The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	13MeVリニアーアクセラレーター(東芝製)の医用データについて（Linac治療に関する研究 第1報）
Author(s)	尾関, 巳一郎; 小野, 庸; 野田, 博治 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 28(11), p. 1465-1478
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15490
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

13MeV リニアーアクセラレーター（東芝製）の医用データについて

（Linac 治療に関する研究　第1報）

久留米大学医学部放射線医学教室
同附属病院放射線治療センター（主任：尾関己一郎）
尾関己一郎　小野　庸　野田　博治
辻　吉彦　梅崎　典良
東京芝浦電気株式会社
牧野　純夫　木内　正明　繁村　直
東芝放射線株式会社
田所　邦之

（昭和43年12月7日受付）

Medical Data for Therapy of a 13MeV Linear Accelerator

—The Study of Linac Therapy Part I—

By

Miichiro Ozeki, Yo Ono, Hiroji Noda, Yoshihiko Tsuji and Noriyoshi Umesaki
Department of Radiology, and Radiation Therapy Center, Kurume University
School of Medicine, Kurume, Japan
(Director: Miichiro Ozeki)
Masazumi Makino, Masaaki Kiuchi and Naoshi Shigemura
Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd., Tokyo, Japan
Kuniyuki Tadokoro
Toshiba Nucleonics Co., Ltd., Tokyo, Japan

As the first product of Toshiba LMR-13 medical linear accelerator (13 MeV) was installated in Kurume Univ., the medical data for therapy was prepared and several parts of these is reported as follows.

For X-ray therapy, it is considered that the energy of X-ray is not need too high and the energy of 10 MV is appropriate. Therefore the data for energy of 10 MV mainly described.

For electron beams, the actual maximum energy of which dose is obtain enough to therapy was 12–12.5 Mev.

Using LMR-13 Linac for therapy, we incountered the different problem to be examine and improve. Some of these trouble, but some of these problem not only exist for this machine, but may occur through all of Linac, or other accelerator for medical use.

On the other hand, we are doing therapy by X-rays and electron beam and getting successful result. The paper for these clinical data may be published in future.

I　はじめに

今日医学に用いられる高エネルギー放射線治療装置には，コバルト，セシウムなどのＲＩを用いた遠隔照射装置と，Betatron, Linear aceelerator, Van de Graaff などの粒子加速装置がある．両方ともそれぞれ一長一短はあるが，後者は前者に比べて電子線を治療に使用し得ることが大きな特長である．

現在臨床的に電子線が治療に用いられている主な装置は Betatron であり，Linear accelerator（以下 Linac とする）は主としてエックス線治療に用いられているのが現状である．その主な理由は電子線治療についてはエネルギーを高くしたとき Linac より Betatron が経済的であること，治療のために必要な線量が Betatron でも充分得られることである．エックス線治療については，Betatronでは線量率が小さく，それにともなう諸種の不利な条件が生じるため，大きな線量率の得られる Linac が有利である．また電子線の様にエネルギーを高いところまで変える必要がないため，現在までに一般に 6 MeV 前後のエネルギーの Linac が用いられていた[4)5)]．従つてこれらの Linac で電子線治療が行なえる範囲は極く限られていた．

わが国の現状では，Betatronと Linac の両種の装置を併設できる恵まれた施設は限られており，両種の治療を一つの装置で充分行なえる装置の出現が望まれていた．

今般，東京芝浦電気ＫＫによつて，13MeV の electron Linear accelerator（LMR-13形医療用ライナック）が製作され，久留米大学にその第１号装置が設置された．この装置によりエックス線治療は勿論，ある程度の範囲の電子線治療が行なえるようになつた．

我々は本装置の医用データおよび本装置について検討すべき諸点をここに述べ，今後の資に供したいと思う．

本装置の性能，定格について東芝より発表されている仕様を次に示す．

電子線エネルギー	13MeV～6 MeV
最大エックス線出力	焦点から１ｍの距離において 500R/min(10MeV)
最大電子線出力	同 200～1.000R/min (10 MeV)
出力安定度	±３％以内
焦点直径	２㎜φ
照射野	焦点から１ｍの距離において30×30㎝
照射野内の平坦度	照射野内の線量分布を±2.5％以内で均一にする
時間定格	連続
ヘッド回転速度	0.1～１rpm
ヘッド回転角度	全円周囲回転
漏洩線量率	主線錐の$^{1}/_{1000}$以下

現在６MeV の電子線については，線量率の最低が1000R/min で臨床上多過ぎること，設定条件の切換の際，多少，手動制御を必要とすることから，６MeV の電子線の医用データは乏しい．しかしながらこれを臨床上使用可能とする改良も

Fig, 1. 13 MeV Linear accelerator (LMR-13).

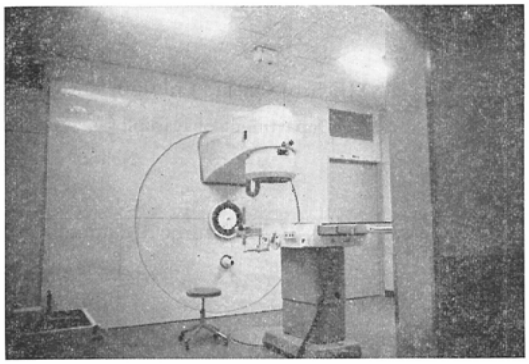


Fig. 2. Control room.

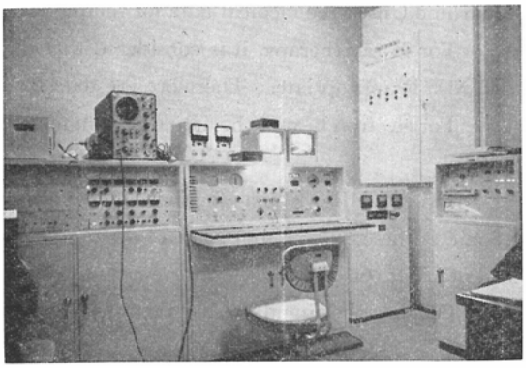
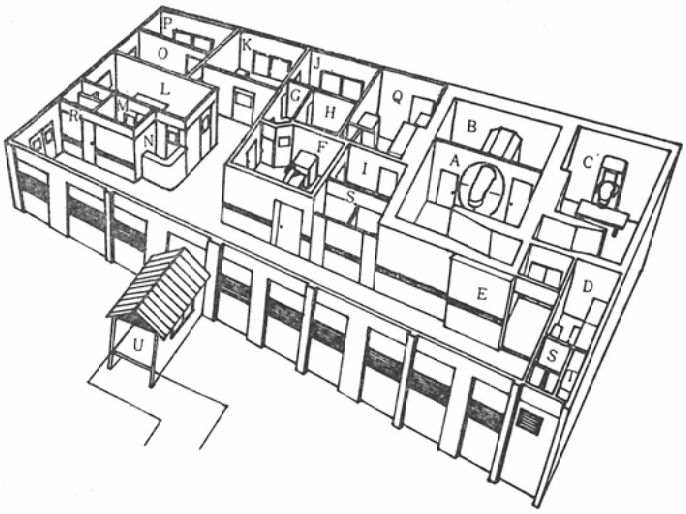


