保健物理，15，185～193（1980）

解　説

ICRP Publication 30 で用いられている MIRD 法について

安　斎　育　郎*1

（1980年7月4日受理）

Method of the Medical Internal Radiation Dose Committee as Applied in the ICRP Publication 30

Ikuro ANZAI*1

KEY WORDS: internal radiation dose, ICRP Publication 2, ICRP Publication 30, MIRD Committee

I　は　じ　め　に

1959年に発表されて以来，永年のあいだ体内放射線の許容線量に関する最も基本的な文献のひとつであったICRP Publication 2 に代わるべきものとして，同 Publication 30「作業者による放射性核種の摂取の限度」が発表された[1,2]。この報告書で用いられている線量計算法は，いくつかの点で，Publication 2 よりも明らかに前進した，より現実的なものであるが，わが国ではいわゆる“MIRD 法”として呼びならわされている線量評価法が全面的に応用されている[3,4]。

本稿は，Publication 30 に MIRD 法の考え方がどのように利用されているかを解説するものである。

II　Publication 30 の基本的な考え方と Publication 2 との主要な相違点

Publication 30 が取り扱っている体内放射線の線量限度の基本的な考え方は，いうまでもなく，Publication 26 にある。すなわち，任意の1年間における放射性物質の摂取は，つぎの二つの条件によって制限される。

① 確率的影響について

$$\sum_{T} w_T H_{50,T} \leq 0.05(\mathrm{Sv})$$

② 非確率的影響について

$$H_{50,T} \leq 0.5(\mathrm{Sv})$$

ここで，$H_{50,T}$ は，1年間に摂取したすべての放射性核種について，それらが沈着したあらゆる器官または組織から，問題とする組織 T に与えられた預託線量当量（50年間にわたる総線量）であり，w_T は各組織に割り当てられた確率的影響のリスクに関する荷重係数である。つまり，ある年に起こった体内汚染によって体内諸組織が先行き 50 年間に受けることになるであろう線量当量を，リスクの受けやすさについての係数で重みづけして合計した値が5レムを越えないこと，および，個々の組織の預託線量当量が 50 レムを越えないこと，の二つが条件である。

そして，預託線量当量 $H_{50,T}$ の計算は，次式によって行なわれる。

$$H_{50,T} = 1.6 \times 10^{-10} \sum_{S} \sum_{j} [U_S \sum_{i} SEE(T \leftarrow S)_i]_j \ (\mathrm{Sv}) \quad (1)$$

ここで，$SEE(T \leftarrow S)_i$ は，比実効エネルギー（specific

*1 東京大学医学部放射線健康管理学教室；東京都文京区本郷 7-3-1（〒113）
Department of Radiological Health, Faculty of Medicine, University of Tokyo; 7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo.

effective energy）と呼ばれる量で，器官 S（線源器官）に沈着した放射性核種が1崩壊したときに放出される放射線 i が，器官 T(標的器官) 1 g あたりに何 MeV のエネルギーを与えるかを表わしている。この場合のエネルギーは，たんなる物理量としてのエネルギーではなく，つぎの式によって明らかなように，線質係数で重みづけされた量である。すなわち，

$$SEE(\mathrm{T}\leftarrow\mathrm{S})_i = \frac{Y_i \cdot E_i \cdot AF(\mathrm{T}\leftarrow\mathrm{S})_i \cdot Q_i}{M_\mathrm{T}} \ (\mathrm{MeV \cdot g^{-1}/変換}) \quad (2)$$

Y_i は放射線 i の放出個数/崩壊，E_i は放射線 i の平均エネルギー，Q_i は線質係数，M_T は標的器官 T の質量であり，$AF(\mathrm{T}\leftarrow\mathrm{S})_i$ は，器官 S から放出された放射線 i のエネルギーのうちで器官 T で吸収される割合（吸収割合，absorbed fraction）である。

ところで，式(1) の U_S は，線源器官 S に取り込まれた放射性核種が，その後 50 年間にわたって当該器官内で合計何崩壊するかを表わしている。つまり，式(1) の意味するところは，つぎのようなことである。器官 T が 50 年間に受ける線量当量は，さまざまな器官に取り込まれたすべての放射性核種が放出するあらゆる放射線について，1崩壊あたり器官 T が受けるエネルギーに，50年間の全崩壊数を乗じて器官 T が受ける実効エネルギーの総計を求め，それを 1.6×10^{-10} の係数によって Sv 単位に換算したものである。

線源器官と標的器官の関係において上述のように線量評価を行なう方法論こそは，いわゆる MIRD 法が展開した方法論であり，この点がまた Publication 2 の単純な方法との決定的な相違点でもある。ただし，式(2) において線質係数 Q_i を考慮している点は MIRD 法には見られない点であり，吸収線量を評価することを基本に置いている MIRD 法と，線量当量を評価することを基本としている ICRP との相違点である。

