

外部放射線被曝에 대한 線量評價의 動向

李 在 己

韓國에너지研究所 原子力安全센터 放射線管理專門委員室

Advances in Dose Assessment for External Radiation Exposure

Lee, Jai Ki

Department of Radiation Protection, Korea Advanced Energy Research Institute
Daejun, Korea

= 要 約 =

外部放射線被曝으로 인한 危險의 評價와 관련된 量 및 概念의 動向과 未解決된 問題點들에 대하여 살펴보았다. 특히 ICRU 39의 實用量에 根據한 線量換算因子, 線質係數의 再定義, 性別에 따른 危險의 差異 그리고 其他組織의 選定問題等に 대하여 具體的으로 論하였다.

I. 序 論

放射線이 人體의 保健에 有害한 影響을 미친다는 事實이 알려진 이래 放射線 被曝量을 算定할 수 있는 物理量, 즉 放射線量이 導入되어 放射線防禦 分野에 쓰이고 있다. 放射線量의 基本的인 概念이 放射線과 人體組織의 相互作用에 의한 에너지의 傳達量이라면 그 根本的인 量은 放射線의 種類에 따른 角線束量 $\Phi_i(E, \Omega)$ 가 된다. 여기서 i 는 放射線의 種類, E 는 에너지 그리고 Ω 는 放射線의 方向을 나타낸다. 따라서 $\Phi_i(E, \Omega)$ 는 곧 空間上의 한 점에서의 放射線場(radiation field)을 特性化하는 量이 된다.

特定한 放射線場에서의 放射線量을 評價하는 方法으로 放射線防禦의 初期에는 照射線量(exposure)과 같은 自由空氣中の 量 또는 커마(kerma)와 같은 微小檢出體積의 感應量을 사용하였다. 그러나 상당한 크기와 密度를 가진 人體가 放射線場에 介在함으로써 放射線場 特性 自體가 變化하게 되므로 人體에 대한 放射線被曝量을 評價하고자 할 때에는 이러한 效果를 고려하는 것이 合理的인 것으로 認定되었다. 따라서 均質의 放射線場이라도 그 속에 人體가 놓이면 放射線의 透過

力, 方向性 그리고 人體內 各組織의 位置에 따라 線量의 分布가 달라지게 된다. 그러나 人體內에서의 線量 分布를 測定하는 것은 現實的으로 不可하기 때문에 補完手段으로 類似人體(phantom)를 放射線量 測定에 導入하게 되었다[1].

여기서 우리는 放射線防禦 關係量을 두가지 系列로 分離하여 생각하여야 한다. 즉, 放射線 障害防禦를 위한 制限體系에 사용되는 量과 이를 物理的으로 感知할 수 있도록 하는 測定과 校正에 관계되는 量으로 區分된다. 前者는 國際放射線防禦委員會(ICRP)에서 主管하는 系列이며 後者는 國際放射線 單位 및 測定委員會(ICRU)에서 主管하는 量이다. ICRP 系列에서는 人體가 放射線에 露出될 때의 危險을 評價해야 하므로 人體 自體가 被射體로 設定되는 반면 ICRU 系列에서는 實測의 뒷받침을 目的으로 하기 때문에 類似人體를 被射體로 設定한다. 이 두 系列의 體系 및 相關性을 Fig. 1에 보였다.

ICRP는 1977년 發表한 委員會의 報告[2]에서 過去の 決定藏器 概念에 의한 人體의 組織마다 線量限度를 設定하는 體系를 버리고 危險度の 概念에 根據한 새로운 線量制限體系를 採擇한 바 있다. 즉, 透過力이 弱한 放射線의 被曝에 대하여 皮膚 및 눈의 水晶體에서 일

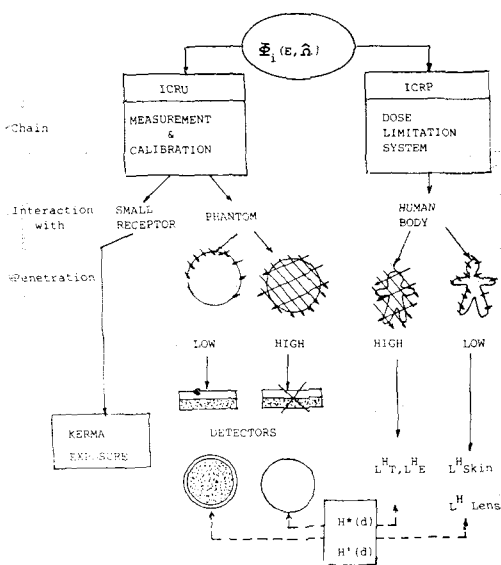


Fig. 1. ICRU and ICRP chain of dosimetric quantities.

어날 수 있는 비확률의 영향을 방지할 목적의 선량당량限度(LH_{skin} 및 LH_{lens})^{a)}를 제외하고는 實效線量當量限度(LH_E)를 適用한다. 實效線量當量 H_E 는 人體內 各被曝組織의 線量當量 H_T 에 해당 組織의 放射線 危險係數를 기준으로 算出된 加重值 H_T 를 곱하여 體內 모든 組織에 대하여 合한 量이다. 따라서 實放線量當量은 被曝되는 人體內의 線量分布가 알려져 있어야만 算定 可能하다.

