解 説

数 値 シ ミ ュ レ ー シ ョ ン を 用 い た
外 部 被 曝 線 量 計 算

(日本原子力研究所) 山 口 恭 弘

近年、放射線防護の分野においても、数値シミュレーション技術を用いた被曝線量計算が盛んに行われている。計算された線量換算係数は、人体の被曝線量評価や線量測定器の校正に利用されている。したがって、数値シミュレーション技術は、現在の放射線防護を支える重要な技術の一つとなっている。本稿では、数値シミュレーションと線量評価の関係、線量の計算方法等について述べ、これに関係した最近の話題として、ICRP 1990年勧告が与えた線量評価上の影響について紹介する。

I. は じ め に

数値シミュレーション技術は、放射線防護の分野においても被曝線量計算等に大いに活用されている。作業員や公衆の被曝限度は、各組織・臓器の線量や臓器線量のリスク荷重和で定められているが、これらの線量を直接測定することは極めて困難である。したがって、放射能や放射線場の情報といった測定可能な量から人体の被曝線量を計算によって求めている。この計算では、測定可能な量と被曝線量を関係付ける線量換算係数が重要な役割を果たしており、そのほとんどが数値シミュレーションを用いた被曝線量計算によって求められている。したがって、数値シミュレーション技術は、現在の放射線防護を支える重要な技術の一つとなっている。

被曝線量計算では、人体を数学的に記述した模型に関して線源から各組織・臓器までの放射線輸送シミュレーションを行い、各部の線量を求める。この放射線輸送シミュレーションには、現在ではもっぱらモンテカルロ法が用いられている。

本稿では、外部被曝の問題に関し、数値シミュレーションと被曝線量評価の関係、線量の計算方法を概説するとともに、被曝線量計算に関する最近の話題を紹介する。

II. 外 部 被 曝 放 射 線 防 護 に
用 い ら れ る 線 量

外部放射線被曝の防護に用いられる線量は、被曝限度を定めるための線量と、それを計測するために定義された線量に大別できる。前者は、日常的に測定することが困難な量であるために、これに関連付けられる計測のための線量として後者が導入された。本章では、これら2種類の線量の概要と数値シミュレーションとの関連について述べる。

1. 被 曝 限 度 を 定 め る 線 量

我が国の放射線防護関連の法令は、国際放射線防護委員会(ICRP)勧告に基づき制定されている。平成元年4月1日に全面的に改正された現在の法令は、ICRP 1977年勧告⁽¹⁾に基づき、放射線作業員の被曝限度を組織線量当量および実効線量当量の年限度値として規制している。組織線量当量 H_T は、組織の吸収線量(放射線が単位質量当りの組織に与えるエネルギー)を基に次式で計算される。

$$H_T = D_T Q_T \quad (\text{Sv}) \quad (1)$$

ここで、 D_T : 組織・臓器 T の平均吸収線量 (Gy)

Q_T : 組織・臓器 T における平均線質係数

External Dose Calculation Using Computer Simulation : Yasuhiro YAMAGUCHI.

(1994年 4月4日 受理)

Q_T は、放射線の種類やエネルギー(線質)の違いによる効果を修正するための係数である。実効線量当量 H_E は、各組織・臓器の H_T から次式で計算される。

$$H_E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Sv}) \quad (2)$$

ここで、 w_T ：組織・臓器 T の組織荷重係数(発ガンや遺伝的な影響のような確率的な影響に関し、人体全体のリスクに対する組織・臓器 T のリスクの割合)

H_E の評価は、人体の各部に位置する多数の組織・臓器を対象としており、この中には骨表面や赤色骨髄のようにほぼ全身に分布している組織が含まれる。したがって、 H_E を実験で評価することは実質的に不可能であるため、数値シミュレーションを用いた計算が行われている。現在は、光子(X・γ線)および中性子に対する計算結果が表にまとめられている⁽²⁾。これらの計算では、人体の各組織・臓器の形状を数学的に表現した人体模型と、モンテカルロ法による放射線輸送シミュレーション技術とが用いられている。

