

要旨

(B a) 線量測定量は、定量的な量において人および他の生命体への放射線被ばくを評価するため必要とされる。これは、放射線防護においてリスク評価の基礎を提供する放射線影響に対する線量反応関係を表すために必要である。

(B b) 吸収線量 D は、放射線防護に対する基本的な物理量である。それは組織容積において付与されるエネルギー分布の平均として定義される。それは問題の要点として良く定義される。それは測定可能である。低線量域において、放射線防護に関して重要なエネルギー付与の分布は不均一であり、特に高-LET 放射線による事例ではそうである。実践適用において、臓器または組織容積上の吸収線量の平均化が、実施される。臓器または組織における吸収線量の平均値は、低線量域において確率的影響から放射線損害と相関すると仮定される。人体の組織または臓器における吸収線量の平均化および、それらの荷重合計は防護量の定義の基礎である。かなり不均一である(例、トリウムで標識された DNA 前駆体又はオージェ放出体)線量分布は、特別な処置が必要であろう。

(B c) 防護量の定義は、臓器または組織 T 、放射線種類 R である平均吸収線量 $D_{T,R}$ に基づいている。防護量、等価線量 H_T は、以下のように定義される

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

ここで、 w_R は、放射線 R に対する放射線荷重係数である。これらの w_R の値は、低線量において放射線の各種類の生物効果比 (RBE) に対する実験的データ、生物・物理学的考慮および判断に基づいている。一連の w_R の値は、*Publication 60* (ICRP, 1991b) に与えられた。これらの値の一般的な概念は、継続している。幾つかの変更が勧告される：陽子に対する w_R の値は係数 2 に減少され、10keV 未満と 1GeV を超えるエネルギーでは、 w_R の値が 2.5 へ減少に伴い、中性子に対し連続関数が使用される。実効線量の基本的な定義は、

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Publication 60 (ICRP, 1991, b) から変わっていない。しかし、組織荷重係数 w_T の幾つかは、癌誘発に関する新しい疫学的データに基づいて変わってきた (付録 A 参照)。

(B d) w_T の値は、年齢と性の平均である。従って、 E は、個人に対し計算されたものではなく標準人に対してである。委員会は、標準男性および標準女性に対する男女別々のコンピュータファントムを定義した。これらのファントムモデルは、外部被ばくに対する線量変換係数および内部被ばくにおける線量係数の計算に使用されるであろう。新しい性特異的なコンピュータモデルは、男性と女性の臓器線量の計算を別々に行い、そこから平均等価臓器線量が算出される。これらは E の計算に使用される。様々な年齢の小児や胎児に対するコンピュータファントムも定義されるであろう。低線量域 (<100mSv) における確率的放射線影響に対して直線閾値なし線量反応 (LNT モデル) の仮定と共に、示された計算の概念の条件下、 E は付加的な量である。高放射線量では組織反応 (確定的影響) が生じ、臓器または組

織における吸収線量はリスク評価に使用される。高 LET 放射線被ばくの事例では、確定的影響に関連する適切な RBE の値が使用されるべきである。

(B e) 防護量 (実効線量と等価線量) に関連する人体は、それらが直接的に測定できないので、放射線モニタリングにおいて直接的に適用することができない。実用量が、 E と H_T の評価の代わりに測定される。外部被ばくでは、線量当量はエリアおよび個人モニタリングに対し定義されている。エリアモニタによる測定は望ましくは空気中で実施され、個人線量計が身体に装着される。これらの放射線測定計により「見られる」放射線場は異なり、それゆえ、異なる実効線量の量が定義されてきた。線量当量の数量は、勧告されている ICRU 球、または人の身体における 10mm および 0.07mm の深さでの線量に基づいている。 E と臓器線量は、外部被ばくに対する線量変換係数により計算される。内部被ばくからの線量評価では、放射性核種の摂取および実効線量と同様に結果として得られた等価線量は、直接 (例、全身の放射能測定) あるいは体内における放射性核種の動態を表す体内動態モデルを使用する間接 (例、排泄物中の放射能測定) 測定に基づいて計算される。

(B f) 作業員および公衆に対する放射線防護における線量の量は、計画被ばく状況において事前の線量評価および線量限度を遵守する試験に対し、遡って線量評価するためと同様に最適化のために主に必要とされる。1 年間の放射性核種の摂取は、預託実効線量が割り当てられる。50 年間の預託期間は成人に対し考慮され、小児に対しては 70 歳までである。作業員と公衆の年間実効線量は、外部被ばくから 1 年間に得られる実効線量とこの年の間に摂取する放射性核種からの預託実効線量の合計である。

(B g) 作業場における外部被ばくは、通常、実効線量は均一の全身被ばくを仮定し、許容できる評価として個人線量当量 $H_p(10)$ を測定することにより割り当てられる。放射性核種の摂取からの預託実効線量は、放射性物質の経口摂取と吸入摂取を考慮することにより評価される。公衆被ばくは、自然放射線源および技術的に取り付けられた設備から生じるであろう。線量は、環境測定、生活習慣データおよびモデル化により主に決定される。患者の医療被ばくに対し、 E の使用は臓器あるいは身体の一部のみが被ばくされることが良くあり、患者の年齢分布が公衆の年齢分布と異なるので、重大な制約がある；他の要因も考慮する必要がある。

(B h) E の主な使用は、線量限度を遵守していることを証明するためである。その意味で、それは低線量域における確率的影響の発生を制限すること、および規制することに有用で、それらは広範囲な規制目的に使用される。 E は、標準人に対する参照値に基づき計算される。荷重係数は判別により、広範な実験や疫学的データから選択され、それらは全ての年齢および両性の集団に適用する。個人の事例における遡った線量および特にリスク評価において、性別、年齢および臓器線量のような個々のパラメータは考慮される必要がある。 E は、疫学研究に使用されるべきではない。確定的影響が生じる事故の事例で、臓器または組織への吸収線量および線量率を評価することが、必要である。閾値線量の考慮はその後に重要であり、高 LET 放射線に対し、適切な RBE の値が、選択されなければならない。

(B i) 集団実効線量は、特に職業被ばくにおいて、依然として最適化に対し重要で有用な手段である。過去に、集団実効線量は広範囲の線量、長期間、より広い地理的な区域を網羅する放射線被ばくの合計として頻繁に計算された。これを基準に、放射線関連の損害が、計算されてきた。そのような計算は、高いあるいは中程度の放射線量からかなり低い線量までの線量評価や外挿手順に関して含まれるので意味がない。長期間にわたる低い個人線量の集約を避けるため、制限条件が設定されなければならない。以下の側面が考慮されるであろう：被ばくした個人の数、被ばくした個人の年齢と性別、個人線量の範囲、その時間における線量分布、および被ばくした個人のジオメトリ分布。