그러나 人體는 非均質性이며 各 組織이나 臟器의 位置가 相異한 깊이에 있으므로 同一한 放射線場이라 하더라도 그 場內에서 被曝者가 서 있는 方向에 따라 H_T 가 달라져서 결국 H_E 가 변한다. 그렇다고 人體의 內部 各 組織의 位置에 線量計를 설치할 수도 없으므로 實效線量當量을 放射線管理에 適用하기 위해서는 보다 單純化된 假定이 필요하게 된다. 單純化의 方法으로는 放射線場을 擴張·整列하고 人體가 被曝받는 方向을 正面에서 背後 方向(A.P.照射)으로 假定하는 方法을 들 수 있다. 아마도 매우 特殊한 경우를 제외하고는 이렇게 單純化된 被曝形態가 실제의 危險보다 낮은 結果를 招來하지는 않을 것이다.

이와같은 문제는 ICRU 系列에서도 발생한다. 예를 들어 類似人體를 選擇하는 때에 있어서도 平板型, 圓柱型, 球型 또는 模型人體中 어떤 것을 指定하느냐 하

a) LH_{tissue} 의 좌하첨자 L은 Limit 를 뜻함.

는 문제이다. 물론 ICRP 系列과의 連繼性을 고려한다면 模型人體가 적절하겠으나 이 경우에는 被射體의 製作이 어려울 뿐더러 實測의 標準化에 많은 어려움을 수반하게 된다. 따라서 ICRU 는 放射線場에서 方向에 제약을 받지 않는 直徑 30 cm의 球를 標準被射體로 指定하였으며[1, 3], ICRP 系列의 制限量과의 連關性을 위해 線量當量指數(dose equivalent index; H_I)를 設定하여 測定의 實現을 돕고자 하였다. 그러나 指數量도 엄밀한 의미에서는 測定이 困難한 것으로 評價되고 있으므로[4] ICRU 에서는 새로운 概念의 네가지 量을 設定한 바 있다[5]. 즉, ambient dose equivalent $H^*(d)$, directional dose equivalent $H'(d)$, individual dose equivalent-penetrating $H_p(d)$, individual dose equivalent-superficial $H_s(d)$ 가 그것이다. 따라서 $\Phi(E, \Omega)$ 로부터 線量當量으로 換算하는 換算因子들도 이들 새로운 量에 根據하여 다시금 算出되고 있으나 아직 ICRP 의 공식적인 勸告는 발행되지 않고 있다.

이 解説의 나머지 部分에서는 ICRU 의 새로운 量에 根據한 線束量-線量當量 換算因子의 變化와 아직 未解決된 몇가지 問題點 즉, 放射線의 線質係數問題, 被曝危險의 性別差, 實效線量當量의 算定에서 其他組織의 選擇 問題등에 대하여 살펴보겠다.

II. 線量換算因子

많은 研究者들이 ICRU 의 새로운 量 특히 $H^*(d)$ 와 $H'(d)$ 에 根據를 둔 線束量-線量當量 換算因子를 決定

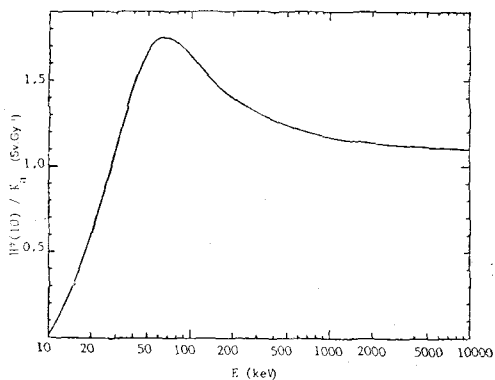


Fig. 2. Conversion coefficient $H^*(10)/K_a$ for monoenergetic photon radiation calculated from Equation 1 and plotted against photon energy E [7].

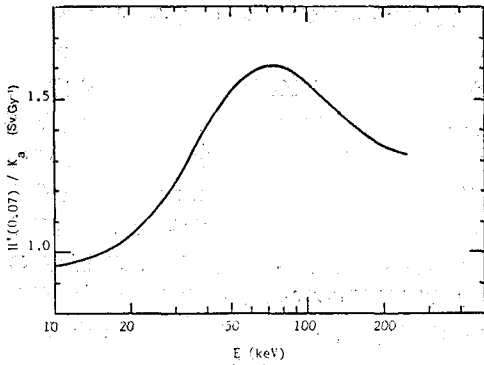


Fig. 3. Conversion coefficient $H'(0.07)/K_a$ for monoenergetic photon radiation calculated from Equation 2 and plotted against photon energy E ; these values apply only for unidirectional photons and with the reference point on the radius of the ICRU sphere opposing the direction of the incident field[7].

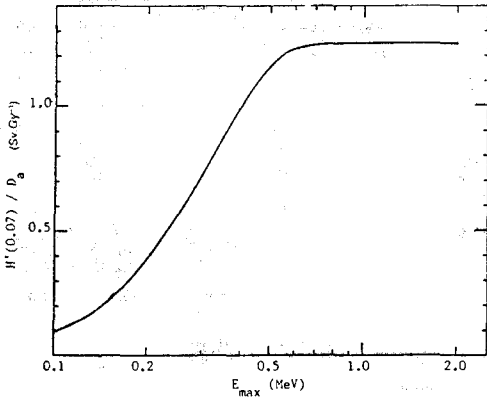


Fig. 5. Conversion coefficient $H'(0.07)/D_a$ for beta radiation plotted against maximum beta ray energy E_{max} ; these values apply only for beta radiation from a small plane source, and with the reference point on the radius of the ICRU sphere opposing the direction of the incident field[7].

