

Title	6MeVライナック電子線治療の基礎的研究（医療用直線加速器の利用に関する研究 第3報）
Author(s)	立野, 育郎; 和泉, 長成; 竹田, 勇夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(9), p. 1162-1172
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18501
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

6 MeV ライナック電子線治療の基礎的研究

(医療用直線加速器の利用に関する研究 第3報)

国立金沢病院特殊放射線科 (医長: 立野育郎)

立野 育郎 和泉 長成 竹田 勇夫

(昭和44年3月25日受付)

Fundamental Studies on the 6 MeV Linac Electron Therapy

By

Ikuro Tatsuno, Naganari Izumi and Isao Takeda

From the Department of Radiotherapy, National Kanazawa Hospital, Kanazawa
(Chief: Dr. I. Tatsuno)

Fundamental studies on the electron therapy using Mitsubishi 6 MeV Linac were carried out. Authors described the mechanism of electron beam generation, the mechanical device, the performance and the clinical data based on the practical and devised therapeutic technics.

Improvements were made to the mechanism and the instrumentation as one of the features of this study. (1) Enormous output of electron beam was lowered to one tenth by means of the inversion technic of magnetic field of the first quadrupole magnet. (2) The dose of electron beam was measured by Radocon probe No. 603 and No. 607 which were calibrated by the plane parallel ionization chamber.

The clinical performance was as follows. (1) Nominal energy of electron beam is 6 MeV but actual maximum energy was 6.43 MeV and the practical maximum range of electron was about 31 mm in water. (2) At 21 pulse per second, the output of electron beam using 0.6 mm Al scatterer was 1,150 R/min on the 30 × 30 cm field at 1 m. (3) The output of electron was stabilized and reproduced to less than ± 3% of irradiation. The dose distribution using Al scatterer in 20 × 20 cm irradiation field was ± 2.7%. (4) Electron beam dose-rate for each field size and distance was measured. Inverse square (Nth power) law about the electron beam dose-rate was established and the value of N was calculated for each field size. N was equal to 2 at 30 × 30 cm field size.

Several electron therapeutic technics were devised. (1) Electron beam was absorbed by hard polyethylene. (2) The scattered electron beam and Bremsstrahlung were removed by means of plastic-cone covered with lead, which were designed by the authors. (3) Trimming for the complicated field was attained by the clay-cone. By using the clay which was plastic and reproducible, ease of trim and low cost were attained. For actual electron therapy, lead was attached under the clay-cone for protecting the skin from the Bremsstrahlung generated by the clay. Electron beam dose-rate inside the field of clay-cone was measured and plotted.

This apparatus is considered sufficiently useful for the low megavoltage electron therapy.

1. はじめに

放射線治療に於いて、X線治療と共に電子線治療も有力な武器である。しかし、現状では、超高エネルギー電子線治療には主として、エネルギー変換の容易なベータトロンが用いられ、X線出力の大きなライナックは、X線治療に用いられているが、ライナックでも電子線照射は可能であり、2~10MeVのエネルギー範囲の電子線では浅在性腫瘍の照射に適している。

われわれの6 MeVライナック (LAS-M#2 三菱重工製) は、X線および電子線ともにエネルギー固定 (6 MeV) ではあるが、両者共に容易に切換えて使用出来る機構になつている。X線の特性についてはすでに発表¹⁾²⁾した。今回は、電子線治療を行なうに際して、研究、開発した機構ならびに医療用データの基礎的諸問題について報告する。

2. 電子線の発生機構ならびにラドコン・プローブの校正

2・1: 電子線の発生機構: 本装置の電子線発生には、次のような特長ある機構が開発されている。

操作卓上の切り換えスイッチをX線から電子線

にすることにより、ターゲットおよび電離箱は、図1に示すように加速電子軌道外に引き出され、これと入れ換えにスキヤタラー (Al 0.6mm厚) が放射口下に挿入される。

次に、電子線照射の際に、X線発生モードそのままの条件で電子線照射すると、最低パルス繰り返し数20p.p.s. 照射野30×30cmで約 $1.2 \sim 1.3 \times 10^4 \text{R/min/m}$ という大線量が照射される。このような大線量率では、治療操作上からも扱いにくいので、X線発生モード時の電子ビーム軌道を、図2に示すように第1四極磁石 (First quadrupole magnet) の磁場を逆極性に設定し、電子ビームを発散させ、電子線線量をX線発生モードのときの大線量の約 $1/10$ にすることができた。

又、電子線照射では、照射スイッチ・オン直後から規定線量に達するまでの時間 (立上り過渡特性) をできるだけ短時間にするために、最初に第2ステアリング・コイル (Second steering coil) 磁場を、X方向 (図1 A方向) に設定しておく。この作用により、電子ビームは、始め、X方向に振られているが、次に、磁場の設定電流値に達すると、設定軌道 (図1 B方向) にもどり、電子線

Fig. 1. Block diagram of the mechanism of beam generation from Mitsubishi 6 MeV Linac (LAS-M)