Fig. 3. Kurume Univ. Radiation Therapy Center. A,B 13 MeV Linac, C ^{60}Co teletherapy apparatus, D control room F Simulator.



数カ月中に行なわれる予定である．

図1に本装置の治療室内の全容を示す．隔壁の後方側（図3B）には加速管部分と共に回転する加速器本体の電源部分と，本体を駆動させる部分，冷却系の装置，および架台がある．図2は操作室内の制御器を示し，図3は久留米大学放射線治療センターの全容を示す．

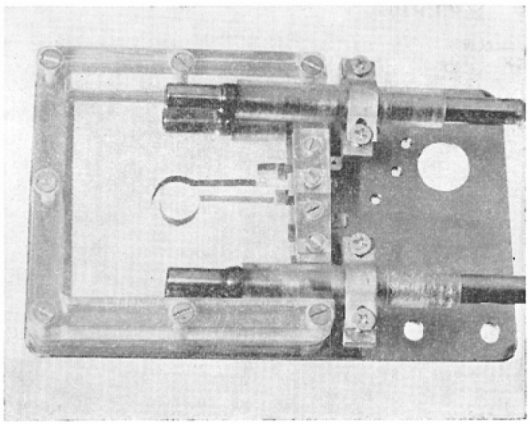
II. LMR-13の性能

1. 出力（線量）モニターと平坦度モニター

我々が日常の治療に際し照射の目やすにしているものは装置付属の出力（線量）モニターであり，これは金のターゲットの位置から11.8cmの位置にある．またそのすぐ下にビームの均等性をみるための平担度モニターがあり，二つの電離箱がビームの偏向面と平行な方向で線束の両端に1つづつ配置してある．図4A,Bにこれら，モニターの構造，配置を示す．

この装置の出力測定用モニター線量計は前述の如く線源に近いので線量率が変つたときの依存性が考えられ，我々は線源より90cmの位置においたRadocon 線量計の線量とモニターの線量とを比較した．その関係は図5に示すように両者の積算

Fig. 4. Monitor.
A. Monitor Assembly.



B. Arrangement of monitor in linac head.

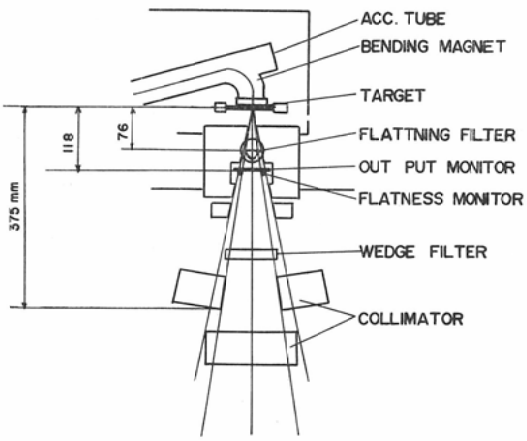
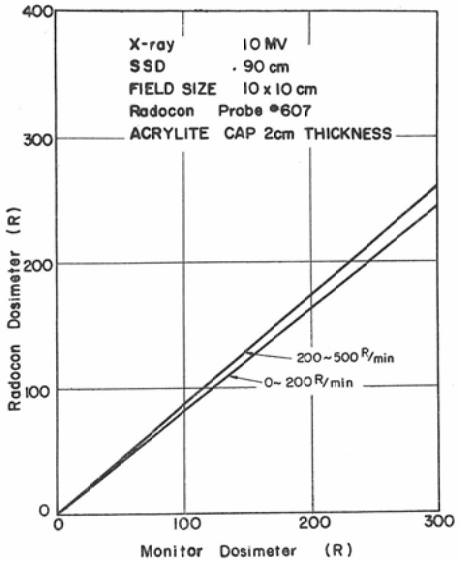


Fig. 5. Relation between indication of monitor and radocon dosimeter for output (dose rate).

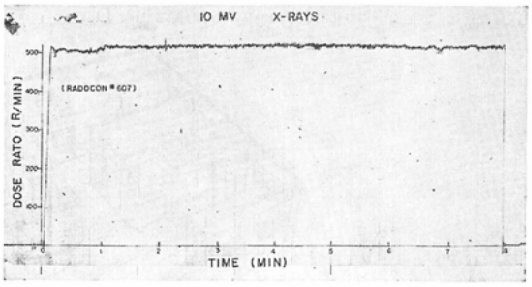


線量の値は，エックス線の線量率が 0～200R/min と 200～500R/min の場合ですこし相異がある．しかしながら日常使用する線量率（出力）の範囲は 200～500R/minであるので，線量率の変化による誤差は入つてこない．

電子線の場合も同様にすこし線量率依存性がみられるが，日常の使用はできるだけ同一線量率になるよう調整している．

したがつて臨床的にはモニターによる線量の誤差は，許容し得る範囲にあると考える．目下我々はこのような線量率依存性の解消のため，モニター線量計の改良を行いつつある．

Fig. 6. Stability of dose rate.



