医療用直線加速器の操作, 保守についての検討

愛知県がんセンター放射線治療部

(部長 北川 俊夫)

植田 俊男・木村 千明

(論文受付 昭和43年11月11日)

REQUIREMENTS FOR PERFORMING A MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

By TOSHIO UEDA

CHIAKI KIMURA

Aichi Cancer Center Department of Ra-
diation Therapy

(Article Received: November 1968)

Summary

6 Mev linear accelerator was installed in Aichi Cancer Center in June 1966.

On the basis of its maintenance data and operated experience, the essential matters of performance in clinical service such as checking the disparity between the X-ray beam and light localizer, the beam symmetry, dependency of Injection focus magnet current to the energy, the stability of the out put during a long period, the errors of rotation speed of gantry and its mechanical preciseness, and preperiodical inspections were discussed.

Seven magnetrons were replaced last 2.5 years and the life of them were 520 hours in filament time average, longest one was 2600 hours. In these years there were only 2 days when it was not possible to treat patients.

I. 緒 言

本邦の高エネルギー放射線治療装置の数は昭和40年8月現在で340台を上まわる数となっている。その中で直線加速器のしめる数は少ないが、年と共に増加の傾向にある様子である。愛知県がんセンターでは昭和40年6月よりこれによる治療を開始し現在にいたっている。本稿においては、その使用経験と保守の記録に基づき、その運転操作についての技術的問題、調整保守等について検討してみようと思う。

II. 装置の概要

まづ私どもの使用している治療用6MeV直線加速器の操作、保守の観点から指摘される諸要素について概略を述べてみると、装置の本体は360°回転照射が可能な機構で、これに照射時の調整を行う操作卓、本体を構成する各系の動作状況の監視および制御を行う制御卓が電気的に接続されている。照射室内には治療患者の設定のため、治療用寝台および本体回転駆動用の懸架型スイッチが天井より接続されている。

加速器本体を構成している制御系の主なものは下記に示すようなものである。

- 1) 電子銃
- 2) ステアリングコイル: 熱電子が加速管に入射され

るまでの過程で方向を制御する。

- 3) 集束コイル：加速管の周囲 4 カ所に設置され、加速される電子束を集束する。
- 4) 偏向磁石：加速された電子線の取出しおよび加速された電子をターゲットに当てるため加速管から出た電子束の方向をほぼ 90° 偏向させる。
- 5) パルスモジュレーター：パルス整形回路およびこれに並列に接続した水素入り主サイラトロン、DeQ 回路¹⁸⁾より成る。
- 6) R.F. 波発振系および立体回路：出力 2 MW のマグネトロンを使用し、R.F. 波出力を加速管に供給する。
- 7) サイラトロン駆動部：主サイラトロンを動作させるための信号増中部。
- 8) 真空系：加速管内圧を 10^{-6} mmHg 以下に保つ排気用イオンポンプおよびその電源。
- 9) 冷却装置：加速管、マグネトロン、集束コイル、ターゲット等を循環水により 40°C に保つような機構で、熱交換器、循環ポンプ、サーマルリレー等が含まれる。
- 10) 回転駆動部：本体の回転、寝台の上下動を電動にて駆動する。

以上のそれぞれの系は制御卓上の計器および調整器と電氣的に接続され、自動制御されるものおよび遠隔操作により手動で制御するものに分けられている。加速管および制御機構のブロックダイアグラムを図 1 に、パルスモジュレーターを図 2 に示した。

Fig. 1. The schematic diagram of a linear accelerator.

Fig. 2. The schematic diagram of pulse modulator.

The point P is connected with the charging voltage monitor Which controls the trigger signal for De "Q" ing circuit.

Fig. 3 The effect of the fine bending magnet current to the beam symmetry. The fine bending magnet controls the direction of the electron trajectory.

Fig. 4 The current of the main bending magnet controls the focal source movement.

