

Title	電離箱による高エネルギー放射線の吸収線量の測定 : 理論的考察
Author(s)	川島, 勝弘; 小山, 一郎; 佐藤, 貞男
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(6), p. 626-632
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20079
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

特別掲載

“電離箱による高エネルギー放射線の吸収線量の測定—理論的考察—”

放射線医学総合研究所 物理研究部

川島 勝弘 小山 一郎

群馬大学医学部附属病院中央放射線部 (主任 戸部 竜夫教授)

佐藤 貞男

(昭和44年8月13日受付)

Measurement of Absorbed Dose of High Energy Radiations Using an Ionization Chamber
—Theoretical Considerations—

K. Kawashima and I. Koyama

Physics Division, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

S. Sato

Roentgen Center, Gunma University Hospital, Maebashi, Japan

(Director: Prof. T. Tobe)

The exposure standard for Co-60 gamma rays using the cavity ionization chamber has been already well established. Virtual experiments for calibration against the exposure standard are proceeded with air wall, lucite wall and water wall chambers.

Following equations for absorbed dose at a point in a water phantom are deduced from the experiments.

For x-rays,

$$D_{\text{water}}(h\nu) = 0.822 \cdot \left[(S_m)_{\text{air}}^{\text{water}} \right]_{h\nu} \cdot N_B \cdot Q$$

For electrons,

$$D_{\text{water}}(E_e) = 0.822 \cdot \left[(S_m)_{\text{air}}^{\text{water}} \right]_{E_e} \cdot N_B \cdot Q$$

Initial distribution of electron energies and spectral distribution of slowing down electrons in water are calculated for 25 MV x-rays filtered with 10 mm of aluminum. And also, the mean mass stopping power ratios of water relative to air are investigated for the electrons produced by 25 MV x-rays.

Values of $0.822 \left[(S_m)_{\text{air}}^{\text{water}} \right]_{h\nu}$ are in good agreement with C_2 's in HPA's code of practice for the high energy dosimetry.

I 緒 言

ベータトロン、リニアアクセラレータ等の加速器を用いて高エネルギー放射線(電子線, X線)を発生させ、放射線治療、放射線生物学に利用することは、今や当り前のこととなっており、その

利用台数も年毎に増加の一途をたどっている。その利用の根拠となる線量評価の面でも、実用面からいくつかのコード¹⁾¹⁴⁾¹⁵⁾が発表されているが、確定的といえるものはまだないといえる。本論もやはり実用面から測定法に関して検討を加えた

ものであり、以下に述べるごとく、ある特定の線源からの照射線量が求まれば、それを標準線源とすることによつて高エネルギーX、γ線および電子線による水中の吸収線量が求められる。

II 標準線源

標準線源としては、英国の National Physical Laboratory では、Van de Graaff から発生する 2 MV X線を採用しているが、我々は Co-60γ線を採用した。その理由は2つあり、一つは、加速器を設置し放射線治療に利用している施設はコバルト遠隔照射装置をほとんどが併設していること。今一つは、Co-60γ線の照射線量は、我国の場合、手持ちの線量計を電気試験所で依頼試験を受けさせることにより正しく校正することができるようになったこと²⁴⁾、また平均の質量エネルギー吸収係数や平均質量阻止能比を求めることが 2 MV X線に比べて簡単であるので、我々の報告²⁵⁾にもあるように各施設でかなり正確に Co-60γ線の照射線量を測定することが可能である。

III 実用線量計

測定に使用する電離箱としては、前報告²⁵⁾にすでに述べたように、色々な点に留意して作られたものが必要であるが、今回は電離電流の絶対測定を目的とはせず、あらかじめ既知の照射線量の場合で校正した後に測定に使用する点で指頭型電離箱が適する。その大きさとしては、実用面から内径 5 mmφ、壁厚 0.5~1 mm程度のルサイト製アカダックコーティング、アルミ中心電極の電離箱が妥当であろう。ただし次の仮定が成り立つものとする。すなわち、壁厚 0.5mmのルサイトは、媒質に依り、60mg/cm²の空気、水と等価であるとする。例えば、Co-60γ線を線源とした場合、内壁の最初の 0.5mmから発生した2次電子による空洞内全電離への寄与は約40%もあるが²⁵⁾、同γ線の各物質60mg/cm²による減弱は、ルサイト、空気、水のおおのについて、0.9966, 0.9962, 0.9963の透過率を示す²⁾。また、発生した2次電子のエネルギー損失は、通過中初期エネルギーに対する阻止能値が持続するものと近似してみると、通過後の電子のエネルギーは Table 1 のようになる。さらにまた、電子密度あるいは電子対生成に対する