(B j) 放射線防護に関する線量評価に対し、多数のモデルとパラメータ値は必要である。これらは、モデルとパラメータ値の「最適評価」を導出するため実験的な試験および人での研究から作成されてきた。幾つかの例では、これらの値に大きな不確実性があるかもしれないことは認識されている。これらの不確実性の他に、生物学的多様性は、多くのパラメータに対し高く、それ故、参照値は幅広い値から選択されなければならない。これらの参照値とモデルは慣例により固定されており、このようなものは不確実性のない点の値である。それらは定期的に再評価され、新しい科学データが利用できるようになる場合に、更新されるであろう。参照システムは、規制過程における事前の線量評価に対して主に作成される。線量評価は、特に線量限度を上回る線量範囲および個人のリスク評価ではモデルとパラメータ値における不確実性が、考慮される必要がある。

B.1.序文

(B 1)放射線防護の原則と体系を確立することについて、線量測定量は定量的な方法で、人および他の生命体の放射線被ばくを評価するため必要とされる。被ばくした人の集団または実験動物に対する放射線量の定量化も、放射線影響に対する線量-反応関係を作成するのに重要である。そのような関係は、特に放射線防護に対し重要である低線量域において、データが利用できるものよりも広範な範囲にわたり用いられる。

(B 2) 電離放射線による健康影響の進展は、生体組織におけるエネルギー吸収という物理学的過程で始まり、電離を招き、例えば、細胞の遺伝子情報、細胞核内の DNA 中の分子変化を集約して起こすかもしれない。この損傷は、人体の臓器または組織への放射線損傷として出現し、結果的に短期あるいは長期的健康影響を及ぼす。高線量における臓器または組織への急性損傷は細胞殺傷を有する機能損失の結果として、主に発生し、極端な場合は被ばくした個人の死亡の原因となるであろう。これらの損傷の種類は、以前 *Publication 26(ICRP,1977)*においては*非確率的影響*と呼ばれてきたが、現在は*確定的影響* (*Publication 60,ICRP,1991b*)あるいは*組織反応* (参照、付録 A、パラグラフ A56) と呼ばれている。低線量および低線量率において、これらの組織反応は見られず、遺伝性物質への損傷は数年後に観察される発がんリスクの上昇、あるいは将来世代に遺伝性疾患を生じるかもしれない。そのような損傷は、その重症度ではなく発生率が線量で増加すると仮定するので*確率的*と呼ばれ続ける。

(B 3) 細胞、臓器または組織と他の相互作用は、付録 A に記述されるように、放射線被ばくに対する生体の反応 (例えば、細胞膜への損傷) を理解することにおいて重要であろう。しかし、観察された組織影響に関連して他の反応との関わる情報は、今のところ不明瞭であり、そのような影響が防護目的に対する線量とリスク評価を今のところ考慮できないということが、結論づけられる。

(B 4) 組織反応を避け、確率的影響が受入できるレベルに制限されるように、放射線防護は電離放射線による被ばくを管理するのである。放射線被ばくから線量評価することに対し、特別な*線量測定*の量が、ICRPにより、および国際放射線単位測定委員会(ICRU)により作成されている。ICRPにより採用されている基本的な*防護量*は、人体の臓器または組織に付与されるエネルギーの測定に基づいている。これらの量は、外部放射線源や放射性核種の摂取からの全身あるいは身体の一部、両方からの電離放射線による被ばくの範囲の定量化を可能にする。評価された線量は、その後、職業的に被ばくした人、および公衆に対する勧告された線量限度と比較することができる。

(B 5) 数量のこの枠組みは、委員会の *Publication 26 (ICRP,1977)* のその勧告に最初に採用された。数量は、*Publication 60 (ICRP,1991b)* 1990年勧告で変更され、さらに2007年勧告で作成されてきた。

(B 6) 線量限度の遵守を実証することにおいて、放射線が身体への入射あるいは身体内に放射性核種から放出されたかいずれに関わらず、あらゆる種類の放射線に対する影響の発生率を定量的に関連する全身あるいは身体の一部の被ばく「量」を特定する単一の防護量を持つことは有用である。この理想に到達するには、異なる線質の放射線による臓器または組織反応の変化により、および身体臓器または組織の変化する放射線感受性により複雑になる。これらの影響は、同様に全ての集団の放射線反応に影響を及ぼす。従って、それらは、線質係数と組織荷重係数を使用する *Publication 26*、および放射線と組織荷重係数を使用する *Publication 60* に勧告される防護量において考慮される。性別、年齢および個人の放射線感受性を含む個々に関連した要因はリスクにも影響を及ぼすであろうが、そのような生物学的影響は集団の全ての人員に対し、適用される防護量の定義においては考慮されない。

(B 7) *Publication 26* において、異なる電離放射線の量の数量は線量当量とみなされた。線量当量 H は、以下に定義された：

$$H = DQN \quad (\text{B.1.1})$$

ここで、 D は、特定組織における 1 点での吸収線量、 Q は線質係数である。 N は、放射線量からリスクを変更するその他の係数を網羅するために含まれた。しかし、*Publication 26* においては、そのような変更係数はなんら特定されなかった。従って、 H の定義は、後に以下に変更された。

$$H = DQ \quad (\text{B.1.2})$$

(参照 ICRP,1991b,ICRU,1993b)。

(B 8) 委員会は、Jacobi (1995) により *Publication 26* (ICRP,1977) に提案されたように最初に防護量である実効線量当量を導入した。それは、被ばく者の制限と低線量におけるリスク管理に使用されることが意図され、主として職業被ばくに関連して使用するため作成されたが、それは公衆に対し、より広範囲に使用されてきた。委員会は、この概念に対して数量の実効線量をもって *Publication 60* (ICRP,1991b) で最新化した。基盤を成す原則は吸収線量を基本的な物理量として使用し、特定された臓器または組織でそれを平均化し、その後、異なる放射線の生物学的効果の違いと確率的健康影響に対する臓器または組織の放射線感受性の差を考慮するため適切に選択された荷重係数を適用することであった。

(B 9) 実効線量当量および継続して実効線量の作成は、外部放射線および放射性核種の摂取から全身や身体の一部の被ばくからの線量を合計することを可能にしているので、放射線防護にかなり貢献している。