III. 操作上の問題

1) 照射野の位置と線束平坦性：加速された電子束は X 線に変えられる以前に偏向電磁石によってその方向を調整されるので、この部分の調整は特に重要な意味をもち、次のべる要素の要因となる、即ち加速管から出た電子束は精偏向磁石電流の変化によってターゲットに当る電子の入射角度が変り照射野内の線束密度が不均一になり (図 3) また主偏向磁石電流の変化によって電子束のターゲットに当る位置が変り (図 4) 光線照射野と線束照射野の位置が一致しないことになる。

そこで線束が光線照射野と一致し、しかも線束密度が均一になるように偏向磁石電流の調整を試みた方法は次のごとくである。

a) 線束と光線照射野の一致：まず主偏向磁石電流を変化すると線束による照射野と光線照射野のズレがどの程度現れるかを測定するためフィルムを用いた。材料として工業用X線フィルムを使用し、光線照射野の四隅へ鍵型の金属片を一致させてX線曝射を行った。このようにして得られたフィルム上の陰影から実際の線束と光線照射野のズレを計測した。図5に曝射を行なったフィルムの一例を示す。

図6は横軸に主偏向磁石の電流値をとり縦軸に光線照射野と線束照射野の位置の差を示したもので主偏向磁石の電流値が最適値より少ないと電子が偏向される角度が少なくなり、そのため線束は電子銃側へ移動し反対に電流値が多いと加速方向へ移動する。図6の結果よりこの場合主偏向磁石の最適電流値は93Aと考えられる。

Fig. 5. The X-ray beam is superimposed upon the light localizer on the case of suitable current value of main bending magnet(R). The case on unsuitable current appeared in the left figure.

Fig. 6. The relationship between the current of main bending magnet and the disparity of X-ray beam and optical field.

b) 線束の平坦性：加速方向の中心線上にそい水ファントーム中で照射野内の線量率を測定すると、精偏向磁石の電流値によっては線束密度が均一でないことがある。即ち電流値が最適値より低いと加速方向で焦点側の線量

が多くなり、反対に電流値が高いと電子銃側の線量が高くなる。実験結果を示すと図7のごとくなる。図は横軸に照射野中心からの距離をとり、縦軸に照射野中心の線量を100としたときの各点の線量の割合をとって、偏向電流をパラメーターにして表わしたものである。

治療に際しては線束の平坦性が十分満足される状態にあり、かつ光線照射野と線束が一致している必要がある。そこでこの両者を満足する主偏向磁石と精偏向磁石のそれぞれの電流値を求めた。これにはまず主偏向磁石電流を一定とし、その値に対して線束内の線束密度が均一になるように精偏向磁石電流を調整し、その電流値を求めた。測定は東芝直読線量計を使用し、水ファントームの表面より10cm深さで照射野中心を含む加速方向の線上に線量計を走査させて行った。この結果を図8に示し、横軸は主偏向磁石の、縦軸は精偏向磁石のそれぞれの電流値を示し図の曲線上における横軸および縦軸の読みが線束が平坦になる両磁石の電流値を現わすものである。図6, 8, より線束が平坦でかつ照射線束と光線照射野

Fig. 7. Transvaerse plots of the X-ray beam symmetry and asymmetry of the beam. Fine beam bending current
A...A B...A C...A

Fig. 8 Suitable main and fine bending current obtaining the beam asymmetry and accurate position of the X-ray beam.

が一致するためには主偏向磁石の電流値は93A, 精偏向磁石の電流は値0.38Aであることになる。

本実験結果より考察すれば私どもの用いた装置においては主偏向磁石の電流値がある一定の範囲 (90~105A) にある場合, 精偏向磁石電流もほとんど一定の値で線束平坦性が保たれ得ることがわかったと考える。

