

NEUTRON PRODUCTION IN SOME MEDICAL LINACS AND
PROTECTION AGAINST NEUTRON LEAKAGE FROM THE TREATMENT ROOMS

Sigeatsu Yamaguchi, Hiroyuki Hanada

School of Radiological Technicians, School of Medicine,
Hokkaido University

Kimihiro Igarashi

Department of Radiology, Medical Hospital, School of Medicine,
Hokkaido University

Katsuhiko Abe

Department of Radiology, National Sapporo Hospital

Goro Irie

Department of Radiology, School of Medicine, Hokkaido University

ABSTRACT

Neutron measurements are performed inside and outside the treatment rooms of a Toshiba Medical Linac LMR-15 located at Hokkaido University Medical Hospital and a Mitsubishi Medical Linac ML-15MIB located at National Sapporo Hospital. An iodine activation method with a 11.5 cm ϕ paraffin ball and a 1.0 mm cadmium filter is used for neutron fluence determination. It is estimated that total leakage neutrons are $(1.0 \pm 0.4) \times 10^{12}$ neutrons/Gy-X for Toshiba LMR-15 operating in the 14 MV photon mode and $(4.8 \pm 1.6) \times 10^{11}$ neutrons/Gy-X for Mitsubishi ML-15MIB operating in 10 MV photon mode. In these estimated values, some neutrons scattered in the rooms may be included.

Average energies for leakage neutron from these Linacs are determined with a two paraffin ball method. It is a method which determines a neutron energy with a relative sensitivity ratio to the two Bonner spheres which are equal to a ratio of a thermal neutron fluence in 8" Bonner sphere to that in 5" Bonner sphere. By the method, it is estimated that the average leakage neutron energy is 447 ± 15 keV for Toshiba LMR-15 and 375 ± 25 keV for Mitsubishi ML-15MIB.

A neutron shielding door and a wall with 30 cm thickness water were set at the position between the main room and the maze in the treatment room at Hokkaido University Medical Hospital. Neutron dose equivalent at the entrance to the treatment room was 0.033 mrem/Gy-X before setting the door, but, after setting it, decreases to nearly zero. When the door is fully opened, neutron dose equivalent at the entrance is 0.016 mrem/Gy-X. This is less than original value (0.033 mrem/Gy-X), because the open area at the position of the door is decreased by the shielding wall. From this fact, it is suggested that it is an effective method to minimize the area between the main room and the maze in a treatment room.

1 はじめに

10 MV 以上の X 線発生を目的とする医療用直線加速器では、加速管窓から電子ビームが出た直後にターゲットがあり、そこで発生した X 線束は一次コリメーターでコリメートされ、つづいて線束平坦用フィルターを通過する。その後、モニター電離箱を通過して照射野絞りにより必要なビームサイズにととのえられ放射線治療に使用される。ターゲット、一次コリメーター、線束平坦用フィルター、照射野絞り等の X 線の発生及び X 線束をコントロールする機構は、いずれも高原子番号物質より構成されている（但し、ターゲットに銅を用いた機種もある。）。更に、これらの機構の周辺は利用線束以外の X 線をしやへいするため、照射野絞りを除いて、高原子番号物質よりなるしやへい体に覆われ、照射野絞り以外の構造は、ターゲットを中心とする半径 30～40 cm の範囲に集中しているのが普通である。使用されている材質は、ターゲットではタングステン、白金等であり、その他の構造部分は鉛、タングステンが主材である。これらの材質は (γ , n) 反応のしきいエネルギーが 6～7 MeV であり、従つて 10 MV 以上の X 線を発生させる装置では中性子発生が伴う。これによる中性子線は目的外の放射線であり、加速器からの漏えい量はできるだけ少ないことが望ましいのであるが、現在普及している装置にはその配慮がなされていない。医療用直線加速器からの中性子漏えいをとりあげた測定結果は、外国では主として 1972 年以降いくつかの文献例があるが、国産の装置についてはまだ定量評価がなされていない。しかし、国産の装置についても、その発生中性子量が放射線防護上無視できないものであることを、10 MV 医療用直線加速器を設置した北海道内 3 病院での実測により見出し、発表してきた^{り～6)}。これらの施設で特に問題となつたのは、大きな開口部である迷路を通じての中性子の室外漏えいであつた。このため、加速器本体からの中性子漏えい量と漏えい中性子平均エネルギーの定量評価、治療室内外の中性子フルエンス又は線量当量分布の測定を行う必要が生じた。また、測定の結果治療室からの放射線漏えい量が法的規制を上まわることが判明したので、治療室の機能をそこなうことなく、有効な中性子しやへい対策を行う方法を計画する必要が生じた。ここでは、以上の点について現在までに得られた知見ならび実施した対策とその結果を報告する。

