The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	広島大学原医研Linear accelerator (NELAC 4030)の特性について
Author(s)	竹下, 健児; 安徳, 重敏; 砂屋敷, 忠 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(8), p. 687-697
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20131
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

広島大学原医研 Linear accelerator (NELAC 4030) の特性について

広島大学原爆放射能医学研究所
竹下 健児　安徳 重敏　砂屋敷 忠
日本電気株式会社
大谷 四郎　上総 中童

(昭和45年5月30日受付)

Characteristics of the linear accelerator at Hiroshima University

By

Kenji Takeshita, Shigetoshi Antoku and Tadashi Sunayashiki
Research Institute for Nuclear Medicine and Biology, Hiroshima University
and
Shiro Otani and Chudo Kazusa
Nippon Electric Company Limited

The NEC-Varian linear accelerator installed at Hiroshima Univeristy in February 1969 is used for studies on the biological effects of radiation and for radiation therapy of malignant tumors. In order to obtain an extremely high dose rate for radiobiological studies to simulate the radiation released by the atomic bomb and also a low dose rate for radiation therapy, the operation of unit is divided into two systems, "research mode" and "therapy mode").

In the research mode, electron energy can be changed continuously between 5 MeV and 39 MeV. Beam current is 320 mA at peak with an average of 90 μA and beam power is 2.25 kW at nominal operation (25 MeV). At this level of operation, X-ray output is 14,500 rad/min at a distance of 100 cm from the X-ray target. Radiation output is adjustable by changing the pulse repetition rate (15, 60, 120 pps) and the beam current.

In the therapy mode, the attachments and accessories necessary for radiation therapy are connected to the unit. For electrons, six specific energies are programmed over the range of 5 to 30 MeV by 5 MeV interval. For X-ray, an energy of 8 MeV is programmed. Radiation output in the therapy mode is less than 500 rad/min and dose distribution in the exposure field can be made very uniform by the use of appropriate scatterer and flattening filter.

To shield high energy X-rays and neutrons, the room housing the linear accelerator was built below ground level. The stray radiations outside the building are well within the maximum permissible dose prescribed by Japanese Government regulations.

I. 緒　言

現在医学および生物学に用いられている高エネルギ放射線発生装置としては，実験用原子炉をはじめとし，Cyclotron 等の大型加速器から数MeV Linear accelerator に至るまで，いろいろの装置があげられる．これまでのX線，^{60}Co γ線に代わるものとして，高エネルギX線，電子線，重粒子線が実験ならびに診療の用に供されていることは衆知の通りである．特に放射線治療の面においては，15～35 MeV Betatron および6～15 MeV Linac が脚光を浴びている．これらはいずれも電子線およびX線を利用しようとする点では同じであるが，機構的に電子線加速の方法が全く異なつており，低周波励磁による円軌道方式のBetatronでは，高エネルギの発生が比較的容易であるのに拘らず，治療線量以上のX線出力はおよそ期待できないし，一方医療用 Linac では高周波による線型加速のために装置が大型になりすぎ，結局手頃な大きさのものとして，6 MeV，つづいて10 MeV を越える装置が開発され，また ^{60}Co γ線と同程度のX線装置として4MVのものも出現してきた．

広島大学原爆放射能医学研究所においては，昭和40年に30 MeV Linac の新設を企画し，昭和41年度より3年計画で建造に着手，昭和44年2月据付け後，本調整を行なつて現在に至つた．設置目的とするところは，瞬間被曝による放射線の生物におよぼす影響の研究，および悪性腫瘍に対する高エネルギ放射線治療に関する基礎的研究，その他将来中性子の発生，放射化分析等の研究を行なうために，通常の治療線量とあわせて，原爆のシミュレータともなりうる十分に高い放射線線量率を得ることができ，安定した電子線およびX線の発生源として使用することである．従つてこの装置では，「研究モード」と「治療モード」の二つに使用規準が分けられ，「研究モード」においては，電子線およびX線のそれぞれについて，自由にエネルギおよび出力の調整ができること，また「治療モード」においては，Gantry の回転，押ボタン式によるエネルギの選別，その他高エネルギ電子線，X線治療に必要な機構の完備などの諸条件を満たすように配慮された．

これまで主として物理実験用として作られてきた長大 Linac を小型化し，少くとも Betatron と同じ程度までエネルギを高め，線型加速の特長である大出力の放射線を生物学的研究に応用することは勿論，今後の医療用装置としての開発に資することを念願したものである．以下に広島大学原医研 Linac (NELAC 4030) についてその概要を記し，測定された諸特性を報告する．

