The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	三菱重工製 6MeV 医用直線加速器（LAS-M2型 3号機）(1)X線に就いて
Author(s)	浅川, 洋; 伊田, 八洲雄
Citation	日本医学放射線学会雜誌. 1968, 27(11), p. 1411-1417
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14996
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

三菱重工製 6 MeV 医用直線加速器 (LAS-M 2 型 3 号機)

(1) X線に就いて

宮城県立成人病センター 放射線部
浅川 洋, 伊田八洲雄

(昭和42年10月17日受付)

"Mitsubishi" Medical Linear Accelerator
1st Report: 6 Mev X-rays

By

Hiroshi Asakawa, Yasuo Ida

(From the Radiological Department of Miyagi Adult Disease Centre, Natori, Miyagi.)

"Mitsubishi" medical linear accelerator was installed in the Miyagi Adult Disease Centre in 1967.

In this paper we reported the results of the performance tests and the measurements of the physical characteristics of 6 Mev X-rays that were summarized as follows.

1) The maximum output of equalized X-rays was about 400 R/min at a point of 100 cm from the target.

2) The generated energy of X-ray beams was about 6 Mev and the effective energy was 1, 9 Mev.

3) Dose rate of X-rays was kept stably with the fluctuation of 1.5% in fixation radiotherapy and 3% in rotation.

4) X-ray beams was the most homogeneous at the depth of 10 cm in water. Inhomogeneity in the dose distribution was less than 2.4% in 20 × 20 cm of radiation field.

5) Surface dose, depth dose and tissue air ratio of 6 Mev X-rays were measured in several fields. The data of each measurments showed the advantages of supervoltage radiation.

6) Isodose charts and depth dose curves were made of the measured values in various fields.

7) Dose distribution of 6 Mev X-rays was discussed in some clinical cases.

はじめに

近年，放射線治療装置の進歩は目覚しく，本邦でも超高圧治療装置特に ^{60}Co 遠隔照射装置が好んで用いられている[1]．^{60}Co γ線は従来の深部X線と比較して皮膚線量，深部線量などの点で勝れているが，線源の大いさ，出力線量など欠点がない訳ではない．最近，^{60}Co 遠隔照射装置より更に出力線量が大で，エネルギーも高く而も焦点の小さい直線加速器が国産化されるに至つた．

宮城県立成人病センターにも，本年5月三菱重工製直線加速器 (LAS-M 2型，3号機) が設置され，7月下旬より治療を開始している．

本器の構造は既に佐野[2]，高橋等[3]の詳細な報告にもあるように，本体，制禦卓，電源箱，治療台及び位置決めペンダントから成り，本体には電子銃，電子加速系，磁石系，X線ヘッド，真空系，冷

却系などが収納されている．原理的には他社の直線加速器とほゞ同様であるが，最も大きな違いは加速管を通過した電子ビームを一度90°偏向し，電子集束レンズ系に入れて絞り，更に90°偏向してターゲット上に集束させる180°偏向方式を採用している点である．本器からは6 MeV（公称）のX線及び電子線を発生させることが可能であり，夫々臨床的に有用性は高い．

本報告では，当成人病センターで行つた性能試験及び線量測定の結果をもとにして，本器より発生するX線の性能及び物理学的特性に就いて臨床上の観点から報告したい．

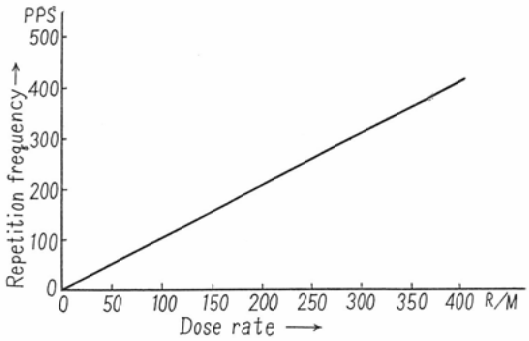
I. X線の性能

X線の出力性能として，最大出力線量，X線発生エネルギー，出力安定度及び線量分布の均一性（平坦度）を試験した．

(1) 出力線量

X線出力は種々の因子で変化するが，実際にはパルス繰返数の変化によつて変動する．本器ではパルス繰返数は20pps から 500pps まで連続可変可能で，パルス繰返数と線量率は比例的に変化する．X線焦点から1 m（回転中心）の空中に Radocon プローブ（強化キャップ付き）を保持し，照射野30×30cmにおける線量率を測定すると図1