Table 1. Energy degradation of electrons

initial energy of electron	electron energies after passing through a 60 mg/cm ² absorber		
	lucite MeV	air MeV	water MeV
0.5MeV	0.38	0.39	0.38
1.0	0.89	0.90	0.89
2.0	1.89	1.90	1.89
5.0	4.89	4.89	4.88
10	9.88	9.88	9.88
20	19.88	19.87	19.88
30	29.88	29.87	29.87

実効原子番号もそれほど差はない。したがつて、MV域の高エネルギー放射線に対して上記の仮定が満たされるものとみなすことができる。

IV 仮想実験

1.3MeVの電子の飛程は、水、ルサイト、空気に対し、0.589, 0.612, 0.670g/cm²であるから³⁾、実用線量計の全壁厚がこのような値になるような等価キャップをつけ、前項仮定のもとに次のごとき3つの実験を試考する。すなわち、実験A、実験B、実験Cとしてそれぞれ水、ルサイト、空気等価壁の各キャップを実用線量計にかぶせて、Co-60γ線の照射線量 R₀ レントゲンの場におくならば、線量計の読みとしてそれぞれ Q_A, Q_B, Q_C(esu/cc) が得られるであろう。したがつて、

$$R_0 = N_A Q_A = N_B Q_B = N_C Q_C \quad (1)$$

とおくことができる。

ここで N_C は電離体積に対する補正 f_V, イオン対の再給合損失に対する補正 f_R. (今後の試考を簡単化するため、他の放射線源に対してもこの補正項 f_R が一定であるような強度の放射線場を用いるものと仮定する). それと壁厚による減弱に対する補正 f_W^{air} 等からなる。空気の温度、気圧に対する補正はすでにほどこしてあるものとして試考を進める。故に、

$$N_C = f_V \cdot f_R \cdot f_W^{air} \quad (2)$$

$$N_B = [(Sm)_{air}^{lucite}] \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{air}}{(\mu_{en}/\rho)_{lucite}} f_V \cdot f_R \cdot f_W^{water} \quad (2')$$

$$N_A = [(Sm)_{air}^{water}] \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{air}}{(\mu_{en}/\rho)_{water}} f_V \cdot f_R \cdot f_W^{lucite} \quad (2'')$$

となる。ここで $[(Sm)_{air}^{medium}]$ は媒質の空気に対する平均質量阻止能比、 $(\mu_{en}/\rho)_{medium}$ は媒質の平均質量エネルギー吸収係数である。(2') (2'') から

$$\frac{N_A}{N_B} = \frac{[(Sm)_{air}^{water}]}{[(Sm)_{air}^{lucite}]} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{lucite}}{(\mu_{en}/\rho)_{water}} \cdot \frac{f_W^{water}}{f_W^{lucite}} \quad (3)$$

ところで、上記3つの実験のうち少なくとも実験Bは実際にルサイトキャップを実用線量計に被せて測定でき、 R_0 が既知であるからその時の読みを Q_B esu/cc とすることにより N_B が求まる。 Q_B の単位は、実際上は、RまたはmVで目盛りされていることが多いが、それを単に esu/cc で置きかえるだけで良い。その時の補正分は f_v に含ませて考えることができる。したがって(3)式から N_A の値が求まる。

さて、実験Aに従って線量計の中心位置における水の吸収線量 D_{water} を求めたとすると、

$$\begin{aligned} D_{water} &= 0.869 \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{water}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \cdot R_0 \cdot \frac{1}{f_W^{water}} \\ &= 0.869 \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{water}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \cdot Q_A N_A \cdot \frac{1}{f_W^{water}} \\ &= 0.869 \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{lucite}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \cdot \frac{[(Sm)_{air}^{water}]}{[(Sm)_{air}^{lucite}]} \\ &\quad \cdot \frac{1}{f_W^{lucite}} \cdot N_B Q_A \quad (4) \end{aligned}$$