ICRP Publication 2 では，線源器官＝標的器官であり，ある器官の線量は，その器官に取り込まれた放射性核種によってもたらされるものと仮定されていた。つまり，ガンマ線やエックス線などの透過性放射線が遠隔組織に与える線量の寄与は無視するという約束のもとで計算されていた。言いかえれば，T≒S の場合 $AF(\mathrm{T}\leftarrow\mathrm{S})=0$ としていたわけである。Publication 2 の人体モデルは，いわば“独立臓器モデル”とでも言うべきもので，個々の臓器には，線量評価に必要な質量と有効半径が与えられたが，それらの諸臓器が，意味のある相対的な位置関係を付与されて有機的に統一された全身像として組み立てられてはいなかった。それゆえ，臓器相互間の遠隔照射などは，評価の対象となりえなかったのである。

Publication 2 におけるもうひとつの特徴は，T＝S の場合の $AF(\mathrm{T}\leftarrow\mathrm{S})$ の評価にあたっては，臓器を有効半径 x(cm) をもった球形と仮定した上で，汚染核種はその中心に点線源として存在しているとしている点である。つまり，臓器内での absorbed fraction は，光子成分に対して $(1-e^{-\sigma x})$ で与えられていた。ここで，σ は，問題としている光子エネルギーに対する全吸収係数からコンプトン散乱係数をひいたもの（単位 $\mathrm{cm^{-1}}$）である。念のためつけ加えると，有効半径 x という概念は，上述の absorbed fraction を求めるためだけの目的で導入されているものであり，現実の臓器の寸法や質量とは別のものである。たとえば，肝臓は有効半径 10 cm，質量 1,700 g とされていたが，半径 10 cm の球の質量は，密度を 1(g/cm³) とすると約 4,200 g であり，整合性がとられていないことは明白である。

このように未成熟な方法論がとられていた Publication 2 に比して，Publication 30 における評価モデルは，はるかに現実に忠実なモデルとなっている。次節で概括するように，個々の器官は，球モデルよりは現実に近い形状が与えられた上で，それぞれが体系だった相対的位置関係を与えられて全身モデルとして組み上げられている。そして，ある臓器に沈着した放射性核種から放出される透過性放射線が，その臓器自身だけではなく，隣接および遠隔臓器に与える線量の寄与率も評価されている。加えて，式(2)の臓器質量 M_T は Publication 23 での詳細な検討結果に依拠し，物理的パラメータ Y_i, E_i も MIRD 法開発過程で精密化された方法で評価し，式(1) の U_S についても Compartmental Analysis を導入して，ややきめの細かい評価を試みている。

次節では，こうした Publication 30 の評価法の背景となった MIRD 法の概要について述べ，そのうえで，Publication 30 で採用されている方法との異同を検討する。

III MIRD 法の概要

言うまでもなく，MIRD 法とは，アメリカ核医学会に設けられた Medical Internal Radiation Dose Committee（略称 MIRD 委員会)によって刊行された一連のパンフレット（MIRD Pamphlets）に展開されている内部被曝線量評価法である。これまでに刊行された MIRD Pamphlets の著者と題名は次のとおりである。

① R. Loevinger, M. Berman, “生体内に分布した放射性核種のための吸収線量の計算方式”（MIRD パン

フレット No. 1, 1968年)。

② M.J. Berger, "点状等方線源からの光子の水中でのエネルギー沈着" (同 No. 2, 1968年)。

③ G.L. Brownell, W.H. Ellet, A.R. Reddy, "光子の線量評価のための吸収割合" (同 No. 3, 1968年)。

④ L.T. Dillman, "線量評価に用いる崩壊図および核定数" (同 No. 4, 1969年)。

⑤ W.S. Snyder, M.R. Ford, G.G. Warner, H.L. Fisher, Jr., "不均質ファントム内の諸臓器に均一に分布した光子放出線源の吸収割合の推定" (同 No. 5, 1969年)。

⑥ L.T. Dillman, "線量評価に用いる崩壊図および核定数" (同 No. 6, 1970年)。

⑦ M.J. Berger, "水および他の媒質中における電子線およびベータ線放出点線源の周囲における吸収線量の分布"(同 No.7, 1971年)。

⑧ W.H. Ellett, R.M. Humes, "光子放出核種を含む小さな体線源についての吸収割合" (同 No. 8, 1971年)。

⑨ K.A. Lathrop, R.E. Johnston, M. Blau, E.O. Rothschild, "^{75}Se-セレノメチオニンによる人間の被曝線量" (同 No. 9, 1972年)。

