



Title	医用リニアアクセラレーターの物理学的保守（超高圧照射法の研究 第18報）
Author(s)	奥村, 寛; 植田, 俊男
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(7), p. 990-993
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/14984">https://hdl.handle.net/11094/14984</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 医用リニアアクセラレーターの物理学的保守

(超高压照射法の研究 第18報)

愛知県がんセンター放射線部（部長：北畠隆\*）

奥 村 寛 植 田 俊 男

(昭和42年12月23日受付)

Maintenance of Beam Stability in Medical Linear Accelerator

By

Yutaka Okumura and Toshio Ueda

From the Laboratory of Experimental Radiology, Aichi Cancer Center Research Institute, Nagoya

In radiation therapy it is necessary to give required dose of radiations over planned area. For this purpose, following items should be maintained. (1) coincidence of optical and X-rays fields, (2) symmetry of radiation flux intensity, (3) stability of monitor ionization chamber and (4) stability of X-rays energy. From measurements of these factors through long time, it is concluded that coincidence of fields, stability of monitor chamber and stability of energy should be measured and confirmed the stability once a month and symmetry of flux intensity every day before radiation therapy. Since it is not practically easy to measure flux intensity every day, it is desirable to make a special chamber for monitoring it and a balancing circuit automatically obtaining its symmetry.

## 1. 緒 論

医用リニアアクセラレーターの性能については多く報告されているが (Newbery et al, Greene et al, Murison et al, Day et al, Haimson et al)<sup>1-5)</sup>, 放射線の安定性については十分述べられていない。愛知がんセンターでは昭和41年6月以来日本電気製を、また昭和42年4月以来三菱重工製リニアアクセラレーターを放射線治療に用いている (北畠ら)<sup>6,7)</sup>. 我々はこれらの装置の放射線の安定性を長期にわたり調べた。この報告では保守のために定期的にいかなる項目を測定すべきかを述べようと思う。

## 2. 方法及び結果

放射線治療においては、計画された領域に所定の線量が照射されなければならない。その為に裝

置の次の点を確認する必要がある。(1) 光照射野とX線照射野の一一致、(2) 線束強度の平坦性、(3) モニター線量計の感度、(4) X線エネルギーの変動。この4点について長期にわたり測定した。

### (1) 照射野

リニアアクセラレーターの構造は加速された電子が電磁石により90度（または180度）曲げられターゲットに当るようになっている。電磁石は主偏向磁石と精偏向磁石より成り、両磁石の励磁電流（以下、主偏向電流及び精偏向電流と呼ぶ）の調整によりX線照射野及び線束強度平坦性が合わせられる。実用的には主偏向電流によつてX線照射野を合わせ、精偏向電流によつて線束強度を平坦にしてよいことがわかつた。Fig. 1は主偏向電流を変えたときの光照射野に対するX線照射野の

\* 現新潟大学医学部放射線医学教室

Fig. 1. Correlation of the bending current of main magnet and shift of the X-rays field. When the bending magnet current was 92.8 Amp, optical and X-rays fields were coincided.

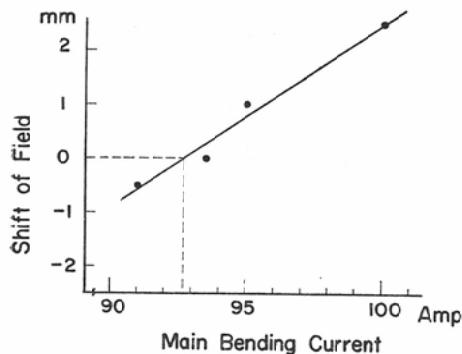
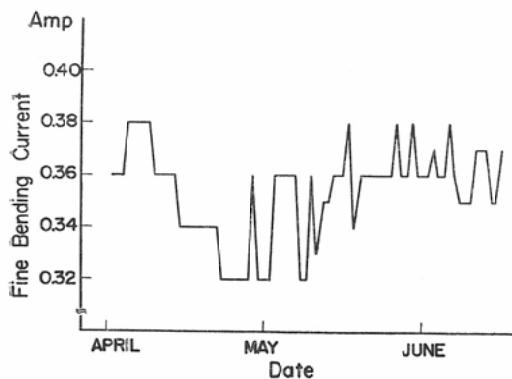


Fig. 2. Change of the bending current of fine magnet for obtaining symmetry of flux intensity. The measurements were taken every day through three months from April, 1967.