2 医療用直線加速器及び中性子測定法

医療用直線加速器

設置病院	機種	X 線エネルギー	ターゲット	線束平坦用フィルター	照射野絞り
北大病院	Toshiba LMR-15	14 MV, 10 MV	W, 0.86 放射長	鉛	タングステン重合金
国立札幌病院	Mitsubishi ML-15M II B	10 MV	Pt, 0.33 放射長	鉛	鉛 (1 部タングステン)

中性子フルエンス測定法：ヨウ素放射化法（11.5 cmφパラフィン球及び 1.0 mm 厚みカドミウムフィルター併用）⁷⁾

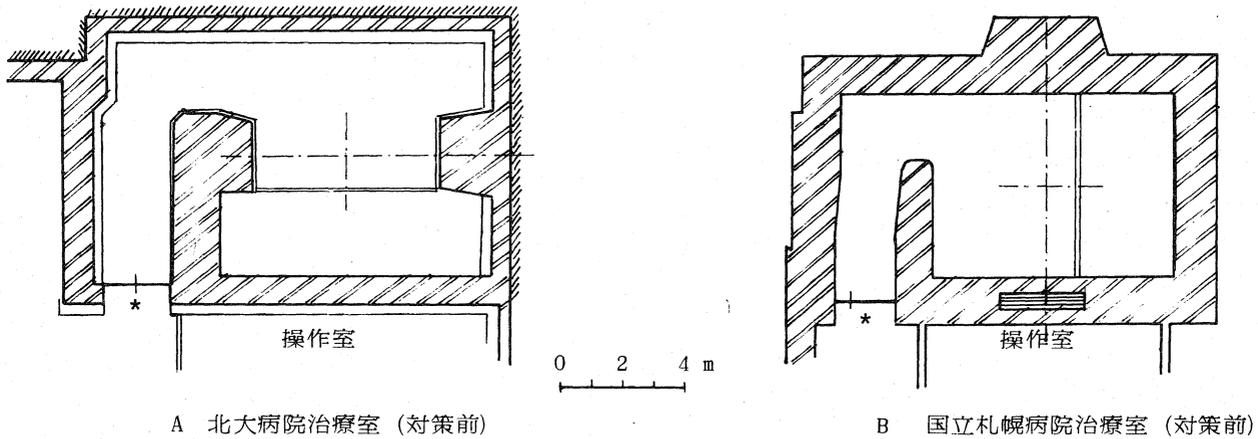
中性子線量当量測定法：レムカウンター（Neutron Dose Rate Meter 2202D, Studsvik 社製）及び実測フルエンスからの計算（平均エネルギー \bar{E} から $E_{\text{eff}} = 0.59 \bar{E}$ により求められる実効エネルギー E_{eff} を用いて、科学技術庁告示第 22 号中の表よりフルエンスレム変換係数を求める）⁸⁾

中性子平均エネルギー測定法：5" 及び 8" Bonner 球中の熱中性子フルエンスを測定し、前者

に対する後者の比の値と等しくなる Bonner 球相対感度比 (ICRU 13, p 17) に該当する中性子エネルギーを求める。実際には 11.5 cmφ と 20cmφ のパラフィン球を使用した。