⑩ L.T. Dillman, F.C. Von der Lage, "線量評価に用いる崩壊図および核定数" (同 No. 10, 1975年)。

⑪ W.S. Snyder, M.R. Ford, G.G. Warner, S.B. Watson, "選択された放射性核種および臓器についての単位積算放射能あたりの吸収線量, S" (同 No. 11, 1975年)。

⑫ M. Berman, "吸収線量計算のための動態モデル" (同 No. 12, 1976年)。

MIRD 委員会は，線源器官 r_h 内に均等に分布している放射性核種からの，標的器官 r_k への平均吸収線量 $D(r_k \leftarrow r_h)$ を次式で与えている。すなわち，

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\tilde{A}_k}{m_k} \sum_i \Delta_i \phi_i (r_k \leftarrow r_h) \qquad (3)$$

この式を先の式(1)および(2)と対応させてみると，線源器官 r_h 内の放射能の時間積分値 $\tilde{A}_h$(μCi-h) は式(1)の U_S に相当し，標的器官の質量 m_k(g) は式(2)の M_T に対応し，吸収割合 $\phi_i(r_k \leftarrow r_h)$ は式(2)の $AF(T \leftarrow S)$ にほかならず，1 μCi-h あたりに放出されるエネルギー(g·rad/μCi-h, 1 g-rad は 100 erg) Δ_i は式(2)の $Y_i \cdot E_i$ の因子に対応している。つまり，上記式(3)は，線量の単位が rad と Sv の違いを除外すれば，用いている記号こそ異なるものの，前掲 (1)式と完全に対応しているのである。したがって以下の説明では，とくに必要のある場合を除いては，Publication 30 で用いられている記号法を利用することにする。

1. Y_i, E_i などの核データ

放射性核種の原子核崩壊に関するデータを精密化した点は，MIRD 法のひとつの特徴であり，その成果はそのまま Publication 30 に引き継がれている。

MIRD Pamphlet 4 は，①アルファ線の放出，②陰電子または陽電子の放出，③電子捕獲，④ガンマ線の内部変換，の場合について，放出放射線の強度とエネルギーを計算するコンピューター・コードを扱っている。このコードでは，ベータ線の平均エネルギーひとつをとっても，相当厳密な配慮が施されている。Publication 2 では，β^- 線の平均エネルギー E と最大エネルギー E_m との関係は，次の実験式で一括処理されていた。すなわち，

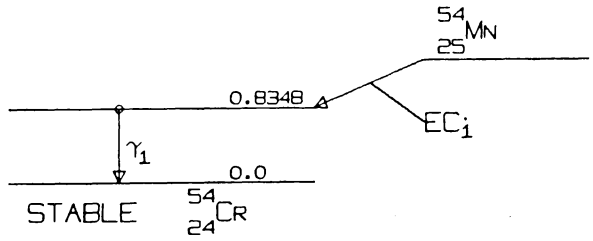
$$E = 0.33\, E_m \left(1 - \frac{\sqrt{Z}}{50}\right)\left(1 + \frac{\sqrt{E_m}}{4}\right)$$

ここで，Z は β^--放出核種の原子番号である。また，β^+ 線については，上式中の Z に関する補正項を除いた形で評価されていた。

しかし，MIRD Pamphlet 4 では，ベータ崩壊に伴う核のスピンとパリティの変化に応じて分類される許容転移，第一・第二禁止転移のそれぞれについてベータ線スペクトルの型を考慮し，核外電子によるスクリーニング効果の補正も施して平均エネルギーを算出している。

電子捕獲に際して放出される特性エックス線とオージェ電子についても，許容転移，第一・第二禁止転移のそれぞれの場合について，K, L, M 電子捕獲に付随する各放射線の強度とエネルギーが評価されるサブルーチンを開発している。同様に，ガンマ線の内部変換に伴う K, L, M 内部変換電子，特性エックス線，オージェ電子についても，内部変換比に関する実測データの有無に応じて柔軟に対処するルーチンが作られている。むろん，ガンマ線放射による転移に関して，電気的，磁気的多重極放射についてのデータが欠落しているような場合には，コンピュータ・コードはある仮定のもとで理論的な推定を行なう方法を採っているので，それなりの誤差を伴っていることは言うまでもないが，総じて，線量評価のための核定数は，相当に改良されたと見ることができよう。

一例として，MIRD Pamphlet 10 に収録されている ^{54}Mn (電子捕獲，半減期 312 日) についての計算結果を掲げる。崩壊図の下の入力データに対して，右側の出力



MANGANESE-54

ELECTRON CAPTURE DECAY

INPUT DATA

25 MANGANESE 54 HALF LIFE = 312. DAYS

DECAY MODE- ELECTRON CAPTURE

TRANSITION		MEAN NUMBER/ DISINTE-GRATION	TRAN-SITION ENERGY (MEV)	OTHER NUCLEAR DATA
ELECT CAPT	1	1.0000	0.5280	ALLOWED
GAMMA	1	1.0000	0.8348	E2, AK(T) = 0.000231

REF.- NUCLEAR DATA B3, NO. 5-6, APRIL 1970.