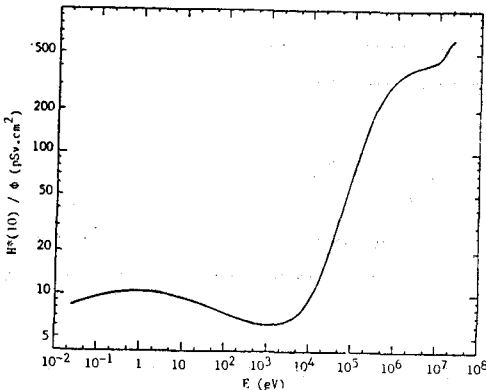


Fig. 4. Conversion coefficient $H^*(10)/\phi$ for monoenergetic neutron radiation calculated from Equation 3 and plotted against neutron energy E [7].

하는 데에 필요한 基礎資料를 算出하여 提示한 바 있다(참고문헌 6 참조). 이들 資料를 이용하여 英國의 放射線 單位 및 測定委員會(British Committee on Radiation Units and Measurements; BCRU)가 歐洲共同體(EEC) 國家間的 檢討를 거쳐 提示한 資料를 보면 光子, 中性子 및 베타 放射線에 대한 換算因子는 Fig. 2내지 5에서 보는 것과 같다. Fig. 2에 주어진 空氣커마 K_a 에 대한 周圍線量當量 $H^*(10)$ 의 比 값을 計算目的에 편리하도록 數式化하면 光子에 대해서는

$$H^*(10)/K_a = \frac{x}{ax^2+bx+c} + d \tan^{-1}(gx) \quad (Sv/Gy) \dots (1)$$

로 되는데 여기서 $x = \log(E/E_0)$ 이며 E 는 keV 단위의 光子의 에너지, $E_0 = 9.85$ keV, 常數 $a = 1.465$, $b = -4.414$, $c = 4.789$, $d = 0.7006$ 그리고 $g = 0.6519$ 이다.

같은 方法으로 Fig. 3의 $H'(0.07)/K_a$ 값은 光子의 에너지 10~250 keV의 範圍에서

$$H'(0.07)/K_a = a + bx + cx^d \exp(gx^2) \quad (Sv/Gy) \dots (2)$$

이 된다. 이때는 常數 값이 $a = 0.9505$, $b = 0.09432$, $c = 0.2302$, $d = 5.082$ 그리고 $g = -0.6997$ 이다.

한편 中性子에 대해서는 Fig. 4의 $H^*(10)/\phi$ 가

$$\log_{10} \{H^*(10)/\phi\} = \frac{a}{1+(b+cx)^2} + \frac{d}{1+\exp(f-gx)} + \frac{h}{1+\exp(j-kx)} \dots (3)$$

으로 주어진다. 여기서 $H^*(10)/\phi$ 는 單位線量當量 周圍線量當量으로서 pSv.cm²의 單位를 갖고, 常數 $a = 1.02$, $b = 0.0102$, $c = 0.208$, $d = 2.33$, $f = 9.56$, $g = 1.98$, $h = 0.187$, $j = 93.3$ 그리고 $k = 13.1$ 이다. 또한 $x = \log_{10}(E)$ 로 定義되며 x 는 eV 單位的 中性子 에너지이다. 式 (3)에서 사용된 代數函數는 모두 常用代數임에 注意할 필요가 있다.

Table 1 내지 Table 3은 Fig. 2내지 5의 換算因子를 表로 나타낸 것이며 특히 Table 1의 係數는 式 (1)

Table 1. Conversion of air kerma to ambient and directional dose equivalent for photons of energy E, calculated from from Equations 1 and 2.

E(keV)	H*(10)/K _a (Sv. Gy ⁻¹)	H'(0.07)/K _a (Sv. Gy ⁻¹)
10	0.01	0.95
15	0.32	0.99
20	0.60	1.05
25	0.86	1.13
30	1.10	1.22
40	1.47	1.41
50	1.67	1.53
60	1.74	1.59
70	1.75	1.61
80	1.72	1.61
90	1.68	1.58
100	1.65	1.55
125	1.56	1.48
150	1.49	1.42
200	1.40	1.34
250	1.35	31.2
300	1.31	—
500	1.23	—
662	1.20	—
1,000	1.17	—
1,250	1.16	—
3,000	1.13	—
5,000	1.11	—
10,000	1.10	—

Note. The values in Column 3 apply only for unidirectional photons, and with the reference point on the radius of the ICRU sphere opposing the direction of the incident field.

및 (2)로부터, Table 2의 데이터는 식(3)에 의하여 계산한 값이다.

周圍線量當量 H*(10) 즉, 整列된 放射線場에서 放射線의 主入射方向에 平行인 ICRU 標準球體의 軸(이를 主軸이라 한다)에 表面으로부터 10 mm 깊이에서의 線量當量이 標準被射體內的 最大線量當量^{b)} 또는 模型人體內에서의 最大線量當量^{c)}을 잘 近似시키고 있으며

b) 이것이 곧 線量當量指數 H_I이다.

c) 이를 MADE(maximum dose equivalent)라 한다.

Table 2. Conversion of fluence to ambient dose equivalent for neutrons of energy E, calculated from Equation 3 and from ICRP 21.

