



Title	久留米大学の医療用13MeVリニアーアクセラレーターの保守について
Author(s)	野田, 博治
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(8), p. 701-707
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19317
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

久留米大学の医療用 13 MeV リニアーアクセラレーターの保守について

(Linac 治療に関する研究 第4報)

久留米大学医学部附属病院放射線治療センター（主任：尾関己一郎教授）

野 田 博 治

（昭和45年6月8日受付）

13 MeV Linear Accelerator at Kurume University

By

Hiroji Noda

Radiation Therapy Center, Kurume University School of Medicine
(Director: Prof. Miichiro Ozeki)

The performance and maintenance for Linear Accelerator (LMR-13) are reported by experience of long dated application.

The installation is operated on fairly good controlled output for energy of 6-12 MeV. However, the daily adjustments of Linac for the dose distribution across beams (beam flatness) and the indicated value of out-put monitor dosimeter (calibration by Radocon dosimeter) are required. The consideration for the leakage radiation from the shielding of accelerator is indispensable for the design of a treatment room.

1 緒言

久留米大学に設置された医療用 Linac (LMR-13) の性能および医用データの一部については、すでに報告されているが⁴⁾、ここではさらに長期間使用した経験より、装置の保守および性能などについて報告する。

2 運転状況

本装置は LMR-13 の製品第 1 号として昭和42年8月に搬入されたが、運転試験が落着いたのは昭和42年12月になつてからで、昭和43年1月16日より装置の成る程度の設計変更や調整と平行しながら治療が開始された。治療を続けていく間に、装置故障のため運転できず中止した日数は、昭和44年3月まで（第1年度）11日で、昭和45年3月ま

で（第2年度）は2日であつた。これ以外に故障ではないが最初から予定されていた装置の改造と調整のために、第1年度に17日間、第2年度に11日間治療のための運転を中止している。

3 出力

この装置の出力の安定性に最も大きく寄与するものはマグネットロンの性能であり、またその時間的变化（周波数変化）に対する自動周波数制御回路（A F C）の性能と調整である。昭和44年3月よりマグネットロンとA F Cの設計が変更されて、出力の安定性はかなり改良されている。

加速電子ビームのエネルギー可変範囲は6～13 MeV であるが、その変化のための装置の加速条件が電子線とX線発生の場合で異なるの

で、それによつて出力の様子も變つてくる。電子線では、エネルギー変化は加速電子流は一定でマイクロ波電力を変えることによつて行なわれるのを、その出力はエネルギーによりほとんど変らない。X線では、エネルギー変化はマイクロ波電力は一定で加速電子流をエネルギーに対し直線的に逆比例して変えることによつて行なわれるので、出力はエネルギーによつて変化する。X線の出力が最大となるエネルギーは、加速できる最高エネルギーのおよそ $\frac{3}{4}$ であるので³⁾、この装置では10MVのX線の出力が最大となる。その出力（線量率）は target より90cmのところで 1,000 R/min を越える程度になる。

6 MeV のエネルギーでは、電子線の場合はマグネットロンの動作が不安定になり、X線の場合も出力が大き過ぎるという難点があつたが⁴⁾、この問題は導波管内に水管をおき、これにマイクロ波電力を吸収させることにより低下させることができて解決され、安定な出力が得られるようになつた。

出力（線量率）の制御は電子線、X線発生のいずれの場合においても自由に、安定にできることが要求されるが、この装置ではその制御は加速管に入射される電子流パルスのくり返し数を変化させる（入射パルスの数を間引きする）ことによつて行なわれている。それで線量率を相当低くすると、パルスの間が長くなり線量計の針が振動することがある。実際の治療に際して最も多く使用している出力は S S D 90cm で、およそ 300 R/min の線量率である。これら線量の制御は自動化されているので常に一定の出力が得られている。

4 出力モニター

出力モニターは、最初は透過形平行平板の電極をもつ空気電離箱であつたが⁴⁾、昭和44年8月より図1に示す円筒形ニッケル製の空気電離に変更されている。電子線とX線用とは別のものを使用しているが、両者とも同じ構造のものである。

