

Title	10MV Linac X線による光中性子線に関する研究
Author(s)	内田, 勲
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1981, 41(7), p. 633-653
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20441
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

10MV Linac X線による光中性子線に関する研究

癌研究会癌研究所物理部
内 田 勲(昭和56年2月19日受付)
(昭和56年3月25日最終原稿受付特別掲載)

Studies on Photoneutrons Produced by 10 MV X Rays

Isao Uchida

Department of Physics, Cancer Institute, Tokyo

Research Code No.: 303.1

Key Words: 10 MV x-rays, Photoneutrons, Photoneutron yield, Neutron dose equivalent, Shielding calculations

The purposes of the present study are to elucidate major photoneutron sources within the treatment head of a 10 MeV linac, photoneutron yields in their sources, and their primary photoneutron spectra and are to consider the additional risks to patients undergoing treatment, machine operators and other personnel due to the photoneutrons and a method of shielding calculations for the photoneutrons. For these purposes, various measurements and theoretical calculations were performed, and the following results were obtained.

1) Excluding the measurement in the x-ray beam, the neutron dose equivalent instrument using $\text{CaSO}_4(\text{Tm})+{}^6\text{Li}$ (UD-136N) and $\text{CaSO}_4(\text{Tm})+{}^7\text{Li}$ (UD-137N) TLDs placed in the center of a 30-cm diameter polyethylene-sphere seems to be most suitable for the measurements at the various locations inside and outside the treatment room on photoneutrons produced by high-energy pulsed x-ray machines.

2) For the Toshiba LMR-15 linac, the calculated relative photoneutron yields in the target, main collimator, beam flattening filter, and movable diaphragms were 50.5%, 39.2%, 5.5%, and 4.8%, respectively, and, for the Toshiba LMR-13 linac, were 42.9%, 44.2%, 6.2%, and 6.6%, respectively.

3) The calculated photoneutron yield in the target of the LMR-13 was $1.9 \times 10^8 \text{ ns}^{-1} \mu\text{A}^{-1}$ and was in good agreement with the recommended value in NCRP Report No. 51.

4) The calculated neutron dose equivalent rates from the major sources at the four locations around the treatment head of the LMR-15 linac were in agreement with the measured values.

5) The calculated average neutron energies and neutron fluence to dose equivalent conversion factors of the primary photoneutron spectra were about 1.4 MeV and 0.11 (mrem \cdot h $^{-1}\cdot$ n $^{-1}\cdot$ cm $^2\cdot$ s), respectively. These values can be regarded as each upper limit for tungsten and lead.

6) The calculated neutron dose equivalent rates at the various locations using the average neutron energy of 0.8 MeV and the neutron fluence to dose equivalent conversion factor of 0.08

($\text{mrem}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{n}^{-1}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{s}$) agreed with the measured values within 20% of the latter values.

7) In the x-ray beams, the ratio of neutron dose equivalent (rem) to photon absorbed dose (rad) with the beam flattening filter was 0.026% for the LMR-13 linac.

8) Substituting the tungsten target and the lead flattening filter for copper, the neutron dose equivalent rates at the various locations inside and outside the test cell for the LMR-15 linac decreased to 16–38% of the values measured under the ordinary condition to the linac.

9) In the case of 10 MV xrays, the facility designed on the safe side of a factor of 2 for x-ray shielding, even if the neutron dose equivalent rate at the treatment room door exceeded the permissible dose equivalent rate, will be able to have the lower dose equivalent rate than the permissible one at the controlled area only substituting the target materials for copper.

目 次

- | | |
|--|--|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. 緒言 2. 中性子線量当量の測定 <ol style="list-style-type: none"> 2. 1 中性子線量当量計 <ol style="list-style-type: none"> 2. 1. 1 PEP 製全球型線量当量計 2. 1. 2 中性子レムメータ 2. 1. 3 固体飛跡検出器—Monomen allyl diglycol carbonate (CR-39) 2. 2 中性子線量当量の測定方法 <ol style="list-style-type: none"> 2. 2. 1 LMR-15 の場合 2. 2. 2 LMR-13 の場合 2. 3 結果 <ol style="list-style-type: none"> 2. 3. 1 LMR-15 における測定結果 <ol style="list-style-type: none"> 2. 3. 1. 1 中性子線量当量率の測定結果 2. 3. 1. 2 各点の中性子線量当量における種々の中性子源からの寄与の割合 2. 3. 2 LMR-13 における中性子線量当量率の測定結果 3. 光中性子の発生量ならびに中性子線量当量の計算 <ol style="list-style-type: none"> 3. 1 光中性子発生量の計算 <ol style="list-style-type: none"> 3. 1. 1 光中性子発生量の計算式 3. 1. 2 計算条件 <ol style="list-style-type: none"> 3. 1. 2. 1 10MV X線スペクトル 3. 1. 2. 2 X線出力および角度分布 3. 1. 2. 3 光核反応断面積 3. 1. 3 計算結果 3. 2 中性子線量当量の計算 <ol style="list-style-type: none"> 3. 2. 1 光中性子のエネルギースペクトル 3. 2. 2 線量当量の計算方法 | <ol style="list-style-type: none"> 3. 2. 3 線量当量の計算結果 4. 1次光中性子の平均エネルギーについての検討と中性子線量当量 5. 考察 <ol style="list-style-type: none"> 5. 1 光中性子線用測定器 5. 2 中性子源および光中性子発生数 5. 3 1次光中性子スペクトル 5. 4 遮蔽計算法 5. 5 防護対策 6. 総括ならびに結語 7. 文献 |
|--|--|

1. 緒 言

近年医療用電子加速器のX線または電子線の線束内外に中性子汚染があることが多くの研究者により指摘されている^{1)~29)}。一方我国では35MV以下のX線については中性子線の遮蔽を考慮する必要がないとされているが³⁰⁾、尾内ら¹⁹⁾は10MV以上のX線については治療室内外に無視できない量の中性子が存在する可能性があるので中性子線のサーベイを実施すべきであると主張している。他方現在までの高エネルギーX線または電子線の線束内外の中性子に関する報告はフルエンスの測定結果が大部分を占め、主要な光中性子発生源およびその場所での光中性子発生数ならびに1次光中性子のエネルギースペクトルについての報告は少なく不明な点が少なくない。また光中性子の測定法にも問題があり、他の多くの研究者と著しく異なる結果を報告している例もある⁵⁾⁸⁾¹⁵⁾。そこで本研究では我国でかなり使用されている10MV

X線についてこれらの問題点を明らかにし、かつ光中性子線の患者および作業員への影響ならびにその遮蔽計算法を検討することを目的とした。

2. 中性子線量当量の測定

2. 1. 中性子線量当量計

光中性子線の線量当量測定には TLD を検出体とした PEP 製全球型線量計、中性子レムメータおよび固体飛跡検出器を用いた。

2. 1. 1. PEP 製全球型線量当量計

この線量計はポリエチレンとパラフィンをそれぞれ1対2で混合して作製した(PEP 製という)直径30cmの球の中央部にナショナル製の TLD UD-136N ($\text{CaSO}_4 \cdot \text{Tm} + {}^6\text{Li}$) と UD-137N ($\text{CaSO}_4 \cdot \text{Tm} + {}^7\text{Li}$) の素子をそれぞれ5本宛配置したもので、中性子線量は UD-136N の値から UD-137N の値を差し引いて求めた。なお UD-136N および UD-137N の各素子の X, γ 線に対する感度は空気中で 50mg ${}^{226}\text{Ra}$ 管を用いて、また UD-136N の中性子線に対する感度は素子を PEP 製の球の中央部に配置して 25.71 μg の ${}^{252}\text{Cf}$ 管を用いてそれぞれ校正した。なお 1 μg の ${}^{252}\text{Cf}$ 線源から 1m の距離における線量当量率を 2.4mrem/h (24 $\mu\text{Sv/h}$) とした。また線源—TLD 間の距離は 30cm とし、その近傍は散乱体の影響が可及的に少なくなるよう配慮した。

2. 1. 2. 中性子レムメータ

本研究で使用した中性子レムメータは次の3種類である。(i) Laboratory Prof. Dr. Berthold 社製レムメータ [${}^6\text{LiI}(\text{Eu})$ —20cm ϕ polyethylene-Cd], (ii) Studsvik 社製 TYPE 2202D, (iii) Nuclear Enterprises 社製 TYPE MK 7NRM. このうち (i) は電総研で校正し、(ii) および (iii) は 6.08 μg の ${}^{252}\text{Cf}$ 管³¹⁾を用いて校正した。

2. 1. 3. 固体飛跡検出器—Monomen allyl diglycol carbonate [以下 CR-39 (商品名) とよぶ] CR-39³²⁾ は最近米国で開発された固体飛跡検出器で、この構造は約 1cm² の CR-39 と厚さ 1mm の高密度ポリエチレンのラジエータとからなっている。測定原理は入射中性子がラジエータ内および CR-39 内でプロトンと相互作用し、その

結果反跳されたプロトンが CR-39 内につくる損傷を ECE (electrochemical etching) 法でエッチングすることにより処理される。エッチング条件は 1,000V, 2,000Hz, 16時間である。またエッチピット数から中性子線量当量に変換する際の係数は ${}^{252}\text{Cf}$ 管を用いた標準照射により求めた。

2. 2. 中性子線量当量の測定方法

実験に使用した装置は東芝製ライナック LMR-15 ならびに LMR-13 で、各々の 10MV X 線による光中性子線の線量当量を測定した。

2. 2. 1. LMR-15 の場合

Fig. 1 に照射室内外の平面図を示す。中性子線量当量は A 点から H 点までの各測定点で行ない、A 点から E 点までは PEP 製 30cm ϕ 全球型線量計を、また迷路および扉近傍の各点では中性子レムメータを使用した。即ち F および G 点では 2. 1. 2. の (ii) を、また H 点では (i), (ii), (iii) の 3 種類の中性子レムメータを使用した。なお A, B, C, D 各点の詳細を Fig. 2 に示す。また E 点の床からの測定位置は 170cm, F, G, H 各点についてはそれぞれ 115cm とした。X 線照射はヘッドを 90 度 (横向き) とし、鉛製の

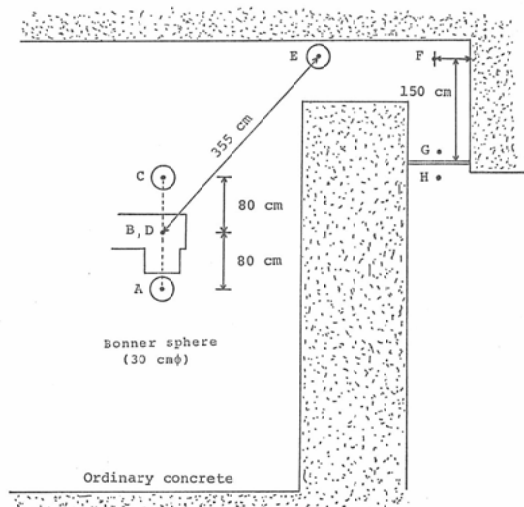


Fig. 1 Test cell layout for the Toshiba LMR-15 linac. Points from A to H represent measurement locations.

