

個人被曝線量評価における深部線量当量指標の適用

Application of The Concept of Deep dose Equivalent Index
for Personal Dosimetry

1982年5月

動力炉・核燃料開発事業団
東海事業所

複製又はこの資料の入手については、下記にお問い合わせください。

〒319-11 茨城県那珂郡東海村村松4-33
動力炉・核燃料開発事業団 東海事業所
技術開発推進部 技術管理室

Inquiries about copyright and reproduction should be addressed to:
Technical Management Section, Tokai Works, Power Reactor and Nuclear Fuel
Development Corporation 4-33, Muramatsu, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki,
319-11, Japan

© 動力炉・核燃料開発事業団
(Power Reactor and Nuclear Fuel Development Corporation)

1982年5月

個人被曝線量評価における深部線量当量指標の適用

中 田 啓 ※
石 黒 秀 治 ※
宮 部 賢 次 郎 ※
野 村 幸 広 ※

期 間 1982年1月10日 ～ 1982年4月25日

自 的 個人被曝線量評価における深部線量当量指標の適用について調べるとともに、東海事業所で用いる $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ を用いた新しいTLD バッジによる深部線量当量指標の測定評価原理、方法についてまとめる。

要 旨

ICRP 36では、決定臓器に注目し線量当量限度を定めていた従来の管理評価方法に代って、照射を受けた全ての組織のリスクを考慮した実効線量当量という概念を採用している。また、とくに体外被曝に関しては深部線量当量指標を評価することにより、実効線量当量で評価した場合と同等の防護レベルが達成できるとしている。

東海事業所においては、個人被曝管理用線量計として昭和57年4月より $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 蛍光体を用いた新しい自動読取型のTLD バッジの使用を開始した。 $\gamma(\text{X})$ 線の評価については、 $\text{CaSO}_4(\text{Tm})$ 蛍光体を用いていた従来のTLD バッジでは身体に装着された位置での照射線量を測定し、作業者の被曝線量値としていたが、新しいTLD バッジでは、1.000 mg/cm²厚フィルター下での吸収線量を $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 蛍光体で測定し深部線量当量指標として評価している。

本書ではいろいろの文献により個人被曝線量評価における深部線量当量指標の適用について調べた結果をまとめるとともに、東海事業所で使用している新しいTLD バッジにおける深部線量当量指標の測定原理および方法について述べる。

目 次

1. 線量当量と線量当量指標の定義	1
2. 深部線量指標の個人被曝線量評価への適用	3
2-1 American National Standard Institute 規格	4
2-2 Health Physics Society Standard Committee 採択	7
2-3 K. Kramer らによる線量当量指標の実用面への適用	9
3. 東海事業所における新型 TLD バッジによる深部線量当量指標の評価	12
3-1 TLD バッジの構造	12
3-2 深部線量当量指標の評価法	13
3-3 試験結果	14
4. まとめ	21
参考文献	23
APPENDIX (線量当量指標概念の実用面への適用)	25

1. 線量当量と線量当量指標の定義

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) ではその報告No.19⁽¹⁾ およびNo.25⁽²⁾ において、線量当量 (dose equivalent) と線量当量指標 (dose equivalent index) を次のように定義している。

[ICRU Report 19]

線量当量 (Dose equivalent) : H

$$H = DQN \text{ [rem]}$$

ここで

D : 吸収線量 [rad]

Q : 線質係数

N : 種々の補正係数 (= 1)

但し、いろいろのLETの放射線による吸収線量の場合には線量当量は次式で示される。

$$H = D\bar{Q}N \text{ [rem]}$$

ここで

$$Q = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q D_{L-} dL-$$

実際のQの値をいろいろなLETに対してTable 1-1に示す。

Table 1-1, LETとQの関係

水中の L_w (KeV / μm)	Q
< 3.5	1
7	2
23	5
53	10
175 >	20

線量当量指標 (Dose equivalent index)

線量当量指標とは、ある点を中心とし $1\text{g}/\text{cm}^3$ の密度を持ち軟組織と等価な物質よりなる直径30 cmの球体中における最大線量当量である。

また軟組織と等価な球体の組成は次のようなものである。

O	76.2%
H	10.1%
C	11.1%
N	2.6%

[ICRU Report 25]

線量当量指標 (Dose equivalent index)

線量当量指標とは、ある点を中心にし 1 g/cm^3 の密度を持ち軟組織と等価な物質よりなる直径30 cmの球体中における最大線量当量である (ICRU 19に同じ)。

但し、球の中心はファントム表面あるいは線源から15 cm以上の距離に限られる。

この線量当量指標は広い意味での線量当量指標 (Unrestricted dose equivalent index) であり、さらに次の2つに分類される。

i) 表層部線量当量指標 (Shallow dose equivalent index)

線量当量指標の定義に用いた直径30 cmの球において、表面から0.07~1 cmの間での最大線量当量

ii) 深部線量当量指標 (Deep dose equivalent index)

線量当量指標の定義に用いた直径30 cmの球において、表面から1 cm以上の深さにおける最大線量当量

この他、ICRPは1977年の勧告 (Pub 26)¹⁾において放射線による照射をうけた全ての臓器に対し、そこでの吸収線量にそれぞれの臓器のリスクを考慮した荷重補正を行うことにより確率的影響を評価した実効線量当量を評価することを提案している。

2. 深部線量当量指標の個人被曝線量評価への適用

実効線量当量の決定には、その基本量として各臓器・組織毎の線量を知ることが必要であるがとくに外部被曝の場合、放射線のエネルギーや入射方向により各臓器・組織のうける線量は異なるため、身体に着用した線量計にて実効線量当量を正確に評価することは困難である。例えば、作業者の背面から入射した放射線は身体で減弱するため、胸部に着用した線量計では線量の評価が過少となる。Jones らは線量計を胸部に着用した場合、線量計の位置での単位照射線量に対する生殖腺および骨髄線量の比を光子のエネルギーおよび入射方向をパラメータにして評価している^[4]。これを Fig. 1-1 に示すが、照射線量に対する生殖腺および骨髄線量の比は光子のエネルギーや入射方向により大きく変化している。また、ほとんどの場合において線量計はそれぞれ特有のエネルギー依存性あるいは方向依存性を有しており、線量計の測定値より実効線量当量を評価することは困難である。そこで、ICRP は 1977 年の勧告において被曝線量評価において深部線量当量指標を適用することを勧めている。

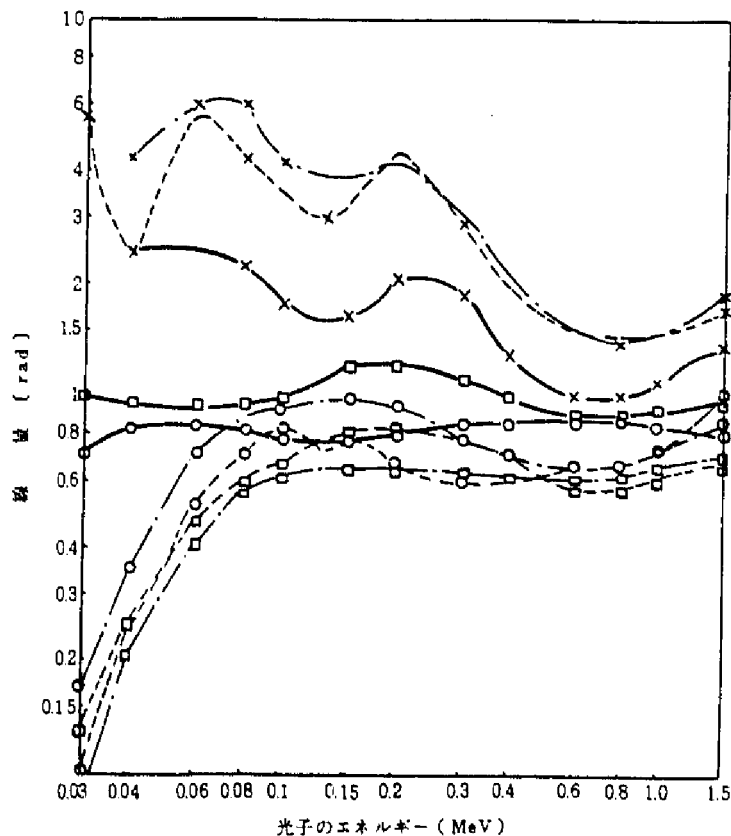


Fig. 1-1 単位照射線量に対する臓器・組織線量の比

—, 精巣; - - -, 卵巣; - · - ·, 骨髄
□, 前方; ×, 後方; ○, 等方

〔ICRP 26〕

通過性放射線に対する体外被曝については体内における線量当量の実際の分布に関する情報がない場合には、直径30cmの球の内部で生じる線量当量の最大値（深部線量指標 H_{1d} ）を算定することが可能である。この深部線量当量指標を年50 mS（5レム）に制限すると、 $\sum_T W_T H_T$ により実効線量当量を評価した場合と少なくとも同等の防護レベルを達成できる。（108）

全身の体外照射の場合の補助限度として深部線量当量指標を考えるが、これは身体の表面下1cm以上の深さにおける最大線量当量である。（146）

実際に身体における深部線量当量指標を評価するには次のような問題がある。

- i) 身体における線量当量の分布は入射光子のエネルギーにより変化するため、最大の線量当量となる深さは光子のエネルギーにより変化する。このため、どの深さにおける線量当量を深部線量当量指標とするのか？
- ii) 深部線量当量指標により実効線量当量をより安全側もしくは同様のレベルで評価することが出来ると考えられている。しかし、両者の関係は入射光子のエネルギーが方向等により大きく変化するが、種々の条件でその関係はどのように変化するのか？
- iii) 従来個人被曝線量計ではそのほとんどが線量計の位置での照射線量を評価し個人の被曝線量としていること、および線量計の校正においても照射線量が基準となっているため照射線量と線量当量指標の関係も明確にされている必要がある。

このような事項についてはいろいろの報告、文献等により論議がなされている。

2-1 American National Standard Institute 規格^[5]

American National Standard Institute は1978年にANSI N13-11(Draft American National Standard Criteria for Testing Personal Dosimetry Performance)においてHealth Physics Societyの承認を受け、個人被曝線量評価において線量当量指標を適用することを提案している。即ち、各臓器毎の線量当量を直接的に評価することは一般的に困難であると同時に実際的でないため、個人被曝線量計により表層部及び深部線量当量指標を測定評価することを提案している。

線量当量指標はある条件において身体で生じる線量当量の最大値であるが、最大の線量当量が生じる位置は入射光子のエネルギーにより変化する。ICRP 26では1cm以上の深さでの最大線量当量を深部線量当量指標として体外照射に対する線量限度に用いることを提案しているが、ANSIの規格草案では表層部線量当量指標及び深部線量当量指標として、それぞれ0.007cmと1.0cmの深さでの線量当量を用いてもよいとしている。これは次の理由による。

- i) 例えば $^{90}\text{Sr}-\text{Y}$ の β 線や50 KeV以下の光子に対し、最大線量当量は体の表面で得

られる。即ち、表層部線量当量指標は皮フにおける線量当量に等しいと考えられる。

ii) 0.05 MeV から 3 MeV のエネルギーの光子に対しては、最大の線量当量はほぼ 1.0 cm の深さ付近 (in the vicinity of 1.0 cm in the body) で得られる。

また、この規格においては単一方向入射の平行ビームに対し、照射線量と線量当量指標の関係を計算した結果を示している。

(1) 照射線量がフリーエアの条件で値付けされている場合

$$H_i = C_{xair} \cdot X_{air}$$

H_i : 線量当量指標 [rem]

X_{air} : フリーエア条件での照射線量 [R]

C_{xair} : フリーエア条件で値付けされた照射線量と線量当量指標の間の変換係数 [rem/R]

(2) 照射線量がファントムの有る条件で値付けされている場合

$$H_i = C_{xph} \cdot X_{ph}$$

H_i : 線量当量指標 [rem]

X_{ph} : ファントムが有る条件での照射線量 [R]

C_{xph} : ファントムが有る条件で値付けされた照射線量と線量当量指標との間の変換係数 [rem/R]

ICRU Rep 19 および 25 で示されている球に対してモンテカルロ法により計算した C_{xair} , C_{xph} として Table. 1-2 に示す値が提案されている。このうちフリーエアの条件で値付けされた照射線量に対する表面下 1 cm での線量当量との間の変換係数 [C_{xair}] を Fig. 1-2 に示す。

Table 1-2 Conversion Factors for Computing the Dose Equivalent Index from Exposure

Photon Energy (MeV)	$C_{xair}, \text{rem R}^{-1}$		$C_{xph}, \text{rem R}^{-1}$
	Deep	Shallow	
0.015	0.16	0.79	0.88
0.02	0.45	0.87	0.87
0.03	0.94	1.07	0.87
0.04	1.18	1.25	0.88
0.05	1.28	1.32	0.90
0.08	1.38	1.38	0.94
0.10	1.37	1.37	0.95
0.20	1.27	1.27	0.97
0.30	1.18	1.18	0.97
0.40	1.14	1.14	0.98
0.50	1.09	1.09	0.98
0.60	1.07	1.07	0.97
0.67	1.05	1.05	0.97
0.80	1.03	1.03	0.97
1.0	1.01	1.01	0.97
1.5	1.01	1.01	0.97
2.0	1.01	1.01	0.98
3.0	1.01	1.01	0.98