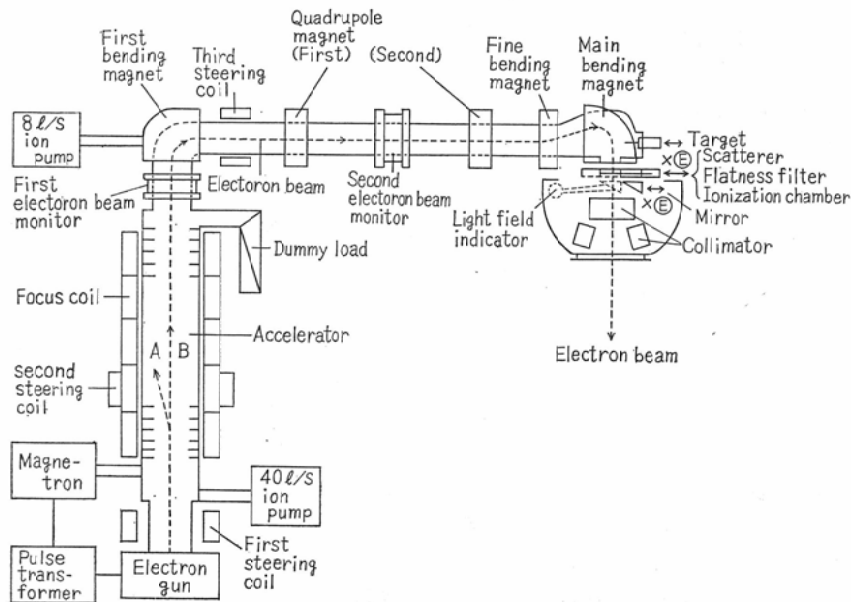
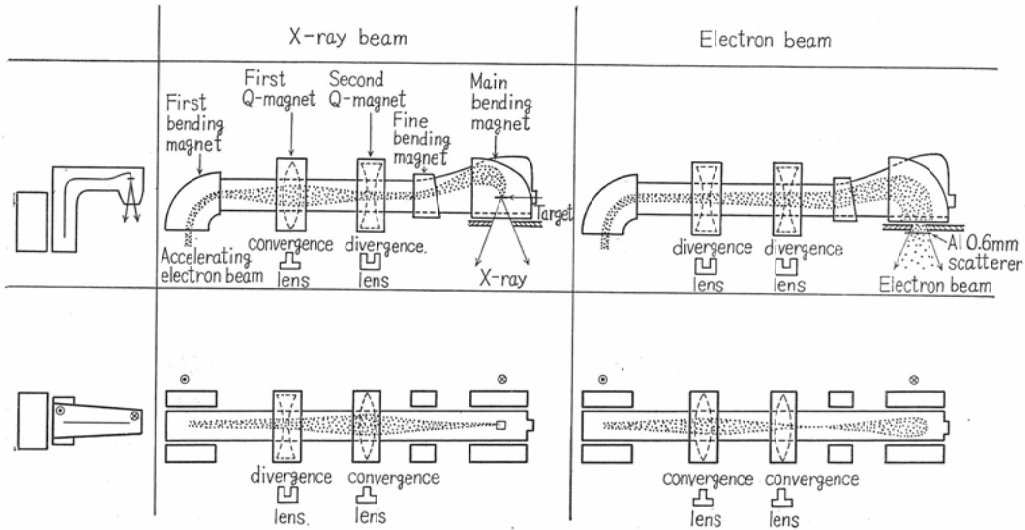


Fig. 2. Schema of 180 degree bending magnet system of LAS-M



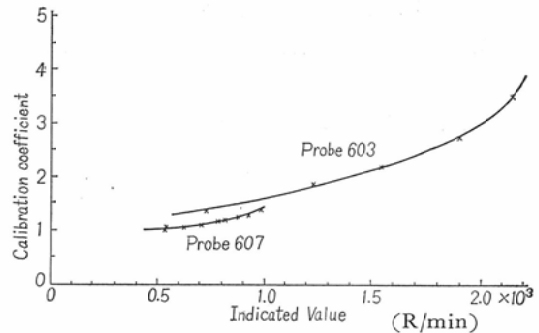
が照射される。この機構により立上り過渡特性が短時間（0.1sec 以内）になり、照射時間の損失が少なくなるので、線量を誤差なく照射するのに役立つ。

さらに、照射野指示鏡は、手動で照射野外に引き出すことによつて、電子線照射の電気回路は準備完了となる。

以上のような電気的ならびに機械的設定が完了後、照射のスイッチをオンにすると電子線が照射される。

2・2：ラドコン・プローブ 603, 607の指示値の校正：ライナックのようなパルス波の大線量の電子線線量を測定する計測器は、まだ市場に出していないので、現状では低線量率メーター、又は、X線、γ線用メーターを用いて測定しているが、これによる測定値の誤差は大きい。そこで、われわれは平行平板型電離箱（三菱重工製）を用い、この電離箱の電極に集められる電荷を振動容量型電位計（TR-84B-タケダ理研製）で測定し、電極間のイオン収集率が、Boag³⁾の理論値に一致することを確かめ、電離箱のイオン収集率とラドコン・プローブ 603, 607の指示値の比率から両プローブの校正常数を求めると、図3に示すようになった。図からも判るように、プローブ 603,

Fig. 3. Calibration of Radocon probe by the plane parallel ionization chamber.



