

Title	医用Betatronの保守（超高圧照射法の研究 第24報）
Author(s)	服部，浩之；植田，俊男；奥村，寛
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(9), p. 1279-1282
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17723">https://hdl.handle.net/11094/17723</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 医用 Betatron の保守

(超高圧照射法の研究 第24報)

愛知県がんセンター研究所放射線部 (部長: 北島 隆\*)  
服部 浩之\*\* 植田 俊男 奥村 寛

(昭和43年3月1日受付)

Maintenance of electron Beam Stability in Medical Betatron

By

Hiroyuki Hattori,\*\* Toshio Ueda & Yutaka Okumura

From the Laboratory of Experimental Radiology, Research Institute, Aichi Cancer Center, Nagoya  
(Director: Dr. T. Kitabatake\*)

Radiotherapeutic treatment requires reproducible dose and its distribution of beam. To maintain beam stability in betatron electron treatment, it is necessary that the three factors of (1) electron energy, (2) deflection voltage making beam symmetry and (3) dose conversion factor are constant.

We measured continuously these factors of Toshiba medical betatron for a long time, and it turns out that two factors excepting electron energy vary not to be negligible. The monthly check is desirable for electron energy, and the daily corrections are needed for deflection voltage of higher energy and dose conversion factors so that the accuracy of dose and its distributions are maintained less than  $\pm 3\%$  error.

The daily correction of beam symmetry is fairly laborious, so it is desirable that the automatic balancing device for correcting the beam asymmetry is mounted on the betatron.

## 緒言

医用加速器はその構造上  $Co^{60}$   $\gamma$  線装置などに較べて不安定であり、それを使用する上での問題点の一つはその物理的安定性を保つことにある。これまでに医用 Betatron の性能や線量測定法については幾つかの報告 (例えば Kerst<sup>1)</sup>, Laughlin et al<sup>2-4)</sup>) がなされているが、その安定性については十分述べられていない。私共は東芝製 BMR-31型 Betatron を約2カ年に亘つて使用し、その線量および線量分布の安定性を調べてきた。この間に得た保守上の諸原則は他の装置についても参考となる点が多いのではないかと考え、ここに報告する。

## 方法および装置

計画された領域に所定の線量を正しく照射する為には放射線の線量と線量分布が常に安定に正しく再現されることが必要である。線量とその分布に影響をおよぼす要素は種々あり、あるものは両方へ同時に影響する。また Betatron, Liniac 等の加速器の種類、機種毎の構造のちがいに依つてもそれらの要素は異つて来る。それら多くの要素のうちには操作員の細心の注意をもつてすれば異常を発見し得るものもあろう。ここでは人の感覚に依り得ず、しかも保守の為の測定をおこたれば異常のままの状態を継続してしまうおそれのある要素のみを問題とする。

私共の Betatron の医療器としての性能<sup>5)</sup>や得

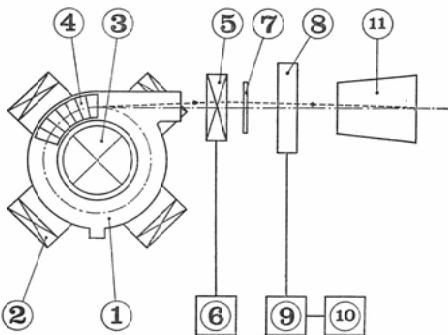
\* 現、新潟大学医学部放射線医学教室

\*\* 現、福井大学教育学部物理学教室

られる線量分布<sup>6)</sup>については先に報告した。保守の点から見た装置の概略を図1に示す。Doughnut中で所定の Energy に迄加速された電子は Shift-puls によつて安定軌道より外され、Sector coil で集められて射出される。このときの射出方向は各 Energy 毎に幾分異なる。これを偏向 Magnet を通すことに依つて所定の方向に保ち Scattering foil に当てる。偏向 Magnet の励磁電流は偏向電圧によつて制御される。通常は線量分布が左右対称となるよう適当な偏向電圧を各 Energy について定める。S. foil で適当な拡がりを持たされた電子線は Monitor の透過型電離箱を経て照射筒より取り出される。線量率および積算線量が Monitor 線量計で示される。これらの指示値は相対値である。Röntgen 相当値は Victoreen 社製 r-Meter (621) を規準にして、各 Energy, 照射野について求めた変換係数を指示値に乗じて求められる。線量分布は東芝製等線量曲線記録器を自動および手動で用いて求める。

さて、この装置の電子線固定照射法において線

Fig. 1 The schematic diagram of the betatron concerning with maintenance of beam stability. ① Doughnut, ② Main Magnet, ③ Shift Coil, ④ Sector Coil, ⑤ Deflection Magnet, ⑥ Regulator of Current of Deflection Magnet, ⑦ Scattering Foil, ⑧ Transmission Chamber of Monitor, ⑨ Rate Meter, ⑩ Integrated Counter and ⑪ Cone. Deflection voltage is set to form dose distribution symmetry for each energy and field size. Dose conversion factor for calculating the dose given in body is determined as the ratio of r-Meter Dose to Monitor Dose.