2) Injection Focus Magnet の電流値とエネルギーの関係

電子銃から発射された電子が加速管に入るとき, 加速管入口に Short Anode と称する円板があり, この中央に径3mmの円形の間隙がある。この径より電子束が小さくしぼられてこの間隙を通過すれば加速管内にはほとんどの電子が入射される。Injection Focus Magnet の電流値が多ければ電子束はしぼられ, 電流値が少いと電子の集束される割合が少なくこの間隙を通過する電子は少なくなり, 加速される電子の数が減少する。そこで Injection Focus Magnet の電流値を変化させたとき, エネルギーはどのように変わるかを実験してみた。すなわち他の加速条件は一定としてこの電流値のみを変化させたときの電子線の飛程を測定した。磁石の電流値は制御盤上の電流計の示す値を用いた。

測定は東芝製シャローチャンバーを使用し, 吸収体はポリスチレンの板を用いた。電子線の深部率曲線より外挿飛程を求めエネルギーを算出した。この結果磁石の電流値を0~8Aに変化させるとエネルギーは5.8MeV~5.0MeVまで変化することがわかった。この結果を図9に示す。図は横軸に Injection Focus Magnet の電流値, 縦軸にエネルギーをとったものである。また同様にX線の深部率曲線について測定した結果は図10のごとくであった。

Fig. 9. The relationship between injection focus magnet current and the electron energy estimated with the range of the electron in polystyrene.

3) 線量率モニターと積算線量計

可変コリメーターとX線焦点の間に2組の平行平板密

封型の電離槽が設置され, この出力が増巾されて制御卓

Fig. 10. Depth dose curve of the X-ray. Idjection focus magnet current

A...A B...A C...A

上の線量率モニターと積算線量計に示されるように組込まれているのでX線照射中に線量率モニターの積算量は同時にパネル上の積算線量計と連動する。積算線量計はインターロック回路に接続されているため定めた数値を積算線量計に設定してX線照射を行うと設定された線量率に比例した速さで減少し, 0になって照射は止む。即ち治療に当っては個々の症例にしたがってそれぞれ照射野の形や広さが異なるのであるが制御卓の積算線量計はその電離槽が可変コリメーターの奥に設置されているので照射野がどのように変わってもこの値は変わらない。そこで治療に際しては基準として設定された照射野に対してそれぞれの照射野の出力係数を測定し, その変換係数を図に表はしておけばよいことになる。實際上私どもは F. S.D. 100cm における 10×10cm の照射野を基準とし Maximum point に相当する深度の点の線量率を制御卓上の線量率計に合せ種々の照射野に対する出力係数もこれによって算出する。

図11は照射野と出力係数を表わしたもので, 横軸に照射野の面積Sと周辺の長さS/Lの比をとり縦軸に出力係数をとった。これにより照射線量算定を簡易化するために用いている。

4) 出力安定回路

a) 自動周波数調整 (A.F.C) 回路: 加速管内へ電子が入射されると同時にマグネトロン R.F. 波が発振され, R.F. 波は乾燥窒素ガスを封入した導波管を通り, 加速管内に電界を形成して電子を加速するのであるが, 電子が効率よく加速されるためには R.F. 発振周波数の変動が少なくなければならない。本装置に使用されているマグネトロンの発振周波数は 2995Mc+50kcである。マグネトロンの原理上温度変化は発振周波数に影響を現わす。

したがってマグネトロンには空洞の容積を調整するためのプローブがあり、これにより周波数の調整を行い、さらに導波管にも同様なプローブが設置されて位相調整を行うよう設定されている。周波数の自動調整も導波管につけられたプローブの位置の調整によって行われる。

上記諸要素について私どもが実際経験した問題を 2, 3 のべてみると本装置ではマグネトロンの交換を行うときまずマグネトロンに付属しているプローブの位置の調整を行なって発振周波数を合せ次の交換まではほとんどこのプローブの移動は行わず、常時は導波管のプローブによって周波数調整を行なっている。治療前の予備運転時には手動によって制御卓上で計器を見ながら調整を行なっているのち、自動調整に切替えるようにした。また導波管内で放電が激しい場合には管内の窒素ガス圧が基底より低いにあるいはプローブが放電のため汚れているためのことが多かったようである。周波数とX線出力の関係を図12のごとき曲線に現わしておくとう便利であると思う。図は横軸に周波数をとり縦軸にX線出力をとったものである。周波数は吸収型の波長計により測定し、くり返し数は 200P.P.S.