以上のごとく、線源がCo-60 γ 線の場合、照射線量 R_0 の場における水の吸収線量は、実用線量計の読み Q から求めることができる。その際、実験Bを実行し、 N_B を予じめ求めておくことが必要条件である。

V 高エネルギー放射線による水の吸収線量

前項までに述べたように標準線源で校正した実用線量計をキャップなしで用いた場合、Co-60 γ 線以外の線源による水の吸収線量は、同一の読み Q が得られた場合、

$$\frac{D_{water(source)}}{D_{water(Co-60)}} = \frac{[(Sm)_{air}^{water}]_{source}}{[(Sm)_{air}^{water}]_{Co-60}} \quad (5)$$

の関係式で表わされる。また、この関係式はX、 γ 線、電子線の区別なく成立する。したがって、

R_0 の場で校正した線量計をキャップなしで水中に挿入し、その時得られる線量計の読みを Q (esu/cc)とすると、電離箱中心位置における水の吸収線量 D_{water} は、次のように求められる。

A X、 γ 線の場合

$$\begin{aligned} D_{water}(h\nu) &= 0.869 \cdot \left\{ \frac{(\mu_{en}/\rho)_{lucite}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \right\}_{Co-60} \cdot \\ &\quad \left\{ \frac{[(Sm)_{air}^{water}]}{[(Sm)_{air}^{lucite}]} \right\}_{Co-60} \cdot \frac{1}{f_W^{lucite}} \cdot \\ &\quad N_B \cdot Q \cdot \frac{[(Sm)_{air}^{water}]_{h\nu}}{[(Sm)_{air}^{water}]_{Co-60}} \\ &= 0.822 \cdot [(Sm)_{air}^{water}]_{h\nu} \cdot N_B \cdot Q \quad (6) \end{aligned}$$

ただし、 $[(Sm)_{air}^{lucite}]_{Co-60} = 1.109^{17)}$ 、 $1/f_W^{lucite} = 0.973^{25)}$ 、 $[(\mu_{en}/\rho)_{lucite}/(\mu_{en}/\rho)_{air}]_{Co-60} = 1.079^{17)}$ である。

B. 電子線の場合

電子線に対する場合も、Aと同様に得られた読み Q に関し、水の吸収線量は、

$$D_{water}(Ee) = 0.822 \cdot [(Sm)_{air}^{water}]_{Ee} \cdot N_B \cdot Q \quad (7)$$

から求められる。

したがって、A、Bいずれの場合にも、問題としている場所での水中の2次電子スペクトル全体に対する平均質量阻止能比がわかれば、水の吸収線量を求めることが可能となる。

VI 平均質量阻止能比

A. X、 γ 線の場合

水の空気に対する平均質量阻止能比に関しては多くの文献があり、簡便的な求め方などかなり研究はされている。その例をあげると、

i) Gray の法¹¹⁾

$$\frac{1}{(Sm)} = \frac{\int N(E) \cdot \frac{1}{Sm} \cdot dE}{\int N(E) \cdot dE} \quad (8)$$

ii) Cormack の法⁶⁾

$$\frac{1}{(Sm)} = \frac{\int N(E) \cdot E \cdot \frac{1}{Sm} \cdot dE}{\int N(E) \cdot E \cdot dE} \quad (9)$$

iii) 近似的方法として、平均の電子エネルギー T_m を求め次式により計算する法¹¹⁾

$$\frac{1}{(Sm)} = \frac{1}{T_m} \int_0^{T_m} \frac{1}{Sm} \cdot dE \quad (10)$$

さらに、被積分函数に現われる質量阻止能比 Sm , スペクトル函数 $N(E)$ の取り扱いについても、

a) $N(E)$ として Slowing down した時の2次電子スペクトルを用い、 Sm として単一エネルギー電子の値を用いる場合

b) $N(E)$ として光子との相互作用により飛び出した初期電子スペクトルを用い、 Sm としてエネルギー T_0 の単一エネルギー電子により発生する電子の平衡スペクトルに対するもの、すなわち

$$\frac{1}{(Sm)} = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} \frac{1}{Sm} \cdot dE \quad (11)$$

