HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	線量当量換算係数の実験的評価に関する研究 : 計算値と実験値の比較について
Author(s)	史, 相徳; 成田, 正邦; 吉沢, 道夫
Citation	北海道大學工學部研究報告, 157, 71-78
Issue Date	1991-10-16
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/42298
Type	bulletin (article)
File Information	157_71-78.pdf

Instructions for use

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

北海道大学工学部研究報告
第157号（平成3年）

Bulletin of the Faculty of Engineering
Hokkaido University No. 157 (1991)

線量当量換算係数の実験的評価に関する研究
—計算値と実験値の比較について—

史　相徳　成田　正邦　吉沢　道夫*

（平成3年6月20受理）

A Study on Experimental Estimation of Dose Equivalents
— Comparision of Measured and Theoretical Values —

Sangduk SA, Masakuni NARITA and Michio YOSIZAWA*

(Received June 20, 1991)

Abstract

This paper presents the experimental estimation of the conversion factors between dose equivalents and measured quantity, the air kerma in free air, for external photon radiations.

The measurements, in the irradiation geometry of anterior, superior and inferior, were made with the thermoluminescent dosimeters inside an anthropomorphic RANDO Phantom.

These measured values of conversion factors were compared with calculated ones by means of Monte-Carlo simulation method under the same irradiation conditions; both of them are in good agreement within a deviation of about 20%.

1．緒　言

国際放射線防護委員会より出されたICRP勧告[1]によれば，放射線防護の目的は非確率的影響を防止し，確率的影響を制限することである。確率的影響を制限するためにICRPが導入した線量限度体系は，全身が一様に照射されるか不均等に照射されるかに関係なくリスクは同一であるという考え方から立っている[2]。

ICRPの線量限度を表す量としては，臓器線量当量と実効線量当量のような放射線防護量が用いられている。これらの量は一般に直接測定できないため，測定可能量と放射線防護量とを結びつける換算係数が必要である。この換算係数は，防護管理を実施する際の実際的な測定値の解析を容易にするものとして，いろいろな数学的方法とコンピューターコードを用いて求められてきた。

いままで，人体数学モデルに対する線量当量換算係数の評価の例は多く報告されているが，実験的評価の例は計算的評価よりもかなり少ない[3]。

本研究では，人体模擬ファントムに対する光子の照射実験から人体各臓器の線量当量および実効線量当量の換算係数を実験的に評価し，求めた線量当量換算係数の実験値をG. Williamsの計算値および日本原子力研究所の計算値と比較した。

原子工学科　原子炉工学講座
* 日本原子力研究所　保健物理部

2．線量当量換算係数

1977年以来ICRPは，様々の臓器の被曝に伴うリスクが臓器によって異なること，および遺伝的影響のある割合を考慮に加えることができるように，一つの量を勧告している。この量は，実効線量当量と呼ばれ，次式のように定義される。

$$H_E = \Sigma w_T H_T$$

ここで w_T は，全身が均一に被曝したとき，臓器Tの被曝に起因する確率的リスクの，全リスクに対する割合を表すため，ICRPによって規定された荷重係数である。H_T は臓器Tの平均線量当量である。表1にICRP勧告（1977年）の臓器荷重係数を示す。

臓　器	ω_T
生　殖　腺	0.25
乳　　房	0.15
赤色骨髄	0.12
肺	0.12
甲　状　腺	0.03
骨　表　面	0.03
残り組織	0.30
計	1.00

表1　組織荷重係数表

実効線量当量は，被曝された人体の臓器線量当量から荷重計算されるため，日常のモニタリング上では測定不可能であり，測定可能な量から換算する必要がある。

10 keV-10 MeVのエネルギーの光子外部被曝についてモンテカルロ法で計算された実効線量当量換算係数を図1に示す。図1で人体形状ファントムに対する5つの照射体系は，等方照射を除けば，単一方向の面平行ビームによる人体長軸に垂直な入射条件である。これらの5つの実効線量当量換算係数を上回る線量当量換算係数は，文献4)で規定した実用線量に対するものであり，ICRU球*のビーム入射方向の主軸1 cm深さでの線量当量である。