3 しやへい計算値に対する実測漏えい X 線量値の異常

Fig. 1 A, B に示す施設の「しやへい計算指針」による計算値と電離箱型サーベーターによる実測値を比較したところ、いずれの施設でも入口ドアの位置 (図中* の位置) で実測値 / 計算値の値が異常に大きいことが見出された。その値は Fig. 1 A では、14 MV X 線発



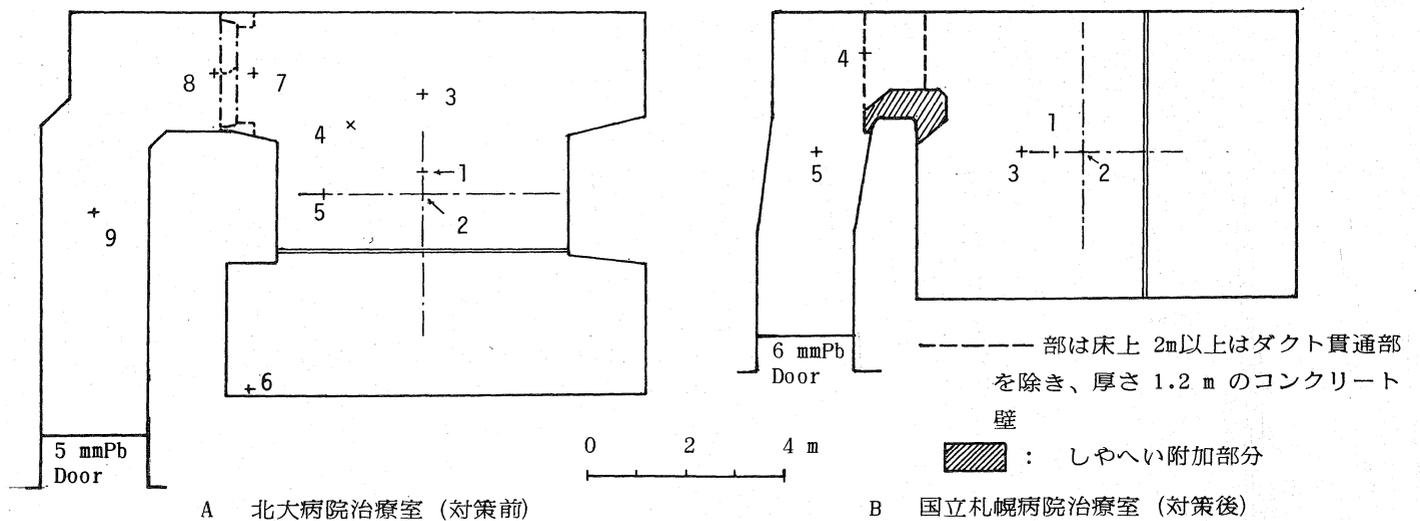
A 北大病院治療室 (対策前)

B 国立札幌病院治療室 (対策前)

Fig. 1 医療用直線加速器使用室の平面図

生時、7.62、B では、10 MV X 線発生時、20であつた。* 印以外の位置では、いずれの施設でも 0.51 をこえないことが確かめられた。しやへい計算では通常安全率が見込まれているはずであり、実測値が計算値を上まわることはないと考えられる。この原因を調査した結果、迷路を通じて漏えいしてくる中性子が入口ドア付近で捕獲されることによる捕獲 γ 線を検出していることがその異常性の原因であると結論された。なお、Fig. 1 B の施設は X 線漏えいを減少させるため Fig. 2 B のように改造された。しかし、その後の測定でも実測値 / 計算値の値は 5.71 である。

4 治療室内中性子フルエンス分布



A 北大病院治療室 (対策前)

B 国立札幌病院治療室 (対策後)

