



Title	日本電気6Mev 医療用直線加速器（超高圧照射法の研究 第3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. 1967, 26(10), p. 1267-1276
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18395
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

特別掲載

日本電気 6 Mev 医療用直線加速器

(超高圧照射法の研究 第3報)

愛知県がんセンター放射線部(部長; 北畠隆)

北畠 隆, 奥村 寛, 植田 俊男, 木村 千明

名古屋大学医学部放射線医学教室(主任; 高橋信次教授)

高橋 信次, 山本千秋

日本電気電子応用事業部

中野伸平, 大谷四郎

(昭和41年9月24日受付)

NEC 6 Mev Medical Linear Accelerator

by

Takashi Kitabatake, Yutaka Okumura, Toshio Ueda, Chiaki Kimura

(From the Department of Radiotherapy and the Laboratory of
Experimental Radiology, Aichi Cancer Center, Nagoya)

Shinji Takahashi, Chiaki Yamamoto

(From the Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya)

Shinpei Nakano and Shiro Otani

(From the Nippon Electric Co., Medical Electronics Division)

An outline of performance tests of NEC 6 Mev medical linear accelerator installed in the Aichi Cancer Center was described. This machine was manufactured by the Nippon Electric Co. in technical contact with the Varian Assoc.. Energy of electron beam was continuously changed from 4 to 7 Mev, although X-ray beams were most stable near 6 Mev. At 6 Mev, the maximum output of equalized X-rays was about 350 R/min at a point of 1 m from the target. The fluctuation of X-ray output was under $\pm 1\%$. The dose variability in rotation radiotherapy was $\pm 1.54\%$. X-ray beams were most homogenously distributed spacially at the depth of 10 cm in water. The size of the X-ray target was estimated to be 2.64 mm \times 2.32 mm. Isodose charts and depth dose curves of 6 Mev X-rays were made in various field sizes.

On the other hand, the maximum aberration of the isocenter was esitmated to be under 0.5 mm. The speed of rotation was fluctuated with a variance of $\pm 1.7\%$. The ranges of error of a conformation radiotherapy mechanism were distributed within +1.47% to -1.80%. Also leakage dose, scattered radiation dose near the radiation field, and scattering radiations in a treatment room were measured.

緒 言

遠隔治療に用いられていた放射線は、長い間 100~250KVp の比較的低電圧のX線であった。

それ以上の高電圧の装置を作製し市販することは技術的に困難であったからである。しかし在来X線には軟線成分や側方散乱が多いため、皮膚に吸

取られる割には深部に達する放射線量は少なかつた。 ^{60}Co 遠隔照射が行なわれるようになつて、この欠点は殆んど除かれたが、出力線量や線源の大きさなどの点で、なお問題がない訳ではない。直線加速器(リニアク)のX線は出力が大きく、焦点が小さい。また ^{60}Co γ 線より大きなエネルギーのX線が得られるので最高ビルトアップ点も深い。

最近本邦でも充分治療に用いられるリニアクが製作されようになつた。愛知がんセンターには準国産と目される日本電気リニアク NELAC-1006-B型が設置された¹⁾。これは日本電気が米国 Varian 社との技術協定の元に、加速管以外の部分を国産化したもので、特に原体照射機構を組み入れた点が特長である。本器は昭和40年10月に愛知がんセンターに搬入され、装置の調整、線量測定の後に、現在実際に患者の治療に使用されている。

そこでこの論文では今まで得られた、本器の性能試験結果を中心、装置本体や、原体照射機構の特長などを述べようと思う。なお、以下に述べる試験結果は奥村、植田、木村、山本らが主として行なつたものである。

装置概要

装置は発生部分を含む本体と、それを制御する操作部とからなる。

本体の概観は図1の写真のごとくで、床に固定した固定部分と、360°廻転を行なう廻転部分(gantry)とよりなる。放射線束は廻転中心(iso-center)に集中する。この廻転半径は1mである。gantry部の構造は大内らによつて詳報されているが²⁾大要は次の通りである。すなわち gantryには、電子加速系、エネルギー供給系、真空系、線束制御系(ヘッド)が含まれている。電子源はトリウム・タングステン製のボンバード型電子銃である。ここで発生した電子は陽極で80KVのパルス電圧で加速された後、加速管に入る。加速管には、エネルギー供給源から供給される高周波が入る。これは進行波であつて、その位相速度は、入射する電子の速度に等しいので、電子は加速管中のbuncher sectionを通る間に集群され、光速度