それを示したものである。主偏向電流が92.8Ampのとき両照射野は一致した。主偏向電流をこの値に設定して昭和41年12月から9カ月間、1カ月に1回測定したところ照射野のずれは1mm以内であった。

## (2) 線束強度の平坦性

精偏向電流を調整して線束強度を平坦にするとき、その日はその平坦性は保持されるが、日が変われば平坦性はくずれやすいことがわかつた。従つて毎日測定して精偏向電流を決めることが必要である。Fig. 2は昭和42年4月から3カ月間の毎日の実用的に平坦を得るための最適精偏向電流を示した。その値は0.32Ampから0.38Ampの間を移

Fig. 3. Change of correction factor of monitor ionization chamber. The measurements were taken every day through three months from June, 1967.

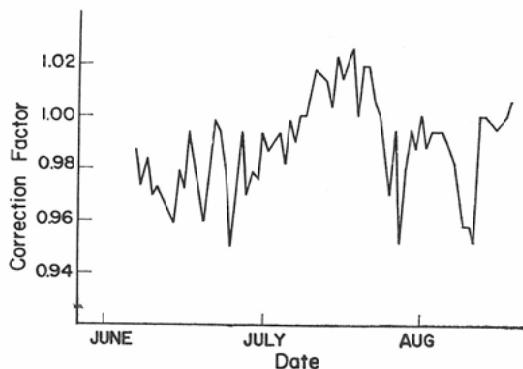
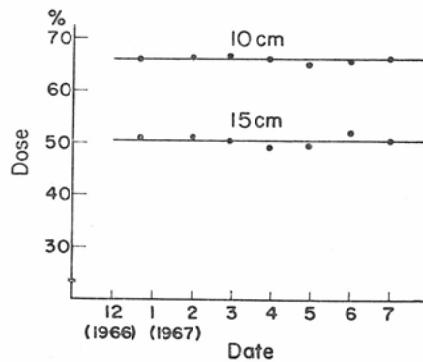


Fig. 4. Change of the percent depth dose at 10 cm and 15cm depth in a water phantom. The measurements were taken once a month through seven months from December, 1966.



動し、調整せずに同値に固定すると照射野 (SSD 100cm, 20cm × 20cm) の中心から左右 7.5cm の点で ± 5% から 10% の線量の誤差を生じた。この誤差は許容できないものである。

## (3) モニター線量計

透過型電離箱が線源と絞りの間に組込まれており、積算線量を知ることができる。この値は照射野の大きさに依存しないので、SSD 100cm, 照射野 10cm × 10cm の条件で Mix D フィルム中の最大深部線量 (深部 1.5cm) を示すように合わせてある。最大深部線量に対するモニター積算線量の比を較正係数と呼ぶことにする。昭和42年6月から3カ月間の毎日の較正係数を Fig. 3 に示し

た。最大と最小との差が6%あり、±3%の誤差内に入る。この誤差は実用的に許容できる。

#### (4) X線エネルギー

X線エネルギーは主に加速電流及びマグネットロン出力によつて決まる。臨床的にはX線エネルギーよりもそれに基づく深部率曲線の再現性の方が重要である。そこでSSD 100cm, 照射野10cm×10cmの深部率曲線を長期にわたつて測定した。Fig. 4は深部10cm及び15cmの深部線量率を昭和41年12月から7カ月間、月に1回測定し、その結果を示したものである。各値は±1%以内で再現性があつた。