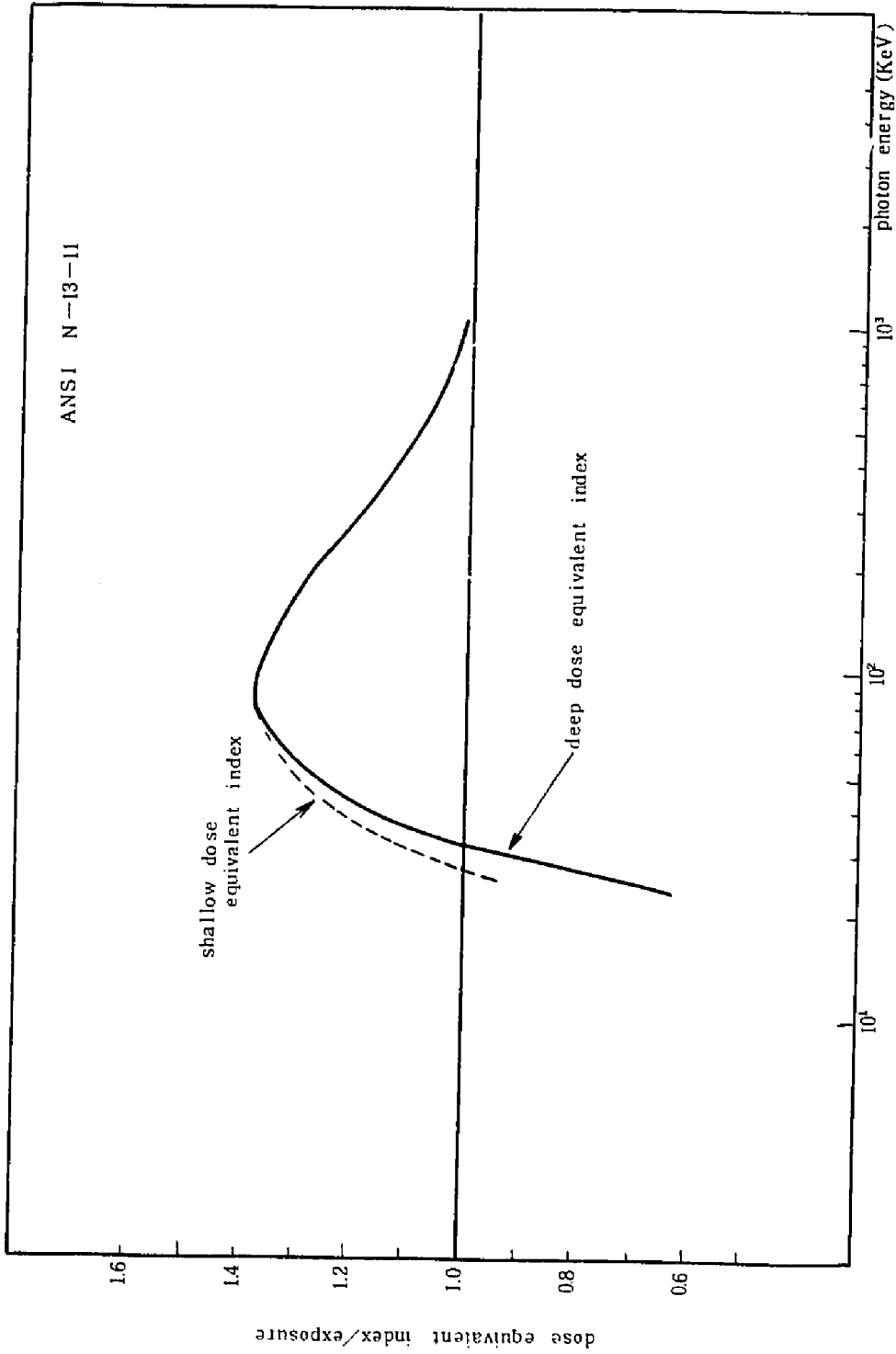


Fig.1-2 Dose equivalent index normalized to exposure in air for unidirectional parallel beam

2-2 Health Physics Society Standard Committee 採択^[6]

Health Physics Society Standard Committee (米)は1981年4月に、米国個人被曝線量計試験要領*にとり入れるための標準規格を採択した。

この委員会のワーキンググループは、最終的に、線量の測定結果を評価するにおいて軟組織からなる直径30 cm 球の表面から0.007 cmと1.0 cmの深さにおいて定義される表層部線量当量指標と深部線量当量指標を用いることを決定した。

通常の放射線場において測定の対象となる量(例えば照射線量)から線量当量指標への変換係数についてはこれまでに多くの人により計算評価がなされているが、当委員会では、DimbloyとFransisらが計算した結果^[7]を標準規格に採用している。これは、他の計算評価では二次電子がその生じた点で全てエネルギーを吸収されると仮定しているのに対し、彼らは二次電子のエネルギーが80 KeVになるまでの動きを全て考慮しているためより正確な計算評価と考えられるからである。

Dimbloyらの計算評価した変換係数をTable. 1-3に示す。ここでは、米国での個人被曝線量計がフリーエア中での照射線量に対して校正されていることが多いため、照射線量からファントム表面下0.007 cm, 0.3 cm, 1.0 cmの深さにおける線量当量への変換係数が示されている。この変換係数はICRU 25に示された球に対し、単一エネルギーで単一入射方向の平行ビームに対し計算されたものである。このうち0.007 cmおよび1.0 cmでの値が、照射線量から表層部線量当量指標及び深部線量当量指標への変換係数であり、これらをFig. 1-3に示す。この変換係数は先に紹介したANSI N13-11での値に比べて50~60 KeVの付近で10%ほど大きいものとなっている。

Table 1-3 Conversion Factors for Monoenergetic Photons for Computing Dose Equivalent from Exposure in Free Air.
1 rem = 10^{-2} Sv; 1R = 2.58×10^{-4} C kg⁻¹

Photon Energy(keV)	Conversion Factor (rem R ⁻¹) to dose equivalent in the ICRU Sphere at a depth of		
	1.0cm("deep")	0.3cm	0.007cm("shallow")
15	0.28	0.67	0.90
20	0.58	0.79	0.94
30	1.00	1.07	1.11
40	1.28	1.29	1.34
50	1.46	1.46	1.50
60	1.47	1.47	1.52
70	1.45	1.45	1.50
80	1.43	1.43	1.48
90	1.41	1.41	1.45
100	1.39	1.39	1.43
110	1.37	1.37	1.40
120	1.35	1.35	1.36
130	1.33	1.33	1.34
140	1.32	1.32	1.32
150	1.30	1.30	1.30
662	1.03	1.03	1.03

* A future mandatory U. S personal dosimetry performance testing programme.

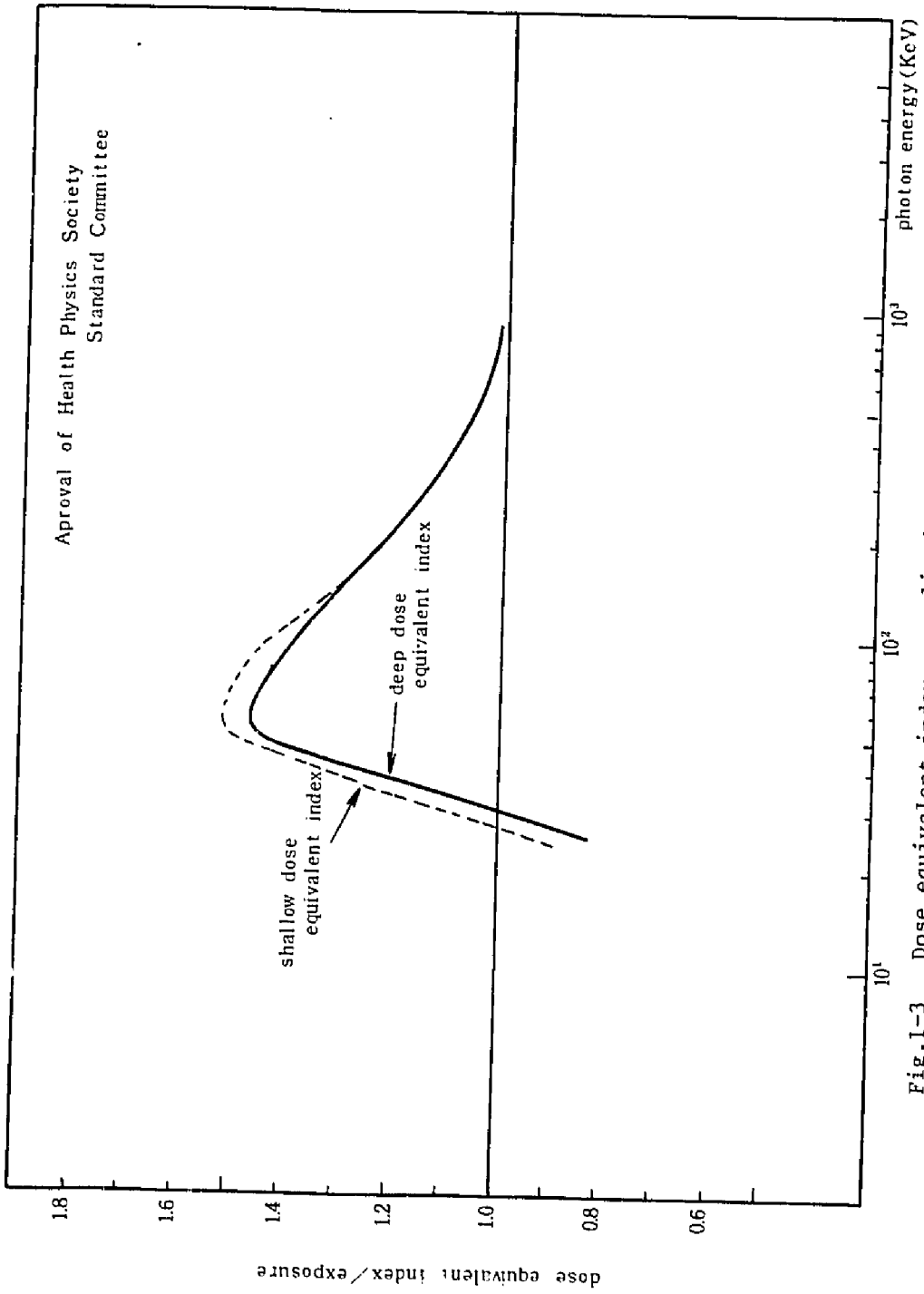


Fig.1-3 Dose equivalent index normalized to exposure in air for unidirectional parallel beam

2-3 K. Kramer らによる線量当量係数の適用範囲の適用¹⁴⁾

体素ごとの光子照射による人体における線量当量は直接的に測定することには困難がある。このため Kramer らは放射線の放射線防護においては、ほとんどの場合線量当量の算出のために換算係数というものを採用して使用的に使うことができるとしている。即ち、この換算係数は何らかの照射した量、例えば照射線量として人体における線量当量の計算より、照射の放射線種と組織の照射条件での照射条件によるこの係数が決定されているとすれば、照射種(照射線種)と照射条件換算係数の積により注目している線量当量の計算することが出来る。但し、この算出においては、下記の照射条件についての情報が得られていることを前提とする。

- 1) 照射線の種類
- 2) 照射条件におけるエネルギースペクトル
- 3) 照射した人体との組織
- 4) 人体の照射される部分の面積、形状、位置
- 5) 入射方向
- 6) 照射時間

Kramer らは人体を ICRU 28 に示されている球でおきかえてモンテカルロ法を用いることにより、エネルギー中の照射線量および吸収線量から線量当量換算係数の換算係数を計算評価している。この結果を Fig. 1-4 と Fig. 1-5 に示す。Fig. 1-4 は単一方向からの入射の場合であるが、線源とターゲット間の距離が無限大、FCD = ∞ の場合と 1m、FCD = 10m の場合で換算係数は多量の相違がある。また、単一方向入射で平行ビームの場合先述の値を ANSI N16-11 に示された値に比べて 50 ~ 60 KeV 付近でやや大きい値となっている。

また、ここではいろいろの照射条件に対し深部線量当量換算係数と有効線量当量との関係を計算により求めている。この結果を Fig. 1-6 に示す。

- 照射条件
- 単一方向入射でターゲットの前面から後面へ向う傾斜を持ったビーム(A-P)線源とターゲット間の距離が10m
 - 単一方向入射でターゲットの前面から後面へ向う平行ビーム(A-P)線源とターゲット間の距離が無限大
 - 単一方向入射でターゲットの後面から前面へ向う平行ビーム(P-A)線源とターゲット間の距離が無限大
 - 単一方向でターゲットの垂直軸に対し直角に右側面から入射するビーム(L-RAT)線源とターゲット間の距離が無限大
 - ターゲットの垂直軸回りの回転照射によるビーム(ROT)線源とターゲット間の距離が無限大

