

|              |                                                                                     |
|--------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| Title        | 国産(三菱重工製)6Mev医療用直線加速器 : 超高压照射法の研究 第15報                                              |
| Author(s)    | 北畠, 隆; 奥村, 寛; 植田, 俊男 他                                                              |
| Citation     | 日本医学放射線学会雑誌. 1968, 27(10), p. 1283-1295                                             |
| Version Type | VoR                                                                                 |
| URL          | <a href="https://hdl.handle.net/11094/19171">https://hdl.handle.net/11094/19171</a> |
| rights       |                                                                                     |
| Note         |                                                                                     |

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

## 特別掲載

## 国産(三菱重工製)6 Mev 医療用直線加速器

(超高圧照射法の研究 第15報)

愛知県がんセンター放射線部

北 畠 隆\* 奥 村 寛 植 田 俊 男

名古屋大学医学部放射線医学教室

高 橋 信 次

三菱重工名古屋航空機製作所第一技術部

佐 野 朗 待 山 義 彦

(昭和42年8月25日受付)

## 6 MEV MEDICAL LINEAR ACCELERATOR MADE IN JAPAN

by

Takashi Kitabatake, Yutaka Okumura, Toshio Ueda

(Department of Radiotherapy, Aichi Cancer Center Hospital, Nagoya)

Shinji Takahashi

(Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine)

Akira Sano and Yoshihiko Machiyama

(Mitsubishi Heavy Industries, LTD., Aircraft Works, Nagoya)

A 6 Mev medical linear accelerator manufactured by the Mitsubishi Heavy Industries, LTD., was installed in the Aichi Cancer Center. This machine is the first one of this type of units made in Japan. This paper deal with a mechanical construction, results of tests for radiation and mechanical accuracy, and circumstance of trouble and maintainance. One of the most striking characteristics of this machine is a mechanism that deflects the electron beam, coming out of the accelerator tube, 180 degrees, using two steps of deflection magnet system. The maximum X-ray output was 465 R/min at one meter with the actual maximum energy of 5.75 Mev. The unit was acting for clinical radiotherapy for last 6 months, however treatment was interupted only one day because of machine trouble. Details written in English will be published by the same authors in the forth-coming paper of *Tohoku J. exp. Med.*.

## 緒 言

直線加速器を医療機として設置する機運は、欧米のみならず本邦においても最近特に高まりつつある<sup>1)</sup>。本邦において最初設置せられた装置はすべて外国製品であり、ついで日本電気株式会社が Varian 社と技術提携の元に準国産と目される装

置を製作し、その第1号機は愛知県がんセンターに納入されたが<sup>2)</sup>、その後すでに数台以上の装置が各地に設置されている状況である。

一方三菱重工においては独自の立場から昭和39年以来医療用直線加速器の開発を行い、昭和41年暮に愛知県がんセンターにその第1号機を納入、その後すでに数台の製作を完了している。この装置

\* 現新潟大学医学部放射線医学教室

は、1, 2の部品に輸入品を使用している他、設計および組立はすべて三菱重工の手になるもので<sup>3)4)</sup>、この意味で本機は純国産機である。本機は愛知がんセンターに設置以来、各種の性能試験を重ね、昭和42年3月から実地臨床の使用に供されている。本邦においても実用に足る医療用直線加速器が製作されるようになったことは、ようやく加速器による放射線治療が世界的にみてもその緒についた時期であることを考え合せると、重大な意義を有するものである。工場内における試験結果や、製作者からみたこの装置の特長などについてはすでに報告してあるので、この論文では実際に病院に設置されてからの諸性能、医療機としての特長故障と保守の方法などの要点を述べようと思う。

#### 構造概要

構造の詳細は佐野らが述べてあるが<sup>3)</sup>、その大要は次の通りである。すなわち本機は、加速器本体、制御卓、電源箱、治療台、および位置ぎめペンダントよりなる。本体は廻転部と固定部があり、廻転部には電子加速系、磁石系、X線ヘッド、および真空系が入っており、固定部には冷却系、本体駆動部、および電源の一部が入っている。本体の外観および構造の概要を図1および図2に示す。

図1；三菱重工製直線加速器の外観

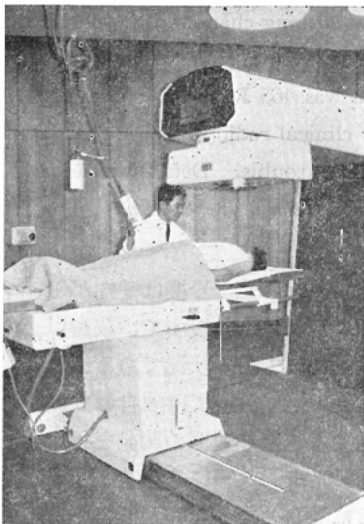
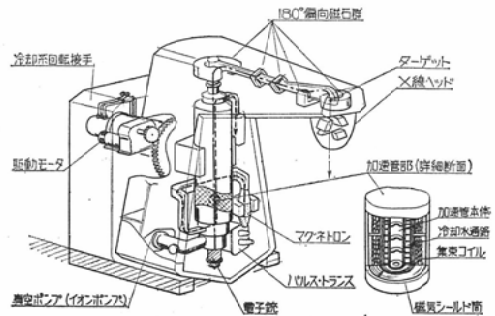


図2；三菱重工製直線加速器の構造概要

#### LAS-M概要



電子加速系は電子を6 Mevのエネルギーまで加速する系統で、電子銃、加速管、マグネトロン、立体回路などよりなる。電子銃から出て加速管内に入った熱電子をマグネトロンから供給されるマイクロ波で加速するのである。マグネトロンはE.E.V.社製のものを採用しているが、加速管は三菱重工の設計によるもので、加速管出口部における電子線エネルギーは、全電子数の約60%が6 Mev  $\pm$  0.1 Mevに入っている。加速管を出た高エネルギー電子流は、まず第1偏向磁石により90°偏向し、ステアリングコイル、ビーム電流計などを経た後、精および主偏向磁石によりさらに90°偏向して照射口にとりだす。すなわち180°偏向方式である。かくして180°偏向した電子流はタングステン製のX線ターゲットによりX線に変換され、イオンチェンバー(2層)、コリメーター、多段分割絞り(原体照射用)を経て患者に到達する。