Linac は一般に大線量率が得られるので、モニター電離箱に対する種々の影響が考えられる。電離箱内のイオン再結合について、その収集効率

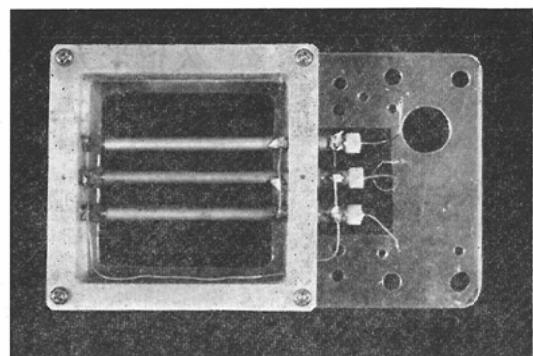


Fig. 1 The monitor chamber

f はパルス・ビームに対して次の式で表わされる⁵⁾。

$$f = 1/u \ln (1+u), \quad u = \mu \gamma d^2/V$$

ここで μ はおよそ 1,000, γ はパルス当りの電荷密度 (esu/cm^3), d は電極間隔 (cm), V は電極間の電圧 (volts) である。target より 11.8cm のところにあるモニター電離箱 ($d = 0.2$, $V = 800$) と、90cm のところにおいた Radocon probe # 607 電離箱 ($d = 0.4$, $V = 200$) について、linac の電子流パルスのくり返し数 200pps で収集効率を計算した結果を図2に示す。ここでモニター電離箱の位置の線量率は Radocon 電離箱の位置における値から距離の逆自乗によって求めたものである。図2によると、それぞれの効率は線量

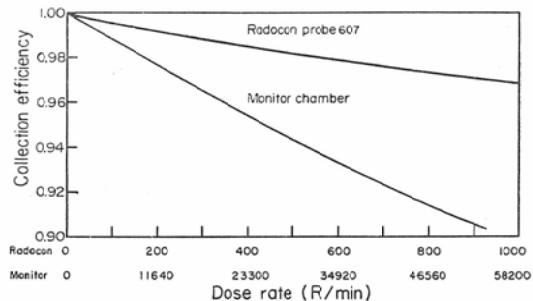


Fig. 2. Collection efficiency of the monitor and Radocon chamber exposed to Linac X-ray

率が大きくなると低下し、両者の効率の差も大きくなる。しかしながら実際のモニター線量計と Radocon 線量計の値の出力変化に対する関係は図3に示すようになった。これによると 500～

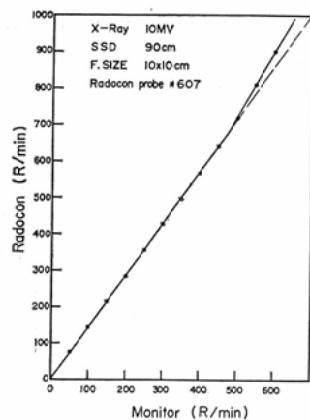


Fig. 3. Relation between the monitor and Radocon dosimeter for variation of X-ray output

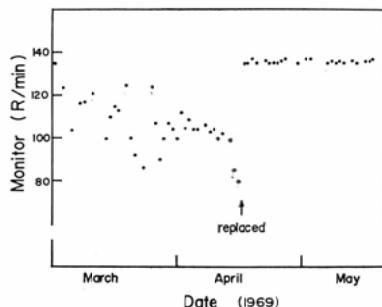


Fig. 4. Variation of the monitor dosimeter for long date

600 R/min 以下の出力で使用すると出力モニターの線量率依存性は、ほとんど認められない。

しかしながら、長期間両者の線量計を使用していると、その線量の比が変動し、モニター線量計の値が低下していく傾向がみられた。

この原因として、モニター電離箱に使用している絶縁体の放射線による抵抗変化が考えられる。例えば最初に使用されたモニター電離箱の場合、その線量箱の指示値の変化は図 4 に示すようになった。この際、Radocon 線量計はコバルト遠隔照射装置によつて校正している。このようにモニター電離箱を長期間使用した後はモニター線量計の指示値に注意し、毎日の校正が必要となり、場合によつては取り換える必要がある。このモニター

