

ICRP 2007年基本勧告に基づく 外部被ばく線量換算係数の計算

Calculation of Dose Conversion Coefficients against External Radiation Based on the ICRP 2007 Recommendations

(独)日本原子力研究開発機構 原子力基礎工学研究部門
環境・放射線工学ユニット 放射線防護研究グループ
遠藤 章

国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射線防護に関する新しい基本勧告が、2007年に公表された。この勧告は、今後、国際的な放射線防護基準等へ取り込まれるが、そのために必要となる新しい線量評価モデルに基づいた外部被ばく線量換算係数の計算が、ICRP第2専門委員会のタスクグループDOCALにおいて進められている。本稿では、2007年勧告で線量評価について見直された点の概要、それに基づく線量換算係数の計算に関する全体計画を紹介する。その後、筆者らのグループが、日本で開発されている粒子・重イオン輸送計算コードPHITSを用いて進めている計算の進捗及び今後の予定を述べる。

1. はじめに

放射線防護の方策の基本的な考え方を示す国際放射線防護委員会ICRP (International Commission on Radiological Protection) の新しい基本勧告¹⁾が、2007年に公表された(以下、“2007年勧告”と記す)。ICRPの基本勧告は、放射線防護に関する学術研究の最新の成果を取り込みつつ見直されるもので、今回の勧告は、前回の1990年勧告²⁾から17年ぶりとなる。

現在、日本を含む多くの国において、放射線防護に係る法令や基準値は、1990年勧告に基づいて定められている。そして2007年勧告を受けて、これを放射線防護体系に反映させるための検討が、各所で始まっている。国際的にも、国際原子力機関 (IAEA) が放射線安全に関する国際基本安全基準BSS (Basic Safety Standards) の見直しを進めるなど、2007年勧告の取り入れに関する議論は、今後、ますます活発になると思われる。

ICRPは、2007年勧告の中で、放射線防護

に用いられる線量について、いくつかの見直しを行った。そのため、勧告の取り入れにあたっては、新たに提案された線量評価モデルに基づいた線量評価用のデータが必要になる。ICRPは、これらのデータの整備を、第2専門委員会に設置しているふたつのタスクグループDOCAL及びINDOSで進めている。この中で筆者らは、DOCALの活動の一環として、日本で開発されている粒子・重イオン輸送計算コードPHITS^{3),4)} (Particle and Heavy Ion Transport code System) を用いて、種々の放射線について、体外からの照射による被ばく (外部被ばく) に対する線量換算係数の計算を担当している。

本稿では、2007年勧告における線量評価に係る変更点を述べた後、新しい外部被ばく線量換算係数の計算について、全体計画、進捗状況及び今後の予定を紹介する。

2. 放射線防護における線量体系と計算シミュレーションの役割

2.1 線量体系

図1に、外部被ばくによる人体の被ばく線量を評価するために用いられている諸量の関係を示す。これらは、人体内の臓器・組織の吸収線量等の物理量を基本とし、等価線量及び実効線量の“防護量”、周辺線量当量等の“実用量”に大別される。

放射線防護における線量評価の目的は、放射線被ばくによるリスクの推定である。このために使われる“防護量”は、1990年勧告²⁾で提案された実効線量 $E(Sv)$ が現在使われている。

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (1)$$

実効線量は、放射線Rのエネルギー付与による臓器Tの吸収線量 $D_{T,R}(Gy)$ に、放射線の種類やエネルギーに応じた生物学的効果を反映した重み付けをする放射線荷重係数 w_R を乗じて得られる等価線量 $H_T(Sv)$ に、臓器の放射線感受性を考慮した組織荷重係数 w_T を掛け、これらを全身の臓器について合算し評価される。これにより、様々な種類の放射線

の被ばくによる全身のリスクを、ひとつの指標で表現することができる。ICRPは、2007年勧告でも実効線量を継続して使用することとしたが、1990年勧告以降の研究成果を踏まえ、いくつかの点で見直しを行った。それらについては、3節で述べる。

一方の“実用量”は、上で述べた防護量を放射線測定によって評価するために使われる量である。式(1)で定義された等価線量や実効線量は、人体内の線量のため、線量計等を用いて直接測定することができない。そこで、線量計により測定ができ、かつ、防護量を合理的に評価できる“実用量”が考案された。

実用量には、放射線場のモニタリングに用いられる周辺線量当量、方向性線量当量、個人のモニタリングに用いられる個人線量当量がある。これらは、人体組織と等価な物質でできた球や平板中で、全身や皮膚といったモニタリング対象に応じて定められた深さにおける吸収線量 $D(Gy)$ に、その点において、エネルギー付与に寄与する荷電粒子の線質係数 $Q(L)$ を乗じた線量当量 $H(Sv)$ として定義される。 $Q(L)$ は、水中での荷電粒子の線エネルギー付与LET (Linear Energy Transfer)

