(105) 高線量で、特に緊急時の状況においては、放射線被ばくが確定的影響（組織反応）を起こすことがある。そのような臨床的に観察できる損害は、閾線量を超えて発生する。損害の範囲は、放射線の線質（付属書 A と B を参考）と組織の感受性の他に、吸収線量と線量率にもよる。一般的に、高 LET 放射線により生じた組織反応に関する生物効果比（RBE）の値は、低線量における確率的影響に関して得られる値よりも低いことが判明しており、組織の相対的な感受性も異なる。等価線量と実効線量は、より高い放射線量の定量化及び組織反応に関連した治療の必要性について判断を下す際に使用してはならない。そのような目的には、線量は吸収線量（グレイ、Gy）の観点で評価されるべきであり、高 LET 放射線（例えば、中性子やアルファ粒子）を伴う場合には適切な RBE により荷重された吸収線量が使用されるべきである（付属書 B 参考）。

4.3 線量

(106) 委員会により採択された実効線量の評価に関する手順は、物理的な基本量として*吸収線量*を使用、特定の臓器・組織に対しこの吸収線量を平均化し、適確に選択された荷重係数を、等価線量を与えるために異なる放射線の生物学的影響における多様性を考慮することに活用し、健康への確率的影響に対する臓器・組織の感受性における違いを考慮することである。その後、実効線量を与えるために、これらの臓器・組織の放射線感受性に対し荷重された臓器・組織への等価線量の値が合計される。この量は、人体組織における主な物理的相互作用、及び健康への確率的影響をもたらす生物学的反応についての判断の他に、外部放射線と摂取された放射性核種による放射線被ばくに基づいている（付属書 B）。

4.3.1 吸収線量

(107) 放射線生物学、臨床放射線学、及び放射線防護では、吸収線量 D は基本的な物理線量であり、あらゆる種類の電離放射線や照射ジオメトリに使用される。$\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ が電離放射線によって質量 $\mathrm{d}m$ の物質へ付与された平均エネルギーである。吸収線量 D は $\mathrm{d}m$ による $\mathrm{d}\bar{\varepsilon}$ の商として定義される。

$$D = \frac{\mathrm{d}\bar{\varepsilon}}{\mathrm{d}m} \qquad (4.1)$$

(108) 吸収線量の SI 単位は $\mathrm{J\,kg^{-1}}$ であり、特別な名称はグレイ（Gy）である。吸収線量は与えられた確率エネルギー量である ε の平均値から導出されており、組織内の相互作用事象の不均一な変動を反映していない。物質中のある一点で吸収線量が定義される一方で、吸収線量の値は、質量因子 $\mathrm{d}m$ の平均、従って物質の多くの原子や分子の平均として得られる。吸収線量は測定できる量であり、その値を決めるために主な基準が存在する。吸収線

量の定義には、基本的な物理量に求められる科学的な精密さがある（付属書B）。

4.3.2 線量の平均化

(109) 実際の防護への適用において吸収線量を使用する場合に、組織体積に対し線量が平均化される。低線量に関しては、特定の臓器・組織に対し平均化された吸収線量の平均値を、放射線防護の目的に見合う精度で、その組織の確率的影響に関する放射線障害に関連付けることができる。臓器・組織中の吸収線量を平均化し、人体の異なる臓器・組織中の荷重平均線量を合計することで、低線量における確率的影響を抑制するのに使用される防護量の定義の基盤を構成する。このアプローチはLNTモデルに基づいており、よって、外部及び内部被ばくに起因する線量の加算を可能にする。

(110) 吸収線量の平均化は、特定の臓器（例：肝臓）や組織（例：筋肉）あるいは組織の感受性領域（例：骨格の骨内膜表面）の体積に対して行われる。平均化された線量値が臓器・組織あるいは組織領域の全ての領域において吸収線量をどの程度表しているか、外部照射に関しては被ばくの均一性と身体に対する放射線事象の範囲による。低線量域における線量分布の均一性は、微量線量の性質にもよる。広範囲に分布している臓器・組織（例：赤色骨髄、リンパ節や皮膚）と同じように、透過性が低い又は範囲が制限されている放射線（例：低エネルギー光子又は荷電粒子）については、特定の臓器・組織内の吸収線量の分布がさらに異なる。身体の一部の極端な被ばくの場合に、臓器・組織の線量あるいは実効線量の平均が線量限度を下回る場合でさえ、組織の損傷が生じることがある。例えば、弱透過性の放射線による被ばくの場合、局所的な皮膚線量への制限を特別に行うことで、このような状況に配慮する。

(111) 臓器・組織に残留する放射線核種が放出する放射線、いわゆる内部放出体による臓器内における吸収線量の分布は、放出される放射線の透過性と範囲によって異なる。それ故に、アルファ粒子、　弱いβ粒子、低エネルギー光子、及びオージェ電子を放出する放射性核種に関する吸収線量の分布は、かなり不均一であるかもしれない（付属書Bを参考）。この不均一性は、特に呼吸器系と消化器系及び骨格における放射性核種に適用される。放射能の分布と残留におけるそのような不均一性、及びこれらの特殊な場合における感受性領域を考慮するために、特定の線量評価モデルが作成されてきた。

4.3.3 等価線量と放射線荷重係数

(112) 防護量は、健康への確率的影響の発生を受け入れ可能なレベル以下に抑え、組織反応を避けることを保証するために被ばく限度を指定する際に使用される。防護量の定義は、種類Rの放射線（表2を参考）により、特定の臓器・組織T（表3を参考）の体積中の平均吸収線量である$D_{T,R}$に基づいている。放射線Rは、身体が受けた放射線、あるいは体内に存在する放射性核種から放出される放射線の種類とエネルギーにより与えられる。

臓器・組織中の防護量の*等価線量* H_Tは、以下により定義される。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \qquad (4.2)$$

ここで w_Rは、放射線 R に関する放射線荷重係数である。合計は、関連する全ての種類の放射線に対し行われる。等価線量の単位は Jkg^{-1} であり、シーベルト（Sv）という特別な名称がある。

表 2. 推奨される放射線荷重係数

放射線の種類	放射線荷重係数 w_R
光子	1
電子[a]とミューオン	1
陽子と荷電パイオン	2
アルファ粒子、核分裂片、重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数（図 1 及び式 4.3 を参考）