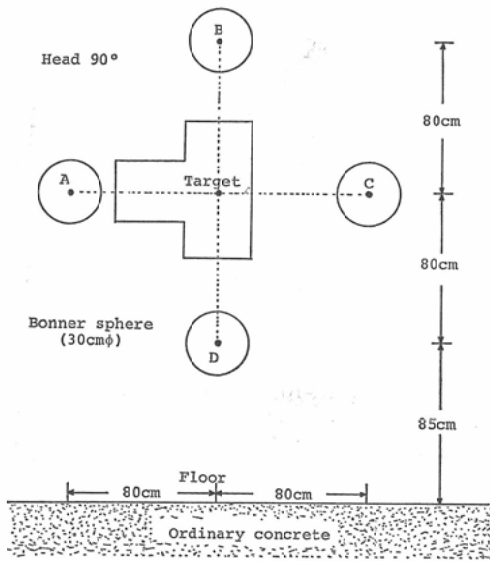


Fig. 2 Detailed measurement locations at 80cm from target

絞りを完全に閉じた状態で行った。その際ターゲットにタングステン製(厚さ3.5mm)と銅製(厚さ6.5mm)のものを、またフラットニングフィルタに鉛製および銅製のものをそれぞれ用意して4種類の組合せについて同様の測定を行った。なおターゲットおよびフラットニングフィルタの種々の組合せの場合ならびにフラットニングフィルタがない場合の各々のX線出力はターゲットから1mにおいて、照射野 $10 \times 10 \text{cm}^2$ でIonex線量計(TYPE 2500/3, 0.6cc chamber)およびナショナル製 TLD UD-170L (BeO:Na, Li)を用いてチェックした。UD-170Lの各素子の γ 線に対する感度は ^{60}Co で校正し、10MV X線におけるIonex線量計との相違は $\pm 3.5\%$ 以内であった。また本実験はすべてビーム電流およびX線パルスの繰返し周波数が一定となるよう調整して照射を行った。

2. 2. 2. LMR-13の場合

Fig. 3に治療室内外の測定点を示す。ターゲットは床上225cm、またM点は装置(下向き照射)の真下でターゲットから1m、その他の各測定点の高さは床上97cmとした。M, P, Rの3点で

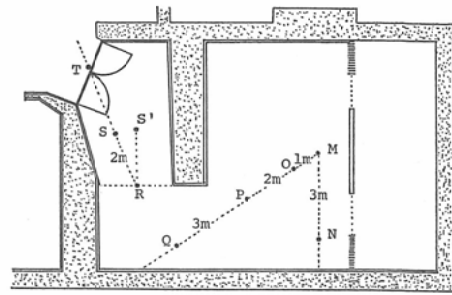


Fig. 3 Treatment room layout for the Toshiba LMR-13 linac. Points from M to T represent measurement locations.

はターゲットから1mにおける照射野が $20 \times 20 \text{cm}^2$ および $0 \times 0 \text{cm}^2$ の両方について、その他の点では $0 \times 0 \text{cm}^2$ のみについて測定した。使用した測定器はM点ではCR-39とPEP製全球型線量計の両方をN, O, P, Q, R各上ではPEP製全球型線量計を、また迷路および扉近傍では2.

1. 2. の(i)の中性子レムネータをそれぞれ使用した。

2. 3. 結果

2. 3. 1. LMR-15における測定結果

2. 3. 1. 1. 中性子線量当量率の測定結果

測定結果をTable 1に示す。各点での中性子線量当量率はX線出力がターゲットから1mにおいて 300rad/min (3Gy/min)の場合に換算して示してある。なおフラットニングフィルタが銅の場合と鉛の場合ではX線の透過率がそれぞれ0.409, 0.338と異っていたため、フィルタが鉛の場合の条件を基準にして、フィルタが銅の場合のデータを両者のターゲットからのX線出力が等しくなるよう補正して示した。また各点における中性子線量当量率の下段には、ターゲットおよびフィルタがそれぞれタングステン、鉛の場合の測定値を基準にして規格化した値を示した。ターゲットまたはフィルタを銅でおきかえた場合、明らかに中性子線量当量率が減少することが認められる。ターゲットとフィルタを共に銅でおきかえた場合、すべての測定点で中性子線量当量率は通常の場合の40%以下(38~16%)に減少した。

Table 1 Neutron dose equivalent rates measured under four combinations of target and filter materials at various locations for the Toshiba LMR-15 linac. Lower columns of each location represent dose equivalent ratios.

Location	Neutron dose equivalent rate (mrem/h) (Target, Filter)			
	(W, Pb)	(W, Cu)	(Cu, Pb)	(Cu, Cu)
A	1309±278 1.000±0.301	1092±361 0.834±0.328	622±241 0.475±0.210	496±134 0.379±0.130
B	2213±640 1.000±0.409	1942±754 0.878±0.425	708±338 0.320±0.178	535±235 0.242±0.127
C	2750±790 1.000±0.406	2562±812 0.932±0.399	1180±475 0.429±0.212	779±463 0.283±0.187
D	2178±534 1.000±0.347	1744±913 0.801±0.463	810±437 0.372±0.220	559±528 0.257±0.251
E	275±73 1.000±0.373	251±54 0.915±0.311	75±45 0.273±0.102	65±25 0.235±0.110
F	46.5±1.0 1.000±0.031	39.4±0.5 0.848±0.022	10.3±0.3 0.222±0.008	8.9±0.2 0.192±0.006
G	11.7±0.2 1.000±0.022	9.6±0.1 0.821±0.017	2.4±0.1 0.205±0.011	2.0±0.1 0.171±0.008
H	5.0±0.8 1.00±0.22	4.5±1.2 0.90±0.27	1.2±0.2 0.24±0.05	0.8±0.2 0.16±0.05

X-ray output: 300 rad/min (3 Gy/min) at 1 m

2. 3. 1. 2. 各点の中性子線量当量における種々の中性子源からの寄与の割合

ヘッド内の種々の中性子源がA, B, C, D各点の中性子線量当量に寄与する割合を Table 1の測定結果を基に推定した. 銅の光核反応のエネルギーしきい値は9.9MeV であるから10MV X線の場合には銅からの光中中性子は無視できる. したがって例えばターゲットおよびフィルタの材質がそれぞれタングステンと鉛の場合と銅と鉛の場合の測定値の差はほとんどターゲットからの寄与とみなすことができる. しかし各測定値のバラツキが大きく, また散乱線の寄与があるため Table 1の結果から単純に中性子源の寄与の割合を求めることはできない. そこで通常の場合のヘッド内の中性子源を, (1) ターゲットならびにその台座, (2) フラットニングフィルタ, (3) 主コリメータおよび絞りとし, 各点におけるそれぞれの寄与の割合を α, β, γ また漏洩中性子線の壁, 天井等からの散乱線の寄与の割合を $\delta_{t,f}$, その時の測定値の規格化された平均値および標準偏差をそれぞれ $g_{t,f}, \sigma_{t,f}$ (通常の場合の測定値の平均値を1として規格化した) とすると次式が成立

$$\alpha + \beta + \gamma + \delta_{t,f} = g_{t,f} \pm \sigma_{t,f} \dots \dots \dots (1)$$

ここで t, f はターゲットとフィルタの材質をそれぞれ示している. なおターゲットまたはフィルタの材質が銅の場合, α, β はそれぞれ0とみなしうる. Table 1の結果を(1)式に代入すると各点について4つの方程式が得られるが, 完全解を求めることはできない. そこで3. 2. 3.の項の計算値を参考にして $\delta_{w,pb} = 0.100 \pm 0.100 \times \sigma_{w,pb}$ とおき, また $\delta_{t,f}$ はそれぞれ各中性子源からの寄与にほぼ比例すると仮定すれば次式が得られる.

$$\frac{\delta_{w,pb}}{\delta_{t,f}} \doteq \frac{g_{w,pb}}{g_{t,f}} \dots \dots \dots (2)$$

以上から各点における α, β, γ が求められる. 一方 $\alpha, \beta, \gamma, \delta_{w,pb}$ の正しい値の和は1に等しくなければならない. 等しくない場合はその差を各々の未知変数の測定値にその重みの逆比に分けて加えることによりそれぞれの最大確率値を求めた. 散乱線による寄与の割合を除いて, $\alpha + \beta + \gamma = 1$ と規格化した結果を Table 2の上段に示す. 各中性子源からの寄与の割合がA, B, C, D各点において異っているのは遮蔽体の厚さならびに各中性子源と各測定点までの距離がそれぞれ異っていることが主な原因と考えられる. しかし

Table 2 Comparison of calculated and measured relative neutron fluences from major sources at various locations around the Toshiba LMR-15 linac

Location	Photoneutron sources			
	Target	Main collimator and movable diaphragms	Flattening filter	
A	0.49	0.38	0.13	(measured)
	0.55	0.35	0.10	(calculated*)
	0.56	0.33	0.11	(calculated**)
B	0.66	0.24	0.10	(measured)
	0.69	0.23	0.07	(calculated*)
	0.72	0.20	0.08	(calculated**)
C	0.64	0.28	0.08	(measured)
	0.57	0.38	0.04	(calculated*)
	0.62	0.33	0.05	(calculated**)
D	0.58	0.26	0.16	(measured)
	0.69	0.23	0.07	(calculated*)
	0.72	0.20	0.08	(calculated**)

