

第6章

電離放射線：ICRP 線量体系における単位と定義、

ECRR によるその拡張

第6.1 節 モデルの不適切さについてのICRPの告白

ICRP はその放射線リスクモデルにおいて使用する被曝線量の定量的体系を整備を開始するのに先立って、その使用に関連して誤りが発生する可能性のあることを告白している。この ECRR 報告はそれと同じ注意を喚起しているのであるが、ICRP の 1990 年勧告には次のように述べられている：

(17) 歴史的に、電離放射線線量の「量」を測るのに用いられている量は、通常は定義されたある質量中における、ある定義された状態での電離事象の総数あるいは付与されたエネルギーの総和である。これらのアプローチは、電離過程の非連続的特質についての配慮を欠いているものの、(放射線の種類の違いについての調整を含めて)その総量が結果としての生物学的効果と相当により相関を持つという観察結果によって、経験的に正当化されている。

(18) 将来における進歩は、細胞の核やその DNA 分子のような生物学的実体の大きさに相応しい小さな体積の物質中における事象の統計的分布に基づくような、他の量を利用するのがより優れていることを明らかにするかもしれない。しかしながら、それまでの間、当委員会としてはこのような巨視的な量の使用の勧告を続ける。

ついでながら、本委員会は(17)においてうたわれているICRPの「正当化」とは、外部被曝の実験に基づくものであることに注意を促しておく。

第6.2 節 基本的な線量体系の導入

放射線は生きている組織に対して、それを構成する細胞を形づくっている原子や分子を電離することを通じて、損傷をもたらす。図6.1には、3種類の主要な電離放射線と物質との相互作用を模式的に示している。

電離過程とは組織内の分子を構成している原子を互いに結びつけている化学結合を切断するものである。これらの引き裂かれた電離した断片は、再結合することもあるが、他の分子と結合して細胞に対して害を及ぼし得る新しい反応性物質をつくることもあり得る。もし細胞に損傷が生じ、それが十分には修復されないとすれば、その細胞が生き続けて再生することは妨げられるかもしれない。あるいは、生きてはいけるが変質してしまうかもしれない。

生物学的に重要な化学結合を切断するのに必要なエネルギーは、もちろんその結合にもよるが、DNA や RNA のような大きな生物学的分子に対しては 6~10 eV (電子ボルト)の間である。したがって、セシウム Cs-137 同位体の一回の崩壊でもたらされる約 650 keV の放射線エネルギーは、原理的には、そのような分子内において約 65,000 箇所

の化学結合を切断するのに十分なのである。

ある臓器を構成する細胞のかなりの部分が死んでしまったとすると、その臓器の機能及びその臓器の健全性には全般的な目に見える影響が現れるだろう。ICRP モデルにおいては、そのような重大な「非確率的」あるいは確定的損傷(deterministic damage)と、有害であるが生存可能な変異を獲得した結果として起こる蓋然的あるいは確率的な効果の結果がもたらす損傷とは区別されている。本報告において本委員会は、高線量急性被曝の著しい直接的結果を主なものとしては扱わず、低線量被曝による慢性的効果を扱う。放射線被曝がもたらす発ガンの確率は、細胞がそれによる損傷に耐えられずに死んでしまうようなあるレベルまでは、個々の標的細胞における線量増加とともに大きくなると期待されるだろう。