全ての値は、身体への放射線の有害な事象、あるいは内部放射線源に関しては摂取された放射性核種から放出された放射線の有害な事象に関連する。

[a] パラグラフ 116 及び付属書 B で論じられているオージェ電子の特殊な問題に留意すること。

(113) 1960 年代初期に、放射線防護量の定義について放射線荷重は、LET（線エネルギー付与）関数としての放射線線質係数 Qに関連づけられ、*Publication 26*（ICRP、1977）の $Q(L)$ 関数における L として表された。*Publication 60*（ICRP、1991b）では、防護量の等価線量及び実効線量を計算するために、放射線荷重の方法が変更された。委員会は、放射線防護における適用に適していると見なされた概略的な放射線荷重係数(w_R) 一式を採用した。w_R の値は、異なる放射線の生物効果比（RBE）に大きく基づいて定義された。

(114) 修正版の w_R 値は、利用できるデータの再評価に基づき、これらの勧告の中で採用されてきた（付属書 A と B)。これらの勧告に掲載されている中性子と陽子に関する w_R の値は、*Publication 60*（下記及び付属書 B を参考）に掲載されている値とは異なる。荷電パイオン（パイ中間子）に関する w_R の値が含まれている。光子に関する w_R の値は、全てのエネルギーのエックス線及び γ 線と同じである。w_R の数値は、種類という点で特定され、中性子の場合は身体が受けた放射線エネルギー、あるいは体内に残留する放射性核種から放出される放射線エネルギーの観点で特定される（表 2）。 w_R の値は、確率的影響に関係する広範囲な実験上の RBE データに基づいた判断により採用されている。RBE の値は、放射線量の低下と共に最大に（RBE_M）増加する（ICRP、2003c）。RBE_M の値は、w_R

の選択のために使用されており、放射線防護のために、固定値がこうした w_R 係数に割り当てられている。

表 3. 推奨される組織荷重係数

組織・臓器	w_T	$\Sigma\, w_T$
骨髄（赤）、大腸、肺、胃、乳房、残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱、食道、肝臓、甲状腺	0.04	0.16
骨表面、脳、唾液腺、皮膚	0.01	0.04
	合計	1.00

* 残りの組織：副腎、胸郭（ET）領域、胆嚢、心臓、腎臓、リンパ節、筋肉、口腔粘膜、膵臓、前立腺（♂）、小腸、脾臓、胸腺、子宮／頸部（♀）。

(115) *参考放射線* 実験上で得られた RBE の値は、選択した参考放射線による。この目的のために具体的なエネルギーは合意されていないが、一般的には、参考として低 LET 光子放射線が選択される。*Publication 60* のために放射線荷重係数を採用した際は、約 200kV 以上の高エネルギーエックス線あるいはコバルト - 60 及びセシウム - 137 のガンマ線のいずれかを使用し、実験上の広範囲な RBE データが考慮された（付属書 B を参考）。このような取り組みは、これらの勧告にも用いられているが、エックス線やは高エネルギーガンマ線（コバルト - 60 など）のうち、どちらの参考放射線を選択するかによって、実験的に異なる RBE 値が導きだされる可能性があることを認識しなければならない。こうした違いは、主にインビトロ細胞の研究において確立されている（付属書 B を参考のこと）。

(116) *光子、電子、及びミューオン* 光子、電子及びミューオンは、10keV／μm 未満の LET 値を有する放射線である。これらの放射線には、常に 1 の放射線荷重が与えられてきた。全ての低 LET 放射線に対し、1 の w_R（付属書 B、表 3）を使用し続けるには十分な理由がある（付属書 B を参考）。しかし、これは異なるエネルギー光子の線質に違いがないことを意味するものではない。提案された単純化は単に、線量の制限、評価及び低線量領域における線量管理など、等価線量と実効線量の意図された適用のためには十分である。個々のさかのぼったリスク評価を行う必要がある場合は、関係するデータが利用できるならば、放射線に関するより詳細な情報と適切な RBE 値が考慮される必要があるかもしれない。細胞内の放射線量の不均一性も、DNA に組み込まれたトリチウムやオージェ放射体を伴って発生しうるように、具体的な解析を要することがある（付属書 B を参考）。等価線量や実効線量は、こうした評価に使用する適切な量ではない（4.4.6 項を参考のこと）。

(117) *中性子* 中性子に関する放射線荷重係数は、外部被ばくを伴う中性子の相対的生物効果

比を反映している。人体に対する中性子の有害な事象の生物学的影響は、中性子のエネルギーに著しく左右される（付属書Bを参考）。

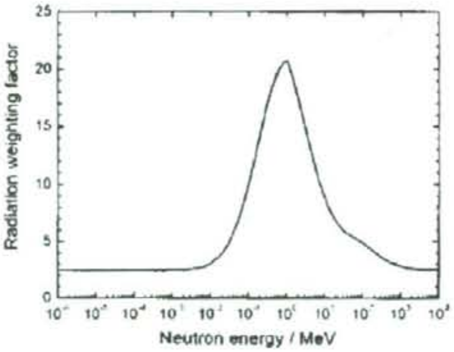

図1．中性子のエネルギーと放射線荷重係数 w_R

(118) *Publication 60*（ICRP、1991b）では、中性子に関する放射線荷重係数は段階的な関数として定義された。現在は、中性子に関する放射線荷重係数は、連続関数として定義されることが勧告されている（図1）。しかし、連続関数の使用は、多くの中性子被ばくには様々なエネルギーが伴うという現実的な配慮に基づくという点に注意すべきである。関数の勧告は、基本データのより高い水準の正確さを意味するものではない。中性子の w_R 関数の採用に係る詳細な討議が付属書Bに掲載されている。*Publication 60*のデータと比較して最も大きな変更は、人体の吸収線量に対する二次光子の大きな影響を考慮した低エネルギー範囲において w_R の低下と、100MeV以上の中性子エネルギーにおいて w_R の低下である。中性子エネルギー E_n（MeV）における以下の連続関数が、中性子に関する放射線荷重係数の計算用に推奨されている。

$$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & En < 1\text{MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1\text{MeV} \le En \le 50\text{MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & En > 50\text{MeV} \end{cases} \quad (4.3)$$