日常のモニタリング上では，実測不可能な実効線量当量を見積もるために，図1の実用線量，すなわちICRU球にのける1 cm線量当量のレスポンスを持つ環境量または個人線量をもって評価することになっているが，照射条件によってはかなりの過大評価がある。

図1で，60 keV～100 keV付近のエネルギーで換算係数曲線上にピークが現れるのは，そのエネルギー域では人体表面の浅い深さでの後方散乱が影響するからであり，特に前方照射の実効線量当量換算係数値が高い理由は，注目する臓器の大部分が人体前面に分布するからである。

---

*ICRU球とは，人体の胴体を近似するために国際放射線単位測定委員会で決めた直径30 cmの生体組織等価球として，密度が1 g/cm³，組成の質量比は酸素76.2%，炭素11.1%，水素10.1%，および質素2.6%の球ファントムである。この球は，実験を目的したものではなく専らモンテカルロ計算に用いられる。

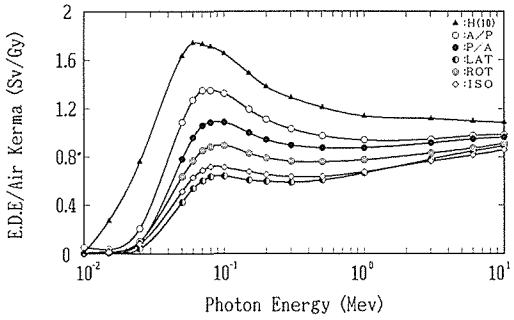


図1　様々な照射体系に対する実効線量当量換算係数
(A／P：前方照射、P／A：後方照射、LAT：側面照射、ROT：回転照射、ISO：等方照射体系、H(10)：ICRU 球の 1 cm線量当量)

3．線量当量の評価方法

3.1　照射実験

照射実験は，熱ルミネセンス線量計（UD-170A，以下 TLD 素子とする）を各臓器位置に埋め込んだ人体模擬ファントムに X，γ 線を照射し，TLD 素子の測定値から線量当量を算出する方法で行った。

実験に使用したランドファントム（米アルダーソン社製）は，光子に対する吸収効果が人体と等価になるよう実効原子番号が7.30，比重が0.983の熱硬化性合成プラスチックから構成されている[5]。ランドファントムは，身長 175 cm，体重 73.5 kg の男性標準人[6] の全身に対応しており，2.5 cm 厚さの横スライス35枚から構成されていて，各スライスには 3 cm 間隔の格子上に TLD 素子用の直径 5 mm の穴が開けられている。このファントムのスライスには，骨と肺以外の臓器は表されていないので，着目する臓器の TLD 位置を決定するために横断画解剖図[7] を参考して臓器の大きさ及び位置を決定した。

光子の照射は，日本原子力研究所放射線標準施設の X 線発生装置及び標準 γ 線源を使用した。光子線源からの実効エネルギーは，X 線域の 68.6 keV，104 keV，139 keV および γ 線域の 1.25 MeV のエネルギーである。また，人体模擬ファントムに対する照射の条件は，人体の前面から後面を向かう前方照射，人体の頭から足の方に向かう上方照射，および足から頭の方に向かう下方照射の条件である。

3.2　線量当量算出

臓器の平均線量当量 H_T は，ファントム内部の着目する臓器位置に挿入した TLD 素子の測定値に対し，エネルギー補正を行った後，文献8) の照射線量から吸収線量への換算係数を乗じることにより吸収線量に変換して求めた。

実効線量当量 H_E は，求めた臓器線量当量 H_T に表 1 の荷重係数を適用して計算した。残り組織の平均線量当量は，照射条件ごとに最大線量を受ける 5 個の臓器の線量当量平均値で求めた。

