

Title	三菱医用直線加速器（2）電子線治療
Author(s)	浅川, 洋; 伊田, 八洲雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(8), p. 1160-1163
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17135
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

三菱医用直線加速器

(2) 電子線治療

宮城県立成人病センター放射線部

浅川 洋, 伊田八洲雄

(昭和43年2月7日受付)

“Mitsubishi” Medical Linear Accelerator

IIInd Report: 6 Mev Electron Therapy

By

Hiroshi Asakawa and Yasuo Ida

From the Radiological Department of Miyagi Adult Disease Center, Miyagi, Japan.

Previously, we reported the results of the performance test and the physical characteristics of 6 Mev X-rays that were generated by “Mitsubishi” Medical Linear Accelerator.

In this paper, we examined whether 6 Mev electron beams generated from this apparatus were able to be used clinically or not:

The obtained results are summarized as follows:

- a) The practical maximum range of electron was about 25 mm in water and about 13 mm in sulphur phantom.
- b) Output of electron beams was decreased to 1000 R/min by using scatterer of Al. 1.9 mm and was done to 700 R/min by the control of magnet.
- c) Dose rate of electron was stabilized less than $\pm 6\%$.
- d) Dose distribution was sufficiently homogeneous in 20×20 cm radiation field for clinical use.

So it seems that this apparatus is very usefull for low megavoltage electron therapy.

はじめに

三菱医用直線加速器は放射線治療上色々な利点をもつ超高圧(6 MeV)_iX線並びに電子線を発生し、本装置の利用によつて精度の高いしかも能率の良い放射線治療が可能である。

本器より発生する6 MeV X線の実用性能及び物理学的特性は既に報告されている。又、6 MeV電子線は表在性の癌腫及び良性疾患の治療に際して極めて好都合な線量分布を示すことは理論的に明らかである。しかし、直線加速器による電子線治療は實際上解決しなければならない若干の問題点がある。

吾々は、宮城県立成人病センターに設置された

三菱重工製医用直線加速器により電子線治療を行うべく、1) 電子の組織内飛程、2) 出力線量、3) 出力安定度及び4) 線量分布の均等性などの点に就いて検討し、临床上ほぼ支障なく電子線治療ができることが判つたので、その試験結果を報告したいと思う。

方法並びに結果

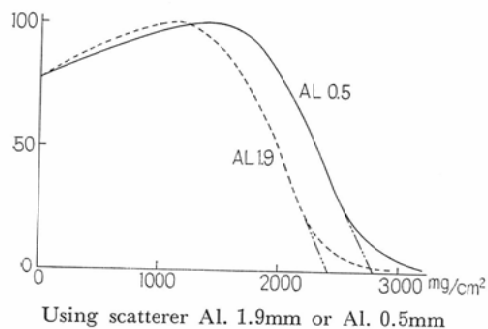
1. 組織内飛程

本器の電子線発生エネルギーは6 MeVであるが、実際に治療に利用される場合には、電子線取り出し窓、空気層及び散乱体などによるエネルギー損失を考慮せねばならず、電子線エネルギーは6 MeVよりも若干低下し、その結果電子の組織

内飛程も亦小となる。

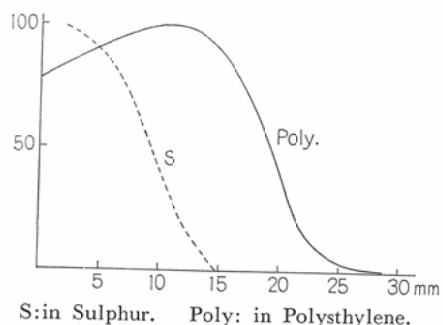
先ず、散乱体として Al 0.5mm及び Al 1.9mmを使用した場合の組織内（水中）飛程を測定した。測定は平行平板型電離箱を用い、その表面にポリスチレンの薄い板を順次重ねて測定した。尚、照射野の大きさは 8×8 cmである。結果は、Fig. 1に示す如くで、散乱体 Al 0.5mmの場合電子の組織内最大飛程は28mm、散乱体 Al 1.9mmの場合には24mmである。又、同深部線量百分率曲線から70%の深部線量域を臨牀的に治療可能な深さと考えれば、前者では21mm、後者では18mmまでの表在性疾患の治療に利用できる。

Fig. 1. Depth dose curve in water



次に、電子の飛程は吸収体の密度によつて大きく影響されるので、骨組織の代用として硫黄ファントム内での電子の飛程を求めた。結果はFig. 2に示す通りで、同ファントム内での電子の最大飛程は13mmであり、又、70%線量域は7.5mmである。実用上、表在性疾患では骨組織は余り問題とならないので、この結果は臨牀上無視でき