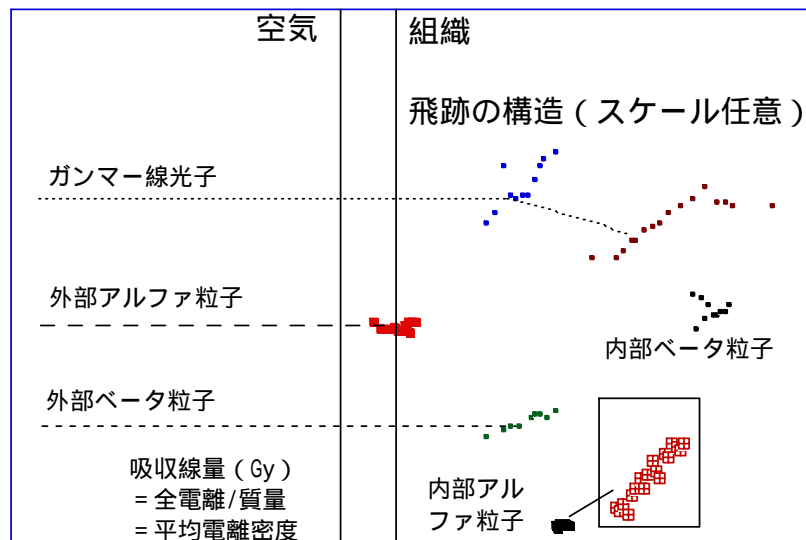


図6.1. 電離した分子を生み出す電離放射線と物質との相互作用

このような理由からすると、関心を払うべきパラメータは個々の細胞に対しての線量であるということを強調しておきたい。内部被曝、すなわち非均一な分布をもつ放射線被曝に関しては、組織全体に対して巨視的に評価された被曝線量が、個々の細胞に対する線量を正しく反映するようなことはありそうにない。他の言葉で言えば、ある与えられた組織に付与されたエネルギーをその質量当たりで平均してしまうことは、実際にはそのエネルギーの全てが、その組織の非常に狭い部分に付与されている可能性のある場合には、低い線量を与えてしまう可能性がある。いくつかの細胞が非常に高い線量を受け、一方ではほとんどのものが何の影響も受けないということである。このように、線量の烈しさに依存して、確定的影響と確率的影響(stochastic effect)との境界は、エネルギーが吸収される組織の質量に依存することになる。

このことは、なかんずく、体内に取り込まれた微粒子による胎児への被曝について大きな意味を持つ。被曝した細胞が死ぬのではなくて変異する場合には、その結果は大きく異なってくる。細胞の修復機能の存在にもかかわらず、また、生体全体については、そのような細胞を消去するような別の監視システムがあるにもかかわらず、放射線によって誘起された一時的変異を伝える細胞の複製は、通常の細胞と比較して、制御不能な複製をもたらすのに必要な一連の遺伝的変化を獲得するより高い確率を持っている

だろう。これは悪性の症状、すなわちガンをもたらす可能性がある。また、それはその臓器の機能やその細胞が一部分をなす組織に、そして最終的には個体に対して悪い健康状態をもたらすような、有害な影響をもたらすかもしれない。ガンの深刻さは線量の大きさによっては影響されない。この種の損傷は「確率的」と呼ばれ、「ランダムあるいは偶然的因子の結果であること」が意味されている。

しかしながら、ICRP にとっては、電離放射線への被曝に続いて集団に生じると期待される晩発性の健康影響は、それらの被曝した集団に引き起こされるガンと彼らの子孫における遺伝的疾患 (hereditary disease) の増加だけなのである。

ある組織内の多くの細胞中にある遺伝物質に対するランダムな損傷こそがその組織の機能喪失をもたらすのだろう。そのような影響は、その最初の被曝から何年も経てからそれ自体が臨床的に明らかになるかもしれない。また、最初に被曝した細胞の末裔の機能変化による結果なのかも知れない。例えば、非ガンの甲状腺機能障害は放射性ヨウ素への被曝によって発生し得る。そのような結果が確定的であるのか確率的であるのかの分類は容易ではなく、ICRP が使うリスク体系においては問題の外に置かれている。しかしながら本委員会は、そのような影響の存在は認められるべきであり、可能ならばそれらのリスクは定量化されるべきであると考えている。なぜならば、現在は存在が認知されていない被曝集団において、それらは特筆すべき苦しみとして顕在化しているからである。そのような一般的な影響は「非特異的老化 (non specific ageing)」と呼ばれるが、この概念は多くのリスク評価機関によってガン早死 (premature cancer death) の道徳的意味合い (moral implications) を検討するために使われている「寿命短縮 (life shortening)」という考え方とは一致していないことに注意が必要だろう。細胞内遺伝子の損傷が遺伝情報を後の世代に伝達する機能を持つ細胞に生じたならば、それらの変異は被曝した個人の子孫の中に現れることになるだろう。そのような影響は「遺伝的」と呼ばれる。

最後に、人類の遺伝子プールに入った遺伝的損傷は、その保持者が生殖再生する以前に死亡して喪失するまでそこに留まるということが強調されるべきである。したがって、遺伝的損傷は、子供のないままの死亡を通じて失われるまで、被曝した個人かあるいは子孫の中に常に現れることになる。

第6.3 節 リスク定量化のための本委員会のアプローチ：

線量に荷重するかリスク荷重するか？

ICRP が前書きで認めているように (第 6.1 節参照) 放射線リスク評価において興味のある量は照射された細胞における電離エネルギー密度である。ICRP は、これがあるひとつの平均量、吸収線量 (以下において定義する) によって近似している。この吸収エネルギー密度 (線量) は、生物学的な効果や臓器の感受性における変動を斟酌するために ICRP によって 2 重に荷重される。ICRP によって放射線防護において採用されている最終的な線量単位は、この基本的な吸収線量のある込み入った拡張である。その単位であるシーベルトは、被曝状況に関係する個々のタイプ毎に一覧表にされるのであるが、それは平均エネルギー密度という物理的な単位と、動物実験や疫学、放射線の種類毎の物理的性質、組織・臓器の感受性等に基づいて、健康影響についてなされる価値判断の混合物である。ICRP は元は、放射線の線質や臓器の感受性の他に、基本的な物理