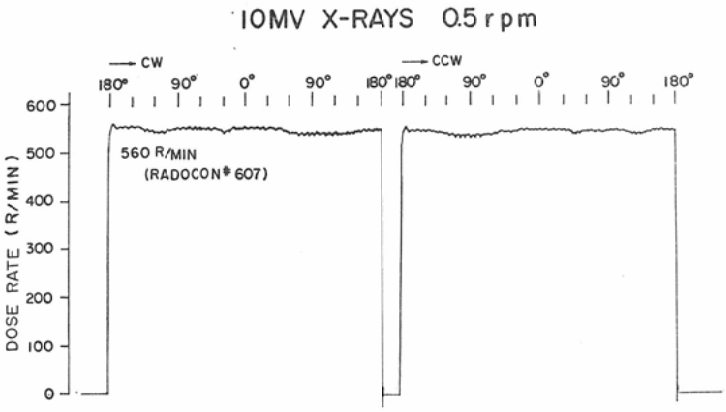
更にこれ等のモニターは線源近くに配置されているので，放射線損傷が不可避であり，我々は一応消耗品という考え方を基本にしている．

はじめはモニター線量計はすべてアクリライト製であつたが，最近は平担度モニターには金属壁の電離箱を，出力モニターは絶縁体にマイカ（雲母）を使用し，被損傷の程度がかなり改善されている．しかしこれ等のモニター線量計の損傷は，全ての超高圧放射線装置に共通する問題であるので，今後も研究，改善に努力する必要があろう．

2．出力（線量）安定度

本装置の出力の時間的安定度は10MVのエックス線については±2％以内であり，図6にビームが垂直下方に照射されたものを示す．他の角度に

Fig. 7. Stability of rotation.



おける照射の場合も同様の安定度が得られた．

また本装置は回転照射機構をもつているが，その全回転（± 360°）時の安定度を図7に示す．これによると右回転左回転共に差はなく±3％程度の出力の変動がみられるのみである．180° の角度（全回転でない場合は設定した角度）の位置でそれぞれ出力が断れているのは，その角度で装置の機械的運動が逆になるために約5° 余分に動くので，その間だけ出力が断たれていることを示す．角度がまた 180° に戻るとビームが出ることになる．

III. データ作製に用いた測定方法

我々は医用データの作製にあたつて，放射線の種類，エネルギー，データの種類に応じて，種々の測定方法を用いたが，その方法は三つにわけられる．

1. 電離箱による測定

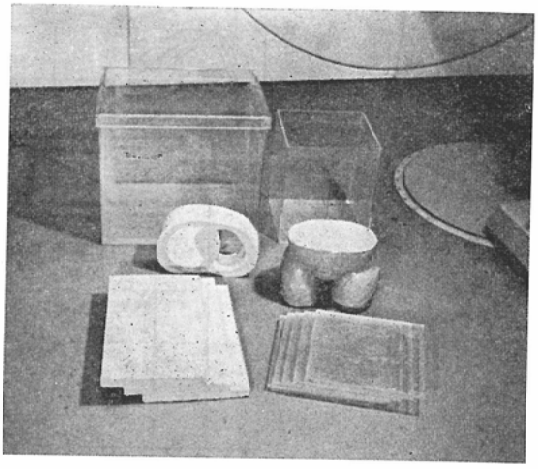
用いた測定器は Radocon 575型線量計（プローブ # 607），東芝直読形線量率計，及び同線量率計の電離箱又は自作の約1 cm³ の容積のアクリル製電離箱をそれぞれ振動容量型電位計（タケダ理研）に接続したものの4種類である．これらを電離箱を動かす装置（東芝製 X-Y 駆動装置と自作の垂直方向駆動装置）に装着させ，水フアントム（30×30×35cmと40×40×50cm）中で使用した．また東芝製等線量曲線自記装置も使用した．

2. フイルム黒化法による測定

工業用エックス線フイルム（さくら，富士，コダック）を適当な枚数のアクリル板（30×30×1 cm），MixD 板（26×46× 2.5cm），MixDp の婦人腰部及び胸部フアントムにはさんで，ビームの方向とフイルム面は平行にして照射した．現像条件を補正するために，標準露光を同時に行なつて現像し，その濃度の比率によつて濃度計の調整を行なつた．フイルム濃度の測定は富士濃度計P型を用い，またこれに久留米大学に於いて自作したフイルム等濃度分布曲線自記装置を使用して等濃度分布曲線を記録し，これを等線量分布曲線作製の基礎とした．

これ等の測定に用いた各種フアントムを図8に示した．

Fig. 8. Several phantoms.



3. 蛍光ガラスによる測定

東芝製ガラス針（FD—R1）を適当な厚さのアクリル板に穴をあけて固定して照射し，東芝蛍光ガラス線量計（FGD-3B）で測定した．

IV エックス線に関するデータ

1. エックス線エネルギーの検討

エックス線と電子線とでは同一エネルギーであ

Fig. 9. Depth of 50% dose in water for 2-20MV X-rays.

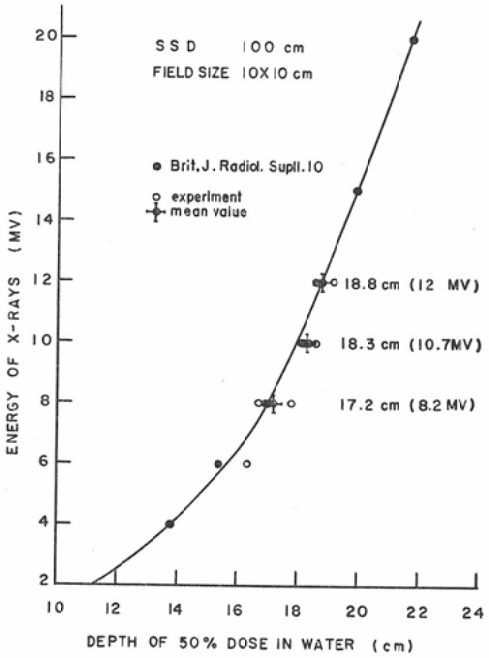
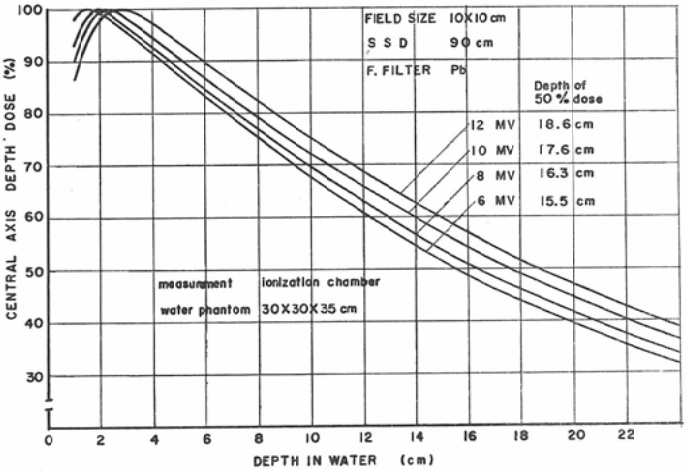


Fig. 10. Central axis depth dose in water for 6-12 MV X-rays.