これらの照射条件に対しては、なお、照射線量率と線量率との関係が明らかでない
 ことができる(図 1-8) によりわかる。

この他、Kramerらは、非一方向入射の平行ビームに対して照射線量率と線量率との関係のみ
 の異なる照射条件(照射モード)の実現性についても述べている。

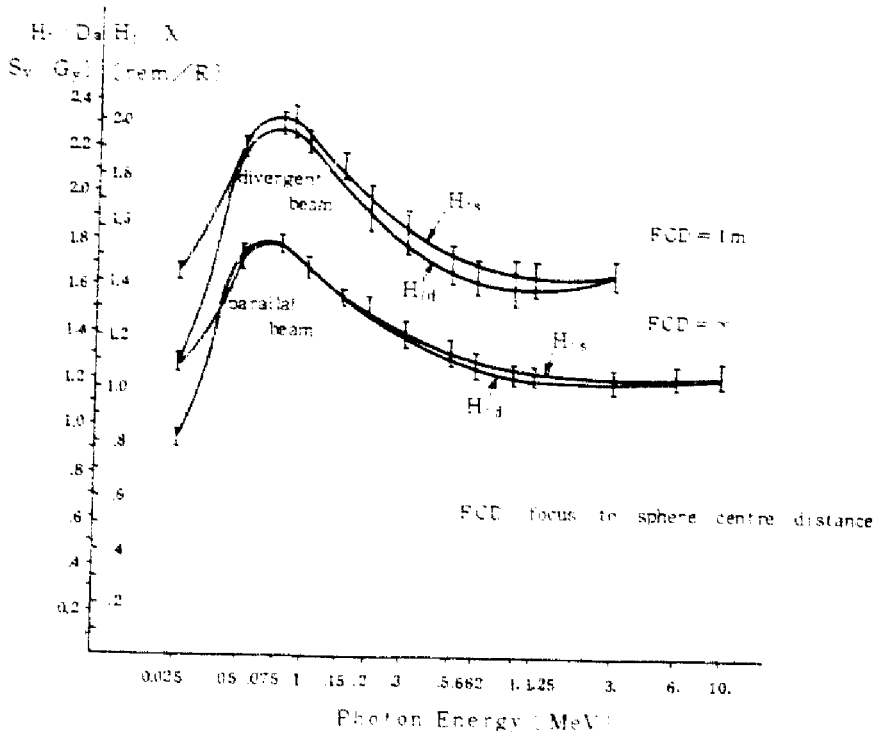


Fig.1-4 Conversion factors: Dose equivalent indices normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for different source geometry

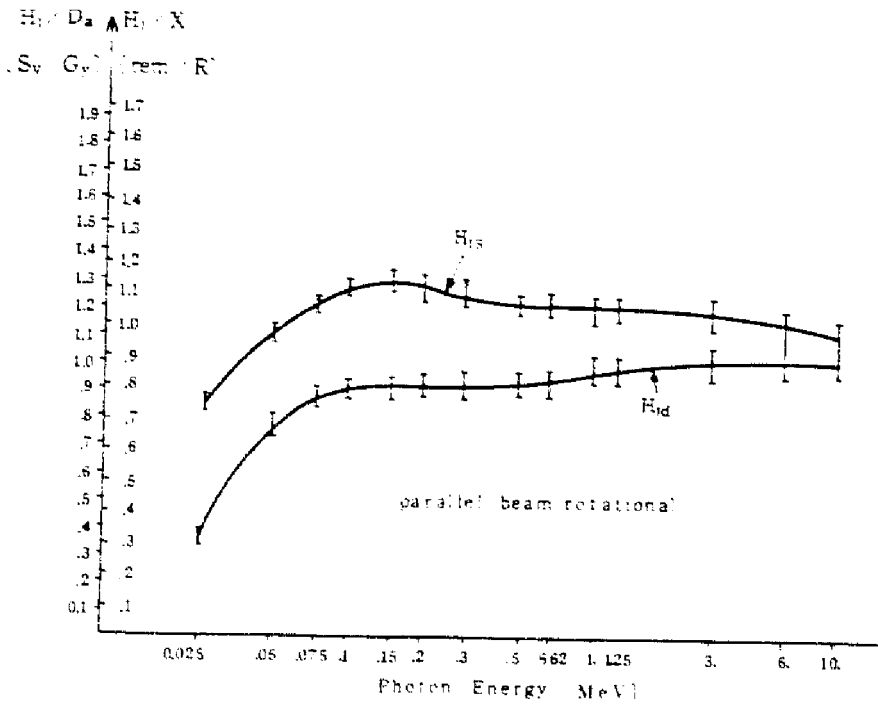


Fig.1-5 Conversion factors: Dose equivalent indices normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for a rotated parallel beam (plane isotropic)

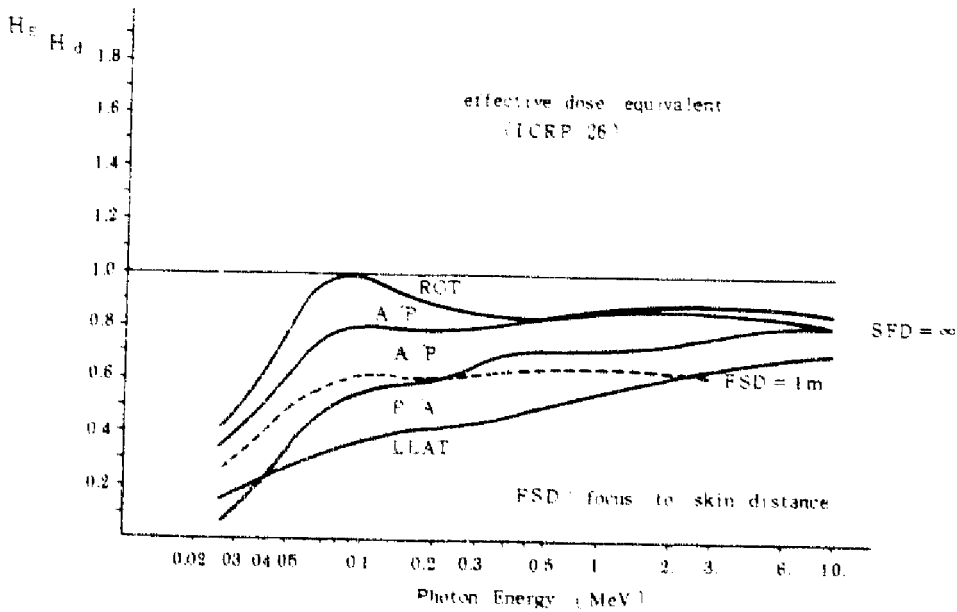


Fig.1-6 Conversion factors: Effective dose equivalent normalized to the deep dose equivalent index as a function of photon energy for different source geometry

3. 東海事業所における新型TLDバッジによる 深部線量当量指標の評価

東海事業所で個人被曝管理用線量計として昭和49年より使用してきたTLDバッジにおいてはCaSO₄(Tm)蛍光体(LD-300S)にて身体にバッジを装着した位置でのγ(X)線に対する照射線量を測定しそれを全身に対する線量当量としていた。しかし、昭和57年4月より使用している新しい自動読取方式のバッジにおいては1000mg/cm³の元素組成のLi₂B₄O₇-Cu⁺蛍光体にて深部線量当量指標の測定評価を行う。ここで、深部線量当量指標としてどの深さの線量を測定するのが最も適しているのか問題となるところであるが、ICRP-26では直径30cmの生体等価物質の球の中での最大の線量当量を与える深さで測ればよいとしている。しかし、この深さは光子のエネルギーにより変ってくる。このため、最適な深さについてはいろいろの提案がなされている。ICRP-26ではこの深さは1cm以上としているだけであり、とくに具体的な数値を提案していない。先に紹介したANSI N13-IIやHPSSC*の採択では0.05~3MeVのエネルギーの光子に対して最大の線量当量がほぼ1.0cmの深さで得られることにより、1cmの深さで深部線量当量指標の評価することを提案している。また、IECのワーキンググループではWhiteらの議論(1)に基づいて1000mg/cm³の全身線量の他に水晶体の300mg/cm³も兼ねて評価できるように800mg/cm³を提案している(2)。英国のJohnsらは水晶体の評価を含めて700~1000mg/cm³が望ましく、この範囲で実際上の大差はないとしている(3)。その他、K. B. Shawらにより現実には700mg/cm³でのTLDにより線量を評価している事例の報告(4)があるが、我々は上記のようなことを考慮して線量の評価を行う深さを1000mg/cm³とした。

3-1 TLDバッジの構造

新しいTLDバッジの概観をFig. 1-7に示す。バッジは2つの線量計、γ(X)線・β線用(中性子線用)からなり、それぞれ4つのTLD素子を持ち合計8素子より構成されている。このうち、γ(X)線・β線用線量計の構造および構成をFig. 1-8に示す。γ(X)線に対する線量当量指標の評価はバッジ正面中央部に樹脂の突起を設け1000mg/cm³以下のLi₂B₄O₇-Cu⁺素子(エレメント4)にて行う。Li₂B₄O₇-Cu⁺は実効原子番号が7.26とTLD蛍光体の中ではとくに生体組織(Z=7.42)に近い。このため、良好なエネルギー特性が期待できるとともに、生体等価物質中での線量当量を評価するのに適している。

また、この線量計においては線量だけでなくγ(X)線のエネルギーを評価することができる。エネルギーの評価は実効原子番号が1.53と大きなCaSO₄(Tm)蛍光体(エレメント3)と深部線量当量指標の評価用であるLi₂B₄O₇-Cu⁺蛍光体の感度比を用いて行う。

* Health Physics Society Standard Committee (米)

3-2 深部線量当量指標の評価法

議論の出発点として、エネルギーEのγ線でX(E)レントゲンの照射が行なわれたとする。このとき、筋肉組織の小片（電子平衡がとれる範囲で十分小さいもの）が吸収する線量D_{筋肉(E)}は単位エネルギーあたり、

$$D_{\text{筋肉}(E)} dE = 0.869 \frac{[\mu(E)/\rho]_{\text{筋肉}}}{[\mu(E)/\rho]_{\text{空気}}} X(E) dE \quad (1)$$

で与えられる。一方、この筋肉組織が、人体の皮下1000mg/cm²に位置したときの吸収線量D_{筋肉}・d(E) dEおよび、深部線量当量指標H_{筋肉}・d(E) dEは

$$D_{\text{筋肉}} \cdot d(E) dE = B_0(E) \cdot D_{\text{筋肉}(E)} dE \quad (2)$$

$$\begin{aligned} H_{\text{筋肉}} \cdot d(E) dE &= Q_{\gamma}(E) D_{\text{筋肉}} \cdot d(E) dE \\ &= Q_{\gamma}(E) \cdot B_0(E) \cdot 0.869 \frac{[\mu(E)/\rho]_{\text{筋肉}}}{[\mu(E)/\rho]_{\text{空気}}} X(E) dE \quad (3) \end{aligned}$$

ここに、B₀(E)：考えている筋肉組織が、人体の1000mg/cm²の深さにあることに基づくあらゆる効果（吸収・反射・散乱等）が総合された係数、

Q_γ(E)：γ線に対する線質係数

である。即ち、式(1)において、X(E) dEとH_{筋肉}・d(E) dEとを結ぶ係数

$$Q_{\gamma}(E) B_0(E) \cdot 0.869 \frac{[\mu(E)/\rho]_{\text{筋肉}}}{[\mu(E)/\rho]_{\text{空気}}}$$

が照射線量から深部線量当量指標への変換係数である。

一方、人体表面に装着した深部線量当量指標用素子（樹脂1000mg/cm²下の⁶⁴ZnB₄O₇（Cu）エレメント）の、単位エネルギーあたりの応答をT(E) dEとすると、

$$T_1(E) dE = B_1(E) F_1(E) X(E) dE \quad (4)$$

で表わせる。ここに

F₁(E)：深部線量当量指標用素子の free air 中でのエネルギー特性を表わす係数で、⁶⁰Co-γ線のエネルギーにおいて、F(E) = 1（読取値(R)/R）となるように規格化されているものとする。

B₁(E)：人体表面に素子が置かれた準に基づく様々な効果を総合した係数である。

さて、式(3)と(4)からX(E) dEを消去すると、

$$\begin{aligned} H_{\text{筋肉}} \cdot d(E) dE &= Q_{\gamma}(E) \frac{B_0(E) \cdot 0.869 \frac{[\mu(E)/\rho]_{\text{筋肉}}}{[\mu(E)/\rho]_{\text{空気}}}}{B_1(E) F_1(E)} T_1(E) dE \\ &= Q_{\gamma}(E) f(E) T_1(E) dE \quad (5) \end{aligned}$$

を得る。したがって、全線量当量指標 H_T は

$$H_T = \int_E H_{T, \text{理想}} \cdot d(E) = \int_E Q_T(E) \Gamma(E) T_T(E) dE \quad (6)$$

となる。ここで

$$Q_T(E) \Gamma(E) = \frac{Q_T(E) B_T(E) \cdot 0.869 \times \frac{[\mu/\rho]_{\text{骨}}(E)}{[\mu/\rho]_{\text{空気}}(E)}}{B_T(E) F_T(E)} \quad (7)$$

である。ここで、前にも述べたように(7)式の右辺の分子は照射線量と理想的な深部線量当量指標を結ぶ係数であり、正面からのみ入射する平行光子ビームに対しては ANSI N13-11に示されている数値を例にとればエネルギーの関数として既に Fig. 1-2 に示した曲線になる。また、(7)式の右辺の分母は深部線量当量指標評価用 TLD の応答であり、エネルギーの関数として実験的に求められるものである。理想的な線量計においては深部線量当量指標と TLD の応答の比が広いエネルギー領域にて一定になり、即ち $Q_T(E) \Gamma(E) = Q_T \Gamma$ (定数) となる。ここで(6)式は

$$H_T = \int_E Q_T(E) \Gamma(E) T_T(E) dE = Q_T \Gamma \int_E T_T(E) dE \\ = Q_T \Gamma T \quad (8)$$