この関数、すなわち式（4.3）と図1は、実験的に導出されており、既知の生物学的及び物理学的な知見と一致する（付属書B）。

(119) *陽子とパイオン*　陽子による被ばくを考慮する場合に、外部放射線源のみが実際の放射線防護において重要である。宇宙線あるいは高エネルギー粒子加速器近辺の放射線場の陽子成分は、陽子の非常に高いエネルギーが中心となる。数MeVのエネルギーを持つ陽子では、低エネルギーで増加した生物学的影響が考慮される場合でさえ、あまり重要ではない。10MeV以上の高エネルギー陽子に関しては、主に放射線生物学的データに基づ

く全てのエネルギーの陽子に関する単独の w_R 値を導入することは、放射線防護のためには十分正確であると判断されている。組織中の 10MeV 陽子の飛程は 1.2mm で、より低いエネルギー陽子では飛程は低下する。これらの陽子は、皮膚に吸収されることになる（付属書 B）。一般的に用いられる外部陽子放射線に関しては、2 の単一放射線荷重係数が推奨されている（ICRP 2003c）。*Publication 60*（ICRP、1991b）で推奨されている 5 の数値を置き換えたものである。

(120) *パイオン*（パイ中間子）は、大気中の高高度の位置において主な宇宙線と原子核との相互関係により生じる放射線場で発生する、マイナスあるいはプラスに帯電した、あるいは中性の粒子である。これらの粒子は、航空機中において被ばくの一因となる。それらは高エネルギー粒子加速器の遮へいの背後にある複雑な放射線場の一部としても発見されており、よって加速器の担当者の職業被ばく原因となっている。放射線場のパイオンエネルギー分布は非常に広範囲であることを考えると、2 の単一荷重係数の使用が全ての荷電パイオンに対し推奨される。

(121) *アルファ粒子*　人は例えば、吸入摂取されるプルトニウム、ポロニウム、ラジウム、トリウム及びウランの同位元素及びラドン娘核種、あるいは経口摂取されるアルファ放出体放射性核種等や体内放出のアルファ粒子から被ばくすることがある。動物データの他にも多数の疫学研究が、組み入れられたアルファ放出体のリスクに関する情報を提供している。疫学研究が多数ある。しかし、臓器・組織中の放射性核種の分布は複雑で、線量の推定は使用するモデルに左右される。従って、計算される線量はかなりの不確実性が伴い、実験的な研究と同様に疫学研究からの幅広い RBE 値に終結する（ICRP 2003c、及び付属書 B）。

(122) アルファ粒子を放出する放射性核種の摂取による線量とリスクの推定にはかなりの不確実性があるにも関わらず、人や動物の入手できるデータは、検討中である生物学的なエンドポイントによって RBE が決まることを示している。アルファ粒子の RBE 値の推定を可能にする限られた人のデータでは、肺癌と肝臓癌に関しては約 10～20 の値を、骨腫瘍と白血病に関してはより低い値を示唆している。アルファ粒子に関する入手できるデータ及び w_R 値の選択は、*Publication 92*（ICRP、2003c）で再検討されてきた。最新データがアルファ粒子に対する放射線荷重係数の変更に関して、説得力のある証拠を与えていないので、*Publication 60*（ICRP、1991b）にて採用されている 20 の w_R 値が維持されている。

(123) *核分裂片と重イオン*　核分裂片からの線量は、放射線防護、主に内部線量測定において重要であり、放射線荷重係数に関連する状況はアルファ粒子に関する状況と似ている。臓器・組織の重イオンの短い飛程と核分裂片や結果として生じる電離密度は、生物学的影響に強く影響する。アルファ粒子に関する放射線荷重係数と同等である 20 の放射線荷重係数（表 2 を参考）が推奨されている（付属書 B を参考）。

(124) 重イオンは、高高度における飛行中の外部放射線場及び宇宙探査の外部宇宙線に見られる。重イオンに関しする RBE データは非常に限られており、これらの多くはインビトロ実験に基づいている。人体に照射し、体内で停止した重荷電粒子の線質は、粒子の飛跡に沿って著しく変化する。重荷電粒子の全ての種類とエネルギーに対し 20 の単一 w_R 値を選定することは、保守的な推定であり、放射線防護の一般的な適用には十分であると提言されている。これらの粒子が人体の総線量に大きく影響する宇宙空間での適用については、より現実的なアプローチが用いられる必要があるかもしれない。

4.3.4 実効線量と組織荷重係数

(125) *Publication 60*（ICRP、1991b）に導入されている実効線量 E は、以下のように組織等価線量の加重の和で定義される。

$$E = \sum_{T} w_T H_T = \sum_{T} w_T \sum_{R} w_R D_{T,R} \tag{4.4}$$

ここで w_T は、組織 T に関する組織荷重係数で、$\Sigma w_T=1$ である。確率的影響の誘発に敏感であると思われる人体の全ての臓器・組織に対し合計される。確率的影響による全体の放射線損害に対する個々の臓器・組織の影響を示すために、これらの w_T 値が選択される。実効線量の単位は、シーベルト(Sv)という特別な名称を持つ Jkg^{-1} である。単位は、一部のある種の実用線量、及び等価線量や実効線量と同じである（項 4.3.7 項を参考）。使用されている量が明確に示されるように注意する必要がある。

(126) w_T 値が特定された臓器・組織が表 3 に掲載されている（付属書 A を参考）。

(127) 被ばくした集団における癌誘発と遺伝的影響のリスク評価に関する疫学的研究に基づき、相対的放射線損害の各々の数値に基づいているこれらの勧告（表 3）用に、一連の w_T 値が選択された（付属書 A の表 5 を参考）。w_T 値は、男女及び全ての年齢層で平均化された人の平均値を示しており、よって、特定の個人の特性には関連していない。

(128) 残りの組織に関する w_T（0.12）は、表 3 の注釈に載せた男女各々の 13 の臓器と組織の算術平均線量に適用される。*Publication 60*（ICRP、1991b）中の残りの部分の取り扱いにおける分割基準と呼ばれるものは、現在は使用されておらず、実効線量が追加されている。

4.3.5 実効線量の測定

参考ファントム

(129) 等価線量と実効線量は、実際には測定できない。職業被ばくについては、それらの数値は実用線量（4.3.6 項を参考）を用いた放射線モニタリングによって測定される。外部被ばくの変換係数を計算する場合は、様々な放射線場ついて線量評価用に計算ファントムが使用される。放射性核種の摂取による線量係数の計算については、放射性核種用の生物モデル、生理学的な参考データ及び計算ファントムが使用される（付属書 B を参考）。