OUTPUT DATA

25 MANGANESE 54 HALF LIFE = 312. DAYS

DECAY MODE- ELECTRON CAPTURE

RADIATION		MEAN NUMBER/ DISINTE-GRATION n_i	MEAN ENERGY/ PAR-TICLE $\bar{E}_i$ (MeV)	EQUI-LIBRIUM DOSE CONSTANT Δ_i (g-rad/ μCi-h)
GAMMA	1	0.9997	0.8348	1.7777
K INT CON ELECT		0.0002	0.8288	0.0004
K ALPHA-1 X-RAY		0.1419	0.0054	0.0016
K ALPHA-2 X-RAY		0.0722	0.0054	0.0008
K BETA-1 X-RAY		0.0239	0.0059	0.0003
KLL AUGER ELECT		0.5388	0.0048	0.0055
KLX AUGER ELECT		0.1239	0.0053	0.0014
LMM AUGER ELECT		1.5071	0.0005	0.0016
MXY AUGER ELECT		3.1695	0.0000	0.0002

第1図 ^{54}Mn の核データ (MIRD パンフレット 10 より)

データがコンピュータから打ち出される。入力データは，この電子捕獲が許容転移 (allowed transition) であることを示し，続いて起こる γ 線放射が電気的四重極放射 (E 2) であり，理論的に推定された K 殻の内部変換比 (AK(T)) が 0.000231 であることを示している。これらの情報に依拠して計算された出力を見ると，一崩壊あたりガンマ線が0.9997(=1−0.000231)個放出され，残りは K 電子が内部変換で放出されること，続いて，K_{α_1}, K_{α_2} および K_{β_1} の特性エックス線と 4 種類のオージェ電子が放出されることがわかる。KLL AUGER ELECT とあるのは，K 殻の軌道電子が空位となったことに伴って L 殻から電子が遷移して放出されるはずだった特性エックス線のエネルギーが，L 殻の電子をオージェ効果で放出させた場合を意味している。最下行の MXY AUGER ELECT は，M 殻の空位に外側の X 殻から遷移して放射されるはずの特性エックス線のエネルギーを，より外側の Y 殻の電子がもらい受けてオージェ電子となったことを意味している。Publication 30 の計算のために使われた核壊変に関するデータの詳細は，まとめて別途刊行されることになっている。

2. 器官の質量，M_T

第 1 表に，MIRD Pamphlet 5, 同 11 および ICRP Publication 23 における各器官およびその内容物の質量を示す。

MIRD 法開発過程では，当初は，第 1 欄に示した値が採用されていたが，Pamphlet 11 では第 2 欄のように改訂されている。第 3 欄に掲げられている Publication 23 の Reference Man のデータとよく一致している。なお，MIRD Pamphlet 11 の小腸の欄が壁と内容物に分離されていないのは，理由のあることである。すなわち，小腸は，その末端部を除いては固定的な「標準位置 (standard position)」を持たないと考えられるため，ある領域だけを設定してその中では自由に動きうるものと仮定している。したがって，小腸は特定の形状を有するものとしては設定されておらず，次節で述べる光子の吸収割合の計算に当たっても，壁と内容物の区別というようなモデル設計を行なわなかったのである。

故 W.S. SNYDERらが**第 1 表**第 2 欄の臓器構成に基づいて計算結果をまとめた MIRD Pamphlet 11 は，基本的には，同じ研究者らによってまとめられた ORNL-5000 と同等のものである[5]。ただし，MIRD Pamphlet 11 では，結果は「1 μCi-h あたりの吸収線量 (rad)」で示されているのに対し，ORNL-5000 では，「1 μCi-day あたりの線量当量 (rem)」で示されている。いずれにしても，ICRP Publication 30 も，このモデルによって計算された数値に基礎を置いているのである。

第 1 表 器官および内容物の質量（単位：g）

器官		MIRD Pamphlet 5*1	MIRD Pamphlet 11	ICRP Publication 23
胃	壁	402	150	150
	内容物		246.9	250
小腸	壁	1,696	1,044	640
	内容物			400
大腸上部	壁	416	209.2	210
	内容物		200*2	220
大腸下部	壁	276	160.1	160
	内容物		136.8	135
膀胱	壁	509	45.3*3	45
	内容物		200	200
肺		999	999.2	1,000
胸腺		24.8	24.8	20
肝		1,833	1,809	1,800
腎		288	284.2	310
副腎		15.7	15.5	14
膵		61	60.27	100
脾		176	173.6	180
甲状腺		19.9	19.63	20
子宮		66	65.4	80
卵巣		8.8	8.268	11
精巣		38	37.08	35
骨		10,091	10,470	10,000
全身		70,036	69,880	70,000