* Average energy, $\bar{E}=1.4$ MeV** Average energy, $\bar{E}=0.8$ MeV

各点ともターゲットからの寄与が最も大きな割合を占めている。

2. 3. 2. LMR-13 における中性子線量当量率の測定結果

各点における中性子線量当量率の測定結果を Table 3 に示す。これらはターゲットから 1m における X 線の出力が 300rad/min (3Gy/min) の場合に換算して示してある。M 点における照射野 $0 \times 0 \text{ cm}^2$ の場合、PEP 製全球型線量計の結果と CR-39 の結果を比較すると CR-39 の方が約 40% 低値である。一方照射野 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ の場合の M 点の中性子線量当量率は CR-39 により 2.8rem/h (28 mSv/h) と推定された。この時の X 線出力 (rad) に対する中性子線量当量の割合は 0.016% となる。一方 P 点、R 点とターゲットから距離が大きくなるにつれてその点における中性子線量当量に及ぼす照射野の影響は小さくなることが認められる。

3. 光中性子の発生量ならびに中性子線量当量の計算

3. 1. 光中性子発生量の計算

光核反応によるライナックヘッド内部の中性子源はターゲットおよび台座、主コリメータ、フラットニングフィルタ、絞り、その他の遮蔽体が考

Table 3 Measured neutron dose equivalent rates at various locations for the Toshiba LMR-13 linac

Location	Field (cm^2)	Neutron dose equivalent rate (mrem/h)	Detector
M	0×0	962 ± 353	*
	0×0	572 ± 35	**
	20×20	2812 ± 199	**
N	0×0	133 ± 130	*
O	0×0	982 ± 468	*
P	0×0	313 ± 96	*
	20×20	340 ± 280	*
Q	0×0	117 ± 36	*
R	0×0	32 ± 11	*
	20×20	33 ± 15	*
S	0×0	8.6 ± 1.6	***
T	0×0	3.1 ± 0.9	***

* Bonner sphere (30cm ϕ) using CaSO_4 (Tm) + ^6Li and CaSO_4 (Tm) + ^7Li

** Monomer allyl diglycol carbonate (CR-39)

*** Rem-counter (^6Li I (Eu) 20cm polyethylene-Cd)

えられるが、本研究ではその他の遮蔽体については無視した。

3. 1. 1. 光中性子発生量の計算式

一般にターゲットにおける入射電子 1 個当りの

光中性子発生量はターゲットの光核反応断面積と微分光子飛跡長(differential photon track length)の積を光核反応のエネルギーしきい値から光子の最大エネルギーまで積分することにより得られる^{34)~37)}。しかし任意の厚さのターゲットについての計算は容易ではない。Berger³⁵⁾³⁶⁾らはモンテカルロ法によりWおよびTaの任意の厚さについて計算している。一方Swanson³⁷⁾は近似式を使って任意の厚さのターゲットの中性子発生数を求める方法を報告しているが、装置によってはターゲットのみならずその台座も中性子源になるものがある。そこで本研究ではすべての中性子源における光中性子発生量は次式により計算した³⁸⁾。

$$Y = \int_{E'}^T \frac{I(T, E)}{E} \cdot \sigma(E) \cdot \frac{t \cdot N}{A} \cdot \left(\frac{1 - e^{-\mu(E)t}}{\mu(E)t} \right) dE \dots \dots \dots (3)$$

ここで、Y：制動X線による光中性子発生数、T：入射電子の運動エネルギー、E'：光核反応のエネルギーしきい値、E：光子エネルギー、I(T, E)：制動X線の強度スペクトル、σ(E)：光核反応断面積、A：原子量、t：中性子源の厚さ、N：アヴォガドロ数、μ(E)：光子の全吸収断面積、なお(3)式の{1-e^{-μ(E)t}}/μ(E)・tはX線の吸収補正の項である。

3. 1. 2. 計算条件

ターゲットおよび台座、主コリメータ、フラットニングフィルタ、絞りに関する光中性子発生量を(3)式より計算するには10MV X線スペクトル、各種材質の光核反応断面積、単位ビーム電流当りのX線出力ならびにその角度分布等が既知である必要がある。

3. 1. 2. 1. 10MV X線スペクトル

厚いターゲットから発生される高エネルギーX線のエネルギースペクトルに関する報告は極めて少ないが、10MV X線についてはBergerらのモンテカルロ法による計算例とStarfeltらの実測値の報告(厳密には9.65MV X線)がある³⁵⁾。これらは5.80g/cm²の厚さのタングステンターゲットについての結果で、両者は良く一致している。

一方LMR-13およびLMR-15のターゲットはいずれも6.76g/cm²のタングステンで5.80g/cm²のターゲットとほぼ同じスペクトルになると期待される。そこで本研究ではBergerらの0度方向の計算結果をStarfeltらの実測値を参考に多少修正したものを10MV X線のスペクトルとした。単位立体角当りに放出される光子数をスペクトル全体が1になるように規格化して書き直したものをFig. 4に示す。一般にX線スペクトルはX線の放射方向により変化し、電子の入射方向となす角度が大きくなる程そのエネルギースペクトルは低エネルギー側にずれるが³⁹⁾、安全側をとって計算はすべてFig. 4のスペクトルを使用した。なお10MV X線の場合90度方向では実効的にほぼ6MV X線に等しくなるので³⁹⁾、側方向のX線による光核反応は無視した。

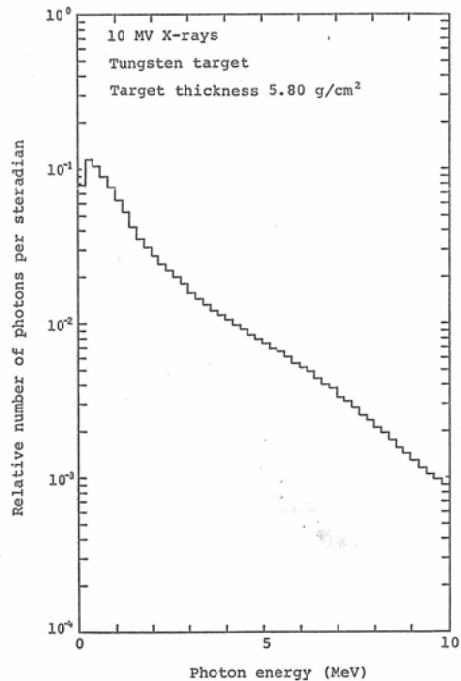


Fig. 4. Spectrum of 10MV x rays emitted from 5.80 (g/cm²)-thick tungsten target which was obtained by combining calculated spectrum by Berger and Seltzer and measured spectrum by Starfelt and Koch

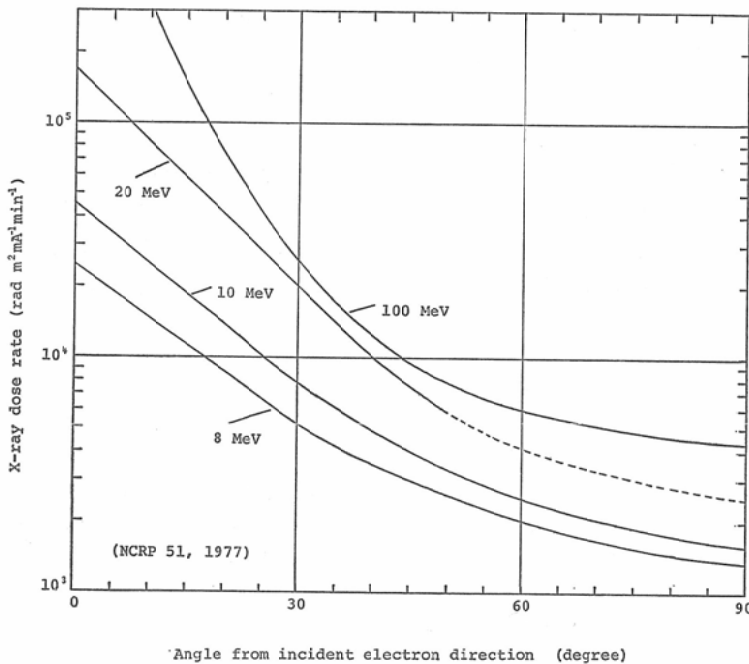


Fig. 5 Angular distribution of emitted x rays from high-z targets quoted from NCRP Report No. 51. Curve for 10MeV was obtained by interpolating each curve for 8, 20, and 100MeV.

3. 1. 2. 2. X線出力および角度分布

単位ビーム電流当りのX線出力ならびにその角度分布は NCRP 51³⁹⁾に与えられている。10MV X線の出力はこれから $45 \text{ rad} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \mu\text{A}^{-1}$ を採用した。一方角度分布は 10MV X線のデータがないので内挿法により求めた。その角度分布を Fig. 5 に示す。10MV X線の光子数はこのX線出力とX線のエネルギースペクトルから計算でき、0度方向ではターゲットから 1m における光子数は $6.74 \times 10^{10} \text{ cm}^{-2} \cdot \mu\text{A}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ である。

3. 1. 2. 3. 光核反応断面積

使用したライナックヘッド内部の各種材質のうち光核反応のエネルギーしきい値が 10MeV 以下のものは中性子源となりうるが、実質的にはタングステンと鉛に限定することができる。これらに対する光核反応断面積は Nucl. Data Tables 15⁴⁰⁾に与えられている各パラメータを使用して、Lorentz 曲線であてはめた値を使用した。なおタングステンは5種類の安定同位体が存在するが、

^{186}W 以外は断面積のデータが見当たらないため、 ^{182}W , ^{183}W , ^{184}W についてはそれぞれのエネルギーしきい値以上について ^{186}W の Lorentz 曲線から読みとった。また ^{180}W および ^{204}Pb はその天然存在比がそれぞれ 0.1, 1.4% と小さいので無視した。実際に使用した光核反応断面積を Fig. 6 に示す。