量および線量分布の再現性を保つために不変であることを要求される要素は次の3点である。即ち、(1) 電子線 Energy, (2) 偏向電圧, (3) 線量変換係数。(1), (2)はそれぞれ深さ方向, 横方向の線量分布を定める。線量分布が一定に保たれた上で, (3)が線量を定める。これら(1)~(3)の安定度は以下のようにして調べた。先ず Energy は, 水中での深部率曲線より外挿飛程を求め Markus の式<sup>7)</sup>より算出した。偏向電圧は $10 \times 10$ cm照射野の中心から左右各4cmの点の線量を等しくするように定めた。線量変換係数は Mix D block 中, 1cm深さでの r-Meter 指示値と積算線量計の指示値との比から求めた。

### 結果

(1)~(3)を長期間に亘つて経時的に測定し, その変動の様子を調べた。この間1967年1月に Doughnut の交換を行なつた。結果を以下に示す。

#### (1) 電子線 Energy

当 Betatron の主電磁石の磁場の強さは Full と Half の2段階に変化する。それ故 Full 最高の31MeV, Half 最高の16MeV について変動を調べた。その結果を図2に示す。外挿飛程より計算された値は Scattering foil, その他の理由で公称 Energy 値より幾分低くなつてはいるが, 両 Energy とも殆んど一定であり,  $\pm 1\%$ 以下の変動である。しかし, 電気的な故障により急変する可能性はあるので, 月1回程度は測定した方が安全である。

#### (2) 偏向電圧

同じく31, 16MeV について測定した結果を図3に示す。両 Energy とも偏向電圧はかなり変動しており, その変動の方向は互いにはば一致している。次に偏向電圧を適宜改定せずに長期間使用した場合, 線量分布がどれ程変化するかを調べた。偏向電圧の測定間隔毎の平均変動巾に対する90%領域の変化を図4に示す。16MeV では殆んど変化しなかつたが, 31MeV  $10 \times 10$ 照射野では深さ4cmに対して $\pm 0.3$ cmと $\pm 7\%$ 以上変化している。しかし $4 \times 4$ cm照射野での変化は少ない。それ故, 高 Energy, 大照射野においては適正

Fig. 2 Energy stability of electron beam. Energy values are calculated by Markus's formula using extrapolated range measured in water. Energy variation is less than  $\pm 1\%$ .

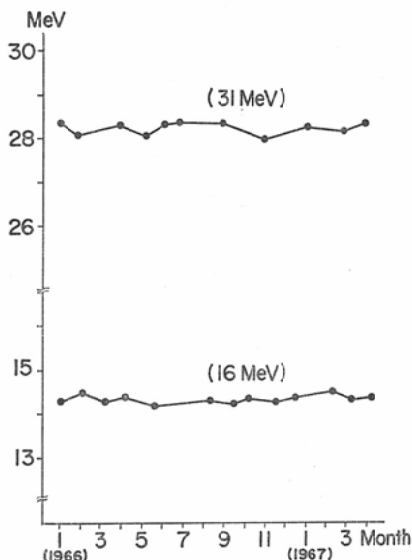
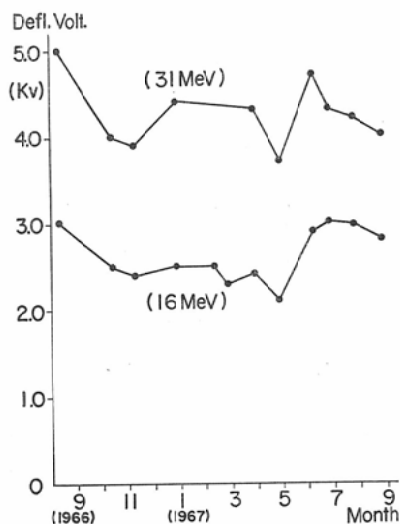


Fig. 3 Stability of deflection voltage making the dose distribution of  $10 \times 10$  cm field symmetry. The mean variation of deflection voltage for each measuring period is  $\pm 6\%$  in 31 MeV and  $\pm 5\%$  in 16 MeV.