量への荷重を考慮に入れてこの体系を拡張する可能性を含めていた。ICRP は 1990 年勧告で次のように述べている：

先行している定式化においては、放射線荷重と臓器荷重係数以外の可能性のある荷重係数についての用意がなされていた。そのような別立ての特定されていない荷重係数の積は N と呼ばれた。

(ICRP1990 年勧告、第 30 節)

結局のところ、ICRP は、異なった被曝のタイプや被曝の時間的分割に関連して害 (hazard) に現れる変動を、線量計算から切り離し、彼らが公表した致死ガンについてのリスクに押し込むことを選択したのである。別の言葉でいうならば、線量の単位を修正するという考えが、線量当たりのリスク係数の修正を有効に進めるために放棄されたのである。これによって等価線量の単位がある基礎的なあるいは物理的な意味合いを有することを (誤って) 示すことになった。こうして ECRR は、体内の放射線核種の点線源が関係する細胞レベルにおける定性的に異なった被曝を解釈するために、ICRP の教義体系を修正するのか、あるいは完全に作り直すのか、という問題に直面した。本委員会 は、一方では第一の原理からはじめて細胞レベルでの電離事象によるエネルギー付与を正確に記述するモデルを開発することは好ましいことであると考え。しかし、最初の例としては、ICRP モデルに基づいた歴史的な被曝線量計算が健康欠損 (health deficit) についてのより正確な情報を与えるように修正した単純な体系であることが必要であろう、と決定した。

放射線の種類によって異なる生物学的効果を取り入れる目的で、ICRP によって認められている荷重係数や臓器の感受性を考慮するための荷重係数は、被曝線量の異なった時間分割や様々な同位体、粒子、変異を引き起こす汚染の種類の違いによる異なった可能性を受け入れるための荷重係数と、定性的には違ったものではないと ECRR は考えている。結果として ECRR は、ICRP の元のモデルにあった荷重係数 N を復活させ、採用することを提案する。このアプローチは、内部あるいは特異な形態での被曝による低レベル線量における新しいリスクは ICRP によって想定されたものよりも多少大きなものになるかも知れないが、最大許容線量に関する現行の法的な枠組みを変更する大きな必要性はないという、大きな利点を持っている。別途、計算されるのも線量そのものである。こうして ECRR は、**損害強調荷重係数** (Hazard Enhancement Weighting factor) N に組み入れられる、様々な被曝に対する損害荷重係数のとるべき範囲を開発したのである。それについては以下においてより詳しく述べる。

第 6.4 節 吸収線量と等価線量

ICRP の放射線モデルにおいて基本とされる線量計測学的量は、**吸収線量** (Absorbed dose) D である。これは単位質量当たりに吸収されたエネルギーであり、その単位は今日ではジュール毎キログラム (J/kg) すなわちグレイ (Gy) である。かつて使われていた単位はラド (rad) であった。100 ラドは 1 グレイに等しい。

$$D = E / M$$

ここに D はグレイ単位での吸収線量であり、 M はその線量が吸収された組織・臓器のキログラム単位での質量であり、 E はジュール単位でのエネルギーである。自然界には異なる

種類の電離放射線が存在しており、それらが組織を電離する能力は異なっているため、放射線によって変わる電離能力を考慮するある係数を用いて吸収線量を荷重することによってその違いを調整する必要のあることが知られている。ICRPは、線量当量 (Dose Equivalent) という用語を放射線防護のための彼らの基本的単位として用いている。これは「(ある点についてではなく)組織あるいは臓器にわたって平均された吸収線量であり、対象となる放射線の線質によって荷重される」と定義されている。このような目的のための荷重係数は、放射線荷重係数 (radiation weighting factor) W_R として定義されており、外部から人体に入射する、あるいは、内部被曝の場合には内部線源から放射される放射線の種類やエネルギーに応じて選ばれる。最終的に荷重された吸収線量は、ある組織あるいは臓器についての等価線量 (Equivalent Dose) と呼ばれ、その単位はシーベルト (Sv) である。1シーベルトは、以前の単位では、100レム (rem) にほぼ等しい。臓器Tにおける等価線量Hは次のように表される：

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

ここに $D_{T,R}$ は、組織あるいは臓器Tにおいて平均された放射線Rによる吸収線量である。ICRPによると等価線量の単位はジュール毎キログラムであるとされているが、荷重係数の値についてはICRPという委員会によって選択されているので、その方程式は物理学的なものではなく、異なる放射線の間にある相対的な効果に関する人為的価値判断 (human value judgements) が含まれていることになる。例えば、物理的には1ジュール毎キログラムである平均吸収は、アルファ線被曝の場合には、その表にしたがって20ジュール毎キログラムであると算出されるように荷重される。このような価値判断があるひとつの委員会によってなされているのである。