II. 装置の概要

本装置は，周波数約 3,000 MHz のマイクロ波を用いた進行波型の線型電子加速器である．

電子ビームの取出しは3方向に分れている．第一は，加速された電子ビームを加速管の軸方向に真すぐ取出すための窓で，これを直進方向とよび，水平方向に対して57° の傾きをもつている．第二は，Gantry の回転軸(後述のX軸)と平行した方向に窓が設けられ，これを水平方向とよび，物理研究用およびビーム自身の特性を測定するための予備として設けたもので，将来 Neutron converter の取付が工夫できるようにされている．第三が主取出し口であつて，Gantry の回転軸に向けてビームを直角に曲げた位置で，90° 偏向方向（後述のZ軸）とよび，以下特に断りない場合はこの方向における数値を示すことにする．Gantry 内部には加速部分とビーム制御部分が収納され，Gantry は 360° 回転し，またどの位置にも固定することができる．エネルギ制御，出力の調節，電子線とX線との切換えなどは，遠隔操作，集中制御方式により，監視と制御が一箇所で行なえるようになつている．

電子ビーム・エネルギは，最高39 MeV，最低5 MeV の範囲で変えられ，標準動作時は25 MeV である．以下断りない限り標準動作時における値を示す．ビーム電流は，90° 偏向方向で尖頭値 320mA，平均値90μA である．なおこの装置での最大ビーム電流は，20 MeV のとき直進方向において，尖頭値 450 mA，平均値 164 μA で，このときの最大ビーム電力は3.6 kW である．エネル

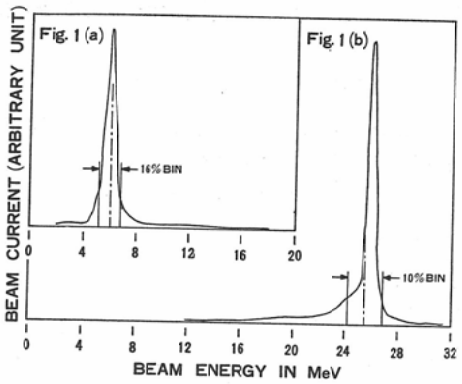

Fig. 1. Energy spectra of 57° bent beam through 2% slits analysed by the spectrum analyser: (a) 6 MeV and (b) 25.5 MeV

ギ・スペクトルは Fig. 1 に示す如く，57°偏向ビームについてエネルギ・スペクトル分析器で測定された結果，25.5 MeV において±5％のエネルギ範囲にビームの95％以上が含まれており，半値巾は 2.5％であつた．なお 5 MeV におけるエネルギ半値巾は±8％で最大となる．またビーム平均電流の変動率は25 MeV 1時間連続運転で±8.5％であつた．

現在までに確認または測定された性能については Table 1 に示す如くであるが，これらは立案時の各仕様にほとんど一致しており，従つて現在の性能を掲げた次第である．

「研究モード」では動作条件をいちいち微調整しておく必要があるが，電子ビーム・エネルギは 5 MeV から 39 MeV まで連続に変えることができ，パルス繰返しも15，60，120 pps のいずれでも可能である．測定はその時の照射条件により適宜線量計を用いて行なうが，X線では測定部の値を校正して，また電子線では Toroidal coil をモニタとして照射を行なう．

25MVX線だけは別に調整されて押ボタン一つで動作条件が自動的に設定されるが，この標準動作時の最高線量率は硫酸鉄線量計で求めた結果，1 mの距離で14,500rad/min であつて，これはパルスについてみると 7×10^7rad/sec という線量率になる．

「治療モード」では，動作条件の設定はすべてプログラミングされており自動制御される．治療目的に応じてX線および電子線を選び，Flattening filter または Scatterer を挿入し，測定部は，X線，電子線についてそれぞれ異なる透過式の平行平板型電離槽によつて，線量率，積算線量および照射野内の均一度を検することができる．X線は8 MV，電子線は5 MeV 間隔で30 MeVまで6段階に調整されている．電子線線量率は25 MeV で最

Table 1. General performance of the NEC-Varian linear accelerator

X-rays	Research mode	Therapy mode
Energy (MV)	25*, 5—39	8*
Pulse repetition rate (pps)	15, 60, 120	15, 60, 120
Beam spot size (mm)	4×4 (25 MV)	4×2
Max. dose rate (rad/min/m)	14500 (25 MV)	250
Gantry position	180° fixed	0— 360°
Field (cm) at the isocenter	—	0—27×30
Electrons	**Research mode**	**Therapy mode**
Energy (MeV)	5—39	5*, 10*, 15*, 20*, 25*, 30*
Pulse repetition rate (pps)	15, 60, 120	15
Beam power (kW)	2.25 (25 MeV)	—
Dose rate (rad/min/m)	4.5×10^8** (25 MeV, 15 pps)	0— 300
Gantry position	180° fixed	0— 360°