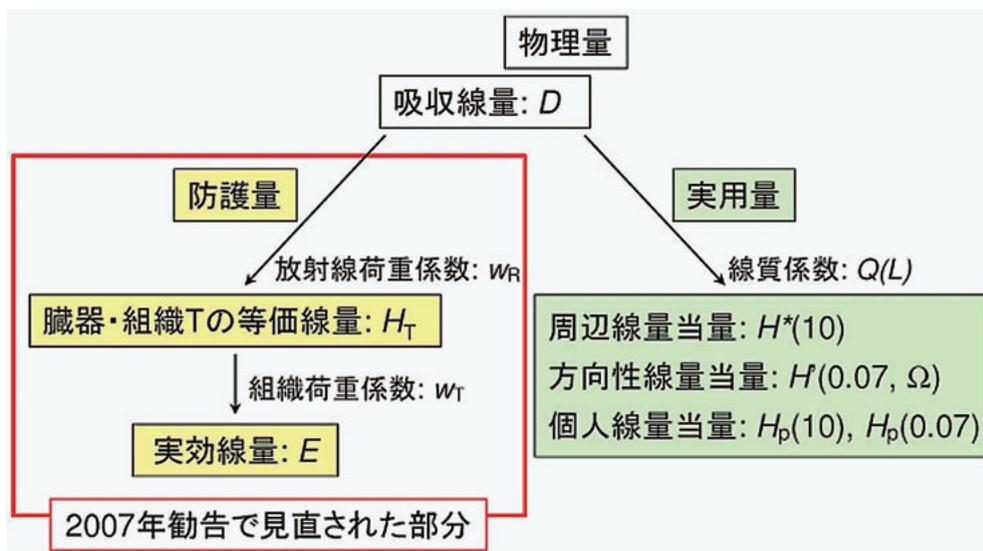


図1 放射線防護に用いる諸量の関係
ICRP Publication 103¹⁾ Fig.B.2から外部被ばくに関するものを記載

の関数として与えられており、微小空間に与えられるエネルギーに応じた効果を重み付けする役割がある。

この実用量は、原子力施設や放射線取扱施設で想定される放射線場においては、実効線量を安全側に評価できるようになっている。従って、放射線モニタリングに用いるサーベイメータ等の測定器を、実用量の応答に合うように設計し校正すれば、その測定器を用いた測定により実効線量が推定できる。

2.2 計算シミュレーションの役割

図1の体系に基づいて線量を評価するには、フルエンス等の放射線場を特徴づける量と、防護量及び実用量とを関係づける必要がある。それには、放射線輸送計算シミュレーション技術が重要な役割を担っている。

臓器の吸収線量を計算するための人体を模擬したモデル、実用量の定義に使われる球や平板のモデルを、物質中での放射線の相互作用、それによるエネルギー付与を解析できる計算コードに組み込む。そして、様々なエネルギー、入射方向等の条件下で放射線を入射させ、臓器の吸収線量、球や平板中での線量当量を計算する。これにより、放射線のフルエンスあたりの実効線量、周辺線量当量等を与える換算係数を得ることで、図1の相互の関係を結びつけることができる。現在利用されている1990年勧告に基づいた防護量及び実用量に関する換算係数は、ICRP Publication74 (ICRP74)⁵⁾にまとめられており、これらを用いて線量の測定や評価が行われている。

原子力施設、放射線取扱施設における放射線防護では、20MeVまでの中性子、光子等に対する線量換算係数で、ほぼ対応することができる。しかし、高エネルギー加速器の利用、航空機搭乗時に受ける宇宙線による被ばく等、防護の対象となる放射線の種類やエネルギーが広がってきた。このような状況に対応するには、これらの放射線の挙動を解析で

きる計算コードを用いて、防護量及び実用量を解析し、線量の測定と評価の関係を構築する必要がある。すなわち、計算シミュレーションは、放射線防護における線量体系を支える不可欠な技術になっている。

3. 2007年勧告における防護量の評価に関する変更点

2007年勧告では、線量体系の全体的枠組みは1990年勧告のものが維持され、また、実用量には変更がない。しかしその中で、図1に示した実効線量等の防護量の評価について、いくつかの変更が行われた。それらを、図2に示す実効線量の算定手順を見ながら以下に整理する。

1) 臓器線量を評価するためのファントム

2007年勧告では、人体の各臓器の吸収線量を計算するための“ファントム”と呼ばれる人体モデルについて、新たに男女のモデルを開発し導入した⁶⁾(図3(a))。従来は、人体を数式で表現した男女を代表するMIRD型ファントム(図3(b))が使われてきた。これに対し、新たに導入されたファントムは、人の医療画像を基に、“ボクセル”と呼ばれる微小な直方体を組み合わせる臓器形状を詳細に表現できる“ボクセルファントム”と呼ばれるものである。男性、女性のファントムは、それぞれおよそ200万個、400万個のボクセルを用いて構築されている。以前は取扱が困難であった膨大なデータからなるボクセルファントムは、近年の計算機性能の向上を受けて、一般に利用できる技術になった。

このボクセルファントムを、放射線輸送計算コードに組み込み、図4に示す代表的な方向から放射線を照射し、ファントムの各臓器における吸収線量(D_T^M 、 D_T^F)を計算する。これを基に、等価線量(H_T^M 、 H_T^F)、実効線量(E)が計算される。