つても，電子の加速の条件と，ビームの取り出し方が異なるので，電子線の飛程の測定からエックス線のエネルギーを推定するということができない．それで制御盤上で設定された6，8，10および12MVの各エネルギーの試験のために，照射野10×10cmにおいて，いくつかの50%線量の水の深さを求めた．この場合ＳＳＤは 100cmで， 100%線量は電子平衡深さの水での値である．図9に示すように実線は2～20MVまでのエネルギーに対する50%線量の水の深さの値を 文献[1)7)] より求めてその点を結んだものである．LMR-13 Linac によるこの測定値は○印で示され，⊕印はその平均値である．その結果は文献値に略々一致している．

2．エックス線の水中に於ける深部線量百分率曲線

図10は照射野10×10cmにおける，それぞれのエネルギーの深部量百分率曲線を示す．50%線量の水の深さは15.5cm（6MV），16.3cm（8MV），17.6cm（10MV），18.6cm（12MV）で，この場合ＳＳＤは90cmである．Build-up max. の水の深さはそれぞれ 1.5， 2.0， 2.3および 2.7cmであつた．

図11は10MVで照射野を5×5cm，10×10cm，15×15cmとしたときの深部量百分率曲線を示す．その50%線量の水の深さはそれぞれ16.5cm，17.6cm，および18.5cmであり，Build-up max. の水の深さはほとんど変らなかつた．

3．エックス線の等線量分布曲線

ここで述べる等線量分布曲線は主として等線量曲線自記装置によつて描画したものである．

図12は，エネルギー10MV照射野10×10cmの場合について示す．この面の方向は，マグネットにより電子ビームが曲げられる偏向面に平行であり，図の右側が曲げる面の内側で，左側が外側である．図12Aは左側に等線量分布曲線が傾むき不均等となつているが，これは Flattening Filterの選定と設定条件が不充分であつたためである．これらについて改良された状態で測定した結果を図12Bに示す．このように均等な等線量分布曲線を得るためには，現時点では適当なFlattening Filterを選ぶことと，複雑な調整を必要とし，かなりの準備時間を要するので，この解決のために目下安定化および自動化の研究を進めつつある．

Linac は線量率が多く F. Filter, Wedge Filter の使用が自由であり， Betatron エックス線のように線量の損失を考慮する必要がない．実用上の使用頻度は多くはないが，Field size 30×30cmにても比較的均等な照射野が得られる．図13にその等線量分布曲線を示す．

4．Tissue-Air Ratio (TAR)

回転照射装置で固定照射を行なうには線源一病

Fig. 11. Central axis depth dose in water for 10 MV X-rays with 5×5 cm, 10×10cm and 15×15cm field size.

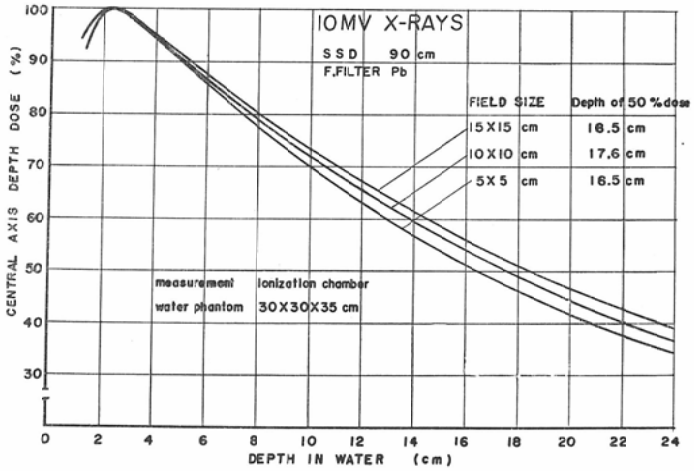
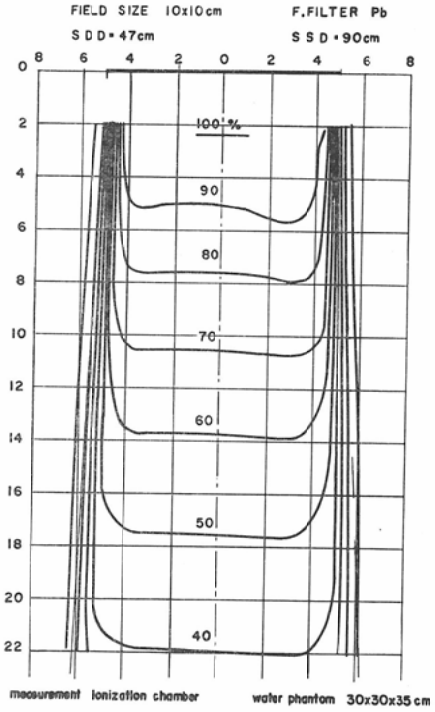


Fig. 12. Isodose curves for 10 MV linac X-rays in water.

A.



B.

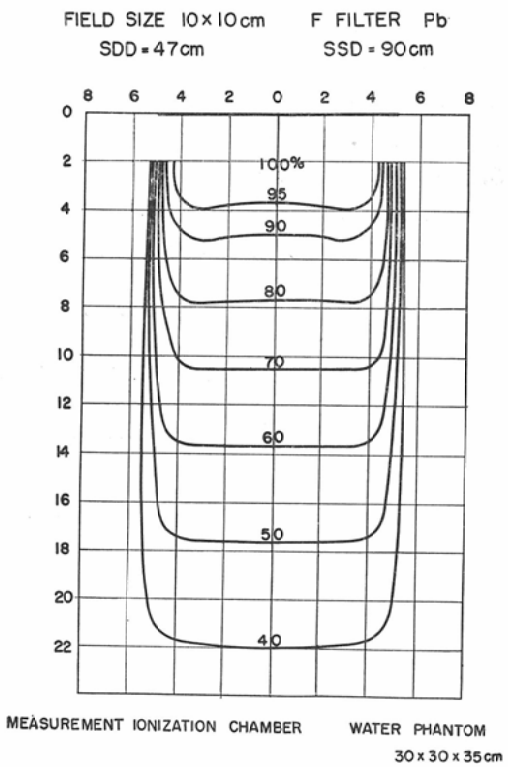
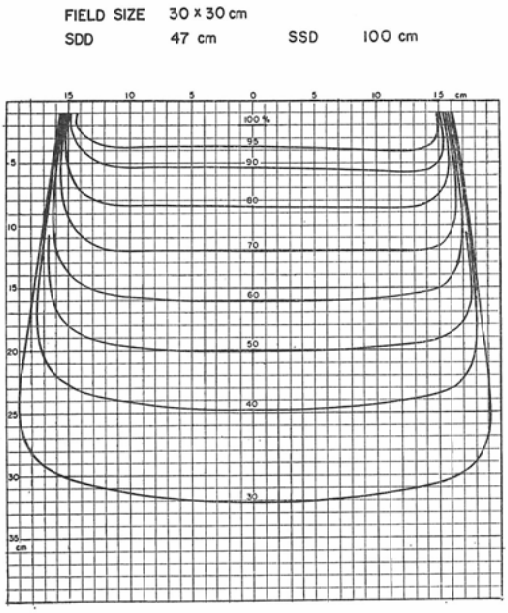