2. 計測のための線量

国際放射線単位測定委員会(ICRU)⁽³⁾は、放射線防護を目的とする外部被曝線量測定のために、周辺線量当量 $H^*(d)$ 、方向性線量当量 $H'(d)$ 、個人線量当量 $H_p(d)$ の3種類の量を提案している。これらは、前述の組織線量当量や実効線量当量を過小または極端に過大評価しない量として定義されたもので、この辺りの事情は村上ら⁽⁴⁾が詳しく解説しているので参照されたい。本節では、光子や中性子のような透過性の放射線の線量計測に用いられる $H^*(d=10\text{ mm})$ について述べる。我が国では1センチメートル線量当量という量が使われているが、これは $H^*(10)$ と同一の量である。

$H^*(10)$ は、人体を軟組織等価の直径30 cmの球(ICRU球)に見なし、これに平行放射線ビームが入射するときの主軸上深さ10 mmにおける線量当量と定義され(第1図)、次式で表わされる。

$$H^*(10) = D^*(10) Q(10) \quad (\text{Sv}) \quad (3)$$

ここで、 $D^*(10)$ ：ICRU球の主軸上深さ10 mmにおける吸収線量(Gy)

第1図 周辺線量当量 $H^*(10)$ の定義
 $H^*(10)$ はP点における線量当量

$Q(10)$ ：ICRU球の主軸上深さ10 mmにおける平均の線質係数

$H^*(10)$ は、測定のために導入された量であるが、実験で測定された例は少なく、それもほとんどが光子に関する実験である。したがって、現在は数値シミュレーションによって計算された光子および中性子に対する $H^*(10)$ が表にまとめられ⁽²⁾、放射線のサーベイメータやモニタの校正に換算係数として用いられている。ここで強調しなくてはならない点は、 $H^*(10)$ や1センチメートル線量当量で目盛られたこれらの測定器でも、校正の段階で計算で求めた換算係数が用いられていることである。

III. 線量計算に用いられる人体模型

数値シミュレーションを用いて線量を計算するためには、放射線被曝を受ける対象をモデル化して放射線輸送シミュレーションの体系に組み入れる必要がある。本章では、前章で述べた各線量の計算に用いられる人体模型について述べる。

1. 数学人体模型

人体の被曝線量を計算する際の重要な点は、被曝する対象をいかに実際の人体に近いものにモデル化し、それに代表性を持たせるかである。モデル化においては、人体の放射線被曝状況を精密に模擬するために、各組織・臓器の形状や元素組成を許容される範囲内で近似する必要がある。ICRPは、広範な人体の解剖学的データを収集し、これに基づきICRP標準人⁽⁵⁾と呼ばれるものを定義した。組織線量当量や実効線量当量の計算には、このICRP標準人のデータに基づいて設計

された数学人体模型(数学ファントム)が用いられている。数学人体模型の一例を第2図に示す。この模型は、人体の外形や被曝評価上対象となる組織・臓器が、球、楕円体、楕円錐等の単純な幾何形状体の組合せでモデル化されている。

第2図 人体の被曝線量計算に用いられる
数学人体模型の例

この数学人体模型の一つの特徴は、体格が西洋人男性であるが、同時に女性の器官(卵巣、子宮、乳房)が組み込まれている点である。もう一つの特徴は、人体組織を元素組成と密度の異なる3種類の組織(骨組織、肺組織、その他の軟組織)で近似している点である。骨組織は、皮質骨、梁骨、骨髓等が均一に混合している。しかし、実効線量当量の計算には、骨表面および赤色骨髓の線量をおのの求めなくてはならないので、これらを別々に計算する工夫が必要である。

以上述べた数学人体模型の原型は、1960年代に行われた内部被曝線量の計算に用いられたMIRD-5⁽⁶⁾と呼ばれる模型である。その後、この模型は用途に応じて改良され、様々な形状のものが生み出された。現在、胴体部から腕を分離させ