2) 放射線荷重係数 w_R

表1に、2007年勧告で見直された w_R を示

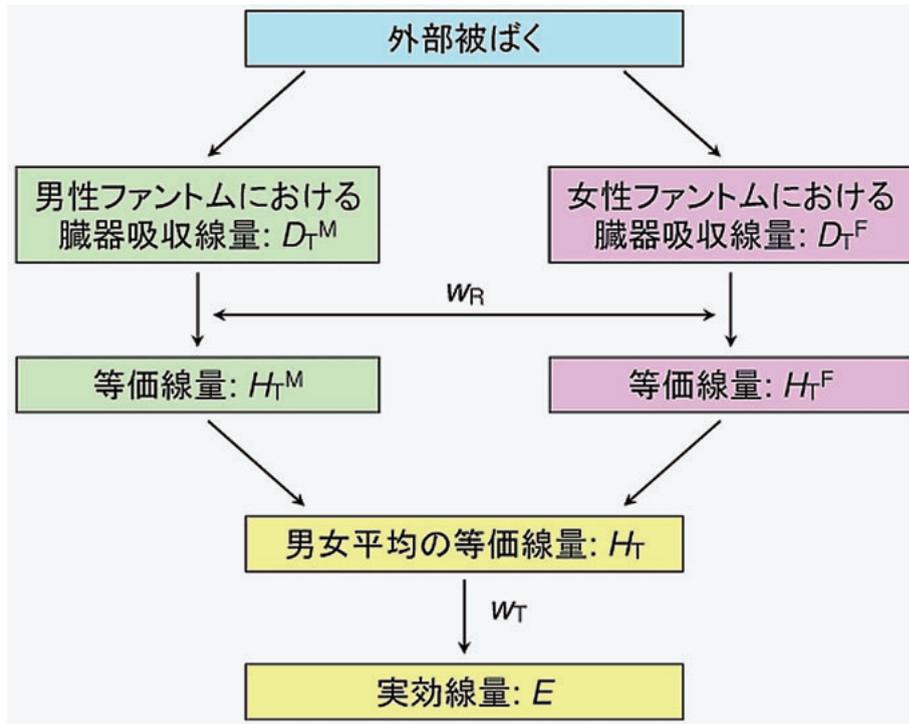
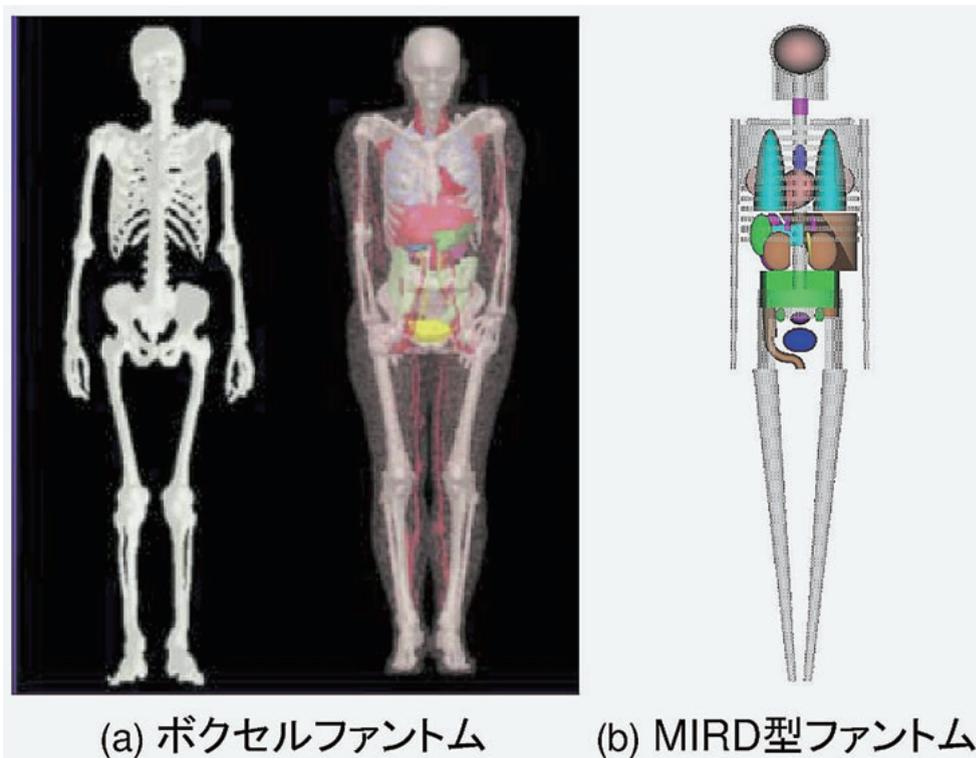


図2 実効線量の算定手順



(a) ボクセルファントム

(b) MIRD型ファントム

図3 人体ファントム

(a) 2007年勧告で導入されたボクセルファントム (b) 従来利用されてきたMIRD型ファントム

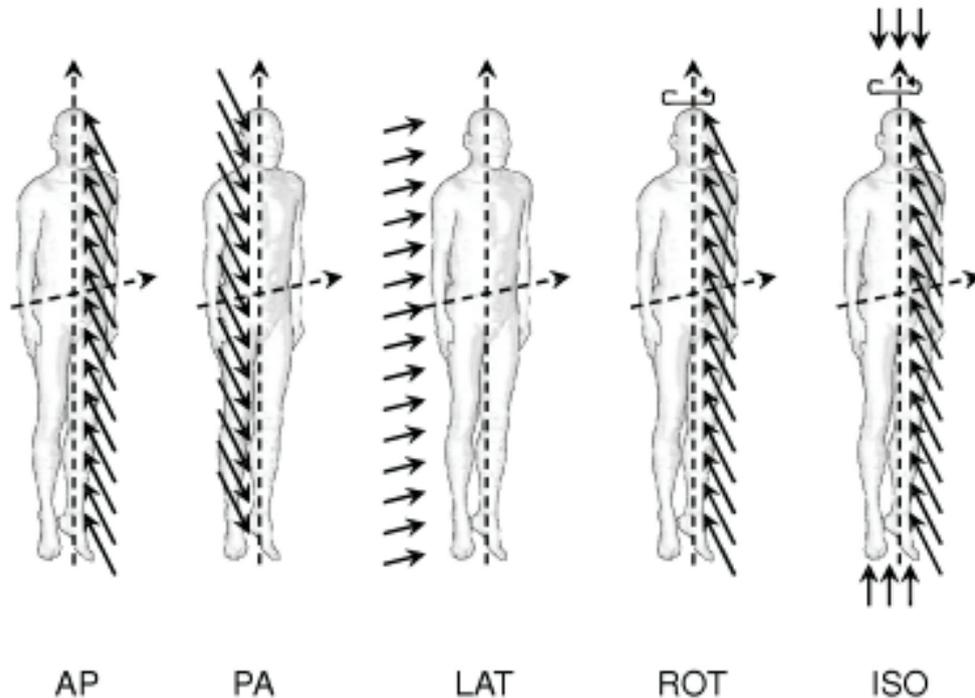


図4 線量計算で用いられる典型的な照射体系

AP：前方－後方照射 PA：後方－前方照射 LAT：側方照射（RLAT：身体の右側面から左側面への照射 LLAT：左側面から右側面への照射） ROT：回転照射 ISO：等方照射