3. 1. 3. 計算結果

種々の厚さのタングステンおよび鉛に対する光中性子発生数の計算結果を Fig. 7 に示す。縦軸は Fig. 4 の規格化された光子 10^6 個当りの光中性子発生数である。この結果から光中性子発生数はタングステンの場合約 3cm, 鉛の場合約 5cm ではほぼ飽和に達することがわかる。一方ヘッド内部の各中性子源についての発生数はその形状に合せて数値積分することにより求めた。結果を Table 4 に示す。ターゲットと主コリメータで全体の光中性子発生数の 80% 以上を占めている。

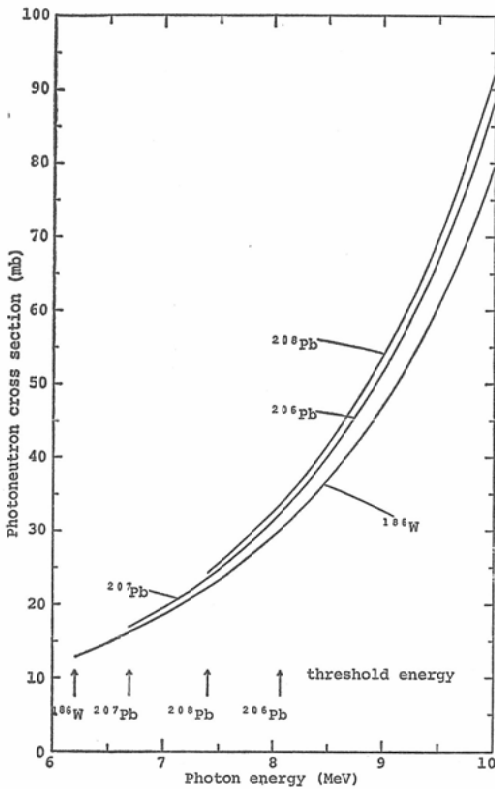


Fig. 6 Photoneutron cross sections used in this study

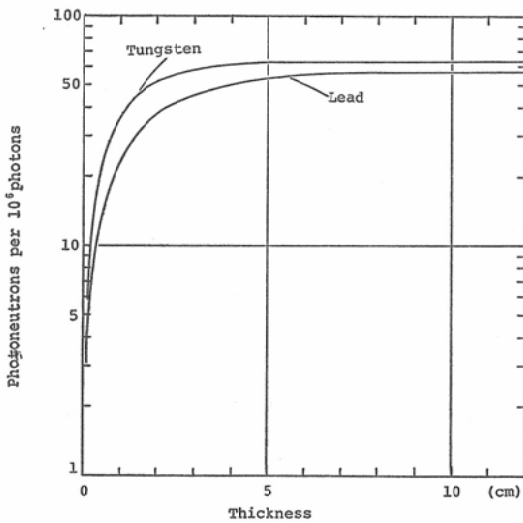


Fig. 7 Photoneutron yields calculated for tungsten and lead as a function of material thickness

Table 4 Calculated photoneutron yields in major sources within each treatment head for the Toshiba LMR-15 and LMR-13 linacs

Photoneutron source	Photoneutron yield			
	LMR-15		LMR-13	
Target	W	2.80×10^8 $n/\mu A^{-1} s^{-1} *$	W	1.92×10^8 $n/\mu A^{-1} s^{-1}$
Main collimator	W	2.18×10^8	Pb	1.98×10^8
Flattening filter	Pb	3.07×10^7	Pb	2.77×10^7
Movable diaphragms	Pb	2.68×10^7	Pb	2.98×10^7

* Including photoneutron yield of the backing

3. 2. 中性子線量当量の計算

3. 2. 1. 光中性子のエネルギースペクトル

前項で求めた光中性子発生数から中性子線量当量に変換するには光中性子のエネルギースペクトルが既知である必要があるが、これに関する報告は少ない^{11) 24) 36)}。医療用電子加速器に限定すれば光中性子の発生は直接過程と蒸発過程によると見なすことができる³⁸⁾。直接過程はすべての光子エネルギーを核内の中性子に与えて、中性子を核外へ放出させる現象で、その際光中性子は光子エネルギーと中性子の結合エネルギーの差の運動エネルギーを得るため一般にその平均エネルギーは蒸発過程で放出された光中性子の平均エネルギーより大きくなるであろう。したがって放出されるすべての光中性子は直接過程によると仮定して計算した光中性子のエネルギースペクトルは中性子線量当量を推定する際の上限值を与えることになるであろう。そこで10MV X線による光中性子の発生はすべて直接過程によると仮定してエネルギースペクトルを計算した。今光子エネルギーが $E + \Delta E$ と E の間にある時、放出される光中性子数 $\Delta Y(E)$ は(3)式を微分することにより得られる。またこの時の光中性子の運動エネルギーは次式により与えられる。

$$E_n = E - B_n \dots \dots \dots (4)$$

ここで、 E_n : 光中性子の運動エネルギー、 E : 光子エネルギー、 B_n : 中性子の結合エネルギーである。

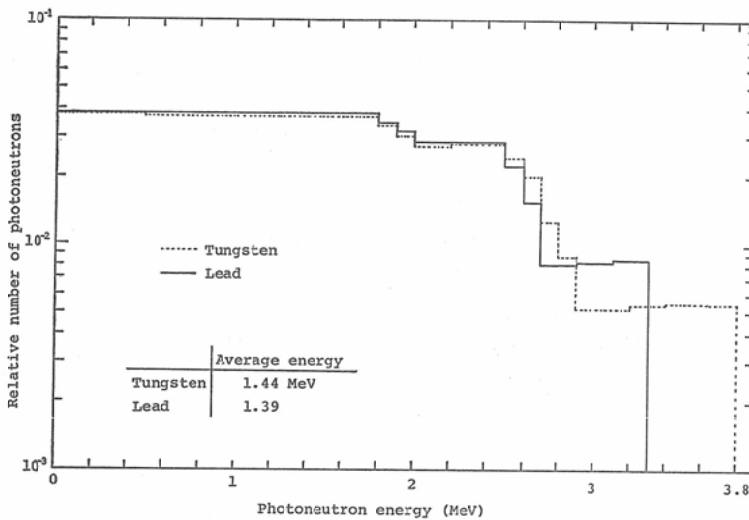


Fig. 8 Primary photoneutron spectra calculated assuming that photoneutron production results from direct process of 10MV x rays. For each curve, the relative number of neutrons per 0.1-MeV interval has been normalized to unity.

なお鉛およびタングステンの各同位体 A_ZX の中性子の結合エネルギー B_n は次式より求めた。

$$B_n = [M_A - (M_{A-1} + M_n)] \times 931.478 (\text{MeV}) \quad \dots (5)$$

ここで M_A , M_{A-1} はそれぞれ同位体 A_ZX , ${}^{A-1}_ZX$ の質量, また M_n は中性子の質量である。このようにして各同位体について求められた光中性子のスペクトルを各同位体の天然存在比を考慮して加え合わせるにより鉛およびタングステンのそれぞれのスペクトルを得た。鉛およびタングステンの厚さが 1cm の場合についての計算結果を Fig. 8 に示す。なおスペクトル全体を 1 に規格化して示してある。スペクトルの平均エネルギーおよびフルエンス—線量当量変換係数は鉛についてはそれぞれ, 1.39MeV, $0.11 \text{ mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($1.1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$), またタングステンについては 1.44MeV, $0.11 \text{ mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($1.1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$) であったが, 放射線防護の立場からは両者の差は無視できる。なお鉛およびタングステンの厚さが 5cm の場合も 1cm の場合とほとんど等しい結果が得られた。

3. 2. 2. 線量当量の計算方法

各点の中性子線量当量を計算するには光中性子のスペクトルの他, ヘッド内部の遮蔽体の材質, 形状, 厚さ, さらに各種遮蔽体に対する種々の中性子線エネルギーについての透過率曲線ならびに散乱比のデータ等が必要である。しかしヘッド内部の構造は複雑で不明な部分が多く存在するので, 本研究では X 線の利用線錐方向以外の遮蔽体 (鉛, 鉄, その他) の厚さは鉛等価厚 12cm と仮定した。また主コリメータおよび絞りに関する中性子源についてはそれぞれ自身による減弱を考慮した。さらにヘッド近傍での測定点については各中性子源はそれぞれ点線源とみなし, 一方迷路等の遠くはなれた点に対しては自己の減弱を考慮に入れた各線源の和がターゲットのみから放出されるとみなした。また光中性子は等方的に放出されるものとし, 主コリメータ, フラットニングフィルタおよび絞りの想定した点線源位置は Fig. 7 の結果をもとに光中性子が発生する平均の深さを求め, それぞれの表面から 1.5cm の中心軸上とした。

なお LMR-15 の場合主コリメータはタングステンであるが, タングステンに対する中性子線の減

弱データは見当たらない。しかし原子核の性質がタングステンによく似ているとされる Ta の巨視的断面積は厚さ 1cm 当りでは中性子エネルギーが 1~2MeV の範囲で鉛の約 2 倍である³⁹⁾。そこでタングステン 1cm は鉛 2cm に相当すると仮定した。次に遮蔽計算での中性子エネルギーはスペクトルの平均エネルギーとし、中性子線の鉛およびコンクリートに対する減弱は丸山ら⁴¹⁾のデータを内挿して使用した。鉛に対して使用した透過率を Fig. 9 に示す。またコンクリートに対する散乱比は NCRP 51³⁹⁾から引用し、垂直入射の場合は 0.13/m²、その他の場合は 0.07/m² とした。即ち中性子線のエネルギーを考慮せずにそれぞれの場合の最大の散乱比を用いた。

治療室内の線量当量の計算は漏洩中性子線による直接の寄与と床、天井および壁からの散乱線の寄与をそれぞれ考慮した。

一方迷路内各点の線量当量の計算では、漏洩中性子線のコンクリート透過率は 1 次光中性子の平均エネルギーを使用して計算した。また散乱線による線量当量はヘッドからの漏洩中性子線が壁、

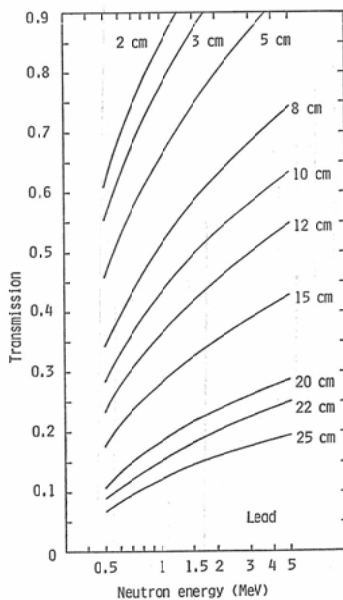


Fig. 9 Transmission of neutrons through lead under broad-beam conditions which was obtained from data given by Maruyama et al.