607のいずれも 600R/minで、飽和現象が始まっており、特に指示値の大きいプローブ 603は、直線性がない。この主な原因は、ピーク値増大のため、電気回路の非直線性によるものと考えられ、プローブ使用時には注意すべき事項である。以上の如く校正せられたプローブで電子線線量を測定した。

3. 諸特性と医療用データー

3・1：電子線エネルギー：本装置の電子線エネルギーは、公称6 MeVであるが、実際のエネルギーはどれ位あるかを Al 0.6mm用のスクヤターを用いて調べた。平行平板型電離箱の上面に種々の厚さのポリスチレン板を積み重ね焦点位置

Fig. 4. Electron depth-dose curve

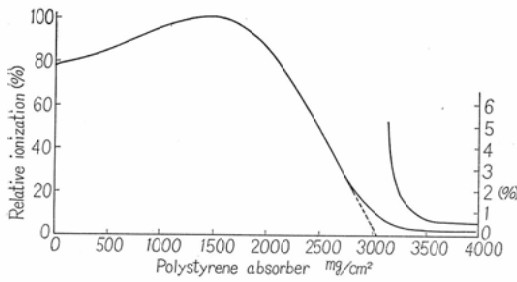


Fig. 5 Electron dose distribution in air

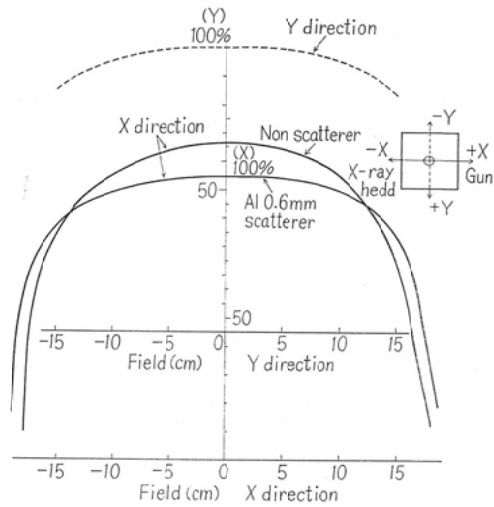
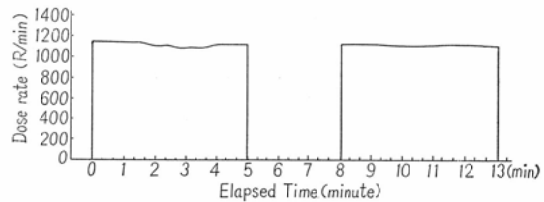


Fig. 6. Stability and reproduction of the electron output.



からポリスチレン板までを距離1mとした。照射野 10×10 cmで、パルス繰り返し数21p.p.s.として、電子線照射を行ない電子線の最大飛程を測定した。その結果図4に示すような深部率曲線になった。この曲線から80%を治療有効領域とすれば、約20mmの深さまで臨床的に治療可能となる。さらに同曲線より外挿飛程を求めた。エネルギーと飛程の関係は、次のMarkus⁴⁾の式を用いた。

$$R\rho = 0.51 E - 0.26$$

但しR：飛程 (cm)

ρ ：物質の密度 (g/cm^3)

E：エネルギー (MeV)

上式から電子線エネルギーを算出すると、6.43 MeVであり、水中最大飛程は約30.5mmとなる。公称エネルギーより高いことが判つたが、治療上は差支えない。

3・2：電子線出力：平行平板型電離箱で校正したラドコン・プローブ603の頭部に、アクリル・キャップを、又、プローブ増巾部に電子線遮蔽筒を被せ、パルス繰り返し数21p.p.s.としAl 0.6mm厚スキヤッターを用い、照射野 30×30 cmの中心点に空中固定して測定した。このときの焦点位置からプローブ中心までの距離を1mとした。測定結果を校正して線量を算出すると、1,115 R/min/mとなつた。この線量率は、ライナック電子線出力としては、治療上扱い易い線量である。

3・3：出力平坦度：ラドコン・プローブ603を前記と同条件にして、空中で駆動させ、X方向は、スキヤッターを挿入した場合と挿入しない場合、又、Y方向は、スキヤッターを挿入した場合をいずれも記録計(YEW-PRO-12)に記録させた。結果は、図5に示すように、スキヤッター

を挿入した場合と挿入しない場合(X方向)とでは、前者は後者よりも中心線量は約12%減少するが平坦度は良くなる。すなわち、出力平坦度は、X、Y方向共に照射野 30×30 cmでは $\pm 10\%$ 、照射野 20×20 cmでは $\pm 2.7\%$ であつた。これは、実際の治療には支障ないものと思われる。

3・4：出力安定度および再現性：電子線照射では、低パルス繰り返し数(20~40p.p.s.)で照射する関係上、自動周波数制御装置(Automatic Frequency Control)が鋭敏に作動しにくいので、線量率の安定度は、X線照射の場合(パルス繰り返し数200~300p.p.s.)よりも低下するものと考えられるので、ラドコン・プローブ603を前記と同条件で空中固定し、パルス繰り返し数21p.p.s.として、連続照射しながら線量率の変化を調べた。その結果、図6に示すようになった。すなわち、出力安定度は $\pm 3\%$ の好結果を示した。

次に、出力の再現性について、前と同条件で調べた。電子線照射を連続5分間照射後、休止3分間、又、連続5分間照射、休止3分間の組み合わせで繰り返し出力の変動を調べると、その再現性は±3%で余り変動はなかつた(図6)。