放射線荷重係数 W_R は、他のものと比較したあるひとつの放射線種 (, ,) の生物学的効果比 (RBE, relative biological effectiveness) の平均値を代表するように、ICRPによって選択されている。RBEはある定められた生物学的エンド・ポイントを同じ度合いで生じさせる吸収線量の比の逆数として与えられる。 W_R 値は、電離性粒子の飛跡や、光子の吸収に続いて生成する電子の飛跡に沿った電離密度の尺度である線エネルギー付与 (LET, Linear Energy Transfer) の大きさにほぼ一致する。ICRPは全ての放射線に対して、彼らが荷重係数の単位 (1.0) とした、あらゆるエネルギーのX線やガンマ線を参照とるように選択している。

考えている放射線がひとつ以上の種類のものから成っているときには、吸収線量はそれぞれが独自の W_R の値を持つブロックに小分けされなければならない。そして、全等価線量を与えるために足し合わされる。ICRPによる放射線荷重係数を表6.1に示す。一般的に、これらの荷重は生体外での (in vitro) 細胞死を生じさせる効率に追随するように決定されてきている。そして、生体内での (in vivo) 変異効率もそれと同様な関係を持つであろうとの仮定が置かれている。

表6.1 ICRPによる放射線荷重係数

放射線の種類	放射線荷重係数 W_R
X線とガンマ線、全エネルギー	1
電子 (ベータ線)	1
アルファ線	20
中性子と陽子	エネルギーに応じて5から20に変化

本委員会は、トリチウムについては 2、そしてオージェ電子放出体については 5 の荷重係数を採用すべきではないかという、1980 年代にあった、ICRP 内部における何回かの提案が、原子力産業に対してであったのであろう配慮のために採り入れられなかったという事実を確認している。本委員会としては、これらの種類の被曝について単位量の荷重を採用している。

全ての X 線やガンマー線に単位量の放射線荷重係数を割り当てることには別の困難もある。一方において医療用 X 線は通常、空気中において皮膚への入射位置でレントゲン単位で測られるが（局部、局所依存; partial body, site specific）、ガンマー線被曝は全身について骨髄線量として測定される。医療用 X 線からの骨髄線量は皮膚線量よりもかなり低いであろう。例えば、ある医療用胸部 X 線の皮膚線量は 0.5 mSv であり、軟組織線量は 0.3 mSv であり、そして骨髄線量は 0.03 mSv である。光線に対するこのような異なった吸収は、それが与える画像の鮮明さに関係する。高エネルギーのガンマー線は通常、皮膚、軟組織、骨髄に対して同じであるとされている。したがって、体内の臓器の画像を得るためにそれを用いることはできない。したがって、例えば、考慮すべ生物学的エンド・ポイントとして白血病を用いるならば、0.5 mSv の高エネルギーガンマー線は 0.5 mSv の医療用胸部 X 線線量（後者は局部線量: partial body dose）よりも高いリスクを持つことになる。

第 6.5 節 ECRR の新体系：生物学的等価線量・細胞における生物学的応答

および他の因子を考慮に入れる

先に ICRP の元の定式化においては、放射線が生体内における細胞死や変異、あるいは疾病をもたらす効率を強めたり弱めたりする可能性のある、放射線被曝のタイプにおける多様な様相を考慮するために荷重係数を拡張するための用意がなされていたことについてふれた。ECRR は ICRP モデルがつくられた以降に進められた疫学的な、そして理論的な発見を通じて明らかになってきている、多くの因子を受け入れるためにこのアプローチを利用することを提案する。そのような被曝のタイプに応じて害 (hazard) が拡大されていることの証拠は、第 10 章～第 12 章にまとめる。このようにして ECRR は生物学的等価線量 (biological equivalent dose) の量を、等価線量と、部分的なものにとどまるが、新しい生物学的損害荷重係数 N (biological hazard weighting factor N) との積として定義する。

臓器 T における生物学的等価線量 B は、線質 R の特定の被曝 E の結果として、次のように記述される：

$$B_{T,E} = \sum_R N_E H_{T,R}$$

ここに $H_{T,R}$ は、放射線 R による、組織あるいは臓器 T にわたって平均した吸収線量であり、そして N_E は特定の被曝 E についての損害強調荷重係数である。