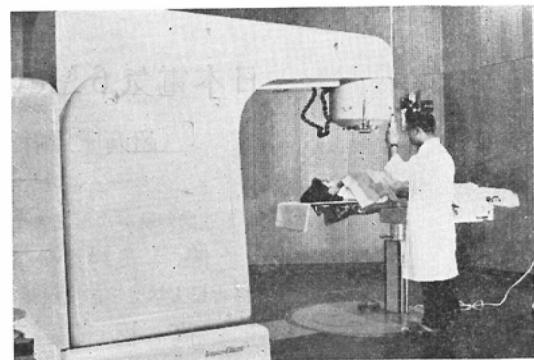


図1 NECリニアク全景

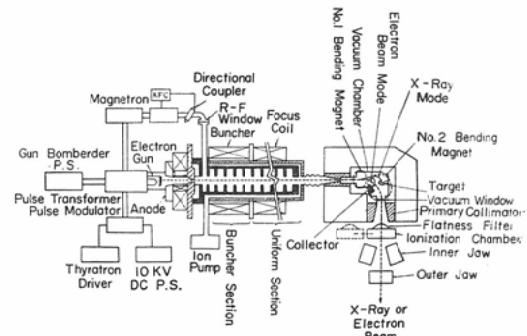


図2 リニアクの構造

近くまで加速される。加速管の長さは約150cmである。加速管を出た電子のエネルギーは最高約7MeVである。この高エネルギー電子流は主動および微調偏向磁石(main and fine bending magnet)によつて90°曲げられる。その後直ちに金のターゲットによつてX線に変えられる。電子線のまま取り出すには、偏向磁石の電流を変え、ターゲットを外して電子流を屈曲させる。ターゲットから出たX線は collimator, flattness filter, モニター線量計、光照準用反射鏡、inner jaw, outer jawを次々に通つて外部にでる。図2はこれらの構造を示すプロックダイヤグラムであり、図3はヘッドの構造を示す。本器では照射口に原体照射機構がとりつけられてあるため、照射野の大きさは若干の制限をうけ、距離1mの点での最大矩形照射野は20×25cm²である。ただし8角形では32cm²までが可能である。なお電子線照射用のモニター線量計は附属しない。真空計には日電製40l/secの

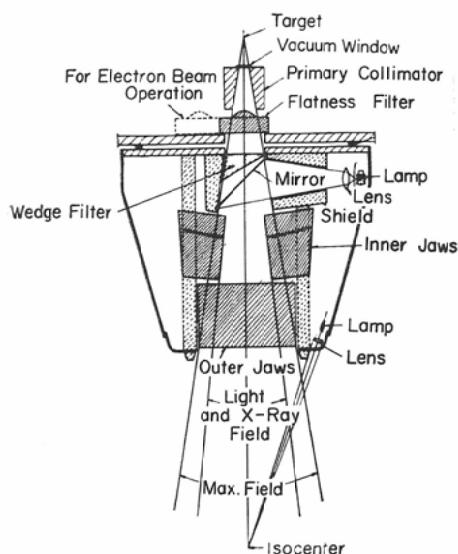


図3 ヘッドの構造

イオンポンプを使用している。

固定部には冷却系と駆動系が入っている。

試験結果

A 放射線試験

1) X線出力：X線出力に影響する調整個所はいくつかあるが、日常の照射に当つてはパルス繰返数を変化させることによって、線量率を変えるようになっている。繰返数を多くすると略々比例的に線量が増加する。本器では 550pps まで連続可変できるよう調整されてある。また出力線量はエネルギーによても異なる。本器では 6 Mev 前後の時にもつとも安定かつ能率的であるので、以下特に断らない限り、X線エネルギーは 6 Mev (公称) とする。

X線焦点から 1 m の点 (廻転中心以下特に断らない限り、測定距離は 1 m とする。) に $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の照射野をつくり、その中心に Radocon # 602 を空中に保持した。プローブには壁厚が 1.5 g/cm^2 のアクリルキヤツプをつけた。繰返数とその時の Radocon の読みの関係を調べた。結果を図 4 に示す。繰返数を 339pps とすると線量は 250 R/min となり、578pps (最高) とすると線量は 432 R/min となつた。この値は本器で照射しうる最高線量である。

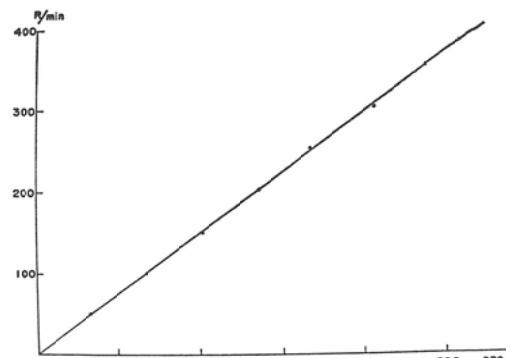


図4 6 Mev X線におけるパルス繰返数と線量との関係

横軸はパルス繰返数、縦軸は 1 m、ビルダップポイントにおける Radocon の線量値

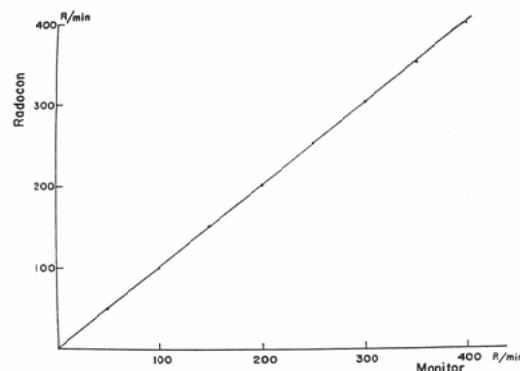


図5 モニター線量計の直線性

モニター線量計の読みと Radocon # 602 の 1 m、ビルダップ点における読みは一致する。

次に本器によつて照射するには、線量はモニターライン量計で読まねばならない。そこでモニターライン量計の信頼性テストした。上と同じ実験条件において Radocon の読みと同時にモニターの読みを読んだ。結果は図 5 のごとくで、Radocon 値とモニター値は一致すると考えてよいことが判つた。この検査は昭和41年4月以降毎月1回行なつてゐるが、変動はない。