以上のことから、本装置は電子線照射においても、X線同様、安定性および再現性は高いが、現在、電子線線量モニターがないので、設定電子ビーム波形を制御卓上にある電子ビーム・モニター端子に、シンクロスコープを接続し、波形が正しく設定されていることを観察しながら照射を行なっている。これは非常に手数がかかることなので、電子線線量モニターの開発を考慮中である。

3・5：等線量曲線：測定は、ラドコン・プローブ603に防水処置を施し、水フアントム中を駆動させ、照射野30×30cmから2×2cmまでの5種類について、電子線線量分布を記録計(YEW-PRO-12)に記録させた。そのデータから逆算して図7(a,b.)、図8(c,d.)のような等線量曲線を求めた。

3・6：照射野の大きさと線量率の関係：コリメータ開度による照射野(FSD=100cm)の変化が、どれ位線量率に影響を及ぼすかを、パルス繰り返し数21p.p.s, Al 0.6mm厚スキヤタラーを用い、ターゲット位置—プローブ間距離を1mとして、ラドコン・プローブ603で測定した。この結果、図9に示すように照射野30×30cmから15×15

cmまで線量率に変化がなく、照射野15×15cm以下では線量率が低下して行く。又、実測カーブのままでは治療上不便を来たすので、補正曲線(正規カーブ)を作製した。この正規化カーブとは最大量に対する各照射野に於ける線量の百分率(%)を求め、これを曲線にしたものである。

3・7：距離による線量率の変化及び逆2(n)乗特性と照射面積の関係：焦点のX線の場合は、常に距離逆2乗法則が成り立つが、本装置の電子線の場合には、当然成り立たないことが想像出来る。そこで距離による線量率の変化を、ラドコン・プローブ607の照射野(FSD=100cm)20×20cm, 10×10cmについて、ターゲット位置—プローブ間距離を変え、線量率の変化を測定した。この測定値より、逆2(n)乗特性のn値を次式から求めた。

$$\frac{D}{D_0} = \frac{1}{d^n}$$

D_0 ：ターゲット位置—プローブ間距離100cmでの線量

D ：ターゲット位置—プローブ間距離d cmでの線量

これより図10に示すように逆2(n)乗特性のn値は、照射野が小さくなるとn値が大きくなる傾向がある。照射野30×30cm(全開)でn=2, 20×20cmでn=2.44, 10×10cmでn=2.78となる。

Fig. 7. Isodose curve in water

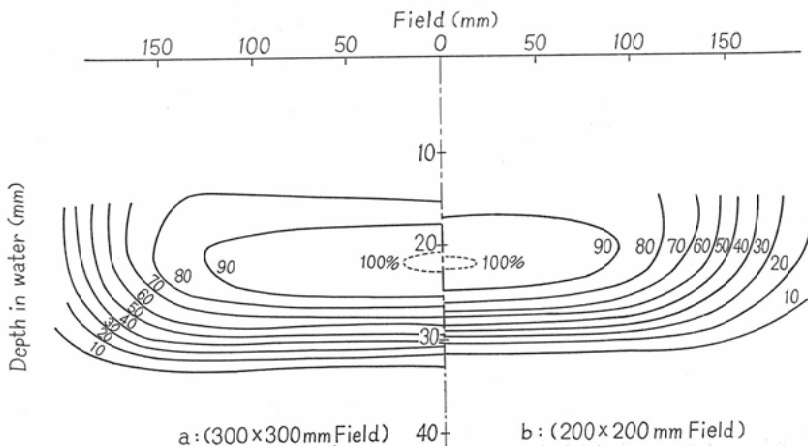


Fig. 8. Isodose curve in water

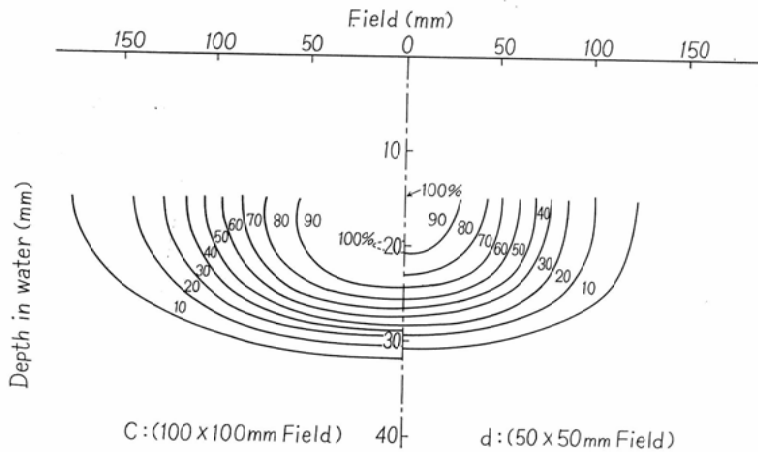
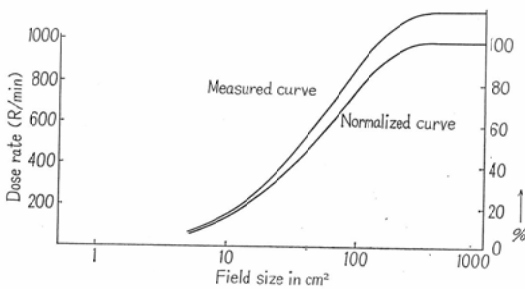