Fig. 1　Maximum output



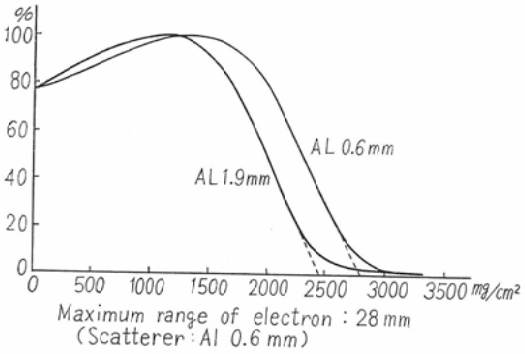
の如き結果を得た．即ち，線量率50 R/min から400R/minまで50R毎に夫々のパルス繰返数をシンクロスコープ上で測定した結果であるが，400 R/min の際のパルス繰返数は 416pps である．従つて，最大出力線量は 400R/min 以上である．

(2) 発生エネルギー及び実効エネルギー

本器のX線発生エネルギーは 6 MeV 固定である．発生エネルギーを直接測定することは困難で，臨床上左程正確な値を知る必要もないが，ここでは電子の水中飛程距離から測定した．即ち，平行平板型電離箱（三菱重工製）及び振動容量型電位計TR—84B（タケダ理研製）を用い，照射野8×8cm，パルス繰返数20pps で，電離箱の表面に薄いポリエチレン板を順々に重ね，焦点から表面までを1mとして測定した．結果は図2の如くで，スキャツタラーAl 0.6mm の最大飛程は28mm，Al 1.9mmでは24.4mmである．前者では飛程距離から電子線エネルギーを計算すると 5.5MeV で，電子線取り出し窓，Alスキャツタラー及び空気層によるエネルギー損失は約0.66 MeV と計算されるのでX線発生エネルギーは6 MeV（公称値）に非常に近い値である．

次に，X線の実効エネルギーを鉄吸収状態から測定した．焦点から60cmの点に鉄板を，120cmの点に Radocon プローブを置き，鉄板表面の照射野を6×6cmとし，鉄板を順々に厚くして鉄による吸収量を見ると図3に示す如く，鉄半価層は20.5mmで，実効エネルギーは 1.9 MeV である．

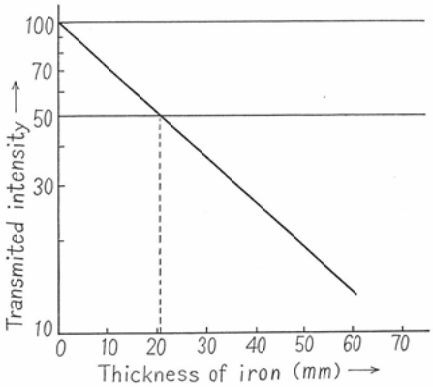
Fig. 2　Depth dose curve of electron



(3) 出力安定度

直線加速器では線量率が種々の原因で若干変動する．この線量率を一定に保つため，本器には自動周波数調整装置並びに自動線量補正機構が組み込れている．これらの装置を充分に働かせた状態で線量率の変動度を固定及び回転照射の場合に調べた．