す。1990年勧告の値に対して、中性子及び陽子は値が見直され、荷電 π 粒子には新たに値が定められた。これに対し、光子、電子及び μ 粒子、 α 粒子、核分裂片及び重イオンには変更がない。

図5に中性子の w_R を示す。 w_R は1 MeV以下、とりわけ 10^{-2} MeV以下で1990年勧告に比べて小さくなった。この理由は、低エネルギー中性子が人体に入射した場合のエネルギー付与は、主に人体を構成する水素原子の中性子捕獲反応から発生する二次 γ 線($w_R=1$)によることを考慮したためである。また、50 MeV以上の中性子に対しても、計算による全身における平均線質係数の解析から値が見直された。

陽子については、高エネルギー陽子を用いた動物実験による生物学的効果比、平均線質係数の解析に基づき、従来の $w_R=5$ から2へ引き下げられた。荷電 π 粒子は、宇宙線が大気中で引き起こす核反応が起源となり、航空

機搭乗時などの高々度における被ばく源となる。そのため、平均線質係数に基づき、 $w_R=2$ が新たに与えられた。

3) 組織荷重係数 w_T

表2に w_T を示す。2007年勧告では、乳房、生殖腺及び残りの組織・臓器に対する値が大きく見直された。これらの見直しは、1990年勧告以降の原爆被爆生存者の追跡調査、新たな知見に基づく遺伝的影響に対するリスク評価等によるものである。この他、脳、唾液腺に対して、新たに w_T が割り当てられた。

4) 線量換算係数を評価する放射線とエネルギー範囲の拡張

既に述べたように、新しい線量換算係数の評価にあたっては、原子力施設や放射線取扱施設で想定される放射線のみならず、高エネルギー加速器施設、高々度、宇宙空間における防護にも対応するために、放射線の種類やエネルギー範囲を大幅に拡張することにした。ICRP74では扱われていなかった陽子、

表1 放射線荷重係数 W_R

放射線の種類	1990年勧告	2007年勧告
光子	1	1
電子・ μ 粒子	1	1
陽子	5	2
荷電 π 粒子	—	2
α 粒子、核分裂片、 重イオン	20	20
中性子	エネルギーに応じた値(図5)	

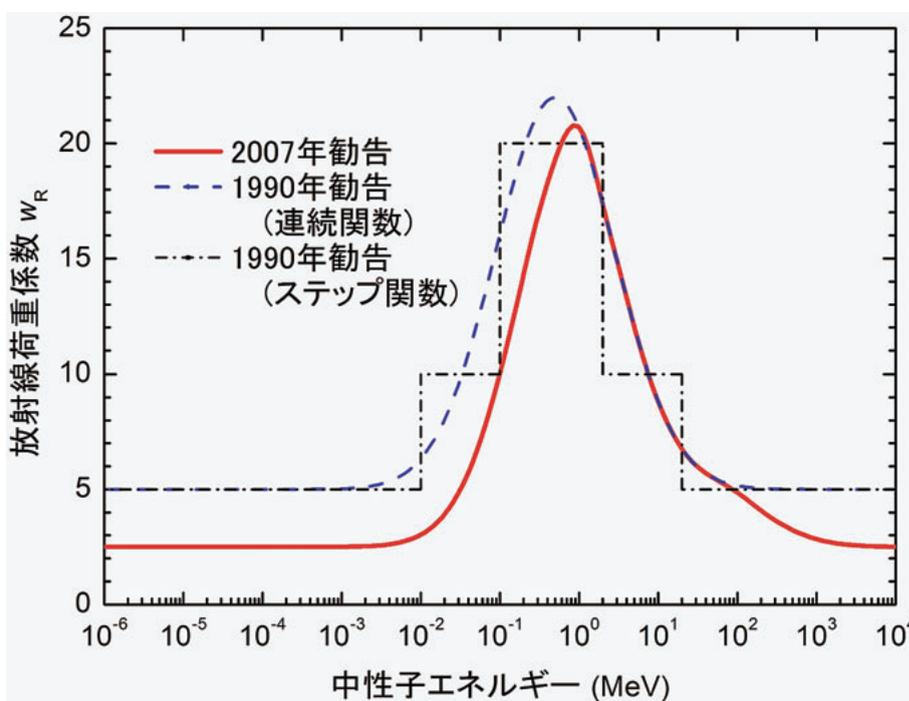


図5 中性子の W_R

μ 粒子、荷電 π 粒子及び重イオンに対するデータが加わり、エネルギー範囲も、ほぼ全ての放射線に対して、100GeVまでのデータが提供される。

4. 外部被ばく線量換算係数の計算

4.1 計算の進め方

ICRPは、3節で述べた2007年勧告における変更を取り込んだ線量換算係数を提供するために、第2専門委員会に設置しているタスクグループDOCALの外部被ばく線量計算グ

ループにおいて、換算係数の計算を進めている。この計算グループの目的は、現在利用されている防護量及び実用量に関する換算係数を収録した報告書ICRP74の改訂版の作成、そして、その後に出版を予定している航空機乗務員、宇宙飛行士の線量評価の報告書に線量換算係数を提供することである。

表3に、線量換算係数を計算する放射線、エネルギー範囲、照射体系、計算担当機関及び使用計算コードをまとめた。計算は、筆者ら日本、ドイツ、アメリカ、そしてイタリア

表2 組織荷重係数 W_T

組織・臓器	1990年勧告	2007年勧告
肺	0.12	0.12
胃	0.12	0.12
結腸	0.12	0.12
赤色骨髄	0.12	0.12
乳房	0.05	0.12
生殖腺	0.20	0.08
甲状腺	0.05	0.04
食道	0.05	0.04
膀胱	0.05	0.04
肝臓	0.05	0.04
骨表面	0.01	0.01
皮膚	0.01	0.01
脳	—	0.01
唾液腺	—	0.01
残りの組織・臓器	0.05	0.12