(B 10) *Publication 60* で定義された実効線量は、世界中の多くの国で法律や規則へ導入されてきた。それは、職業被ばくと公衆被ばくの両方に関連する放射線のリスク管理と制限による実践可能なアプローチを提供することが判っている。実効線量の実用可能性の実証と同様に実効線量の一般的な受入は、放射線防護において中心的な数量としてそれを維持するための重要な理由である。

(B 11) 実効線量は、身体で直接的に測定することはできない。防護システムは、それゆえ、測定できる(図 B.1) 実効線量を評価するのに使用することができる実用量を含む。ICRU は、ICRP と ICRU の共同タスクグループにより評価された外部放射線による被ばくに対する一式の実用量を作成してきた(Publication 74, ICRP, 1996b)。Publication 74 における解析は、ICRU により勧告された実用量が、「防護量を適切に代表する測定できる量」を提供する目的で一般的に達成することを示した。放射性核種の摂取後の内部被ばくについて、ICRP により作成された線量係数との組み合わせによる放射能の量も、実用量として使用される。

(B 12) 取扱いとさらに明確にされるべきことを必要とした Publication 60 において提示された線量測定システムに関する多くの側面がある。この付録は、放射線防護の目的に対し ICRP が作成した線量測定の量を考慮し、これらの勧告に採用された委員会の線量測定システムの詳細な記述を提供する。電離放射線による被ばくからの健康影響は、B.2 項に簡単に要約され、防護基準の設定および適用におけるそれらの立場が記述されている。組織荷重係数 w_T の作成に対する基礎は、詳細が付録 A で考慮され要約される。B.3 項では、線量測定の量の作成およびこれらの勧告に採用されるそれらを考慮する。それは、後者に重点をおいて、もっと詳しく組織と放射線荷重係数も精査する。B.4 項では、ICRU と協力して作成された実用量を記述する。放射線防護におけるこれら線量測定の量の実践的な適用は、実効線量の使用が適切であるか、ないかに関する状況の議論と共に、B.5 項で網羅される。最後に B.6 項では、これらの量の使用における考慮が必要かもしれない不確実性および判断を研究する。

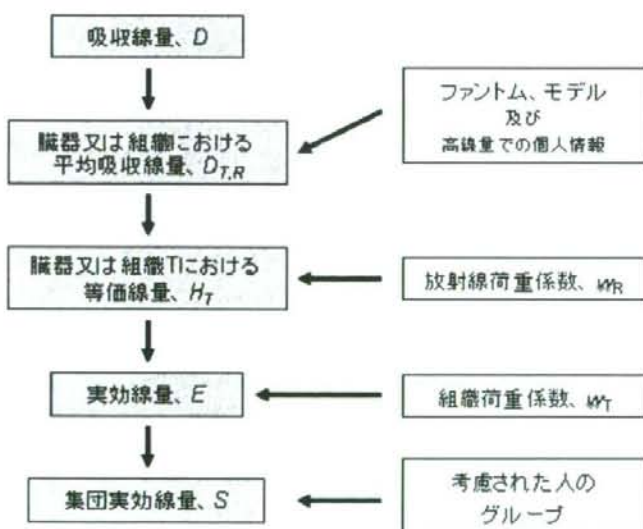


図. B.1.放射線防護において使用するための線量数量システム

B.1.1. B.1 項の参考文献

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

- ICRP, 1991b. 1990 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).
- ICRP, 1996b. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3/4).
- ICRU, 1993b. Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU Report 51. ICRU Publications: Bethesda, MD.
- Jacobi, W., 1975. The concept of effective dose – A proposal for the combination of organ doses. *Radiat. Environ. Biophys.* 12, 101-109.

B.2. 健康影響

(B 13) 低線量域における放射線防護は、主に放射線による誘発癌や遺伝性疾患に対する防護に関与している。これらの疾患は、本質的に確率的であるので確率的影響と呼ばれる。何らかの被ばくが、閾値なしに影響の要因となりうると仮定される(付録A)。結果として、確率的リスクを防止することは不可能で、線量限度はそれらの発生を制限するため、および結果としてリスクの許容できないレベルを防止するために設定される。上記に示したように、ICRPは、上記に言及した荷重係数を使用することのより共通の基準に関して外部または内部被ばくからの線量評価を可能にするため数量の実効線量を作成している。

(B 14) 約0.5-1Gy(低LET放射線に対し、B.3.5.1項参照)を上回る吸収線量を与える被ばくにおいて、主に事故的状况に関連、被ばくがそのような健康影響に対して閾値線量を超えるならば組織反応は生じるかもしれない(付録A)。これらの閾値は線量率と放射線量で変化し、影響の重傷度は影響範囲と同様に線量と線量率の増加に伴い変化する。組織反応は、確率的影響から区別して考慮されなければならないが、実効線量およびそのパラメータ w_R と w_T の枠組み内で取り扱うことはできない。

B.2.1. 確率的影響

(B 15) たとえ低線量であっても電離放射線による被ばくは、数十年後に放射線による誘発癌、将来世代において遺伝性疾患あるいは一定の条件下で发育影響をもたらすかもしれない細胞核の(遺伝)物質への損傷要因となるかもしれない(ICRP,2003a)。低LETによる癌誘発は、約100mGy以上の線量域においては確実に実証されている、「放射線腫瘍形成のDNA修復と細胞/分子過程に関する研究は、一般的に腫瘍誘発に対し低線量の閾値があるであろうと仮定するための適切な理由を与えていない。」とUNSCEARにより結論付けられた(UNSCEAR,2000)。放射線誘発による遺伝性疾患は、人の集団において実証されていないが、動物実験では生殖細胞(それらの前駆細胞と同様に卵子と精子)への遺伝的損害からかなりの証拠がある。放射線による誘発癌および遺伝性疾患の両方で、線量に依存するのは重篤度でなく影響の発生率である。放射線防護に対する一般的な仮定は、これらの確率的影響のリスクが、閾値なしに(LNTモデル)、低線量域において直線的に増加することである(UNSCEAR, 2000, Strefferら., 2004, 付録A)。

(B 16) 付録Aは、人体の臓器または組織における放射線誘発癌のリスクおよび遺伝性疾患と同様な線量-反応関係に関する詳細な情報を提供する。人体の臓器または組織中で癌誘発に対する感度に有意な違いがあることは、注目すべきである。このように、例えば、筋肉と結合組織は相対的に低感受性であるのに反して、小児における甲状腺、女性乳房および骨髄は固形癌と白血病の誘発に対し相対的に高い感受性を持つ。