本装置における出力安定のための工夫は主として3点である。その1は冷却系で、これは加速管の冷却温を40  $\pm$  0.2°Cの制御精度を得ている。その2は自動周波数制御機構(AFC)で、偏差が3,000 Mc/s  $\pm$  40 kc/s以下であり、有効帯域幅は3,000 Mc/s  $\pm$  700 kc/s以上であることが確認されている。その3は自動線量率補正機構でパルス繰返し制御を行うものである。

#### 試験結果

1) 焦点の大きさ：直線加速器のX線焦点の大きさを測るための絶対的な方法はないので、ここ

ではアラデーカップ法、ピンホール法および線ペネトレーター法の3法を行い、比較した。まずアラデーカップ法はターゲットの代わりにその位置に円形のスリットを置き、これを通過する電流をアラデーカップで測定するもので、スリットの径を種々変えて測定電流値を比較すれば、ターゲットに入射する電子流の径を知ることができる。この場合はスリット径2mmφの時に電流収率70%を得、3mmφに拡げても収率はやはり70%であつたので電子径を2mmφ以下と判断した。

次にピンホール法では、厚さ5mmの鉛板に0.5mm径のピンホールをあけ、このスリットをターゲットから60cmの点におき、さらにスリット、フィルム間を60cmとしてピンホール写真を撮つたところ図3を得た。この方法はピンホールに厚さがあるので正確ではないが、焦点径は略1mmかあるいはそれより僅かに上廻る程度と思われる。次に線

図3；X線焦点のピンホール写真

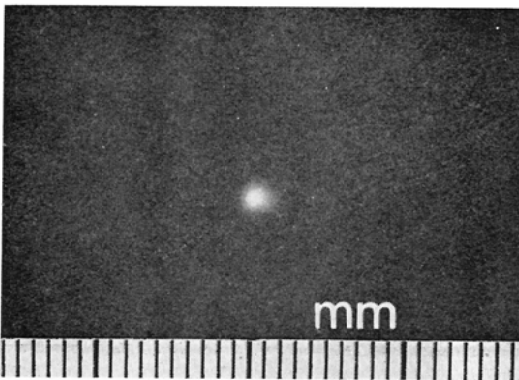
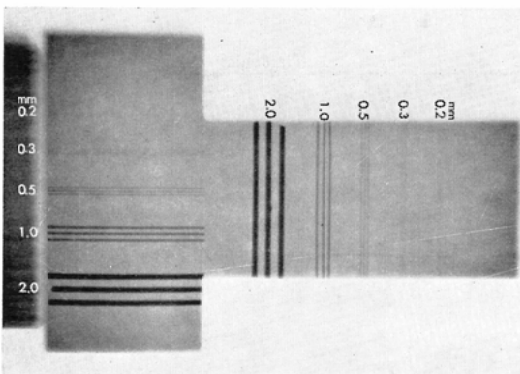


図4；線ペネトレーターの写真



ペネトレーター法は解像力を検討し逆に焦点の大きさを算定する方法である<sup>5)</sup>。すなわち、直径がそれぞれ、2.0, 1.0, 0.3, および 0.2mmのタングステン線をそれぞれ3本ずつ線径と同じ間隔をおいて平行にアクリル板に埋めこんだペネトレーターを作り、これを直角2方向に置いて撮影した。(図4)このペネトレーターはICRUがX線装置の解像力テストのためにすすめているのと同じものである<sup>6)</sup>。この方法によると、焦点の径をa、針金の線径をb、焦点・針金間距離をm、針金の像と針金間隙の像とがそれぞれ半影が境を接するときの針金・フィルム間距離をn<sub>1</sub>とすると、

$$n_1 = m \frac{b}{a-b}$$

が成立つ<sup>6)</sup>。実測では m=77cmの時に n<sub>1</sub> の条件を満すので、焦点径は約 0.9mmとなつた。以上3法を総合するとX線焦点は2mm以下となる。

2) X線出力：本器ではエネルギーが6Mev前後の時に最も線量も多くかつ安定であるように設計かつ製作されてある。そこで以下特に断らない限りX線は6Mev(公称)であるものとする。本器の線量モニターは放射口に取付けた2層型平板電離槽によつている。積算線量計には上層電離層の指示を用い、その他に上下各電離層の指示をそれぞれ別個の線量率計に用い制御盤上に読みとることができる。まずパルス繰返し数とX線量との関係を調べたところ図5のごとくなつた。これは絞りを全開にし(すなわち1mの距離で30×30cm)、フラットネスフィルターを使用した状態にして、FSD 1mの照射野中央にラドコン線量計 Model 575のプローブ 607を、1.5mm厚さのアクリル製キャップをつけて空中に固定して計つたものである。すなわち線量とパルス繰返し数は比例関係にある。直線が2相性になつているのは、繰返し数の高域と低域の2段切替えとし、かつ1個のpps調整ボリュームつまみで全域をカバーする機構になつているからである。この試験では最大のppsは500ppsでその際の線量は465R/minであつた。この値は本器の最大X線出力である。