N_E は、遺伝子の変異や他の関係する生物学的損傷を導く異なった過程に関連する数多くの損害強調係数からなっている。個々の内部線源 S からの各々のタイプの被曝については、その被曝と関連する損害について荷重があると仮定されることになる。この荷重は積として現れる生物学的あるいは生化学的な諸因子からなっている。というのは確率的には、それらは同じ機構 (DNA 変異) に作用する、非独立の二項因子 (non-independent binomial factor) であると考えられるからである。したがって、それは

次のようになる：

$$N_E = W_J W_K$$

J について言えば特定の被曝における異なった生物物理学的諸側面であり、K はその内部被曝での異なった諸側面を表すものである。それらは、本委員会が危害のリスク (risk of injury) を高めると確信しているところのものである。

表 6 . 2 低線量領域の被曝に対する生物学的損害係数 W_J

被曝のタイプ	係数 W_J	備 考
1 . 外部急性	1.0	
2 . 外部延長 (3 . 参照)	1.0	線量率低減は仮定せず
3 . 外部 : 2 4 時間 2 ヒット	10 ~ 50	修復の妨害を考慮
4 . 内部原子単一壊変	1.0	例えば、カリウム-40
5 . 内部 2 段階原子壊変	20 ~ 50	崩壊系列と線量に依存
6 . 内部オージェあるいは コスタ・クローニツヒ (Coster-Kronig) **	1 ~ 100	部位とエネルギーに依存
7 . 内部不溶性粒子	20 ~ 1000	放射能と粒子サイズ、線量に依存*

* タンプリンとコークラン (1970) は、プルトニウム酸化物ホット・パーティクルの線量についての強調は 115,000 に及ぶとした。

** (訳注 : 光電効果や荷電粒子による原子のイオン化などによって原子の内殻軌道に電子の空孔が生じる。そのような原子は不安定であり、その空孔を埋める電子遷移のドミノが生じる。例えば最も内側の K 殻にひとつの空孔が生じると $10^{-17} \sim 10^{-14}$ 秒の間に外側の殻からその空孔に電子が落ちて空孔は上の殻に 移行する。例えばひとつ外側の L_2 の副殻と K 殻との間でこのような電子遷移が生じるとする。そうすると、2 つの殻の束縛電子の結合エネルギーの差が KX 線として放射されるか、または他の場合には L_3 束縛電子にそのエネルギーが移ってその軌道電子が放出される。このような電子はオージェ電子と呼ばれる。前者の過程は K- L_2 遷移、後者を K- L_2L_3 オージェ遷移と表現され、両者は競合的な過程である。L 殻は L_1 、 L_2 、 L_3 という 3 つの副殻からなっている。例えば L_1 副殻にひとつの空孔が生じたときには、コスタ・クローニツヒ遷移と呼ばれる同一殻にある副殻間での空孔移動が上に述べたふたつの過程に加わる。)

総合的な損害強調係数 N の構成成分は、生物物理学的損害係数 (biophysical hazard factors) W_J 及び同位体生化学的損害係数 (isotope biochemical hazard factors) W_K と呼ばれ、それらは表 6 . 2 と 6 . 3 とに示すように、幾つかの被曝タイプと同位体について与えられている。被曝源 S が 2 つ以上の損害の側面を通じて強調されるので、線源と変異をもたらす被曝 (2 項確率級数: binomial probabilistic sequence) とが同じである限り、これらは掛け合わせるものとして扱われる。例えば、ストロンチウム Sr-90 は染色体に結びつく、しかしそれは 2 段階壊変事象原子 (a second event decay atom) でもある。したがって、 W_J によって 30 の強調を伝え、 W_K によっては 10 の強調が伝える (DNA 親和性)。そして、結果的には全体で 300 の強調となる。Sr-90 については、表 6 . 3 には、界面吸着 (interfacial adsorption) を通じた強調も示されている。しかしながら、これは異なるタイプの被曝であると考えられるので、 N_E の計算には含まれない。しかし、生物学的等価線量 B を計算する段階では追加される。もし Sr-90 の損害が Y-90 への元素境界転換 (barrier transformation) によるとすれば (例えば、Sr-90 は 2 価のイオンとして系内に入るが、3

価のY-90 に転換する。そして反応する輸送(reflexive transport)がないために蓄積する) この被曝に相応しい強調係数だけが使われる。例えば、脳組織への線量を評価する際にである。