4．評価結果および計算値との比較検討

4.1　前方照射体系

本報告では，線量当量換算係数の代表的計算値として，文献3)に掲載されているG. Williamsの計算値を選び実験値との比較検討を行った。モンテカルロ法で求められたこの計算値は，単位フルエンス当たりの臓器線量当量の換算係数として離散的放射線エネルギーごとに与えられているので，本実験値との比較のために，計算値を単位カーマ当たりの線量当量に変換し，10 keV～10 MeVのエネルギー域でスプライン補間を行った。

前方照射体系における実効線量当量換算係数の計算値曲線と実験値を図2に示す。

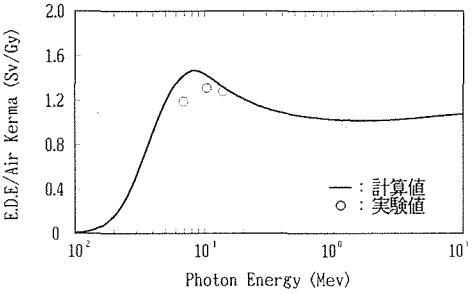


図2　前方照射体系における実効線量当量換算係数

計算値と実験値は，1.25 MeVおよび139 keVではよく一致するが，104 keVでは8%，68.6 keVでは17%で，低エネルギーほど実験値の方が計算値より低かった。特に，両値の差がある臓器は68.6 keVの睾丸と残り組織であり，甲状腺と赤色骨髄は平均約7%内でよく一致する。これらの臓器の線量当量換算係数に対する実験値を図3～6に示す。

単一臓器として組織荷重係数の最も大きい睾丸の線量当量は，60 keV近傍の低エネルギー域で計算値のほうが実験値よりも高かった。低エネルギー域で臓器線量の計算値が高い傾向は，図4の残り組織にも見られる。睾丸線量当量の計算位置は数学ファントムの表面下1.3 cmとなっており，本実験では直径5 cmの睾丸模擬材の中にTLD素子を挿入したため，特に低エネルギー域で両者の差ができたと推定される。

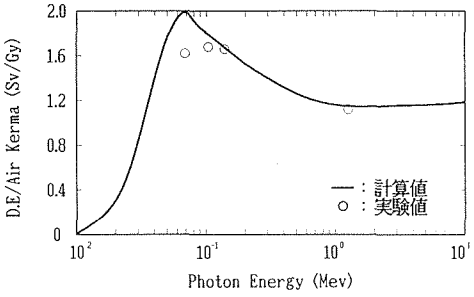


図3　睾丸の線量当量換算係数

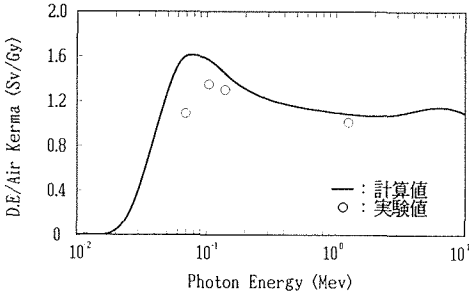


図4　残り組織の線量当量換算係数

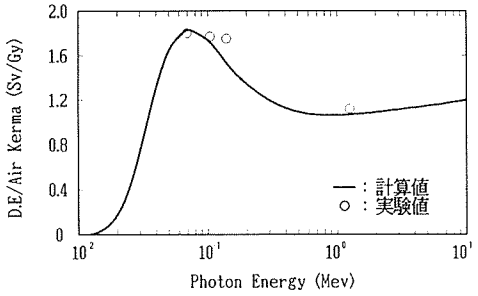


図5　甲状腺の線量当量換算係数

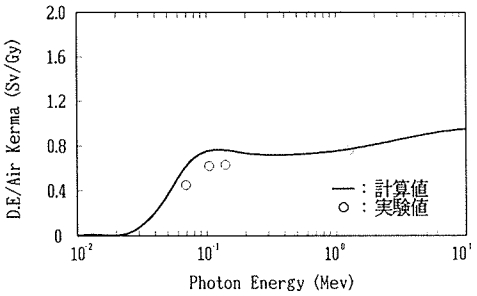


図6　赤色骨髄の線量当量換算係数

一方，文献3)の計算値では，残り組織の平均線量当量を計算する際，どの臓器を選択したかは明らかに示されていないが，本実験値での残り組織の平均線量当量は，前方照射で最大線量を受けた結腸，小腸，胃，肝，および膵臓の5つの臓器の平均線量当量である。