E	H*(10)/φ (pSv. cm ²)	H/φ(ICRP 21) (pSv.cm ²)
0.025	8.4	10.7
0.1	9.6	11.6
1.0	10.5	12.6
10	9.4	12.1
100	7.4	11.6
500	6.3	—
1.0 keV	6.1	10.3
2.0	6.2	—
5.0	7.2	—
10	9.4	9.9
20	14.7	—
24	17.0	—
50	34.1	—
100 keV	70.2	57.9
144	100	—
200	135	—
250	161	—
500	250	198
565	265	—
1.0 MeV	328	327
1.2	345	—
2.0	382	397
2.5	393	—
2.8	398	—
5.0	415	408
10.0 MeV	451	408
14.8	553	—
19	609	—
20	615	427

로 식(1) 및 (3)에 의하여 주어지는 比값은 곧 放射線防禦에서 사용되는 線束量-線量換算因子로 通用될 수 있다. 이러한 方法으로 算出된 光子에 대한 換算因子를 Table 4에 現行 ANSI 勸告值[8]와 ICRP 勸告值[9]와 比較하여 보였으며 中性子에 대해서는 Table 2에 現行 ICRP 勸告值를 같이 보였다. Table 4에서 보듯이 H*(10)에 근거한 換算因子가 現行值보다 상당히 작으며 특히 低에너지 光子에 대해서는 큰 差異를 보이고

Table 3. Conversion of absorbed dose to air into directional dose equivalent for beta radiation.

Maximum beta energy (MeV)	H'(0.07)/D _a (Sv.Gy ⁻¹)
0.1	0.10
0.15(¹⁴⁷ Pm)	0.22
0.2	0.40
0.3	0.72
0.4	1.00
0.5	1.16
0.57(²⁰⁴ Tl)	1.22
0.6	1.23
0.7	1.24
0.8	1.25
0.9	1.25
1.0	1.25
1.5	1.25
2.0(⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y)	1.25

Note. The conversion coefficients apply only for beta radiation from a small plane source, and with the reference point on the ICRU sphere opposing the direction of the incident field.

Table 4. Comparison of dose conversion factors for photons derived from ANSI, ICRP 21 and Table 1 data.

Energy (MeV)	Dose conversion factors (Sv/h per photon/cm ² ·s)		
	ANSI	ICRP 21	Revised
0.01	3.96-8	2.78-8	1.76-10
0.03	5.82-9	2.56-9	1.90-9
0.05	2.90-9	1.20-9	1.30-9
0.1	2.83-9	1.47-9	1.50-9
0.2	5.01-9	3.45-9	2.90-9
0.3	7.59-9	5.56-9	4.30-9
0.5	1.17-8	9.09-9	7.00-9
0.8	1.68-8	1.47-8	-
1.0	1.98-8	1.79-8	1.25-8
5.0	5.80-8	5.56-8	3.78-8
10.0	9.54-8	9.09-8	6.35-8

있다. 이는 ANSI 및 ICRP 데이터가 MADE 또는 커다란 바탕으로 하여 導出된데 비하여 새로운 換算因子는 H*(10)을 根據로 하여 사용한 팬텀이 서로 다른 것

도 原因으로 볼 수 있다.

한편 5 MeV 이상의 高에너지 電子에 대해서는 H*(10)의 값이 電子의 에너지에 따라 크게 변하지 않는다[10]. 또한 이러한 高에너지 電子빔은 加速器의 1次線에서나 볼 수 있는 것으로 環境監視 目的으로 定義된 H*(10)의 값과는 直接的인 關係가 없다. 따라서 BCRU는 5~50 MeV 電子線에 대하여 동일한 H*(10)/Φ 값으로 330 pSvcm²를 사용할 것을 警告적으로 勸告하고 있다[7].

III. 線質係數의 問題

線質係數란 放射線의 種類 및 에너지가 서로 다름으로 인해서 同一한 量의 吸收線量을 받더라도 人體에 나타나는 放射線學의 影響의 정도에 差異가 나므로 放射線被曝으로 인한 危險을 客觀的으로 評價할 수 있는 尺度의 設定을 위하여 放射線 防禦의 觀點에서 導入한 相對的인 量이다. 現在 우리가 가진 知識에 의하면 被曝의 影響은 人體 組織내에서 放射線(1次 또는 2次 放射線)과 組織의 相互作用 特性에 의존하는데 相互作用을 나타내는 量으로 線形에너지傳達(linear energy transfer; LET)을 흔히 사용한다.

ICRP는 特定 放射線의 水中에서의 LET, 엄밀히 말해 δ線을 고려하지 않은 값인 L_∞의 函數로서 線質係數 Q를 Fig. 6에서 보는 것과 같이 勸告하여 왔다. Fig. 6에서 우리의 주의를 끄는 것은 L_∞가 35 keV/μm 이하이거나 175 keV/μm 이상인 放射線에 대해서는 人爲的으로 Q값을 각각 1.0 및 20으로 固定시켰다는 점이다. 이러한 것은 분명히 物理的으로 또는 生物學的으로 理解하기 어려운 것이며 당시 低 또는 高 LET

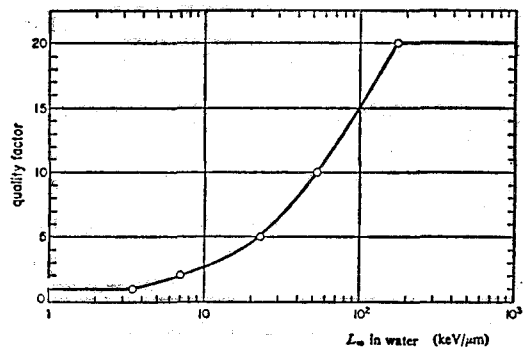


Fig. 6. Current definition of the quality factor which is a function of the unrestricted linear energy transfer in water.