次に組込み線量の信頼度をみるために上記と同

図5；パルス繰返数（横軸）と線量（縦軸）の関係  
直線が2相となつてゐるのは、2段切換によつてレンジを換えたためである。

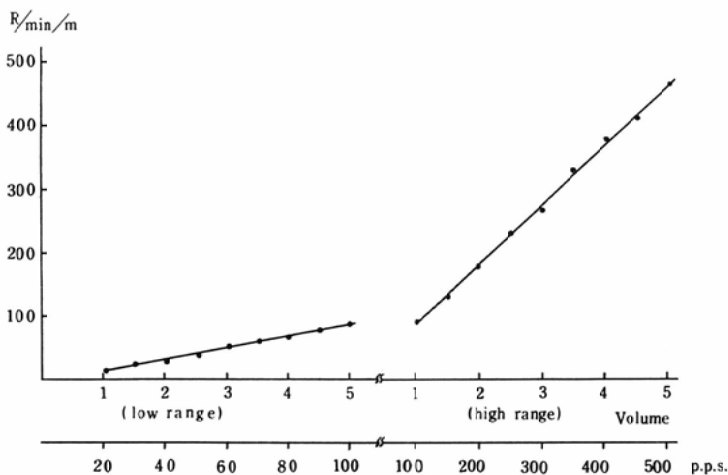
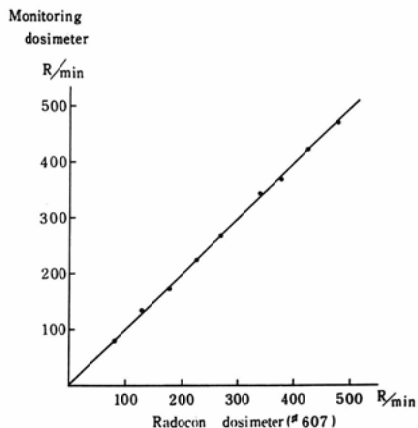


図6；モニターとラドコン指示値との対応



じ実験を行い、ラドコン指示値と線量率計指示値の比較を行つた。線量率計の読みは上層下層電離槽別々に読みとつたが、その値は殆んど一致し1mm目方眼紙では区別できなかった。そこでここでは各1点として整理したものを図6に掲げる。これをみると組込線量計とラドコン実測値は全く一致すると見做しうる。

3) 安定性：X線の照射中にX線出力が安定しているかどうかを調べた。まず、固定照射時の時間変動を調べた。すなわちFSD 1mにおいて照射野30×30cmとし、その中央、廻転中心点に一致させてラドコン # 607にアクリルキャップをつけ

図7；X線々量の安定性  
固定照射20分の記録である。放電を除くと±0.8%の安定性である。

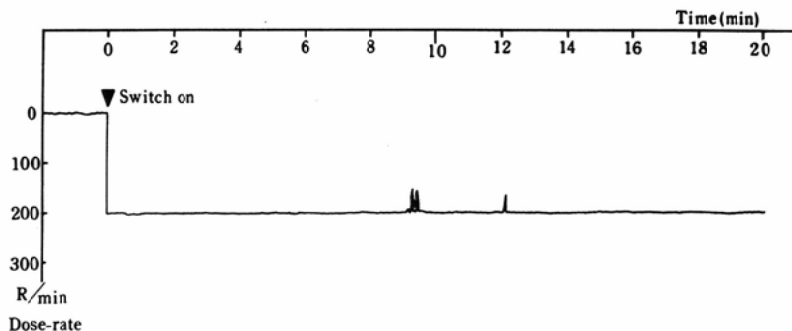
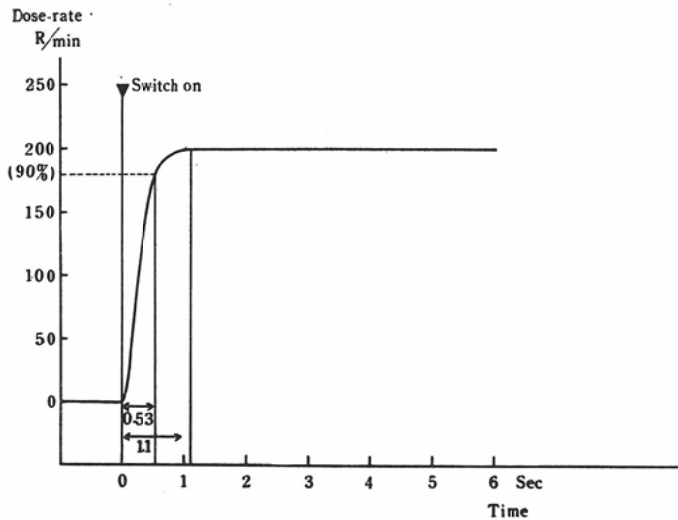


図8；X線出力の立上り過渡特性  
スイッチオンの1.1秒後に規定線量に達する。



て空中に固定した。ラドコンからの出力を横河電機製記録計YEW-TER-11型にとり入れ、X線照射開始直前から動作させた。セットした線量値は202R/minである。20分間記録させた結果を図7に示す。約9分と12分附近に数個の棘がみられるが、これはマグネトロン放電によるものでこれを除くと、線量の変動値は±0.8%である。なおアイソセンター(廻転中心)より10cm離れた点においても同様のテストを行つたところ、結果は全く同一であつた。この検査は24回繰返したが線量変動は±1%を越えなかつた。

次にX線照射開始時に直ちに規定線量値に達するかどうかの立上り過渡特性を調べた。方法は上記と全く同じであるが、記録計はYEW-PRO-12型を用いた。結果は図8に示すごとくで、スイッチを入れてから規定線量の90%に達するまで0.53sec、規定線量に達するまで1.1secを要するのみである。これから、立上り過渡特性は実用上は問題ないものと判断した。なお、アイソセンターから10cm離れた点で同様のことを調べてみると、90%に達するのに0.54sec、100%に達するのに1.12secで、アイソセンターにおける場合と略々同じであつた。

次に本体を廻転させた場合のX線出力の安定度を調べた。すなわちFSD1mにおいて照射野を30×30cmとし、その中央に(アイソセンター)ラドコン#607にアクリルキャップをつけて空中に固定し、その線量値の変動をYEW-PRO-12型記録計で記録させた。本体の廻転速度は1.0rpmである。同じ条件で時計方向廻転と反時計方向廻転の場合を調べた。結果は図9の通りである。反時計方向の場合に-30°附近でマグネトロンの放電が認められるがそれを除くと、セット値200R/minに対し、時計方向での変動幅は7.6R/min、反時計方向で6.2R/minであつた。これはそれぞれ±1.9%、±1.6%の変動であり、いずれも±2%の範囲内にある。

4) 均等性：X線が人体に照射される場合に、体深部において線強度が左右前後に均等に分布するかどうか調べた。均等性には精偏向および主偏向磁石の電流調整の程度が大きく左右するが、これを最適の条件に調整した後にこのテストを行つた。すなわちFSD1mで、最大照射野(30×30cm)および15×15cmの場合について、水中1.2cm、5cm、10cmおよび15cmの深さにおける平坦度を東芝等線量曲線自記装置によつて記録させ整理