となる。ここで、 $T = \int_E T_T(E) dE$ は TLD の読み値で決める。(8)式が TLD の読み値から深部線量当量指標を求める式である。

3-2 試験結果

我々は新しい TLD バッジの設計に際しいろいろのフィルター厚下での ${}^7\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 蛍光体の $\gamma(\text{X})$ 線に対するエネルギーレスポンスを照射試験により求めた。この結果を Fig. 1-9 に示す。とくに低いエネルギー領域において 1000 mg/cm^2 厚樹脂下の TLD の感度が 300 mg/cm^2 、 1200 mg/cm^2 の場合に比べて高かったが、これは樹脂中におけるビルドアップ効果によるものであり、約 1 cm の深さで最大線量当量が得られることを裏づけるものである。またこの図には Fig. 1-2 により転記した理想的な深部線量当量指標の曲線も示す。ところで Fig. 1-9 に示したエネルギーレスポンスは TLD 線量計をファントムに密着した状態で評価したものであるが、実際には TLD バッジを着用する場合には身体との間に多少の隔間が生じる。このため、TLD バッジをファントムの間に 1.5 cm の距離をもたせた状態で評価した 1000 mg/cm^2 厚樹脂下で ${}^7\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 蛍光体のエネルギーレスポンスを Fig. 1-10 に示す。

Fig. 1-2 で示した理想的な深部線量当量指標と Fig. 1-9 と Fig. 1-10 に示す 1000 mg/cm^2 厚下の ${}^7\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ の応答の比をエネルギーの関数として Fig. 1-11 に示す。

この結果、TLD バッジがフェントムに密着した状態では約40 KeV~1.5 MeV の領域で
において約10%以内で、またTLD バッジをフェントムから1.5 cm 離れた状態では同様に約
20%以内で理想的な深部線量当量指標に対する感度を有していることがわかった。

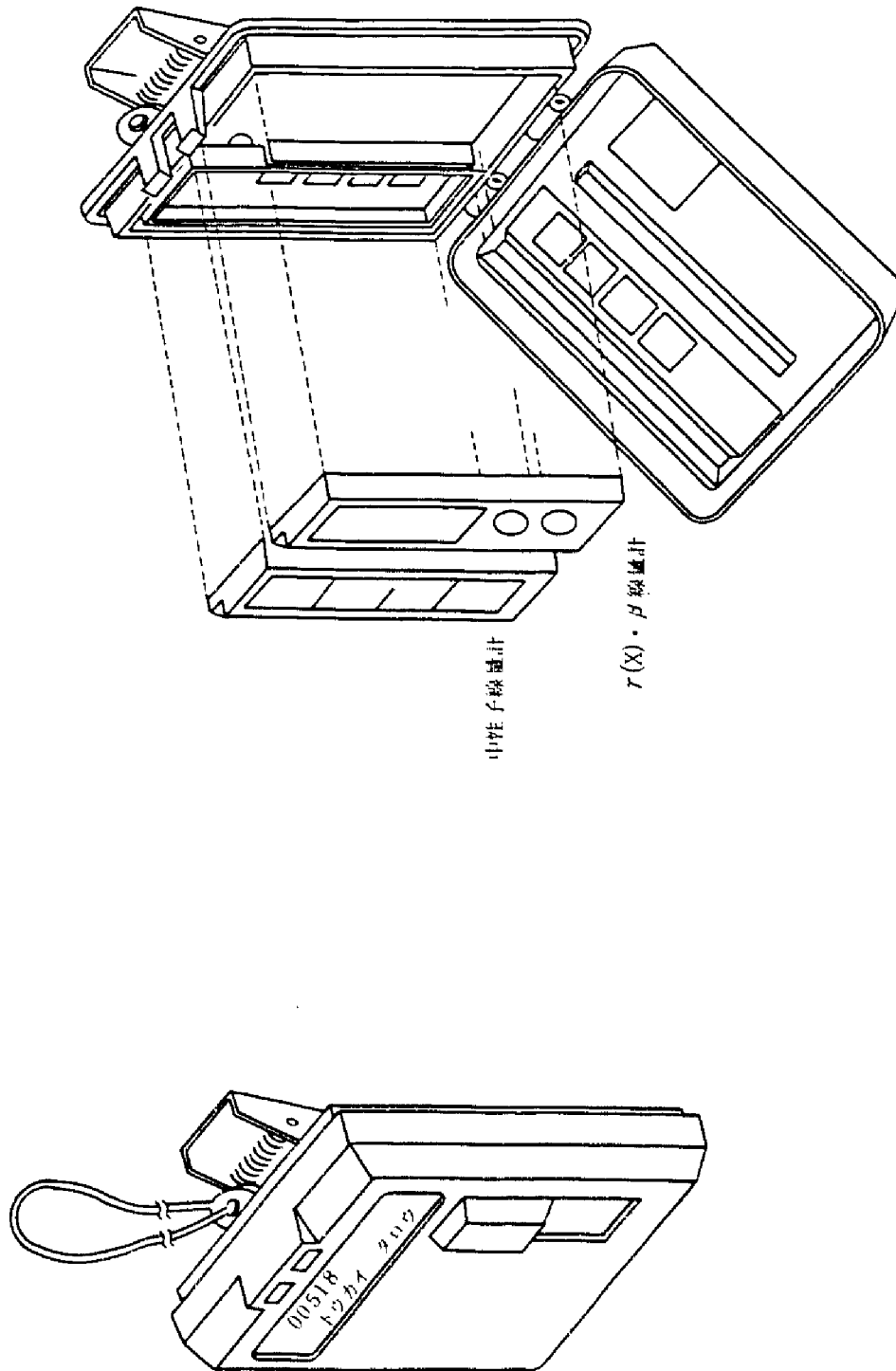
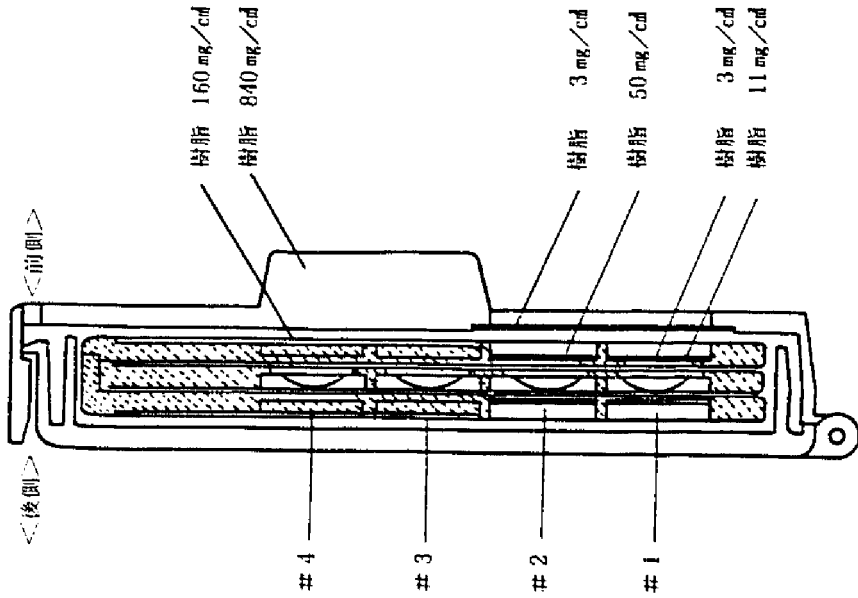


Fig. 1-7 TLDバッジの外観



(b) ケースを含めた断面図

エレメント種	蛍光体	シールド
# 4	$\text{CaSO}_4(\text{Tm})$	樹脂 1000 mg/cd
# 3	${}^7\text{Li}^{11}\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$	樹脂 1000 mg/cd
# 2	${}^7\text{Li}^{11}\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$	樹脂 64 mg/cd
# 1	${}^7\text{Li}^{11}\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$	樹脂 17 mg/cd



(a) 外観図およびエレメント構成

Fig. 1-8 τ, β 線用線量計

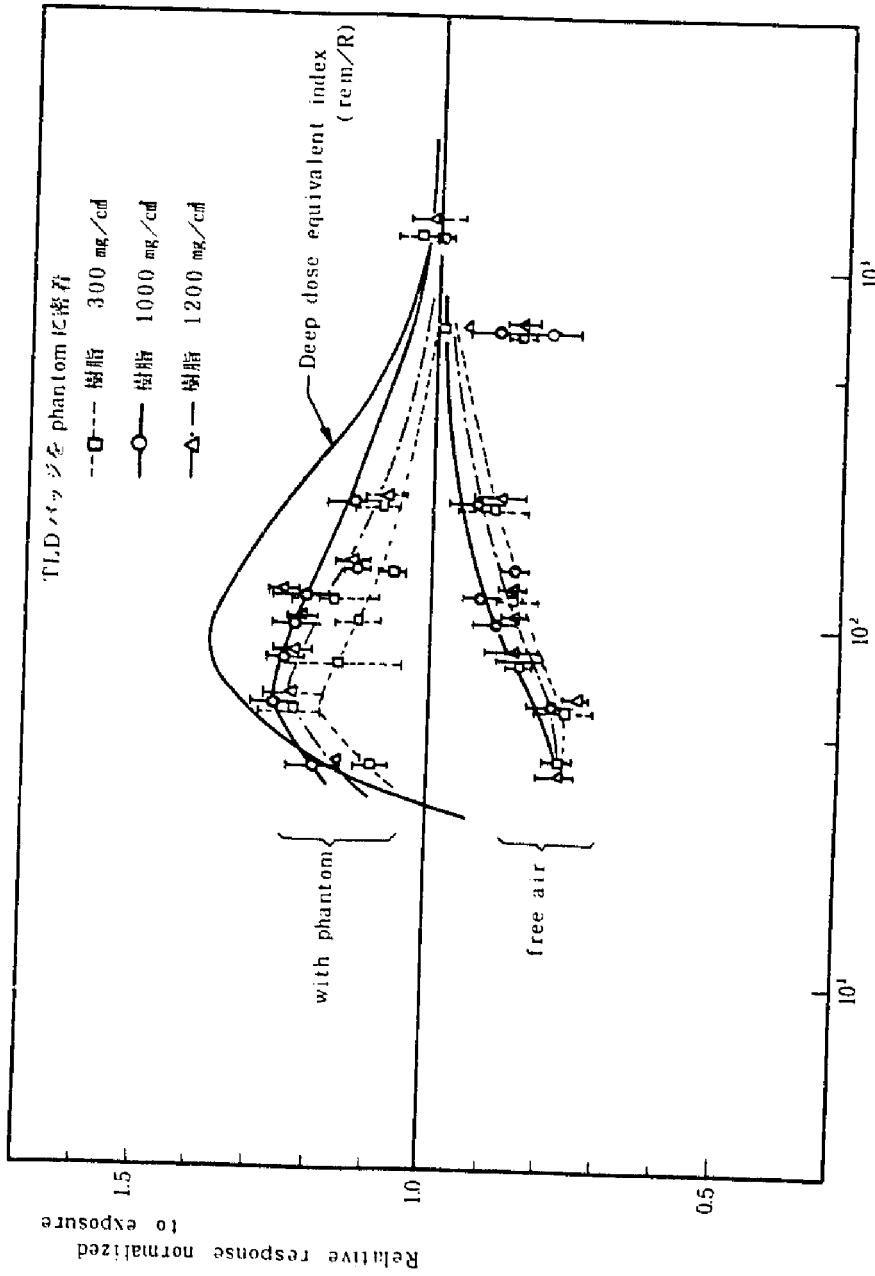


Fig.1-9 Relative γ -ray energy response $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ with plastic filter