Fig. 9. The dose rate and field size

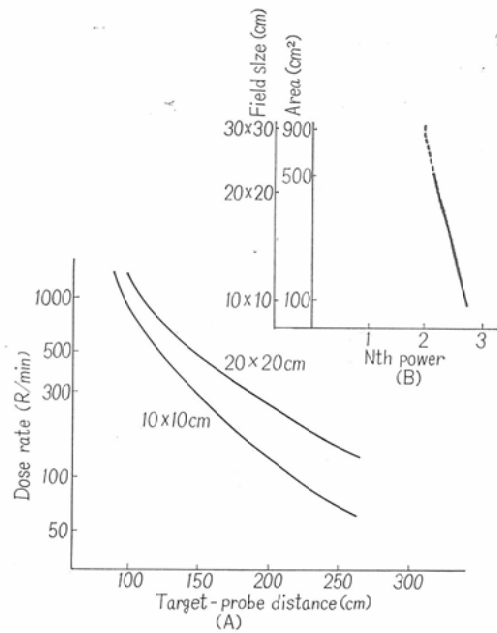


4. 電子線照射方法の研究

4・1: エネルギーの減弱(吸収): 本装置の電子線エネルギー(6.43MeV)は固定されており、エネルギーを変換することができない。そこで、エネルギーを減弱させるのに吸収板を用いることにした。吸収板としてX線の発生が少なく水の比重に近い物質を選んだ。すなわち、この吸収板には、ハイゼックス板(硬質ポリエチレン板、比重0.98~0.94)を用いて次のような実験を行なった。実験方法は、図11に示すように吸収板を1枚、2枚と上積みして電子線を照射し、飛程距離を測定すると、図11の写真のように吸収板の厚さ分だけフィルムに黒化される深さが浅くなって来る。このことはエネルギーが吸収板で減弱(吸収)されたことが判る。実際の治療に際して、病巣の深さによつて吸収板の厚さを変え、電子線の組織内の飛程距離を調節することができる。

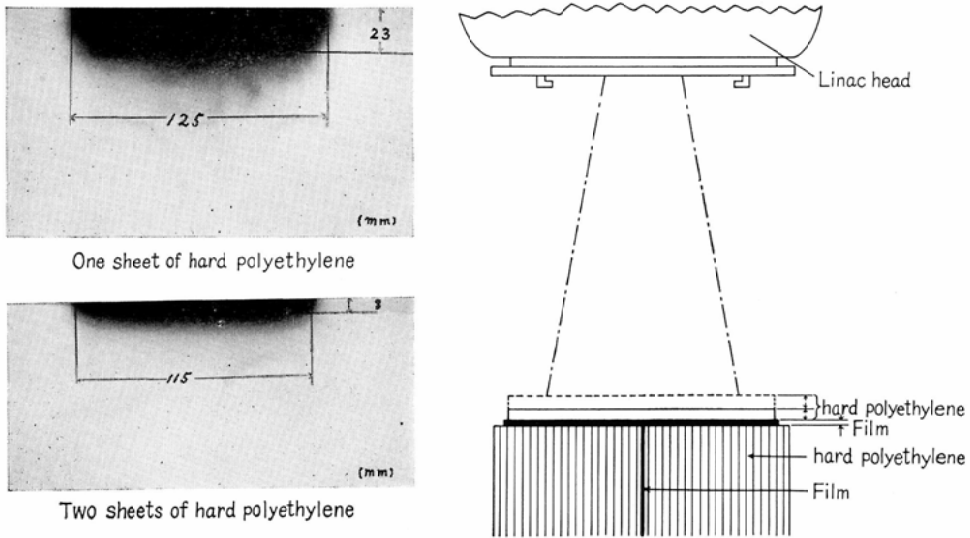
Fig. 10 (A) Dose rate and target-probe distance

(B) Inverse Nth power law



4・2: 散乱と制動X線の除去: 本装置には電子線照射用の照射筒が附属していないので、照射筒を自製し、照射筒を装着した場合としない場合において、如何に散乱線が除去されるかを調べた。まず、照射筒(Tubus)なしで照射野6.5 x 6.5 cmで、図12に示すように電子線を照射した。そ

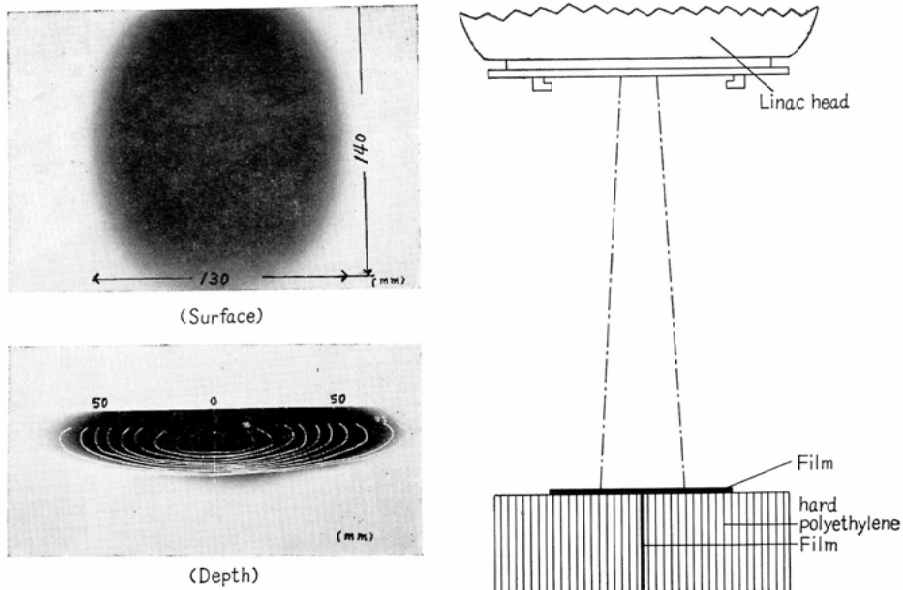
Fig. 11. Radiograph showing electron beam absorption by hard polyethylene