(B 17) 付録Aは、放射線被ばく後に生じるかもしれない他の確率的影響に関する情報も与える。これには血液循環システムの血管組織に対する損傷を含む。しかし、現在、約0.5-1Gyを下回る線量域において線量-反応関係を決定し、線量限度を設定する基準としてそれらを使

用するための利用できるデータは不十分である。

(B 18) *Publication 26* (ICRP,1977) の勧告の中心的な姿勢は、異なる種類の放射線の感受性が正確に考慮されるならば、外部放射線あるいは放射性核種の摂取から不均一もしくは均一に身体が照射されるかどうか、被ばく方法に関わらず、委員会の線量限度に一致する被ばくによる確率的影響の全体リスクは、おおよそ等しいことである。この原則は、放射線防護において使用する実効線量当量の定義に、2つの種類の荷重係数を含む結果となった。

(B19) *Publication 6* (ICRP,1964) で最初に使用された線質は、生物学的影響の原因となる異なる放射線の有効性を考慮し、放射線の生物効果比 (RBE) を代表する係数として考えられていた。インビトロや動物研究における細胞研究においてRBEの実験的な測定には、中性子やアルファ粒子を含む高-LET放射線は低-LET放射線よりも単位あたりの吸収線量につき損傷がより多くなる要因となる。荷重係数 w_T (後に、*Publication 60*において組織荷重係数と呼ばれる) は、確率的影響の誘発に対する組織の放射線感受性の変化を考慮した。

(B 20) *Publication 26*において、委員会により勧告された w_T の値は、致死癌のおよび最初の2世代における重大な遺伝性疾患のリスクに基づいていた (表B.1)。*Publication 60* (ICRP, 1991b) では、組織における確率的な放射線影響および放射線損害のより広い概念に関する更なる情報に基づいた組織荷重係数の一式と共にこの概念を作成した。放射線誘発による致死癌および全ての将来世代における遺伝性疾患のリスク評価を行うことに加え、あらゆる放射線損害を決定する際に疾患の重症度および、寿命損失も考慮した。その後、放射線損害は、*Publication 60* (表1)において、組織荷重係数 w_T の変更された値を設定するための基礎を提示した。加えて、放射線荷重係数 w_R は、防護量の定義における線質係数 Q を置き換えた。仮定は防護目的で、荷重係数は低線量域においては線量および線量率から独立していることであった。 w_R の値は、被ばくを受けた臓器または組織から独立し、 w_T 値は放射線の種類とエネルギーから独立していると思われる。

(B 21) 2007年勧告において、委員会は組織荷重係数の概念をさらに発展させ、現在、 w_T の値を、最初の2世代にわたる遺伝性疾患のリスクと同様に死亡率というより放射線誘発癌の発生率に大きく基づいている (付録A)。これは放射線損害の評価に対するより適切な基準であると考慮される。癌のリスクは、重症度と寿命損失に関して再調整される。2007年勧告で与えられた組織荷重係数は表B.2にあり、B3.5項パラグラフB 132-B 145でさらに議論される。

表B.1. Publication 26 (1997)とPublication 60 (1991b)における組織荷重係数に対するICRPの勧告

組織	組織荷重係数 w_T	
	1977 Publication 26	1991 Publication 60 ^{2,3}
骨表面	0.03	0.01
膀胱		0.05
乳房	0.15	0.05
大腸		0.12
生殖腺	0.25	0.20
肝臓		0.05
肺	0.12	0.12
食道		0.05
赤色骨髄	0.12	0.12
皮膚		0.01
胃		0.12
甲状腺	0.03	0.05
残り	0.3 ¹	0.05
合計	1.0	1.0

- 1 5つの最も被ばくを受ける他の臓器や組織は、残りの組織に含まれ、おのおの w_T は、0.06
- 2 値は、同数の両方の性別及び幅広い年齢からなる参考集団から作成されてきた。実効線量の定義において、それらは作業員、全集団および両方の性別に適用する。
- 3 Publication 60における更なる脚注。表5.2 68ページ。

表B.2. 2007年勧告における組織荷重係数 w_T

臓器/組織	組織数	w_T	総寄与
肺、胃、大腸、骨髄、乳房	6	0.12	0.72
残りの組織			
生殖腺	1	0.08	0.08
甲状腺、食道、膀胱、肝臓	4	0.04	0.16
骨表面、皮膚、脳、唾液腺	4	0.01	0.04

1. 生殖腺に対する w_T は、睾丸と卵巣に対する線量の平均が適用される。
2. 大腸への線量は、Publication 60形式でのULIとLLIの質量荷重平均となるようにする。特定の残りの組織（全部で14、性別ごとに13）は：副腎、胸腔外組織（ET）、胆嚢、心臓、腎、リンパ節、筋肉、口腔粘膜、睪臓、前立腺（♂）、小腸（SI）、脾臓、胸腺、子宮/頸部（♀）

B.2.2. 組織反応（確定的影響）

(B 22) 勧告された線量限度よりかなり高い線量での防護システムは、特に事故状況において、放射線被ばくは確定的影響（組織反応）の原因となるかもしれない。これらの影響は、臓器または組織の完全な障害や機能障害から発生する；その後、損傷の度合いは、放射線の線質と同様に吸収線量および線量率に依存するが臨床的に観察可能な損傷は閾値線量を上回って発生する。傷害の発現は、1つの組織あるいは臓器から細胞の放射線感受性、分化した細胞機能、細胞の構成分子、および細胞の再生能力に依存する他のものまで多様である。細胞の再生能力の損失、繊維形成化、および細胞死は多くの組織反応による病理原因の中心的な役割を果たす。多くの感受性の高い組織の幾つかは、早期の組織反応に関して、造血組織、消化管の内皮細胞、皮膚における基底細胞層、および男性生殖細胞を含む急速な増殖型細胞である。晩発の組織反応は、眼の水晶体の機能と同じように全ての臓器または組織の機能に必須である血管あるいは結合組織への損傷の一部に依存もするかもしれない。そのような損傷は、放射線被ばく後、数ヶ月あるいは何年も経て現れるであろう。

(B 23) 中性子やアルファ粒子のような高-LET放射線は、低-LET放射線より単位吸収線量あたりの損傷が大きい。組織反応に対するRBEの値は、pub58(ICRP,1989b)で与えられている。一般的に、RBEの値は、低線量では確率的影響に対するそれらより組織反応に対してより低く、および組織損傷で変化することが判った。