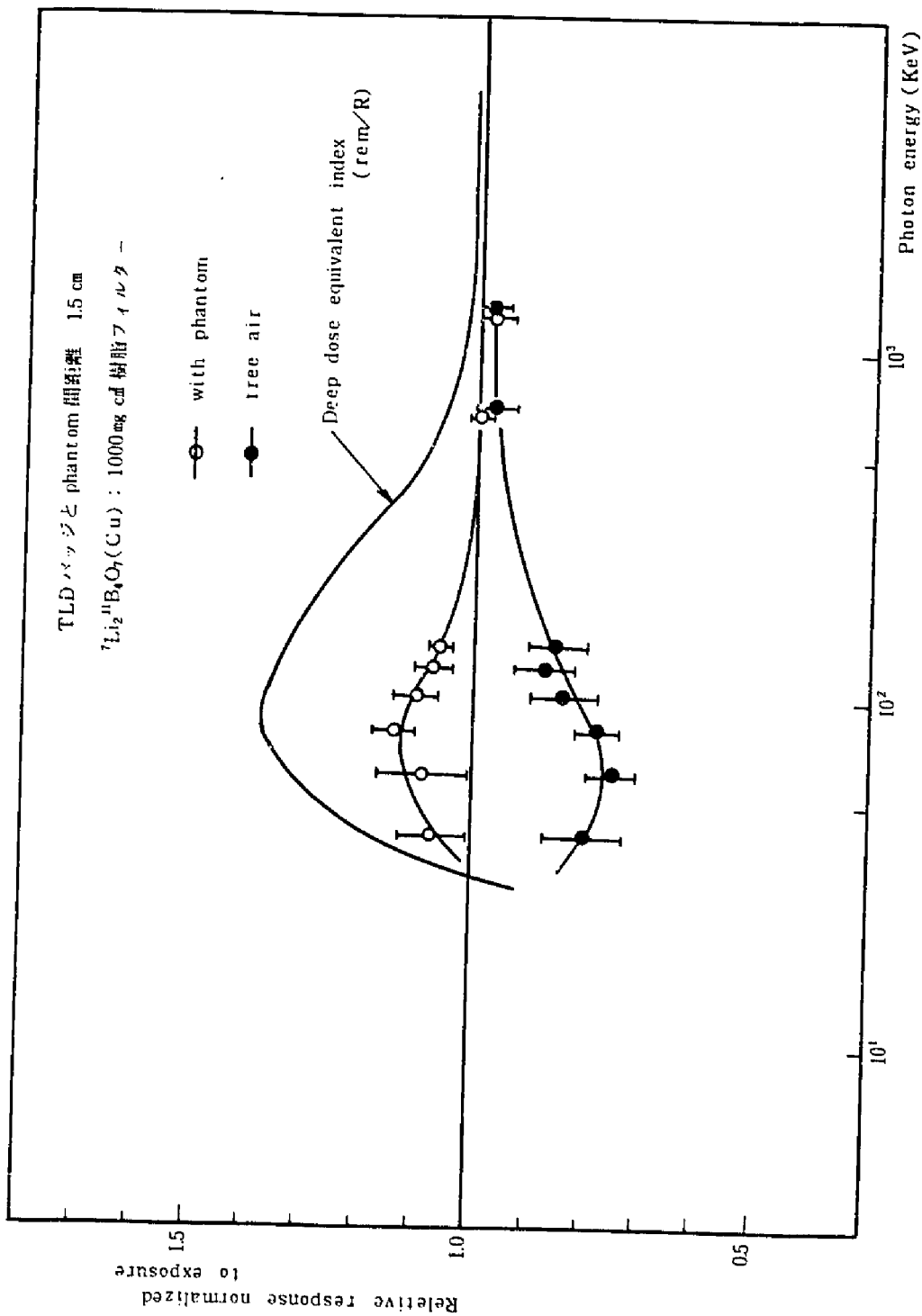


Fig.1-10 Relative γ -ray energy response of $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ with plastic filter

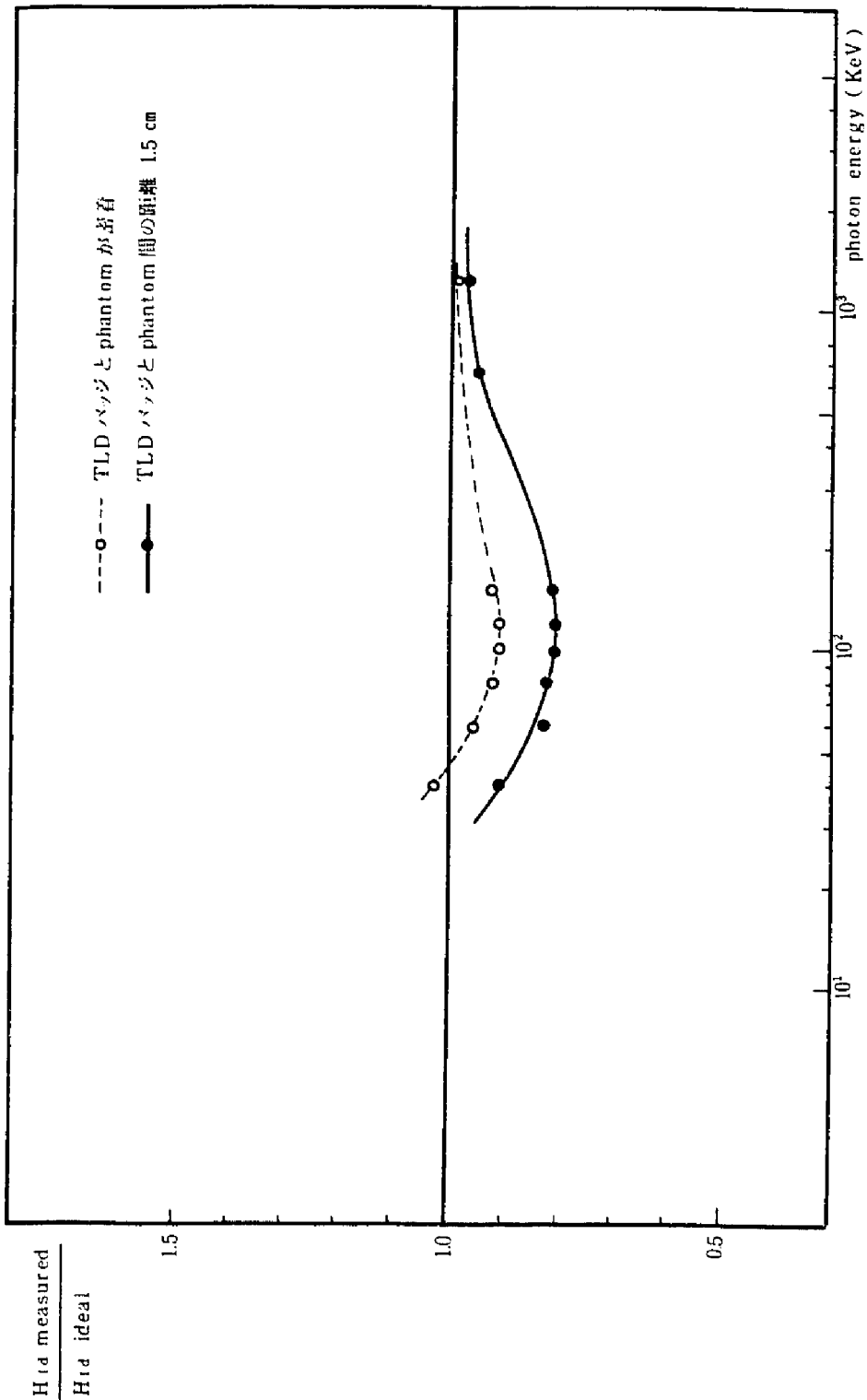


Fig.1-11 Deep dose equivalent index measured by PNC TLD badge normalized to ideal deep dose equivalent index

4. ま と め

個人被曝線量評価において深部線量当量指標を適用することは、ICRP 26(1977)でその概念が勧告されて以来社会的にも関心もたれ、既に国内の放射線防護に関する法律改正の中でもその導入を前提とした検討がなされている。

従来より東海事業所をはじめ一般に使用されている個人被曝線量計はそのほとんどが線量計着用位置での照射線量を測定評価し、照射線量から線量当量への変換係数を1.0として個人の被曝線量を評価している。またそのために使用されている線量計はかなりの数であり、一概に被曝線量の評価において深部線量当量指標の概念を導入することは線量計の構造の変更をとまなうなどの問題があり困難なことと思われる。しかしICRP 26の勧告の理念に基づき深部線量当量指標にて被曝線量を評価することは、Kramerらが評価した結果(Fig. 1-6)からも明らかなようにほとんどの照射条件に対して深部線量当量指標の値が実効線量当量より大きくなる。即ち、

$$\text{深部線量当量指標} \geq \text{実効線量当量}$$

という関係が成り立ち、深部線量当量指標により実効線量当量をより安全側に評価できるという利点があり、その意義は非常に大きいものと考えられる。また諸外国においても既にそれぞれのフィルター厚下のTLDにて深部線量当量を評価し被曝線量評価を行っている。^{〔1〕〔11〕}

東海事業所において新しく実用化した $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 蛍光体を用いたTLDバッジにおいては $\gamma(\text{X})$ 線に対し深部線量当量指標の評価を行うが、線量の測定を行う位置(身体表面からの深さ)については $1000\text{mg}/\text{cm}^2$ とした。このTLDバッジについては γ 線源とX線発生装置を用いて光子に対するエネルギーレスポンスを評価した結果、正面から入射する平行ビームに対しては次のような結論が得られた。

- i) TLD バッジを身体に密着した状態では約40 KeV~1.5 MeVのエネルギー領域において約10%の範囲内で深部線量当量指標の測定評価が可能である。
- ii) TLD バッジを身体より1.5 cm 離れた状態では約40 KeV~1.5 MeVのエネルギー領域において約20%の範囲内で深部線量当量指標の評価が可能である。

しかしながら深部線量当量指標により被曝線量を評価することは、その概念自体が比較的新しいものであり、まだ経験的にも十分に明確にされていない点もあるため、今後下記のような内容についてさらに検討を行う必要がある。

(今後の検討事項)

- i) 東海事業所において新しく実用化したTLD バッジにおいては、正面から単一方向入射の平行ビームに対して約10~25%の誤差で深部線量当量指標の測定評価が可能であることが実験的に得られたが、その他の照射条件(入射方向等)においてどれほどの精度で深部線量当量指標の評価が可能であるかさらに検討が必要である。

- ii) 深部線量当量指標を測定評価することにより実効線量当量をより安全側に評価できるものの、照射条件によっては深部線量当量指標にて実効線量当量を評価するとかなりの過大評価になることがある。通常の被曝においては深部線量当量指標を評価するだけで充分であるが、過大被曝があった場合などは実効線量当量を評価する必要も生じる可能性があるため、照射状況に応じてTLD バッジから実効線量当量をより正確に評価できる評価技術をさらに検討する必要がある。
- iii) TLD バッジの校正は明確な物理量として定められた照射線量を基準にして行なっているが、深部線量当量指標という概念を導入した場合の校正をどのように実施するか検討する必要がある。
- iv) 東海事業所において新しく実用化したTLD バッジでは γ (X)線に対しては深部線量当量指標の測定評価を行うが、中性子線については従来どおり装着位置での線量当量を評価することとしている。中性子線に対する深部線量当量指標の評価においては技術的に不明な要素が多いが、将来的には検討する必要がある。

参 考 文 献

- [1] ICRU Report 19 (1971).
- [2] ICRU Report 25 (1976).
- [3] ICRP Publication 26 (1977)
- [4] A.R. Jones, "Proposed calibration factors for various dosimeters at different energies". Health Physics, 12, p.663 (1966).
- [5] ANSI N13-11. "Draft American National Standard Criteria for Testing Personnel Dosimetry Performance", (1978).
- [6] M. Enlich, "Choice of Conversion Factors to the Shallow and Deep Dose Equivalent for Use in a U.S. Personnel Dosimetry Performance Testing Programme", Radiation Protection Dosimetry, Vol.1, No.4, p.271 ~ 273.
- [7] F.L. Dimbylow, et al., "A Calculation on the Photon Depth Dose Distribution in the ICRU Sphere for a Broad Parallel Beam, a Point Source and an Isotropic Field", NRPB R92 (1979).
- [8] K. Kramer, G. Drexler, "Practical Implications of the Dose Equivalent Index", IAEA SR-36-30 (1979).
- [9] D.F. White et al., "A Unified Method of Measuring Beta and Photon Radiations for Radiation Protection Purposes", Phys. Med. Biol. 22, p.1209 (1977).
- [10] IEC 78 "Beta, X and Gamma Radiation Dose Equivalent and Dose Equivalent Rate Meter for Use in Radiation Protection", Document 45B (Secretariat) 39.
- [11] T.F. Johns, "Dose Equivalent Index Personnel Dosimetry", Health Phys., 36, p.92 (1980).
- [12] K.B. Shaw, et al., "Technical Specification of the NRPB Thermoluminescent Dosimeter Used for the Measurement of Body Dose and Skin Dose", NRPB R-64 (1977).

PNC TN843 82-06

- [13] K.B. Shaw, et al., "Performance test on the NRFB Thermo-luminescent", NRFB R-65 (1977).