### 3. 考 按

リニアアクセラレーターの保守は二つに分けられる。一つは機械的な保守であり、故障に関するものである(Green et al)<sup>6)</sup>。もう一つは物理的な保守であり、放射線に関するものである。後者は計画された箇所に所定の線量が照射されるよう装置を保守することを目的とする。そのためには照射箇所が正しいこと、線量分布に影響を与える線束強度の平坦性及びX線エネルギーが再現されていること、そしてモニター線量計で示される照射線量が正しいことが必要である。従つて照射野、線束強度、モニター線量計及びX線エネルギーの4項目が理想的な状態で常に再現されれば十分であると考える。Newberry<sup>1)</sup>は誤差の限界を3%としているが、線量測定の誤差が1~2%であるのと、臨床的許容範囲から考えて我々の判断基準も3%とした。照射野及びX線エネルギーは長期にわたつて再現性があるので1カ月に1回測定して確認すればよい。モニター線量計は1カ月以内であれば±3%以下の誤差で再現性があるので1カ月に1回測定して較正係数を決める。線束強度は日毎の変動が大きいので治療前に毎日測定し、偏向電流を調整する必要がある。毎日測定するのは実用的ではないので、左右対称の位置に2個の組込み線量計で線束強度の平坦性をモニターして、線束強度を自動的に平坦にする帰還回路<sup>4,9-11)</sup>が各装置に取付けられるのが望ましい。また、電子銃やマグネットロンを取変えたときは、加

速条件が変化するおそれがあるので、取変えた後これらの4項目が維持されているか否かを確認する必要がある。

### 4. 結 論

医用リニアアクセラレーターの物理的保守について述べた。計画された領域に所定の線量を照射するためには次の4項目が維持される必要がある。(1) 光照射野とX線照射野の一一致、(2) 線束強度の平坦性、(3) モニター線量計の感度の不变、(4) X線エネルギーの不变。これらについて長期にわたり測定したところ、照射野、モニター線量計及びX線エネルギーは1カ月に1回定期的に測定して確認し、線束強度分布は治療前に毎日測定して調整する必要があることがわかつた。線束強度を毎日測定するのは実用的でないので各装置に線束強度の平坦性をモニターする線量計を組込み、自動的に調整する帰還回路を取付けることが望ましい。

(本論文の要旨は昭和42年11月26日、日本医学放射線学会第35回中部地方会で発表した。)

(本研究は厚生省がん研究助成金の援助による。北畠 隆)

### 文 献

- 1) Newberry, G. R. and D. K. Bewley: The performance of the medical research council 8 MeV linear accelerator. Brit. J. Radiol. 28 (1955), 241-251.
- 2) Greene, D. and F.W. Tranter: Dosage data for 4,000,000 volt X rays. Brit. J. Radiol. 29 (1956), 193-196.
- 3) Murison, C.A. and H.A. Hughes: Physical measurements on a 4 MeV linear accelerator. Radiology 68 (1957), 367-379.
- 4) Day, M.J. and F.T. Farmer: The 4 MeV linear accelerator at Newcastle upon Tyne. Brit. J. Radiol. 31 (1958), 669-682.
- 5) Haimson, J. and C.J. Karzmash: A new design 6 MeV linear accelerator system for supervoltage radiotherapy. Brit. J. Radiol. 36 (1963), 650-659.
- 6) 北畠隆、奥村寛、植田俊男、木村千明、高橋信次、山本千秋、中野伸平、大谷四郎: 日本電気 6 MeV 医療用直線加速器、日医放会誌、26 (1967), 1267-1276.
- 7) 北畠隆、奥村寛、高橋信次他: 三菱重工 6 MeV リニアアクセラレーターの性能、日医放会誌、

印刷中。

- 8) Greene, D. and K.A. Nelson : Performance of a linear accelerator in clinical service. Brit. J. Radiol. 33 (1960), 336—338.
- 9) von Arx, A.: continuous or periodical control of field homogeneity. Symposium on High-Energy Electrons. p. 85, Springer-Verlag, Berlin, 1965.
- 10) Pettersson, C., and G. Hettinger : A balancing chamber for stabilizing the homogeneity of the electron field between 10 and 35 MeV ibid, p. 89, 1965.
- 11) Robinson, J.E. and R.S. McDougall : Electron beam instability and isodose asymmetry associated with a 35 MeV medical betatron. Phys. Med. Biol. 12 (1967), 315—320.
-