床、天井等から 2 回散乱される迄を考慮し、散乱比はいずれも 0.07/m² とした。なお入口扉の外側の場合は扉による減弱を無視した。

3. 2. 3. 線量当量の計算結果

LMR-15 および LMR-13 の各点についての計算結果をそれぞれ Table 5 および 6 に示す。中性

Table 5 Neutron dose equivalent rates calculated for four combinations of target and filter materials at various locations for the Toshiba LMR-15 linac. Lower columns of each location represent dose equivalent ratios.

Location	Neutron dose equivalent rate (mrem/h) (Target, Filter)			
	(W, Pb)	(W, Cu)	(Cu, Pb)	(Cu, Cu)
A	2946 1.000	2648 0.899	1303 0.442	1005 0.341
B	4953 1.000	4710 0.951	1640 0.331	1279 0.258
C	5942 1.000	5683 0.956	2509 0.422	2237 0.377
D	4929 1.000	4688 0.951	1632 0.331	1273 0.258
E	487 1.000	452 0.927	154 0.315	118 0.241
F	70.7 1.000	65.5 0.926	22.3 0.315	17.1 0.242
G	13.9 1.000	12.9 0.928	4.4 0.317	3.3 0.237
H	9.1 1.000	8.4 0.923	2.9 0.319	2.2 0.242

X-ray output: 300rad/min (3 Gy/min) at 1 m

Table 6 Calculated neutron dose equivalent rates at various locations for the Toshiba LMR-13 linac

Location	Field (cm ²)	Neutron dose equivalent rate (mrem/h)
M	0 × 0	1742
	20 × 20	6500
N	0 × 0	653
O	0 × 0	1620
P	0 × 0	600
	20 × 20	603
Q	0 × 0	229
R	0 × 0	64
	20 × 20	69
S	0 × 0	14.0
T	0 × 0	3.7

X-ray output: 300rad/min (3 Gy/min) at 1 m

子線量当量率はターゲットから 1m における X 線出力が 300rad/min (3Gy/min) の時の値で示してある。Table 5 はすべて照射野が $0 \times 0 \text{cm}^2$ の場合のもので、フィルタが銅の場合は 2. 3. 1. 1. の項と同じ理由で補正した値である。これらの計算値と Table 1 および 2 に示した実測値と比較すると、両者はほぼ同じ傾向を示しているがその絶対値は計算値の方が約 2 倍大きい値となっている。この結果より 1 次光中性子の平均エネルギーは上限値と推定した 1.4MeV よりかなり低いと推定される。

一方 M 点における照射野 $20 \times 20 \text{cm}^2$ の場合の X 線出力 (rad または Gy) に対する中性子線量当量 (rem または Sv) の割合は 0.036% で、CR-39 による実測値の場合の 0.016% より 2 倍以上大きい。

次に A, B, C, D 各点における中性子線量当量への各中性子源からの寄与の割合は Table 2

の中段に示す。上段の実測値からの推定値と計算値とは比較的良く一致している。各点ともターゲットからの寄与が大半を占めていることが明らかに認められる。

4. 1 次光中性子の平均エネルギーについての検討と中性子線量当量

10MV X 線による光中性子の平均エネルギーの上限値として推定した 1.4MeV は計算値の線量当量率が実測値の約 2 倍の値を示したことより真の平均エネルギーよりかなり安全側であると推察される。そこで計算値が可及的に実測値に近づく光中性子の平均エネルギーを試行錯誤的に検討した。

1 次光中性子のエネルギースペクトルは光子エネルギーが入射する物質の光核反応断面積の巨大共鳴ピークより十分大きければ、核分裂中性子のエネルギースペクトルによく似たスペクトルになり、次式で記述されることが知られている³⁹⁾。

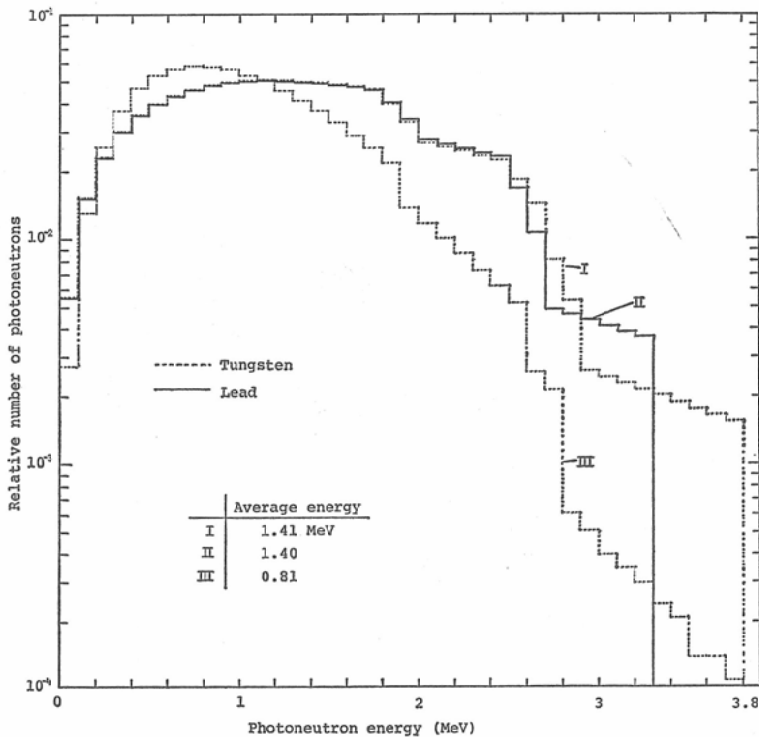


Fig. 10 Photoneutron spectra calculated assuming that photoneutron production results from evaporation and direct processes

$$dN(E)/dE = BEe^{-E/B} \dots \dots \dots (6)$$

ここでBは定数である。

しかし10MV X線の場合光子エネルギーはタングステンおよび鉛の光核反応断面積の巨大共鳴ピークより小さいため(6)式をそのまま適用すれば、真のエネルギースペクトルより上限値に近いものとなろう。今各同位体から放出される光中性子の最大エネルギーは直接過程により得られた最大エネルギーに等しいものとして(6)式をエネルギーEについて積分し、さらに全体が1になるよ

う規格化すれば定数Bが求められる。このようにしてタングステンおよび鉛の各々の同位体について計算し、かつ各同位体の天然存在比を考慮して求めた結果を Fig. 10 の I, II として示す。この場合のタングステンおよび鉛からの光中性子の平均エネルギーはそれぞれ1.41MeV, 1.40MeV で 3. 2. 1. 項で推定した上限値とほぼ等しい結果が得られた。一方(6)式の(-E/B)の項を(-E/B')と変形してB'に種々の値を代入して、同様な方法でタングステンについてのスペクトルを

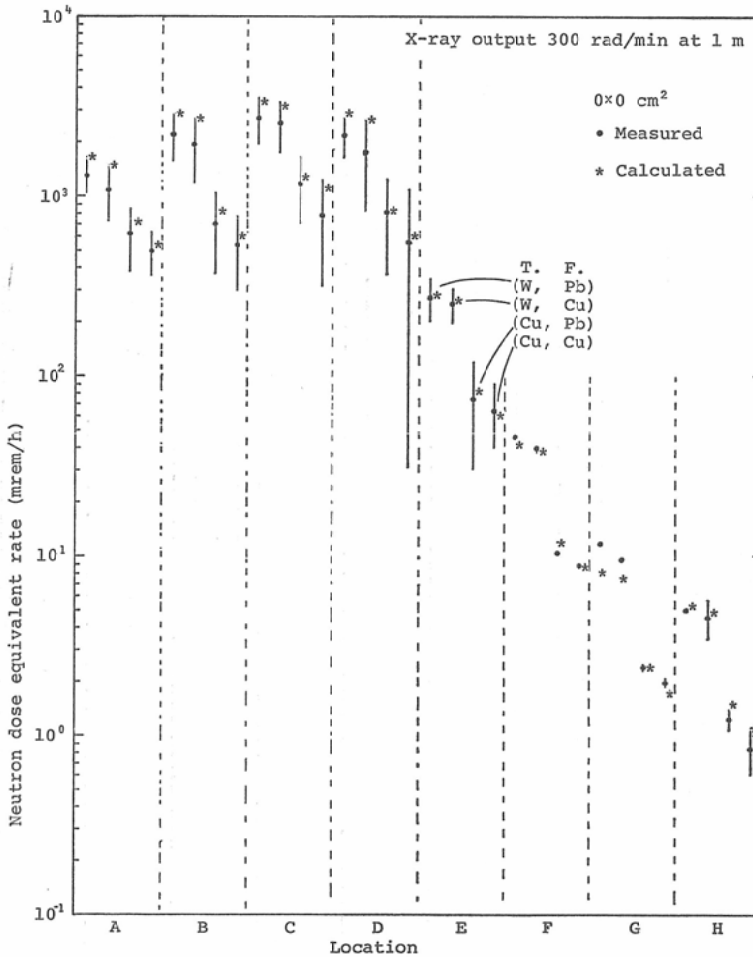


Fig. 11 Calculated and measured neutron dose equivalent rates at various locations for the Toshiba LMR-15 linac. The calculated values were obtained on the basis of the assumption that average neutron energy is 0.8MeV. Each location has each value for four combinations of target and filter materials.