(B 24) 高-LET放射線に対する放射線荷重係数 w_R は、低線量における確率的影響から導出される。高線量における被ばくおよび損傷を評価するため、これら w_R の値の適用は、光子照射と比較した場合、全ての組織反応の発生率と重傷度において過剰評価となる。組織反応の可能性を決定するため放射線被ばくを評価する場合、関心の生物学的最終目標に対するRBEの適切な値により荷重された臓器または組織の平均吸収線量が、それゆえ使用されるべきである。これらのRBEの値は、異なる生物学的最終目標および異なる臓器または組織で異なるかもしれない。RBEの適切な値に関するガイダンスは、*Publication 58* (ICRP,1989b)、NCRP Report No.104 (1990) 及び *Publication 92* (ICRP,2003c) で得ることができる。

(B 25) 結果として、特別な名称シーベルト (Sv) の単位を持つ、数量、等価線量および実効線量は、放射線量の定量化または組織反応を起こす状況における何らかの処置の必要性に対する判断には使用されるべきでない。一般的に、そのような事例において、線量はグレイ (Gy) を用いて吸収線量を表示すべきで、高-LET放射線（例えば、中性子やアルファ粒子）を伴うならば、RBEの荷重線量RBE-D (Gy) が、使用されるであろう。しかし、考慮されるべきRBEの値は、有する粒子の種類とエネルギーだけに依存するだけでなく特定な状況における線量と線量率および臓器と同様に組織にも依存するであろう。そのような例においては、どのRBEの値が適用されてきたかを明確に述べることは必要である。

B.2.3. B.2項の参考文献

ICRP, 1964. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 6. Pergamon Press, Oxford, UK.

- ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3).
- ICRP, 1989b. RBE for deterministic effects. ICRP Publication 58. Ann. ICRP 20 (4).
- ICRP, 1991b. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).
- ICRP, 2003a. Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). ICRP Publication 90. Ann. ICRP 33 (1/2).
- ICRP, 2003c. Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor w_{RT} . ICRP Publication 92. Ann. ICRP 33 (4).
- NCRP, 1990. The Relative Biological Effectiveness of Radiations of Different Quality. NCRP Report No. 104. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- Streffler, C., Bolt, H., Follesdal, D., et al., 2004. Low Dose Exposures in the Environment – Dose-Effect Relations and Risk Evaluation. Springer, Berlin- Heidelberg-New York-Hong Kong-London-Milan-Paris-Tokyo.
- UNSCEAR, 2000. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Volume II: Effects. United Nations, New York.

B.3. 放射線防護における数量

(B 26) 放射線防護は、内部被ばくと同様に外部被ばく後の電離放射線に起因する害から人と環境を防護する全体的な目的を持つ。これは、身体への外部放射線場および体内への内部放射線場の定量的な表示を必要とする。同様な考慮は、他の生命体の防護に適用する。この後者の側面は、この付録においてはさらに考慮されないであろう。

(B 27) 身体外部の放射線場が、粒子フルエンスまたは空気中の空気カーマのような物理量によりうまく表現される一方、核種の摂取後の内部放射線場は、それらの体内動態および人体の解剖学的、物理的なパラメータに依存する。

(B 28) フルエンスは、外部放射線場を表すのに使用される数量である。しかし、それは放射線防護や線量限度の定義において一般的に使用するには実用的でない。フルエンスは、常に、方向分布と同様に粒子と粒子エネルギーの追加詳細を必要とする。損害との関係は複雑である。

(B 29) 序文で述べたように、放射線学的な防護の実践において、単一数量は、どの種類の電離放射線が考慮されるか、放射線が人体に入射するか体内の放射性核種から放出されるかどうかに関わらず、全ての種類の放射線に対して人体における確率的影響の可能性を定量的に関連する被ばくの「量」を具体化することについて作成されてきた。これが判断に基づくパラメータ値は、関与する実用的な防護量であることを強調する必要がある。

(B 30) 生体の物質による電離放射線の相互作用における初期段階は、エネルギー転位によって電離が導かれる。一定の被ばくで生じるリスクを評価するため、放射線防護における放射線被ばくを定量化する唯一の語句として「単位質量あたりの吸収エネルギーの量(吸収線量)」を使用することは、合理的であると思われるかもしれない。しかし、放射線影響は吸収線量だけでなく、放射線の種類、人体の空間と経時的エネルギーの吸収分布、および被ばくを受けた組織または臓器の放射線感受性にも依存するので、これは十分ではない。

(B 31) 委員会により採用された線量評価の基本的な手順は、基本的な物理量としての吸収線量を用いて、特定の臓器または組織にわたりそれを平均化すること、および異なる放射線の生物学的効果における違いと確率的健康影響に対する臓器または組織の感受性の違いを考慮するため、適切に選択された荷重係数を適用することである。実効線量は、それ故、内部と外部放射線場や確率的健康影響を結果的に生じる生物学的反応についての判断と同様に人の組織における主な物理的な相互作用に基づく数量である。

B.3.1. フルエンスとカーマ

(B 32) 特定な種類の放射線場は、粒子数 N 、エネルギーおよび方向におけるそれらの分布、およびそれらの空間的、時間的分布により十分に表現される。これはスカラー量およびベクトル量の定義を必要とする。放射線場の量の定義は、ICRU Report60 (1998) に詳細がある。方向分布に関する情報を提供するベクトル量は、主に放射線移送理論および計算に適用される一

方で、粒子フルエンスやカーマのような量は、線量測定の目的によく使用される。

(B 33) 放射線場の量は、1放射線場の如何なる点でも定義される。フルエンスやフルエンス率のような粒子数、もしくはエネルギーフルエンスのようなそれらに移動されたエネルギーのいずれかを示す、2つの分類による放射線場の量がある。放射線場は多様な種類の放射線からなり、粒子数に基づくそれらの放射線場の量は特定の種類にいつも関連する。これは、中性子フルエンスのような、量に粒子名を加えることによりしばしば表現される。