4.2　上下方照射体系

図7に上下方照射体系における実効線量当量換算係数の実験値を示す。人体の上方または下方照射については，10 keV～10 MeV のエネルギーの光子エネルギーに対する計算値がないため，ここでは実験値を等方照射体系に対する実効線量当量の計算値曲線上に載せた。上下方実験値を等方照射体系と比較した理由は，等方照射が無限に広がった放射性ガスの雲の中に浮かんでいる身体のように，粒子束が方向に無関係であり，身体に対する入射角度依存性がないからである。

下方照射の実効線量当量は，実験のエネルギー点で単位空気カーマに対し，0.46～0.50(Sv/Gy)の比較的平坦な換算係数値を示した。上方照射では，X線域で0.18～0.19(Sv/Gy)，γ線域では0.25 (Sv/Gy) の換算係数でかなり低い値となった。これは，下方照射の場合の睾丸を除けば，人体の上下方照射体系では体軸垂直照射とは異なり，入射ビームの胴体透過の深さが1 m にもなるため，線源に向かい合っている臓器以外は殆ど実効線量当量に寄与しないためである。

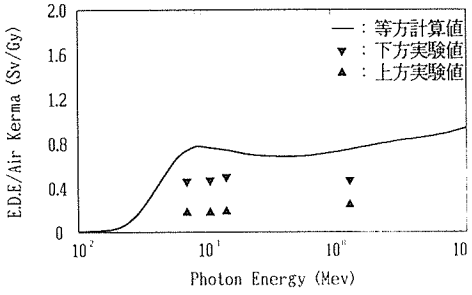


図7　上下方照射体系における実効線量当量換算係数

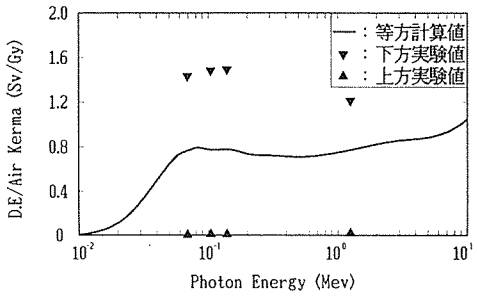
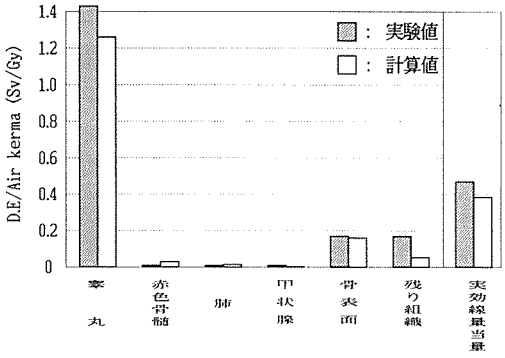


図8　上下方照射体系における睾丸の線量当量換算係数

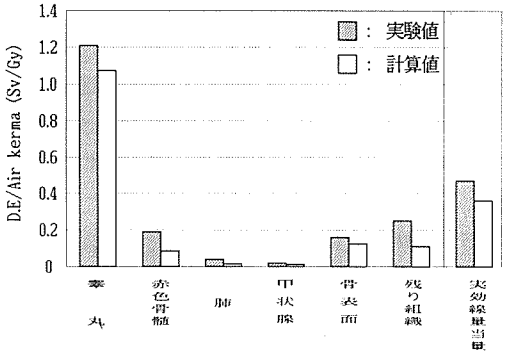
睾丸の線量当量は図8に示したとおり，上方照射では無視できる値であるが，下方照射では等方照射よりも約1.7倍高い値を示した。すなわち，人体に対する放射線の入射方向を，体軸を基線とする球面上の任意の角度からとるとするならば，その入射方向依存性が大きい臓器は睾丸であり，後方照射を除けば水平角以下の入射条件では実効線量当量に対する睾丸の単一臓器線量当量の寄与は相当大きくなる。

