder, W.S. and Ford, M.R.: Estimates of dose rate to gonads of infants and children from a photon emitter in a various organs of the body. in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4903, 125—129, 1973
- 21) Hilyer, M.J.C., Hill, G.S. and Warner, G.G.: Dose from photon emitters distributed uniformly in the total body as a function of age. in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4903, 119—124, 1973
- 22) Hwang, J.M.L., Shoup, R.L., Warner, G.G. and Poston, J.W.: Mathematical descriptions of a one- and five- years old child for use in dosimetry calculations. ORNL/TM-5293, 1976
- 23) Jones, R.M., Poston, J.L., Hwang, J.L., Jones, T.D. and Warner, G.G.: The development and use of a fifteen years-old equivalent mathematical phantom for internal dose calculations. ORNL/TM-5278, 1976
- 24) Snyder, W.S.: Mathematical procedures for estimating dose from an internally deposited emitter. in Health Physics Problems of Internal Contamination, Proc. IRPA 2nd European Cong. on Radiation Protection, 33—48, 1973, Budapest; Akadémiai Kiadó.
- 25) Snyder, W.S., Ford, M.R. and Warner, G.G.: Estimates of absorbed fraction for photon emitters within the body. *ibid.* 87—94, 1973, Budapest; Akadémiai Kiadó.
- 26) Snyder, W.S., Ford, M.R. and Warner, G.G.: Revision of MIRD pamphlet No. 5 "Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom". in Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept. ORNL-4979, 1—11, 1974
- 27) Ellett, W.H.: Application of gamma-ray diffusion theory to radiation dosimetry. Research Report No. 69—1, Neuro-Research Foundation Incorporated, Naval Research Contract Number (Nonr-N 00014-67-c-0247) task No. (Nr-304-441), 1969
- 28) Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G. and Watson, S.B.: A tabulation of dose equivalent per microcurie-day for source and target organ of adult for various radionuclides. ORNL-5000 part 1 & part 2, 1974
- 29) 安斎育郎: MIRD 法と内部被曝線量評価. 保健物理. 10: 41—44, 1975
- 30) Kerr, G.D., Hwang, J.M.L. and Jones, R.M.: A mathematical model of a phantom developed for use in calculation of radiation dose to the body and major internal organs of a Japanese adult. J. Radiat. Res., 17: 211—229, 1976
- 31) 田中義一郎, 河村日佐男, 中原義行: 規格日本人 (Reference Japanese) の設定. 日本原子力学会, Vol. 19, No. 10, 674—679, 1977
- 32) MIRD/Dose estimate reports,
No. 1: Summary of current radiation dose estimates to humans from ^{75}Se -L-selenomethionine, J. Nucl. Med., 14, No. 1, 49—50, 1973
No. 2: Summary of current radiation dose

- estimates to humans from ^{66}Ga -, ^{67}Ga -, ^{68}Ga -, and ^{72}Ga -citrate. *J. Nucl. Med.*, 14, No. 10, 755—756, 1973
- No. 3: Summary of current radiation dose estimates to humans with various liver conditions from $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sulfur colloid. *J. Nucl. Med.*, 16, No. 1, 108A—108B, 1975
- No. 4: Summary of current radiation dose estimates to humans with various liver conditions from ^{198}Au -colloidal gold. *J. Nucl. Med.*, 16, No. 2, 173—174, 1975
- No. 5: Summary of current radiation dose estimates to humans from ^{123}I , ^{124}I , ^{125}I , ^{126}I , ^{130}I , ^{131}I , and ^{132}I as sodium iodide. *J. Nucl. Med.*, 16, No. 9, 857—860, 1975.
- No. 6: Summary of current radiation dose estimates to humans from ^{197}Hg - and ^{203}Hg -labeled chlormerodrin. *J. Nucl. Med.*, 16, No. 111, 1095—1098, 1975
- No. 7: Summary of current radiation dose estimates to humans from ^{123}I , ^{124}I , ^{126}I , ^{130}I , and ^{131}I as sodium rose bengal. *J. Nucl. Med.*, 16, No. 12, 1214—1217, 1975.
- No. 8: Summary of current radiation dose estimates to normal humans from $^{99\text{m}}\text{Tc}$ as sodium pertechnetate. *J. Nucl. Med.*, 17, No. 1, 74—77, 1976
- 33) Cloutier, R.J., Watson, E.E., Rohrer, R.H. and Smith, E.M.: Calculating the radiation dose to an organ. *J. Nucl. Med.*, Vol. 14, No. 1, 53—55, 1973
-