たもの⁽⁷⁾、年齢に応じて大きさを変えたもの⁽⁸⁾、男女別々の大きさにしたもの⁽⁹⁾などが用いられている。しかし、これらの模型の形状は現実の人体とはまだかけ離れており、また骨組織のモデルにも不完全な点が残されている。

そこで、これらの問題を解決するために、人体のCT画像を基に小さな立方体(voxel)の集合体として各組織・臓器を表現したより精密な人体模型が考案された。この類の模型として、生後8週の乳児および7歳児の死体のCT画像に基づくものが設計され⁽¹⁰⁾、光子外部被曝線量計算に用いられている。今後は、この手法を用いた種々の標準的な人体模型の開発が望まれる。

2. 単純な形状の人体模型

計測のための線量の計算には、人体を極端に単純な形状にモデル化した模型が用いられている。この種の模型は、線量計の校正や性能試験に必要な情報を得ることを目的としているため、内臓や骨格は定義されておらず、軟組織等価の均一な物質で近似されている。この模型の代表的なものは、先にあげたICRU球である。エリアモニタリング用に定義されている周辺線量当量 $H^*(d)$ および方向性線量当量 $H'(d)$ の評価に用いられる換算係数は、このICRU球を用いて計算されている。

個人モニタリングに用いられる個人線量当量 $H_p(d)$ は、“人体のある位置の深さ d における軟組織の線量当量”と定義されており、評価位置に依存する量である。光子用個人線量計の多くは、現在アクリル樹脂板上で校正されている。そこで、ICRU球と同組成の板状人体模型(30×30×15cm)を用いて光子に対する $H_p(d)$ が計算された。ICRU⁽¹¹⁾は、この換算係数を光子用個人線量計の校正に用いるよう提案している。しかし、その他の放射線に対する確定した人体模型は未だ決まっていない。

IV. 放射線輸送シミュレーション と線量計算

人体模型を用いて線量計算を行うためには、放射線の発生源から各組織・臓器あるいは線量評価

点までの放射線輸送シミュレーションを行い、その場所に与えられるエネルギーを求めなくてはならない。ここで重要な点は、放射線の体内での実際の物理現象を模擬するように、放射線輸送およびエネルギー付与の過程を取り扱うことである。この放射線輸送およびエネルギー付与の計算には、現在ではもっぱらモンテカルロ法が用いられている。この理由は、数学人体模型が3次元の複雑な形状であるに加えて、計算機の演算速度が飛躍的に上がったことである。モンテカルロ法を用いた線量計算コードには、人体模型の形状等をプログラム中に書き込んだ専用コードと、汎用の放射線輸送計算コードを利用するものがある。

1. モンテカルロ法による放射線輸送シミュレーションの概要

モンテカルロ法では、1個の放射線の発生から物質に吸収されて消滅するか体系の外に逃げていくまでの一生(ヒストリー)を追跡する。追跡の過程で必要な情報(飛程、相互作用の種類、散乱角度等)は、乱数を用いたサンプリングで決定される。光子の追跡で考慮される相互作用は、光電効果、電子対生成、コンプトン散乱、コヒーレント散乱である。また、中性子の追跡では、弾性散乱、非弾性散乱、放射捕獲および (n, p) 、 (n, α) 等の吸収反応である。これらの相互作用の発生確率は、断面積データとしてプログラムに読み込まれ、事象のサンプリングのための基本情報として使用される。

放射線が人体組織等に与えるエネルギーを計算するためには、相互作用の結果発生する荷電粒子の運動エネルギーを求めなくてはならない。モンテカルロ法では、このような物理量は、多数の放射線の追跡の結果の期待値として評価される。したがって、物理量の評価精度を上げようすると膨大な数の放射線の追跡が必要となり、計算時間もかなりなものになる。

2. 人体の被曝線量計算

人体の被曝線量計算の基になる量は、組織・臓器の平均吸収線量 D_T である。これは、放射線がその組織に与えたエネルギーの総量をその質量で除した量である。光子および中性子は間接電離放