Fig. 11 Relationship between the out put factor and the ratio of field area to field perimeter.

である。

b) 線量率安定化(A.R.C)回路: R.F 波の周波数の自動調整を行なう一方、X線の線量率を照射中一定に保つために線量率モニターの出力をフィードバックしてくり返し数を制御し、線量率の安定を保つ回路が設けられている。この回路は運動照射時、出力の安定性を保つため必要不可欠であるので特に回転照射時の本装置の機能を調べてみることを試みた。即ち A.R.C. 回路を働かせて回転照射中の線量率の変化を記録させた。線量率モニターの出力を記録計に接続し、同時に主回路の電流値を記録

Fig. 12 Dose rate in various R. F. wave frequencies.

した。主回路の電流値はくり返し数に比例するのでこの結果よりくり返し数の変化を測定した。

測定の結果 A.R.C. 回路を働かせた場合回路中の線量率変化は 1.5% 以下でこのくり返し数をほぼ 17% 程度制御して線量率の安定を保っていることが解った。すなわち A.R.C. 回路を働かせず一定のくり返し数で回転照射を行なうと線量率は 17% 変動することになる。この結果を図13に示す。図は横軸に回転角度をとり縦軸に線量率およびくり返し数をとったもので、A.R.C. 回路を働かせたときの変化を示す。図から回転角度が 180° すなわち Gantry の位置は放射口が垂直に床に向った位置でくり返し数が最も少なく、ほぼ 45° およびの 135° 回転角度、すなわち放射口が斜上方に向く位置でくり返し数が多くなることが解った。

4) Gantry の回転速度

Gantry の回転は直流電動機を使用し S.C.R. (Silicon Control Rectifier) 回路の制御によって回転速度を調整している。回転速度調整用の可変抵抗器はヘリカルオームを使用し、指示目盛はヘリポット目盛である。速度可変範囲は 360°/2min 以下の速度が連続的に調整でき、照射室内の手持操作器で 360°/2min と 360°/20min の 2 段切替えができる。

回転照射を行う際には 1 回転の照射で指定された病巣線量が照射し終るように回転速度と照射線量率を計算しそのように装置を調整する。

以上の機構にしたがって回転照射の際私どもは線量率を一定にし、照射する線量に応じて速度を調整してきた。それ故速度調整用のヘリポット目盛と回転速度の関係は正確であり変動がないことが必要である。回転の機構は長期間使用していると S.C.R. 回路のシリコンダイオード等が劣化して速度が変化することもあるので定期的

Fig. 13 The stability on out put with different angles of gantry.

Fig. 14 The change of rotation speed in the maximum speed control for last 18 months.

に速度を測定する必要性も経験した。特に S.C.R. 回路のシリコンダイオード等が不良となって交換した際には特性の差によってヘリポット目盛の位置が同一であっても回転速度は変る。実際にダイオードの交換後回転速度を測定してみると交換前の速度の65%になったこともある。過去の定期点検における速度の変化はほぼ5%であった。この結果を図14に示す。図は横軸に測定期日ととり縦軸に1回転に要する時間を示した。速度調整目盛は最高速度の点で測定した。

5) 回転の機械的精度

回転照射、多門照射を行なうためには、装置の回転機構が円滑で、かつ Gantry を回転したとき線束の中心が一点で交るのが理想的である。そこで本装置では回転中心がどの程度の範囲にあるかを調べた。まずフィルムを回転面と平行におき、コリメーターを0.3mm以下に絞り120°ごとに Gantry を回転させた位置でそれぞれX線を曝射した。次に放射口部分の回転中心の範囲を確認

するために同様にコリメーターを絞り、フィルムを線束に直角におき放射口部分を120°毎に回転させた位置で撮影を行なった。この結果いずれの場合も肉眼で見た範囲では回転中心の精度は良好で1mm以内に入るものと考えられる。この結果を図15に示す。これらの機械的な精度は使用する期間が経過するにつれて回転部の摩擦等により精度が低下することもあると考えられるので月に1回点検を行っている。現在のところ大きな変化はほとんどない。

Fig. 15 (A) Radiation narrow beam is well adjusted in the iso-centric point.