2) 線量安定性；治療中に線量率がなるべく変動しないように、本器には自動周波数調整装置及び自動線量率安定化回路を組み込んでいるが、実際に運転した場合にどの位線量率に変動があるかを調べた。すなわち Radocon からの出力と、モニターライン量計からの出力の双方を理研電子製 XY

記録計に記録させた。繰返数は 465pps である。X線が放射し始めてから20分間何らの調整も行なわずに記録させた。記録によるとこの20分間における最高線量は 347R/min、最低線量は 343R/min でその差は 4 R であった。図 4 によれば、この実験条件では 465pps は 353R/min であった。従つて誤差は最大限 $4 / 343$ 、すなわち 1.2% となる。もし安定性のみを問題にすれば $\pm 0.6\%$ となる。この検査は連続試験の一部として 24回繰返したが、いずれもこの程度の誤差で $\pm 1\%$ を越えなかつた。

次に gantry を廻転させ 同様の試験を行なつた。廻転させるとマグネットロンの姿勢が変り、線量が変動するおそれがあるからである。この場合は、記録計への入力はモニター線量計の出力のみをとり、線量率は 200R/min, 150R/min, 130R/min について行なつた。廻転速度はすべて最高速度である 180°/min で行なつた。記録結果をみると線量率の変動範囲はそれぞれ、205~200R/min, 147~151R/min, 130~134R/min で、これらはそれぞれ $\pm 1.23\%$, $\pm 1.34\%$, $\pm 1.51\%$ にあたる。最初に設定した線量率を標準にてると変動巾は 2.5%, 2.5%, 3.1% となる。130 R/min の場合の記録を図 6 に示す。

次に、X線放射開始時に直ちに規定線量値をとるかどうか、いわゆる立上り過渡特性を調べた。すなわち Radocon, 及びモニター線量計からの出

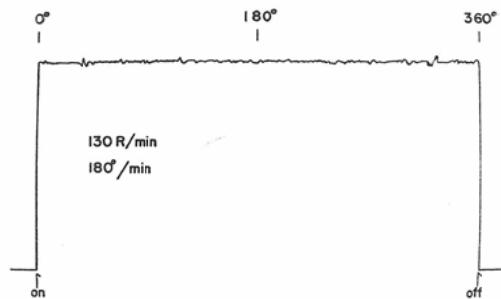


図 6 gantry 廻転時の線量安定性
廻転速度 180 度/分、線量率 130R/min/m の場合。
変動幅は $\pm 1.54\%$ である。

力を記録計の入力となし、線量率を 200R/min に設定して X 線放射を行なつた。あらかじめ線束偏向を行なつておらず、直ちに X 線スイッチを押す場合には 90% (180R/min) に達する時間は Radocon では 1.4 秒、モニターでは 0.6 秒であつた。Radocon の方が立上りが悪いが、安全をみて Rodocon 値を採用すると、1.5 秒後に 98%，4.2 秒後に 91% 以後再び上昇し 10 秒後に 95% 20 秒後に 100% となる。しかしあらかじめ電子銃を動かし、線束偏向を行なつておくと、0.6 秒後に 90%，1 秒後には 100% となり、過渡特性は消失する。

3) 線量分布均一性：X 線が人体内に入射した場合、線強度が前後左右対称に分布するかどうかを調べた。これに影響する最大の因子は偏向磁石の電流値であるので、主動および微調偏向磁石を最適の条件に調整して行なつた。F S D 1 m, 照

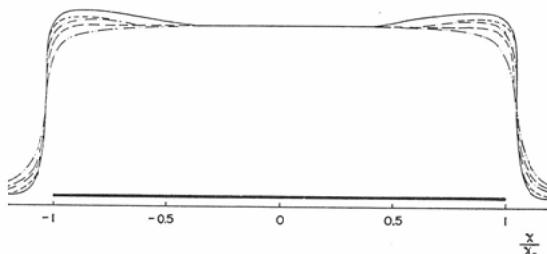


図 7 (a) 6 Mev X線の平坦度（最大照射野）
距離 1 m にファントム表面をおき、その時の照射野幅が 27 cm である。X₀ はファントム表面の照射野、X は測定した深さにおける照射野である。実線は空中の、点線は水中 1.5 cm の、破線は同 5 cm の、鎖線は同 10 cm の、2 点破線は同 15 cm の深さにおける平坦度を示す。