Fig. 3 Half value layer of 6MeV X-rays



先ず，固定照射では焦点から1mの空中に Radocon プローブを置き，Radocon の指示値が夫々20R/min, 50R/min, 100R/min, 及び 200R/min になるよう条件を設定し，各線量率で0°及び 180° の2方向から 200 R/min では20分間，それ以外では5分間予め設定された条件の儘連続的に線量率の変動を記録した．回転照射では，0.6 rpm 及び 1.0rpm で時計方向及び反時計方向回転の場合の1回転における変動を記録した．記録結果より最高及び最少値を読み変動量及び変動率を算出した．

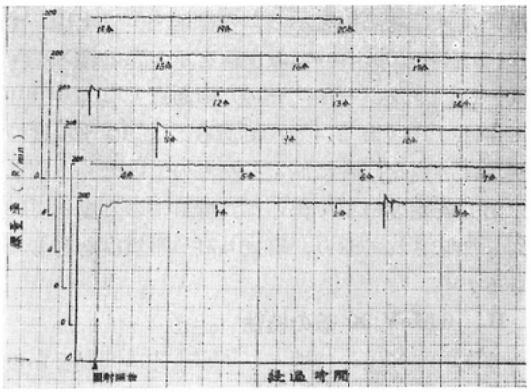
その結果は表1に示す如く，固定照射では線量

Tab 1. Stability of output

Direction	Dose rate	Maximum	Minimum	Variability (%)
180°	20 R/min	20.5 R/min	19.5 R/min	1R(± 2.5)
	50 〃	51 〃	49 〃	2〃(± 2.0)
	100 〃	101 〃	98 〃	3〃(± 1.5)
	200 〃	202 〃	197 〃	5〃(± 1.3)
0°	20 〃	20.5〃	19.5〃	1〃(± 2.5)
	50 〃	51 〃	49 〃	2〃(± 2.0)
	100 〃	101 〃	98 〃	3〃(± 1.5)
	200 〃	202 〃	196 〃	6〃(± 1.5)
Rotation 0.6rpm	200 〃	206 〃	195 〃	11〃(± 2.8)
Rotation 1.0rpm	200 〃	206 〃	196 〃	12〃(± 3.0)

率の大なる程安定度が高く，0°及び 180方向の安定度には余り差が認められない．日常診療の 200R/min では，180° 方向からの変動量は± 1.3

Fig. 4 Stability of X-ray output



%以内で，0°方向からのものは± 1.5%以内に入り極めて安定している．回転照射ではマイクロ波発振管も同様に回転するので，固定照射と比較して変動量は大となるがそれでも3%以内に留る．図4に 180°方向からの固定照射，線量率 200 R/min の20分間連続試験の記録結果を示した

Tab 2. Flatness at the depth of 10cm in water

Y \ X	+10	0	−10
+10	108.0R/m (+3%)	104.5R/m (0%)	104.5R/m (0%)
0	104.5〃 (0%)	104.5〃 (0%)	103.0〃 (−1%)
−10	107.0〃 (+2%)	106.5〃) (+1%)	103.0〃 (−1%)

Dose rate in air : 150 R/min.

(4) 平坦度

高エネルギー電子線をターゲットに当てて発生するX線の線量分布は均一ではなく，厚さ不均等な金属(イコライザー)で線量分布を均一にしている．本器では水深10cmの面で可及的に均一にすることを目的とした鉄製イコライザーを使用している．測定条件を，FSD1m，照射野30×30cm，線量率 150R/min として，深さ10cmの面で電子ビームの流れと同方向に中心線上及び中心から夫々±10cm離れた線上を Radoconプローブで走査し，中心点からX及びY夫々10cmの点の線量率を記録し，中心点の線量率との差を求めて，どの程度の平坦度が得られるかを調べた．

結果は表2に示す如く，中心点の線量は 104.5

R/min（深部率69%）で中心線上が最も平坦度が良い．又，最高値を示したのはX：Y（＋10，＋10）の点で 108R/min，最少値を示したのはX：Y（－10，0及び－10，－10）の両点で 103 R/min で差は5R（± 2.4%）である．この平坦度の測定は各点を同時に測定したものではなく，前述の出力安定度の項で得られた線量率の変動率 1.3%も加味されており，可成り高い平坦度を有している．