計算してその平均エネルギーおよびフルエンス—線量当量変換係数を求めた。次いでこれらのデータを基に LMR-15ならびに LMR-13 の場合の各測定点について線量当量率を計算し実測値と比較した。 $B'=0.4$ としたタングステンの場合のスペクトルを Fig. 10 の III として示す。この場合の平均エネルギーは 0.81MeV 、またフルエンス—線量当量変換係数は $0.08\text{mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($0.8\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$) で各測定点について計算した中性子線量当量率を Fig. 11 および 12 に示す。 Fig. 11 は各点について、かっこ内に示

すターゲットおよびフィルタの組合せの結果を示してある。これらの結果から明らかなように平均エネルギー 0.8MeV として計算した値は LMR-15 および LMR-13 の各点での実測値と $\pm 20\%$ 以内で一致した。また LMR-15 の場合の A, B, C, D 各点における中性子線量当量への各中性子源からの寄与の割合を Table 2 の下段に示したが実測値とよく対応している。

5. 考 察

5. 1. 光中性子線用測定器

光中性子の測定に際し最も重要なものの 1 つに

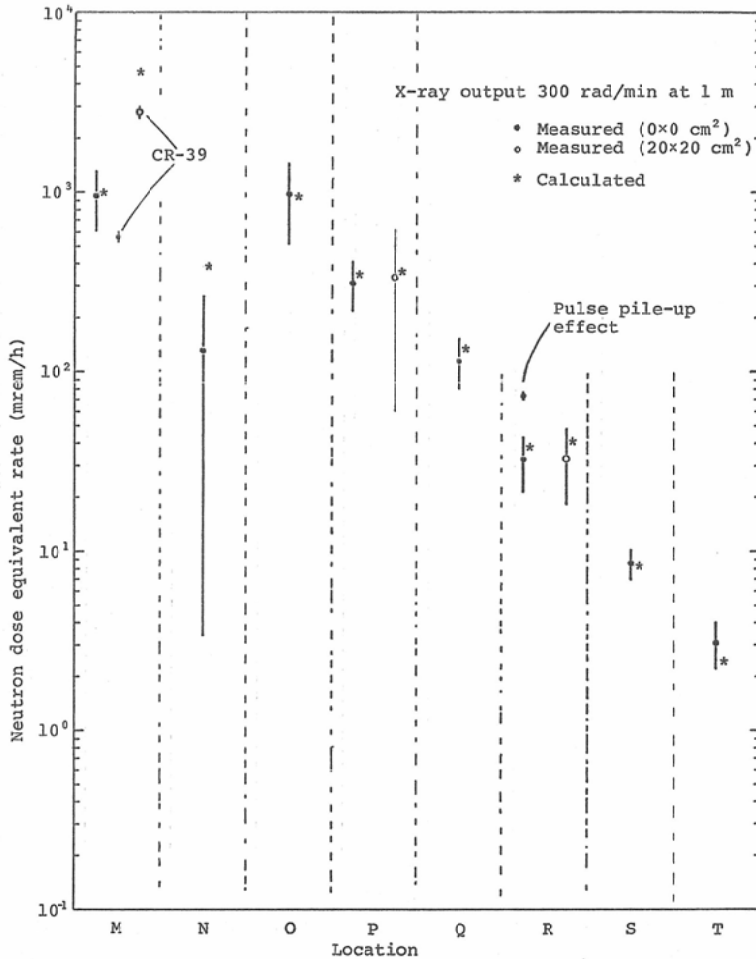


Fig. 12 Calculated and measured neutron dose equivalent rates at various locations for the Toshiba LMR-13 linac. The calculated values were obtained using the value of the same average neutron energy as Fig. 11.

使用する測定器が挙げられる。Wilenzick ら⁹⁾は silicon diode と fission track detector を用いたが、fission track detector は 7MeV 以上の光子に対して光核分裂をおこし、また silicon diode は X線および電子に感じるため光中性子の測定には不適當であると McCall⁴²⁾ ら、Price¹⁴⁾ ら、Laughlin ら²²⁾が指摘している。

中性子フルエンスの測定には大部分の研究者は Au, In, Al 等のフォイルの放射化法を採用しているが、フォイル自身ならびに減速材使用の場合は減速材による光中性子の寄与を考慮する必要がある。このように検出器の光子感度の特性を十分吟味する必要がある。

一方中性子線量当量の測定には一般に中性子レムメータが広く使用されているが McGinley ら⁹⁾ および尾内²¹⁾が指摘しているようにこれらの検出器は pulse pile-up 効果の影響を受けるので、加速器を用いた X線治療室内での使用は不適當である。LMR-13の R点において Laboratorium Prof. Dr. Berthord 社製レムメータを使用して測定した結果は Fig. 12に示す通り、PEP 製全球型線量当量計の測定値より 2倍以上高値で明らかに pulse pile-up 効果の影響が認められる。本研究で使用した 3種類の中性子レムメータはいずれも治療室内で著明な pulse pile-up 効果を認めた。したがって中性子レムメータの使用は迷路および入口扉の近傍等パルス X線の影響を無視しうる場所に限定される。そこで治療室内の中性子線量当量測定には X線パルスの繰返し周波数に依存しない PEP 製全球型線量当量計を使用した。この線量計は測定誤差が比較的大きくなるが、中性子線量と X線線量がそれぞれ同時に得られ、しかも中性子エネルギーにほとんど依存しないという特徴を有している⁴³⁾。したがって中性子のエネルギースペクトルが不明でしかも X, γ 線との混在場での測定には最適な線量計の 1つであるといえよう。しかし X線量が中性子線量より極端に大きい照射野内ではこの線量計は使用できない。そのような場の測定には本研究では CR-39を用いた。CR-39は X, γ および β 線に感じず、一方プロトンを検

出しうるため中性子に対する感度が従来用いられてきた硝酸セルロースやポリカーボネイトなどよりはるかに高く、日常の X線の治療線量 [200~300rad (2~3Gy)] で発生する中性子に対しても十分なレスポンスが得られた。

また飛跡を形成しうる中性子のエネルギーしきい値は約 0.14MeV でしかも中性子のエネルギーに対するレスポンスは 3MeV 以下ではほぼ平坦である³²⁾。したがって 1MeV 以下の中性子が大部分を占めると推察される 10MV X線による光中性子の測定には非常に有望視されるが、測定結果は照射野 20×20cm² では平均エネルギー 0.8 MeV とした計算値より約 40%、また 0×0cm² では計算値および全球型線量当量計の結果より約 40%それぞれ小さい値であった。この問題については校正方法を含めて今後検討する必要がある。

一方 Sohrabi ら²⁰⁾はポリカーボネイトを用いた結果を報告しているが、この検出器の飛跡を形成しうる中性子のエネルギーしきい値は約 1MeV であるので⁴⁴⁾、10MV X線の場合には不適當な検出器である。

5. 2. 中性子源および光中性子発生数

本研究ではターゲット、主コリメータ、フラットニングフィルタおよび絞りをヘッド内の主要な中性子源と仮定して光中性子発生数を計算し、これらを基に各測定点での線量当量率を求めたが Fig. 11 および 12に示す通り実測値とよく一致した。また LMR-15の A, B, C, D各点における想定した各中性子源からの線量当量率の割合においても Table 2 の如く計算値と実測値は比較的良好な対応を示している。これらの結果から中性子源およびその場所での光中性子発生数の計算値は十分信頼できるものと推察される。なお LMR-15のターゲットの光中性子発生数が LMR-13のターゲットより約 45%大きいのはターゲットの台座の寄与を考慮したためで、装置によってはこの影響を無視できない。10MV X線によるターゲットからの光中性子発生数についての報告は^{34)~37)39)} Table 7 に示す通りであるが、台座の影響の少ない LMR-13の計算値は NCRP 51³⁹⁾の勧告値と良

Table 7 Comparison of calculated or measured photoneutron yields in thick targets

	X-ray energy	Target material	Neutron yield ($\text{ns}^{-1}\mu\text{A}^{-1}$)
Barber and George (1959)	10.2 MV	Ta (6.30 gcm^{-2})	$5.0 \times 10^{8*}$
Seltzer and Berger (1973)	10	Ta (6.30 gcm^{-2})	4.4×10^7
	10	W (6.76 gcm^{-2})	5.0×10^7
NCRP 51 (1977)	10	Ta (6.30 gcm^{-2})	2.0×10^8
Swanson (1978)	10	W (67.6 gcm^{-2})	5.7×10^8
Present work	10	W (6.76 gcm^{-2})	1.9×10^8

* Measured

く一致している。ターゲット以外の中性子源についての報告は Fox らおよび McCall らの報告があるが、10MV X線については見当たらない。Fox ら¹¹⁾は 23MV X線について Al フォイルを用いて中性子フルエンスを測定し、全体の約15%がフラットニングフィルタから放出され、大部分はターゲットおよびその近傍から放出されると報告している。

また McCall ら²³⁾は 25MV X線についてターゲット、主コリメータおよびフラットニングフィルタを中性子源としてその発生量を計算し、これらの中性子源の材質がすべてタングステンの場合、全体に対する割合をそれぞれ38, 48, 14%と報告している。これらの結果はX線エネルギーならびにコリメータおよびフィルタの形状、材質、厚さ等が本研究での場合と異なるため直接比較できないが、ほぼ一致した傾向は認められる。即ちターゲットおよび主コリメータが W, Pt, Au, Pb

等であれば全体の中性子発生量の約80%はこれらから放出されるとみなせる。

一方照射野内を含めた治療室内外各点の中性子フルエンスの測定結果は多くの研究者により報告されているが、10MV X線については McGinley ら⁹⁾²⁵⁾, Deye ら¹⁰⁾, McCall ら²³⁾, Tochilin ら²⁸⁾の報告がある。これらはすべてターゲットが銅の Clinac-18 で得られたもので、測定結果はX線の rad 当りの中性子フルエンスとして表現されている。そこでフルエンス—線量当量変換係数に本研究で得た $0.8 \text{ mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($0.8 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$) を使用して各報告データをX線出力が 300rad/min (3Gy/min) の場合の線量当量に変換し、また本研究での計算値とこれらの報告データを比較するため LMR-13のターゲットを銅とみなして計算した結果を Table 8 に示す。照射野内の中性子フルエンスについては、McGinley らは最初速中性子については $1.06 \times 10^4 \text{ n/rad}$ と報

Table 8 Comparison of calculated values based on a assumption that target material of the Toshiba LMR-13 linac is copper with reported data on Clinac-18

Investigators	Total neutron fluence per x-ray rad ($\text{ncm}^{-2}/\text{rad}$)	Neutron dose equivalent rate (mrem/h)***	Present work (mrem/h)	Location
McGinley, et al. (1976)	1.128×10^4 ($1.06 \times 10^{4*} + 6.8 \times 10^{2**}$)	4512	2151	In beam
McGinley and Sohrabi (1979)	6.18×10^3 ($5.5 \times 10^{3*} + 6.8 \times 10^{2**}$)	2472	2151	In beam
McCall and Swanson (1979)	3.34×10^3	1837	2151	In beam
Deye and Young (1977)	4.1×10^3	1640	400	1 m outside beam
Tochilin and LaRiviere (1979)	2.0×10^3	800	753	On one meter arc

* Fast-neutron fluence

** Slow-neutron fluence

*** Conversion factor used is $0.08 \text{ (mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s)}$ obtained in this study.