* Set up by programming

** Measured by Fe^{*}-Cu^{*} chemical dosimeter at beam center

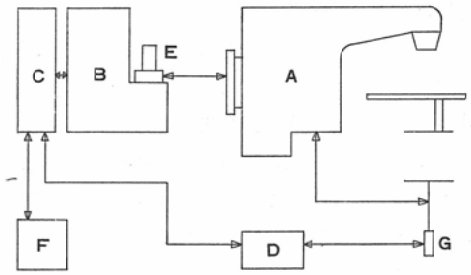

Fig. 2. Diagram of unit: (A) Accelerator system(Gantry), (B) Transmitter system (Klystron pulser), (C) Auxiliary control rack, (D) Control console, (E) Klystron, (F) Auxiliary transformer and (G) Pendant

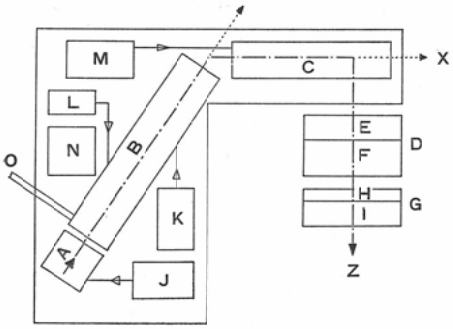

Fig. 3. Block diagram of gantry system: (A) Electron injection system, (B) Accelerator wave guide, (C) Achromatic bending system, (D) X-ray head, (E) X-ray and electron ionization chamber, (F) X-ray jaw system, (G) Electron applicator, (H) Electron symmetry monitor ionization split-chamber, (I) Cone guide, (J) Electron gun modulator, (K) Power supply of accelerator wave guide focus coil, (L) Energy servo amplifier, (M) Bending magnet power supply, (N) Gantry rotation motor driver and (O) RF power input

高 530 rad/min/m，8MVX線線量率は 250rad/min/m である．

Isocenter はX線 Target より 100cmの距離で，Gantry は毎分 360°—72°の速度で回転できる．360°回転に対する Isocenter の安定性は± 1.5mm である．またX線 Head はその照射野を± 180°回転できる．

治療台は油圧式で，6 MeV Linac (NELAC 1006) のものと同様で，床上50cmから150 cmまでを上下する．

以下に主要部分の詳細を記述する．

構成図は Fig. 2 に示す如くである．各部はすべて Interlock 制御が完全に行なわれ，一定条件を満たさない場合は自動的に修正をするように働き，監視，制御が有機的に行なわれる仕組みになつている．

1) 放射線発生部 (Gantry)

Gantry 内部の構成の略図を Fig. 3 に示す．

a) Gantry 回転駆動系

Gantry 回転は，天井より吊された手持操作器で動作されるが，必要に応じて操作室の制御盤でも遠隔操作ができる．

b) 電子銃は直接加速管の入口に取付けられた傍熱カソード型で，電子銃変調部より供給された2個の電圧安定化電源がある．

電子線治療においては，Table 3 に示す如く，D.C. 1 kV の電圧が直接電子銃に連結され，数mA の直流電流を加速管内に入射する．これは，いわゆる治療線量の領域まで電子ビームを落とし，安定した出力により，患者に誤つて大量の電子線を照射することのないようにするための重要な措置である．

X線治療および「研究モード」においては，いま一つの直流電源を用いたパルス変調部が用いられる．これはパルス・トランスを通して，電子銃に5 μsec パルスで20 kV，1.6Aのパルス電力を供給するものである．

c) 加速管および加速管集束コイル電源

加速管は二つの部分からなり，進行波型導波管が用いられていて，全長は付属部分を含めて 2.5 m，$2\pi/3$-Mode で，終端部に残留高周波電力を吸収させる Colinear load がある．第1加速管は，入力および出力 Cavity を含めて38個，第2加速管は，入力 Cavity と5個の Dummy cavity を含めて同じく38個の Cavity に分けられている．第1加速管は Buncher 部と Regular 部からなり，無負荷で21 MeV まで電子を加速し，可変位相器で，第2加速管 (Uniform部) の位相を変え

て最終的に5MeV から39MeV までのエネルギ調節が可能である.

これらの加速管は無酸素銅でできていて，その外部をステンレスの直径16.7cmの円管で真空に保持され，しかも全長にわたつて集束用のSolenoid coil の保持に使用される．加速管の出口には電子線出力 Collimator が取付けられている.

集束コイル電源は，0～60V，0～15Aの範囲で制御される.

d）ビーム偏向部

ビーム偏向部は Achromatic bending system を採用していて，57° 偏向第1Magnet, Q-Magnet, 偏向第2Magnet が一体となつており，かつ水冷された真空チェンバにより構成されている．第1Magnet の後に電子ビーム・エネルギを規制するための Slit があり，この Slit と Q-magnet の中間に Toroidal coil が組込まれている.

第1Magnet で水平方向に，第2Magnetで90° 偏向しX線 Head に垂直にビームを入射せしめる.