Fig. 13. Isodose curves for 12 MV X-rays in water with 30×30 field size.



巣距離を一定とするＳＴＤ法が便利である．それで病巣線量計算のために ICRU[3] の定義によるＴＡＲを用いた．図14は10MVエックス線の場合に，水フアントム中で４cmから18cmまでの深さでの５×５cm～15×15cmの広さの照射野に対するＴＡＲの値を示す．

5.　ウエッヂフィルター使用時の線量分布

Linac は前述の如く線量率が多いので，各種の Wedge filter を使用したデータを作製した．

図15Aは鉛製20° の角度の Wedge filter を使用したときの Mix D 中におかれた黒化フィルムで，Bは蛍光ガラス線量計とフィルム黒化法を併用して作製した等線量分布曲線である．CはAのフィルムについて，自記装置（久留米大方式）によつて描画した等濃度分曲線であつて，Bと近似した曲線が得られている．

45° Wedge filter を用いて直角二方向より照射した場合について，フィルム黒化法によつてビームの交叉部に均等な線量分布の部分が得られることを確かめたものが図16である．同図Aは Mix Dp ファントムについてのフィルム黒化，Bは自記装置による等濃度分布曲線である．

6.　エックス線振子照射時の線量分布

図17は振子照射の場合で，MixDp 製の婦人腰部ファントムにフィルムをはさみ，120° の角度で振子照射を行なつたときのフィルム黒化と，その等濃度分布曲線を示している．

V　電子線に関するデータ

1.　電子線の水中に於ける深部線量百分率曲線

エネルギー10MeV, 12 MeV の電子線の水中における深部線量分布を１mm厚さの電離箱で測定したものを図18に示す．このエネルギーは制御盤上で設定されたもので，（　）で示される値は，本測定で水の実用飛程より推定するエネルギー[6] を示したものである．この図から，80%までを治療に応用できるものとすれば，本装置は深さ４cmま

Fig. 14. TAR for 10 MV linac X-rays.

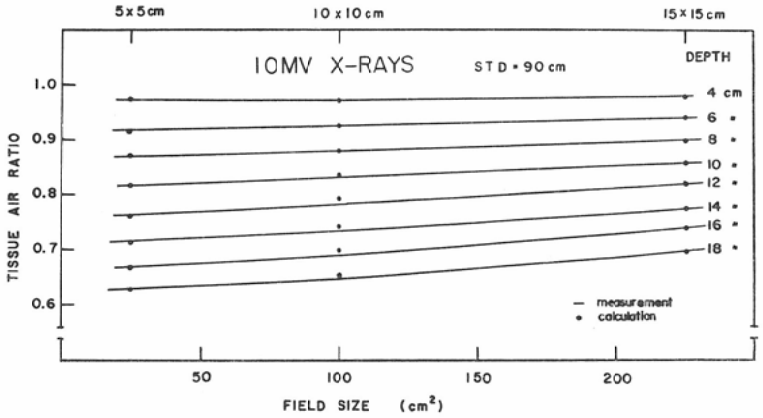
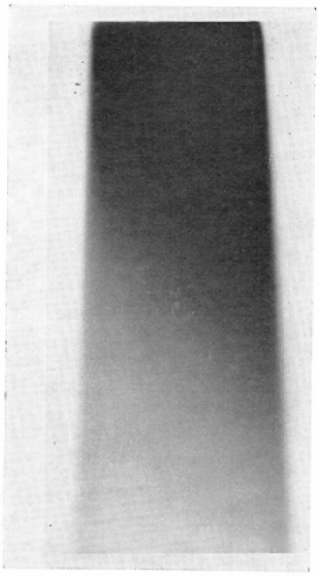
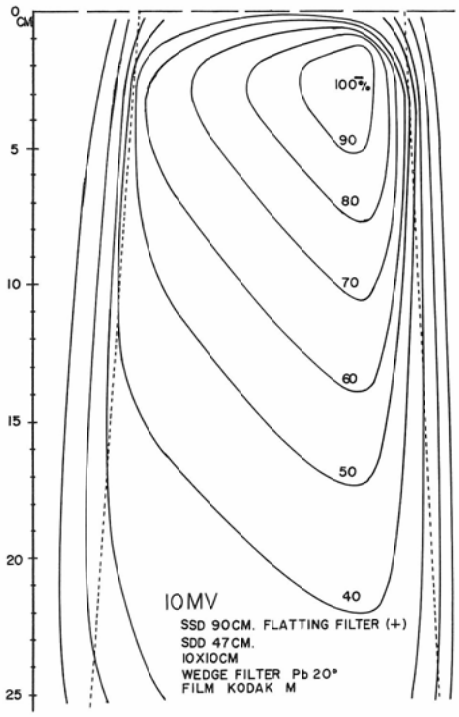


Fig. 15. Dose distribution for 10 MV linac X-rays with Pb 20 wedge filter.
A. Film in MixD plate. B. Isodose curves in MixD plate.