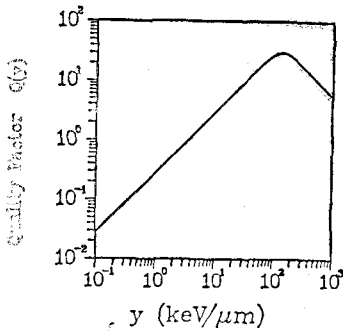


Fig. 7. A proposed new definition of the quality factor. Q is given as a function of the lineal energy y in ICRU tissue.

放射線の生物學的影響에 대해 충분한知識이 없었던 데서 起因된 것으로 간주된다. 그러므로 비록 Fig. 6의 線質係數가 20年 가까이 放射線防禦에 사용되어 왔으나 近來에는 線質係數를 보다 合理的으로 再設定하려는 노력이 ICRP 및 ICRU의 두 國際機構를 中心으로 展開되고 있다.

ICRP/ICRU의 이러한 勞力으로 H. Rossi를 委員長으로 하는 合同專門委員會에서 線質係數의 再檢討를 들 수 있다. 이 委員會에서는 種래의 水中에서의 L_0 값을 基準으로 하는 대신에 人體組織(實際의 人體組織은 그 標準이 문제가 되므로 ICRU가 指定하는 軟組織이 이 目的으로 使用된다)內에서 微小體積에의 線形 에너지를 基準으로 하고자 한다. 즉, 組織의 直徑이 $1\ \mu\text{m}$ 인 球에 傳達되는 에너지의 量을 이 球內에 형성되는 粒子의 平均飛跡으로 나는 값 y 의 函數로서 線質係數 Q 를 定義한다. 현재 이 委員會에서 勸告하고 있는 것을 보면 Fig. 7과 같다[11]. 이 結果는 Q 값이 y 가 $100\ \text{keV}/\mu\text{m}$ 이하에서는 大개 線形으로 增加하며 y 가 $150\ \text{keV}/\mu\text{m}$ 近處에서 最高值에 이르렀다가 다시 감소하고 있으며 最高値는 30을 상회하고 있다. 따라서 現行 定義와 큰 差異가 나는 경우는 低 LET 放射線과 매우 高 LTE 放射線の 線質係數값이 된다.

Fig. 7의 새로운 線質係數를 사용할 경우 線量評價에서 現行體系와 어떠한 差異가 나는가를 알아보기 위해서 Fig. 8내지 10에 光子, 中性子 및 α 粒子의 初期 에너지에 따른 平均 線質係數 Q 를 보였다. 여기서 平均 線質係數란 初期放射線이 組織內에서 減速됨으로써 그 粒子의 y 값이 변하고 따라서 Q 값도 변하므로 이를 加重平均한 값을 말한다.

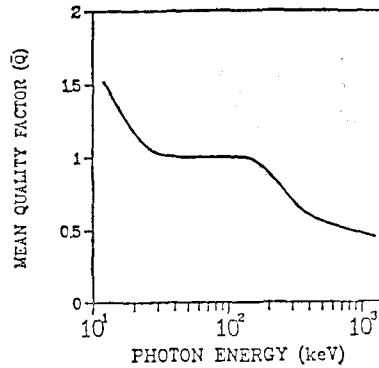


Fig. 8. Photon mean quality factor based on the proposed new definition.

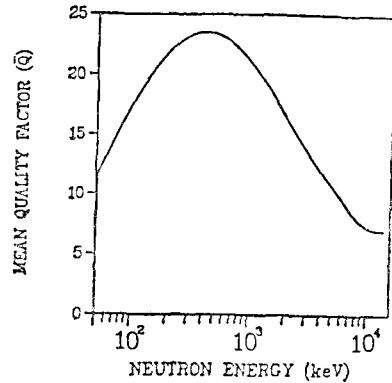


Fig. 9. Neutron mean quality factor based on the proposed new definition.

Fig. 8의 光子의 \bar{Q} 값의 變化를 보면 $200\ \text{keV}$ 이하의 極軟質 X線의 경우에는 \bar{Q} 값이 $1\sim 1.5$ 로서 現在의 單一值 1.0 보다 높은 반면, $150\ \text{keV}$ 부러는 에너지가 增加함에 따라 逆으로 \bar{Q} 값은 減少하여 MeV 範圍에서는 약 0.5 내외이므로 現行值보다 크게 낮다. 지금까지의 放射線被曝의 대부분을 차지하는 것은 光子에 의한 被曝인 점을 감안하면 새로운 Q 의 定義를 導入한다면 線量當量은 同一한 被曝單位에서 상당히 큰 幅으로 減縮될 것이다.

中性子에 대해서는 Fig. 9에서 보는 것과 같이 中性子の 에너지가 $0.4\ \text{MeV}$ 근처에서 最高 24 정도의 \bar{Q} 값을 가지게 되는데 現行 시스템에서는 最高 $10\sim 14$ 정도인 것과 비교하면 약 2 배의 增加가 예상된다.