(B 34) 数量フルエンスは、入射粒子数の計数または小球の通過という概念に基づいている。

(B 35) フルエンス Φ は、 dN を da で割った商であり、ここで dN は、断面積 da の小球上の粒子入射数であり、従って

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (\text{B.3.1})$$

フルエンスは、球に入射する粒子の方向分布と無関係である。計算において、フルエンスは、小さな体積 dV を通過する粒子の軌道の長さに関連して、よく代わりに表記される。フルエンス Φ は、そのとき以下で与えられる

$$\Phi = \frac{dl}{dV} \quad (\text{B.3.2})$$

ここで、 dl は、この体積 dV を通り抜ける軌道の長さの合計である。

(B 36) 放射線場において、小球を横切る粒子数は、常に不規則な変動に左右される。しかし、関連した量と同様に、フルエンスは非確率的な量として定義され、従って一定の点と時間において固有の変動のない単一値を持つ。その値は、予想値として考慮されるべきである。

(B 37) 非荷電粒子（間接的に電離する粒子、例えば、陽子または中性子）から物体へのエネルギーの伝播は、この物体中の第二荷電粒子の放出と減速で発生する。カーマ K は、 dE_r を dm で割った商であり、ここで、 dE_r は物質の質量 dm における非荷電粒子により放出された全荷電粒子の運動エネルギーの合計である。それは以下で与えられる：

$$K = \frac{dE_r}{dm} \quad (\text{B.3.3})$$

(B 38) カーマのSI単位はJ/kgであり、その特殊な名称はグレイ (Gy) である。カーマは、 dE_r が放出された荷電粒子エネルギーの合計の予想値と思われる、非確率量である。

B.3.2. 吸収線量

(B 39) 放射線生物学、臨床放射線および放射線防護における吸収線量 D は、基本的な物理線量の数量である。それはあらゆる種類の電離放射線および何らかの照射ジオメトリに使用される。

(B 40) 吸収線量 D は、 $\overline{d\varepsilon}$ を dm で割った商であり、ここで、 $\overline{d\varepsilon}$ は、電離放射線によって質量 dm の物体に付与される平均エネルギーであり、それは以下である

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (\text{B.3.4})$$

SI単位はJ/kgであり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。カーマ値は、元素の質量 dm の物質における相互作用にのみに依存する一方で、吸収線量の値は元素の質量 dm の周囲に放出され、この元素に入る第二次荷電粒子に依存する。吸収線量は、付与されるエネルギーの確率量の平均値 ε から導かれ、組織における相互関連事象の不規則な変動を反映しない。それは物体の幾つかの点で定義される一方で、その値は dm 上、従って多くの原子あるいは物体の分子の平均として得られる。

(B 41) 吸収線量の定義は、科学的な厳密を求める基本的な物理量を持っている。それは、特定される体積の内側と外側の物体との全ての相互作用および同様に放射線場の存在を考慮する。しかし、それは物質の原子構造および相互関係の確率的性質を考慮しない。吸収線量は測定可能な量であり、主な基準は測定によるその決定を可能にするために有る。

(B 42) 電離放射線の特異的な性質は、物質とのそれらの不連続な相互作用、およびエネルギー付与の関連した確率的性質である。エネルギーは、個々の原子と分子の相互関係で荷電粒子により組織へ伝播する。人体は、細胞、亜細胞構造およびDNAのような高分子からなる臓器または組織により構成されている。吸収線量は、元素の質量に付与されるエネルギーの確率的分布の平均として定義される。個々の細胞と亜細胞構造に付与されたエネルギーの変動および荷電粒子の僅かな飛程は、*微量線量計測法*を左右する。

(B 43) 異なる小組織体積に付与されるエネルギー変動の大きさは、吸収線量の値や考慮される体積の大きさに依存する。一定の線量では、これらの変動は放射線の荷電粒子の飛程(特徴付けられた線エネルギー付与、LET、B.3.5項、パラグラフB73-B131参照)における電離密度の増加に伴い増加する。放射線防護における一般的な関心となる低吸収線量は、付与されるエネルギーの統計的な変動は個々の細胞と単一ヒット細胞内との間で多大である。これは、特にアルファ粒子や中性子の相互作用から二次的に荷電粒子のような高密度の電離放射線(高LET放射線)に対する例である。

(B 44) 一定の吸収線量は、例えば単一細胞における小組織体積において、付与されるエネルギーの実際の値 ε は、全ての個々の事象によるその体積に付与されたエネルギーの合計により与えられる。如何なる体積において、 ε の変動は事象数による変化および各事象において付与されたエネルギーの変化に起因する。低LET放射線(例えば、光子あるいは電子)では、各事象(ヒット)において付与されたエネルギーは相対的に低く、低線量において、同一線量での高LET放射線による被ばくの事例と比べ、エネルギー付与事象を多く与える。結果として、細胞間に付与されたエネルギーの変動は、高LET放射線より低LET放射線のほうが小さい。

(B 45) 高LET放射線の低い平均線量(例えば、中性子相互作用やアルファ粒子からの荷電粒子)では、大半の細胞における事象(ヒット)の頻度はゼロであり、少数の細胞ではヒット数は1つ、そして例外的に、それは2つ以上であろう。多くの個々の細胞において付与されたエネルギーの値は、それ故、ゼロであるが、「ヒット」細胞において、それは組織の平均値(すなわち、吸収線量)を数桁超えるであろう。「ヒット」細胞の間でさえ、これらの事象の分布はかなり不均一である。異なる種類の放射線(及びエネルギー)に対する微小領域におけるエネルギー付与分布のこれらの大きな差異は、生物学的有効性あるいは線質における観察された差異と相関してきた(Goodhead,1994)。UNSCEAR 1993および2000年報告の中で更なる情報が与えられる(UNSCEAR, 1993; 2000)。

(B 46) 体内において放射性核種から放出されるオージェ電子は、そのような放出体が、DNA中あるいは近辺にあるならば、特別な注意が必要である。内部変換を経て崩壊する放射性核種は、多くのオージェ電子を放出する。これらの放出は、極めて限局したエネルギー付与をもたらす、従って、生物学的影響は高LET放射線のそれに似ているかもしれない。これは、すでにPublication 60(ICRP,1991b)に考慮されてきた(;B.3.5項、パラグラフB86-B99参照)。

(B 47) 放射線防護における数量の定義において、微小レベルで物理学的過程の確率的分布を特定するための試みは行われていない。そのような分布機能を明確に考慮する代わりに、実際的なおよび経験的アプローチが、線質の差異を配慮するため採用されてきた。放射線荷重係数は、放射線生物学的な実験の結果に基づく判断を通して、微小領域で付与されたエネルギー分布における差異による影響を考慮に入れる。これは、B.3.5項、パラグラフB73-B131でより詳細に議論される。