C. Isodensity curves in MixD plate.

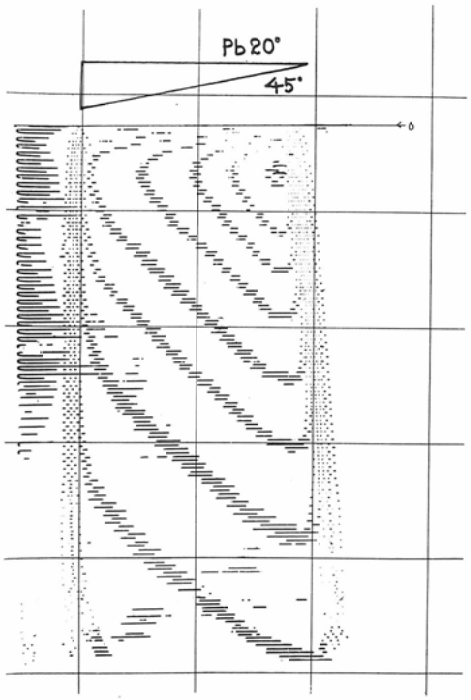
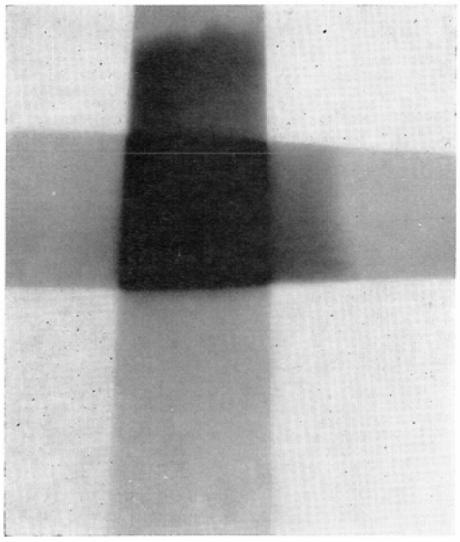


Fig. 16. Film density of cross fire irradiation for 10 MV linac X-rays with 20° Pb wedge filter and 6× 6cm field size.

A. Film in MixDp phantom.



B. Isodensity curves.

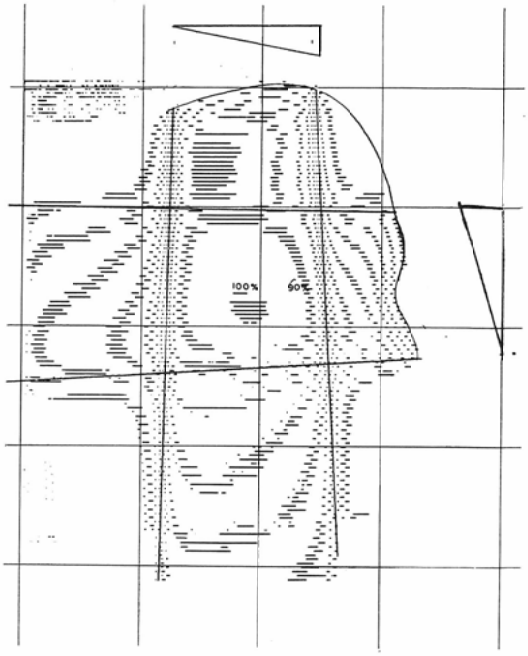
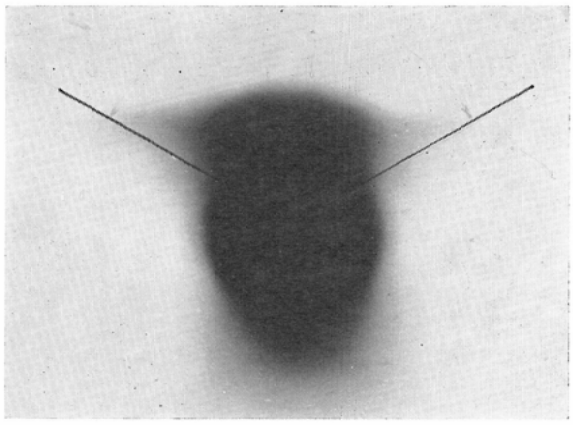


Fig. 17. Film density of 120° Pendel technique for 10 MV 10 MV linac X-rays with 4 × 8 cm field size.

A. Film in MixDP phantom.



B. Isodensity curves.

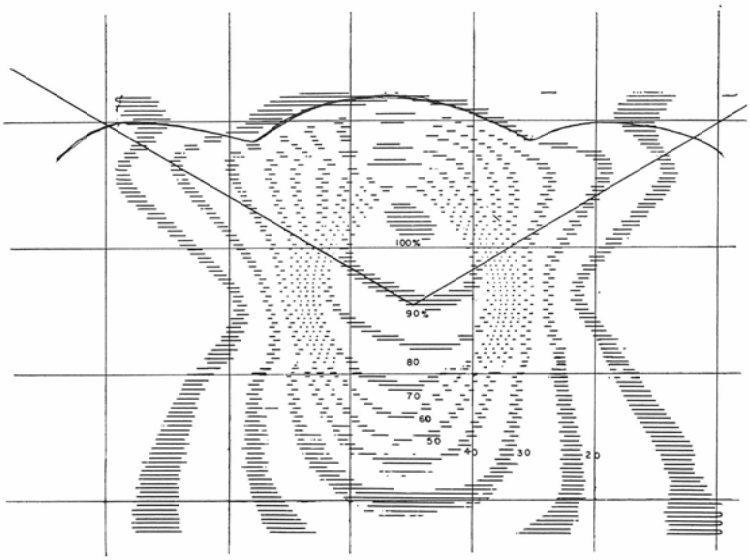


Fig. 18. Central axis depth dose for electron beams in water.

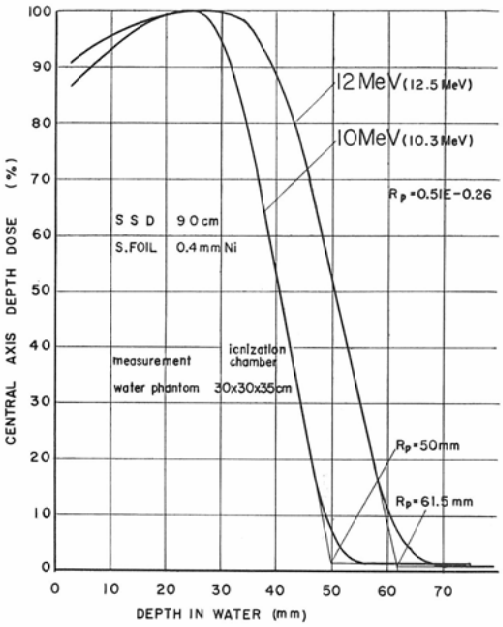
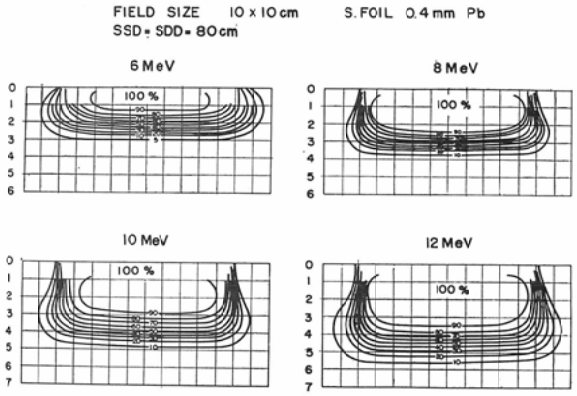


Fig. 19. Isodose curves for electron beams with different energies in water.