の結果、図12の写真からも判るようにコリメータ等から発生する散乱線(制動X線や漏洩電子)の影響が大きく現れている。次に、これを除くためには照射筒が必要であることが判る。最初に、厚さ5mmのプラスチック板のみを用いた照射筒を自製

し、図13に示すように電子線を照射して、フィルム黒化法で観察すると、図13の写真に示されるように照射野辺縁はまだ鮮鋭でなく、僅かではあるがプラスチック板からの散乱線のために35mmの深さまで黒化されている。この散乱線をラドコン・

Fig. 12. Radiograph showing the scattered electron beam on the surface and in depth with field size defined 65×65 mm



プローブ 607で、照射筒先端の辺縁より約3 cm周囲の点を測定した結果、照射筒先端照射野中央での空中線量の約4%の値を示した。次に図14に示すようにプラスチック照射筒の外側に厚2 mmの鉛板をおおて調べた。その結果は図14の写真からも判るように、照射野外には黒化されていない。又、辺縁も sharp であり、測定器にも感じなかつた。すなわち、これは散乱線を完全に防禦していることがわかる。

われわれは、以上の結果から照射野6.5×6.5cm, 14.5×14.5cm, 20×29cmのプラスチック照射筒の外側に2 mm鉛板をおおつて照射筒を自製した。なお、図12, 図14に示す深さ方向の写真に等線量曲線が入れているのは、フィルム黒化法と、プロッター（東芝 MRA-101型）で記録したものとの合成写真である。

4・3：電子線照射野の整形と健常部の防禦— Clay-Coneの作製—：実際の電子線治療に際しては、照射筒以外の形状と大きさで照射したり、又、複雑な照射野で照射する必要が生ずる。すなわち、電子線照射野の整形である。そこでこの整形に用いる物質の具備すべき条件は

- 1) どのような形状の照射野もとれる。（可塑性があること。）
- 2) 整形が簡単である。
- 3) 再現性に富むもの。（形が崩れず、長期保存の出来るもの。）

以上の観点から色々の材料を検討してみるとゴム粘土（Clay）を Cone として用いた結果が一番すぐれており、しかも安価で普遍性がある。そこで、Clay の厚さがどれ位で6 MeV 電子線が阻止できるかを、フィルム法で求めると約 1.5cm である。従つて2 cmの厚さがあれば十分であるが、Clay-Coneからはさらに制動X線が発生するので、これを厚さ2 mmの鉛板で阻止した。その実験は、Clay-Coneに鉛板を裏打ちしない場合（図15）と鉛板を裏打ちした場合（図16）の方法で行なつた。その結果の両者の写真は、フィルム黒化法で、鉛板の効果を確めたものである。さらに、前記の照射野の大きさと線量率の関係図を作製したときと同条件でコリメータによる照射野を10×10cmとし、厚さ2 cmの Clay-Cone の照射野の大きさによる線量率の変化を調べた。この結果を実測カーブ、正規化カーブと共に図17に示す。これ

Fig. 13. Radiograph showing the protective effect of the plastic-cone from the scattered electron beam with field size defined 65×65 mm.

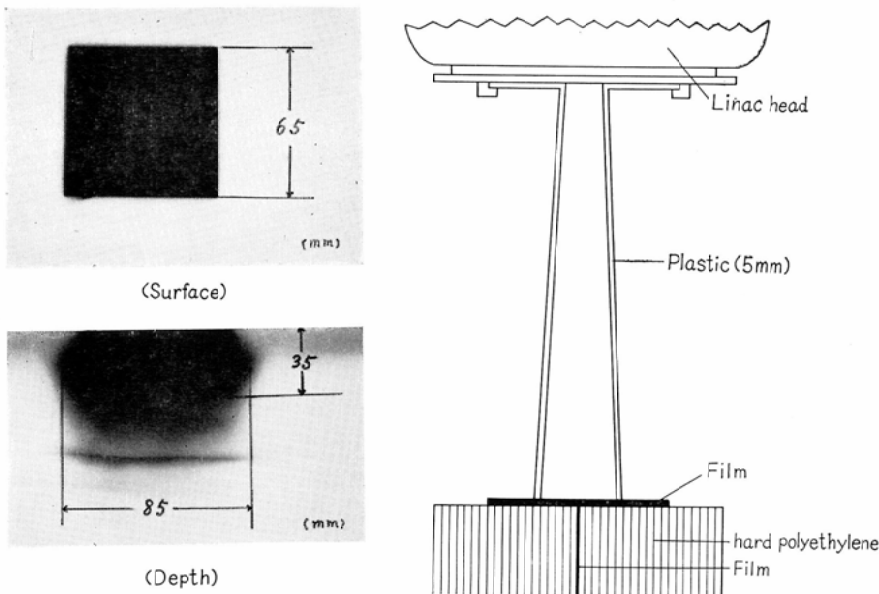


Fig. 14. Radiograph showing the effect of the lead which covers the plastic-cone protecting from the Bremsstrahlung.