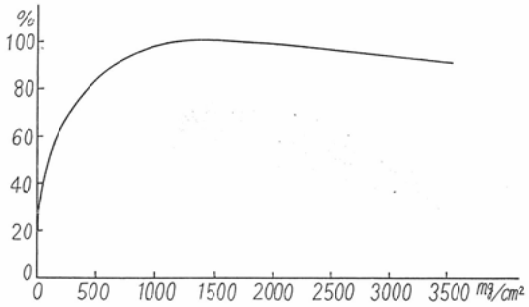
II. 6 MeV X 線の特性

6 MeV X線の特性として臨床的に問題となるのは，表面線量，深部線量，骨吸収線量及び病巣全身容積線量比などであるが，ここでは表面線量及び深部線量の測定を行い，この結果から得られた臨床上の2，3の利点並びに Wedge filter の線量分布に就いて述べる．

(1) 表面線量

超高圧X線では表面線量が著しく減少し，皮膚障害が軽減されることが一つの利点である．先ず Bild up 特性を測定した．即ち，照射野10×10 cm，平行平板型電離箱の表面にポリスチレン板を順次重ね，その表面までを1m として測定したが，結果は図5に示す如く，電子平衡に達する点は15.3mmで表面線量の最大線量に対する割合は 22.0%である．

Fig. 5 Bild up curve

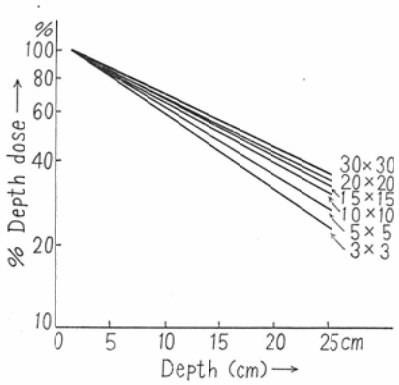


次いで，表面線量が照射野の大いさ及び焦点皮膚間距離により如何に変化するかを測定した結果，表3の如く照射野が大なる程，又焦点皮膚間距離が小なる程表面線量は大であり，日常の治療では表面線量は15～30%の間にある．

Tab 3. Surface dose

Field Size / FSD	5×5cm	10×10cm
60cm	26.8%	42.0%
80cm	17.6〃	25.6〃
100cm	16.6〃	22.0〃

Fig. 6 Depth dose curve

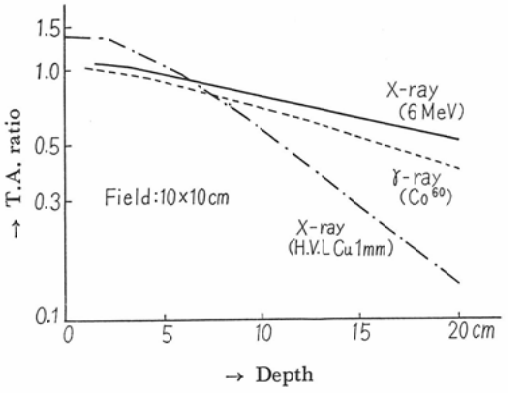


(2) 深部線量

超高圧X線では表面線量が少いのに反して深部線量は大となる．FSD 1mの深部線量曲線を示すと図6の如くである．いずれの照射野でも電子平衡に達する深さ（水深約15mm）から指数函数的に減少している．各照射野における組織半価層は，3×3cmで12.6cm，5×5cmで13.8cm，10×10cmで15.1cm，15×15cmで16.0cm，20×20cmで16.6cm，30×30cmで17.4cmである．