図9；廻転中のX線出力の安定性

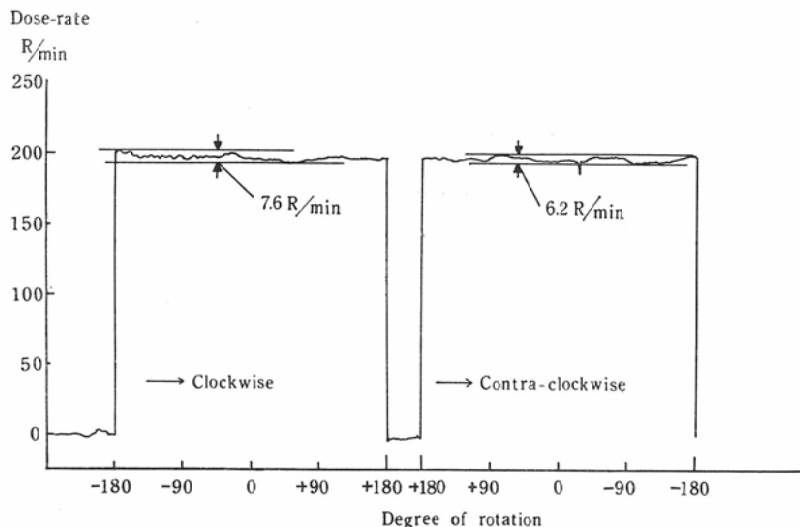
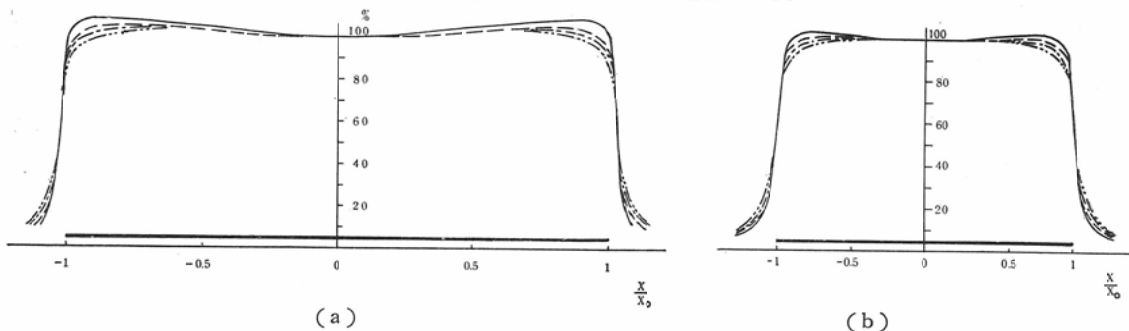
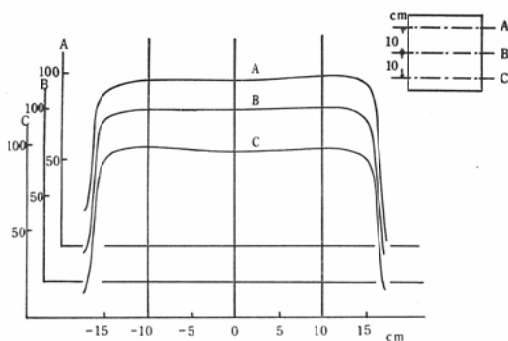


図10；水中の各深さにおける線強度の平坦性  
aは30×30cm, bは15×15cmの場合である。



した。その結果を図10 (a) と10 (b) に示す。これをみると、双方とも水中10cmの場合の平均性をもつとも勝れている。これは、そのようにflattness filter を製作し、装着してあるからである。この平坦度は照射野中央の鉛直面における線強度分布であるが、それ以外の面ではどうなっているかも調べた。すなわち図11の右肩の図にあるごとく、照射野を30×30cmとし、中央および中央から本体側、ヘッド側にそれぞれ10cm隔つた面の3カ所の平坦度を調べた。図中、A,B,Cはそれぞれの測定箇所を示す。今中央から左右方向に10cm隔つた点における線量を中心における線量とのバラツキをみると、A,B,Cそれぞれでは±1%、全体と

図11；最大照射野におけるX線平坦性



して9点でみても±2.5%以内にある。

本装置における6 Mev (公称) X線の深部率曲

図12 ; 6MeV X線の深部率曲線

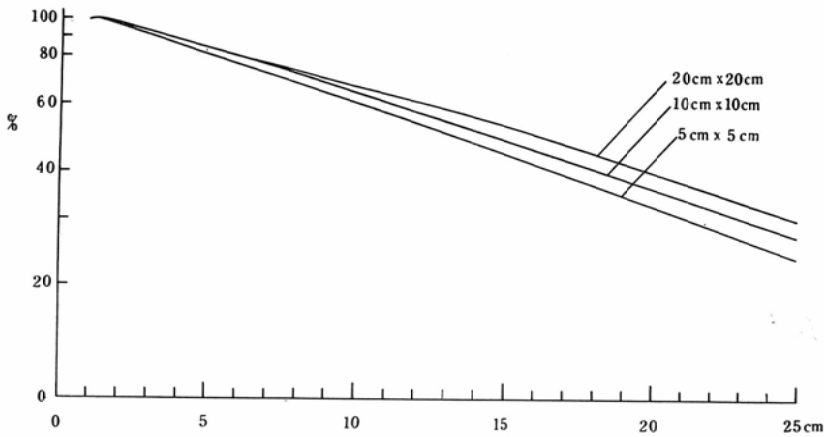
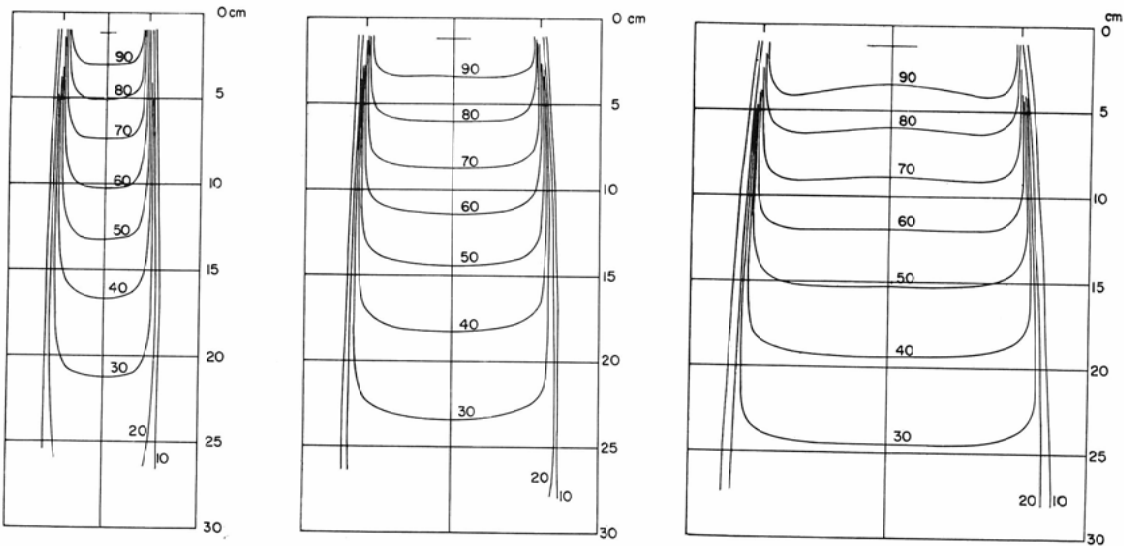