B.3.3. 吸収線量の平均化

(B 48) 上述したように、吸収線量の数量は、物質における如何なる点でも特定値を与えるように定義される。しかし、実用面で、吸収線量は大きな組織体積で平均化される。それは低線量で、特定の臓器または組織における吸収線量の平均値は、放射線防護の目的に対し十分な精度で、全ての臓器または組織での確率的影響から放射線損害と相関するであろうと仮定される。

(B 49) 臓器または組織Tの領域における平均吸収線量 \bar{D}_T は、以下のように定義される

$$\bar{D}_T = \frac{\int_T D(x, y, z) \rho(x, y, z) dV}{\int_T \rho(x, y, z) dV} \quad (\text{B.3.5})$$

ここで、Vは組織領域Tの体積、Dは、その領域における点(x,y,z)における吸収線量、およびρは、この点における質量密度である。実際、臓器または組織Tにおける平均吸収線量 \bar{D}_T は、通常、 D_T と記述される。

(B 50) 人体の異なる組織または臓器における吸収線量の平均化、およびそれらの荷重合計

は、低線量での確率的影響を制限するために使用される防護量の定義の根拠となる。このアプローチは、直線閾値なし線量反応関係（LNTモデル）の仮定に基づいており、外部および内部被ばくからの線量の加算を考慮に入れる。この概念は、放射線防護の目的に対する受入できる近似と考慮され、*Publication 9*（ICRP,1966）の委員会により最初に採用された。それは、その後、*Publication 26*と*60*（ICRP,1977,1991b）を含み、後に勧告で再確認され、さらに現勧告の付録Aに支持されている。全ての防護量の定義は、低線量域におけるLNTモデルのこの基本的な仮定に基づく。

（B 51）吸収線量の平均化は、特定の臓器（例、肝臓）または組織（例、筋肉）あるいは、組織の一部（例えば、骨格の骨内膜表面、皮膚）の体積により実施される。平均吸収線量（方程式番号B.3.5）は、臓器、組織または組織領域を経た局所の吸収線量を表す度合は多くの因子に依存する。外部放射線被ばくで、これは主に被ばくの均一性と体内での入射放射線の透過もしくは範囲に依存する。透過放射線（光子、中性子）は、多くの臓器内の吸収線量分布は十分に均一であり、従って、平均吸収線量は臓器または組織を通過した線量の適切な測定法である。

（B 52）特定の臓器または組織内の吸収線量の分布は、非均一放射線場での広範囲に分布した臓器または組織（例えば、活性「赤色」骨髄またはリンパ腺）と同様に、透過性が低い、あるいは制限された範囲の放射線ではかなり不均一になるかもしれない。極端な部分的な被ばくの例で、被ばくによる組織損傷は、たとえ平均組織または臓器線量あるいは実効線量が線量限度より低くても生じるかもしれない。例えば、これは低い透過放射線による皮膚被ばくの例で生じるかもしれない。特別な限度が、組織反応を回避するために局所の皮膚線量に適用される（B.5.5項参照）。

（B 53）体内臓器または組織に保持される放射性核種により放出される放射線、つまり内部被ばくと呼ばれるものでは、臓器における吸収線量の分布は放射性核種の分布および放出される放射線の透過度と範囲に依存する。それは臓器または組織の構造（例えば、膀胱、呼吸器の気道、かなり不均一である骨塩混合物つまりは不活性、あるいは活性骨髄のような「壁のある」臓器）にも依存する。アルファ粒子、ソフトベータ粒子、低エネルギー光子またはオーージェ電子を放出する放射性核種の吸収線量の分布は、かなり不均一であるかもしれない。

（B 54）この不均一性は、特に、呼吸器系の気道（例えば、気管支粘膜上にラドン崩壊産生物）に集積し、消化管を通る放射性核種あるいは骨表面や皮膚上に集積（プロトニウムや関連する元素）した放射性核種の例で生じる。そのような状況では、全体の臓器または組織で平均化される平均吸収線量は確率的損傷の可能性を予測するのに適切な線量数量とは考慮されない。委員会はこの課題に取り組んでおり、放射性核種の分布および、これらの組織に対する平均吸収線量の計算において感受性の高い細胞位置を考慮した呼吸器系（ICRP,1994a）、消化管（ICRP,2006c）及び骨格（ICRP,1979）に対するモデルを作成した。これらの例では、放射線誘発癌の作成に対し標的と考慮される組織領域において決定された線量は平均線量として扱われる。

(B 55) 上述したように、エネルギー付与の不均一な分布は、低線量域における平均化の手順、特に臓器または組織において不均一に分布し、短い飛程の粒子を放出する放射性核種で関心事となる。しかし、極く小線量の計測、あるいは組織中の3次元飛程構造と関連するエネルギー付与を考慮する放射線防護行為に使用するための現在利用できる確立されたアプローチはない。癌誘発と遺伝性疾患の確率的性質および、単一飛程の電離粒子は初期過程に対し十分であるという仮定を考慮し、現在のアプローチが正当化された科学基準での放射線防護の目的に対し実際的であることがわかる。そのようなアプローチに関連する不確実性は、留意すべきである。

(B 56) 肺または他の組織における「放射能を持つ (hot) 粒子」の集積の例 (例えば、低溶解性で特異的な活性の高い肺に沈着するエアロゾル) では、委員会は関連した悪性疾患誘発の危険性は、肺の同等の放射能均一分布からの危険と同等もしくはより低いという意見を継続する (Lafumaら,1974, ICRP,1980, Charlesら,2003)。

(B 57) トリチウムにより標識されたDNA前駆体への組み込み (例、チミジン、デオキシチジン) あるいは細胞核のDNA内に組み込まれたオージェ放出体の結果、線量分布はかなり不均一なものとなる。放出体の特定部位およびベータ放射線とオージェ電子のかなり短い飛程により、細胞核は細胞および臓器あるいは組織の平均線量より高い線量に被ばくするであろう。トリチウム化DNA前駆体は、従って、細胞核内へ特異的に局在しないトリチウム水のようなトリチウム化合物よりも放射線毒性が高いであろう (Strefferら,1978)。そのような例で、リスクは細胞核への被ばく線量に基づいて評価されるであろう。もう1つのアプローチは、不均一に分布した同一核種 (例えば、トリチウム水) (Strefferら,1978) または外部放射線と比較して不均一に分布した放射性核種 (例、トリチウム化チミジン) の生物効果比に関する実験的な哺乳類のデータを考慮することである。委員会は、線量による治療あるいはそのような局在した核照射からのリスクに対する特定の計画を提案しない (B3.5項、パラグラフB86-B99参照)。