(130) 標準男性と標準女性に関する等価線量、及び標準人に対する実効線量の評価は、擬人化されたモデル（ファントム）の使用に基づいている。委員会はこれまで特定のファントムを明確にしなかったが、実際には男女共用の MIRD 型ファントム（Snyder 他、1969)、Kramer 他らの性別特異モデル（1982)、あるいは Cristy 及び Eckerman の年齢別モデル（1987）等の様々な数学ファントムを使用してきた。現在、委員会は、成人標準男性と成人標準女性の参考計算ファントムを用いて、臓器・組織の等価線量を計算している（図 2)。これらのファントムは医療の断層画像に基づいている（Zankl 他、2005）。ファントムは、3 次元の体積ボクセルで構成されている。*Publication 89*（ICRP、2002）の標準男性と標準女性に分割されている臓器の質量を見積もるために、定義された臓器を集計しているボクセルが調整されてきた。等価線量と実効線量の評価に対する実用的な手法を提供するために、外部被ばくに関する粒子フルエンス又は空気カーマ、及び内部被ばくに関する放射能の取り込みなど、物理量の変換係数が参考ファントムの標準的な被ばく状態に対して計算される。

(131) これらのモデルは、標準男性と標準女性をコンピュータによって表したもので、人体外部の参考放射線場、及び取り込んだ放射性核種の減衰から、臓器・組織 T の平均吸収線量 D_T を計算するために使用される。また、外部放射線場に関する線量変換係数、及び放射性核種の取り込みに関する線量係数の計算に使用される（付属書 B を参考）。これらの臓器線量や組織線量に放射線荷重係数を乗じ、標準男性と標準女性の組織・臓器における等価線量を算出する。（図 2 参照）参照ファントムは、種々の年齢の小児に対し、および妊娠と胎児に対しても作成されるであろう。

実効線量に対する性差平均

(132) 放射線防護のためには、男女両性に対し実効線量の単一値を適用するのが実用的である（パラグラフ 33 を参考）。従って、表 3 の組織荷重係数は、男女の乳房、精巣、卵巣（生殖腺：発癌性及び遺伝的影響）など、すべての臓器・組織に対するする性別及び年齢別の平均値である。この平均化は、この手法の適用が放射線防護における実効線量測定に限定され、とりわけ個々の臓器・組織のリスク評価には適用できないことを意味している。実効線量は、以下の式に従い、標準男性 H_T^M 及び標準女性 H_T^F の臓器・組織 T に関して評価された等価線量から計算される。（付属書 B を参考）。

$$E = \sum_{T} w_{T} \left[\frac{H_{T}^{M} + H_{T}^{F}}{2} \right] \tag{4.5}$$

(133) その他の臓器・組織に関するアプローチに似て、残りの臓器・組織への等価線量は、標準男性用と標準女性用を別々に定義されており、これらの値は式（4.5）に含まれている（図 2 を参考）。残りの組織の等価線量は、表 3 の注釈に掲載されている組織の等価線量の算術平均として計算されている。標準男性の残りの組織 H_{rem}^{M} 及び標準女性の残りの組織 H_{rem}^{F} の等価線量は以下のように計算される。

$$H_{rmd}^{M} = \frac{1}{13} \sum_{T}^{13} H_{T}^{M} \quad \text{及び} \quad H_{rmd}^{F} = \frac{1}{13} \sum_{T}^{13} H_{T}^{F} \tag{4.6}$$

ここでの T は、表 3 の残りの組織である。式（4.5）の合計は、標準男性と標準女性の残りの組織の等価線量に及んでいる（付属書 B）。

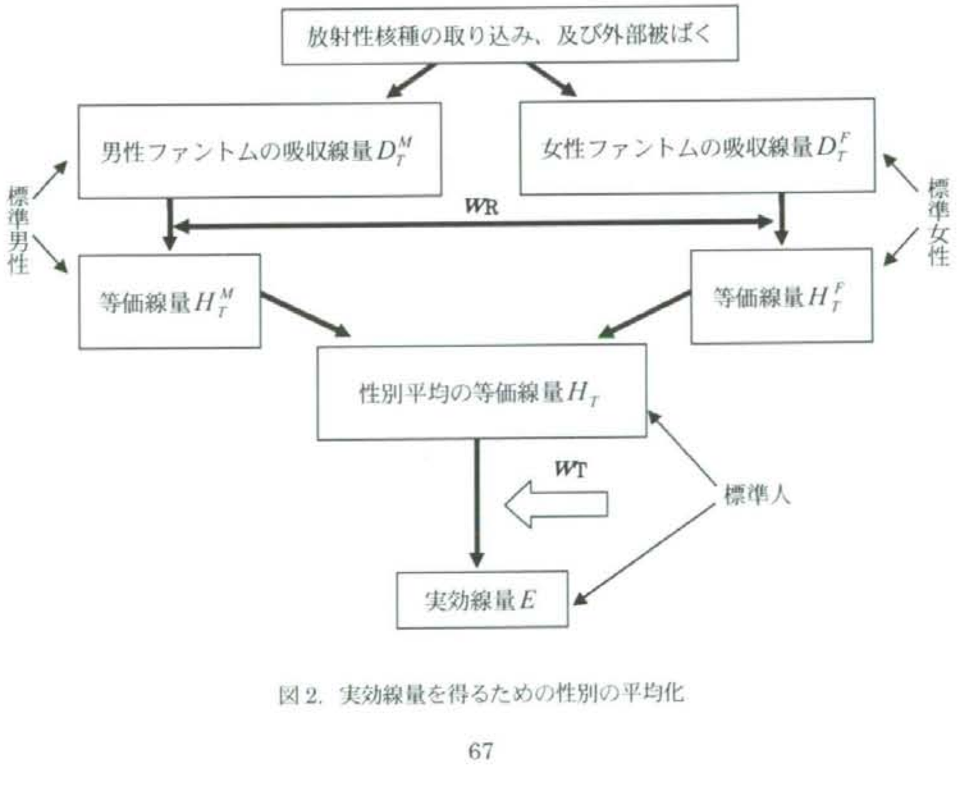

図 2. 実効線量を得るための性別の平均化

(134) 防護目的の実効線量は、人体の臓器・組織の平均線量に基づいている。その実効線量は標準人において定義され、推定される（図 2 を参考）。この量は規定されている被ばく状態を考慮するが、特定の個人の特性は考慮しない数値を与えている。特に、組織荷重係数は男女両性の多数の個々人に対する平均を示す平均値である。等価線量は、標準男性と標準女性の臓器・組織について平均化されている（式 4.5)。平均化される線量には、対応する組織荷重係数が乗じられている。これらの積を合計すると、性別で平均化された標準人の実効線量が算出できる。