又，運動照射では勿論のこと，固定多門照射でもFTD（焦点腫瘍間距離）を一定にして照射した方が便利なこともある．このためには Tissue air ratio を知る必要がある．Tissue air ratio は計算することも容易であるが，次の如き条件で実際に測定した．水槽内で電子平衡点に達する点にプローブを固定し，焦点プローブ間を1mとし，水槽の表面に順次アクリール板を重ねて，各照射野毎に腫瘍線量を測定し，焦点から1mの空中における最大線量との比を求めた．その結果の一部，即ち照射野10×10cmの場合の Tissue air ratio を，Johns[4] の計算したX線（FSD50cm，HVL

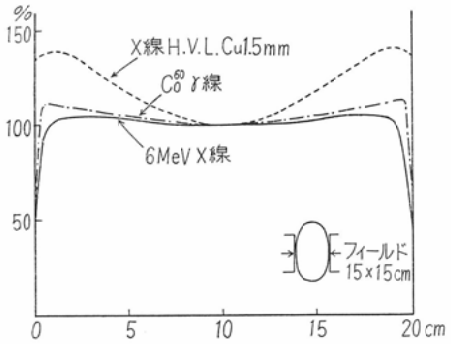
Fig. 7　Tissue air ratio



Cu 1 mm）及び ^{60}Co γ 線の Tissue air ratio と比較して図7に示した．^{60}Co γ 線と6 MeVX 線は略々平行しており，大略深さと共に指数函数的に減少し，^{60}Co に比較して稍々高い値を示す．

次に，上述の表面線量及び深部線量の測定結果をもとにして対向2門照射の場合の線量分布を見た．照射野15×15cmとして，6 MeV X線では吾々の測定結果をもとにして，又，X線（HVL Cu 1.5mm）及び ^{60}Co γ 線は Johns[4] のデーターから線量分布を作成すると図8の如くなる．但し，出射面の線量は，その深さにおける深部線量をその儘用い，軟部組織と空気層とにおける限界面の補正は行つていない．

Fig. 8　Dose distribution in two opposing fields



図から明らかな如く，6 MeV X線では体厚20cmの場合体表面から 1.5～4 cmの深さで稍々高い線量域があり，その値は腫瘍線量（体の中心に点状にあると仮定する） 100に対して 105であり，深さ5乃至15cmの間ではほゞ均等な線量域を示す．表面線量は腫瘍線量の約1/2である．一方，^{60} Coγ 線では，最高線量域が 110と上昇し，均一性にも乏しく，且つ表面線量は約60となる．この傾向は深部X線では更に増大して，対向二門照射には不適当であることを示している．

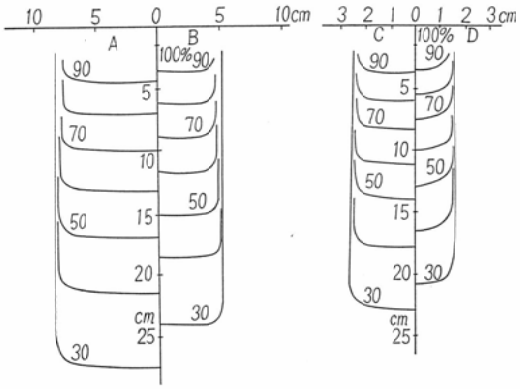
(3)　側方散乱

側方散乱はエネルギーが高い程少い．側方散乱の程度を簡単に知るには，照射野5×5cm及び10×10cm夫々の深さ10cmの点における線量比をみれば良い．深部線量は前者で62.5%，後者で65.0%で線量比は1.04で測方散乱は極めて少い．

(4)　等量曲線

本器では，深さ10cmで線量分布が均一になるようなイコライザーを使用しているが，種々の大いさの照射野における等量曲線を作成した．その一部を図9に示す．

Fig. 9　Isodose curve



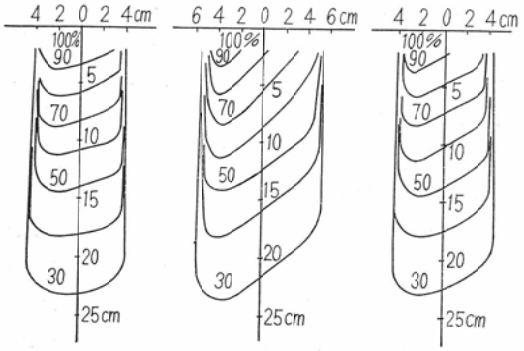
Field size:　A 15×15cm,　B 10×10cm
C 5×5cm,　D 3×3cm