알파 粒子의 \bar{Q} 값도 Fig. 10에서 보듯이 $24\sim 25$ 로서 現行 에너지 未詳의 알파에 대해 Q 값을 20 으로 査定하고 있는 데에 비하면, 약 20% 정도 增加된 것이 된다.

위에서 언급한 새로운 線質係數의 定義를 代表的인

Table 5. Approximate mean quality factors for particles of unknown energy.

γ -rays > 0.5 MeV	0.5
Electrons > 100 keV	0.5
X-rays with mean energy between ~30 and 200 keV	1.0
Tritium β -rays	2.0
Neutrons, with energy between 0.1 and 1 MeV and fission neutrons	25
Protons and heavier ions	25
α -particles from radionuclides	25

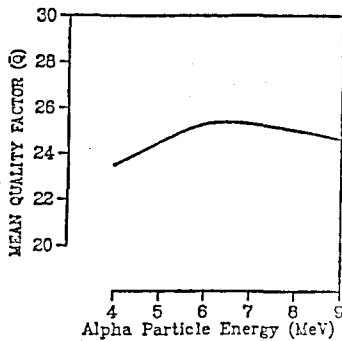


Fig. 10. Alpha particle mean quality factor based on the proposed new definition.

放射線에 적용하여 平均 線質係數를 보면 Table 5와 같다. 특기할 만한 것으로는 일반적인 감마線 및 베타

線의 \bar{Q} 는 0.5로서 現行值보다 1/2로 감소되나 트리튬의 베타(最大에너지 18 keV)는 2.0의 \bar{Q} 값을 갖는다. 이는 過去에 低에너지 電子에 대하여 \bar{Q} 값을 1.7로 設定하였던 時節로 되돌아가는 것 같다. 또한 모든 重이온의 \bar{Q} 가 25로서 現行보다 25%정도 증가하며 특히 中性子の 線質係數가 大幅 增加된 셈이 된다.

線質係數의 定義에서의 이러한 變化는 분명히 放射線防禦 分野에 다소의 混亂을 가져올 것이다. 그러나 새로운 定義가 實際放射線의 危險을 보다 正確히 나타낼 수 있다면 이의 導入은 불가피한 것이리라. 현재로서는 ICRP 本委員會에서 分科委員會의 勸告를 검토중에 있으며 '89年頃에 結論을 내릴 전망으로 전해지고 있다.

IV. 性別에 따른 危險의 差

ICRP에서 一般의 목적으로 勸告하는 放射線被曝으로 인한 危險係數는 男女老少에 대하여 적용할 수 있는 平均値이다. 그러나 被曝받는 개개인을 놓고보면 個人의 體格, 年齡 및 性別에 따라 實質의인 危險은 差異가 있는 것이 당연한 것이다. 標準人이라 하더라도 男女는 그 身體의 構造와 規格이 상당한 차이가 나므로 同一한 放射線場에서도 身體의 各組織이 받는 線量當量이 다르며 또한 生物學的 側面에서 影響의 발생 確率 및 이의 保健上 重要性이 다르다.

Table 6에는 各組織에 대한 危險係數를 男女를 구

Table 6. Female, male and average risk coefficients and weighting factors[12].

Tissue	(T)	Female $a_{T\text{♀}}$ 10^{-4}Sv^{-1}	Male $a_{T\text{♂}}$ 10^{-4}Sv^{-1}	Average		ICRP-26 w_T
				a_T	w_T	
Ovaries	(O)	40	—	—	—	—
Testes	(TS)	—	40	—	—	—
Gonads	(G)	—	—	40	0.241	0.250
Breast	(B)	50	—	25	0.151	0.150
Red Bone-Marrow	(RM)	20	20	20	0.121	0.120
Lungs	(L)	20	20	20	0.121	0.120
Thyroid	(TY)	5	5	5	0.030	0.030
Bone Surface	(BS)	5	5	5	0.030	0.030
Skin	(SK)	1	1	1	0.006	—
Remainder	(R)	50	50	50	0.003	0.300
TOTAL		191	141	166	1.000	1.000

a_T : risk coefficient; w_T : weighting factor; $a_T = 1/2 \cdot (a_{T\text{♀}} + a_{T\text{♂}})$; $w_T = a_T / \sum_T a_T$

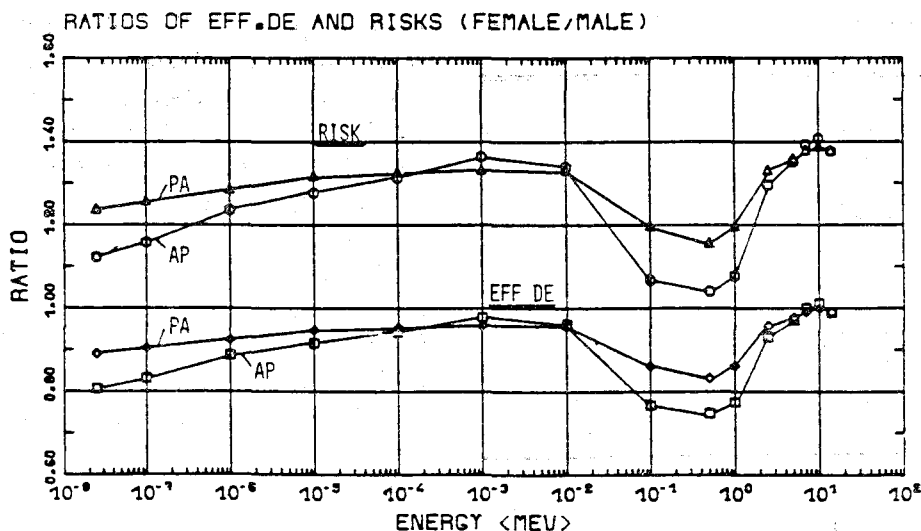


Fig. 11. Sex ratio(female/male) of the effective dose equivalent and risks for neutron.