告したが⁹⁾、これは本研究による計算結果より約2倍大きい。しかし最近になって別の中性子測定システムを使用して $5.5 \times 10^3 \text{n/rad}$ と修正した結果を報告している²⁵⁾。これは本研究による計算値とよく一致している。また McCall ら²³⁾の結果とも約20%以内の相違で一致した。

一方照射野外の漏洩中性子線についてみると、Tochilinら²⁷⁾の結果とは良く一致しているが Deye ら⁹⁾の結果とはかなりのひらきがある。Deye らの測定点のターゲットからの位置は LMR-13 のO点にはほぼ相当するが、O点の測定値 982mrem/h (9.82mSv/h) よりなお大きい。この場合平均エネルギー 0.8MeV の変換係数を用いたが、中性子線が鉛の遮蔽体を通ることにより減速されるため、変換係数はより小さくなる。しかしそれを考慮しても Deye らのデータとは一致しない。この相違については明らかでないが、McGinley らの最初の報告と同様に Deye らの使用した測定器のエネルギー依存性に原因があるかもしれない。以上の考察から本研究で得られた結果は Deye らのデータを除く他の報告データと極めてよく一致しているといえよう。

5. 3. 1次光中性子スペクトル

1次光中性子のエネルギースペクトルについては不明な点があるため本研究では10MV X線により発生される光中性子がすべて直接過程によると仮定してエネルギースペクトルを求め、そのデータを基に中性子線量当量率を求めた。これらの計算値は実測値の約2倍大きい値となったが、これは通常の遮蔽計算の安全係数を見込んだ値に相当する。したがって10MV X線の場合の遮蔽計算にはこの結果を適用すれば十分であろう。この計算方法はさらにX線エネルギーが高い場合には過大評価になるが、4項の(6)式を用いた計算方法は医療用加速器のどのX線エネルギーに対しても有効であろう。即ち光中性子のエネルギースペクトルはX線エネルギーにほとんど依存せず約1MeVでピークとなり核分裂中性子のスペクトルによく似た形になる。したがって15MV以上のX線では²⁵²Cfで代用してもよいであろう。

一方1次光中性子の平均エネルギーを 0.8MeV とした時の各点の中性子線量当量率の計算値は実測値とよく一致した。この場合のエネルギースペクトルは Fox ら¹¹⁾が実測値を基に内挿して求めた16~23MV X線についての光中性子スペクトルと比較的良好に対応していると類推される。また10MV X線による光中性子の平均エネルギーについて Sohrabi ら²⁰⁾が 0.5MeV 、Tochilin ら²⁸⁾が 0.73MeV と報告している。これらの結果から1次光中性子の真の平均エネルギーは 0.8MeV 前後と推定される。

5. 4. 遮蔽計算法

中性子線量当量の計算で種々のエネルギーの中性子に対する遮蔽体の透過率は丸山⁴¹⁾らのデータを内挿することにより求めたが、各測定点での計算値は実測値とよく一致するかまたはほぼ同じ傾向を示した。このことは光中性子の遮蔽計算に丸山らのデータが使用できることを示している。

またコンクリートに対する中性子線の散乱比はNCRP 51⁴⁹⁾のデータを使用した。丸山らのデータを使用すればより安全側となる。その他実際の遮蔽計算に際して問題となるのは加速器ヘッド内部の遮蔽体の材質、形状、幾何学的位置関係等がかならずしも明らかでない点である。一方これらが明らかにされた場合でも種々の材質の遮蔽体について忠実に遮蔽計算することは実用的ではない。本研究ではX線の利用線方向以外の中性子線に対する遮蔽体の実効的な厚さを鉛等価厚12cmと仮定したが、ほぼ妥当な数値と推察される。

5. 5. 防護対策

まず第1に検討すべきことは治療患者の中性子線による被曝線量の評価である。照射野 $20 \times 20 \text{cm}^2$ 、X線出力 300rad/min (3Gy/min)の時の中性子線量当量率はCR-39では 2.8rem/h (28mSv/h)、平均エネルギー 0.8MeV とて計算した値は 4.7rem/h (47mSv/h)であったが、計算値は他の各測定点の実測値と良く一致していることから計算値の方がより信頼できると推察される上、より安全側である。この場合X線出力 (rad または Gy)

当りの中性子線量当量 (rem または Sv) の割合は0.026%にすぎない。またより高いX線エネルギーについては尾内²¹⁾, Swanson²⁹⁾ が各々同様な計算方法ならびに種々の報告データから患者被曝の上限値を推定している。これらによると25MV以上のX線では中性子線量当量はほぼ一定となり、X線出力との割合は約0.9%である。したがって現在の中性子に対する実効線質係数が有効である限り患者に対する影響は無視しうるものと思われる。

一方我国では従来35MV以下のX線装置については中性子の遮蔽を考慮する必要がないとしていたため、施設によっては管理区域境界付近の線量率が許容線量率をこえる恐れは十分ありうる。特に迷路が短い場合その可能性は高い。本研究でも迷路の短い LMR-15 の照射室の扉付近では4mrem/h (40 μ Sv/h) をこえている。そこで既設のもので医療法の許容線量率をこえている場合、早急に対策を講じる必要がある。この場合遮蔽扉またはその近傍に中性子線を防護する遮蔽体を付加する方法、あるいは本研究で行ったようにターゲットおよびフラットニングフィルタを(γ , n)反応のエネルギーしきい値の高い他の材質で置きかえる方法等があろう。10MV X線の場合、ターゲットを銅で置きかえると本研究から明らかなように中性子線量当量率を通常の場合の30%以下に減少させることができる。したがって安全係数を2としてX線の遮蔽設計した施設ではこの方法のみで許容線量率以下にすることが可能であり、扉またはその近傍にパラフィンその他の遮蔽体を付加する方法より優れている。

しかしそうすることが不可能な場合や、10MVをこえるX線装置に対しては遮蔽扉にパラフィンその他の遮蔽体を付加する必要がある。Tochilinら²⁸⁾は15MVおよび19MV X線による漏洩中性子線に対して入口扉に必要なポリエチレンの厚さを求める方法として次の実験式を報告している。

$$I/I_0 = 10^{-t/5.08} \dots \dots \dots (7)$$

ここで I_0 , I はポリエチレンに入射する前と透過後の中性子線量当量率, t はポリエチレンの厚

さ (cm) である。

この実験式は丸山らの0.5MeVの単色中性子線のパラフィンに対する透過率曲線²¹⁾よりやや低めの曲線となる。これによれば5cmのポリエチレンを付加すると中性子線量当量率は1/10に減少することになる。

迷路における中性子線のエネルギーはかなり低くなっていると推察されるため、上記の結果は妥当なもののみならずとみることができるかもしれない。

しかし中性子線は床、天井、壁等がコンクリートの場合には容易に散乱されて漏洩してくるので、思わぬ結果を引起すこともあり³¹⁾、一概に断定できない。この点については更に検討が必要であらう。

今後の対策としては電子加速器から放出される光中性子の発生数を減少させることに重点をおくべきである。即ち中性子源のうち、他の材質で置換することが可能なターゲットおよびフラットニングフィルタは(γ , n)反応のエネルギーしきい値が高いしかも光核反応断面積の小さい材質に換える必要があろう。これらの材質については今後検討していくべき課題である。一方X線のエネルギーも臨床的に特別な理由がない限りむやみに高くすべきではない。この意味からもX線エネルギーと治療効果の関係は明らかにする必要があろう。

6. 総括ならびに結語

10MV Linac X線により発生される光中性子の発生源およびその場所での光中性子発生数ならびに1次光中性子のエネルギースペクトルを明らかにし、かつ光中性子線の患者および作業従事者への影響を検討する目的で種々の測定と理論的計算を行い次の結論を得た。

1. 加速器を用いたX線治療室内での中性子線量当量の測定には直径30cmのPEP製全球型線量当量計が有用である。市販の3種類の中性子レムメータは治療室内では著明なpulse pile-up効果の影響をうけるので、その使用は迷路および入口扉の近傍に限定される。

2. LMR-15およびLMR-13のヘッド内の主要

な中性子源はターゲット (LMR-15ではその台座を含む)、主コリメータ、ビームフラットニングフィルタおよび絞りとみなされ、また各中性子源での光中性子発生数の全体に対する割合は LMR-15では、それぞれ 50.5, 39.2, 5.5, 4.8%, LMR-13では 42.9, 44.3, 6.2, 6.6%と推定された。

3. ターゲットの台座の影響が少ない LMR-13の場合のターゲットからの光中性子発生数は $1.9 \times 10^8 \text{ n} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \mu\text{A}^{-1}$ で NCRP 51の勧告値とよく一致した。

4. ターゲットから 80cm の 4カ所の測定点について LMR-15の各種中性子源からの線量当量率の割合を検討した結果、実測値と計算値は良く対応していることが判った。各点ともターゲットからの寄与が 50%以上を占めた。

5. タングステンおよび鉛から放出される 1次光中性子の平均エネルギーおよびフルエンス—線量当量変換係数の上限値はそれぞれ 1.4 MeV , $0.11 \text{ mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($1.1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$) と推定され、これらは光中性子線の遮蔽計算に適用できる。