電離箱には絶縁体としてナイロンが使用されているが、もつと影響の少ない無機物、例えば Amber⁶⁾などを使用すると交換の必要が少なくなるだろう。

5 ピームの平坦度

この装置では、加速電子ビームは 1 個の偏向電磁石 (bending magnet) により加速管の軸に対し 105° の角度に曲げられてとり出すようになつてゐる。例えばマイクロ波周波数 ($\sim 2,856$ MHz) のわずかな変化によつて加速電子ビームのエネルギーが変化すると、偏向電磁石により曲げられる角度が変るので、その後の target に入射する電子ビームの角度も変ることになる。この状態では電磁石による偏向方向の照射野内の線量分布が一様でなくなり、平坦度が悪くなる。これをみるために、図 1 で示したような出力モニターの両側に照射野の端をモニターする 2 個の円筒形電離箱が組込まれている。この平坦度モニターによりビームの拡がりを調整し、平坦度をよくする自動平坦度制御回路が動作している。しかしながらこれが働いていても、すなわち照射野の両端が同一線量でも中心部が変化する場合があり、これだけでは十分でない。そこで自動平坦度制御回路を正しく働かせるために、毎日の治療開始以前に、電離箱を駆動装置によつて照射野内を前後、左右方向に移動させ線量分布を測定し、装置の調整を行なつてゐる。この場合自動周波数制御回路 (AFC) の動作などに注意し¹⁾、安定な位置に調整した状

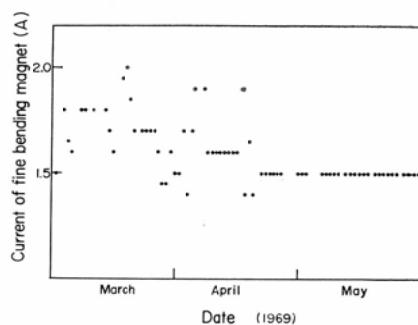


Fig. 5. Adjustments of current of the fine bending magnet for obtaining flatness of dose distribution across X-ray beam

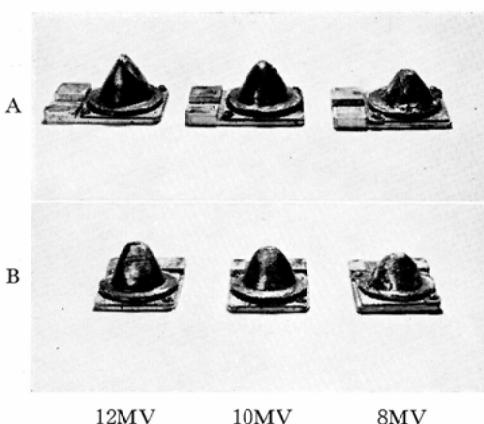


Fig. 6. Beam flattening filter (made of lead)
A: the side of parallel to bending plane of beam
B: the side of perpendicular to bending plane of beam

態で平坦度の調整を行なう。平坦度の修正は通常 fine bending magnet の電流を変えることによつて行なわれ、図 5 にその電流変化の例を示す。部品交換などに際して、これだけで完全に修正できない場合は、電子銃および buncher のかじ取りコイルの調整、または flattening filter の修正を行なうこともある。例えば図 6 に示す鉛製の filter に

よつて、図 7 に示すような均等に近い照射野が得られている。

6 深部線量分布

この第 1 号機に限り、線源 (target) より回転中心までの距離 (S C D) が 90cm である。装置の X 線エネルギー設定盤上の値と、S C D 90cm における 50% 線量の水の深さとの関係を図 8 に示す。

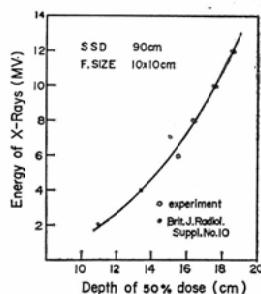


Fig. 8. Relation between indicated value of X-ray energy of the treatment controller and depth of water for 50% dose at SSD 90cm