表 6 . 3 特定の内部同位体生化学的強調係数 W_k

同位体あるいは部類	係数 W_k	強調効果の機構
トリチウム 3-H	10 ~ 30	核壊変と局所線量；水素結合：酵素増幅 (Enzyme amplification)
イオン性平衡カチオン (Ionic equilibria cations) 例えば K, Cs, Ba, Sr, Zn	2 ~ 10	界面イオン吸着による局所濃縮 (Local concentration by interfacial ionic adsorption)：考慮する効果に依存
DNA 結合物 (DNA bindings) 例えば Sr, Ba, Pu	10 ~ 50	DNA の 1 次、2 次、3 次構造の崩壊
14-C	5 ~ 20	核壊変と酵素増幅
35-S, 132-Te	10	元素転換と酵素増幅；水素結合
酵素と共酵素探求物 (Enzyme and co-enzyme seekers) 例えば Zn, Mn, Co, Fe	10	酵素増幅
脂肪に溶ける希ガス。例えば Ar-41, Kr-85	2 ~ 10	考慮する効果に依存
元素境界転換系列 (Barrier transmutation series) 例えば Sr-90/Y-90	2 ~ 1000	考慮する効果に依存

第 6.6 節 臓器の感受性についての考慮：実効線量

電離放射線の決定的な標的は個々の細胞である。確定的および確率的な影響は、臓器内の分化した細胞において現れ、そして両方のタイプの影響の大きさは細胞種の個性と細胞循環における位置 (別途、主題として取り上げる) の双方に依存する。二〇世紀の初頭から、速く複製される細胞種は (例えば、血液細胞、消化管の上皮細胞) ほとんど分裂しない細胞よりも、電離放射線に対してより高い感受性をもつことが知られている。分裂が活発である細胞もまた非常に敏感である。これに加えて、ある臓器の細胞は (例えば、眼、甲状腺) 被曝に対して高い感受性をもっている。ICRPの体系は、臓器に見られる感受性の違いについてのみ考慮し、細胞循環における感受性の違いは無視している。それは前者について組織荷重係数 (Tissue Weighting Factor) W_T と呼ばれる追加的な荷重係数を導入することによってなされている。それは、その影響が全身に対しての一律な被曝からの結果であると考え、全体的な損失に対する組織あるいは臓器の相対的な寄与を表現する。荷重された等価線量 (すなわち、2 重に荷重した吸収線量) は実効線量 (Effective Dose) E とよばれる。その単位はジュール毎キログラムであるとされ、シーベルト Sv という特殊名をもつ。しかしながら、等価線量と同じく、その単位は客観的なものではなくて ICRP という委員会による選択に依存する。

実効線量は、身体全体の組織と臓器における荷重された等価線量の合計であり：

$$E_T = \sum_T W_T H_T$$

ここに、 H_T は組織または臓器 T の等価線量であり、 W_T は臓器 T についての荷重係数である。実効線量は身体全体の組織と臓器において 2 重に荷重された吸収線量の総和として表

すこともできる。

実効線量に関する ICRP の体系は、ICRP の等価線量をこの第 6 章で定義した新しい生物学的等価線量に置き換えることを通じて、本委員会も採用している。したがって、

$$E_T = \sum_T W_T B_T$$

となる。ここに E_T は厳密には生物学的実効線量 (biological effective dose) と呼ばれるべきであるが、本委員会は実効線量の呼び名を残しても混乱はないと考えている。すなわち、放射線防護安全とその諸単位へのこれらの編入は、これまでの使用と継ぎ目なくつながらる。

第 6.7 節 臓器から足し合わせる線量が、全身から分割する線量が

異なる組織の個々の実効線量を足しあわせることで組み立てられるある個人の総合的な全実効線量と (シーベルト単位で、2 重の荷重で導かれる) 全身に一樣な等価線量をもたらす外部放射線場から計算される実効線量とは、一般的には一致しないのは明らかであろう。この問題を克服するために、「全身についての一様な等価線量が、一様な等価線量と数値的に等しい実効線量を与えるべきである」という根拠にたって、ICRP は臓器荷重係数の和が 1 になるように規格化した。すなわち、次式が成り立つ：

$$\sum_T W_T = 1$$

ICRP によって用いられる臓器荷重係数を表 6 . 4 に示す。一般的に本委員会は、個々の臓器についての線量を、あるいは細胞小器官についての線量であっても、それを評価するアプローチは好ましいと考えている。多くの歴史的データがこの名前のもとに表現されているので ICRP-26 以降の荷重係数の体系を取り入れる。

表 6 . 4 ICRP の臓器荷重係数

組織または臓器	荷重係数 W_T
生殖腺	0.20
骨髄 (赤色)	0.12
結腸	0.12
肺	0.12
胃	0.12
膀胱	0.05
乳房	0.05
肝臓	0.05
食道	0.05
甲状腺	0.05
皮膚	0.01
骨表面	0.01
残りの組織・臓器	0.05

(訳注：残りの組織・臓器には、副腎、脳、大腸上部、小腸、腎臓、筋肉、膵臓、脾臓、胸腺、子宮が含まれる。)