偏向 Magnet は，電流値を± 0.1%以内に安定させた電源を使用し，治療方法およびエネルギが決まれば電流値が自動的に制御され動作する．なお第2 Magnet のすぐ出口にX線 Target が組込まれ，電子線を取出す時には，ベローズによつてビーム経路から外すようにしている．X線 Target は水冷された銅のブロックにはめこまれたタングステンの透過型である．また電子線治療用の Scatterer（鉛）は，ベリリウム窓のすぐ外側の真空系外に組込まれて，エネルギに応じて5～10, 15～20, 25～30MeV 用の3種が内部に挿入される.

ビーム偏向部は，鉛およびタングステンにより，制動輻射および放射化等を防ぎ，許容量以上の漏洩のないように考慮されている.

e）X線 Head

タングステンの主 Collimator の下に，透過型X線 Ionization chamber と8MV用の Flattening filter が Target と連動して挿入される.

この下部は Jaw system で Wedge filter および光学系ミラーを入れる窓があり，電子線治療の時には，この部分に電子線線量をモニタする Ionization chamber が挿入される.

X線の照射野を決定する上下2対の鉛の Jaw は，その表面がタングステンで覆われ，それぞれモータ駆動により，Isocenter で最大27×30cm，最小0の照射野を与えることができる.

電子線治療では，このX線 Head の下に，照射野の均一性を検するための Monitor chamber とプラスチック製の照射筒が取付けられる．しかし「研究モード」ではこれらは一切除去され，加速されたままの電子ビームが取出される.

f）高周波部

Klystron からの高周波出力は，33 psig（2.2気圧）のフレオンガスで加圧された矩形導波管で導かれ，高周波 Rotary joint を経由して Gantry 内に入り，加速管の中に伝えられる．第1加速管と第2加速管の間には同様に加圧された可変位相器があり，駆動モータでトロンボーン型に伸縮させて電子ビーム・エネルギの設定に使用される．また導波管内に双方向結合器が組込まれていて，順方向および逆方向（反射波）の電圧定在波比をモニタする.

g）冷却系

Gantry 内部の冷却のためのものであるが，外部の熱交換器に接続されている．詳細については後述する.

h）真空ポンプ

加速管，ビーム偏向部真空チェンバ，電子銃，ならびに導波管の一部は，2個の50 l/sec のイオンポンプにより 10^{-7} Torr 以下の真空を維持する．Klystron も高真空のため独自のイオンポンプを内蔵しているが，これらは一つの特殊な制御装置に連結されており，常時真空度を検知して，あるレベル以上に悪化すると自動的に装置を停止させる.

2) Klystron pulser

Klystronを動作させる電源部に相当しており，パルス形成回路および水素 Thyratron を使用した Line type のパルス変調器である．主 Thyra-

tron (Ceramic)のほかにDe-Qing thyratronが使用されていて，パルス間のレベルの安定度を±0.5%以内におさえている．

高圧電源部は油タンク内に収納されて小型化されている．3相高圧トランスは，交換されるKlystronの性能にばらつきがあつても，使用される性能内に電源を供給できるように作られている．

パルス変調部の出力パルス巾は，4.8 μsec (50%値)，パルス周波数15，60，120 pps，尖頭電圧250 kV，尖頭電流250 A，パルス出力59MW，平均出力（最大）76 kW，計算によるBeam duty cycle 0.00058，パルストランスは昇圧比12：1，印加電圧（最大）42 kVである．

3）中間制御部

a）制御盤

i）RF駆動部変調系

RF駆動部はKlystronの入力に使用されるもので，予め同調がとられた同軸型Cavityの中の3極発振管により発振される高周波を電源として用いる．高周波出力は尖頭値1 kW，パルス巾3.2 μ secで，パルス周波数は常に120 ppsに保持され，パルス波高値を安定に保つており精度は±0.25%以内である．

なお高電圧電源は1～3,000V，40mAのものが用いられている．

ii）Trigger発生系

全回路は大規模IC（集積回路）を使用し，商用周波数により120 ppsの信号を基礎として，主Thyratronの点火用には120，60，15 ppsに逓減したものを，RF駆動部および電子銃パルス変調部には120 ppsを送つている．

iii) Klystron集束コイル電源

Klystronのビームの集束を行なうための直流電源でSlidacによつて制御される．4個の集束コイルはそれぞれ低電流，過電流に対して保護され，Klystronの安全を保つている．

iv) Klystron filament電源，Time monitor，およびDelay

Klystronの Filament点火のための電源，および時間計に加えて，電子銃Filament制御回路も組込まれている．これらの回路では低電流Interlock relayにより装置の保護をしている．

v）中央配電盤

全体の系の電源を集中制御している．この部分には，各部へ配電するための接続端子が設けられている．入力電源は3相4線，60 Hz．480V，125kVAである．

b）熱交換器

水対水熱交換器および油対水熱交換器からなり，二次冷却水を40±0.1℃に保つべく，高精度の安定化制御装置が組込まれている．循環される冷却水（純水）の容量は，65 psigで約43GPM（水温25℃の時6気圧以下，3.5気圧以上で160 l/min）で，帰還した水の冷却のための熱交換量は最大85 kWである．変調部の油タンクの油も循環，冷却されているが，この場合は30℃である．