を用いる場合

c) 連続X線スペクトルの実効エネルギーを求め、その単一エネルギー光子で代表し、その光子によつて発生する初期電子のスペクトルをb)の場合の $N(E)$ と考える場合

d) さらに簡便化し、連続X線スペクトルの代

りに、最大エネルギーの40~45%の単一エネルギー光子で代表させ、その光子によつて発生する電子として、 σ_a/σ の割合のエネルギーを有するコンプトン電子を割り合てる。 Sm としてはb)と同じにとる場合⁹⁾¹⁰⁾等が考えられる。

したがつて以上の i), ii), iii) と a), b), c), d) との組合せとして色々な求め方があるが、このうち理論的には、i)–a), ii)–b), または ii)–c) が妥当な方法である。しかし簡単な求め方としては、iii)–d) が最も簡便である。ただしこの場合、beam flattening filter によるX線の濾過の程度に対する考慮は入らないが、放射線治療に用いられる高エネルギーX線は、どの装置も、前方々向への鋭い角度分布を修正し線量分布を平坦にするため、こうしたフィルタを通過したものを利用してゐる。このような近似法が他の煩雑な計算法と比較してどの程度の差が生じるものかが問題であらう。

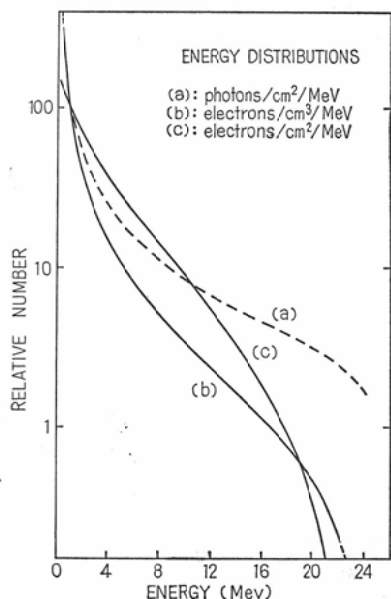
B. 計算例

以上に関して、25MV X線で水を照射した場合について、 $[(Sm)_{air}^{water}]_{hv}$ を求めてみる。まず25MV X線のスペクトルとして多重散乱を考慮した厚いターゲットの場合の理論式である Hisdal の式を用いる²⁸⁾。それが10mmのAlを通過した後のスペクトルをFig. 1 曲線 (a) に示した。このX線を水に照射した時に生じる Initial Electron Energy の分布を同図曲線 (b) に示したが、(a) から (b) への計算には Johns 等²⁸⁾ のデータを利用した。さらに (b) から slowing down electron のエネルギー分布を求めるには、連続減速近似法 (c.s.d.a.) によつて stepwise に計算した。またこの場合に、

$$N(E) = \frac{1}{S(E)_{total}} \int_E^{E_{max}} N(E_i) \cdot dE_i \quad (12)$$

による計算式によつても求めたが、前者の方法との間にほとんど差がなかつた。csda による計算結果は同図曲線 (c) に示してある。これらの結果を用い、前項に述べた組合せのうち理論的に妥当性の高い i)–(a), ii)–(b) および簡便法として ii)–(c), iii)–(c), iii)–(d) の各場合に

Fig. 1. Curve a: Spectral distribution of 25 MV x-rays filtered with 10 mm of aluminium. Curve b: Initial distribution of electron energies in water produced by x-ray spectrum of (a). Curve c: Spectral distribution of slowing down electrons in water irradiated with 25 MV x-rays.