図13 ; 6MeV X線の等線量曲線

左から 5×5cm, 10×10cm, 15×15cm, の場合を示す.



線および等線量曲線は図12と13のごとくである。なおこれらのデータは東芝直読型深部線量計によつて得られた。

5) 電子線：本装置は4～8 Mev に亘つてエネルギーが可変であるように製作された。しかし実際問題としてはエネルギーを変えると出力線量が変わるのみならず、その都度ボンバーダー電流と偏向磁石の電流などの調整を必要とし、また平坦性のチェックを行わねばならない。これは日常の作業としてはかなり煩雑であるので、私どもは

X線量が多くしかも装置の諸条件が最も安定しているところのエネルギー1つだけを使用することになっている。この領域は公称6 Mevであるが、実際にどうであるかを電子線で調べた。すなわち切換スイッチを切換えることにより偏向磁石電流値を換え、電子流が焦点金属を避けるようにして放射口の外にとりだす。X線ターゲットのある所から1 m離れた点に特製の平板型電離槽をおき、その上面に種々の厚さのポリスチレンの板を重ねて、コリメーター開度5×5 cm, パルス繰返し数



図14；公称 6MeV 電子線の深部率曲線外挿飛程か  
計ら算すると5.75 MeV となる。

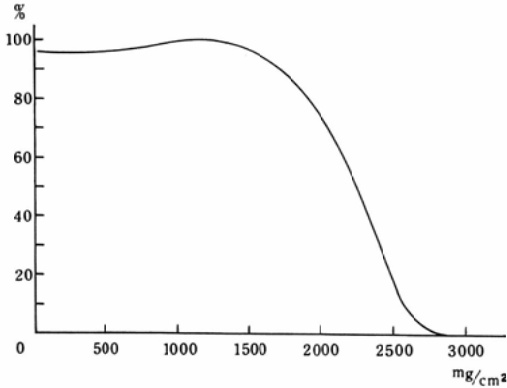
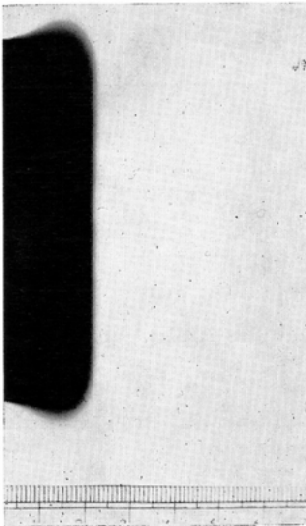
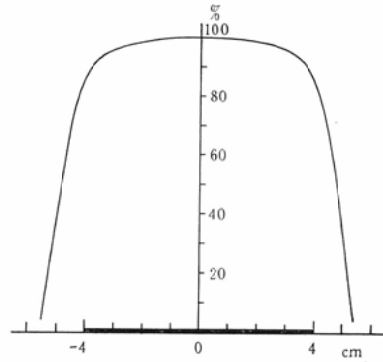


図15；6MeV 電子源線の飛程



20pps の場合の深部線量を測定し、図14のごとき深部率曲線を作成した。これから外挿飛程を求めると、この電子線のエネルギーは5.75MeV ということになる。この値は公称値 6 MeV と大差ではないので私どもはこれを公称 6 MeV ということにしている。次にこのエネルギーにおける線量分布をフィルム法で求めた。図15にそれを示す。これはターゲットからファントム表面までの距離 1 m、照射野の大きさ 8 × 6 cm、フィルムをアクリル板に挿んで撮影したものである。略 2 cm の深さまで黒化されている。次に同じ大きさの照射野について電子線束の平坦性を調べた。結果を図16

図16；電子線の平坦性



に示す。

6) 漏洩線量：最大照射野(30×30cm)の場合の照射野周辺の線量分布と、コリメーターを密閉した場合にSSD 1 mの点に到達する線量を測定した。ともにアイソセンターでの線量が 350R/min になるように調整し、ビクトリンRメーターで測定した。結果を図17および18に示す。縦軸の線量(%)は、アイソセンターの線量を 100%とした時の百分率で表わしている。図17は電子流の方向(前後方向)、図18は左右方向の場合である。

次に照射口を真下に向け、照射野を30×30cmとし、200R/分/mの線量率で運転している場合の室内の床上120cmの面の散乱線をRadocon 608で測定した結果を図19に示す。単位はmR/hrである。

7) 機械的精度：機械的精度の中で重要なのは、廻転中心の精度と、廻転速度の均一性である。廻転中心の精度は、黒紙に包んだフィルムを廻転軸に直角に保持し、30° 間隔で6方向から細隙X線を曝射して調べたところ図20のごとく視認しうる誤差はなかつた。この検査は現在まで毎月行っているが、誤差は±1mm内にある。

次に廻転速度であるが、本装置の制御盤には速度計と速度調整器とが表示されている。そこでまず、速度計の目盛が正しい値を示すかどうかを調べた。すなわち本体を時計方向、反時計方向に廻転した場合の真の速度をストップウォッチで実測し、それぞれに対応する速度計目盛にプロットした。図21に示すごとく両者は殆んど一致した。次

図17; 漏洩線量 (前後方向)

黒丸は最大照射野周辺の線量分布, 白丸はコリメーターを全閉したときの漏洩線量を示す.