実線は他のデータを参考にして引いたものである。装置の電子線と X 線の加速の設定条件が異なるので、この図を X 線エネルギーの校正のために使用している。S S D 90cm における X 線百分率深

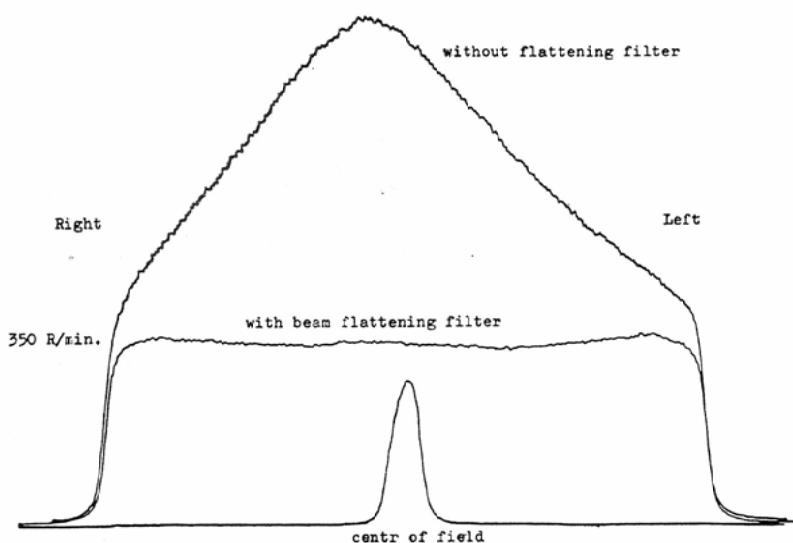


Fig. 7. Dose distribution across X-ray beams

Table 1. Percentage depth dose
10 MV X-RAYS, 90cm SSD

Depth in cm	Field size (cm)				
	5×5	8×8	10×10	12×12	15×15
2	99.0	99.2	99.5	99.8	99.8
2.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
3	98.6	98.8	99.0	99.2	99.5
4	94.0	94.4	94.6	95.0	95.4
5	89.5	90.0	90.5	90.8	91.2
6	85.0	85.8	86.5	87.0	87.5
7	80.8	81.8	82.5	83.2	84.0
8	76.6	78.0	79.0	79.8	80.5
9	72.8	74.5	75.5	76.2	77.0
10	69.0	71.0	72.0	73.0	73.8
11	65.5	67.5	68.5	69.5	70.5
12	62.2	64.2	65.5	66.5	67.5
13	59.0	61.2	62.5	63.5	64.5
14	56.0	58.5	59.5	60.5	61.6
15	53.2	55.5	56.8	57.5	58.8
16	50.5	53.0	54.0	55.0	56.0
17	48.0	50.2	51.5	52.5	53.6
18	45.5	47.8	49.0	50.2	51.5
19	43.7	45.5	46.6	47.6	49.0
20	41.0	43.0	44.5	45.5	46.8
Depth of 50% dose (cm)	16.2	17.1	17.6	18.1	18.6

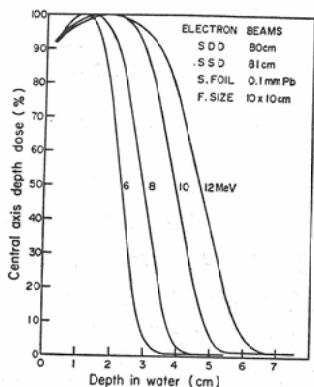


Fig. 9. Percentage depth dose of electron beams

部線量を表1に示す。毎日の治療開始前における線量測定は10MV X線で照射野10×10cm, 最大線量を示す深さ 2.5cmのMixD ファントーム中で行なわれている。このときの線量を規準とし、他の

Table 2. Tissue Phantom Ration
Tissue Phantom Ratio (TPR)