この等量曲線を見ると，第一に深さ10cm附近では均一な分布を示すが，これより浅い点では中心部が稍々凹となり，深い点では逆に中心部が凸になる曲線である．第二に半影が非常に少いので辺縁部の切れは鮮鋭であるが，測定に使用した Radocon プローブの径が太いので辺縁が若干丸味を帯びている．

(5)　Wedge filter による線量分布

本器には，X線ヘッド内に Wedge filter を装填することが可能で，この Filter を使用すること

Fig. 10　Isodose curve



(A)　20° Wedge filter.　(B)　45° W-F　(C)　30° W-F

Fig. 11　Dose dsitribution of maxillary cancer

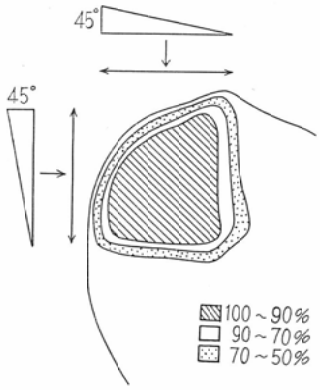
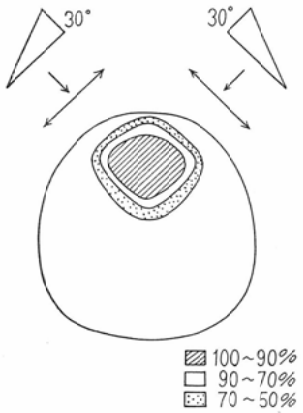


Fig. 12　Dose distribution of larynx cancer



により，直交二門照射或は浅在性病巣の照射に際し可成り均等な線量分布を得ることが可能である．図10には，深さ10cmの点で等量曲線の傾きが20°，30°，45°になるよう予め設計されたWedge filter を装填して画いた等量曲線を示す．目的通りの傾斜が得られている．次に，この Wedge filter を実際の臨床例に応用した場合の線量分布の代表として，図11及び図12に，上顎癌及び喉頭癌の各1例を示した．結果は病巣に一致して極めて均等な線量分布が得られている．

考　按

本報告では，当院に設置された直線加速器のX線に就いて，その出力性能と物理学的特性を現地における試験結果並びに線量測定の結果から臨床的に検討することを目的とした．機械的性能に就いては，1号機の工場試験結果は佐野[2]，高橋ら[3]が報告し，現地の試験結果は北畠ら[5]の報告にあるように，極めて高性能の装置であり，本3号機でも同様の結果を得ている．

さて，X線出力性能上臨床的に問題となるのは，最大出力線量，発生エネルギー，出力安定度及び線量分布の均一性（平担度）である．第一に，最大出力線量は大であればある程能率良く治療出来る訳であるが，患者の位置決めなどに要する時間も加味すると，線量率が 300 R/min を超えても左程時間の短縮にはならない．本器では 400R/min 以上の出力線量を得たが，日常の使用には 200R/min で充分である．第二に，X線発生エネルギーは公称 6 MeV であるが，電子の水中飛程から測定された値は極めて近い値で，公称 6 MeV と云つても支障ないように思う．6 MeV が超高圧X線の至適エネルギーであるかどうかは少し疑問であるが，後述する如く，6 MeV でも充分に超高圧X線の利点を備えたものと考えている．第三に，出力安定度は当然 ^{60}Co γ線などと比較すると悪くなるが，吾々は少くとも±3％以内の安定度は必要であると思う．試験結果では，日常使用の固定照射で± 1.5％以内の高い性能を得ている．しかし，回転照射では最低線の±3％を維持したに過ぎず更に改良が望まれる．第四に，出力安定度と並んで平担度は特に高い性能が必要である．試験結果では，水深10cmで最も良い平担度が得られ，その程度は20×20cmの領域で± 2.4％であつた．この値は臨床的に充分満足