6. 1次光中性子の平均エネルギーとフルエンス—線量当量変換係数をそれぞれ 0.8 MeV , $0.08 \text{ mrem} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$ ($0.8 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{n}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}$) とした場合の治療室内外各点の中性子線量当量率の計算値は実測値と $\pm 20\%$ 以内で一致した。

7. 他の研究者による Clinac-18の照射野内外の中性子フルエンスの測定データと LMR-13のターゲットを銅と仮定した計算値とは良く一致した。

8. LMR-13の照射野内の中性子線量当量 (rem または Sv) の X線出力 (rad または Gy) に対する割合は 0.026% と推定され、患者への影響は無視しうると推察される。

9. 光中性子線の遮蔽計算における遮蔽体の透過率およびコンクリートの散乱比は丸山らおよび NCRP 51のデータが適用できる。

10. LMR-15のターゲットとフラットニングフ

ィルタが銅の場合、照射室内外各点の中性子線量当量は通常の場合の 40% 以下 ($38\sim 16\%$)に減少した。

11. 既存の施設で管理区域境界付近の線量率が中性子線の影響で許容線量率をこえている恐れは十分ある。この場合安全係数を 2 として X線の遮蔽設計した施設ではターゲットを銅製のものに交換するのみで中性子と X線の和を許容線量率以下にすることが可能であろう。

稿の終りに臨み、御懇篤な御指導と御校閲を賜った癌研究会癌研究所物理部尾内能夫部長ならびに東京女子医科大学放射線医学教室 田崎英生主任教授に深甚なる謝意を表します。また本研究に際し、有益な御教示および多大な御協力を戴いた都丸禎三、入船寅二両研究員ならびに種々の実験に御協力戴いた放射線治療部 (和久井聖技師長)、東京芝浦電気株式会社那須工場および東芝メディカル株式会社関係各位に深く感謝します。

なお本論文の要旨は日本医学放射線学会第36回物理部会 (1978)、第38回総会 (1979)、第39回物理部会 (1980) および第40回物理部会 (1980) においてそれぞれ発表した。

文 献

- 1) Laughlin, J.S.: Considerations in the use of a 23-MeV medical betatron. *Nucleonics*, 8(4): 5—16, 1951
- 2) Ernst, W. and Ovidia, J.: Contaminant dose from incident neutrons associated with 22.5-MeV x-rays from a betatron. *Radiology*, 66: 105—106, 1956
- 3) Pohlitz, W.: Die Messung der Neutronenstreuung an einem 35 MeV-Betatron. *Strahlentherapie*, 113: 469—474, 1960
- 4) Frost, D. and Michel, L.: Über die zusätzliche Dosiskomponente durch Neutronen bei der Therapie mit schnellen Elektronen sowie mit ultraharten Roentgenstrahlen. *Strahlentherapie*, 124: 321—350, 1964
- 5) Lofgren, K. and Spring, E.: Neutron radiation produced by the 32 MeV roentgen beam of a medical betatron. *Acta Radiol.*, 9: 247—256, 1970
- 6) Kehrer, M.L. and Robinson, J.E.: A simple technique for making neutron measurement. *Int. J. Appl. Radiat. Isotopes*, 23: 141—142, 1972

- 7) Axton, E.J. and Bardell, A.G.: Neutron production from electron accelerators used for medical purposes. *Phys. Med. Biol.*, 17: 293—298, 1972
- 8) Wilenzick, R.M., Almond, P.R., Oliver, G.D. and de Almeida, C.E.: Measurement of fast neutrons produced by high-energy x-ray beams of medical electron accelerators. *Phys. Med. Biol.*, 18: 396—408, 1973
- 9) McGinley, P.H., Wood, M., Mills, M. and Rodriguez, R.: Dose levels due to neutrons in the vicinity of high-energy medical accelerators. *Med. Phys.*, 3: 397—402, 1976
- 10) Deye, J.A. and Young, F.C.: Neutron production from a 10 MV medical linac. *Phys. Med. Biol.*, 22: 90—94, 1977
- 11) Fox, J.G. and McAllister, J.D.: Fast neutron from a 25-MeV betatron. *Med. Phys.*, 4: 387—396, 1977
- 12) Strandén, E.: Neutron doses to patients in high energy x-ray therapy. *Phys. Med. Biol.*, 22: 1011—1013, 1977
- 13) Gur, D., Rosen, J.C., Bukovitz, A.G. and Gill, A.W.: Fast and slow neutrons in an 18-MV photon beam from a Philips SL/75-20 linear accelerator. *Med. Phys.*, 5: 221—222, 1978
- 14) Price, K.W., Nath, R. and Holeman, G.R.: Fast and thermal neutron profiles for a 25-MV x-ray beam. *Med. Phys.*, 5: 285—289, 1978
- 15) Lane, R.G., Paliwal, B.R. and Tolbert, D.D.: Leakage radiation characteristics of an 18 MeV clinical linear accelerator. *Health Phys.*, 35: 485—489, 1978
- 16) Schulz, R.J.: Argon/propane ionization-chamber dosimetry for mixed x-ray/neutron fields. *Med. Phys.*, 5: 525—531, 1978
- 17) Gur, D., Bukovitz, A.G., Rosen, J.C. and Holmes, B.G.: The use of activated aluminium foils for determination of fast neutron contaminations in photon beams. *Phys. Med. Biol.*, 23: 1183—1185, 1978
- 18) Gur, D., Bukovitz, A.G., Rosen, J.C. and Holmes, B.G.: Relative measurements of fast neutron contamination in 18-MV photon beams from two linear accelerators and a betatron. *Med. Phys.*, 6: 140—141, 1979
- 19) 尾内能夫, 都丸禎三, 内田 勲, 丸山隆司, 橋詰雅: 高エネルギー-X線治療室の迷路における散乱線の遮蔽計算法の再検討. *日本医放会誌*, 39: 167—169, 1979
- 20) Sohrabi, M. and Morgan, K.Z.: Neutron dosimetry in high energy x-ray beams of medical accelerators. *Phys. Med. Biol.*, 24: 756—766, 1979
- 21) 尾内能夫: 医用電子加速器周辺の中性子. *理研シンポジウム講演集, 環境中性子の諸問題*, pp. 106—119, 1979
- 22) Laughlin, J.S., Reid, A., Zeitz, L. and Ding, J.: Unwanted neutron contribution to megavoltage x-ray and electron therapy. (In) Heaton, H.T. II and Jacobs, R., ed.: *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*, NBS Special Publication 554. pp. 129—138, 1979, Washington, D.C.
- 23) McCall, R.C. and Swanson, W.P.: Neutron sources and their characteristics. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 75—86, 1979
- 24) Nath, R., Price, K.W. and Holeman, G.R.: Mixed photon-neutron field measurements. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 87—97, 1979
- 25) McGinley, P.H. and Sohrabi, M.: Neutron contamination in the primary beam. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 99—107, 1979
- 26) Axton, E.J. and Bardell, A.G.: Neutron production from electron accelerators used for medical purposes. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 109—123, 1979
- 27) Almond, P.R.: Neutron leakage from current machines. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 129—138, 1979
- 28) Tochilin, E. and LaRiviere, P.D.: Neutron Leakage Characteristics related to room shielding. (In) *Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators*. pp. 145—154, 1979
- 29) Swanson, W.P.: Estimation of the risk in radiation therapy due to unwanted neutrons. *Med. Phys.*, 7: 141—144, 1980
- 30) 医療用加速器使用室遮蔽計算指針委員会: 医療用高エネルギー加速器使用室に対する遮蔽計算指針. *日本医放会誌*, 28: 622—634, 1968
- 31) Onai, Y., Irifune, T., Tomaru, T., Uchida, I., Tsuya, A. and Kaneta, K.: Construction of storage, remote afterloader, and treatment facility for californium-252 medical sources,

- and radiation protection survey. *Nippon Acta Radiol.*, 38: 643—653, 1978
- 32) Wheeler, R.V., Yasubuchi, S. and Sakata, K.: Progress in neutron personal monitoring. 15th Annual Meeting of Japan Health Physics Society, 1980
- 33) Onai, Y., Irifune, T., Tomaru, T. and Uchida, I.: Attenuation curves of ^{252}Cf radiation in slab shields. *Radioisotopes*, 24: 232—234, 1975
- 34) Barber, W.C. and George, W.D.: Neutron yields from targets bombarded by electron. *Phys. Rev.*, 116: 1551—1559, 1959
- 35) Berger, M.J. and Seltzer, S.M.: Bremsstrahlung and photoneutrons from thick tungsten and tantalum targets. *Phys. Rev.*, C2: 621—631, 1970
- 36) Seltzer, S.M. and Berger, M.J.: Photoneutron production in thick targets. *Phys. Rev.*, C7: 858—861, 1973
- 37) Swanson, W.P.: Calculation of neutron yields released by electrons incident on selected materials. *Health Phys.*, 35: 353—367, 1978
- 38) NBS Handbook 97: Shielding for High-Energy Electron Accelerator Installations, National Committee on Radiation Protection and Measurements, Washington, D.C., 1964
- 39) NCRP Report 51: Radiation Protection Design Guidelines for 0.1—100 MeV Particle Accelerator Facilities, National Council on Radiation Protection and Measurements, Washington, D.C., 1977
- 40) Berman, B.L.: Atlas of photoneutron cross sections obtained with monoenergetic photons. *Atom. Data Nucl. Data Tables* 15: 319—390, 1975
- 41) 中性子遮蔽専門委員会：速中性子使用室に対する遮蔽計算指針. *日本医放会誌*, 32: 689—697, 1972
- 42) McCall, R.C. and Jenkins, T.M.: Photon and electron response of silicon-diode neutron detectors. *Med. Phys.*, 5: 37—41, 1978
- 43) 都丸禎三, 尾内能夫, 入船寅二, 内田 勲: TLD ($\text{CaSO}_4: \text{Tm} + ^6\text{Li}$) を用いた中性子線量当量計 (第2報). *日本医放会誌*, 39: 1365, 1979
- 44) Eisen, Y., Karpinowitz, Z., Gavron, A., Tal, A., Itzkin, Y. and Schlesinger, T.: Development of a polycarbonate fast neutron dosimeter and comparison with the conventional emulsion dosimeter. *Health Phys.*, 38: 497—505, 1980