*1 ICRP Publication 23 Appendix I の Table I.1 の "Phantom of MIRD 5" の欄に紹介されている数値は，肺と骨を除いては，密度 0.9869g/cm^3 の値を上表の数値に乗じた値になっている。
*2 ORNL-5000 では 220 となっている。
*3 ORNL-5000 では 45.13 となっている。

なお，ICRP の計算値は体重 70 kg のファントムに基づいており，その意味で日本人の体格とはかなり異なる可能性がある。しかしながら，Publication 30 が扱っている ALI や DAC の計算に関する限り，それをいわば日本人の reference man data に即して計算し直す必要性はほとんどないものと思われる。後節で言及するように，ALI や DAC は，ある人体模型を設定したうえで，胃腸管や肺などでの放射性核種の動態についても一定の kinetics を約束して導かれているものであり，体格差の補正を施さなければ無効となるような性格の数値ではない。ICRP Publication 2 が，すでに第 2 節で指摘したようなさまざまの不完全性をもちながらも，体内放射線

の線量限度に関する数値として大きな実績をあげてきたと考えられる事実に照してみれば，このことは明らかであろう。

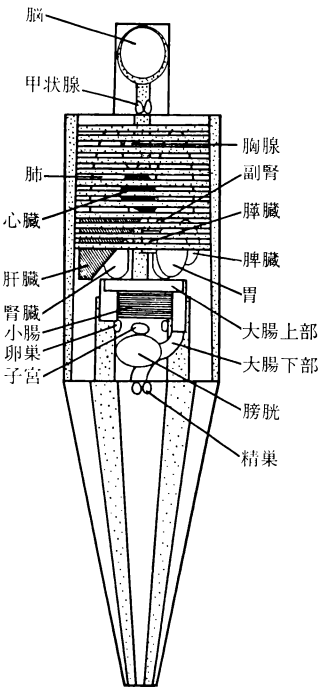
ただし，体内汚染を起こした特定の人間の内部被曝線量を評価する場合には，この限りではない。当該事例に即して体内での動態も実際上可能な限り追跡し，reference man との体格差も補正を施すことが望まれる。とくに，汚染核種の体内残留率の長寿命成分を追跡することは，線量評価の精度向上にとって重要であり，また，reference man との体質量の比を参考として臓器重量の推定精度を上げることも意味のあることである。

3. 吸収割合，AF(T←S)

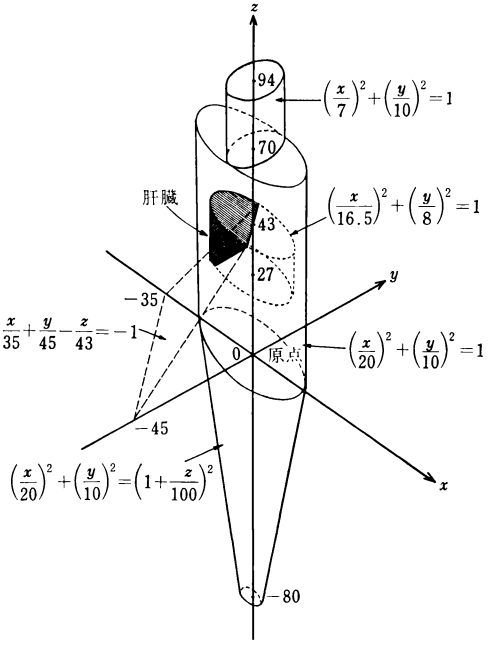
ある器官に取り込まれた放射性核種から放出された光子（ガンマ線，エックス線）や核分裂中性子のエネルギーが，どの臓器にどれだけの割合で吸収されるかを，コンピュータ内に設定した数学ファントムについての大規模なモンテ・カルロ計算を主要な方法論として求めたことは，MIRD 法の大きな特徴である。吸収割合（Absorbed fraction）の値をモンテ・カルロ法によって評価しようという試みは，W.H. Ellett らによって 1964 年に発表されたものであった。こうした計算が可能となった背景には，言うまでもなく，大型電子計算機による高速計算が実現してきたことが挙げられよう。