Fig. 2 中性子フルエンス測定位置

は Table 1 治療室内の各測定位置における中性子フルエンスの実測値である。これらの測定値は照射野全閉、照射口鉛直下方向きの条件で得られた。

Fig. 2 中の各測定位置における測定点は以下に示す通りである。

Fig. 2 A : 1, ターゲット下方 2.5 cm の面内でターゲットから 43.3 cm の点。2, アイソセンター (ターゲットから 100 cm)。3~5, アイソセンター面内 (床上高さ 125 cm)。6, ケーブルピット位置。7~9, 床上高さ 130 cm。

Table 1 治療室内中性子フルエンス分布

Φ_{th} : 熱中性子フルエンス

Φ_{epi} : epi-cadmium 中性子フルエンス

単位: $\times 10^7$ neutrons \cdot cm $^{-2}$ / Gy - X

測定位置	北大病院 (14MV)		国立札幌病院 (10MV)	
	Φ_{th}	Φ_{epi}	Φ_{th}	Φ_{epi}
1	0.17	6.7	0.11	1.7
2	0.15	0.89	0.086	0.52
3	0.14	0.47	0.079	0.48
4	0.14	0.46	0.027	0.041
5	0.15	0.49	0.0052	0.0033
6	0.052	0.058		
7	0.10	0.20		
8	0.082	0.14		
9	0.020	0.015		

Fig. 2 B : 1, ターゲット面内ターゲットから 54.6 cm。2, アイソセンター (ターゲットから 100 cm)。3, アイソセンター面内。4, 5, 床上高さ 102 cm。

表中 epi-cadmium 中性子とは中速以上 (カドミウムカットオフエネルギー以上) の中性子を意味する。

5 中性子平均エネルギーと治療室内線量当量分布

実測された中性子フルエンスと中性子平均エネルギーから計算した線量当量を Table 2 に示す。表中にない位置はエネルギーが実測されていないのではぶいてある。なお、ICRU 13 では Bonner球相対感度が 2 種類与えられているので、それぞれの感度曲線から求められた結果を並記してある。

6 加速器からの全中性子漏えい量と漏えい中性子平均エネルギー

中性子の主発生源はターゲットを含むその近辺であることが実測により確かめられたので、中性子はターゲットを中心とする球面上へ等方的に拡がって行くと考えて、各測定点

Table 2 中性子平均エネルギーと線量当量分布

A : From data by Awschalom et al.

B : From data by Bramblett et al.

(ICRU 13, p 17)

施設	測定位置	A		B	
		平均エネルギー (keV)	線量当量 (mrem/Gy - X)	平均エネルギー (keV)	線量当量 (mrem/Gy - X)
北大病院 14 MV	1	432	797	462	840
	2	330	88	375	96
	3	154	27	204	33
	4	103	20	157	27
国立札幌病院 10 MV	1	354	170	398	185
	2	292	47	338	52
	4	47	1.2	89	1.8

で実測された epi-cadmium 中性子フルエンスをその球面上で積分すると Table 3 に示すようになる。表中位置 3~5 の値は、1, 2 の値に対しほぼ 2 倍程度となつている。これは、測定値に占める室内散乱中性子の寄与の割合が大きいためと考えられるので、相対的にその割合が小さいと考えられる後者の値が全中性子漏えい量に近いと考えられる。しかし、ヨウ素放射化学法では 2 倍程度の過大評価も考えられる (それ以上となることはないが) ので Table 3 の値の 1/2 である

こともありうる。そこで、Table 3 の位置 1, 2 の値の平均値を上限として採用し、全中性子漏えい量は、Toshiba LMR-15 (14 MV X 線発生時) (1.0 ± 0.4) $\times 10^{12}$ neutrons/Gy - X、Mitsubishi

ML-15M II B (10 MV X線発生時) $(4.8 \pm 1.6) \times 10^{11}$ neutrons/Gy-X と評価する。一方、漏えい中性子平均エネルギーは、Table 2 に示した位置 1 の値から、前者の機種では 447 ± 15 keV、後者では 376 ± 22 keV と考えられる。