射線であるので、組織の原子や原子核との相互作用の結果発生した電子や荷電粒子がエネルギー付与に寄与する。したがって、 D_T を正確に評価しようとする、この電子や荷電粒子の組織中での移動をも追跡しなくてはならない。しかし、現在広く使用されている放射線輸送計算コードのほとんどは、この機能を有していない。そこで、“カーマ近似”と呼ばれる手法が広く用いられる。カーマ近似は、発生した電子や荷電粒子が発生場所で全エネルギーを物質に付与すると仮定する。この手法は、数MeV以下の光子や20MeV以下の中性子を扱う場合に良い近似を与える。中性子が物質中を移動するときには、その途中で放射捕獲や非弾性散乱の結果 γ 線が発生する。したがって、中性子に対する線量計算では、この γ 線の輸送シミュレーションも行い、これからの線量寄与分を加える必要がある。

(1)式に示すように、組織線量当量 H_T は、上で計算される D_T と平均線質係数 Q_T の積である。 Q_T は、放射線の水中での線エネルギー付与 L (単位長さ当りに失うエネルギー)の関数として定義される線質係数 Q の対象組織にわたる平均値である。光子に対しては、通常 $Q_T=1$ としているが、中性子に関してはエネルギーと対象とする臓器に依存し約3~13の値をとる。以上のように H_T が求まれば、(2)式を用いて実効線量当量 H_E は計算される。

3. 人体模型中の特定の点における線量の計算

ICRU球や板状人体模型に対しては、模型中の特定の点における線量が計算される。この場合も、前節で述べた線量計算と同様に、放射線輸送シミュレーションによって求めたエネルギー付与量から線量が計算される。例えば、ICRU球の場合は線量評価点に小さな球の領域を設定して、この領域に付与されたエネルギーをこの領域の質量で除して線量を計算している。

4. 汎用放射線輸送計算コード

以下に、被曝線量計算に用いられている代表的な汎用モンテカルロ計算コードを示す。これらの

ほとんどは、放射線遮蔽計算用に開発されたものであり、人体の被曝線量計算は一つの応用と考えてよい。

中性子・光子の輸送計算コードとして、エネルギーを多群近似で扱う MORSE-CG⁽¹²⁾ が長年使われてきた。最近、エネルギーを連続的に扱う MCNP⁽¹³⁾ が広く使われており、標準的な計算コードとなっている。1991年に公開された Version 4 からは電子の輸送も考慮されるようになった。

電子・光子の輸送計算コードでは、EGS4⁽¹⁴⁾等が使われている。EGS4は電子の飛跡を追跡することができるので、光子に対してもカーマ近似を用いることなく正確な吸収線量が計算できるという特徴がある。

V. 線量計算に関する最近の話題と今後の課題

1. ICRP 1990年勧告の影響

ICRP は、1990年に採択した勧告⁽¹⁵⁾の中で放射線防護に用いる線量の定義を大幅に変更した。変更の概要は以下の通りである。

- (1) 放射線荷重係数 w_R の導入と等価線量 H_T の定義

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{Sv}) \quad (4)$$

w_R は平均線質係数 Q_T に替わる修正係数で、線量の評価位置ではなく人体に入射する放射線の種類とエネルギーに関して一義的に与えられる。したがって今後、人体の組織・臓器の被曝量は、等価線量で表わされることになる。

- (2) 実効線量当量 H_E から実効線量 E への変更と組織荷重係数 w_T の変更

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Sv}) \quad (5)$$

この H_T は従来の線量当量ではなく等価線量であるので、単なる名称の簡略化ではない。また、 E の評価対象となる組織・臓器の数が大幅に増やされ、 w_T の値も変更された(第1表)。