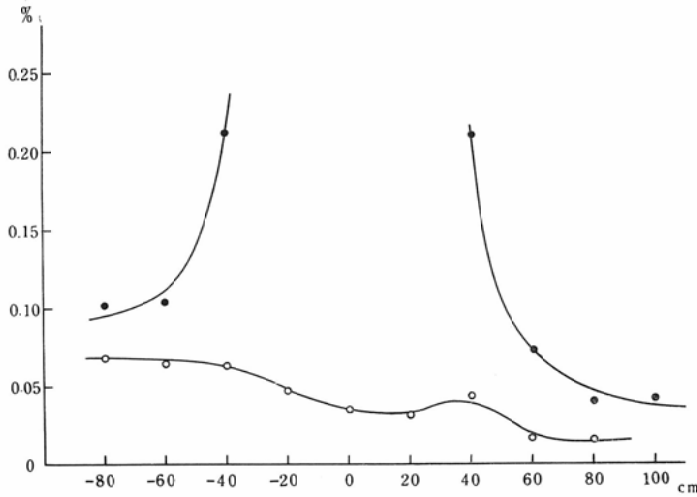
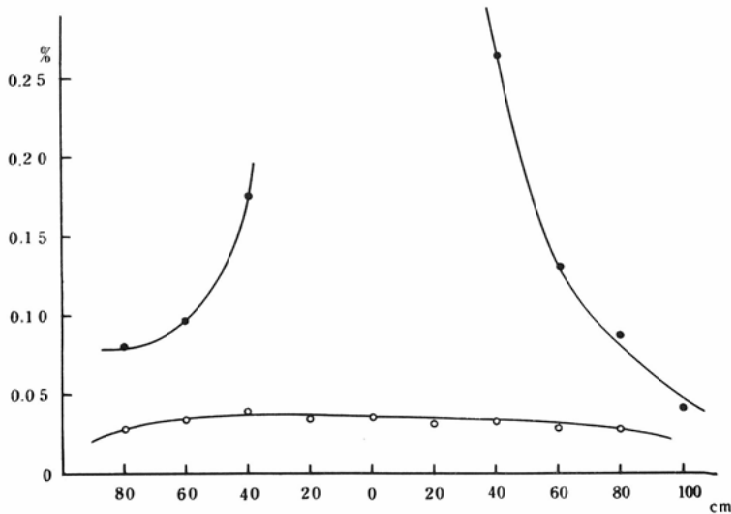


図18; 漏洩線量 (左右方向)  
白丸, 黒丸の意味は図17と同じ.



に速度調整目盛と速度が正しく比例関係にあるかどうかを調べたのが図22である. これらの図からこの2つの速度表示は正しいと判断された. 次に廻転速度が一様であるか否かをみるために, タコヂエネレーターからYEW-TER11型記録計への入力を取り, 廻転速度1rpmの際の変動を記録させた. 図23がその結果であるが速度変動はないと

みてよきそうである.

8) 連続試験: 連続運転した時の線量率変動と真空度の推移をみるために, アイソセンターの線量計 208R/分とし, アイソセンターに Radocon # 607をおき, YEW-TER11型記録計に接続した. 照射野は30×30cm, 20分X線を発射し, 10分休止を1日12回, 2日間連続して試験した. その

図19; 室内散乱線分布 (単位: mR/hr)

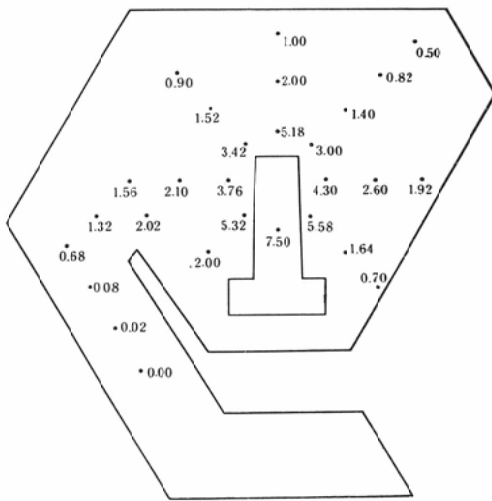


図20; 廻転中心の精度, 細隙X線を30° 間隔に曝射したもの.

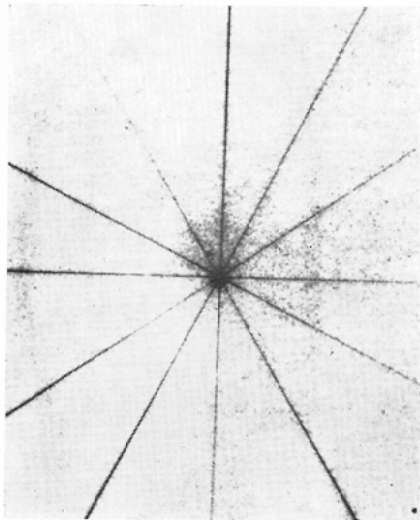


図21; 速度計目盛の信頼度, 横軸は速度計目盛り, 縦軸は真の速度である.