Gantryおよび変調部に通ずるInterlockは，油の温度上昇，冷却水量低下，および油タンクの油量の減少により動作する．

4）制御盤および手持操作器

a）10進法による積算線量および治療時間の表示器，b）Relay回路（28 V D.C.にてすべて統一されている）による各系のInterlockを集中制御する部分，c）「研究モード」と「治療モード」の選択，ならびに電子線とX線の切換え部分，d）放射線発生状況を監視，または測定するための制御部分，e）電子線エネルギの自動切換え部分，およびエネルギ・プログラミング部分，これには電子線治療のためのError check回路を含む．これらが一つの制御盤にまとめられている．

手持操作器はGantry部および治療台の機械的運動の制御を行なうものである．

5）Klystron

SLAC型S-band klystronの使用設計により，高周波電力の尖頭値21 MW，平均値19 kWのLitton社のL-3989-01型を用いている．中心周波数を2856 MHzに固定同調されていて，3.2 μ

sec パルス巾で運転することが保証されている．

6) 制御用電源トランス

45 kVA 連続使用で，一次 480 V を Δ-Y 型で二次側 208 V，120 V に変換する．

7) 補助器具および設備

a）照射位置指示

X線 Head 内に，X線治療照射位置指示，100 cm Range finder 光学系，Front pointer, Rear pointer, 照射野指示光学系が含まれている．

b）回転真空ポンプ

荒引きに用い，常時切り放しておく．排気の際は熱電対型真空計で 10^{-3} Torr に達すると，イオンポンプに切換えられる．

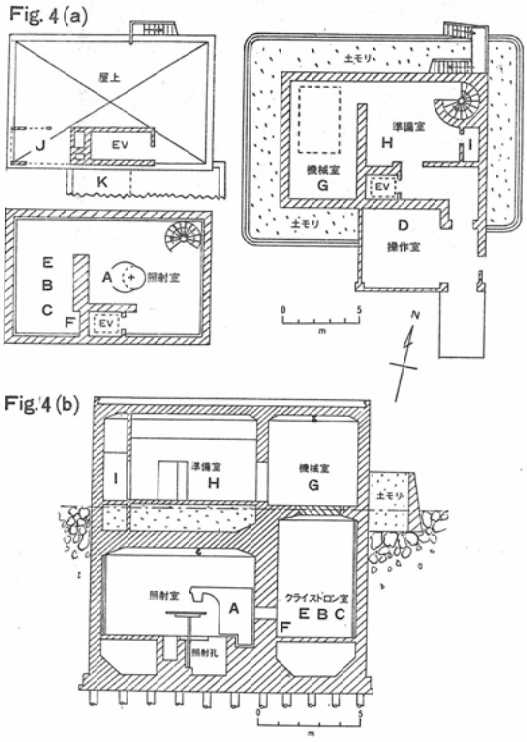

Fig. 4. Floor plane (a) and cross section diagram (b) of the linear accelerator room: (A) Accelerator, (B) Transmitter, (C) Auxiliary control rack, (D) Control console, (E) Klystron, (F) Auxiliary transformer, (G) Air conditioning unit, (H) Preparation room, (I) Shower, (J) Cooling system and (K) Transformer

c）一次冷却水

屋上に空冷設備を設け，圧力ポンプで強制循環させる．これは地下クライストロン室までの落差15mでは，冷却水圧力および流量が不十分なためである．

d）照射孔

Fig. 4 に示す如く，Isocenter の垂直床下に，直径 2 m，深さ 2 m の照射孔を設け，同時に一側は治療台の Shaft 支持設備になつている．この照射孔は，「研究モード」においては下向き固定照射（180° 位置）のみを行なうために，線源からの距離を最大 4 m に保つためのもので，種々の線量率照射の範囲を拡げるように工夫したものである．またこの照射孔によつて室内の散乱線の低下も考慮された．

e）空気調節

この Linac の使用にあたつては，エネルギが（γ, n）反応を起こすのに十分であり，空中に浮遊する放射化物質の除去のために，短半減期核種については，操作室を除く管理区域の空気循環で許容レベル以下とすることができるし，塵芥は屋外排出に際し高性能 Air filter により清浄化が可能である．なお建築構造物および加速器本体における放射化については次の項で述べる．

装置の発熱量は制御盤 5 kW，変調部 10kW，Gantry 10kW で，照射室の温度は30℃を越えないで，かつ年間の温度差をできるだけ少くするよう空調設備を行なつている．

f）放射線遮蔽

本 Linac を収納する建物は，Fig. 4 の如く操作室，準備室，機械室を地上部に，照射室およびクライストロン室を地下部に設け，らせん階段およびエレベータで通じる構造になつている．30MV のX線および30 MeV 電子線照射が週16時間行なわれるものとして，ICRP Publication 4[1]により遮蔽計算を行なつた[2)3)]．地下室の床面は 7.5 m の深さで，厚さ 2 m の天井遮蔽と，地下，地上部を通じて厚さ50cmの側壁からなり，総建屋面積は 263 m^2 である．なお地上部で，巾 2 m，高さ 2 m の土盛りを外周に設けた．