Fig. 2. Depth dose curve in Sulphur phantom



る。

2. 出力線量

直線加速器による電子線治療の実用上の最大の欠点は出力線量が余り大き過ぎて、正確な線量の評価ができないことである。本器の場合出力線量を簡単な方法で少なくするには、1) パルス繰り返し数を少なくする。2) 電子ビーム集束磁石系を調節する。及び3) 散乱体を厚くする。こと等が考えられ、この3点に就いての試験結果は次の如くである。

a) パルス繰り返し数の変化：散乱体として Al 0.5mmを使用した。本器のパルス繰り返し数は20pps から 500pps まで連続的に変えることができ、又、非連続的ではあるが 0.7pps にも設定することが可能である。パルス繰り返し数を 0.7pps にすると線量率は理想的な線まで少くなるが、極めて不安定で再現性に乏しい。比較的安定な20pps では、電子線出力線量は 10000R/min を超え、実際の使用に堪えない。

b) 電子集束磁石系の調節：本項では、パルス繰り返し数は20pps、散乱体としてはAl 0.5mmを用いた。

本器では、加速管を通過した電子ビームを効率良く集束させるため2つの四極磁石を使用しているが、先ず、四極磁石系を無作動状態にして電子ビームの集束を行わないと、電子線線量率は約 2500 R/min となる。しかし、この線量率でもなお大き過ぎる。

次に、四極磁石の極性を逆にし電子ビームを分散させると、線量率は約 700R/min となり、臨牀的に安全に使用できる。

c) 散乱体による変化：パルス繰り返し数は20pps、四極磁石は無作動状態とした。散乱体を厚くすれば、出力線量も低下するが、一方散乱体による電子のエネルギー損失も大となり、電子の飛程距離は少となる。従つて、無制限に散乱体を厚くすることはできない。散乱体を 0.5mmから 1.9mm (Al) に厚くすると線量率は2500R/minから1000R/minに減少し、前述の如く組織内飛程は28mmから24mmと減じている。しかし、表在性疾患に用いる限りこの程度の組織内飛程の減少は臨牀上余り

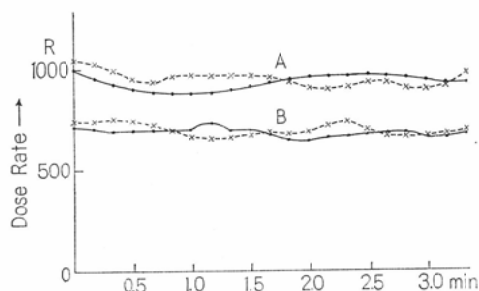
問題とならないであろう。

3. 出力安定度

X線使用時には周波数及び線量率の自動調整機構が充分働くので、既に報告した如く極めて高い出力安定度が得られている。しかし、電子線照射の設定条件下（低パルス繰り返し数及び磁石系の調節）では、自動調整機構は充分作動しないので必然的に線量率の安定度は低下する。

Fig. 3に比較的短時間（3分間）の線量率の連続測定結果を示す。Fig. 3のAには、散乱体Al 1.9mm, パルス繰り返し数20pps, 四極磁石無作動状態における出力線量の変動を示した。即ち、最高値は1040R/min, 最少値は890R/min, 変動

Fig. 3. Stability of Output



Radiation field, 30×30 cm: A) Scatterer Al. 1.9 mm, No control of magnet. B), Scatterer Al. 0.5mm, Controlled by magnet.

量150R, 変動率 $\pm 7.3\%$ である。又、Fig. 3のBは、散乱体 Al 0.5mm, パルス繰り返し数20pps, 四極磁石の極性反転の際における出力線量の変動を示す。即ち、最高値は740R/min, 最少値は660R/min, 変動量80R, 変動率 $\pm 5.7\%$ である。

勿論、出力線量の安定性は高い方が望ましいが6 MeV 程度の電子線は主として固定照射にのみ用いられるので、多少の変動は臨床的には許される。本器の場合、少々変動し過ぎるようであるが、照射線量を正確にコントロールできる積算線量計が組み込まれていれば全く問題なく治療ができる。現在、直線加速器に使用できる電子線モニターがないので、吾々は Siemens Universal Dosimeter を照射筒内に組み込み、その積算線量値で照射線量をコントロールしている。

4. 平坦度

X線では照射野 20×20 cmで $\pm 3\%$ 以内の均等な線量分布が得られたが、電子線ではどの程度の広さまで、充分均等な線量分布が得られるであろうかを検討した。