のグループが分担し、PHITS^{3),4)}、EGS⁷⁾、GEANT⁸⁾、MCNPX⁹⁾、FLUKA¹⁰⁾等の3次元体系で放射線の挙動をモンテカルロ法により解析する計算コードを用いて行われる。

これらの計算コードは、放射線が物質中で引き起こす散乱、吸収、原子核反応によるエネルギー付与を、様々なモデルや断面積データを用いて計算する。そのため、同じファントムを用いても、計算される臓器の吸収線量には、各計算コードが使用するモデルやデータにより、ある程度の違いが生じることは避けられない。そのため、同一の照射条件に対して複数のグループで計算を行い、結果の妥当性を相互に比較・検証するとともに、コードによる評価値の違いを把握する。そしてそれらの結果を総合的に評価して、ICRPの推奨値としてのデータセットを提供する。

4.2 PHITSコードを用いた計算の成果

筆者らのグループは、図3に示したボクセルファントムを開発したドイツ環境保健研究センターのグループと協力し、PHITSを用いて、中性子、陽子、 μ 粒子、荷電 π 粒子、He、そしてLiからNiに至る26種類の重イオンに対する線量換算係数の計算を担当している。PHITSは、日本原子力研究開発機構、高度情報科学技術研究機構、高エネルギー加速器研究機構等によって共同で開発が進められており、幅広いエネルギーにわたり、ほぼ全ての粒子と重イオンの物質中での挙動を解析できる。特に、PHITSに導入された核データを利用したイベントジェネレーターモード¹¹⁾は、エネルギー付与に寄与する荷電粒子のLET分布及び線質係数が計算できる。これは、放射線荷重係数の妥当性の検証等に対しても、極めて有用な機能である¹²⁾。そのため、今回

表3 外部被ばく線量換算係数の計算分担

放射線	エネルギー	照射体系	主計算者	副計算者	確認計算者
光子	10keV-100GeV	AP, PA, LLAT, RLAT, ISO, ROT	HMGU-EGS	GTech-MCNPX	HMGU-GEANT
中性子	1meV-10GeV	AP, PA, LLAT, RLAT, ISO, ROT	JAEA-PHITS	INFN-FLUKA	RPI-MCNPX GTech-MCNPX HMGU-GEANT
電子/陽電子	50keV-100GeV	AP, PA, ISO	GTech-MCNPX	HMGU-EGS	HMGU-GEANT
陽子	1MeV-100GeV	AP, PA, LLAT, RLAT, ISO, ROT	JAEA-PHITS	INFN-FLUKA	JAEA-MCNPX HMGU-GEANT
荷電 π 粒子	1MeV-1TeV	AP, PA, ISO	JAEA-PHITS	GTech-MCNPX	
μ 粒子	1MeV-100GeV	AP, PA, ISO	JAEA-PHITS	GTech-MCNPX	HMGU-GEANT
ヘリウム	1MeV/n-100GeV/n	AP, PA, ISO	JAEA-PHITS	JAEA-FLUKA	
重イオン (Li~Ni, 26種類)	1MeV/n-100GeV/n	ISO	JAEA-PHITS	JAEA-FLUKA	

JAEA : 日本原子力研究開発機構 (日本)

HMGU : ヘルムホルツ・ミュンヘン・ドイツ保健環境研究センター (ドイツ)

GTech : ジョージア工科大学 (アメリカ)

INFN : イタリア国立核物理学研究所 (イタリア)

RPI : レンセラー工科大学 (アメリカ)

の線量換算係数の評価にあたり、PHITSは非常に多くの計算に利用される事になった。

以下に、PHITSを用いてこれまでに計算した中性子、陽子及び重イオンに対する計算結果の一部を紹介する。

1) 中性子

中性子による被ばくは、高エネルギー加速器施設の利用、航空機搭乗時の宇宙線被ばく等、被ばく状況が多様化するとともに、原子力施設に比べて高エネルギー側へと拡大してきた。そのため、高エネルギー中性子に対する線量換算係数の整備が、今回の計算のひとつの課題とされていた。

図6に、図4に示した中の4種類の照射体系 (AP, PA, RLAT, ISO) に対して、PHITSを用いて計算した100GeVまでの実効線量換算係数を示す¹³⁾。換算係数は、人体に入射する中性子フルエンスあたりの実効線量として表されている。比較のために、1990年勧告に基づくICRP74の200MeVまでの値も示した。

新しい線量換算係数は、0.2MeV以下ではICRP74の値に比べて小さくなった。この理由は、主に図5に示した中性子に対する w_R が見直された事による。これに対し、 w_R に大きな変更がない0.2MeV~50MeVにおいては、実効線量の値は2007年勧告モデルとICRP74で大きな違いはない。すなわち、2007年勧告が中性子線量評価に影響を及ぼすのは、主に w_R の見直しによる0.2MeV以下の中性子に対してであり、 w_T の見直し、新たに導入されたボクセルファントムは、数値上は実効線量にあまり影響を与えていない。

図7に、PHITSのイベントジェネレーターモードを用いて解析したファントム全身平均での線質係数 q_E を、 w_R とともに示す。2007年勧告で見直され w_R は、人体内における中性子の核反応で生成される二次粒子のLETに基づく q_E のエネルギー依存性を、ほぼ再現している。1990年勧告では、 10^{-2} MeV以下の中性子に対して、 $w_R=5$ が与えられていた。