で電子線治療が可能であることがわかる．

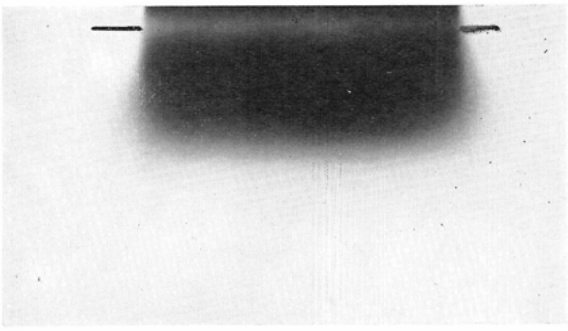
2. 電子線の等線量分布曲線

図19は水ファントム中で等線量曲線自記装置を用いて作製した．6 MeV，8 MeV，10MeV 及び12MeV の電子線の等線量分布曲線を示す．この場合 0.4㎜厚さの Pb 製 S. Foil (現在は Ni も使用)，10×10㎝の黄銅製コーンを使用している．本図によれば，80%の線までの深さは，6 MeV 1.6㎝，8 MeV 2.6㎝，10MeV 3.2㎝，12MeV 3.9㎝である．

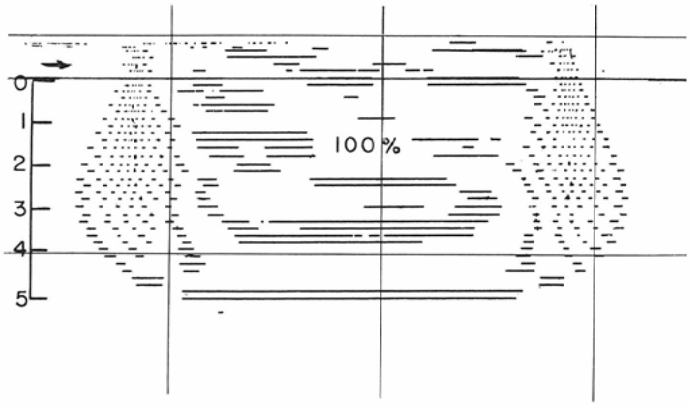
図20Aは10MeV 電子線のアクリライト板中のフィルムであり，Bはその等濃度分布曲線である．

我々の別の実験によればコダック工業用エックス線フィルムMタイプは，電子線々量とフィルム濃度の関係が直線に近いので，臨床的には等濃度

Fig. 20. Film density for 10 MeV linac electron beams with 10×10cm field size.
A. Film in MixDP plate.



B. Isodensity curves in MixD plate.



分布曲線は等線量分布曲線を示していると考えられる．その他エックス線を含めてフィルム濃度と線量に関する研究結果の詳細は別論文として発表する予定である．

Linac 運転の各種設定条件を変えると，ビームの均等度が崩れやすいので，我々はこの方法で均等度の変化を監視している．

電子線についてもＳＳＤ＝ 100cmで30×30cmの比較的均等な広い照射野が得られる．その等線量曲線を図21に示すが，これは電子線用のコーンをつけていないのでやや不均一が認められる．（30×30cmのコーンは実際には使用頻度が低いので附

Fig. 21. Isodose curves for 12 MeV electron beams in water with 30×30cm field size.

FIELD SIZE	30×30cm	S.FOIL	0.4mm Ni
SDD	47cm	SSD	100cm

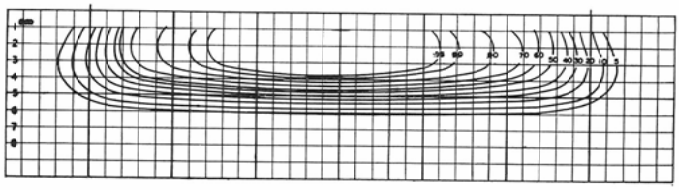


Fig. 22. Isodose curves for 13 MeV electron beams in water with 18×18cm field size with treatment cone.

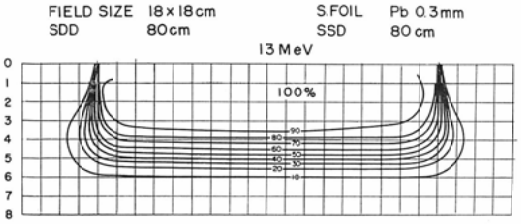
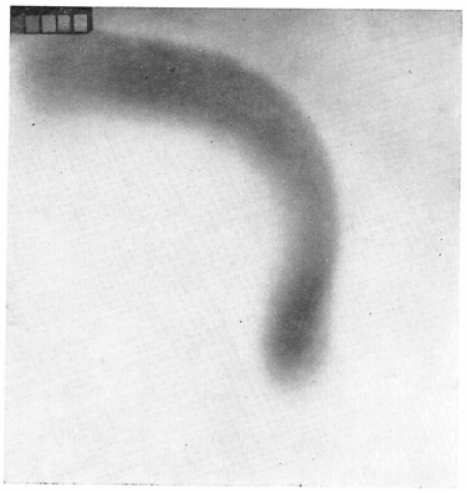
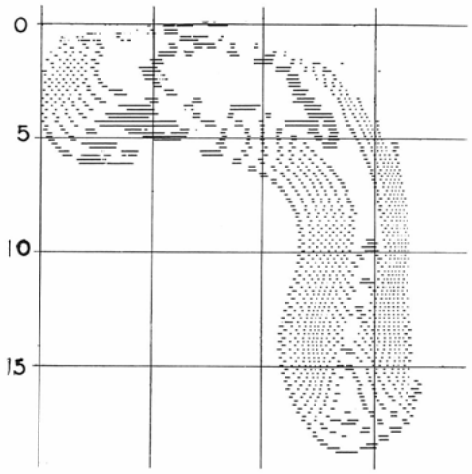


Fig. 23. Dose distribution of 90° are therapy for 10 MeV linac electron beams with 4×8cm field size.