の行く結果であると思う．以上の四点を結論的にみて，X線の出力性能は，仕様書の条件を満足し且つ更に良い性能を示していると云える．しかし，重要なことはこれらの性能に恒常性のあることである．吾々は臨床使用経験2カ月にしかならず，この間の測定では常に満足すべき状態にあるが，今後充分な長期間の観察を続けねばならないと思つている．

次に，6MeV X線の物理学的特性に就いて述べたい．超高圧X線の特徴は，1．皮膚線量が少い，2．側方散乱が少い，3．骨吸収が少い，4．病巣全身容積線量比が大などであり，一般に臨床的に使用されている直線加速器のエネルギーは4～8 MeV である．

皮膚線量は照射野10×10cm，FSD1mで22%であり，深部10cmに病巣がある場合1門照射では病巣線量 100に対して皮膚線量は34となる．対向2門照射では，皮膚線量が病巣線量の約1/2となり，病巣に 8,000R迄は左程皮膚障害なく照射が可能であろう．しかし，この場合皮下 1.5～4cmの領域に高い線量域があつて，若しこの領域に感受性の高い組織のある場合には注意を要する．従来は皮膚障害を治療上最も重要視して来たが，今後は血管系，皮下組織などに注目しなければならないだろう．

骨吸収エネルギーは，Meredith[6] によれば6 MeVあたりが最も少いとされ，その意味では適正なエネルギーと云える．

側方散乱は，照射野5×5cmと10×10cmの深部10cmの線量比が1.04で可成り少いが，更にエネルギーの高い程有利である[7]．同様に，病巣全身容積線量比も6MeV X線では23～24%で，更にエネルギーが高い程大になる．

以上の四点から考えると，皮膚線量及び骨吸収などの点からは，6MeV X線が最適な条件を備えていると考えられ，側方散乱及び病巣全身容積線量比などの点からは更に高エネルギーが要求される．又，臨床の面からはこれらの物理学的特性の他に，装置の使い易さ，安定性，その他の条件が必要となり，必ずしも高いエネルギーのみが必須の条件ではないように思う．更に，装置の改良が進み，より良い性能の装置の開発が望まれる．

尚，本器からは6MeV 電子線も使用が可能で，これはX線とは違つた臨床的な利点を有している．この電子線に就いては稿を改めて報告したいと思う．

結　び

宮城県立成人病センターに設置された三菱重工製医療用直線加速器に就いて，X線の出力性能試験及び線量測定を行つた結果，次の如き結論が得られた．

1．X線の出力性能：最大出力線量は 400 R/min 以上，発生エネルギーは約6MeV（実効エネルギー 1.9MeV），出力安定度は固定照射 200 R/min で± 1.5%以内，平担度は水深10cmの面で± 2.4%以内であつた．

2．X線の特性：表面線量は照射野10×10cm，FSD1mで22%，電子平衡に達する点は15.3mm，深部線量は大で側方散乱も少い．

3．上記の測定結果をもとにして，対向2門照射における特徴などを論じた．

4．等量曲線，Wedge filter 使用時の等量曲線及び臨床例の線量分布などを述べた．

参考文献

1）北畠他：日医放会誌，27：275，1967.
2）佐野他：三菱重工技報，3：1，1966.
3）高橋他：M.A.C. 7（7）：8，1966.
4）Johns. H.E.: Physics of Radiology, Second Edition, Thomas, Illinois. U.S.A.
5）北畠他：投稿中．（日医放会誌）
6）Meredith, W.J.: Am. J. Roent, 79：57,1958.
7）Brit, J. Radiol. Suppl, 10, 1961.