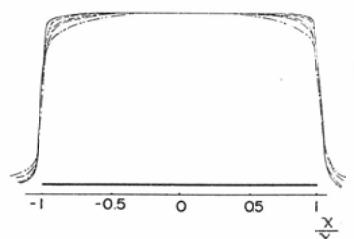


図 7 (b) 6 Mev X線の平坦度 (15 × 15 cm の場合)
照射野が小さい場合は両端の角が現われない。

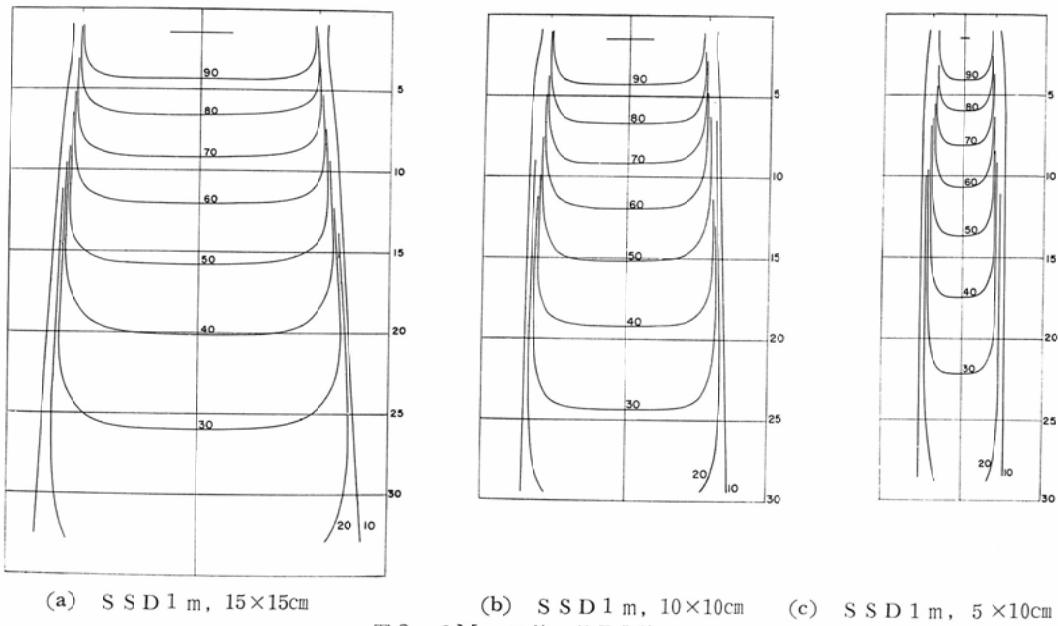


図8 6 Mev X線の等量曲線

射野 $15 \times 15\text{cm}$ である。X線を放射し、空中、水中 5cm 、同 10cm の3層を、東芝自動等量曲線自記装置でスキャンさせ、線強度を記録させた。結果は図7(a)と(b)の通りである。(a)は最大照射野における平均度で、空中においては両端に角がでているが、水中 10cm に至ると平坦となる。そのように flatness filter を定めたからである。(b)は、日常最も利用されると考えられる $15 \times 15\text{cm}$ の場合で、空中でも角がでてこない。

4) 線量分布: F S D 1 m, 各種大きさの照射野での水中等量曲線を、東芝等量曲線自記装置で求めて結果の1部を図8(a)(b)(c)に示す。また水ファントムにて Radocon # 602 で測定した、F S D 1 m の場合の深部率曲線は図9である。これら詳細は別に報告の予定である³⁾。

5) 焦点: X線焦点の大きさを調べるために2つの異なる方法をとつた。第1は厚さ 0.12mm のマイラシートと、 0.2mm の鉛板を交互に積み重ねたスリット被写体を作り、スリットの方向を線束の方向と一致させてフィルムの上におく、F S D は 1m である。最初、加速方向とスリットの方向を合せて曝射し、ついで加速方向と直角において曝

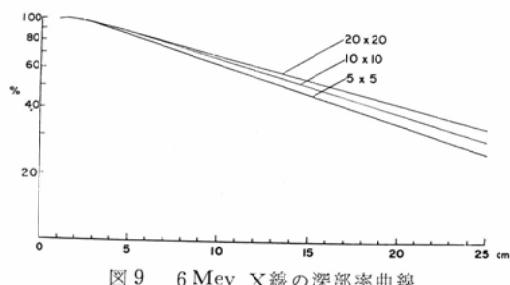


図9 6 Mev X線の深部率曲線

射する。フィルム上には鉛板の像が数本互いに直角方向に重複して撮影される。曝射は略 20R 与え、フィルムは富士工業用 #400を用いた。鉛線の像は前後方向に7本、左右方向に6本得られたので、焦点の大きさは最大限 $2.64\text{mm} \times 2.32\text{mm}$ と推定された。焦点から出たX線は直進し、マイラシートを通してフィルム上に到達するが、斜進したX線は鉛板にさえぎられてフィルムに達しないからである。