Depth in cm	Field size (cm)				
	5×5	8×8	10×10	12×12	15×15
2.5	0.970	0.990	1.00	1.010	1.02
3	0.966	0.988	0.995	1.012	1.025
4	0.941	0.964	0.976	0.990	1.005
5	0.916	0.941	0.955	0.968	0.981
6	0.888	0.915	0.932	0.946	0.961
7	0.862	0.891	0.908	0.924	0.942
8	0.835	0.868	0.885	0.906	0.925
9	0.809	0.844	0.864	0.881	0.900
10	0.783	0.822	0.842	0.862	0.880
11	0.758	0.797	0.817	0.836	0.857
12	0.734	0.773	0.797	0.817	0.837
13	0.709	0.750	0.774	0.795	0.815
14	0.681	0.726	0.752	0.767	0.795
15	0.665	0.708	0.732	0.748	0.773
16	0.643	0.689	0.709	0.729	0.750
17	0.624	0.665	0.690	0.711	0.732
18	0.601	0.644	0.667	0.691	0.715
19	0.589	0.626	0.647	0.668	0.694
20	0.563	0.602	0.629	0.635	0.675

照射野、エネルギーのS T D 90cmにおける病巣線量を求めるために、T A R または TPR²⁾として求められたものを表2に示すような TPR (Karzmark によるものとは異なる) にして使用している。

電子線の場合はエネルギー10 MeV で10×10cm の真中製の Tubus を使用したときを規準にしている。図9に電子線の百分率深部線量分布を示す。

7 装置の遮蔽

高エネルギー放射線発生装置の遮蔽で問題となるものの中に、主ビーム（1次線）以外の放射線がある。これには散乱線（2次線）と装置からの漏洩線が含まれる。この装置に対するこれらの測定を容積約50 m³ の空気電離箱を振動容量型電位計に接続したもので行なつた。

漏洩線の測定を10MV X線の治療の場合の出力（300 R/min）において、装置の絞り部分を完全に閉じて行なつた結果を図10、図11に示す。図10

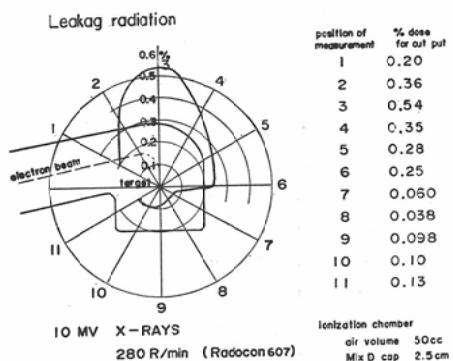


Fig. 10. Leakage radiation from the installation in parallel plane for main beam

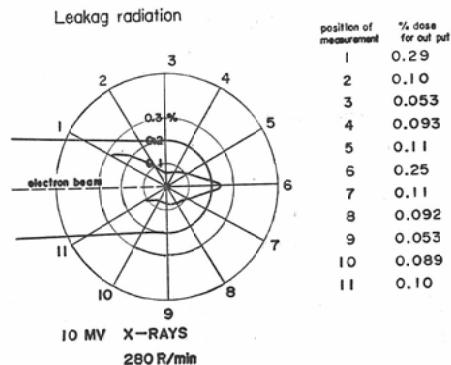


Fig. 11 Leakage radiation from the installation in perpendicular plane for main beam

は中心に target がある半径 1 m の円の各点での測定値を示し、9がX線ビームの方向で、これと平行な面の分布である。これによると、漏洩線は絞りの部分では主ビームの 0.1%以下になつていて、それ以外の所では 0.1%以上になつていて。図11は主ビームと垂直な面の漏洩線の分布を示し、6が加速電子ビームの方向で、最も大きい値を示している。

散乱線は target より 90cm の所においた水ファントムに 10MV X 線を照射したときに、ファントムの周り 1 m の点で測定した。その結果を図12に示す。散乱線の値は絞りを全部開放して照射したときの測定値より全部閉じたときの値を差引いたものである。90° 以上の後方散乱は 10MV X 線