- (3) Q - L 関係の変更

線量の計測では、従来と同様に線量当量 H が使われるが、 H の計算に用いる線質係数 Q の値

第1表 実効線量当量 H_E および実効線量 E の計算に用いる組織荷重係数 w_T

組織荷重係数 w_T	実効線量当量 (ICRP Publ. 26)	実効線量 (ICRP Publ. 60)
生殖腺	0.25	0.20
骨髓 (赤色)	0.12	0.12
結腸		0.12
肺	0.12	0.12
胃		0.12
膀胱		0.05
乳房	0.15	0.05
肝臓		0.05
食道		0.05
甲状腺	0.03	0.05
皮膚		0.01
骨表面	0.03	0.01
残りの組織・臓器	0.30	0.05

(Q - L 関係式)が変更された。

以上の変更は、そのまま受け入れられた訳ではなく、変更内容に対する批判や意見⁽¹⁶⁾、修正案⁽¹⁷⁾が出され、議論は現在でも続いている。以下に、定義の変更前後で線量の値がどの程度変わるか見てみる。

光子入射に対する H_E と E の比較を第3図⁽¹⁸⁾に示す。新定義に基づく E は、従来の H_E よりいずれの入射方向に対しても小さな値となる。中性子入射に対する同様の比較を第4図⁽¹⁹⁾に示す。

AP: 前方入射, PA: 後方入射, LAT: 右側方入射

第3図 光子に対する H_E と E との比較⁽¹⁸⁾

AP:前方入射, PA:後方入射, LAT:右側方入射

第4図 中性子に対する H_E と E との比較⁽¹⁹⁾

1 MeV以下では E の方が、それより高いエネルギーでは H_E の方がそれぞれ大きくなる。計測のための線量についての例として、中性子入射に対する周辺線量当量 $H^*(10)$ の比較を第5図に示す。10 MeV以下では、新定義に基づく値が大きくなる。しかし、光子については Q の値の実質的な変更はなかったため、 $H^*(10)$ の値の違いはない。

第5図 新旧定義に基づく中性子に対する $H^*(10)$ の比較⁽²⁾⁽²⁰⁾

2. 線量の再計算等に関する活動

前節で述べたように、ICRP 1990年勧告が与えた線量評価上の影響は大きい。そこで、ICRPとICRUは合同タスクグループを設け、新定義に基づく線量計算データを収集・評価するとともに、外部被曝線量評価の基礎データ集であるICRP Publ. 51⁽²⁾の改訂作業を行なっている。我が国でも、日本保健物理学会に「ICRP新勧告検討委員

会」が設けられ、勧告の国内法令への取入れに関する問題点の検討が行われているが、この中で線量評価上の影響についても議論されている。

3. 今後の課題

外部被曝線量計算に関し、二つの今後の課題があげられる。一つの課題は、線量計算の高精度化である。放射線防護は、人体の適切な放射線影響評価に基づいて実施されなければならない。このためには、放射線影響評価の基本量である人体組織線量の正確な把握が不可欠である。したがって、第Ⅲ章で述べたようなより精密な人体模型を用いた線量計算を実施する必要がある。もう一つの課題は、高エネルギー放射線に対する線量評価手法の充実である。これまで述べてきた線量計算は、放射性核種、原子炉等から発生する比較的エネルギーの低い放射線を対象としている。近年、宇宙開発や高エネルギー加速器の建設が進められる中で、10 MeV以上の光子、20 MeV以上の中性子およびその他の高エネルギー荷電粒子に対する放射線防護の問題が浮び上がってきた。これら高エネルギー放射線に対する信頼度の高い線量換算係数がないことはもとより、第Ⅱ章で述べた線量概念がそのまま適用できるという保証もない。したがって、今後これらに関する検討が望まれる。

VI. おわりに

本稿では、放射線防護における線量評価と数値

シミュレーションの関係を外部被曝について述べた。放射線の被曝線量評価の点では、被曝による影響を的確に表わすことができる線量を決め、それを適切に計測できる体系を確立することが理想である。ICRP 勧告はこの理想に近づくために、これまでに様々な線量を提案し、一方ではそれらを計測するための努力がされてきた。それが、正に X 線発見以来の放射線防護における線量計測学(ドシメトリー)の歴史であったといえる。被曝線量の評価体系が複雑になるにつれ、数値シミュレーションによる被曝線量計算の役割はますます重要になるものと考えられる。