しかし、このエネルギー領域における線量が、主に人体内の中性子捕獲反応から発生する二次 γ 線によることを考慮すると、その値は大きすぎる問題が指摘されていた。2007年勧告では、この点が見直されたが、新たに設定された w_R が、LETに基づく線質と適切に関連づけられていることが、この解析によって裏付けられた。

2) 陽子

陽子に対する線量換算係数は、高々度を長時間にわたって航行する航空機乗務員や宇宙飛行士の宇宙線による被ばく評価において必要性が高まっていた¹⁴⁾。

図8に、PHITSで計算した陽子のAP照射に対する換算係数を、FLUKA及びMCNPXによる値とともに示す¹³⁾。3つのコードによる換算係数は、1 GeVまでは、ほぼ一致するが、それ以上のエネルギーでは、各コードが用いる輸送計算モデルの違いによって差が見られる。このようなコード間の差異を踏まえ、ICRPが提供する推奨値は、全てのコードによる計算値を代表する値として選定される。

3) 重イオン

ICRPは、1990年勧告において宇宙飛行士の防護に言及したが、対象が極めて少数の個人に限られることから、具体的な議論には踏み込まなかった。しかし、宇宙ステーションにおける活動、有人火星探査計画等、長期間の滞在による宇宙線被ばくへの対応の必要性が高まってきた¹⁵⁾。

宇宙空間は、様々な種類の高エネルギー重イオンが混在する複雑な放射線場であり、それらが人体内で引き起こす核反応、その結果発生する二次粒子のLETを考慮した評価が求められる¹⁵⁾。これに対し、PHITS等の重イオンの計算を可能とするコードの開発、並列計算技術の利用等、近年の技術進展により、重イオンに対する系統的な線量換算係数を提供できる基盤が整ってきた。このような背景

を踏まえ、ICRPは、宇宙飛行士に対する線量評価の指針を与える報告書を準備している。

図9に、He-4、Ne-20、Fe-56に対するISO照射での実効線量 E 及び実効線量当量 H_E を示す¹⁶⁾。実効線量と実効線量当量との関係は、重イオンの種類やエネルギーに依存して変化する。実効線量は、表1に示した放射線荷重係数 $w_R=20$ を、全てのイオン及びエネルギーに一律に適用し計算されている。しかし、実際には、人体内で重イオンが引き起こす核反応、それにより生成される二次粒子のエネルギー分布は、入射する重イオンの種類やエネルギーによって変化する。実効線量当量は、これらを考慮し、エネルギーを付与する荷電粒子の線質に基づき計算されている。このような計算は、PHITSの備え持つ高エネルギー重イオン核反応、イベントジェネレーターモード及びLET-線質係数の計算機能によって可能になった。この手法を用いて、宇宙における線量評価で必要とされる核子あたり100 GeVまでの様々な重イオンに対して、それらの線質に応じた線量換算係数が取りまとめられる予定である。

5. 今後の予定

外部被ばく線量換算係数の評価については、毎年一度、春に行われるDOCALの定期会合で検討が重ねられて来た。それに基づき、現在、各グループがそれぞれに分担された計算を進めつつある。2009年も4月にDOCALの定期会合がカナダ・オタワにおいて開催され、計算の進捗状況を報告し、密に議論を行った。

計算結果は、今後順次、各グループが公表するとともに、それに基づきICRPとしての推奨値のデータセットを取りまとめる。これらのデータは、2010年に出版予定のICRP74の改訂版となる報告書に続き、航空機乗務員、宇宙飛行士の線量評価に関する報告書に