これらの上下方照射体系に対する線量当量の実験値は，日本原子力研究所で開発した方向依存性解析用の計算コードによる計算値[10]と同一のエネルギー点と照射条件で比較した。図9と10に，104 keV と 1.25 MeV の光子エネルギーに対する下方照射体系の臓器線量当量と実効線量当量の換算係数の比較を示した。図11と12は，104 keV と 1.25 MeV の光子エネルギーに対する上方照射体系の比較である。

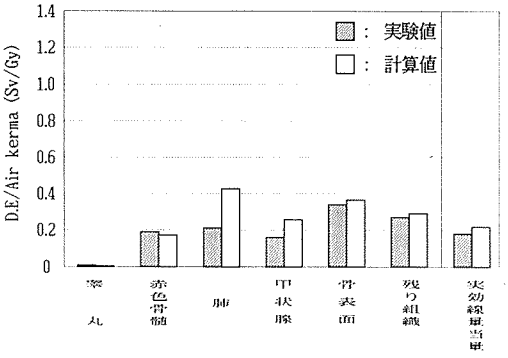
下方照射における実効線量当量の実験値と計算値との差は，68.6 keV のエネルギーでは8%，104 keV では15%，および1.25 MeV では19%として，実験値のほうが若干高い傾向を示した。しかし上方照射では，計算値の方が68.6 keV では15%，104 keV では19%，および1.25 MeV では23%として，実験値よりも高い値である。この理由は，人体下部の睾丸および腹部の臓器線量に対する計算上の臓器線量評価位置が，ファントム体軸に対して実験上の臓器線量測定位置よりも相対的に上の方にあるからであると考える。臓器としては，ファントムの長軸にそって分布する骨関係の組織の両値が比較的よく一致し，睾丸と残り組織の線量当量値に差が見られる。



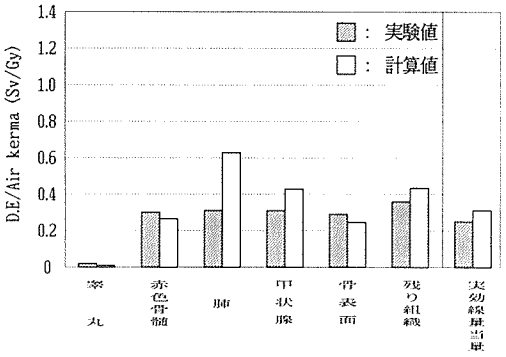
(光子エネルギー104keV：下方照射)
図9　臓器別実験値と計算値の比較



(光子エネルギー1.25MeV：下方照射)
図10　臓器別実験値と計算値の比較



(光子エネルギー104KeV：上方照射)
図11　臓器別実験値と計算値の比較



(光子エネルギー1.25MeV：上方照射)
図12　臓器別実験値と計算値の比較

4.3　計算値と実験値の相互比較について

線量労量評価における計算値と実験値の比較は，相互の人体モデルの違いと臓器線量の計算位置と測定位置の相対的違いがあるため，両者の数値の差に対する原因分析は難しい。E. Thomasz[11]によれば，一般に計算値と実験値は，±30%の範囲内で一致するとした。

線量当量の実験的評価に多く使用されるランドファントムは，腕足が省略されていて，側面照射と下方照射ではランドファントムと数学ファントムでは重要な異なる点がある。すなわち，数学ファントムは人体垂直軸に腕骨があるため，側面照射の場合，腹部の臓器と卵巣はある程度遮蔽を受ける。下方照射では両足による腹部の臓器と生殖器の遮蔽が影響する。本実験では，下方照射のさいランドファントムに両足等価材をつけて，計算上の直立姿勢と同様な条件のもとで臓器線量当量を評価した。