4.3.6 実用量

(135) 人体に関わる防護量である等価線量と実効線量は、実際には測定できない。従って、組織・臓器の実効線量や平均等価線量の評価には、実用量が用いられる。これらの量は、被ばくに関連した防護量の数値、又は殆どの被ばく状況の下での人々の潜在的な被ばくに関し、保守的な推定を提供することを目的としている。それらは、実際の規則や指針で使用されることが多い。下記で要約しているように、内部及び外部被ばくに関しては、様々な種類の実用量が使用される。付属書 B に詳細が掲載されている。

(136) 外部被ばくに関わる区域や個人モニタリング用の実用量が、ICRU によって定義されてきた（付属書 B を参考）。区域モニタリングの実用量は、周辺線量当量 $H^{*}(10)$と方向性線量当量 H' （0.07、Ω）である。個人モニタリングの実用量は、個人線量当量 H_p（d）であり、これは人体における基準点以下の適切な深さ d における ICRU（軟部）組織中の線量当量である。通常は、個人線量計を装着した箇所が基準点となる。実効線量の評価については、深さ d=10mm である $H_p(10)$ が選択され、皮膚と手足への線量評価については、深さ d=0.07mm である個人線量当量 $H_p(0.07)$が用いられる。眼の水晶体の線量をモニタリングする稀な場合については、深さ d=3mm が提案されている。しかし、実際には H_p (3) はほとんどモニタされることがなく、同様のモニタリングのためには H_p (0.07) を用いることができる。実用量は測定可能な量であり、放射線モニタリング用の器具はこれらの量に関して測定される。日常的なモニタリングについて、実用量の値は、特に数値が防護限度を下回るのであれば、それぞれ実効線量及び皮膚線量当量を十分に正確な評価として見なされる。

(137) 実用量は、内部被ばく線量に関する等価線量や実効線量を直接評価するものではない。通例は様々な方法によって、取り込まれた放射性核種の測定を実施し、放射性核種の摂取量を推定するために生物動態モデルを使用する。等価線量や実効線量は、委員会が勧告する実効線量係数（単位摂取量あたりの線量、Sv Bq^{-1}）を用いて、摂取量から計算される（付属書 B を参考のこと)。

4.4 放射線被ばくの評価

4.4.1 外部放射線被ばく

(138) 外部線源からの放射線による被ばく線量評価は、通常は身体に装着した個人線量計を用いる個人モニタリングにより実施される。あるいは、事前の評価の場合などは、$H^*(10)$を測定又は推定し、適切な変換係数を適用して行われる。個人モニタリングに関する実用量は、$H_p(10)$と$H_p(0.07)$である。低線量の場合及び一定の全身被ばくという想定の下に、被ばくを示す身体の代表的な部位に個人線量計を装着する場合、$H_p(10)$の値は、放射線防護の目的に見合った正確な実効線量の数値を与える。

4.4.2 内部放射線被ばく

(139) 放射性核種の摂取に関する線量評価システムは、内部被ばくによる線量評価に関する実用量として見なすことができる放射性核種の摂取量の計算に依存している。摂取量は直接的な測定法（例えば、全身あるいは特定の臓器・組織の外部モニタリング）、間接的な測定法（例えば、尿又は糞便）、あるいは環境中の試料による測定のいずれか、及び生物動態モデルの適用によって推定が可能である。実効線量は、多数の放射性核種に関して委員会が推奨する線量係数を用いて摂取量から計算される。線量係数は、様々な年齢層の公衆及び職業として被ばくを受けている成人に適用される。

(140) 人体に取り込まれた放射性核種は、物理学的半減期及び体内での生物学的保持能によって定められた期間、組織を照射する。このように、放射性核種は摂取後の数ヶ月、あるいは数年間、体内組織への線量を生じさせることがある。放射性核種と長期間に及ぶ放射線量の集積による被ばくを規制する必要性が、預託線量の定義をもたらした。取り込まれた放射性核種からの預託線量は、規定された期間内に与えられることが予想される総線量である。組織・臓器Tにおける*預託等価線量* $H_T(\tau)$は、以下のように定義されている。

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t)\,\mathrm{d}t \qquad (4.7)$$

ここでτは、t_0時の摂取後の積分時間である。その後、*預託実効線量* $E(\tau)$は、以下のように定められた。

$$E(\tau) = \sum_{T} w_T H_T(\tau) \qquad (4.8)$$

(141) 線量限度を遵守するために、委員会は、年間に摂取した預託線量を定めるよう勧告し続けている。作業者については、通常、預託線量は摂取後 50 年間に渡って評価される。50

年間の公約期間は、委員会が職業に就く若者の労働可能な期間と見なしている丸めた値である。放射性核種の摂取による預託実効線量は、公衆の予測線量の評価においても使用される。この場合、50 年の公約期間は成人に対し考慮される。幼児と子供については、線量は 70 歳まで評価される。

(142) 放射性核種の職業上の摂取による実効線量は、作業者の摂取と実効線量係数に基づいて評価される。特定された放射性核種 ($Sv\ Bq^{-1}$) の線量係数の計算は、定義済みの体内動態及び線量測定モデルを使用する。様々な化学形の放射性核種の体内への取り込みと、血液中に取り込まれた後の分布と滞留を記述するためにモデルが使用される。一連の線源については、標的領域 T で吸収される線源領域 S から放出された極く少量のエネルギーを計算するために、男女の計算ファントムも使用される。これらの概算は、放射線防護の主要な課題に対し適切であるとみなされている。

(143) 特定された核種の摂取に関する男女平均の預託実効線量係数 $e(\tau)$[2] は、以下の式に従って計算される。

$$e(\tau) = \sum_{\mathrm{T}} w_{\mathrm{T}} \left[\frac{h_{\mathrm{T}}^{\mathrm{M}}(\tau) + h_{\mathrm{T}}^{\mathrm{F}}(\tau)}{2} \right] \qquad (4.9)$$

ここで w_T は、組織 T に関する組織荷重係数であり、$h_T^M(\tau)$ 及び $h_T^F(\tau)$ はそれぞれ、公約期間 τ に対する男性の組織及び女性の組織 T に関する預託等価線量である。式 (4.9) の合計はさらに、男女共用の残留組織に係る預託等価線量係数にまで及ぶ。