ついて $[(Sm)_{air}^{water}]_{25MV}$ を求めてみた. その結果を Table 2 に示した. () 内のエネルギー値は, それぞれの平均質量阻止能比に対応する電子のエネルギーである. 平均の初期電子エネルギー6 MeV前後に対して, 減速した時の平均の2次電子エネルギー約2 MeV が得られているが, Fig. 2 と考え合わせてかなり良い一致といえる. 質量阻止能の基本データは, Berger⁸⁾ と Nelms^{18),20)} とで 100KeV以上ではそれほど差がない (Fig. 2 参照) ので, monoenergetic initial electron energy により発生する equilibrium electron spectrum に対する平均質量阻止比のデータが直ちに使用できる Nelms の表を採用した.

C. 電子線の場合

単一エネルギー E_0 の電子線が水中に入射した時, 深さとともにエネルギースペクトルが減速していく時にどのように変化していくかに関する実験的裏づけは少ない⁵⁾⁸⁾¹²⁾¹³⁾. 例えば, Dolphin 等⁶⁾ の narrow beam の実験によると, most probable energy は, 深さが1 cm増すにつれて2 MeV ずつ減少していくとみなすことができる. さらに, その半値巾程度のエネルギー変化に対して $[(Sm)_{air}^{water}]$ の変化は約1%ほどである. したがつ

Table 2. The mean mass stopping power ratios of water relative to air for the electrons produced by 25 MV X-rays.

	(i)	(ii)	(iii)
(a)	1.101 (2.2MeV)	—	—
(b)	—	1.094 (5.8MeV)	—
(c)	—	1.089 (6.5MeV)	1.104 (4.6MeV)
(d)	—	—	1.088 (6.7MeV)

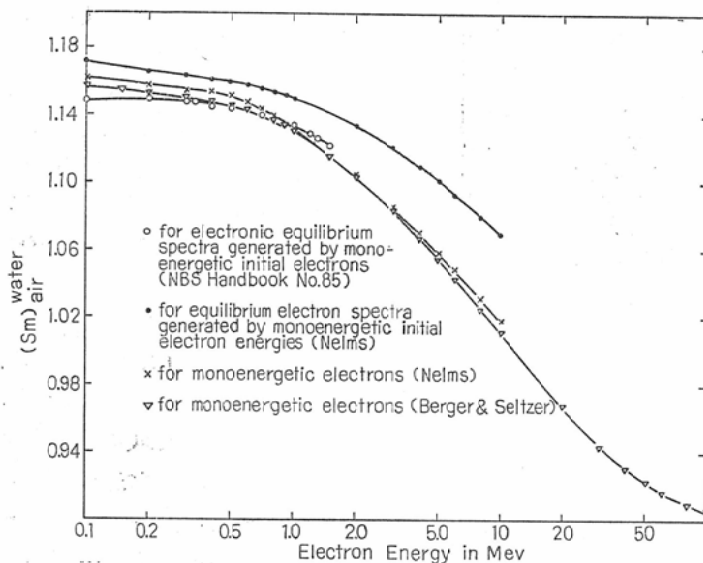
て, このような場合には, 深さ d cmにおける平均の電子エネルギー E_e を

$$E_e(\text{MeV}) = [E_0 - 2d] (\text{MeV}) \quad (13)$$

として求め, その単一エネルギーに対する Sm をもつて質量阻止能比とすることができる.

しかしながら, 医学利用の場合には大照射野でかつ均等な線量分布を得るために, scattering foil を使用しており, narrow beam の結果をそのまま適用することは難しい. また事実, 稲田等²²⁾ による実験では, broad beam で scattering foil を使用した場合に, 低エネルギー側へのかなり激しいスペクトル変化が観測されている.

Fig.2. Mass stopping power ratios of water to air.



また飛程末端附近では阻止X線の混在も無視できなくなるであろうし、現状では、数多くの正確な実験データの発表、あるいはより高度な理論の出現を期待したい。とはいえ、現実に毎日電子線治療が行なわれており、それに対してなんらかの近似で取り扱つておく必要がある。その一法としては、scattering foil 通過後の電子線の平均エネルギーを E_0 として、(13)式にしたがつて E_e を求め、 S_m を評価しておくことが考えられる。いずれの方法によるにしろ、どの方法にもとずき、どのデータを使つて評価したものか明確にしておく必要がある。