第2にピンホール法を行なつた。すなわち、焦点から 1m の点に厚さ 2mm の鉛板に 0.25mm の間隙のスリットを作ったピンホールを置き、さらに 1m 離れた点にX線フィルムを主線束に垂直になるごとく配置した。X線曝射を与え、現像の後、マ

イクロフォトメーターで黒化度をスキヤンし焦点分布を求めた。それから焦点の大きさを推定すると、加速方向 $2.75 \pm 0.25\text{mm}$ 、左右方向 $1.55 \pm 0.25\text{mm}$ となる。第1の方法によるのと同程度の結果である。

6) 電子線測定：電子線照射を行なうには、偏向磁石の電流を変え電子流の屈曲度を変えることによりターゲットを外して外に取り出して行なう。電子線エネルギーは焦点コイル電流を調節して行なう。本器は $4 \sim 7\text{ Mev}$ 可変できるように設計されているが、その通りかどうかを調べた。最低と最高のエネルギーが得られるよう集束コイル電流を調整し、各場合のアクリル中の深部率曲線

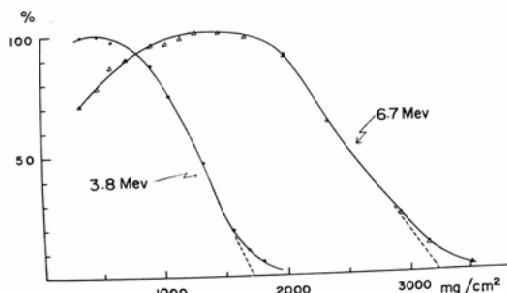


図10 電子線エネルギーの最低と最高
本器において制御盤上操作なしうる最大の幅である。

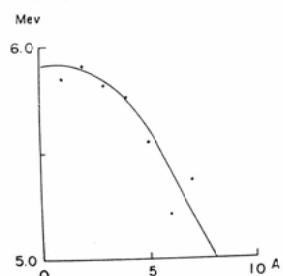


図11 集束コイル電流と電子線エネルギーとの関係
パルス繰返数 6 pps の時の両者の関係。横軸は電流値、縦軸は電子線エネルギーである。すべて外挿飛程から求めた。

を求めた。照射口尖端から 40cm （焦点から 1m ）の点に厚さ 1mm のアクリル板を重ねておき、種々の厚さの場合の電子線量を東芝平板電離槽によつて測つた。繰返数は 15pps である。結果は図10

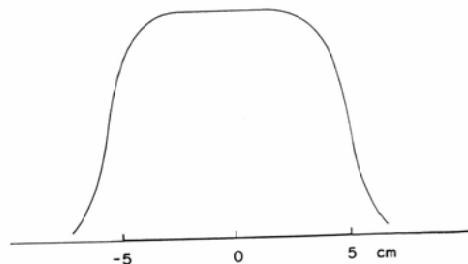


図12 6 Mev 電子線の平坦度
 $10 \times 10\text{cm}$ の照射筒をつけた場合。照射野周辺が少し不鮮明なのは、照射筒尖端が皮膚面から約 5cm 離れているせいと思われる。これは水中 1cm の深さで測つた。

の通りで、これから外挿飛程を求め計算すると、それぞれ 3.8Mev , 6.7Mev となる。繰返数最低の時(6 pps)のエネルギーと集束コイル電流との関係を図11に示す。 $10 \times 10\text{cm}$ の照射筒をつけた時の 6 Mev 電子線の水中 1cm における平坦度を図12に示す。東芝等線量曲線自記録装置で求めたものである。

B 機械的試験

1) 回転中心の変動：本装置は回転照射用に設計されている。そこで実際にX線を放射しながら回転した場合、回転中心はどれ位変動するかを検査した。すなわち中心線束回転面にX線フィルム

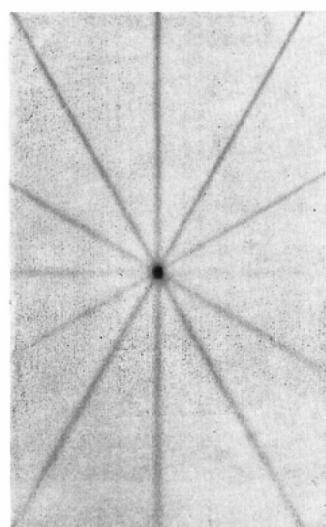


図13 回転中心の誤差試験
視認しうる誤差はない。

表1 回転速度試験

ポテンショ メーター の回転数	時計方向回転 (CW)		時計反対方向回転 (CCW)		CWと CCWの差
	所要時間 (分. 秒.)	回転速度 (度/分)	所要時間 (分. 秒.)	回転速度 (度/分)	
0		0		0	
3/4	12'45''0	28.2	11'58''2	30.1	6.7%
1	9'24''2	37.2	8'21''9	43.0	15.6%
4/3	6'50''7	52.6	6'16''3	57.5	9.1%
2	4'12''1	85.8	4'00''9	89.7	4.5%
7/3	3'19''8	107.3	3'20''0	107.3	0.1%
8/3	2'36''2	137.5	2'37''4	136.4	0.8%
3	2'00''0	180.0	1'59''0	181.8	0.9%