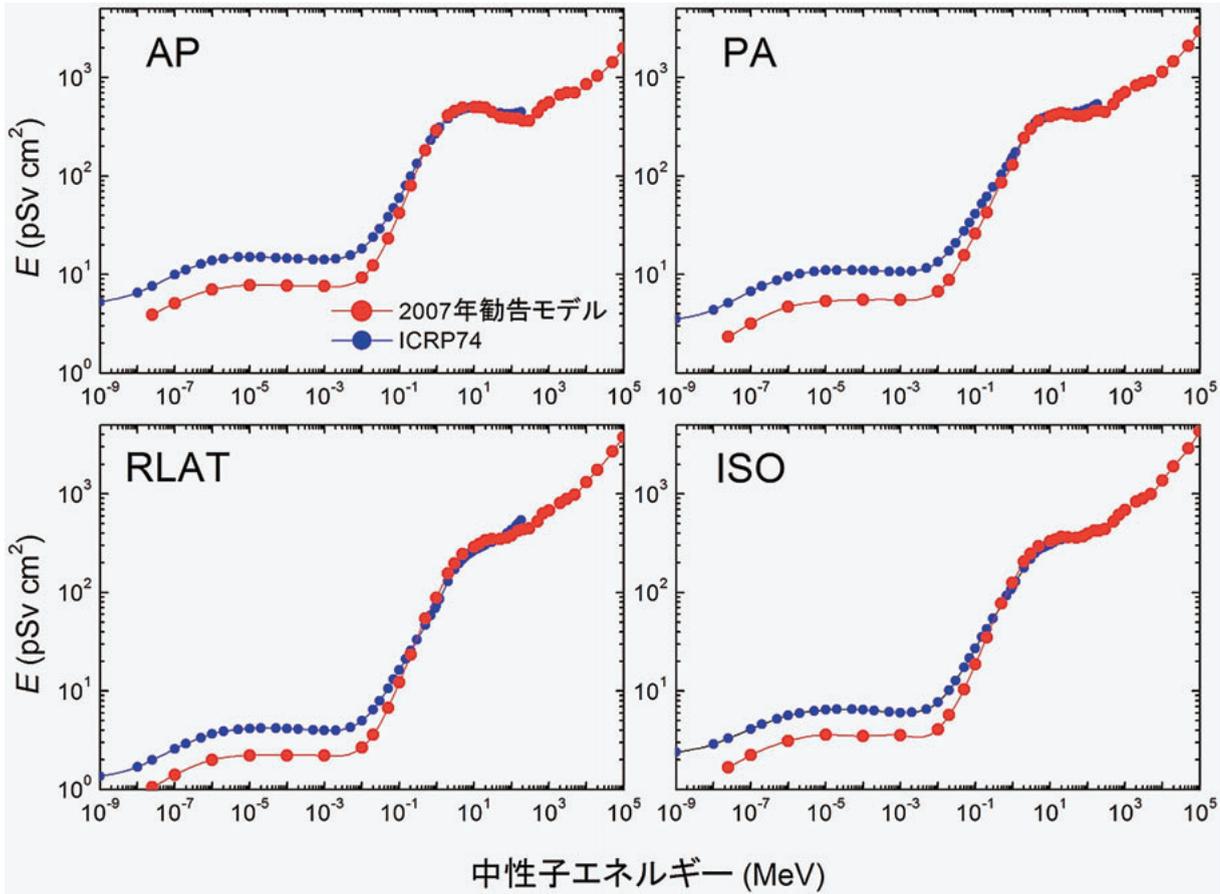


図6 中性子に対する実効線量換算係数

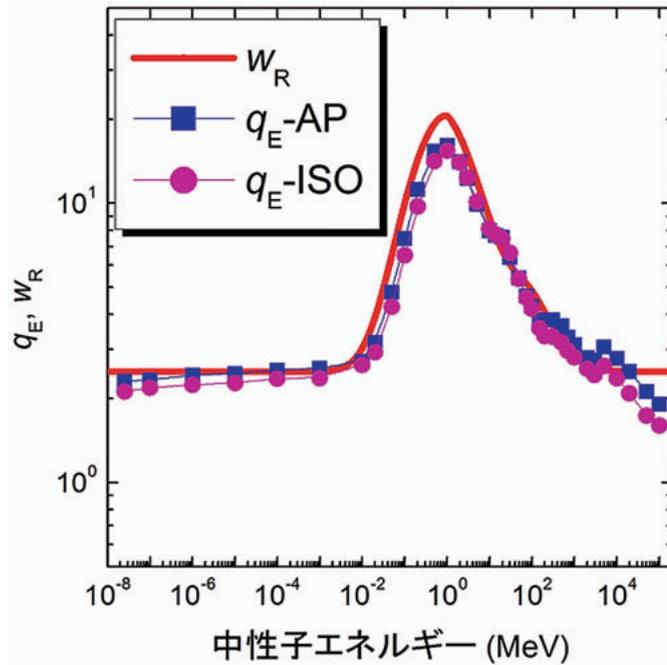


図7 AP及びISO照射における全身平均での線質係数 q_E と放射線荷重係数 w_R の比較

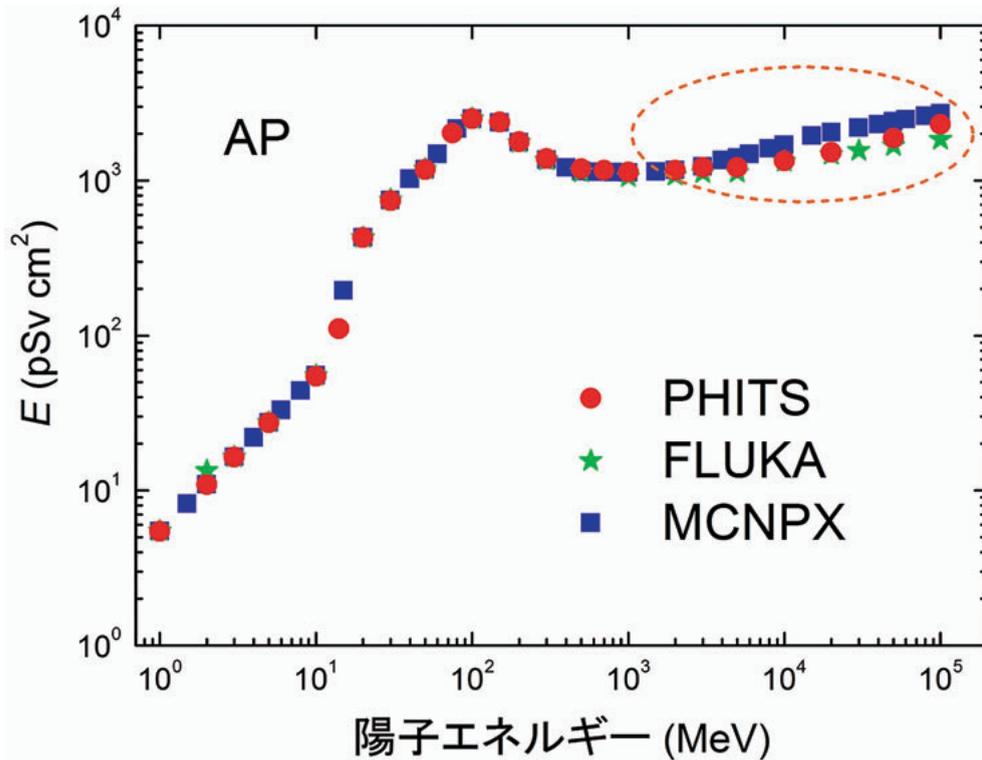


図8 陽子のAP照射に対する実効線量換算係数の比較

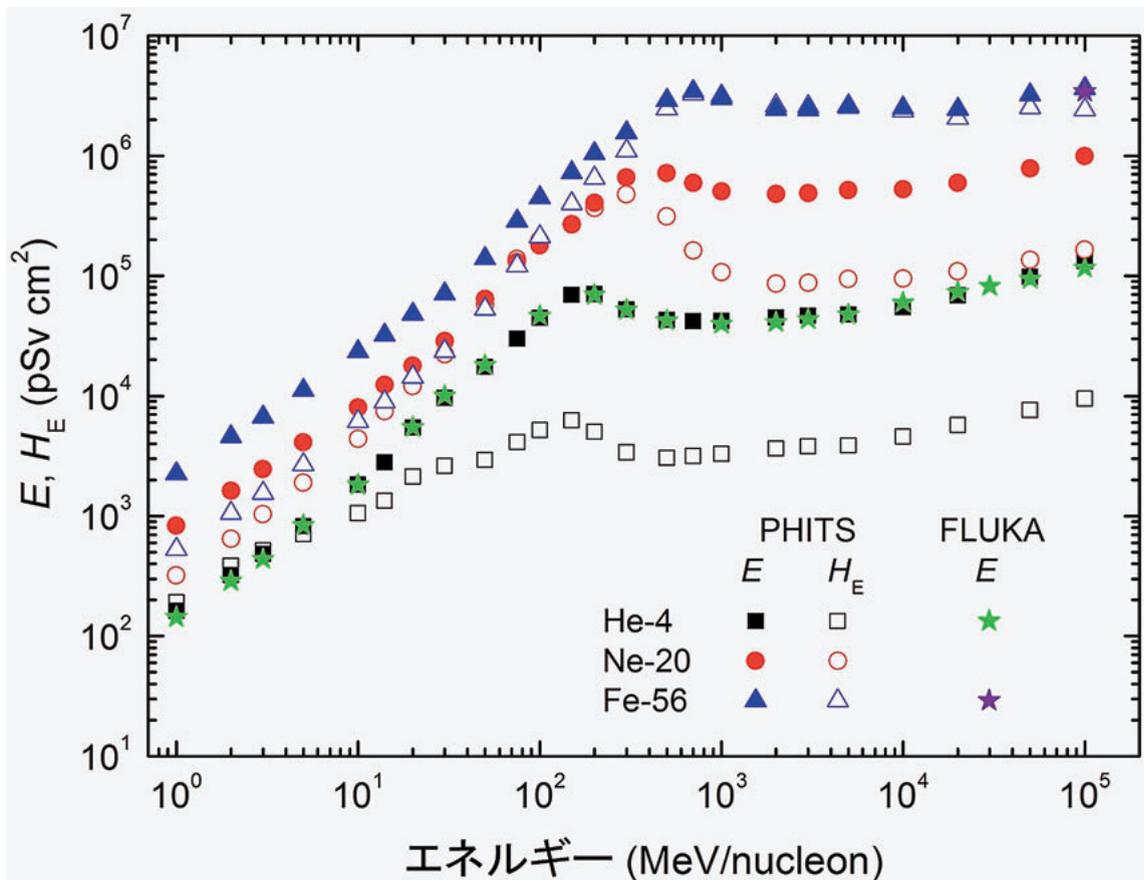


図9 代表的な重イオンに対する線量換算係数
 E：実効線量換算係数 H_E ：実効線量当量換算係数

収録され、提供される。これらは、将来の2007年勧告の取り入れにおいて、法令や基準値の整備、施設の遮蔽計算や安全評価における線量評価、また、航空機乗務員、宇宙飛行士の宇宙線被ばく評価等に幅広く利用される。

ICRP74の出版にあたっては、日本から光子、中性子及び電子に対する線量換算係数が提供された。その改訂版の作成となる今回の作業でも、我が国から多くのデータが提供される。これは、重イオンを含むあらゆる粒子の挙動を解析できるPHITSの開発が、日本の研究者を中心に進められ、その中で他の放射線輸送計算コードには無い線量計算に有用な機能を持つ特徴あるコードとして発展してきたためと言える。こうした取り組みを継続することにより、日本の研究が、今後もこの分野に貢献できると考えられる。

謝辞

本稿の執筆にあたり、線量換算係数データ等を提供下さいました日本原子力研究開発機構放射線防護研究グループ 佐藤 達彦氏に深く感謝致します。

参考文献

- 1) ICRP Publication 103 (2008).
- 2) ICRP Publication 60 (1991).
- 3) H. Iwase, K. Niita, and T.Nakamura. J. Nucl. Sci. Technol., 39, 1142-1151 (2002).
- 4) K. Niita, T. Sato, H. Iwase, H. Nose, H. Nakashima, and L. Sihver. Radiat. Meas., 41, 1080-1090 (2006).