Fig. 15 (B) The result of the inspecting mechanical preciseness of radiation head rotation.

Fig. 16. The X-ray out put showed gradual decrease at the constant repetition rate 200p.p.s. in long period follow up.

IV. 長期間における出力の変動

装置の運転操作においては常にその加速条件を一定にしておき、その条件における放射線出力を毎日測定しておけば、その測定値に著しい変化があった場合や経時的に除々に変化がみられる場合等の傾向が観察でき、制御系の不都合状況、故障発見の推察にも役立つ。しかし加速のための制御系の条件を一定にし、それらが正常に動作している場合でも長期にわたって測定した記録を観察すると多少の変動がある。これは装置のおかれている環境（室温と加速管、導波管の温度差等）とか、制御系の温度の微細な変化等が多少影響するのではあるまいか。

過去1年の測定資料より一定のくり返し数に対する線量率の変化を整理してみるとほぼ18%の変化があった。この結果を図16に示す。図は横軸に月単位で測定時期をとり縦軸に線量率モニターの読みをとった。測定条件はくりかえし数 200p.p.s. におけるモニターの読みでくり返し数はシンクロスコープによって主サイクロンのトリガーの数を測定してある。

V. マグネトロンの寿命

直線加速器の場合マグネトロンの不調を早期に見出すことは最も重要である。現在までに経験したところ不良と断定したときの現象は管内部の真空度が不良となり、高圧印加時に外部から青紫色の放電が観察される場合とマグネトロン自体の出力が次第に低くなって規定のくり返し数に対しX線出力が減少した場合がほとんどであった。前者の場合においてはX線はほとんど発生しない。マグネトロンが使用可能か否かを判断する方法は、シン

表1 マグネトロン使用時間

マグネ トロン	使用期間	Filament time	Beam time	治療 患者 数	照射 件数	摘要
1	1966. 6. 15 以前より	289.5	117.5			
2	1966. 6. 16 6. 17	35.4	8.4			放電
3	1966. 6. 18 1966. 8. 5	271.2	58.6	447	851	〃
4	1966. 8. 6 1966. 10. 4	386.5	71.4	1108	1996	〃
5	1966. 10. 5 1966. 10. 20	85.1	25.5	286	477	〃
6	1966. 10. 21~ 1966. 11. 15~	108.	24.4	46	85	〃
7	1966. 11. 16~ 1967. 3. 12	512.0	94.5	1348	2435	〃
8	1967. 3. 13 1968. 9. 5	2565.1	500.0	8393	11597	出力低下

ロクスコープによってマイクロ波の波形を観察するのも一方法ではあるまいか。波形の立上り部分でひん繁な放電が見られるようであれば交換する時期が近いと考えられる。マグネトロンの寿命を短くする一つの原因として導波管内の放電が考えられる。これは導波管の結合部や周波数調整用のプローブで放電した時、そのためにその部分が汚損しさらに放電の回数が増しマグネトロンへの反射波が増大することによって消耗がはげしくなることによると考えられる。現在までに使用したマグネトロンの使用時間とそれによる治療件数を表1に示した。表から Filament time は、Beam time のほぼ4.5倍であり現在までの平均寿命は520時間であることがわかる。なお最長のものは2565時間使用できた。

VI. 定期点検

私どもが直線加速器に対して現在まで行ってきた定期点検は次のごときものである。即ち装置の点検は治療照射開始前に毎日行うものおよび1カ月に1回定期的に行うものに分けられる。