PNC TN843 82-06

APPENDIX

目 次 (APPENDIX)

1. 人体に対する線量当量の評価	27
2. 体外からの光子照射による臓器の実効線量当量と最大線量当量	28
3. 体外からの光子照射による線量当量指標	30
4. 人体に対する線量当量の尺度としての線量当量指標	33
5. 放射線レベルの測定に用いるための指標 K_{eff} の実用化	35
参考文献	41

線量当量指標概念の実用面への応用

—PRACTICAL IMPLICATION OF THE CONCEPT OF DOSE EQUIVALENT INDEX— K. KRAMER G. DREXLER

概 要

ICRUは人体に対する線量当量により放射線のレベルを定量づけることの必要性に対処するために線量当量指標という概念を紹介した。またICRPは実効線量当量を安全側に評価するために深部線量当量指標を考え、この指標を二次限度として用いることを提案した。ここでは数学的照射モデルにより、人体での線量当量と線量当量指標(DEI)を体外からの光子による照射に対して計算した。またICRPとICRUにおける仮定を確認し、そしてDEIの概念の実用面での使用についていくつかの考えを述べる。

1. 人体に対する線量当量の評価

体外からの光子照射による人体における線量当量は直接的に測定することはできない。そのためには照射モデルと言うもの、即ち今注目する照射条件において組織等価な男女のファントムに対する線量当量の分布を測定あるいは計算できるような組合せを用いなければならない。

厳密な方法でこの評価を行うには、次のような放射線の要因について得知している必要がある。

放射線の性質

照射される人間の位置におけるエネルギーフラックス

線源と照射される人間との間の距離

人体において照射される部分の面積、形状、位置

放射線の入射方向

照射時間

そのようなモデルにより測定あるいは計算された線量当量はかなり正確なものであるが、この線量評価を行うことは非常に困難であるとともにかなりの時間と経費が必要である。実際の場合においては、このような線量評価は放射線事故が生じた場合に測定評価を行うというような特別な場合にのみ必要である。

日常の放射線防護においては、例えば線量当量限度を超えるおそれがあるかあるいは超えたのかどうかを知りたい場合には、人体のある部位に対する線量当量の評価が迅速にかつ容易に出来ることが重要である。

実際の放射線防護においては、ほとんどの場合線量当量の評価を変換係数を用いることによって行うことができる。この変換係数は人体に対する線量当量と測定した量との比であり、日

露の放射線防護と同様の照射条件での物理的あるいは数学的照射モデルにより決定されている。実際の状況が一連のデータ中に掲げられている照射条件の範囲内にあると仮定すれば、測定値と適当な変換係数の積により注目する線量当量を計算することができる。以前は、主に物理的照射モデル⁽¹⁾により変換係数が決定されていたが、最近な数学的方法⁽²⁻⁷⁾により決定されるようになってきている。

2. 体外からの光子照射による体幹部の実効線量当量と最大線量当量

国際放射線防護委員会 (ICRP) の見解においては、晩発性の放射線効果に限定すれば、線量限度の体系は決定臓器という概念から実効線量当量 (EDE) という概念⁽⁹⁾ へ変っている。Jacobi の提案に基づき ICRP も今では、線量当量 (H_{eq}^{max}) 即ちいくつかの決定臓器における最大線量当量の代りに、実効線量当量 (EDE)

$$H_E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

即ち、人体において (放射線の寄与に) 関係のある臓器 T に対して荷重補正された平均線量当量の総和を制限するように勧告している。放射線的考察から導かれ、また全ての年齢と性別について平均された荷重係数 W_T を、人体で問題となる臓器に対して Table 2-1 に示す。実効線量当量 (EDE) の概念に関する討議は現在も進められている段階であるが、例えば ICRU に示されている方法のように決定臓器の概念を一語に考えることも興味あることのように思われる。ICRU レポート 2-5 においては体幹部に対する最大線量当量 (MDE) H_{eq}^{max} が注目すべき量と見なされている。

Table 2-1 Relative Risk Factors for the Induction of Fatal Late Stochastic Radiation Effects Based on a Linear Dose-Effect Relationship (ICRP 77)

Tissue (T)	Gonads	Breast	Red bone marrow	Lungs	Bone surface	Thyroid	Remainder
W_T	0.25	0.15	0.12	0.12	0.03	0.03	0.30

数学的モデルを用いること、即ち標準男性の数学的表現である MILD-5 フォントム (Fig 2-1) にモンテカルロ法を適用することにより、われわれはフル・ボディ中における照射線量および吸収線量に対して規格化を行って全身照射における EDE (実効線量当量) と最大線量当量 (MDE) の計算を行った。

ここでは次のような線源がオストリーを考えた。

- ・単一方向で前面から後面へ向う (A-P) 傾斜を持ったビーム

- 単一方向で前面から後面へ向う (A/P) 平行ビーム
- 単一方向で後面から前面へ向う (P/A) 平行ビーム
- 単一方向で右側面から (LLAT) の平行ビーム
- フェントムの垂直軸の廻り 360° 方向 (ROT) からの平行ビーム

変換係数 H_E/X , H_E/Da , H_{Tr}^{max}/X , H_{Tr}^{max}/Da (Fig. 2-2 および Fig. 2-3) は、明らかに光子エネルギーや線源とのジオメトリーに依存するが、これは人体組織と空気との質量吸収係数の比と人体における散乱の程度に寄因するものである。放射線の入射角が変化すると実効線量当量も変る。これは荷重総和の中でも体の前面にある組織 (精巣、乳房) の寄与が比較的大きいことによるものである。

照射線量計は 20% を超えない程度にて EDE (実効線量当量) を過少評価することもあるだろう。また照射線量計の指示値では MDE (最大線量当量) を正しく評価することはできないであろう。例えば骨のある部分では極めて効果的にエネルギーが吸収されるため変換係数は 3 rem/R 以上にもなる。

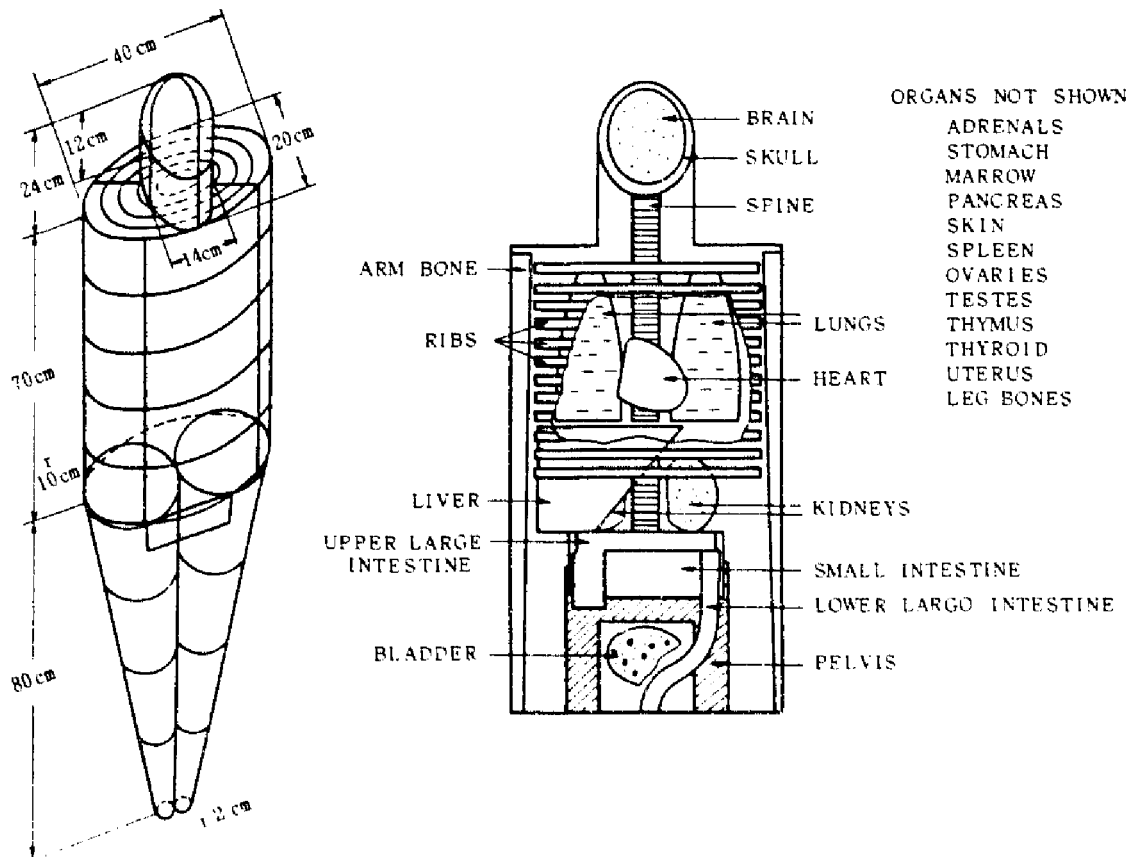


Fig.2-1 The mathematical heterogeneous MIRD-5 phantom[12]

3. 体外からの光子照射による線量当量指標

ある点における線量当量指標 (H_T) とは、その点を中心として密度が 1g/cm^3 で軟組織と等価な物質からなる直径 30cm の球内における最大線量当量である。

線量当量指標 (EDI) の定義は ICRU においてそのレポート 19 のサブリメント (放射線防護の目的のために、いかなる場所においても放射線レベルを定量づけることの必要性について) に与えられている。

ICRU レポート 25 では、DEI の概念に対してさらに詳しい記述を行い、広い意味での DEI、 H_T を 2 つの限定された指標量に区分している。即ち厚さ 0.07mm の表皮層を含めた表面の厚さ 1cm の殻における線量当量の最大値を表層部線量当量指標 ($H_{T,s}$) と称し、一方 14cm の直径の球における最大値を深部最大線量指標 ($H_{T,d}$) と呼んでいる。

ICRU においては、この指標量から人体の体幹部に対するかなり正確な線量当量 $H_{T,org}$ をみちびきだしている。

線量当量指標 (DEI) は、人体ファントムを ICRU に示されている球体 [7.15] で置き換えることにより、物理的あるいは数学的照射モデルで評価することができる。

われわれはモンテカルロ法を用いて Fig 2-2 と Fig 2-3 に示す変換係数に関し、 30cm 球中における表層部および深部線量当量指標を計算した。この結果として、線量当量指標とフリーエア中の照射線量および吸収線量との間の変換係数をそれぞれ Fig 2-4 と Fig 2-5 に示す。

当然ではあるが、Fig 2-4 と Fig 2-5 の曲線の傾向は前の変換係数 (Fig 2-2, Fig 2-3) と本質的には同じである。今回行った計算での統計誤差は標準偏差にして $\pm 5\%$ と同等もしくはそれ以下である。Fig 2-4 からわかるように、この誤差内において、 0.04MeV 以上においては一方向からの照射に対して表層部および深部線量当量指標の間に著しい違いは見られない。更に平行ビーム (FCD=∞: 線源とファントム間の距離が十分に離れている場合) に対しては、 0.03MeV から 0.1MeV のエネルギー領域において深部線量当量指標が表層部線量当量指標より大きくなっている。 1cm の深さ以上でのこのビルドアップ現象は散乱線に起因するものである。この効果は、照射野が大きい状況での平板ファントムでの深部線量当量の研究からもよく知られている。

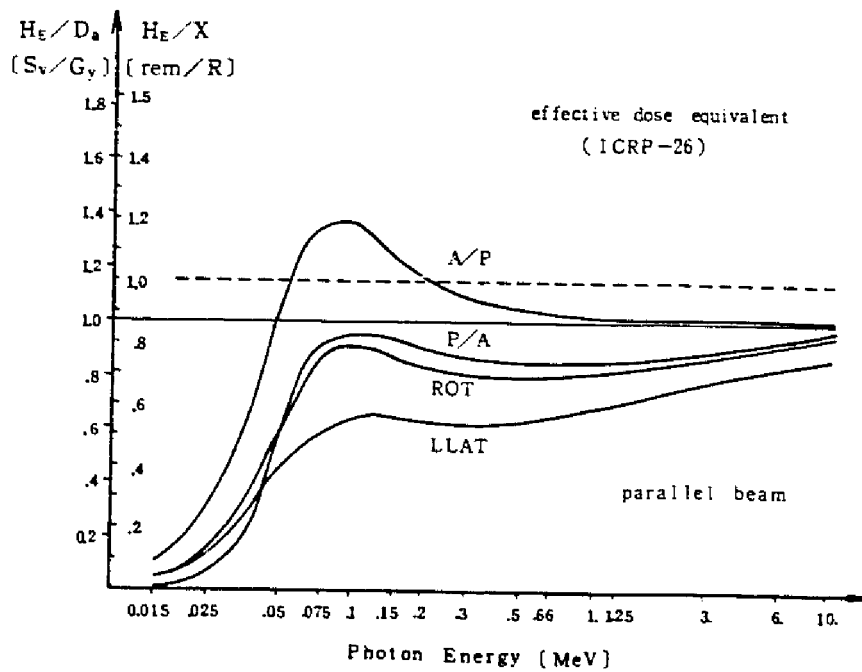


Fig.2-2 Conversion factors: Effective dose equivalent normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for different source geometry

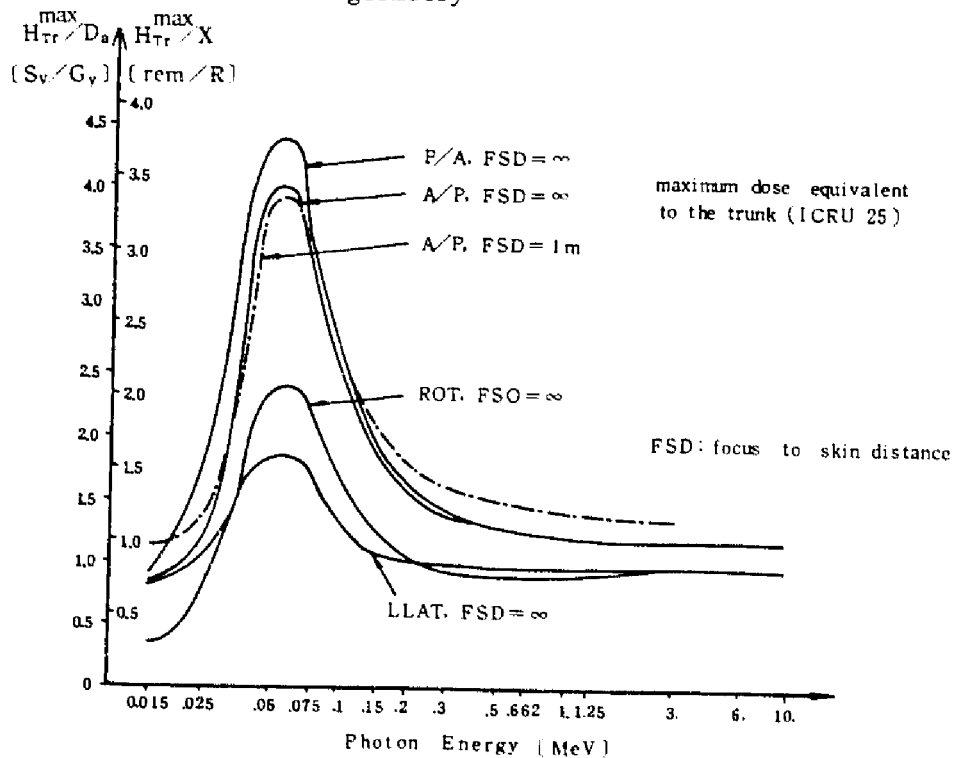


Fig.2-3 Conversion factors: Maximum dose equivalent to the trunk normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for different source geometry