中性子の発生および放射化については，室構造に関するものと，加速器本体の材質によるものとに大別できる．

予め推定を行なつたものは，コンクリートによる（γ,n）反応と空気中の ^{13}N および ^{15}O の生成である．ビーム電流80μA として SiO_2 に発生する中性子数は 1.8×10^7n/sec•g, ^{13}N, ^{15}O については 10^7/sec•mol•rad の大きさと見積つた．これらは1週間の使用時間16 hr および方向利用率．また照射時間と作業時間との関連から，遮蔽においても空中濃度においても安全であることを確めた．

加速器の材質から考えられるものは C, Al, Fe, Cr, Cu, Pb の放射化であるが，これは後述するように，照射条件の如何によつては照射直後の入室について，若干の時間的規制と Survey meter による残留放射能強度の確認が必要になつてくることが判つた．

III. 測定結果

種々の測定を行なうにあたり，座標を決めておく方が統一できるため，水平ビームの方向にX軸をとり，90° 偏向ビームの方向にZ軸をとるように定める．従つてY軸は常にビームの方向に直角にとることになる．原点は Target 位置でも，水平方向軸の上にでもとることができるが，治療線量分布等の測定においては，原点を Isocenter または Phantom 表面にとることにより，深さはZ軸で表わされる．

1)　最大ビーム電流

水冷されたアルミニウム Collector をX線 Head の Collimator 内に固定し，同軸ケーブルで Synchroscope に接続し，ビームのパルス尖頭電流値およびパルス巾を，またμA メータによつて平均電流を測定した結果を Table 2 に示す．各エネルギでのパルス波形は Fig. 5 の如くである．実際の照射時においては，Toroidal coil からのビーム電流波形をモニタして性能を判断できる．

Table 2. Maximum beam currents of the 90 bent beam

Energy (MeV)	Peak value (mA)	Average value (μA)
5	200	13
10	300	58
15	250	32
20	325	80
25	320	90
30	260	74

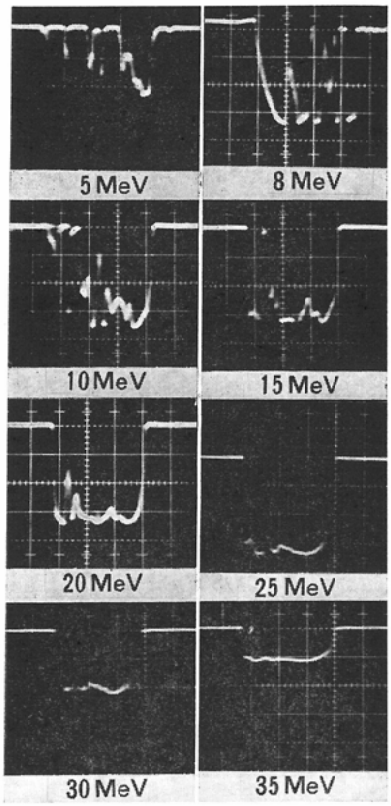

Fig. 5. Pulse wave form of the 90° bent beam outside the beryllium window using the aluminum beam collector connected to a synchroscope

2)　X線

a）Spot size

8および25MVのX線焦点を厳密に Target 上で求めることは難しいが，各エネルギの電子ビームを窓の位置で検出したものが Fig. 6 である．これは塩化ビニール片に焼きつけられたものである．

b）照射野内平坦度

「治療モード」の8MVX線について，Xおよ

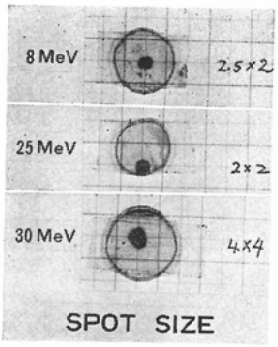

Fig. 6. Spot size of the electron beam outside the beryllium window using polyvinyl chloride sheet

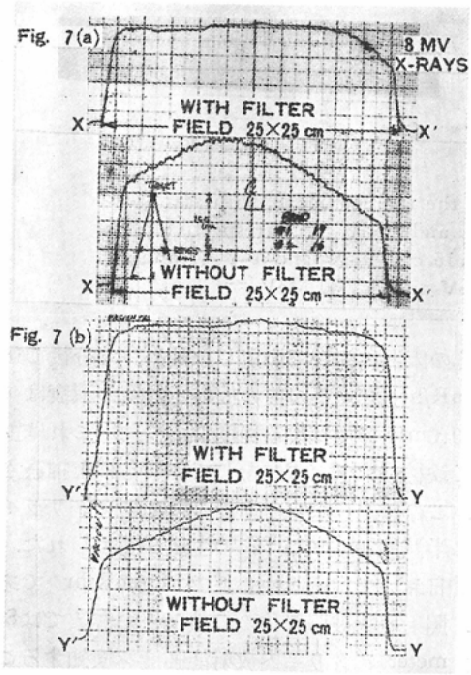

Fig. 7. Field homogeneity of 8 MV X-rays in the therapy mode, with or without a stainless steel flattening filter, 10cm depth in water, field at the isocenter 25×25 cm: (a)parallel to the gun-target plane (X-X′) and (b) perpendicular to the gun-target plane (Y-Y′)