毎朝治療開始前に行う点検は制御卓上の制御用計器の読みを点検し記録する。計器によってはくり返し数の変化によってその読みが変るものもあるので一定のくり返し数によって準備運転を行い点検をする。実際の照射距離 F.S.D. 100cm における線量率を測定してその値と線量率モニターの振れを点検し、線量率モニターおよび積算線量計に異常がないかどうかを調べる。治療距離にモニターをおき線束平坦度を精偏向磁石の電流値の調整によって均一にする。

月点検は Gantry の回転速度、回転中心の点検、線束と光線照射野、患者位置設定用側方投光器の中心線と回転中心一致の確認、治療用寝台の移動可能距離、等を測定し記録する。線量測定関係では制御卓の積算線量計と治療距離における線量の割合を測定し変換係数の値を確認する。

この他の運転中に常時と異なった現象が観察されたり起ったりした場合にはその都度あるいはその週内に調べるようにする。

表2 リニアック定期点検保守記録

1. 光学系と線束

最大照射野	cm × cm	S.S.D.	100cm
		左右mm	ズレ前後mm
最小照射野	cm × cm	〃	
標準照射野	10cm × 10cm	〃	
標準照射野	対向2門のズレ (光学系)		

2. Head 回転
 〃 narrow beam
3. Gantry 回転 回転目盛 回転時間
 手動 C.W.
 C.C.W.
 自動 C.W.
 C.C.W.
 回転中心
 narrow beam -60° 0° 60°
 〃 のズレ
4. Side pointer
 Ride pointer-Beam 中心
 両 Side pointer
 Front pointer
5. 原形紋り (下記のカムで光学照射野の大きさ)
 5. 15.
 10.
6. 寝 台
 最高位置 床より cm
 最低位置 床より cm
 前後移動巨高
 左右 〃 〃
 天板前後移動
 〃 左右
 〃 中心より右へ
 〃 中心より左へ
7. その他
 Gantry, 寝台等駆動部のヒューズ
 N₂ Gas kg/cm² (ボンベ内)
8. スペーパーパーツの点検
 確認者氏名
 Date 昭和 年 月 日 午後 時より 時まで
 以上の確認点検結果は1カ月毎にまとめ表に記録するようにし図として表はす深部率曲線はこれに貼布し保存するようにしている。主に機械的な点検を記録するための月点検用の用紙を表2に示した。

VII. まとめ及び考按

医療用直線加速器はその製造会社によってそれぞれ特色があり、加速管の位置、設置方法、制御方法、電子銃付近の構造等も異なっている。しかしながら医療用直線加速器を操作する上においては装置が異なっても正確な照射治療を行なうべき見地について一貫した方針に変わりなく装置の保守についても同様なことが論じられよう。

線束照射野と光線照射野の一致、および平坦度の確認、出力の安定性維持はその一例であり、放射線治療に従事する技師に与えられた重要な役割であると考える。

なお先にのべた線束平坦度確認の問題に関して付言すれば、調整した時点において線束が平坦であっても、治療中の変化については確認が出来ない難点が残されており、回転照射固定照射にかかわらずX線照射中に常に平坦度を均一になるよう制御するには、コリメーター内側に検出部をつけ、このフィードバックによって自動的に調整がされるのが理想的である。⁸⁾すでに用いられているCdSに代る検出の方法が望ましく最近の装置については改善が試みられているようである。また電子線モニターについても、直線加速器による電子線治療を行なうためには完成が急がるべきものであろう。²²⁾

線束平坦度の変化については他の器種についても同様の報告がある。⁴⁾⁸⁾私どもの定期点検の結果を月毎に整理したものを図17に示す。図は線束密度が均一になる精偏向磁石電流の値を月毎に表わしたものである。

Fig. 17 Inconstancy of fine bending magnet current for beam symmetry appeared in the maintenance record.