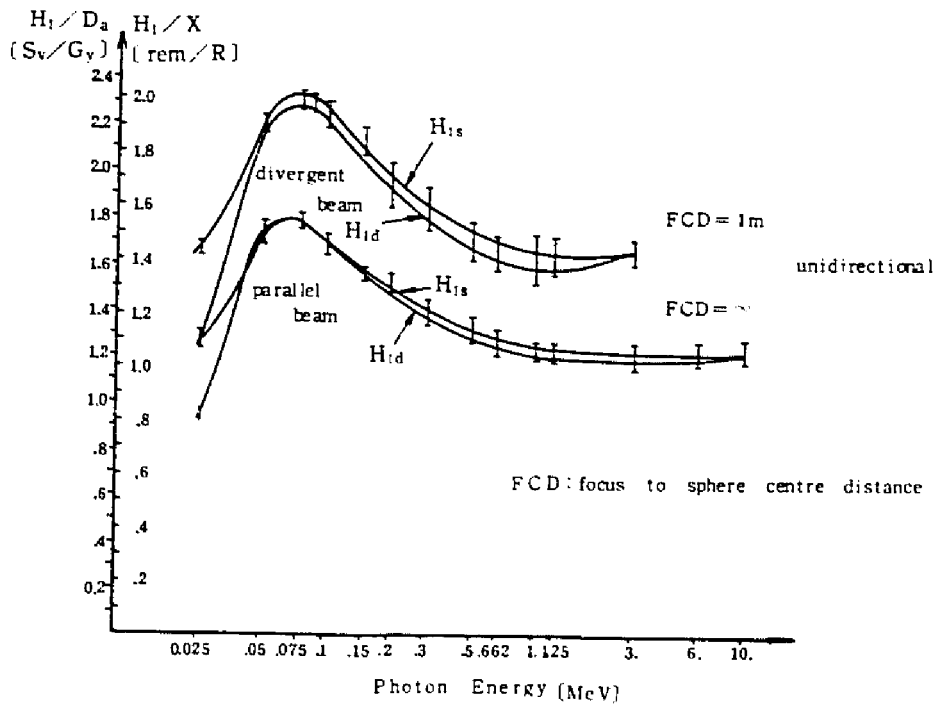


Fig.2-4 Conversion factors: Dose equivalent indices normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for different source geometry

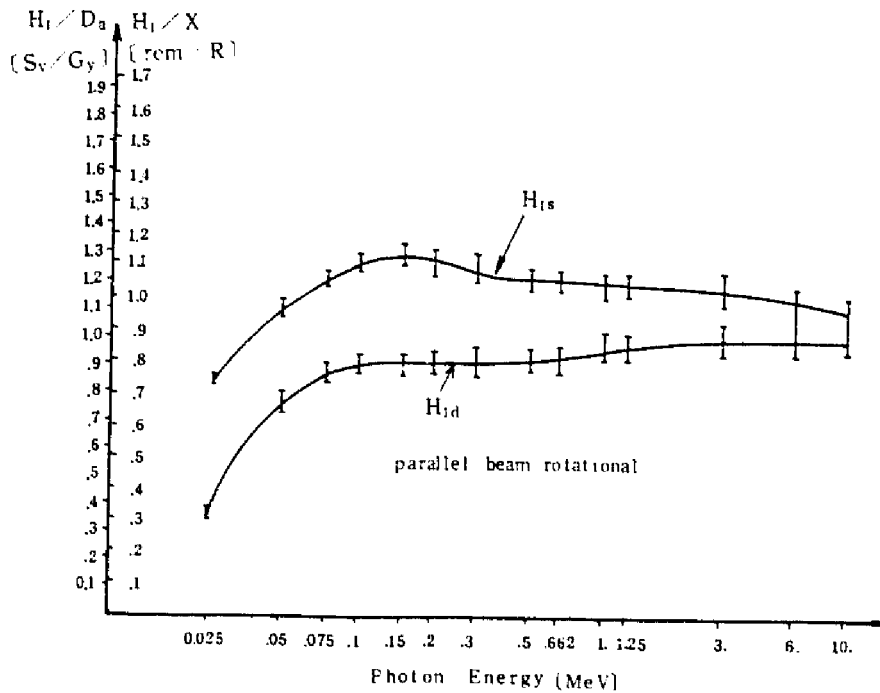


Fig.2-5 Conversion factors: Dose equivalent indices normalized to exposure and absorbed dose in air as a function of photon energy for a rotated parallel beam (plane isotropic)

4. 人体に対する線量当量の尺度としての線量当量指標

DEI(線量当量指標)は、ICRU^[11]およびICRP^[9]の両者においては、人体に対する線量当量を評価するために用いることができるとされている。ICRPは体外からの放射線のエネルギーおよび角度分布に関する情報が不明な場合は、実効線量当量の代りに深部線量当量指標を評価することを提案している。

両方の委員会における仮説を確認するために、実効線量当量(EDE, H_e)と体幹部に対する最大線量当量(MDE, $H_{T, \max}$)を深部線量当量指標および広い意味での線量当量指標に対してそれぞれ規格化したものをFig 2-6とFig 2-7に示す。Fig 2-6は、ここで考えている体外からの光子のエネルギーおよび角度範囲では、深部線量当量指標(H_{1d})を用いることが、少なくとも実効線量当量を安全側に評価することを示している。

ICRUの期待が正しいということを証明することは出来ない。即ちFig 2-7は0.02から0.2MeVのエネルギー領域では、軟組織に対する最大線量当量で骨に対する最大線量当量を制限することは出来ないことを示している。しかしMDEを体幹部の軟組織についてのみ考えるならば、もちろん線量当量指標(DEI)が注目すべき量に対して正確な評価を与える。

古くからの決定臓器というものに関する限り、全身照射に対しての広い意味での線量当量指標(DEI, H_T)により生殖腺、子宮、赤色骨髄および甲状腺に対する線量当量を安全側に評価できることが示されている。^[7]このことはまた非確率的影響が生じるためにICRPで制限されている皮膚や水晶体に対する線量当量に対しても有効である。

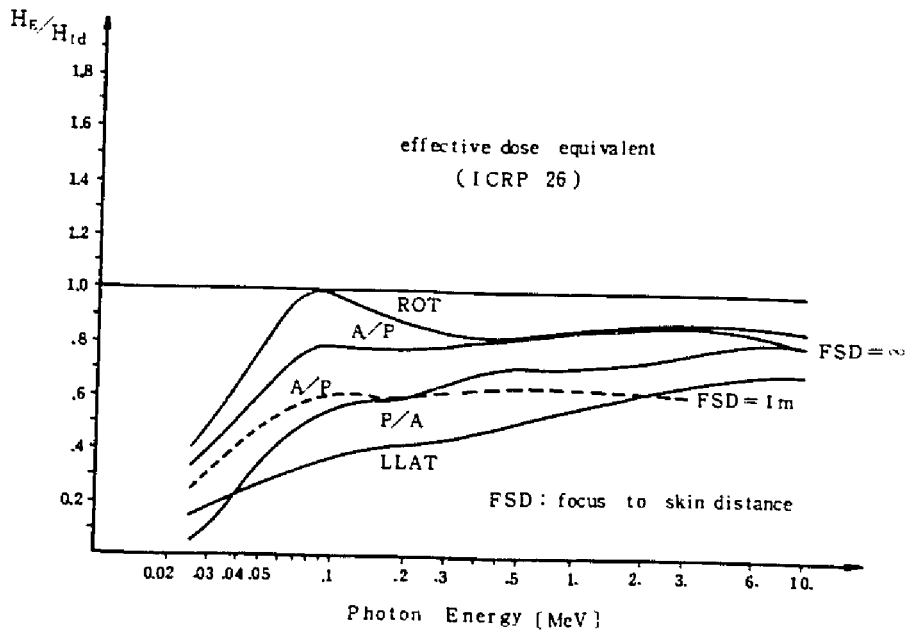


Fig.2-6 Conversion factors: Effective dose equivalent normalized to the deep dose equivalent index as a function of photon energy for different source geometry

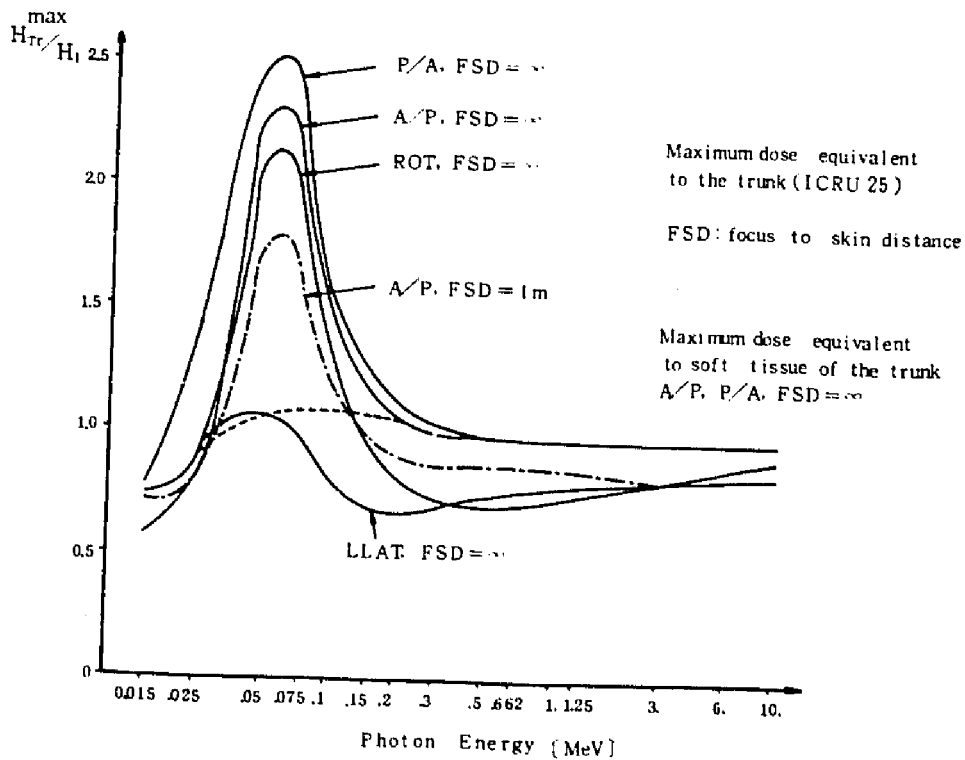


Fig.2-7 Conversion factors: Maximum dose equivalent to the trunk normalized to the dose equivalent index as a function of photon energy for different source geometry

5. 放射線レベルの測定に用いるための指標メータの実用化

5.1 組織線量計に対する古くからの期待

線量当量指標を評価することにより、人体に対するいろいろな線量当量、なかでもとくに実効線量当量 (EDE, H_e) を安全側に評価することができる。しかしもしこの概念の唯一の利点が、他の変換係数つまり照射線量と実効線量当量の間の変換係数の代わりに、照射線量と線量当量指標との間の表にされている変換係数を調べ出すということにあるのならば、実用面においてはほとんど進展はないであろう。線量当量指標 (DEI) の概念の本当の利点は、指標メータ即ち放射線防護において共通な照射条件に対しその指示目盛上で DEI を表示する放射線防護用測定器を実現化することである。

人体に対する線量当量を直接に測定するアイデアは、何も新しいものではないが、これまでは、決定臓器の数が多いことおよびこれらの臓器に対する線量当量のエネルギー依存性や角度依存性が複雑なことが適当な校正定数を見い出すのを難しくしていたため、そのような組織線量計を校正することがうまくいかなかった。

しかし、指標メータは次のことを考えれば実現できるところまできている。

- (1) 晩発性の確率的な放射線効果に関する限り、線量当量の評価はある1つの簡単な量である H_e (実効線量当量) を決定することにつきる。
- (2) 不均質な人体ファントムを ICRU で示されている均質なファントムで置き換えることにより、球が対称な形であるために線量当量指標 (DEI) と照射線量の変換係数 (これは実用できる校正定数である) がより小さい値になった。
- (3) DEI により、興味の対象となる量である H_e (実効線量当量) を安全側にて制限することができる。

5.2 加算性に対して考えられる問題

このような好ましい前提条件にもかかわらず、 DEI (線量当量指標) と照射線量の間には1つの根本的な相違が残る。即ちある点において一定のエネルギーフルエンスに対しては垂平平行ビームと垂平等方ビームとで照射線量は同じ値となるが、Fig 2-4, 2-5 に示すように球の中における最大線量当量は線源との立体角により異なった値を示す。

言い換えれば、照射線量の値はいろいろな方向から入射する全ての放射線による照射線量の総和である。(加算性と称す。) DEI (線量当量指標) は、球がある大きさをもっているため、放射線のいろいろ異った成分に対する指標の和にはならない。(非加算性と称す。) このことは指標メータにおける根本的な問題を示している。と言うのは、一般の放射線防護用測定器の目盛に DEI (線量当量指標) を表示することは次のような疑問を引きおこすからである。例えば Fig 2-4 と Fig 2-5 に示されるどの指標が校正定数となるのか?