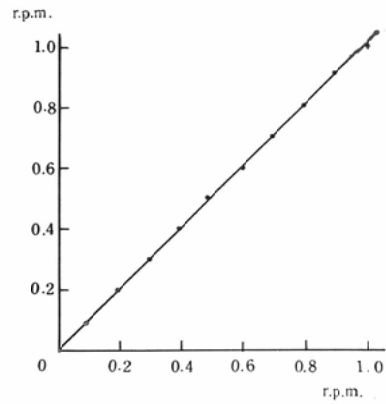
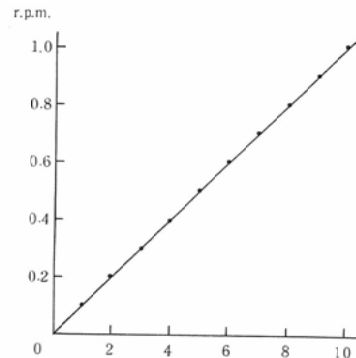


図22; 速度調整目盛 (横軸) と速度 (縦軸) との関係



結果, 線量率は 206~ 210R/分の間を変動し, 真空度は  $5 \sim 8.5 \times 10^{-7}$  mmHgの間を変動していることが判つた.

9) 目標値との比較: 本装置は著者の1人高橋の指導の元に三菱重工が製作したもので, 当初に

図23; 廻転速度の安定性

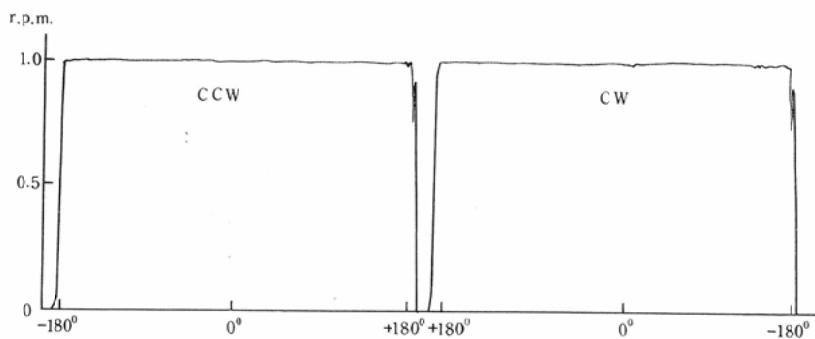


表1. 三菱直線加速器性能の目標値と試験値の比較

| 比較項目         | 目標値                   | 試験値                                                |
|--------------|-----------------------|----------------------------------------------------|
| 1. X線焦点の大きさ  | 2mmφ以下                | 2mmφ以下(フェラデーカップ)<br>1mm(ピンボール)<br>0.9mm(ペネトレーメーター) |
| 2. モニター線量計   | ±5%以内                 | ±3%                                                |
| 3. 最大X線線量    | 350R/min/m            | 465R/min/m<br>(500PPS)                             |
| 4. 線量の時間的安定性 | ±3%以下                 | ±1%                                                |
| 5. 立上り過渡特性   | 規定線量に達するに5秒           | 1.1秒                                               |
| 6. 線量の廻転安定性  | ±3%以下                 | ±1.9%                                              |
| 7. 線強度の平担性   | ±3%以内(9点法)            | ±2.5%                                              |
| 8. 電子線エネルギー  | 6 Mev                 | 5.75 Mev                                           |
| 9. X線側方漏洩    | 0.1%以下                | 0.08%                                              |
| 10. 廻転中心精度   | ±1mm以内                | ±1mm                                               |
| 11. 真空度      | 10 <sup>-6</sup> mmHg | 8.5×10 <sup>-7</sup> mmHg                          |

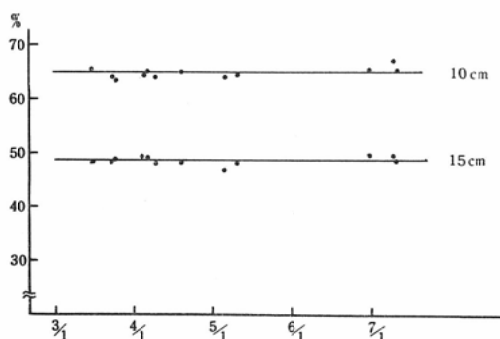
において諸性能について目標値が設定された。そこで上述の各種の試験結果がこの目標値と較べてどうであるかを比較した。表1にその比較を示す。すなわち試験値は概ね目標値より上廻っていることが判つた。

運転状況

本器の各種性能試験の終つたのは昭和42年3月

図24; X線深部率の変動

縦軸は線量(%), 横軸は月日. 変動は大きくはないが若干認められるが有意性はない。



中旬であり、実際に臨床上使用を開始したのは同年3月下旬からである。リニアックを長年月に亘つて使用する際には、1) エネルギーの変動、2) モニター線量計の感度およびレジスター変換定数の変動、3) 平担度の変動、および、4) ライトロカライザーなどの照準機構の精度、の4点を定期的にチェックする必要がある。現在までに行つた愛知がんセンターの成績を述べるに、

1) エネルギー変動: 病院においては実験室の如く精密正確にエネルギー変動を調べることは不可能でありまた余り有意義でない、そこで私どもは照射野の大きさ10cm×10cmの場合の深部10cmおよび15cmの点の深部百分率を経時的に比較して、有意に変動しているかどうかをみることにしてい