さらに、ICRP によって用いられるその荷重係数は、放射崩壊による組織や臓器のガンと放射崩壊による全身のガンとの間に仮定されるある比率に基礎をおいている。これはそのような体系に重大な数学的問題をもたらす。というのはある一つの臓器を基

本にしたリスク係数における大幅な変動は、全てのガンについてのリスク係数の中に包含させるのは不可能だからである。加えて、ICRP によって彼らの分割モデル (partition modelling) において使われている荷重係数の幾つかは、人造放射能を大量に組織内保持することのできる臓器における効果を無くするように選定されてきているようである。ICRP66 の肺臓モデルでは、放射線物質が蓄積する気管支リンパ節には 1/1000 という臓器荷重が与えられている。

第6.8 節 線量率、被曝における線量の分割と伸長

ICRP は、ある吸収線量の被曝がまねく結果は、その線量の大きさに依存するだけでなく、また、その放射線の種類やエネルギーに依存するだけでもなく (放射線荷重係数によって扱う) そして、体内における線量の分布に依存するだけでもなく (臓器荷重係数によって扱う) 時間におけるその線量の分布にも依存するとしている。彼らはそれを線量率や被曝の伸長と述べている。初期の定式化では、ICRP はこの問題を彼らが N と名づけた別の荷重係数に含ませることで解こうとした。この体系はリスク係数に荷重係数を組み込むために放棄された。このアプローチは本委員会によって再び導入されてきている (先の第 6.5 節参照)。ICRP はリスク係数の体系内に、線量率効果を認めており、線量率低減係数 (Dose Rate Reduction Factor) と呼ばれる項を使って、その信念にしたがってそれらを荷重する。すなわち、時間の長い期間にわたって与えられるある線量は、同じ線量の急性的な付与と比べて、より低い効果を持つと信じられている (「低減 (sparing)」と呼ばれる) そのような効果の大きさについては幾つかの議論がある。ICRP によっては、誘導される細胞の修復複製の期間内の時間スケールにおける線量分割の結果を検討する試みは何もされていない。

ECRR は線量率による低減 (sparing) を受け入れず、分割強調効果を生物学的等価線量を求めるために用いる生物学的あるいは同位体荷重係数に包括させている。両者についての係数は表 6.2 と 6.3 とに与えている。

第6.9 節 時間積算および預託線量計測量

体内に放射線物質を取り込んだ後には、その物質がその体内の組織の中での等価線量のある変動する割合で増加させる期間が続くことになる。この結果として付与される等価線量の総計は、その物質の排出の速度とそれの物理的崩壊特性 (物理的半減期) とによって影響される。等価線量率の時間積分は、**預託等価線量** (committed equivalent dose) $H(\infty)$ と呼ばれ、ここに ∞ はその摂取からの積分時間である。特に指定されない場合には、成人に対して ∞ は摂取から 50 年とされ、子供に対しては 70 年であるとされる。これを拡張することで、**預託実効線量** (committed effective dose) もまた同様に定義される。

集団として被曝をうけている大人数の人々 (例えば、チェルノブイリ近郊の住民) に対する、(ICRP がガン死と遺伝的損害であると定義した) 健康損害を評価するために、ICRP はそのような集団に対して、吸収線量の概念の中に含まれている細胞についての平均化のアプローチを拡張する。そのような集団について、個々人についての平均が被曝した個人の数に掛け合わされる。意味をもつ値は**集団等価線量** (collective equivalent dose) S_T であり、**集団実効線量** (collective effective dose) S である。いくつかのグループが含ま

れている場合には、各々のグループの集団量の和が全体の集団量になる。これらの集団量の単位は、人・シーベルトである（man-Sievertあるいはperson-Sievert）。

集団量はある一つの被曝グループの全ての結果を示していると見ることができる。ICRP はそれらの使用は、その結果が本当に線量計測量と被曝した人の数に比例し、そして適切なリスク係数が使用可能であるような場合に限定されるべきであるとの警告を与えている。環境中に放射性物質が存在することに起因する集団実効線量は、長い期間にわたって、連続する世代にわたって累積されるだろう。ある与えられた状況から期待される集団実効線量の全ては、（すなわち、預託された）ある単一の放出からもたらされる集団実効線量率の全ての時間にわたっての積分である。もしその積分が無限ではないとすれば、ある時間で切り取られていると記される。