照射線量計の測定値に何か他の変換係数を用いて DEI (線量当量指標) を決定するということを考えれば、 DEI の非加算性が臓器線量メータの実現という古くからの期待に指標

メータという新しい期待を付け加えたようである。

しかし、われわれはDEI(線量当量指標)という量が迅速に測定できるという期待を断念する前に、多少なりともさらに詳しく人体に対する線量当量を直接に測定することの問題を考える。

(1) 興味の対象となる量、即ち人体において問題となる組織に対する線量当量も Fig 2-2 と Fig 2-3 から判るように非加算的である。人体の大きな体幹部により生じるこの特性は、人体に対する線量当量の直接的な測定を実用的に実現するにおいても保持されるべきである。DEI(線量当量指標)が測定し得る量である場合には、DEIは直径30cmの球内における最大線量当量を意図的に選んだものであり、これは興味の対象となる量が持つ非加算性を保持している。故に、校正における問題を解決するにおいてDEI(線量当量指標)に、その一番の特徴でありいわゆる指標により人体における線量当量の適切な評価を可能にするところの非加算性を失わせることは本来の目的ではない。この観点からみて、DEI(線量当量指標)による照射線量計の校正における問題点は、指標の持つ非加算性によるものでなく照射線量の持つ加算性によるものである。

(2) しばしば照射線量というものが感受側の条件に依存しないものであるため、照射線量の非加算性が抽象的概念であることを忘れがちである。照射線量計を実現化させることは、空気からなる有感領域の周囲にある測定器の物質が放射線場に影響を及ぼすために、必然的に加算性をいくらか失わせることになる。

この影響は、照射線量計の指示値が放射線のエネルギーおよび角度分布による依存性を示すという事実によりもたらされる。故に加算性即ち感受側の条件に依存しない性質に関する照射線量の有利性を強調することにより、線量当量指標の一番の特徴である非加算性の価値を下げることは意味のないことである。

照射線量計の指示値における放射線のエネルギーおよび角度分布の必然的な影響が、指標メータの構造あるいは校正にとって好ましいものとならないだろうか？

5.3 単一エネルギーの光子放射線に対する指標メータの校正についての提言

これまでの各章で略述した一般的な考察の基本原則に基づいて、われわれは単一方向からの平行ビームに対する深部線量当量($H_{p,d}$)にてエリア線量計を校正することについて理論的推論を討議してきた。この $H_{p,d}$ は深部単一平行指標とよばれ、DDEI(up)と略記されるものである。

5.3.1 実用指標メータ

われわれは1つの指標メータを考えた。すなわち、これはその指定された方向に対しての相対感度が入射光子のエネルギーを関数として、Fig 2-4に示す照射線量に対して規格化された単一平行指標と同じような特性をもつ照射メータである。しかしこの照射メータの指示値は他の角度においては、エネルギーおよび角度分布に無関係である。従って、

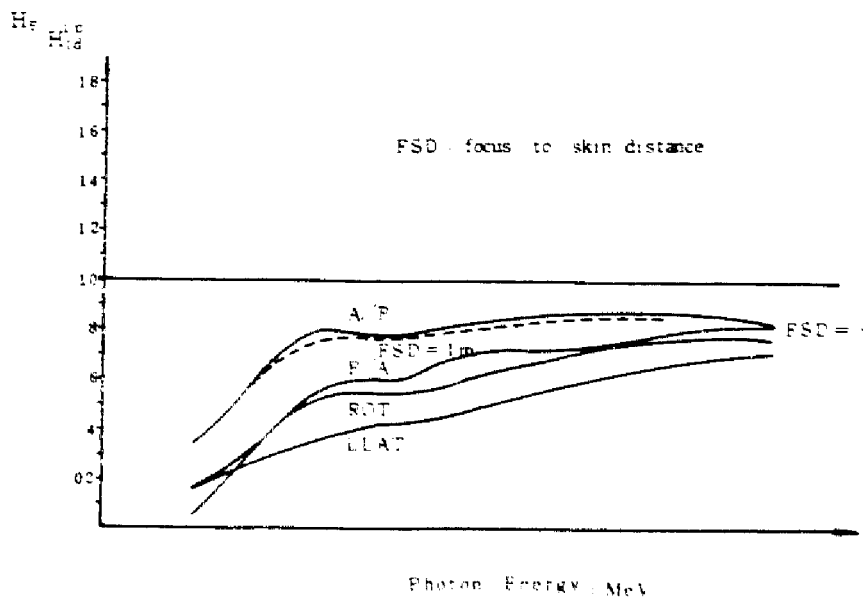


Fig.2-9 Effective dose equivalent normalized to the deep uniparallel dose equivalent index as a function of photon energy

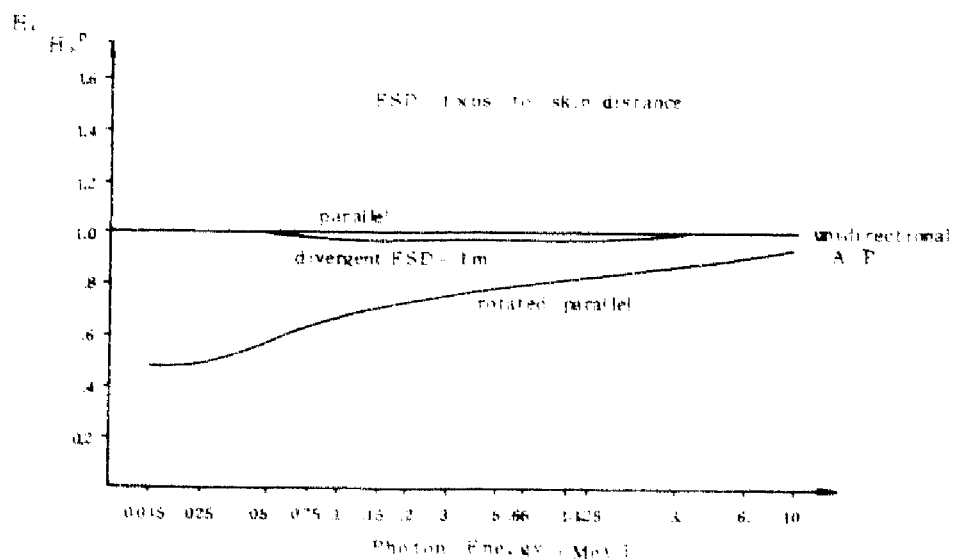


Fig.2-10 Effective dose equivalent normalized to the uniparallel effective dose equivalent as a function of photon energy

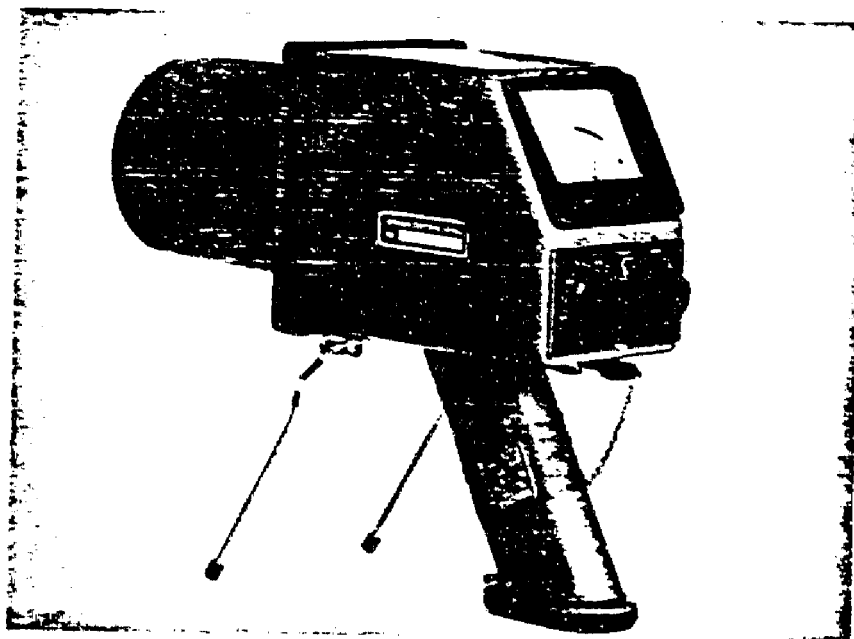


Fig.2-11 BABYLINE portable exposure meter

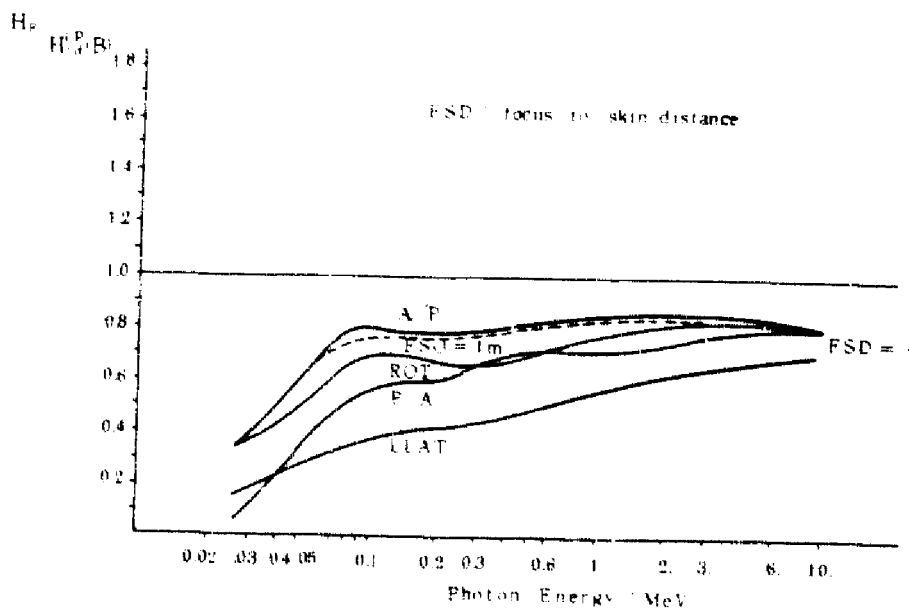


Fig.2-12 Effective dose equivalent normalized to the reading of the BARYLINE index meter

REFERENCES

- [1] JONES, A.R., Measurement of the Dose Absorbed in Various Organs as a Function of the External Gamma Ray Exposure, Atomic Energy of Canada Ltd. Rep. AECL-2240, Chalk River (1964).
- [2] JONES, T.D., AUXIER, J.A., SNYDER, W.S., Dose to standard reference man from external sources of monoenergetic photons, Health Phys. 24 (1973) 241.
- [3] KRAMER, R., DREXLER, G., "Zum Verhältnis von Oberflächen-und Körperdosis in der Röntgendiagnostik", Medizinische Physik, Bd.2, Hüthig Verlag, Heidelberg (1977) 683-95.
- [4] KRAMER, R., REGULLA, D.F., DREXLER, G., "TLD environmental radiation monitoring: processing, experiences and data interpretation", Luminescence Dosimetry (Proc. 5th Int. Conf. Sao Paulo, 1977).
- [5] DREXLER, G., KRAMER, R., "Relations between meteorological quantities and quantities relevant in radiation protection for external gamma exposure", (14th Int. Congr. of Radiology, Rio de Janeiro, 1977).
- [6] REGULLA, D.F., DREXLER, G., KRAMER, R., "Compliance of environmental thermoluminescence dose meters with recommendations and data interpretation", Advances in Radiation Protection Monitoring (Proc. Symp. Stockholm, 1978), IAEA, Vienna (in press).
- [7] DREXLER, G., KRAMER, R., "Die Grösse Äquivalentdosisindex (ÄDI) und ihre Praktische Bedeutung im Strahlenschutz", (12th Annual Meeting of the Fachverband für Strahlenschutz, Norderney, 1978).
- [8] ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No.9, Pergamon Press, Oxford (1965).

- [9] ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No.26, Pergamon Press, Oxford (1977).
- [10] JACOBI, W., The concept of the effective dose — a proposal for the combination of organ doses, Radiat. Environm. Biophys. 12 (1975) 101-09.
- [11] ICRU, Conceptual Basis for the Determination of Dose equivalent, ICRU Report 25, Washington, D.C. (1976).
- [12] SNYDER, W.S., FORD, M.R., WARNER, G.G., WATSON, S.B., A Tabulation of Dose Equivalent per Microcurie-Day for Source and Target Organs of an Adult for Various Radionuclides, Oak Ridge Nat. Lab. Rep. ORNL-5000, Oak Ridge (1974).
- [13] ICRP, Report of the Task Group on Reference Man, ICRP Publication No.23, Pergamon Press, Oxford (1975).
- [14] ICRU, Radiation Quantities and Units, ICRU Report 19 (Supplement), Washington, D.C. (1973).
- [15] ZEL'CHINSKIJ, M., MAR'YANSKAYA, S., "Device for measuring the dose-equivalent index of mixed radiation", Advances in Radiation Protection Monitoring (Proc. Symp. Stockholm, 1978), IAEA, Vienna (in press).
- [16] JONES, A.R., Proposed calibration factors for various dosimeters different energies, Health Phys. 12 (1966) 663.
- [17] FIESCH, E., The indication of absorbed dose in critical organs by energy independent personnel dosimeters, Health Phys. 15 (1968) 145.