図25; 線量変換係数の変動縦軸は変換定数, 横軸は月日を示す。

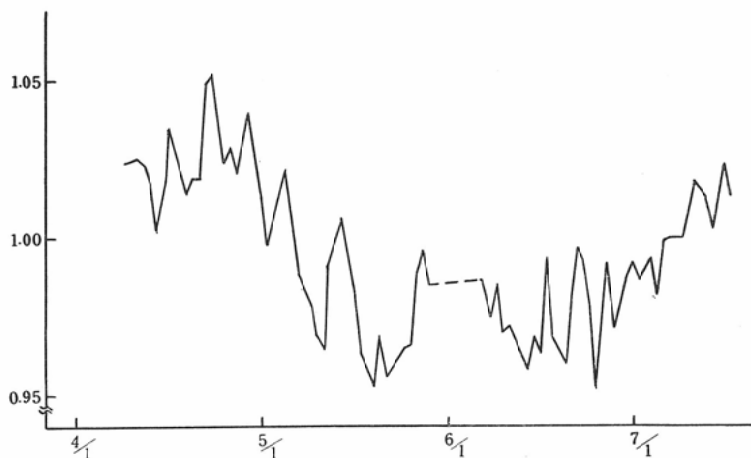


図26；平担性の変動

縦軸に偏向磁石電流値，横軸に月日をとつてある．偏向電流は平担度が満足する点の電流を定めてある．矢印の所で電子銃フィラメント交換．

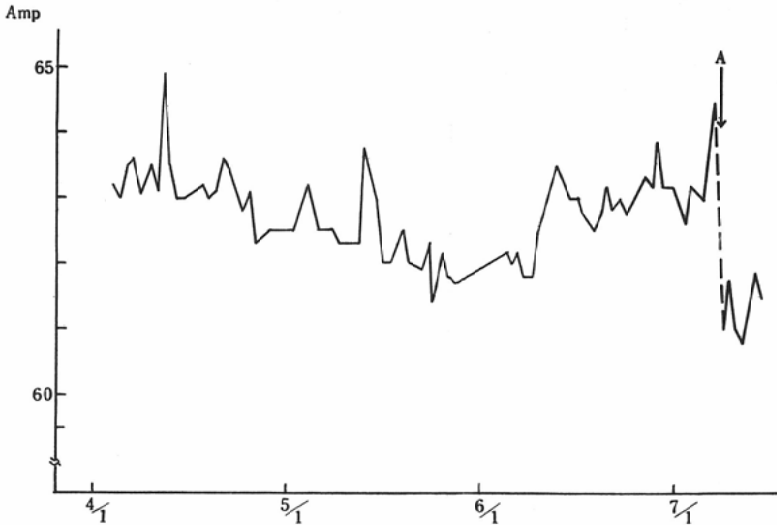


表 2. 三菱直線加速器の故障状態

| 月 日   | 現 象           | 原 因             | 処 置              | 処置に要した時間 | 治 療 中 数<br>止 日 数 |
|-------|---------------|-----------------|------------------|----------|------------------|
| 4. 1  | マグネトロン内放電     | 寿命 (使用時間 564時間) | マグネトロン交換         | 全 日      | 1                |
| 5     | ライトロカイギザー不点火  | 接触不良            | リード線接続           | 10 分     | 0                |
| 15    | マグネトロン内放電     | サイラトロン不良        | サイラトロン交換         | 3時間      | 0.5              |
| 22    | 線量率不安定        | ボンバーダーとホルダー接触   | ボンバーダー, フィラメント交換 | 20時間     | 0 (土～日)          |
| 5. 13 | DeQ 不動作       | サイラトロンの特性変化     | DeQ, サイラトロン交換    | 30分      | 0                |
| 17    | DeQ 不動作       | サイラトロンの特性変化     | DeQ, サイラトロン交換    | 30分      | 0                |
| 26    | 低圧電源インターロック動作 | A VR ヒューズ断      | ヒューズ交換           | 20分      | 0                |
| 6. 12 | 低圧電源インターロック動作 | 高圧シヤントダイオード不良   | ダイオード交換          | 1時間      | 0                |
| 7. 8  | 線量率低下         | ボンバーダーとホルダー接触   | ボンバーダーフィラメント交換   | 10時間     | 0 (土～日)          |
| 22    | マグネトロン内放電     | 寿命 (使用時間 710時間) | マグネトロン交換         | 6時間      | 0 (土～日)          |

る．3月以来の数値を図24に示すが，有意の変動はないと考えてよさそうである．

2) 変換定数：照射の実際にあつては，真の線量（これは実際は1 mにおける最大線量値のビクトリンRメーターの読みであるが）とレジスターとの比，すなわち変換定数の変動がない方が望ましい．しかし実際はモニター線量計の感度の変

動などで変換定数が常に一定という訳にゆかない．本器では図25のごとき傾向があつた．縦軸にはRメーターの読みをレジスターの読みで割つた商を目盛つてある．

3) 平均度変動：電子流を制御する偏向磁石の電流の僅かな変動によつても平均性はくづれてくるので，現在のところ，三菱製平均度モニターを

利用して毎朝平坦性の最もよい精偏向電流値をきめている。したがって平坦性が変動することは偏向磁石電流値が変動することである。今年4月以降の様子を図26に示す。

照準系の精度は外力が加わらなければ狂うことはないが、現在毎週1度チェックしている。なお超高圧装置の保守のしかたについての私どもの考え方は別に述べるつもりである<sup>7)</sup>。3月下旬以来現在まで起こった故障は表2に一括した。6月31日までに通算可動日数76日の中で、故障のため照射できなかつたのは1日であつた。これは本邦にて初めて製作された(純国産)装置としては好成績であると考えてよいだろう。

#### 要 約

三菱重工が純国産の医療用6 Mev 直線加速器を開発しその第1号機が愛知県がんセンターに設置された。本機は加速管を出た高エネルギー電子流を180°偏向してからX線としてとり出す方式で、最大X線出力465R/分、最高エネルギー5.75 Mevの性能を有する。この装置の構造の概要、放

射線および機械的精度の試験結果、運転状況などを述べた。

(本稿論文の要旨は第25回日医放会総会で佐野が演説した)。

#### 文 献

- 1) 北島隆, 植田俊男; 本邦における超高圧放射線治療装置の調査, 日医放会誌印刷中
- 2) 北島隆, 高橋信次, 中野伸平他: 日本電気 6 Mev 医療用直線加速器, 日医放会誌26(1967), 1267~1276.
- 3) 佐野朗, 近藤好弘, 待山義彦: 三菱医療用ライナック L A S—M, 三菱重工技報 3/5 (1966), 1~12.
- 4) 高橋信次, 北島隆, 佐野朗: 国産医療用ライナックの性能, Medical Apparatus Culture 7/7 (1966), 8~15.
- 5) 小見山喜八郎: 自己バイアス微少焦点の拡大能力およびその焦点の大きさについて, 日医放会誌14 (1954), 487~494.
- 6) Methods of evaluating radiological equipment and materials: Recommendations of the International Commission on Radiological Units and Measurements, Handbook 89, National Bureau of Standards, 1963.
- 7) 奥村寛, 服部浩之, 植田俊男; 発表予定.