VIII. 要 約

愛知県がんセンターに設置された医療用直線加速器を約2年半使用した経験にもとづき、操作および保守の具体的問題、すなわちX線束と光線照射野、線束平坦度、エネルギー、出力の変動、Gantryの回転精度、保守記録の方法等について検討した結果をのべた。2年半の使用期間に私どもの使用方法によるとマグネトロン寿命としては最長2565時間まで使用することができた。故障に関しては治療中止をせざるを得なかったのは2年半を通じて2日であった。

(本論文の要旨は第24回日本放射線技術学会総会において発表した)

文 献

- 1) Beadle, R. and Kelliher, M. G. : Recept developments in linear accelerators at X-band for radiotherapy. Brit. J. Radiol. 35, 188-196,
- 2) Baker, L. C. and Buckingham, P. D. : Cadmium Sulphide d.c. conductivity cells for gamma ray detection. Phys. Med. Biol. 10, 201-208, 1965.
- 3) DeVore, W. D. and Greenlaw, R. H. : An evaluating of Cobalt 60 rotational teletherapy equipment. Am. J. Roentgenol., 99, 600-605, 1967.
- 4) Day, M. J. and Farmer, F. T. : The 4 MeV linear accelerator at the Newcastle upon tyne. Brit. J. Radiol. 31, 669-682, 1958.
- 5) Flandars, P. H. and Newbery, G. R. : The gantry type of mounting for high voltage X-ray therapy equipment. Brit. J. Radiol. 23, 355-357, 1950.
- 6) Green, D. and Nelson, K. A. : Performance of a linear accelerator in clinical service. Brit. J. Radiol. 33, 336-338, 1960.
- 7) Haimson, J. and Karzmark, C. J. : A new design 6 MeV linear accelerator system for supervoltage radiotherapy. Brit. J. Radiol. 36, 650-659, 1963.
- 8) Horsley, R. J., Price, R. H., Saunders, J. E. and Dingwall, P. W. : Performance of a 6 MeV Varian linear accelerator. Brit. J. Radiol. 41, 312-316, 1968.
- 9) 北畠隆 : 愛知県がんセンターにおける放射線治療設備, 臨床放射線 11, 298-302, 昭41. 4.
- 10) 北畠隆, 植田俊男 : 本邦における超高圧治療装置の調査, 日医放誌 27, 53-59, 1967.
- 11) 北畠隆, 奥村寛, 植田俊男他 : 日本電池 6MeV 医療用直線加速器. 日医放誌 26, 1267-1276, 1967.
- 12) 北畠隆, 植田俊男 : 原体照射法における機械的誤差源, 日医放誌 26, 899-902, 1966.
- 13) 北川俊夫, 母里知之, 奥村寛他 : 原体照射法における任意の線束の作成, 日医放誌 29, 8号 1968.
- 14) McGinty, G. K. : Modern trends in accelerator design for therapy. Brit. J. Radiol. 35, 196-199, 1962.
- 15) Mussell, L. E. : Focal spot photographs from a linear accelerator. Brit. J. Radiol. 40, 73, 1967.
- 16) Morrison, R., Newbery, G. R. and Deeley, T. H. : Preliminary report on the clinical use and the medical research council 8MeV linear accelerator. Brit. J. Radiol. 29, 177-186, 1956.
- 17) Newbery, G. R., : The micro wave linear electron accelerator. Brit. J. Radiol. 22, 473-486, 1949
- 18) 大内淳義, 大谷四郎, 石田幸郎他 : 医療用リニアック NELAC-1006. N.E.C. 77, 10~22, 1966.
- 19) 奥村寛 : 6MeV X線による原体照射の線量評価. 日医放誌 27, 1956-1600, 1968.
- 20) 佐野朗, 近藤好弘, 待山義彦 : 三菱医療用ライナック LAS-M, 三菱重工技報, Vol. 3, No. 5, 1~12.
- 21) 高橋信次, 北畠隆, 佐野朗 : 国産医療用ライナック性能. M.A.C. 7, 7号 8~15, 1966.
- 22) 田の岡宏, 松本健, 松川収作他 : 6MeV リニアック用薄膜型電子線モニター的设计. 日医放誌, 28, 169-177, 1968.