VII 考察ならびに結論

A. Co-60 γ 線の標準線量の単位として照射線量 (R) を採用したが、これは、Co-60 γ 線に対する照射線量が、かなり正確に求まるようになったからである。また ICRU でも γ 線源の出力を照射線量で測定することをすすめている¹⁹⁾²⁰⁾。将来、熱量計による測定研究が進み、水または組織中の吸収線量が直接測定できるようになった時には、吸収線量を標準として照射線量の代りに使うようになるであろう。

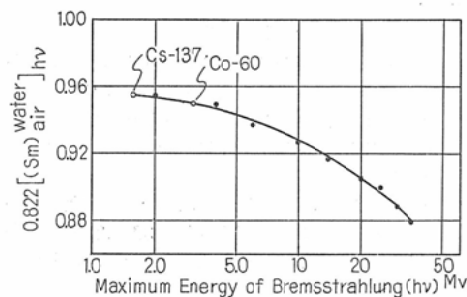
B. 電離箱の中心と、測られた線量の測定点とが一致するものかどうかに関する問題は、Skaggs³⁰⁾ 以来検討されてきた。Hettinger¹⁶⁾ 等によると指頭型電離箱の場合、半径の $3/4$ だけ前方にずらすと (線量)/(電離値) の比が一致し、このことは高エネルギーX線でも電子線でも成り立つと述べている。この変位の問題は絶対測定の時だけでなく、深部率曲線の測定のような相対測定の場合にも考慮する必要がある。この影響を受けないためには、できるだけ電離容積の小さいことが肝要となる。

C. 仮想実験では、再結合損失に対する補正 f_R が一定の場合について試考を進めたが、実際には f_R は不定であり、特に高エネルギー放射線ではベータトロンもライナックもパルス状にビームがでてくるので再結合損失に対する補正が必要となる。特に 200rad/min 以上の場合に問題となる²¹⁾。理論的に検討すべき点が残されてはいるが、

一応現在のところ Boag の理論⁴⁾にもとずいて補正しておくのが良さそうである。この補正值は、質量阻止能比に対して予想される誤差以上に、パルス状ビームの場合大きいこともあるので、今後、再結合に関する情報が得られた時に、すぐその分を補正しなおせるよう、どのような補正を施したかを記録しておく必要がある。電離箱による測定にたよる以上、質量阻止能比に関する研究と同様あるいはそれ以上にパルス状ビームの再結合損失について、今後研究が進められるべきであろう。

D. 質量阻止能の値については古くから色々な人々によつて発表されてきた。Berger 等³⁾と Nelms²⁹⁾ のデータ間にはそれほど差はないが、NBS Handbook No.85¹⁷⁾のデータと Nelms のデータ間には約2%の差がある (Fig. 2)。また Spencer-Attix の理論にもとづき電離容積の大きさに対する補正¹⁷⁾を加えると上述の測定条件に対しては0.5%程度ではあるが補正が必要である。さらにX線の場合の平均質量阻止能比を評価する際 Table 2 にみられるようにその評価法の違いによつても1%前後の差がでてくる。いずれにしろ、計算にどのデータ³⁾を使い、どんな方法で評価したものであるか、その差によつて、上記程度の誤差が介入することを認識しておく必要がある。実際にラドへの換算に必要な $0.822 [(S_m)_{air}^{water}]_{hv}$ の値を Nelms のデータをもとに計算したものを Fig. 3 に実線で示したが、HPA 発表の値との間に良い一致が得られた。

Fig. 3. Values of $0.822 [(S_m)_{air}^{water}]_{hv}$ which correspond to C_2 's in H.P.A.'s code of practice for the high energy dosimetry.



E. 水中で測定するためには、電離箱の防水を考慮しなければならない。この防水に必要な防水袋あるいはキャップの厚さに関する Day⁷⁾等の実験によれば、ルサイト5mm程度では、それほど厳密な差はなかつたと報告されている。したがって多少厚くとも電離箱にピッタリと合うものであれば良いであろう。