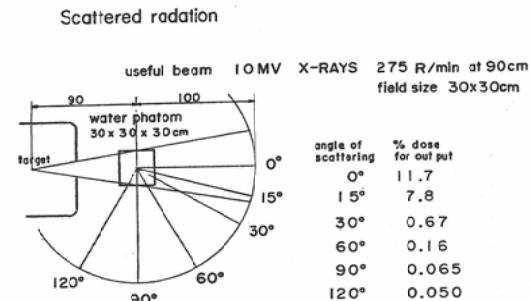


Fig. 12. Scattered radiation from water phantom irradiated by X-ray beam

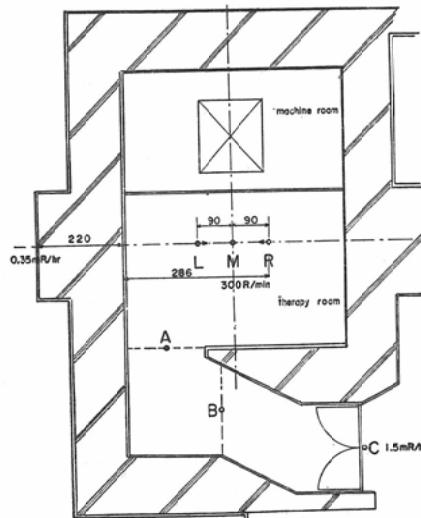


Fig. 13 The treatment room

では主ビームの 0.065% 以下であつた。

これら漏洩線、散乱線を図13に示す治療室内の A,B,C の各点で測定を行なつた。図13の L,M,R は装置の照射方向を示し、M は下向き照射 (0° 方向)、L は左より右の照射 (装置は左え 90° 回転)、R は右より左の照射 (装置は右え 90° 回転) である。測定点の床よりの高さは L,R の場合は target の位置である。これらの測定結果は図14に示すように、A,B 点では漏洩線と散乱線を分けて示し、斜線が漏洩線の部分である。C 点の出入口では両者が含まれている。これによると L の漏洩線が R の散乱線の値より大きくなつていて、もし

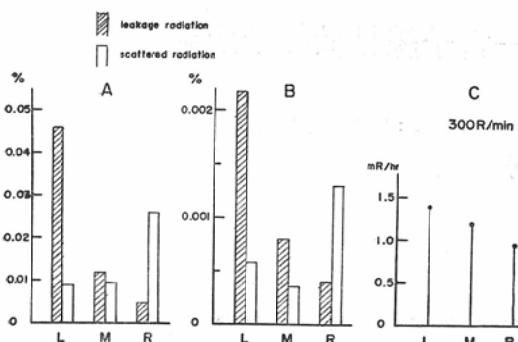


Fig. 14. Leakage and scattered radiation in the treatment room

も図10, 11で示す漏洩線がすべての方向で0.1%程度であれば、A,B,C点の漏洩線は散乱線と同程度になるだろう。現状では、図13の治療室の設計で、C点である出入口にある鉛3mmの厚さの扉の外での線量は、最も大きい場合でも1.5mR/hrの程度である。しかしながら一般には、高エネルギー放射線発生装置の治療室の前室または通路、および出入口は漏洩線に対しても考慮するのが安全であろう。

8 結語

久留米大学に設置された Linac (LMR-13) はほぼ安定な出力で動作している。しかしながら毎日の治療開始前に、X線ビームの照射野内の線量分布（平坦度）の調整と、出力モニター線量計の指示値の調整 (Radocon 線量計による校正) が必要である。また装置の遮蔽からの漏洩線は散乱線より多いので、治療室の設計にはこの点を考慮する必要があるだろう。

(本論文を御校閲下さつた尾関己一郎教授、ならびに実験に協力された梅崎典良、行隆利技師に感謝します。)

文 献

- 1) Horsley, R.J. et al.: Brit. J. Radiol. 41 (1968), 312—316.
- 2) Karzmark, C.J. et al.: Brit. J. Radiol. 38 (1965), 158—159.
- 3) 熊谷他：粒子加速装置、47頁、日刊工業新聞社、昭和41年。
- 4) 尾関他：日本医学会誌、28 (1969), 27—40.
- 5) Hine, G.J. and Brownell, G.L.: Radiation Dosimetry, p. 173 Academic press inc 1956.
- 6) ibid., p. 197—198.