B 3.4. 等価線量と実効線量

(B 58) 防護量は確率的健康影響の発生が、許容できないレベルより低く維持され、組織反応を避けることを保証し、線量限度を特定するために使用される。防護量のシステムは、図B.1とB.2に見られる。それらの定義は、特定の臓器または組織T、放射線の種類Rによる一または、他の特定された身体の標的領域-の体積における平均吸収線量 $D_{T,R}$ に基づく (方程式B.3.5参照)。放射線Rは、身体への照射および体内に残存する放射性核種により放出されるかのどちらかの放射線の種類およびエネルギーにより与えられる。臓器または組織における防護量の等価線量 H_T は、以下に定義される

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{B.3.6})$$

ここで、 w_R は、放射線Rに対する放射線荷重係数である (B.3.5項、パラグラフB73-B131、及び表B.4参照)。合計は、有する全ての種類の放射線で行われる。等価線量の単位は、J/kgであり、特殊な名称シーベルト (Sv) を持つ。

(B 59) w_R の値は、主に低線量における種々の放射線に対する生物効果比 (RBE) の実験データに基づく (B.3.5、パラグラフB73-B131参照)。種々の放射線に対する w_R の値の設定は、*Publication 60* (ICRP,1991b) に与えられた；表B.3と比較される。これらの放射線荷重係数の一般的な概念は、変わっていない。*Publication 60* (ICRP,1991b) に採用された w_R の値に対して幾つかの変更が加えられ、B.3.5項パラグラフB73-B131で議論される (表B.4参照)。

(B 60) *Publication 60*で導入された実効線量Eは、以下のように定義される：

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (\text{B.3.7})$$

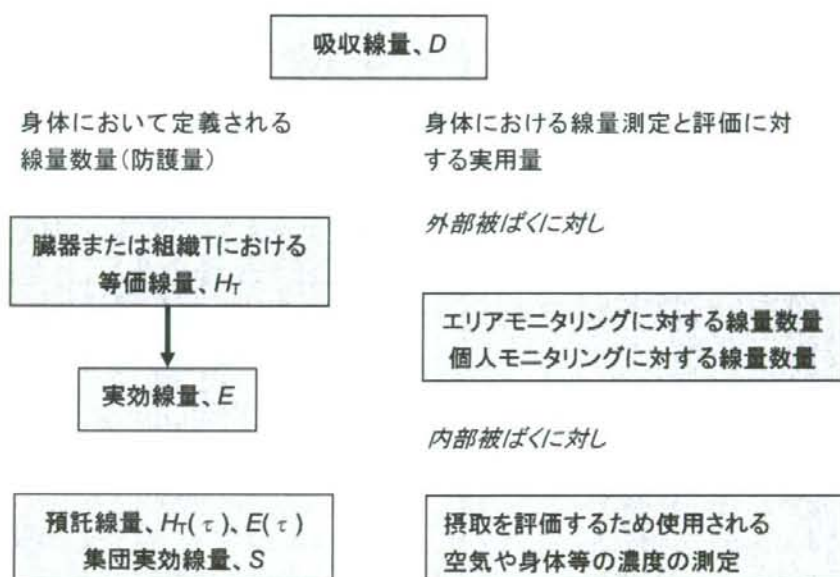


図 B.2. 放射線防護において使用される防護量と実用量のシステム

表B.3. 放射線荷重係数¹ (ICRP 1991b)

種類とエネルギー範囲 ²	放射線荷重係数、 w_R
光子、全てのエネルギー	1
電子とミュオン粒子、全てのエネルギー ³	1
中性子、エネルギーが10keV未満のもの	5
" 10keV以上100keVまで	10
" 100keVを超え2MeVまで	20
" 2MeVを超え20MeVまで	10
" 20MeVを超えるもの	5
陽子、反跳陽子以外、エネルギーが2MeVを超えるもの	5

- 1 全ての数値は、身体に入射する放射線、あるいは体内の線源から放出される内部放射線に関するもの
- 2 他の放射線に対する数値の選択については、ICRP(1991b)パラグラフA14中で論じられる。
- 3 DNAに結合した原子から放出されるオージェ電子を除く (ICRP 1991bパラグラフA13参照)

表B.4. 2007年勧告における放射線荷重係数¹

放射線種類	放射線荷重係数、 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
アルファ粒子、核分裂片、重原子核	20
中性子	中性子エネルギーの関数として連続曲線 (図B.4と方程式B.3.16参照)

1 全ての値は、身体の入射放射線、または内部線源、線源から放出されたものに関連する。

ここで、 w_T は、組織Tに対する組織荷重係数 (B.3.5項、パラグラフB132-B145、及び表B.2参照) であり、 $\sum w_T=1$ である。合計は、Eの定義において考慮される身体の臓器または組織全てで実施され、 w_T 値は表B.2に与えられる。実効線量の単位は、特別な名称シーベルト (Sv) で表すJ/kgである。等価線量および実効線量に対し使用される同一の単位は、実用量に対しても使用される (B.4.1、パラグラフB159-B170参照)。使用される量は、明確に記述されるように細心の注意を払うこと。

(B 61) 特定の組織における吸収線量は、物理的数量である一方で、等価線量や実効線量は放射生物学的及び疫学的所見に基づく荷重係数を含む。これらの荷重係数は、判断により放射線防護の適用に対し選択され、受入可能な単純化を含む (B.3.5項参照)。従って、実効線量の定義と数値は、物理的性質のみに基づいていない。例えば、組織荷重係数 w_T は、放射線被ばく後、実験的な遺伝データに基づくように癌誘発の疫学的調査に基づき判断される。さらに、それらは性差と年齢を平均化した人に対する平均値を表す。

(B 62) 実効線量の定義は、身体の臓器または組織における平均線量に基づいている。数量は一定の状況を考慮した値を提供するが、特定個人の特性は考慮していない。人の内部被ばくでは、例えば、臓器線量は取り込まれた放射性核種の摂取を評価し、放射能の摂取に関連する線量係数に一致させる平均臓器線量に適用することでしばしば決定される。これらの係数は、一般的な生物動力学モデル及び参照ファントムを使用し計算される。従って、これは特定の放射性核種の一定量の取り込まれた放射能で、相当する実効線量が評価されることを意味する。この線量の近似は、放射線防護の目的に対し受入可能なことと判断される。