第2図は，MIRD 法で仮定されている数学ファントムの概念図を示したものであるが，**第1表**第2欄に示した各器官を，体幹部下面中心に原点を置く直交3次元座標系での不等式の組み合わせによって表現する方法をとっている。たとえば，頭は$(x/7)^2+(y/10)^2\leqq 1$，$70<z\leqq 94$，体幹部は $(x/20)^2+(y/10)^2\leqq 1$，$0\leqq z\leqq 70$，下肢は，$(x/20)^2+(y/10)^2\leqq(1+z/100)^2$，$-80\leqq z<0$ によって表わされ，**第3図**に見るように，肝臓は，$(x/16.5)^2+(y/3)^2\leqq 1$，$x/35+y/45-z/43\leqq -1$，$27\leqq z\leqq 43$ によって表現された(単位は cm)。すべての臓器がこの要領でコンピュータ内に設定された。

そして，肺・骨・他の臓器のそれぞれに対して**第2表**に示した元素組成が付与された。つぎには，いよいよ，体内のある器官から放出された光子の軌跡をモンテ・カルロ法によって確率過程として数学的にシミュレイトし，十分な数の数値実験を繰り返した結果として，どの器官にどれだけずつのエネルギーが吸収されたかを集計する。MIRD 法では，個々の器官内では放射性核種は均一に分布しているものとして，光子発生点は器官内にランダムに分布するように選んでいる。ある器官からランダムな方向に放出された光子は，光電効果，コンプトン散乱，電子対生成の過程を起こしながら，その光子が吸収されてしまうか，体外に出ていってしまうまで追跡される。この場合もちろん，各相互作用の起こる確率は，光



第2図 MIRD ファントムの臓器構成



第3図 MIRD法の数学ファントムにおける臓器の規定方法（頭部，体幹部，下肢および肝臓の例）

第2表　MIRD ファントムの元素構成(単位：g)

元素名	骨	肺	その他
水素	710	102	6,188
炭素	2,300	100	13,600
窒素	390	28	1,383
酸素	4,900	759	37,341
マグネシウム	11	0.074	8.926
リン	700	0.081	139.19
イオウ	17	2.3	130.7
カルシウム	1,000	0.070	0
塩素	14	2.7	83.3
カリウム	15	2.0	123
ナトリウム	32	1.9	76.1
鉄	0.81	0.37	3.72
亜鉛	0.48	0.011	1.909
ジルコニウム	0	0	0.47
ストロンチウム	0.32	5.9×10^{-5}	1.994×10^{-2}
ルビジウム	0	3.7×10^{-3}	0.336
鉛	0.11	4.1×10^{-4}	9.59×10^{-3}
合計	10,091	999	59,078

子が通過している器官の元素組成に応じて変化する。

このようにして，膀胱・脳・胃・小腸・大腸上部・大腸下部・腎臓・肝臓・肺・卵巣・膵臓・骨・脾臓・睾丸・甲状腺・全身のいずれかから放出された 0.010 MeV ～4.000 MeV の光子が，副腎・膀胱・胃・小腸・大腸上部・大腸下部・心臓・腎臓・肝臓・肺・骨髄・膵臓・肋骨・骨盤・脊椎・頭蓋・骨（全身）・皮膚（全身）・脾臓・甲状腺・子宮・軀幹部・脚部・頭部・全身などの標的器官に与えるエネルギーの割合が求められた。

MIRD 法では，光子成分以外の放射線については AF (T←S)＝0 として取り扱われるが，ICRP Publication 30 では，核分裂中性子に加えて，無機質骨や胃腸管の内容物の場合には，アルファ線や電子成分に対しても吸収割合の値を割り当てている。たとえば，梁骨表面に分布しているアルファ放射体からのアルファ線エネルギーは，“簡単な幾何学的論拠から”赤色骨髄に 0.5 の割合で吸収されると仮定される，など。総じて，光子以外の場合の AF(T←S) の値はいまだ改善の余地を含むものである。

MIRD Pamphlet 11 には，117 核種について，各線源器官に 1 μCi-h 存在した場合の種々の標的器官の吸収線量 (rad) が計算され，表示されている。たとえば，先に例示した ^{54}Mn が胃の内容物中に 1 μCi-h 存在したとき，肝臓が受ける吸収線量は 1.2×10^{-5} rad と計算されている。これは，どのようにして求められたか。**第1図**をみると光子成分は，エネルギー 0.8348 MeV のガンマ線のほか，特性エックス線が3本放出されている。しかし，これら特性エックス線のエネルギーは 5～6 keV の程度で，胃の内容物から放出されて肝臓に有意のエネルギー吸収を与えることはない。したがって，^{54}Mn の場合，実質的に問題となるのは，0.8348 MeV のガンマ線のみである。胃の内容物から放出された 0.8348 MeV のガンマ線が，平均して何 MeV のエネルギーを肝臓に与えるかを MIRD phantom について評価した結果は，ICRP Publication 23 の Appendix I の Table I. 2 を参照して求めることができる。この表には，AF (T←S) 自身ではなく，AF(T←S)/M_T すなわち標的器官1gあたりの吸収割合(比吸収割合，specific absorbed fraction) の形で表示されているが，0.5 MeV で 7.02×10^{-6}，1.0 MeV で 6.34×10^{-6} であるから，0.8348 MeV では 6.6×10^{-6} 程度と推算される。ゆえに，**第1図**の output data を参照して 1 μCi-h(＝1.332×10^{8} 崩壊) あたりの肝臓の吸収線量を計算すると，