— 参 考 文 献 —

- (1) ICRP : *ICRP Publ.* 26, (1977).
- (2) ICRP : *ICRP Publ.* 51, (1988).
- (3) ICRU : *ICRU Rep.* 39, (1985).
- (4) 村上博幸, 南賢太郎 : 原子力誌, **33**(8), 747 (1991).
- (5) ICRP : *ICRP Publ.* 23, (1975).
- (6) SNYDER, W. S., *et al.* : *J. Nucl. Med., Suppl.*, **10**(3), (1969).
- (7) 山口恭弘 : 保健物理, **27**(2), 143, (1992).
- (8) CRISTY, M. : *NUREG/CR-1159*, (1980).
- (9) KRAMER, R., *et al.* : *GSF Bericht S-885*, (1982).
- (10) ZANKL, M., *et al.* : *Radiat. Environ. Biophys.*, **27**, 153 (1988).
- (11) ICRU : *ICRU Rep.* 47, (1992).
- (12) EMMET, M. B. : *ORN-4972*, (1975).
- (13) BRIESMEISTER, J. F. (ed.) : *LA-7396-M*, Rev. 2, (1986).
- (14) NELSON, W. R., *et al.* : *SLAC-265*, (1985).
- (15) ICRP : *ICRP Publ.* 60, (1991).
- (16) ROSSI, H. H. : *Health Phys.*, **63**(3), 341 (1992).
- (17) JAHR, R., SIEVERT, B. R. L. : *Radiat. Prot. Dosim.*, **35**(4), 271 (1991).
- (18) 山口恭弘 : *Radioisotopes*, **40**(11), 459 (1991).
- (19) YAMAGUCHI, Y. : *ibid.*, **42**(1), 35 (1993).
- (20) LEUTHOLD, G., *et al.* : *Radiat. Prot. Dosim.*, **40**(2), 77 (1992).

アドバンスト センサ ハンドブック

高橋 清・佐々木昭夫共編 B5・784頁 定価39140円
本書は、センサに関する最近の数多くの研究会や企業の研究開発動向を踏まえたうえで、これら最先端センサの原理・製作技術、さらに応用までを、第一線の研究者100余名が、詳細かつわかりやすく解説したものである。近未来技術の芽も含め、従来のセンサの基礎的知識も簡素にまとめてあり、実際に役立つ内容を意図している。ハイテク・センサについての知識の宝庫として、センサの研究開発、さらに応用に携わる研究者・技術者にとって必携の書である。

〔主要目次〕

1章 センサ基礎論 2章 光波センシング 3章 電子波センシング 4章 バイオ・化学センシング 5章 マイクロマシンセンサ 6章 高機能化センサ材料 7章 多機能・集積化センサ 8章 センサとエフェクタ 9章 センサのインテリジェント化 10章 インテリジェントセンシング応用 11章 極限センシング 12章 生体センシング

新物理学シリーズ 26 放射線計測

加藤貞幸著 A5変・224頁 定価3399円
放射線や放射性同位体等、放射線物理の基礎を説明した後、原子炉や各種加速器について平易に述べ、放射線検出器、放射線と物質との相互作用、測定データの処理、放射線遮蔽等を具体的に解説する。

粒子線検出器

K. クラインクネヒト著 高橋嘉石・吉城 肇共訳
A5・224頁 定価7107円

高エネルギー粒子線の検出器について、最近の進歩も含め、測定物理量別に章をおこして丁寧に解説。

アドバンストエレクトロニクスシリーズ I-7 マイクログラビティ

石川正道・日比谷孟俊共編 A5・328頁 定価6386円
微小重力実験について本格的に解説した貴重な成書。マイクログラビティ科学の基礎から、各種実験装置と方法、半導体や金属・超伝導材料などの材料科学、流体科学の領域における各種実験の成果を詳説。

〒102 東京都千代田区九段南 4-3-12

培風館

TEL (03) 3262-5256 振替 00140-7-44725