F. 本論文の測定法の利点は、吸収線量という絶対量の測定に関するものであるが、電離部分の容積を知る必要がないことである。ところで、ビームの出力を表わす時、あるいは出力を校正するためにある特定の深さで測定を実施することが Meredith 以来提唱されている⁷⁾。例えば、180KV~10MV X線, Cs-137, Co-60 γ 線に対しては5cm, 11~25MV X線では7cm, 26~35MV X線に対しては10cmの深さがすすめられている。しかしながら、高エネルギーX線の場合 peak depth はエネルギーさえ正しければ、装置あるいは施設の差による変動は少なく、むしろ上記の深さでは深部率に傾斜のある部分であり、深さの不正確さにもとづく誤差の介入が起り易く、むしろ平坦なピークの部分で校正あるいは出力を表現する方が良いという面もある。また深部率は最大線量を基準にして表わされることなども考えあわせると、まだ現状では、あくまでも参考的な方法として取り扱われるべきであろう²⁶⁾²⁷⁾。

稿を終るに当り、御校閲いただいた松沢秀夫研究室長に深く感謝致します。

本研究の一部は文部省特定研究「高エネルギー放射線線量評価に関する研究」の援助によつた。

また、本報告の要旨は、第21回(昭37・4)および第27回(昭43・4)日本医学放射線学会総会において発表した。

文 献

- 1) American Association of Physicists in Medicine: Phys. Med. Biol. 11, 505 (1966).
- 2) Attix, F.H. et al.: Radiation Dosimetry, 2nd edition, Vol.1, p.112, Academic Press, (1968).
- 3) Berger, M.J. & Seltzer, S.M.: Nuclear Science Series Report Number 39 p.205, Publication 1133, National Academy of Science-

- National Research Council, Washington D. C. 1964.
- 4) Boag, J.W.: Radiation Dosimetry, 2nd edition, Vol. 2, p.11, Academic Press, (1966).
- 5) Breuer, H.: Z. Physik 180 209 (1964).
- 6) Cormack, D.V. & Johns, H.E.: Rad. Res. 1, 133 (1954).
- 7) Day, M.J. et al.: Phys. Med. Biol. 10, 111 (1965).
- 8) Dolphin, G.W. et al.: Brit. J. Radiol. 32, 13 (1959).
- 9) Greene, D. & Massey, J.B.: Phys. Med. Biol. 11, 569 (1966).
- 10) Greene, D. & Massey, J.B.: Phys. Med. Biol. 13, 287 (1968).
- 11) Gray, L.H.: Brit. J. Radiol. 22, P. 677 (1949).
- 12) Hall, H.E. et al.: Phys. Rev. 115, 633 (1959).
- 13) Harder, D.: IAEA Tech. Rep. Ser. No. 58. (1966).
- 14) Hospital Physicist's Association: Phys. Med. Biol. 9, 457 (1964).
- 15) Hospital Physicist's Association: Phys. Med. Biol. 14, 1 (1969).
- 16) Hettinger, G. et al.: Acta Radiologica 6, 61 (1967).
- 17) I.C.R.U.: Physical Aspects of Irradiation, NBS Handbook No. 85, 1964.
- 18) I.C.R.U.: Report of I.C.R.U. (1959), NBS Handbook No. 78, (1961).
- 19) I.C.R.U.: Specification of high activity gamma ray sources, Task Group 3, Draft, 6, (1968).
- 20) I.C.R.U.: Radiation Quantities and Units, I.C.R.U. Report 11, (1968).
- 21) I.C.R.U.: Measurement of Absorbed Dose at a Point in a Standard Phantom, Task Group 2, (1969).
- 22) 稲田哲雄他: 第28回日医放学会総会, 1969.
- 23) Johns, H.E. et al.: Nucleonics 12 Oct. 40 (1954).
- 24) 加藤朗: 「高エネルギー放射線線量評価に関する研究」文部省特定研究班会議, 於福島, 1967.
- 25) 川島勝弘他: 北関東医学, 18, 60 (1968).
- 26) 川島勝弘: 第19回日医放学会物理部会, (1968).
- 27) 川島勝弘: 第28回日医放学会総会, 1969.
- 28) Koch, H.W. & Motz, J.W.: Rev. Mod. Phys. 31, 920 (1959).
- 29) Nelms, A.T.: NBS Circular 577, (1956).
- 30) Skaggs, L.S.: Radiology 53, 868 (1949).