$$0.9997\times0.8348\times6.6\times10^{-6}\times1.332\times10^{8}\times1.60\times10^{-6}\times1/100\simeq1.2\times10^{-5}\quad(\mathrm{rad}/\mu\mathrm{Ci\text{-}h})$$

を得る。同様の手続きによって，117 核種についての膨大な計算が実行されたわけである。

なお，標的器官が甲状腺や卵巣などのように小さい場合，モンテ・カルロ計算の誤差は相当に大きくなる。線源器官から放出された光子が，直接，あるいは散乱の過程で，そのような小さい標的器官を横切り，そこで相互作用を起こして2次電子にエネルギーを与えるチャンスは小さいから，数万個の光子の trajectories を追跡する数値実験の範囲では，統計的に十分安定な結果が得られないのである。そのような場合には，前述したような形での直接的な数値実験ではなく，吸収割合を，再生係数を導入した形で定式化しておいて，その再生係数をモンテ・カルロ法で評価するなどの方法が講じられているが，ここでは説明を割愛する。

4. 放射能の時間積分値，*Us*

MIRD Pamphlets の多くは AF (T←S) の評価に関連するものであるが，線量評価上の重要性からすれば，式(3)で $\tilde{A}_h$ と書かれていた cumulated activity (放射能の時間積分値)—ICRP Publication 30 では U_S と書かれている量—も決して軽んじられてはならない。むしろ，実際の線量評価では，この U_S をいかに精確に評価

しうるかが鍵を握っているといって過言ではない。U_S の評価をいい加減にしたのでは，AF(T←S) の精度の向上などはまったく無意味になってしまう。

MIRD Pamphlet 9 は，^{75}Se-セレノメチオニン投与例について比較的簡単な事例を扱っているが，compartmental analysis を駆使した本格的な考察は，Pamphlet 12 "Kinetic Models for Absorbed Dose Calculations" において Mones Berman (National Institute of Health) によって展開されている。

一般に，n 個のコンパートメントがあって，時刻 t においてコンパートメント i に存在する放射能を $F_i(t)$ とすると，

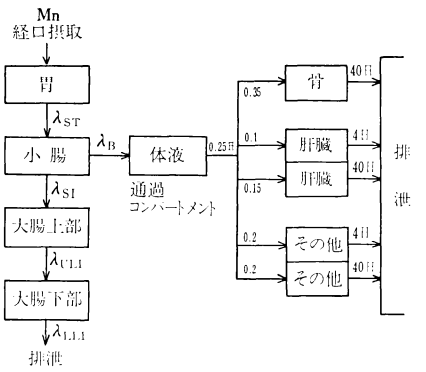
$$\frac{dF_i(t)}{dt}=g_{i1}F_1(t)+g_{i2}F_2(t)+\cdots-g_{ii}F_i(t)+\cdots+g_{in}F_n(t)+u_i(t)\quad(i=1,2,\cdots,n) \tag{4}$$

ここで，g_{ij} は，コンパートメント j にある放射能が単位時間あたりコンパートメント i に移行する割合であり，$u_i(t)$ は，コンパートメント i に（システムの）外部から単位時間あたりに投入される放射能を示している。また，g_{ii} は，コンパートメント i から失われる割合で，$\sum_{j=0}^{n} g_{ji}(j\neq i)$ を意味している（g_{0i} は系外へ持ち去られる割合）。一般に，g_{ij} は $F_i(t)$ や t の関数であり，きわめて複雑である。しかし g_{ij} が時間に依存しない定数の場合には，(4) は線形の連立微分方程式となって取り扱いは簡単になる。MIRD Pamphlet 12 ではこれらの場合について考察を加え，Appendix A～C で Compartmental Analyses の演習を展開している。

ところで，ICRP Publication 30 では，肺や胃腸管の場合について，コンパートメント・モデルにもとづく U_S の評価法を採用している。呼吸器系は 10 個のコンパートメントから構成され，胃腸管は，胃・小腸・大腸上部・大腸下部の四つの区分について，それぞれは単一のコンパートメントから成るものとして取り扱っている。