びY方向の分布を Isodose plotter（東芝）を用いて測定した．Isocenter における照射野 25×25 cm，深さ10cmの面内での分布をFig. 7に示す．この照射野の20×20cm内の平坦度はX方向で± 3.4%，Y方向で± 3.2%という結果が得られた．Filter なしの場合のX線分布も参考のために付加した．

次に「研究モード」の25MVについて，Kennametal flattening filter の有無によつて照射野内の分布の違いを見たのがFig. 8である．照射野内平坦度の仕様はこの場合適用しないが8MVと同様深さ10cmの面内のものである．

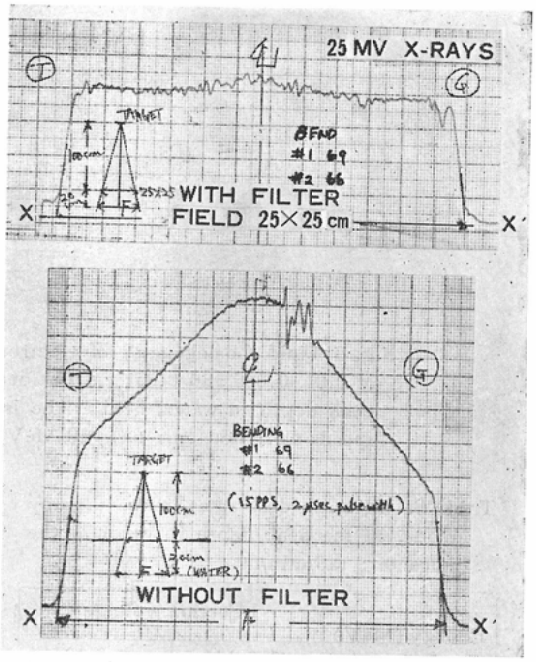

Fig. 8. Field homogeneity of 25 MV X-rays in the research mode, with or without a Kennametal flattening filter, 10cm depth in water, field at the isocenter 25×25 cm: parallel to the gun-to-target plane (X-X′)

3）電子線

a）電子線出力

電子銃・Injection 電圧を 1.0および 1.3kV にした時の，「治療モード」における線量を，水中の Peak depth において測定した結果が Table 3 である．

b）照射野内平坦度

電子線「治療モード」10，20，30 MeV における照射野の分布を見たのが Fig. 9である．Isocenter における照射野 15×15 cm 内のXおよびY

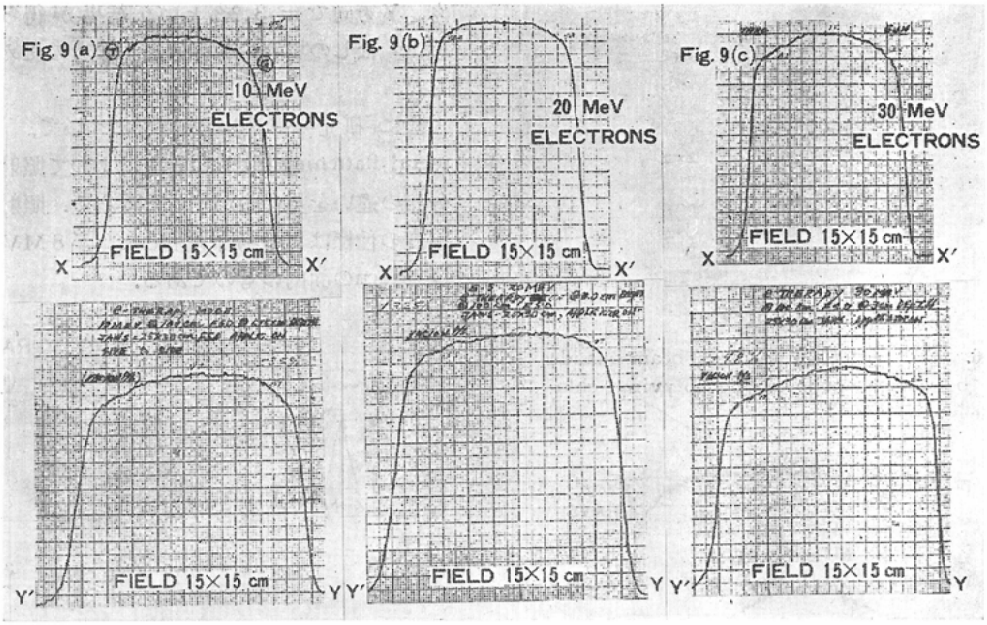

Fig. 9. Field homogeneity of electron beams in the therapy mode, with scatterers of 0.01, 0.036 and 0.051 cm Pb for 5-10, 15-20 and 25-30 MeV respectively, at peak depth in water, field at the isocenter 15×15 cm, X-X′ and Y-Y′ (scanning speeds were not same): (a) 10 MeV, (b) 20 MeV and (c) 30 MeV