4.4.3 職業被ばく

(144) 外部放射線による職業被ばくをモニタリングする場合に、個人線量計は個人線量当量 Hp (10) を測定する。この測定値は、均一な全身被ばくの仮定の下での実効線量の評価として見なされる。内部被ばくについては、通常、預託実効線量はバイオアッセイ測定又はその他の量から放射性核種の摂取の評価により決定される（例えば、身体又は日常の排泄物中の残存放射能）。放射線量は、推奨されている線量係数を用いて摂取量から決定される（付属書 B を参考）。

(145) 外部放射線と放射性核種の摂取による職業被ばくの評価から得た線量は、下記の式を用いて線量限度及び線量拘束値を遵守していることを示すため、総実効線量 E の値を評価するために合計される。

---

[2] 小文字の記号 e と h は、実効線量 E と等価線量 H の係数を表す際に慣例的に使用される。

$$E \cong H_p(10) + E(50) \tag{4.10}$$

ここで $H_p(10)$は、外部被ばくと以下により評価される内部被ばくによる預託実効線量である $E(50)$からの個人線量当量である。

$$E(50) = \sum_j e_{j,inh}(50) \cdot I_{j,inh} + \sum_j e_{j,ing}(50) \cdot I_{j,ing} \tag{4.11}$$

ここで $e_{j,inh}$（50）は、放射性核種 j の吸入による放射能の摂取に関する預託実効線量係数で、$I_{j,inh}$ は吸入による放射性核種 j の放射能の摂取量、$e_{j,ing}$（50）は経口による核種 j の放射能の摂取に関する預託実効線量係数で、$I_{j,ing}$ は経口による核種 j の放射能の摂取量である。特定の核種からの実効線量の計算において、体内に取り込まれる物質の特性を考慮する必要があるかもしれない。

(146) 式（4.11）で使用されている線量係数は、標準男性及び標準女性の解剖学的、生理学的及び生物学的動態の性質から逸脱することなく、ICRP 委員会により特定されている係数である（ICRP、2002）。吸入エアロゾルの空気力学的な放射能中央径（AMAD）及び特定の放射性核種が沈着する粒子状物質の化学形など、摂取の物理的及び化学的性質が考慮されることがある。作業者の線量記録に記述される実効線量は、作業者が直面する放射線場や放射能の摂取により、標準人が経験すると思われる値である。50 年の公約期間は、労働期間中に起こり得る線量の集積された期間を示すものである(これは、体内組織中に長く滞留する長寿命の放射性核種にのみ該当する)。

(147) 負傷を伴う管理されていない事象を通した放射性核種の摂取には、作業行為の遵守を超えた意味合いがあるので、これらの事象は式（4.11）には含まれていない。これらの事象の重要性を評価、記録し、適切な医療治療を施し、必要なら作業者の被ばくのさらなる制限を考慮しなければならない。

(148) 弱透過性の放射線による外部被ばくの影響が大きい稀な事例においては、実効線量を評価する場合、式（4.10）の項に加え、実効線量に寄与する皮膚線量を考慮する必要がある（付属文書 B 参照)。同様に、ラドン同位体（主にラドン - 222）やその崩壊生成物からの線量もまた、全体的な線量評価において考慮する必要があるかもしれない（ICRP、1993a)。

(149) 航空機の搭乗員被ばくなど、個人線量計を用いて個人モニタリングが実施されない特定の状況においては、周辺線量当量 $H^*(10)$の数値から、実効線量の評価を得る場合がある。

その後、放射線場におけるデータから導出した適切な係数を用いて実効線量を計算するか、あるいはこれらのデータから直接実効線量を算出する。

4.4.4 公衆被ばく

(150) 実効線量の推定に関する基本原則は、公衆に対しても作業者と同様である。公衆への年間実効線量は、1 年以内に外部被ばくから受けた実効線量と、同じ年度内に摂取した放射性核種からの預託実効線量の合計である。線量は、職業被ばくと同様に個人被ばくを直接測定することで得られるものではなく、主に排出物と環境測定、慣習的なデータ、及びモデル化によって決定される。放射性排出物の放出に起因する要素は、既存の施設に関して流出物のモニタリングを行うか、設計期間中に施設又は線源からの排出物の予想を行うことで推定できる。外部被ばくと放射性核種の摂取による線量を評価するために、排出物と環境中の放射性核種の濃度に関する情報は、放射生態学のモデル化（空気、水、土壌、堆積物、植物、及び動物を介して人へ及ぶ環境上の移送に関する経路解析）と併用して用いられる（付属書 B を参考）。

4.4.5 患者の医療被ばく

(151) 患者被ばくとリスク対便益の評価を計画する場合に使用する量は、照射された組織に対する等価線量と吸収線量である。患者被ばくの評価に実効線量を使用するためには、医療被ばくを定量化する場合に考慮しなければならない厳しい制限が伴う。実効線量は、様々な診断手順による線量を比較し、同じ医療診断に対する様々な技術の使用のみならず、様々な病院と国々における似たような技術と手順の使用を比較するのに価値がある。

(152) 患者の医療被ばくによる実効線量の評価と解釈は、臓器・組織が局所的な被ばく、あるいは特にエックス線診断の事例である非常に不均等の被ばくを受ける際にはかなりの問題がある。

4.4.6 実効線量の適用

(153) 作業者及び公衆の放射線防護における実効線量の主な用途は、以下の通りである。

- 防護計画と最適化に関して事前の線量評価。
- 線量限度を遵守していることを示すため、あるいは線量拘束値や参考レベルと比較するためのさかのぼった線量評価。

(154) この意味で実効線量は、規制目的のために世界中で使用されている。放射線防護の実際の適用において、実効線量は、作業者及び公衆の確率的影響のリスクを管理するために使用される。実効線量あるいは外部被ばくに係る対応変換係数の計算は、内部被ばくに関す

る線量係数と同様に、吸収線量、荷重係数（w_R と w_T）及び人体やその臓器・組織に関する参考レベルに基づいている。実効線量は、個人のデータには基づいていない（付属書B を参考）。一般的な適用において、実効線量は個人に特定した線量を提供するのではなく、一定の被ばく状況下にある標準人に関する線量を提供する。