再び ^{54}Mn の経口摂取の場合を例にとって説明しよう。

Publication 30 の代謝データによると，通過コンパートメントに入った Mn のうち 0.35 は骨に移行して半減期 40 日で残留する。残りのうちの 0.1 と 0.15 は肝に移行してそれぞれ半減期 4 日および 40 日で残留し，また，0.4 が他のすべての器官および組織に均等に分布し，その半分ずつが 4 日と 40 日の半減期で残留する。**第 4 図**は，これらの様子をまとめたものである。Publication



第 4 図 Mn の代謝データ (ICRP Publication 30 による)

30 では，とくにコメントがない限り，体液からの消失速度は半減期 0.25 日と約束されている。また，小腸から体液に移行する速度 λ_B の値は，安定元素を経口摂取した後体液に達する割合 f_1 から，$\lambda_B=f_1\lambda_{SI}/(1-f_1)$ によって推定する。この式は $f_1=\lambda_B/(\lambda_B+\lambda_{SI})$ を解いたものである。さらに，λ_{ST}，λ_{SI}，λ_{ULI}，λ_{LLI} にはそれぞれ 24，6，1.8，1(day^{-1}) の値が割り当てられている。摂取した核種の壊変定数を λ_R とするとき，1 Bq の経口摂取に伴う胃腸管の各区分における U_S は，つぎのように計算されている。

胃：$1/(\lambda_{ST}+\lambda_R)$

小腸：$\lambda_{ST}/(\lambda_{ST}+\lambda_R)(\lambda_{SI}+\lambda_B+\lambda_R)$

大腸上部：$\lambda_{ST}\lambda_{SI}/(\lambda_{ST}+\lambda_R)(\lambda_{SI}+\lambda_B+\lambda_R)(\lambda_{ULI}+\lambda_R)$

大腸下部：$\lambda_{ST}\lambda_{SI}\lambda_{ULI}/(\lambda_{ST}+\lambda_R)(\lambda_{SI}+\lambda_B+\lambda_R)(\lambda_{ULI}+\lambda_R)(\lambda_{LLI}+\lambda_R)$

経口投与された 1 Bq の放射能のうち，胃腸管から通過コンパートメントに移行する放射能を R_{TC} と表わせば，$R_{TC}=\lambda_{ST}\lambda_B/(\lambda_{ST}+\lambda_R)(\lambda_{SI}+\lambda_B+\lambda_R)$ で与えられるから，通過コンパートメントから骨や肝臓などのコンパートメントに移行する割合を f，そのコンパートメントからの生物学的な排出速度を λ_b で表わすと，当該コンパートメントにおける U_S は次式で評価できる。

$$U_S=\int_0^{50y} R_{TC}\cdot f\cdot e^{-(\lambda_b+\lambda_R)t}\,dt$$
$$=\lambda_{ST}\lambda_B f/(\lambda_{ST}+\lambda_R)(\lambda_{SI}+\lambda_R+\lambda_R)(\lambda_b+\lambda_R)$$

これによって，各コンパートメントにおける U_S を計算してみると，1 Bq の経口摂取に伴って，胃で 3.6×10^3，小腸で 1.3×10^4，大腸上部で 4.3×10^4，大腸下部で 7.7×10^4，通過コンパートメントで 3.1×10^3，骨で 1.5×10^5，肝臓の第 1 コンパートメントで 4.9×10^3，第

2コンパートメントで 6.6×10^4，その他の組織の第1コンパートメントで 9.8×10^3，第2コンパートメントで 8.8×10^4 となる。

U_S が求まれば，あとは式(1)によって，必要な器官の預託線量当量を求め，確率的影響と非確率的影響のそれぞれについて検討を加える手順となる。

IV おわりに

ALI や DAC の導出には，体内での放射性核種の動態に関する少なからぬ仮定（約束）が用いられている。その意味では，計算結果の数値に過度に拘泥することはあまり意味がない。しかし，基本的には，体内放射性核種の物理的・化学的・生物学的挙動について，より現実を正確に反映したモデルに基礎を置いて線量限度体系が組み立てられることが望ましい。その点，ICRP Publication 30 は，本稿で解説を加えたような一定の前進を反映したものであり，今後とも広い専門分野の研究者の共同によっていっそう改良されることが期待される。

参考文献

1) ICRP Publication 2, Permissible dose for internal Radiation (1959), Pergamon Press.
2) ICRP Publication 30 Part 1, Limits for intakes of radionuclides by workers (1979), Pergamon Press.
3) 安斎育郎；MIRD 法と内部被曝線量評価，保健物理，**10**, 40 (1975).
4) 安斎育郎；MIRD 法による内部被曝線量の評価，日本放射線技術学会雑誌，**36**, 209 (1980).
5) W.S. SNYDER, M.R. FORD, G.G. WARNER and S.B. WATSON; A tabulation of dose equivalent per microcurie-day for source and target organs of an adult for various radionuclides (ORNL-5000) (1974).