Table 3. Electron dose rates in the therapy mode, at the peak depth in water at the isocenter; rad/min/m

Energy (MeV)	Injection voltage	
	1.0 kV	1.3 kV
5	22	55
10	67	160
15	73	140
20	220	320
25	300	530
30	230	170

向について，その中心部分の80%以内の照射野で実測の結果，10MeV では±4%，±3.5%，20MeVでは±2.8%，±3.3%，30MeV では±4.0%，±4.8%であつた．

4)　室内の放射能強度[3)]

25MVX線を Target より2mの距離において，800ないし950rad 照射した後の室内の放射能強度は，Ionization survey meter(東芝)を照射野近くの床上において測定した結果，1分後で16～19mR/hr で，その後の放射能強度の減衰は 6.6±0.6min で半減する程度であつた．これは主として鉄材が大きな寄与をしているものと推察される．このほか二次電子平衡のためのアクリライト中に半減期20min の ^{11}C の生成が認められた．なお1日おいて室内の中心部で 1.6mR/hr であつた．照射直後被照射体の調整などの作業ではSurvey meter により室内放射能強度を検知することは勿論，入室時期の制限ならびに作業時間の短縮は必須条件となる．このため照射室側壁にモニタとして RadoconⅡ型97.4cc Ionization chamber を取付け，安全を確認することも考えている．

5)　管理区域外の漏洩線量

照射中は操作室を除く全室の扉ならびにエレベータは完全に閉じられて入室できないので，管理区域としては操作室だけが対象になる．操作室における漏洩線量は，Scintillation survey meter (東芝) および GM survey meter (Aloka)でX

線を，BF_3 neutron survey meter (TEN) で中性子を測定している．最高の線量率は0.25 mR/hr以下で遮蔽は完全であるが照射室への出入口付近で2 mrem/hr の中性子が検出された．

管理区域外についても同様の測定器を用いて調べているが，土盛りの上の壁の空気取入れ口などで 0.2 mR/hr が検出されただけで，一般人への影響は全く問題にならない．

IV. 考　察

広大原医研 Linear accelerator(NELAC 4030) について現在までに得られた性能について述べた．本装置は3カ年に予算が分割された結果，3年次においては据付けのみで調整は翌年度にまわされることになり，これまで基本的な測定をくり返しながら調整を行なつてきた．

定常運転ではパルス波形も良好であるが，電子ビームの行路に僅かなずれを検知する場合があり，「研究モード」における線量分布に差を生じることになる．また高線量率のために透過型Ionization chamber の線量率依存による不安定さを生じ，単なる校正ではすまされないということがわかつた．

緒言に述べた如く，本装置は研究用高線量率放射線の発生を主目的とし，また高エネルギ放射線治療に必要な条件を充たすように計画されたために，設計上かなりの無理があつたことは否めない．例えば研究用だけであれば，単パルス照射を目的として固定照射だけにしぼるとか，Jaw system の代わりに別室に照射室を設けるとか，現状とはもつと違つた形のものになつたかも知れない．また治療用だけであれば，現加速管を1本にして21 MeV で使用すると全体はもつと小型化されるし，本装置の Klystron よりはるかに低出力のもので十分の治療線量を得られる筈である．

このように一見矛盾するような性能を有するために，すべてに満足できる調整が得られることは難しいことではあるが，今後少しづつ問題点の解明に進みたいと考えている．これは装置自身の安定化はもとより，線量測定上の再結合やエネルギ吸収の絶対測定の問題，そして医学・生物学的照射ならびに放射線治療の研究にまでわたるものである．

謝辞　本 Linac の設計，製作を通じて米国 Varian 社の援助に深甚の謝意を表する．

（この論文の概略は第29回日本医学放射線学会総会において発表した．）

文　献

1) International Commission on Radiological Protection Publication 4, Protection Against Electromagnetic Radiation Above 3 MeV and Electrons, Neutrons and Protons, Pergamon Press, New York, 1964.
2) 医療用加速器使用室遮蔽計算指針委員会：医療用高エネルギー加速器使用室に対する遮蔽計算指針，日本放会誌28 (1969), 622—634.
3) 竹下健児，安徳重敏，砂屋敷忠：リニア・アクセラレータ室の防護について，広大原医研年報 No. 11 (1970), 27—34.