분하여 보였다. 이 표에서 보듯이 男女間의 전체적인 危險의 比는 141對 191로서 女性이 男性에 비해 약 35% 정도 높은 危險度를 보이고 있다. 또한 ICRP-26에서 勸告된 危險係數 및 加重値는 男女에 대한 算術平均임을 알 수 있다.

Burger 등[13]은 解析的인 方法에 의해 類似人體 펜덤 내에서의 線量當量 分布를 算出하였는데 性別差의 影響에 대한 흥미있는 結果를 얻었다. 즉, 10 MeV 이하의 中性子 被曝의 경우 同一한 平行 AP 照射에서 女性의 實效線量當量이 男性에 비해 낮게 나타났다는 점이다. 이 結果는 表의 危險을 고려할 때 전혀 예기치 않았던 것으로서 實效線量當量을 算出할 때 定規化된 危險 즉, 加重値를 사용하는 데에서 기인되는 實效線量當量概念의 缺點으로 간주될 수 있다. 다시 말해 實效線量當量이 반드시 放射線被曝으로 인한 危險을 옳게 나타내지는 않는다는 것이 된다.

實效線量當量과 危險이 서로 다를 수 있다는 점은 男女에 대한 이 두 量을 直接 비교해보면 確實해진다. Fig. 11에 中性子 被曝의 경우 男女의 實效當量 및 危險을 中性子の 에너지別로 도시하였다. 여기서 分명한 것은 男性에 대한 女性의 危險은 모든 에너지 範圍에서 1보다 큰 값을 가진다. 다시 말해 女性쪽이 더 큰 危險이 처하게 되는데 비해 實效線量當量은 그 比가 1보다 작은 값을 나타내 男性쪽이 敏感한 것으로 나타나고 있다. 이는 中性子の 平均自由行路가 人體組織 내에서 비교적 짧아 深部線量分布曲線의 기울기가 커서 男性의 生殖線 및 肺가 받는 線量當量이 女性에 비해 크며 이들 두 組織의 加重値가 他組織에 비해 커

서 實效線量當量의 變化를 左右하기 때문이다. 女性의 경우에는 生殖線이 下腹部 깊은 位置에 있으며 乳房이 肺에 주는 線量(AP의 경우)을 減縮시키기 때문이다.

이러한 觀點에서 性別差로 인한 放射線被曝의 影響의 差에 대한 效果를 좀 더 밝혀 나가야 할 것으로 보인다. 특히 放射線 治療의 경우에는 被曝 線量의 單位가 높으므로 性別差의 效果에 대해서도 配慮하여야 할 것이다.

V. 其他組織의 問題

ICRP-26에 의하면 其他組織은 Table 6에 列舉되지 않은 組織中 가장 線量當量이 높은 다섯 組織을 선택하여 각각 加重値 0.06을 配分할 것을 勸告하고 있다. 그런데 여기서 問題되는 것은 “最高的 被曝을 받는 組織”이 放射線의 線質 및 人體의 被曝方向에 따라 變할 수 있다는 점이다. 따라서 實效線量當量을 얻기 위한 換算因子를 算出할 때 어떠한 組織을 其他組織으로 선택할 것인가 하는 의문이 남게 된다.

Burger가 이끄는 西獨의 放射線研究所(Institute für Strahlenschutz)팀은 MIRD-5型 數學的 펜덤인 ADAM 및 EVA를 이용한 計算에 의해 이 문제를 檢討하였다. 감마線에 대해서는 Kramer와 Drexler[12]가 주로 研究하였는데 그들은 照射形態에 따라 각각 5개의 組織을 指定하였을 때와 감마선의 에너지에 따라 變하는 最高被曝組織 5개를 선택한 경우를 비교하여 그 敏感度를 분석하였다. 한 예로 前方에서 後方으로 照射되는 AP의 경우 膀胱壁, 胃壁, 胸線, 大臟上部,

Table 7. Remainder Models used by Burger et al[13].

Model	Organs	Dose calculation
1	Top five organs	mean
2	Top five organs without heart and thymus	mean
3	All organs, other than those listed for T _E	mean
4	Stomach, small Intestine, large intestine, liver, pancreas	mean
5	Same as 4	mass weighted mean

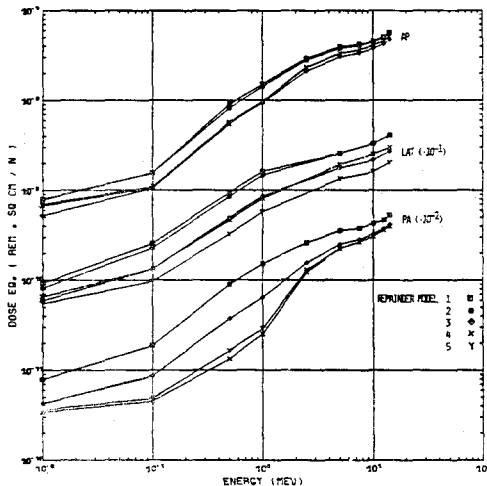


Fig. 12. Effect of the remainder model given in Table 7 on the dose conversion factor.