を垂直に保持し、フィルムのはば中央を gantry 回転軸に平行に 0.2mm 巾の細隙を outer jaw で作り、inner jaw は全開にしておく。gantry 回転角度 90°, 120°, 150°, 180°, 210°, 240°、において X 線曝射を与える現象した。その写真を図13に示す。細隙像はほぼ 1 点に会している。この像をトレスし細隙の中央部のみを結んでみると回転中心変動の巾は 0.5mm を下回る。

gantry を静止させ、X 線ヘッドを回転した場合に、中心点 (iso-center) に変動がないかどうかについても同様の方法で確認したところ、変動の最大巾は 0.5mm を僅かに下回った。

2) 回転速度：gantry の回転速度は制御盤上ポテンショメーターの回転数を変えることにより変えられる。そこでポテンショメーター回転数を種々に変えた場合、gantry 回転速度がいかに変るかを、時計方向回転 (CW) と時計反対方向回転 (CCW) に分けて調べた。それぞれ 1 回転に要する時間をストップオウオチで測った。結果は表 1 のごとくである。これをみると CW と CCW とでは回転速度に若干の差があり、最大の差は 40 度/分附近にあつておおよそ 16% である。しかし運動照射に最も用いられると考えられる 100 度/分以上の速度では 1% 以上のくい違いは認められない。

次に回転速度の均一性をみるために gantry 駆動部に組み込まれているタコジエネレーターの出力を記録計に入れて記録した。1 回転中の最速部と最遅部の速度の差を % で表わして、これを安定

表2 回転速度の安定性

時計方向回転 (CW)		時計反対方向回転 (CCW)	
回転速度 (度/分)	変動 (%)	回転速度 (度/分)	変動 (%)
180.0	± 1.7	181.8	± 0.4
137.5	± 0.7	136.4	± 0.6
107.3	± 0.5	107.3	± 0.7
85.8	± 2.6	89.7	± 1.0
52.6	± 4.0	57.4	± 1.0
37.2	± 4.9	43.0	± 1.9

性の目安とした。結果は表 2 の通りである。実際に回転照射を行なう時は、CW, CCW の差が大きくていいないし、安定性が悪くても困る。しかし、表 1, 表 2 を比べてみると 100 度/分以上速の度では、実際上変動がないと考えてよさそうである。

3) 原体照射機構：本器に組込まれた原体照射機構の原理を図14に示す⁵⁾。6 分割されたコリメーターの各分割片（セグメント）は、それぞれ別々のサーボモーターにより、シート型（カム）の

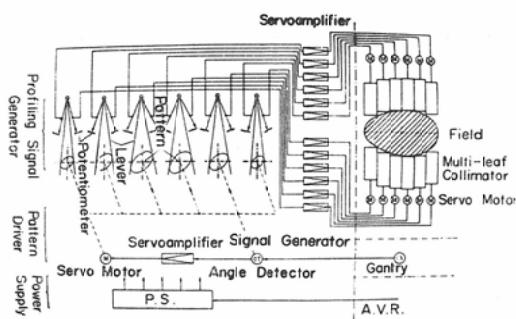


図14 原体照射機構説明図

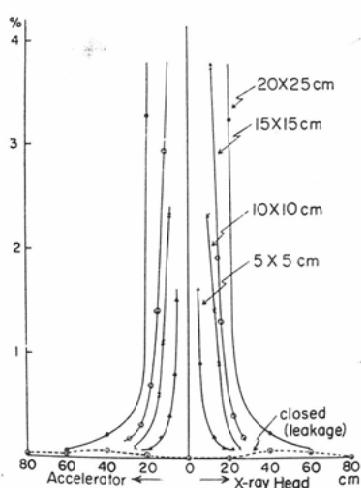


図15 漏洩線量、側方線量（加速方向）
縦軸は jaw を開いた時の中心線量との割合である。

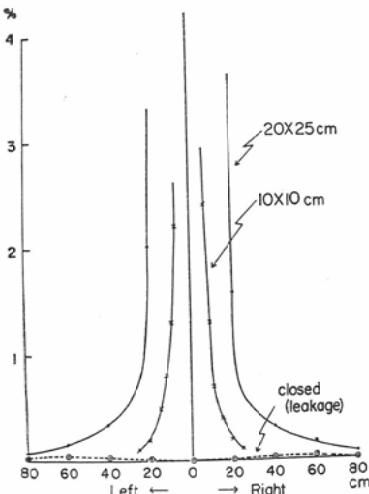


図16 漏洩線量、側方線量左右方向）

信号に従つて廻転中に開閉する。すなわち、まず線巣と同大のシート型をペークライト板で作成し、信号発生器にセットする。gantryが廻転すると、角度信号発生装置から gantry 廻転についての情報が発生し、これがシート型駆動部の入力となつて、サーボモーターを介してシート型とgantry は同期廻転する。シート型には2本のレバーが接してて、シート型が廻転するとそれにつれてレバーが動く。レバーにはボテンショメーターが接続されていて、シート型の廻転に応じて絞り（セグメント）を動作させる信号を発生する。