A. Film in MixDp phantom.



B. Isodensity curves.



属していない）18×18cmのコーン（黄銅製）をつけたときの等線量分布曲線を図22に示す．コーンを使用するとより均一に照射野が得られる．

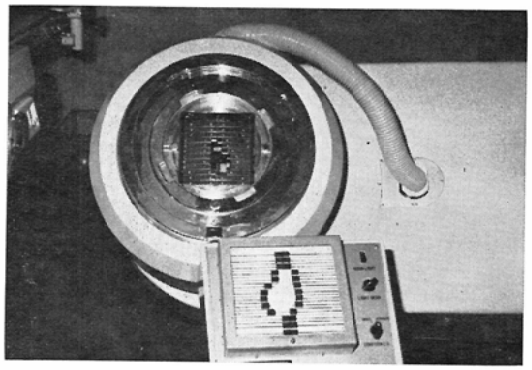
3. 電子線振子照射の線量分布

また Mix Dp 胸部ファントム内の，10MeV電子線で90° の角度の振子照射したときのフィルム黒化および等濃度分布曲線を図23に示す．

VI 分割多片絞り

本装置の一方向の絞りは12組の分割多片絞りが特につけられており，病巣の形に応じた照射野が自由に得られるようになつている．照射野の形は治療室内の補助制御盤および操作室内の絞り制御盤によつて設定ならびに監視できるようになつている．その照射口の状況を図23に示す．図の下方の補助制御盤に指示した型が照射口の絞りに対称の型として現われるようになつている．

Fig. 24. Comformation collimator and subcontroler.

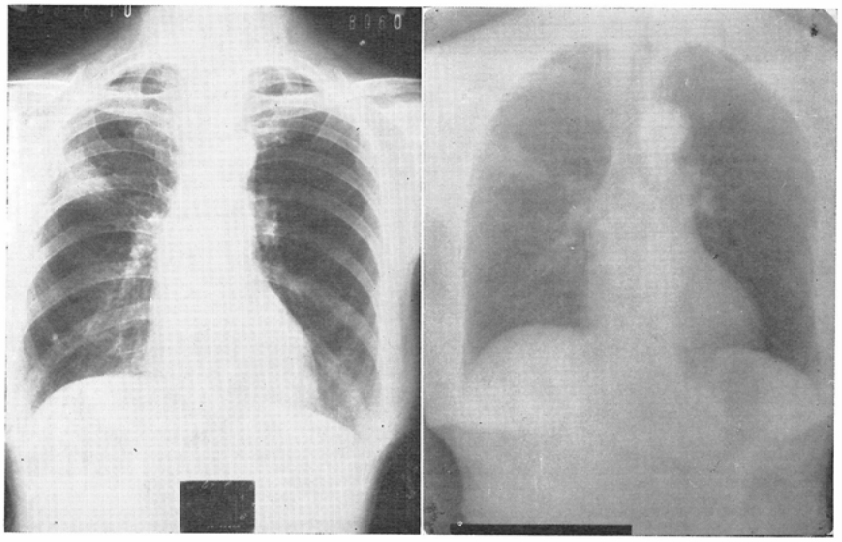


VII Linacgraphy

Linac は線量が多く，beam flattning filter の使用が容易であり，撮影時間が短かくてよいので，超高圧エックス線像を得るのに都合がよい．この Linacgraphy は照射の正確な照準を確認することを目的とする場合と，診断の目的をもつて撮影する場合とがある．本装置には照準確認のためのカセッテホルダーが附属している他に，線巣横断撮影装置も装備されている．また正確な短時間露出（照射）を行なえるように 0.1秒単位で切れるタイマーと，1 Rから線量をプリセットして接断できるモニター線量計を備えている．この

Fig. 25. Photograms of lungcancer.

A. Taken by kVp X-rays. B. Taken by 6 MV X-rays.



Linacgraphy についての詳細は別に報告する予定であるので，1例を図24に示すに止めておく．

VIII むすび

LMR-13 型医療用 Linac 1 号機について，治療に必要な医用データを作製したので，その一部について述べた．エックス線については治療では高いエネルギーはそれ程必要としないので，10MV 位が適当なエネルギーと考えて，主として10MV のデータを記述した．電子線については，この装置の最高エネルギーが13MeV であるので，臨床的応用の面からその使用範囲が限られるのは止むを得ない．ここでは実用的に使用可能な線量の得られる12～12.5MeV を最高エネルギーとして記述した．

我々は LMR-13 Linac を使用して，種々の検討すべき問題に遭遇し，或いは改良すべき諸点を見出した．その中ですでに解決，改良ずみのものもあり，また今後の問題として研究中のものもあるが，そのなかで電子線に関するものに問題が多い．勿論これらの諸問題の中には本装置のみならず[2]，すべての電子加速の Linac またすべての超高圧放射線発生装置に共通した課題も含まれている．

今後これらの諸問題については解決につとめ，その研究結果を報告する予定である．

また既に本装置を用いてエックス線，電子線治療を行ない成果をあげつつあるが，その対象となるものは悪性腫瘍であるので，その治療効果については，ある期間をおいて報告する予定である．

（本研究に終始協力された本学放射線治療センター行隆利技師，東芝放射線福島好彦技師に感謝する）

（本論文要旨は昭和43年4月第27回日本医学放射線学会総会に於いて発表した．）

文 献

1) Hospital Physisist Association: Depth dose tables for use in radiotherapy, Br. J. Radiol., Supplement No. 10 (1961).
2) Horsley et al.: Br. J. Radiol., 41 : 312—316, 1968.
3) ICRU Report 10d: Clinical dosimetry, NBS hand book, 87 : 18, 1963.
4) 北畠他：日医放会誌，26：(1966) 1267—1276.
5) 北畠他：日医放会誌，27：(1968)1268—1295,
6) Markus et al.: Strahlentherapic, 92(1953) : 599—612,
7) Webster et al.: ATLAS of rdiation dose distribution, vol. 1. IAEA, Vienna, (1965).