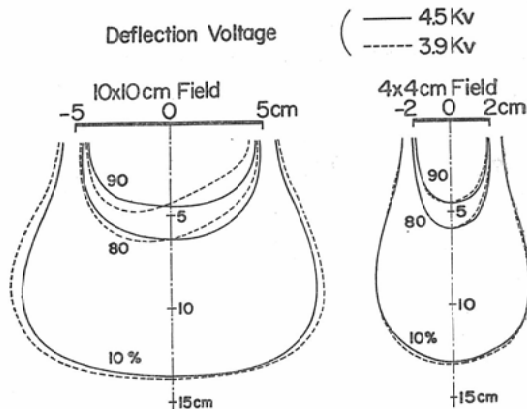


な偏向電圧を毎日測定する必要がある。

(3) 線量変換係数

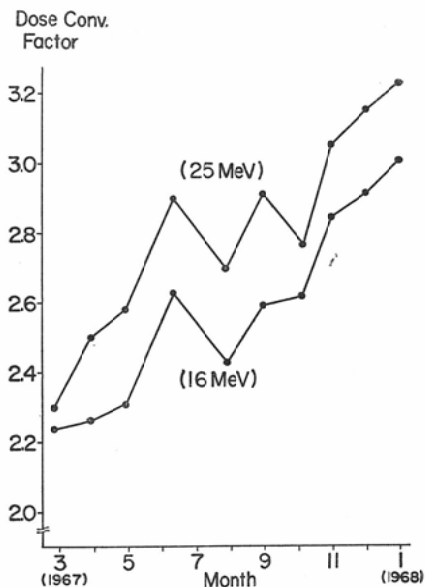
$10 \times 10$  cm照射野, 25および16MeV について求

Fig. 4 The relationship between variation of deflection voltage and dose distribution of 31 MeV electron beam. The form of 90% dose region in  $10 \times 10$  cm field is sensitive with variation, but insensitive in  $4 \times 4$  cm field.



めた結果を図5に示す。この間規準の r-Meter は  $Co^{60}$   $\gamma$  線で感度不変であることが確められている。図に示される如く、変動は月平均6%程度であるが、多いときには10%以上ある。長期的に

Fig. 5 Stability of dose conversion factors. Conversion factors are not stable for both energy of 25 and 16 MeV, and increased systematically. Mean variation in each measuring period is about  $\pm 6\%$  and direction of variation coincides with each other.



は変換係数は漸増しており、また各変動の方向は両 Energy についてよく一致している。それ故、線量変換係数は、毎日一組の Energy、照射野について測定し、その値が一定の誤差範囲 ( $\pm 3\%$  程度) を越えた場合には治療に使用している他のすべての Energy、照射野について測定するか、または補正係数をかけてやる必要がある。

### 考 察

線量および線量分布の誤差を  $\pm 3\%$  以内に収めることを目標として保守を行うのが適当であろう。誤差は少ない程良いが、測定器の再現性の精度、病巣の位置決定、患者の Setting の精度などから考えてこの程度を一応の目安とする。Energy の変動は主電磁石の作る磁場が安定であるならば Shift puls を Synchroscope で観察して加速時間の変動を測定してもよい。また Almond<sup>8)</sup> の Block-ratio 法も簡便でよいものであろう。適正な偏向電圧を毎日測定することは容易ではない。Robinson 等<sup>9)</sup> の示す如く、照射野周辺に2つの電離箱を装置し、その電離電流差を偏向励磁電流制御器に帰還させて、線量分布が左右対称となるよう自動制御する装置を付けるのが望ましい。Monitor 線量計の感度は時と共に低下しているが、線量変換係数の変動を少なくするため、より感度の安定な Monitor 線量計の装着が望まれる。この他、装置を長期間安定に使用するためには、故障を対象とした機械的な保守が当然必要である。

### 結 論

Betatron 電子線の固定照射に際して、治療計画にそつて正しい照射が行なわれる為には (1) 電子線 Energy が不変であり、(2) 適正偏向電圧が不変であり、そして (3) 線量変換係数が不変であることが必要である。しかし長期間に亘る測定の結果、(1) は安定であるが (2)、(3) は不安定であることが分つた。偏向電圧の変動による

線量分布の変化は高 Energy、大照射野で顕著である。また各 Energy、照射野について線量変換係数の変動はほぼ平行的に現われる。このことから、保守は次の様に行なわれるべきであると言える。即ち、電子線 Energy は月1回不変であることを確認する。一方、高 Energy、大照射野の偏向電圧および線量変換係数の代表例は毎日測定して補正する。しかし偏向電圧の毎日の測定は容易ではない。自動的に補正する装置の装着が望まれる。

(本研究の要旨は昭和42年11月26日、日医放学会、第35回中部地方会で発表した。)

### References

- 1) Kerst, D.W.: The betatron, *Radiology*, 40 (1943), 115—119.
- 2) Laughlin, J.S.: Considerations in the use of a 23 meV medical betatron, *Nucleonics*, 8 (1951), 5—16.
- 3) Laughlin, J.S., Avadia, J., Beattie, J.W., Henderson, W.J., Harvey, R.A. and Hass, L.L.: Some physical aspects of electron beam therapy, *Radiology*, 60 (1953), 165—184.
- 4) American Association of physicists in Medicine: Protocol for the dosimetry of high energy electrons, *Phys. Med. Biol.*, 11 (1966) 505—520.
- 5) 北島隆, 奥村寛, 服部浩之, 高橋信次: 国産 31 MeV ベータートロンの性能, *Medical Apparatus Culture* 7 (1966), 1—5.
- 6) 服部浩之: 高エネルギー電子線の線量分布, *日医放*, 第27巻第9号, 1211—1216頁.
- 7) Markus, B.: Energiebestimmung schneller Elektronen aus Tiefendosiskurven. *Strahlentherapie* 116 (1961), 280—286.
- 8) Almond, P.R.: The physical measurements of electron beams from 6 to 18 MeV, *Phys. Med. Biol.*, 12 (1967), 13—24.
- 9) Robinson, J.E. and McDougall, R.S.: Electron beam instability and isodose asymmetry associated with a 35 MeV medical betatron, *Phys. Med. Biol.*, 12 (1967), 315—320.