この機構の制御角度と追従精度を調べるために作つたテスト用シート型の半相を r_s 、それに対応する絞りセグメントの開き角度を r_f とする。 r_f はノギスで実測した。確度の評価には、 r_f の設計値からの偏差 Δr_f の、 r_f の最大値 r_{fmax} に対する百分率すなわち相対誤差を用いた。いま12チャンネルのすべてに対して $\Delta r_f / r_{fmax}$ の比を求めたところ、それぞれ+0.83%，0.47%，+0.37%，0.65%，+0.65%，0.93%，+0.74%，-1.11%，-0.29%，-0.56%，+1.02%，及び-0.56%であった。これを総合すると誤差範囲は-1.02%～1.29%となる。

追従精度は、gantry を 180度/分の速さで1廻

転させたときの制御信号と追従信号との差 $\Delta\theta$ を制御盤上で読みとり、最大開き角度 θ_{max} に対する百分率で評価した。その結果 $\Delta\theta/\theta_{max}$ の最も大きかつたのはチャンネル E 2 の CW廻転時 0.45%，マイナス方向ではチャンネル F 2 の CW廻転時の-0.51%であった。以上の2つのテストの総合精度は、2つの場合の誤差が重複すると考えられると誤差範囲は+1.47%～-1.80%となる。

C 漏洩線量

1) 漏洩線量：X線焦点から 1 m の点で、線量率が 300R/min となるようにパルス繰返数を調整し、jaw を全閉した時の、廻転中心を含む水平面上における漏洩線量を Victoren R-meter で測定した。結果は図15の通りで、廻転中心（中心線束通過部分）から側方に 40 cm 離れた点で漏洩が最大となる。しかしこの値は jaw を開いた時の中心線量の 1/1000 以下である。

2) 側方線量：照射野が 5 × 5 cm, 10 × 10 cm, 15 × 15 cm, 20 × 25 cm（最大矩形野）の場合について、前項と同じ条件で X 線を放射し、照射野側方の線量を Radocon # 606 で測定した。加速方向、左右方向について結果を整理すると図15、および図16のようになる。

3) 室内散乱線分布：照射野を 20 × 25 cm、線量

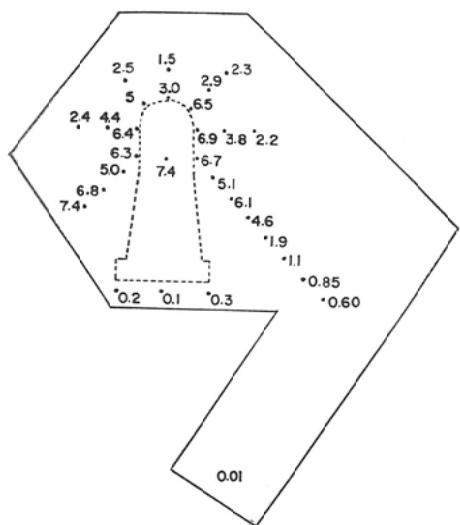


図17 リニアク室内の散乱線強度分布
 6 Mev X線を、 20×25 cmの照射野で 200 R/min/m
 の線量率で運転した場合。単位は mR/hr.

率を $200\text{R}/\text{min}/\text{m}$ とし、線束を下に向けた場合の室内の散乱線の強度分布を調べた。測定は床上 117cm すなわち廻転軸を含む水平面上で行ない、Radocon # 608を使用した。結果を図17に示す。

D 運転状況

この装置は昭和40年10月上旬愛知がんセンターに搬入され、日本電気によつて調整の後、愛知がんセンターと日本電気の協力によつて各種の性能検査が行なわれた。それが終了したのは昭和41年3月である。その後各種の物理学的測定を行ない、同月6月から治療の実際に使用されている。

この間の故障の状況は次の通りである。4月19日、電子銃のフライメント断線のため電子銃交換、6月7日、線量計電源の整流ダイオード交換、6月15日、マグネットロン交換、7月6日、14日、25日、27日にサイラトロン駆動部ダイオード交換、8月5日、マグネットロン交換、8月7日冷却系の点検補修などが主なものである。

考 按

本装置は Varian 社と技術協定の元に日本電気が国産化に成功したものである。ここに述べた検査結果は契約仕様書に記載されている諸種の性能が果して満足されているかどうかを調べるのが目

的であった。電子銃、加速管、マグネットロン等が輸入品とはいへ、最初の国産医療用リニアクである本器の性能が、諸外国のものに劣らないことが判つたのである。しかし細部に亘つては改良の余地のある部分もあるので、これは今後次第に改善してゆく予定である。