(155) 実効線量の計算において、参考レベルからパラメータ値の変更されるような状況があるかもしれない。従って、特殊な被ばく状況における実効線量の計算で変更される可能性がある参考パラメータと、実効線量の定義の下で変更できない数値（荷重係数など）を区別することが重要である。このように職業上の被ばく状況における実効線量の評価の場合には、変更が行われることがある。例えば、外部放射線場の特性（被ばくの方向など）、あるいは吸入摂取及び経口摂取された放射性核種の物理的特性や化学的特性に関連する変更である。そのような場合、参考パラメータ値からの偏差（逸脱）を明確に示す必要がある。

(156) 線量限度を大幅に超えることがある特定の個人に関するさかのぼった線量評価において、実効線量が全体的な損害に対するおおよその初期測定を提供することもあり得る。放射線量とリスクがより正確な方法で評価される必要がある場合、特に特定の個人に関する臓器特異のリスクが必要な場合には、臓器線量や組織線量のより具体的な推定が必要である。

(157) 実効線量は、参考レベルに基づき防護量として使用することを目的としており、よって疫学的な評価には推奨されず、また、個々の被ばくやリスクに関する詳細なさかのぼった調査に使用してはならない。その場合は、生物動力学による最適な生物効果やリスク係数のデータと共に吸収線量を使用すべきである。被ばくした個人における癌誘発の確率を評価する際は、実効線量ではなく、臓器線量あるいは組織線量が必要である。

(158) 実効線量の使用は、組織反応の評価には適さない。そのような状況では、吸収線量を推定し、放射線影響の評価の基盤として適切な RBE（放射線生物効果比）を考慮する必要がある（付属書 B を参考）。

4.4.7 集団実効線量

(159) 放射線防護の最適化の目的で、委員会は、主に職業被ばくに関して集団線量を導入している（ICRP、1977、1991b）。これらの線量は、ある集団における全ての個々人が、所定の期間に、あるいは指定された放射線区域で所定の作業を実施している期間に受けた被ばくを考慮している。集団等価線量は、実際には特別な状況でしか使用されない。よって、委員会はこれらの勧告において、集団実効線量についてのみ論じている。集団実効線量 S（ICRP、1991b）は、特定の期間あるいは考慮の対象である作業の期間に、全ての個々人が受けた実効線量の合計として計算される。集団線量に使用される特別な名

称は、「マン・シーベルト」である。最適化の過程では、様々な放射線防護措置と作業シナリオが予想される個人線量と集団実効線量の評価において比較されている。

(160) 集団実効線量 S は、閾値なしの確率的影響に関する直線仮説（LNT モデル）に基づいている。これに基づき、実効線量を付加的なものとして見なすことができる。

(161) 集団実効線量は、放射線学的な技術と防護手順を比較するための最適化に向けた手段である。集団実効線量は疫学的研究のための道具ではないので、リスク計画において使用するには適していない。なぜなら、（LNT モデルを適用した際の）集団実効線量の計算における暗黙の仮定には、多くの生物学的及び統計学的な不確実性が隠蔽されているからである。具体的には、多くの人々に対するわずかな被ばくを伴う集団実効線量に基づいた癌致死の計算は正当性がなく避けるべきである。集団実効線量に基づくこうした計算は、意図されたものではなく、生物学的及び統計学的に非常に不確かである。また、前後関係を無視して推定値が引用された場合には、反復されない傾向がある多くの警告を前提としており、この防護量の誤った使用方法である。

(162) 極僅かの個人線量が、長期間及び広い地理的領域にわたって不適切に集積するのを避けるために、制限条件を設定する必要がある。E_1 と E_2 間の個人実効線量値による集団実効線量は、以下のように定義されている。

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E\left(\frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}E}\right)_{\Delta T} \mathrm{d}E \qquad (4.12)$$

ここで（$\mathrm{d}N/\mathrm{d}E$）$\mathrm{d}E$ は、特定の期間 ΔT 内で E と $E + \mathrm{d}E$ との間の実効線量に被ばくしている個人の数を意味している（付属書 B を参考）。個人線量の範囲が複数桁に及ぶ場合は、各々が 2 又は 3 桁以下になるように、いくつかの個人線量範囲に分割し、範囲ごとに個別に考慮されている集団の規模、平均個人線量、不確実性と共に、個人線量の分布を特徴付けなければならない。集団実効線量が関連するリスク損害の逆数よりも少ない場合、リスク評価においては過剰な健康影響に対して最も適切と思われる数字がゼロである点に留意しなければならない（NCRP、1995）。

4.5 不確実性と判断

(163) 被ばく線量評価においては、外部被ばくのジオメトリ、体内への核種の摂取と保持の体内動態、及び人体解剖学をシミュレートするためにモデルが必要である。モデルのパラメータ値の「最良の推定値」あるいは「中心となる推定値」を導出するために、多くの場合、これらのモデルとパラメータ値は、実験的な研究と人の研究から開発されてきた。組織と放射線荷重係数の選択にも同様の考慮が当てはまる。一部のパラメータ値とモデル

それ自体の形態や構造においては、相当な不確実性があることが認識されている。線量評価に必要とされる最も適したモデルとパラメータ値を選択するには、判断力が必要である（付属書 B を参考）。

(164) 不確実性は、一定のパラメータ値あるいはモデルの想定に採用できる信頼度のレベルを示している。全ての外挿手順において重要な要素である。これに関しては、個々のパラメータの多様性と測定精度も非常に重要である。線量が減少し、システムの複雑さが増すにつれて測定と判断の精度は低下することになる。多様性は、問題の集団における構成員間の定量的な違いを指している。モデル開発においては、判断する場合に、これら全ての側面が考慮される（付属書 B を参考）。

(165) 線量評価モデルにおける確実性や正確度の欠如は、様々なパラメータと限定されている状況の事情により異なる。従って、不確実性の評価はモデル開発の重要な部分であるという事実にも関わらず、ICRP モデルの範囲を超えて不確実性の数値を提供することはできない。しかし、特別な場合には、不確実性が評価される必要があるかもしれず、不確実性の使用に対するアプローチは、例えば Goossens 他（1997)、CERRIE（2004)、ICRP（1994b、2005d)、Bolch 他（2003)、Farfa 他（2005）など、多くの刊行物の中で記述されてきた。一般的には、核種の体内動態を含む内部被ばくによる線量評価に関わる不確実性は、外部被ばくの不確実性よりも大きいと言われている。不確実性の程度は、様々な放射性核種により異なる。