先ず、絞りを全開とし（照射野 30×30 cm）、照射筒を使用せずに電子線を照射した場合の線量分布の均等性を調べた。Tab. 1には照射野の中心線上における5cm間隔の各点の線量を中心点に対する百分率で示した。

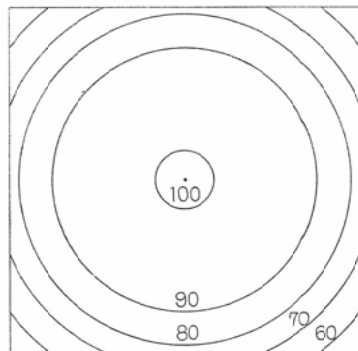
Tab. 1. Dose distribution

Point Scatterer	-15 (cm)	-10 (cm)	-5 (cm)	0 (%)	+5 (cm)	+10 (cm)	+15 (cm)
Al 0.5mm	45	80	91	100	92	81	48
Al 1.9mm	59	90	98	100	98	91	61

即ち、散乱体の厚い方が線量分布の均等性が良く、散乱体 Al 1.9mmでは、 20×20 cmが90%線量域となり、Al 0.5mmでは、 20×20 cmが80%線量域となる。従つて、いずれの場合でも相当広い照射野の設定が可能で、臨床的に充分均等な照射が可能である。

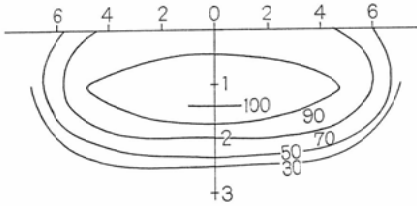
次に、実際の照射に際して使用している金属製照射筒を用いた場合の平面内線量分布を測定した。いろいろな照射筒を使用したか、いずれの場合でも等量曲線は同心円を描き、使用した照射筒よりも少々狭い領域が治療可能な範囲であることが判つた。Fig. 4に、その1例として照射野 12×12 cm, 水深10mmの面における線量分布を示したが、

Fig. 4. Isodose Curve



At 10mm depth of water, Radiation field, 12×12 cm.

Fig. 5. Isodose Curve in water



Radiation field; 12×12cm.

直径10cmの円内が80%線量域に入っている。

又、Fig.5には、フィルム法によつて測定した深さに対する等量曲線を示した。この曲線からも、電子線治療に際しては病巣の広がりより少々広い照射野を設定しなければならないことが判る。

総括

宮城県立成人病センターに設置された三菱医用直線加速器を電子線治療に利用するため、電子の組織内飛程、出力線量、出力線量安定度及び線量分布の均等性を検討した。その結果は次の如くである。

1. 電子の組織内飛程は散乱体の厚さにより異なるが、臨床応用に支障のない程度の散乱体(AI 0.5～1.9mm)では約25mmで、骨組織では約13mmである。又、電子線の深部線量百分率曲線から、臨床的に治療可能な病巣の深さの限界は約20mmである。

2. 出力線量はパルス繰り返し数を可変可能な最少パルス数(20pps)とし、更に、電子ビーム集束系四極磁石を調節するか、若しくは少々厚い散乱体を用いるかによつて、臨床的に安全な、而も市販の線量計で正確に測定できる程度(1000R/

min)にまで減少させることが可能である。

3. 出力安定度は、自動調整機構が作動しないので、±6%程度の変動を示す。しかし、この変動も本体外で積算線量計によりコントロールすれば、臨床上余り問題とならない。

4. 線量分布の平坦度は、用いる散乱体によつて異なるが、大略直径20cmの円形照射野までは臨床上許し得る程度の均等性を示す。

以上の結果から、本器から発生する比較的低エネルギーの電子線は、表在性疾患の治療に有用であり、而も可成り大きな部位を照射できる利点をもつことが判る。従つて、皮膚癌、悪性黒色腫、Lymphoma cutis、癌の皮膚転移、血管腫、ケロイドなどの放射線治療にあたり、この電子線治療は理想的なものと思われ、大いに活用すべきである。

扱つて、直線加速器による電子線治療上、今後は非改善しなければならない点は、出力線量の安定度を更に高めること及び電子線の線量を正確に評価できる電子線モニターの開発である。特に後者は強く望まれるものと思う。

結び

三菱医用直線加速器による電子線治療の可能性を検討するため、2, 3の実験を行い、完全に満足な結果を得た訳ではないが、一応、臨床的に安全に電子線治療が行えることが判つたので、その結果を茲に報告した。

文献

- 1) 佐野他：三菱重工技報，3 (1966)，1-12.
- 2) 立野他：三菱重工技報，4 (1967)，23-30.
- 3) 浅川他：日医放会誌，27 (1968) 1411-1417.