本装置から放射される電子線のエネルギーは略4~7 Mev の範囲で可変である。X線エネルギーも略々これに準ずるものと考えられる。従つてこの範囲ならば任意のエネルギーを選定できる訳である。エネルギーを変えるにはエネルギー供給系や電子流制御系の調整を変えねばならない。しかしこれらの調整を、制御盤上で日常反覆することは、調整作業や確認、再現性などの点で、あまり得策とは云えない。一方高エネルギーX線は4~8 Mev の範囲ならビルドアップ・ポイントや深部率曲線には大差がない。その意味から、私どもの装置では公称 6 Mev (電子線水中飛程からは 5.7 Mev) のX線のみに限定して使用することにしている。実際にこの装置では 6 Mev 前後の放射線が最も能率よく得られるよう設計されている。

一方電子線照射の場合は事情が異なる。電子線照射の際にエネルギー選定が問題になるのは、エネルギーによって電子線飛程が異なり、病巣の広がりや深さに応じて適当なエネルギーを選択しなければならないからである。その意味では、電子線エネルギーでは容易に変えられ、かつ運転状況に厳格な再現性が必要である。この点では本装置はそれ程の難はない。しかしリニアク電子線を医療に用いる場合に生ずる問題の1つは出力線量が大き過ぎて、正確な計算が困難なことである。そこで実際的にはパルス繰返数をおとしてこれを補う。本装置では5ppsまでおとし得るが、そうすると略500R/minとなる。この程度だと測定も可能である。しかるにパルス繰返数を減すとAFCや線量安定化回路が働かないため、出力の時間的安定性が悪くなる。もし信頼できるモニター線量計が組み入れられていると、出力の時間的安定性が悪くても臨床上問題がないが、本装置にはそ

れらが附属していない。電子線用のモニター線量計は、現在のところ世界的にみても技術的に製作が困難であるからである。

前述のごとく、本装置は Varian 型が原型をなしている。従つてその性能も Varian 型と略々同水準である⁶⁾。しかし本装置の最大の特長は原体照射機構を組み込んだ点である。これは高橋の指導により、日本電気が製作したものでその構造は先に報告した ⁶⁰Co の場合と異なり⁷⁾、電気的信号に変換して原体の情報を伝える電気的機構である⁵⁾。その詳細は別に述べるが（北畠）⁸⁾本装置は線量出力の点や回転関係も安定性がよく、原体照射を施行するに好都合である。

なお、愛知がんセンターには現在、三菱重工製のリニアックが設置調整中である。その装置の工場における検査成績はすでに報告したが（高橋）⁹⁾、調整が済み次第、本装置と全く同様の各種の試験を行ない、その結果を公表する予定である。

要 約

愛知がんセンターに日本電気製 6 Mev 直線加速器が設置されたので、その性能のテストを行なった。電子線エネルギー可変範囲は略 4～7 Mev である。6 Mev X 線の最大出力は 350R/min/m 以上である。20 分運転 10 分休止の連続試験によつて出力安定性をみると、その変動は ±1% 以下であった。回転に伴う X 線量の変動は ±1.54%，X 線始動時の立上り過渡特性は 4 秒後に規定線量の 90% に達した。X 線分布の均一性は水中 10cm において最もすぐれている。焦点の大きさは 2.64×2.32

mm 以下である。6 Mev X 線の等線量曲線や深部率曲線を実測の上作成した。機械的には、回転中心の変動は 0.5mm 以下、回転速度の安定性は 180/min CW において ±1.7% であった。原体照射装置の総合精度は +1.47%～-1.80% の誤差範囲にあつた。その他、漏洩線量、室内散乱線分布などの測定も行なつた。

本論文の要旨は 41. 4. 10 第 25 回日医放会総会で発表した。本研究の一部は厚生省がん研究助成金の援助によつた。（班長塙本憲甫、班員北畠隆）。感謝の意を表する。

文 献

- 1) 北畠隆；愛知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.
- 2) 大内淳義、大谷四郎、石田幸郎、上総中宣、阿部駿介；医療用リニアック NELAC-1006, NEC 77 : 11～23, 1966.
- 3) 奥村寛、北畠隆、母里知之、木村千明；6 Mev X 線の線量分布、日医放誌掲載予定。
- 4) 小見山喜八郎；自己バイアス微小集点の拡大能力及びその集点の大きさに就いて、日医放誌 14 : 487～494, 昭 29.
- 5) 深町壮彦、古川孝；リニアック原体照射コリメータ自動制御装置、NEC 77 : 23～27, 1966.
- 6) Varian Assoc. ; 6 Mev radiotherapy linear accelerator: Technical description and specifications, Sept. 1962.
- 7) 北畠隆、山本千秋、牧野純夫、永井勝美、高橋信次；⁶⁰Co 原体照射装置の試作、日医放誌 26 : 192～200, 昭 41.
- 8) 北畠隆、母里知之、奥村寛、高橋信次；リニアックによる原体照射法、日医放誌 26/12 掲載予定。
- 9) 高橋信次、北畠隆、佐野朗；国産医療用リニアックの性能、Medical Apparatus Culture 7 (7) : 8～15, 1966.