(166) 委員会は、線量評価モデルについて不確実性や確実性の欠如を認識しており、それらを厳しく評価し、可能な限り低減させるように努力している。委員会が推奨する規制目的の線量評価モデルとパラメータ値は参考レベルである。これらは慣例により固定されているため、不確実性の対象にはならない。同様に、委員会は、線量評価の目的に必要な生体内動態と線量評価モデルは参考データとして定義されており、従ってそれらのモデルも固定されており不確実性は適用されないと考えている。これらのモデルと数値は定期的に評価され、新たな科学的データと情報が入手できる場合には、そのような評価に基づいて ICRP により変更されることがある。

(167) 法規制の遵守は、標準人に適用される実効線量の推定値を用いて、これらの推定値に不確実性はないものとして判断される。制限に迫る又は制限を超えることがある線量のさかのぼった評価においては、線量とリスクを具体的且つ個別に推定し、また、これらの推定における不確実性を考慮することが妥当であると見なされることもある。

(168) 実効線量の計算に誤差があるのと同様に、線量測定のモデル化に変更があるにせよ、等価線量あるいは実効線量の従来の評価は、適切であると見なされるべきである。委員会は、一般的に、新しいモデルとパラメータの既存値を再計算することを推奨していない。

4.6 参考文献

Bolch, W.E., Farfan, E.B., Huston, T.E., et al., 2003. Influences of parameter uncertainties within the ICRP-66 respiratory tract model: particle clearance. Health Physics 84 (4), 421–435.

CERRIE, 2004. Report of the Committee Examining Radiation Risks of Internal Emitters (CERRIE). www.cerrie.org, ISBN 0-85951-545-1.

Cristy, M., Eckerman, K.F., 1987. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Report ORNL/TM-8381: vol. 1–7. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.

Farfan, E.B., Bolch, W.E., Huston, T.E., et al., 2005. Uncertainties in electron-absorbed fractions and lung doses from inhaled beta-emitters. Health Physics 88 (1), 37–47.

Goossens, L.H.J., Harrison, J.D., Kraan, B.C.P., et al., 1997. Probabilistic Accident Consequence Uncertainty Analysis: uncertainty assessment for internal dosimetry, NUREG/CR-6571 vol. 1, U.S. Nuclear Regulatory Commission, Washington, DC.

ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3).

ICRP, 1991b. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1–3).

ICRP, 1993a. Protection against radon-222 at home and at work. ICRP Publication 65. Ann. ICRP 23 (2).

ICRP, 1994b. Dose coefficients for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 68. Ann. ICRP 24 (4).

ICRP, 2002. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3/4).

ICRP, 2003c. Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (wR). ICRP Publication 92. Ann. ICRP 33 (4).

ICRP, 2005d. Low dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99,

Ann. ICRP 35 (4).

Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., et al., 1982. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF-Report S-885, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany.

NCRP, 1995. Principles and application of collective dose in radiation protection. NCRP Report 121. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, MD.

Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., et al., 1969. Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) Pamphlet No. 5. J. Nucl. Med. 10, Supplement No 3.

Zankl, M., Becker, J., Fill, U., et al., 2005. GSF male and female adult voxel models representing ICRP reference man – the present status. Proceedings of The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World. Chattanooga, TN, American Nuclear Society, La Grange Park, USA.

5. 人の放射線防護システム

(169) 誰もが自然線源及び人工線源から電離放射線により被ばくする。人の被ばくを起こす過程を、*事象や状況の被ばくネットワーク*として考えて差し支えない。被ばくネットワークの各要素は線源から始まる。放射線や放射性物質はその後、個人の被ばくを引き起こす環境経路やその他の経路を通る。最終的に、放射線や放射性物質による個人被ばくは、これら個人への線量を導く。防護は、線源の位置と被ばく経路上のその時点で措置を講じることで、あるいは被ばくした個人の位置や特性を変更することで達成される。便宜上、被ばく線源と個人が受ける線量との関連を包括するために、通常は環境経路が必要とされる。どのような措置を講じるかという問題が、防護システムへ重大な影響を及ぼす。

(170) 線量増加と確率的影響のリスク増加の推定される比例関係は、被ばくへと導く事象や状況の被ばくネットワークの要素ごとに対処し、一定の状況において関連性のある要素を選定することを可能にしている。しかし、これらの選択を行うために、被ばくネットワークの各要素に対し、その目的、防護に責任を負う組織（及び個人）、責任の線引き、及び必要な情報が得られる可能性を明確にする必要がある。依然として複雑な手順であり、委員会は放射線状況の管理について二つの簡略化を提案している。

(171) 第一の簡略化は 1990 年勧告から使用されたもので、個人は幾つかの種類の被ばくを免れずそれに別々に対処しなくてはいけないと認識している（ICRP、1991b）。例えば、仕事で放射線源に被ばくする殆どの作業者は、公衆として環境上の線源にも被ばくし、患者として医療被ばくにも被ばくしている。委員会は、仕事による被ばくの管理はその他の線源からの被ばくによる影響を受ける必要がないという方針を維持し続けている。この方針は、被ばくを職業被ばく、患者の医療被ばく、及び公衆被ばくの 3 つに分類することで、新勧告の中で依然として反映されている（項目 5.3 を参考）。委員会は引き続き、規制の目的として異なる分類（職業被ばく、公衆被ばく、医療被ばく）の被ばくが同じ個人に対し加えられるような試みがなされないように勧告している。

(172) 二番目の簡略化は、多様な被ばく経路を構成するネットワークに取り組む場合に、<u>線源関連</u>の考慮と個人関連の考慮との間の区別が行われると言うことである（5.5 章参考）。各分類（職業被ばく、公衆被ばく、医療被ばく）の被ばくにおいては、個人が複数の線源に被ばくしかねないが、放射線防護の目的で、各々の線源又は線源集団はそのまま扱われる（ICRP、1991b）。そのため、この線源や線源集団により被ばくするかもしれない全ての個人の被ばくを考慮する必要がある。この手順は「線源関連の評価」と呼ばれている（項目 5.5 を参考）。

(173) 被ばくの実用的な管理に関して、*Publication 60* の中では、これらの被ばくを引き起こす事象と状況の被ばくネットワークが、行為と介入という 2 つの広範囲な種類の状況に分けられた。行為とは、線源、経路及び個人という新たな分類を導入するか、あるいは現