計算値と実験値は，特に低エネルギーでの差が著しいため，ファントムの表面からの深さによる線量減弱の程度を調べるために，同一の光子エネルギー点でファントム長軸に平行なビームによる低線量照射を行った。光子エネルギーは，68.6 keV とし，ファントム表面点の基準照射線量は 5R（$1R=2.58\times10^{-4}C/kg$）である。

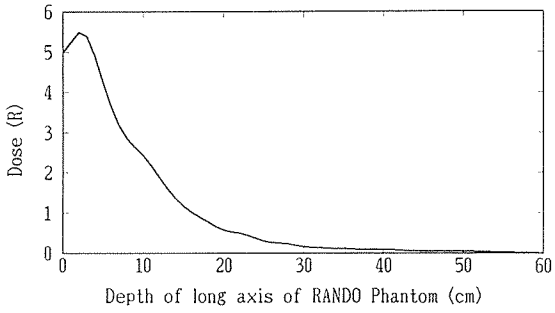


図13　ファントム体軸に対する線量減弱曲線

図13で示した通り，ファントム表面から約 3 cm 深さでの約 10%のビルドーアップがあった後，30 cm の深さまで著しく減弱する。ICRP 標準人[6]の胴体前後面の深さは約 25 cm であるから，体軸垂直照射体系では，特にファントム内の臓器線量当量の評価位置が重要な因子となる。

5．結　　語

人体模擬ファントムに対する光子の照射実験から，3 つの照射体系における線量当量換算係数を実験的に評価した。本実験値は，同一照射条件で計算値と比較検討した。

主な評価結果は次のとおりである。

(1) 4 つの光子エネルギー点に対する実効線量当量換算係数の実験値は，平均約 20%以内で計算値と一致した。

(2)実効線量当量換算係数の計算値と実験値の比較においては，人体ファントムに対する照射体系と放射線エネルギーの照射条件だけでなく，人体ファントムの臓器線量の評価位置が重要である。したがって，両値の的確な検証のためには，計算上の臓器中心位置と実験上の TLD 素子位置をファントム体軸に対して一致させる必要がある。

(3)線量当量の実験的評価は，その算出過程がかなり複雑であり，照射実験上の制限性が多いため評価の例は少ないが，可能な限り実際的放射線場の様々の照射条件を近似した実験的評価を行う必要がある。

謝　　辞

本照射実験は，日本原子力研究所放射線標準施設にて行われた。実験のさい，協力していただいた同所保健物理部の南賢太郎課長をはじめ，鈴木明氏と山口恭弘氏に感謝する。

参考文献

1) ICRP, ICRP Pub. 26, Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, 1977.
2) 成田正邦，小沢保知，原子工学の基礎，現代工学社，1988.
3) ICRP, ICRP Pub. 51, Data for Use in Protection Against External Radiation, 1987.
4) ICRU, ICRU Report 39, Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources, 1985.
5) Alderson Research Laboratories, Techical Bulletin No. 43, Alderson RANDO Phantom Systems for Radiotherapy, Connecticut.
6) ICRP, ICRP Pub. 23, Report of the Task Group on Reference Man, 1975.
7) Han and Kim, Sectional Human Anatomy, Ilchogak, Seoul, 1989.
8) ICRU, NBS Handbook 87, Clinical Dosimetry, 1962.
9) nm/mird Pamphlet No. 5, Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, J. Nucl. Med. 10, supplement No. 3, 1969.
10) Yasuhiro YAMAGUCHI, Privated Communication.
11) E. Thomasz, H. Eckerl and G. Drexler, Experimetal Determination of Conversion Factors Between Organ Doses and Measured Quantities for External Photon Irradiation, Health Physics, vol. 49, No. 5, pp. 897-905, 1985.