Table 3 中性子フルエンスのターゲットを中心とする球面上での積分

単位： $\times 10^{12}$ neutrons/Gy-X

測定位置	北大病院 (14MV)	国立札幌病院 (10MV)
1	1.6	0.62
2	1.1	0.66
3	2.9	1.2
4	2.9	
5	3.1	

7 治療室入口からの放射線漏えいに対する対策

各施設における対策前後の漏えい放射線量を Table 4 に示す。実施された対策は以下の通りである。

国立札幌病院：漏えい X 線量の低減を目的として Fig. 2 B に示す対策が実施された。これにより漏えい X 線量は対策前の 31% となつたが、対策前の中性子線量当量が測定されていながつたので、その減少率は不明である。し

Table 4 対策前後の入口ドア位置の漏えい放射線量

	対策前 (mrem/Gy-X)		対策後 (mrem/Gy-X)	
	X 線	中性子	X 線	中性子
北大病院	0.013	0.033	~ 0 (0.0032)	~ 0 (0.016)
国立札幌病院	0.021	—	0.0065	0.014

かし、漏えい X 線量と中性子線量当量の間に関係が見出され、この対策は中性子に対しても有効であることが判明した。

北大病院：Fig. 2 A 中位置 7 と 8 の間に鎖線で示した場所に水をしゃへい材とするドアを設置する対策が実施された。しゃへい材の厚みは次のように決定した。1 全中性子漏えい量を 1.3×10^{12} neutrons/Gy-X、X 線出力 2.00 Gy/min、中性子エネルギー 1 MeV 単色として、ターゲットから 1 m の距離の線量当量率 0.677 rem/min を得る。2 しゃへい後の線量当量率評価点までの距離を 4.75 m (Fig. 2 A 中ほぼ位置 8)、その点の予定週線量 10 mrem、週あたり使用時間 18 時間とする。3 以上の数値を使用し「速中性子線しゃへい計算指針¹⁰⁾」によりしゃへい材厚みを算出する。以上の計算の結果、しゃへい材 (水) 厚み 30 cm が得られたので水厚み 30 cm のしゃへい壁及びドアが設計された。この対策後の測定値を Table 4 第 5 欄に示すが予期以上の効果であつた。なお、表中 () 内は中性子しゃへいドアを開放したときの値であり、ドア設置部の開口面積の減少も対策として有効であることがわかる。中性子線量当量率の対策前に対する減少率は、その部分の面積減少率とほぼ同程度である。

文献等

- 1) 五十嵐公彦、山口成厚 他：14 MV リニアック照射室迷路入口の漏えい線について、日医放学会第36回物理部会、1978、浜松
- 2) 山口 恵、五十嵐公彦 他：14 MV-X 線の散乱線及び漏えい線について、第35回日放技学会、1979、東京
- 3) 阿部勝彦、山口成厚：医用直線加速器-10MV X線-使用室からの中性子漏えいについて、第35回日放技学会、1979、東京
- 4) 平田良昭、山口成厚 他：医療用電子ライナック設置に伴う異常漏えいについて、第35回日放技学会、1979、東京
- 5) 五十嵐公彦、山口 恵 他：14 MV リニアック治療室迷路からの漏えい線、日放技会誌、35、423-428、1979
- 6) 山口成厚、花田博之 他：医療用14MVライナック照射室内外の中性子束密度分布、日医放学会第39回物理部会、1980、仙台
- 7) 山口成厚、花田博之 他：ヨウ素放射化検出体を利用した低フルエンス率中性子束測定法、日医放学会誌、41(8)、(掲載予定)、1981
- 8) E. Tochilin etc. : Neutron leakage characteristics related to room shielding, NBS SP 554, 145-154, 1979
- 9) 医療用高エネルギー使用室に対するしゃへい計算指針、日医放学会誌、28、622-634、1968
- 10) 速中性子線使用室に対するしゃへい計算指針、日医放学会誌、32、689-696、1972