- 5) ICRP Publication 74 (1997).
- 6) ICRP Publication 110 (2009).
- 7) W.R. Nelson, H. H. Hirayama, and D.W.O. Rogers. SLAC-265 (1985).
- 8) S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, et al. Nucl. Instr. and Meth. A506, 250-303 (2003).
- 9) J.S. Hendricks, G.W. McKinney, L.S. Waters, et al. LA-UR-05-2675 (2005).
- 10) A. Ferrari, P.R. Sala, A. Fassò, and J. Ranft. CERN 2005-10 (2005).
- 11) 仁井田 浩二. RISTニュース, 45, 21-29 (2008).
- 12) T. Sato, S. Tsuda, Y. Sakamoto, Y.Yamaguchi, and K. Niita. Radiat. Prot. Dosim., 106, 145-153 (2003).
- 13) T. Sato, A. Endo, M. Zankl, N. Petoussi-Henss and K. Niita. Phys. Med. Biol., 54, 1997-2014 (2009).
- 14) T. Sato, A. Endo, M. Zankl, N. Petoussi-Henss, H. Yasuda, and K. Niita. ISORD-5, Kitakyushu, Japan, July 15-17 (2009).
- 15) NCRP Report No. 153 (2006).
- 16) T. Sato, A. Endo, M. Zankl, N. Petoussi-Henss, and K. Niita. Heavy Ion Symposium, Cologne, Germany, July 6-10 (2009).