核実験の降下物や再処理工場の放出、そして事故からの比較的低い線量の広範な（全地球規模の）集団に被曝が広がっていることの結果として、これらの集団線量の概念の発展は将来に面倒なことをもたらすものであることが ICRP にとってははっきりとしてきている。なぜならば被曝についての ICRP のリスク係数は、そのような広範な集団に用いられ、ある定まった数のガン死が計算されるからである。それは多くの人を受け入れられないと気がつくような状況を生むものであり、原子力産業と核兵器の軍事的開発との双方に対抗する政治的な意味を持つものである。その結果は、最も被曝をした個人に関心を集中するために集団線量の概念を捨て去ろうとしている ICRP の最近の動きにあらわれてきている。したがって ICRP は立法者に次のような助言をするだろう、「いかなる被曝モデルについてでも最も被曝をした人がある許容できるリスクレベルで十分に保護されているとすれば、他の被曝をした人は全てより十分に保護されていることになり、そして、敷衍すれば、被曝した集団における全てのガン発生率についても受け入れられるということになります。」と。

ECRR はこれは取るべきでない非道徳的な立場であり、したがって受け入れられないアプローチであるとの見解に立つ。それは被曝した集団全体についてのあらゆる被曝に続く全ての結果の全体を評価すべきだからである。個人への高い衝撃リスクの低い確率に焦点をあてて、一つのプロセスがある定まった数の死亡という結果をもたらすことを認識するのを避けようとするいかなる試みも人道的に疑問である。加えて、本委員会は誰が「最も被曝したか」と誰が「最もリスクを持つか」との問いの間には著しい隔たりのあることを指摘する。すなわち、放射線感受性が高いのは、女性であり、子供であり、胎児である。

線量預託（dose commitment）（ $H_{C,T}$ あるいは E_C ）は計算上の道具である。広範な集団に対しても、決定グループに対しても、それは評価することができる。それは、一年間のある行為といった、ある特別な事象についての一人当たりの線量率（ dH_T/dT あるいは dE/dT ）の無限時間の積分として定義される。

$$H_{C,T} = \int_0^{\infty} \dot{H}_T(t) dt$$

あるいは、

$$E_C = \int_0^{\infty} \dot{E}(t) dt$$

一定の率で行われる期間の決まっていない行為である場合には、特定の集団に対する将

来における最大の一人当たりの線量率 (dH /dT あるいは dE/dT) が、一年間に対するその線量預託に等しくなる。もしその行為が時間 にわたるものであれば、将来の最大の年間一人当たりの線量は、次のように定義される、対応する打ち切り線量預託 (truncated dose commitment) に等しくなる：

$$H_{C,T}(\tau) = \int_0^{\tau} \dot{H}_T(t) dt$$

あるいは、

$$E_C(\tau) = \int_0^{\tau} \dot{E}(t) dt$$

第6.10節 放射線学的評価に用いられるその他の量

放射性核種 (あるいは放射性同位体) あるいは放射性物質の放射能Aとは、一秒間に生じる自発的崩壊 (あるいは元素転換) の平均的な数である。その単位は秒の逆数であり (秒⁻¹)、ベクレルBqという名前が与えられている。どのような物質であっても、1.44 という係数を用いて、その放射能と秒単位の半減期T_{1/2}とを掛け合わせることで、純粋な放射性物質中の原子の数を計算することが可能である。すなわち：

$$N = 1.44 T_{1/2}$$

グラム単位における放射性同位体の量は、それに続いて、アボガドロ数 (6.02 × 10²³) で割り、その同位体の質量数を掛けることで容易に求めることができる。

放射能は同位体 Ra-226 に関連して「キュリー」とも歴史的に呼ばれてきた。その変換は、1 nCi = 37 Bq (1 Ci = 37 GBq) である。幾つかの他の操作量も定義されており、放射線防護において使われているが、この報告書ではふれない。

(訳注:ある放射性物質の原子数をNとし、放射能をAとする。その半減期がT_{1/2}であるとすると、半減期の定義にしたがって次式が成り立つ。

$$A = A_0 \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{t}{T_{1/2}}}$$

ここに、tは時間でありA₀は放射能の初期値である。この式から明らかなようにt= T_{1/2}の時にはAは A₀の半分になる。記述上の理由から放射能の減衰は次の指数関数によって表現されることが多い。

$$A = A_0 e^{-\lambda t} = A_0 \exp(-\lambda t)$$

ここに e は指数関数の底すなわちネイピア数であり (e=2.71828...)、λ は崩壊定数と呼ばれる、半減期との間には次の関係が成り立っている；λ = ln 2 / T_{1/2} ≈ 0.693 / T_{1/2}。ここに ln は先の e を底にした自然対数である。放射能 A とその原子数 N との間には崩壊定数 λ を介して次の関係が成り立っている。崩壊定数 λ はその原子が単位時間内に崩壊する確率を意味している；A = λN。これより、次の関係が導かれる。

$$N = A / \lambda = A \frac{1}{\ln 2} T_{1/2} = A \frac{1}{0.693} T_{1/2} = A \cdot 1.44 T_{1/2} \quad)$$