肝의 다섯 組織을 其他組織으로 指定하였을 때 自由其他組織의 경우에 대한 實效線量當量의 比는 0.908~1.0의 範圍에 있었다. 반면 PA 照射의 경우 이러한 比率는 15 keV 光子에 대해 0.455까지 떨어지는 것으로 나타났다. 그러나 放射線의 醫療目的上 사용을 제외하고는 이러한 특수한 被曝形態는 흔하지 않다고 본다면 감마선에 대해서는 其他組織의 問題가 크게 重要視되지는 않는다.

中性子에 대해서는 Burger 등[13]이 조사한 바에 의하면 其他組織 選定의 영향이 감마線보다는 크게 나타난다. 이들은 Table 7의 5가지 경우에 대하여 照射形態別로 比較하였는데 그 결과를 Fig. 12에 보였다. 즉, Table 7의 모델 4 또는 5의 경우 指定된 其他組織으로

胃, 小臟, 大臟, 肝 및 脾臟을 선택하였는데 最高被曝의 다섯 組織을 택한 경우에 비해 AP 照射에서도 대개 30%정도의 差異를 보이고 있음을 알 수 있다.

그러나 實效線量當量을 決定하는 實際에서는 人體內各組織이 받는 線量當量을 確實히 알 수 없는 것이 一般의이므로 어떠한 臟器가 最高의 被曝을 받는 其他組織으로 될 것인가를 判斷할 수 없다. 따라서 비록 ICRP가 勸告하고 있는 概念과는 다소 差異가 있더라도 餘他組織 中에서 높은 危險에 처할 것으로 보이는 組織들(이를 列擧한다면 胃, 肝, 大臟上部, 小臟, 大臟下部, 脾臟, 膀胱을 들 수 있겠다) 中에서 選擇하여 共通의으로 사용할 수도 있겠다. 이 問題에 대해서는 ICRP에서 보다 實用的인 勸告가 마련하기를 期待해 본다.

VI. 맺는 말

保健上の 有害에 관한 放射線은 기타의 毒性物質에 비해 많은 研究가 수행되었고 또한 지금도 계속되고 있다. 따라서 새로이 發見한 放射線影響에 관한 知識이 증진없이 放射線防禦의 既存體系를 變化시키는 것은 不可避하고 또한 必要한 것이다. 그러나 때에 따라서는 새로운 知試이 放射線에 대한 危險의 評價에 미치는 效果의 정도와 그 知識을 防禦實務에 導入했을 때의 混亂이나 不便정도를 比較하여 적절한 妥協線을 찾아야만 할 때도 있다. 이러한 觀點에서 볼 때 앞서 언급한 몇가지 問題點들이 모두 放射線防禦體系에 反映될 것인지는 알 수 없다. 그러나 根本的으로 既存體系에 대한 挑戰은 계속될 것이며 防禦體系는 이에 따라 進化해갈 것은 明白하다.

參 考 文 獻

- 1) International Commission on Radiation Units and Measurements, *Radiation quantities and units*, ICRU Report 19(1971).
- 2) International Commission on Radiological Protection, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP publication 26, Pergamon Press, New York(1977).
- 3) International Commission on Radiation Units and Measurements, *Radiation quantities and units*, ICRU Report 33(1980).

- 4) 이재기, "ICRU 보고서 39의 배경과 전망", 방사선방어학회지, 10(1), 74-85(1985).
- 5) International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources*, ICRU Report, 39, Bethesda, Maryland (1985).
- 6) *Radiation protection quantities for external exposure*, Proceedings of a seminar held at Braunschweig, FRG, March 19th~21 st, 1985, *Radiat. Protec. dosim.*, 12(2), (1985).
- 7) British Committee on Radiation Units and Measurements, "New quantities in radiation protection and conversion coefficients", Memorandum from BCRU, *Radiat. Protec. dosim.*, 14(4), 337-343(1986).
- 8) American National Standards Institute, Inc., *American national standard neutron and gamma-ray flux-to-dose equivalent conversion factors*, ANSI/ANS-6.1.1 (N666)(1977).
International Commission on Radiological Protection, *Data for protection against ionizing radiation from external sources: Supplement to ICRP publication 15*, ICRP Publication 21, Pergamon Press, New York(1973).
- 10) J.E. Peixoto, R. Blohm, M. Abou Mandour and D. Harder, "Dose equivalent index for fast electrons", *Health phys.*, 40, 27-39(1971).
- 11) *The quality factor in radiation protection*, Recommendation of the ICRP-ICRU task group on radiation protection quantities(1985).
- 12) R. Kramer and G. Drexler, "On the calculation of the effective dose equivalent," *Radiat. Protec. dosim.* 3(2), 13-24(1982).
- 13) G. Burger, A. Morhart, P.S. Nagarajan and A. Wittmann, "Conversion functions for primary and operational quantities in neutron protection", In: *Proceedings of the 4th symposium on neutron dosimetry*, Munich-Neuherberg, Germany, June 1~5, 1981, EUR-7748 EN, Vol.1, pp.81-92, Commission of the European Community, Luxembourg(1981).