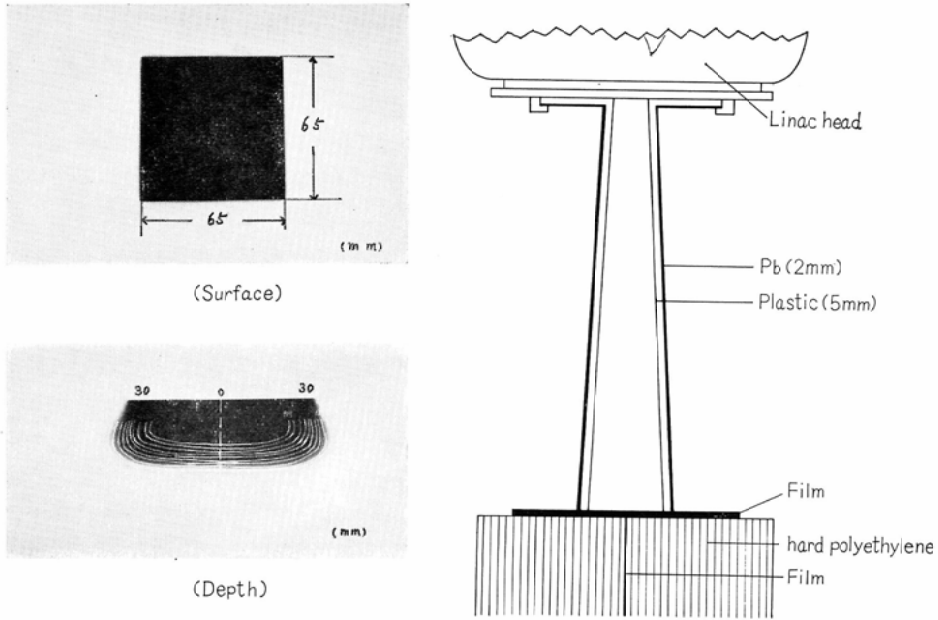
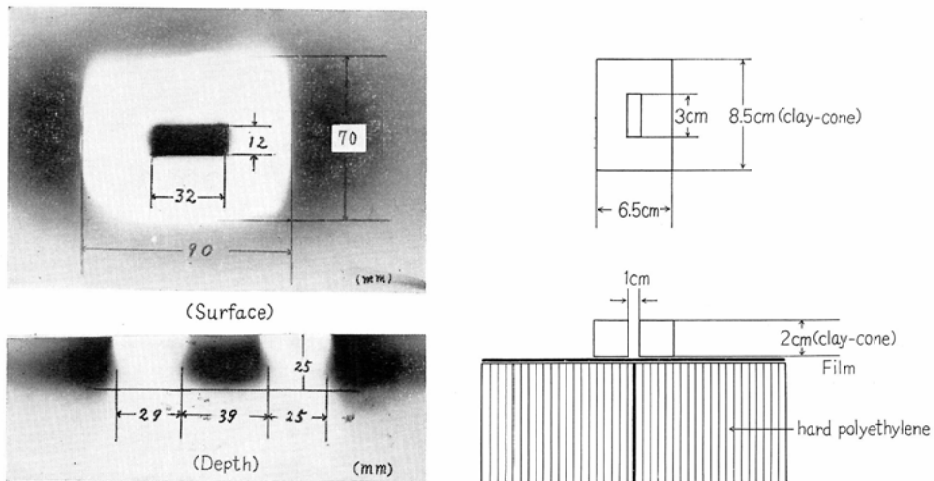


Fig. 15. Radiograph showing the Bremsstrahlung generated by the clay-cone.



によると、10×10cmから4×4cmまでの照射野では線量率の変化を認めないが、4×4cm以下の照射野になるに従って線量率も低下する。

以上の結果から、電子線照射野の整形と健常部の防禦は、照射筒の照射野では複雑な照射野がとれないので、照射筒の照射野よりも小さい場合

は、あらかじめ複雑な照射野を鉛板で裏打ちした Clay-Cone で作り、照射筒の内側にその Clay-Cone を嵌め込んで用いた。次に、照射筒の照射野よりも大きい照射野で行なう際には Clay-Cone を鉛板で裏打ちし余分な部分は、鉛板(2mm厚)を健常部におおつて防禦することにした。

Fig. 16. Radiograph showing the protective effect of 2 mm thick lead under the clay-cone from the Bremsstrahlung.

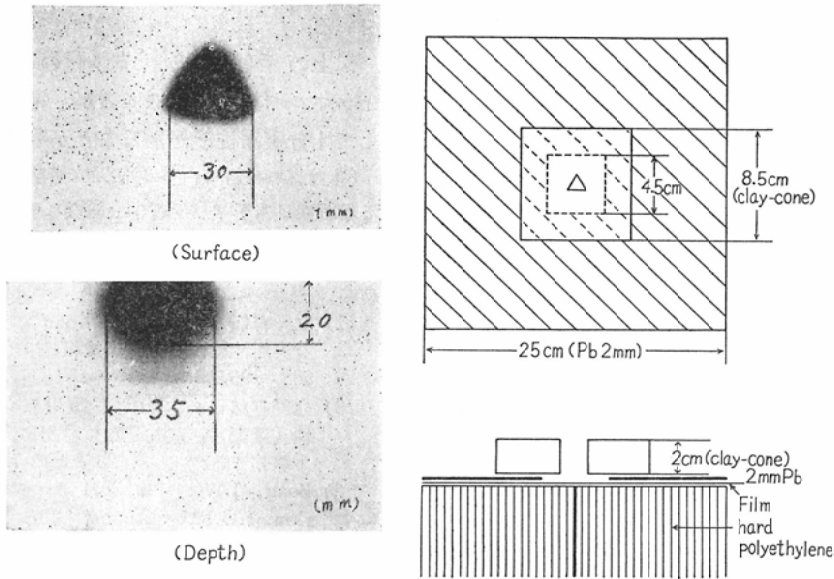
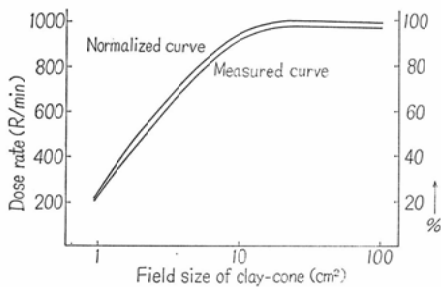


Fig. 17. Dose rate and the field size of clay-cone.



5. むすび

われわれは、6 MeV ライナック (LAS-M#2, 三菱重工製) 電子線治療を行なうに際して、多くの問題点に遭遇したが、これらの問題点について、研究、開発ならびに基礎実験を行なった。

その結果は、次の如くであった。

1. ライナック電子線線量は、大線量率で治療操作上、扱いにくい線量であるが、電子線照射時に、第1四極磁石の磁場を逆極性に設定することによって、従来の約 $1/10$ の低線量率にすることができた。

2. ラドコン・プローブ 603, 607の校正は、平行平板型電離箱のイオン収集率とプローブ603,

607の各指示値の比率から、校正常数を求めて、電子線の線量を測定した。

3. 電子線 エネルギーは、Al 0.6mm スキャタラーを用い、電子線の深部率曲線から最大射程距離を求め、これより計算すると6.43MeV となった。

4. 電子線出力は、焦点位置から距離1 mにおいて、照射野 30×30 cm, パルス繰り返し数21p.p.s. とすると、線量率は 1,150R/min/m となった。

5. 出力平坦度は、照射野 30×30 cmでは $\pm 10\%$ であり、照射野 20×20 cmでは $\pm 2.7\%$ であった。

又、出力安定度および再現性は、両者共に $\pm 3\%$ であった。これらは、電子線出力特性として好結果であった。しかし、電子線線量モニターが現在装備されていないので、その開発を考慮している。

5. 等線量曲線は、照射野 30×30 cmから 2×2 cmまでの中間5種類を水中で実測の上、作製した。

7. 照射野の大きさと線量率の関係は、照射野 30×30 cmから 15×15 cmまでの線量率に変化がないが、照射野 15×15 cm以下では線量率が低下して行く。

8. 距離による線量率の変化は、 $20 \times 20\text{cm}$ と $10 \times 10\text{cm}$ の照射野で実測した。又、逆2 (n) 乗特性と照射面積の関係については、照射面積が小さくなるに従ってn値が大きくなる傾向があることが判つた。

9. 電子線エネルギーの減弱(吸収)は、吸収板(硬質ポリエチレン板、比重0.98~0.94)の厚さを換えることによつて、組織内への電子線飛程距離を変化させ、病巣の深さに合せて、この吸収板の厚さを調節することにした。

10. 散乱と制動X線を除去するために、厚さ5mmのプラスチック照射筒を鉛板2mmでおおつたものを、 $20 \times 29\text{cm}$ 、 $14.5 \times 14.5\text{cm}$ 、 $6.5 \times 6.5\text{cm}$ の3種類の照射野で自製し、これより散乱線を完全に防禦することができた。

11. 複雑な照射野の整形には厚さ2cmのClay-Coneを用い、このClay-Coneの照射面積と線量率の関係図を作製した。照射野 $10 \times 10\text{cm}$ から $4 \times 4\text{cm}$ まで線量率の変化を認めないが、これ以下

の照射野になるに従つて線量率も低下した。又、照射野外の健常部は2mmの鉛板でおおつて防禦している。

以上の諸事項から、本装置の電子線は6MeVとエネルギー固定ではあるが、電子線治療装置として十分実用性能があることが判つた。

(本論文の要旨は、第22回国立病院療養所総会医学会と第27回日本医学放射線学会総会に於いて、それぞれ発表した。)

文 献

- 1) 立野育郎他：三菱医療用ライナックLAS-Mの実用性能，三菱重工技報，4(10)：581~588, 1967.
- 2) 立野育郎他：6MeV医療用ライナックの諸特性(医療用直線加速器の利用に関する研究，第1報)，日医放会誌，28(2)：72~80, 1969.
- 3) Boag, J.W.: Physical Aspect of Irradiation. I.C.R.U. Report 10 b, 12-13, 1962.
- 4) Markus, B.: Beiträge zur Entwicklung der Dosimetrie schneller Elektronen. 3. Teil: 2. Praktische Dosimetrie, Strahlentherapie Band 124, 33, 1964.