The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	エネルギー自動切替を併用した電子線走査照射法
Author(s)	植田, 俊男; 木村, 千明
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(8), p. 949-958
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17957
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

エネルギー自動切替を併用した電子線走査照射法

愛知県がんセンター放射線治療部
植田俊男　木村千明

(昭和46年7月19日受付)

Electron beam scanning with narrow field combined with the automatic energy change

by

Toshio Ueda and Chiaki Kimura

Department of Radiation Therapy, Aichi Cancer Center, Chikusa-ku, Nagoya, JAPAN

Research Code No: 601

Key Words: *Electron, betatron, Scanning*

A new method of the treatment technique with high energy electron for the tumor, that was in different depth below the skin, was described. An instrument was constructed and was able to select the appropriate energy automatically in proportion to the thickness of the tumor during the electron beam scanning with narrow field.

A timing mechanism of equilibrium orbit was used for changing energy. Dose distributions were measured using the polystyrene slab phantom by film method and satisfactory isodose curves were obtained.

In this mechanism, desirable dose distribution will be obtained by selecting the combination of appropriate energy in proportion to the thickness of the tumor. Furthermore, the influence of electron beam scanning with narrow field on the depth dose curves, and the influence of energy change of the beam flatness and the dose rate during the scanning with energy change were discussed.

緒　言

高エネルギー電子線治療の利点の一つは，その特有な深部率曲線の変化を利用して病巣層のみの照射を行ない，それより深層の健常組織に与えられる線量を著しく減少させる事が可能であり，また病巣の深さに応じてエネルギーの選択が容易に行ないうる事である．一定の照射野内に含まれる病巣の拡がりが体表面より部分的にその厚さを異にする場合，その病巣の拡がりに線量分布が理想的に近づくように，従来は適当な吸収体を照射野内の一部に挿入するか[1)5)9)11)]変形スキャッタリングホイル[7)8)]を用いることによつて等線量曲線の形を調整する方法がとられて来た．

今病巣の拡がりが部分的にその深さを異にする場合，これらの方法とは別に，その各々の異なつた深さに適したエネルギーを用い，照射野を分割する事なく照射が出来れば線量分布は一層理想的なものが得られる筈である．

本論文においては，この目的を満足させる様に開発した機構及びそれを用いた基礎実験の結果についてのべる．

機　構

まず病巣部位を含む照射範囲及びその病巣層の厚みの変化のある部分が，あらかじめ横断写真等によつて求められているとする．この照射範囲をスリットを通つた電子線が一定速度で往復走行

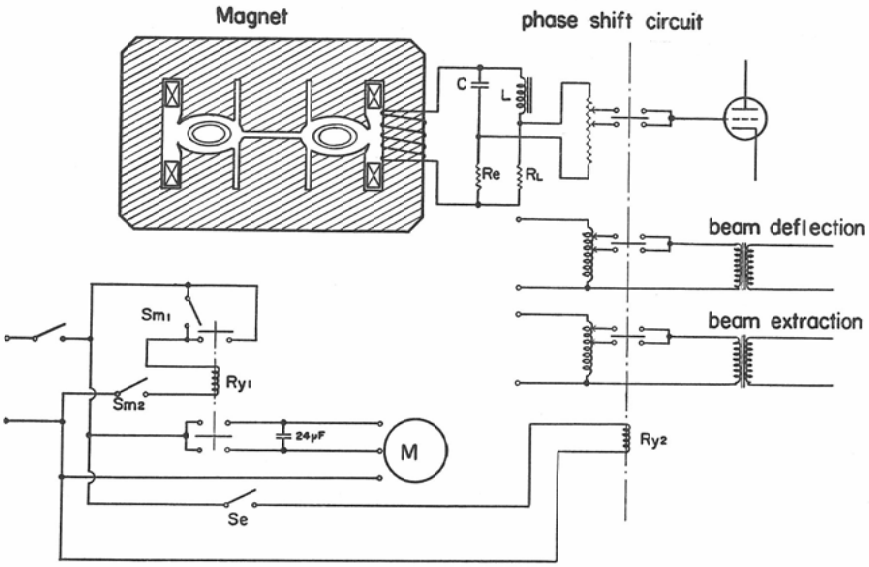


Fig. 1　Block diagram of energy change

し，全照射面を均等に照射するようにする．そしてあらかじめ画き出された病巣の深さの異なる部位にスリットが到達した時，電子線エネルギーはその部分に対してあらかじめ選定された至適エネルギーに自動的に切替えられ，照射されるようにする．エネルギーの切替は安定軌道制御用パルス回路の前段に接続された位相調整回路を引出し，軌道制御パルスの発生時刻を変える機構を応用した．装置はファントームを平滑に移動させるための電動機と減速器，往復運動のための電動機回転方向切替用マグネットスイッチ，エネルギー切替のためのマイクロスイッチ等を組合せ，照射範囲の調節，エネルギー切替時点の調節が任意に出来る様に組立てられている．このブロック図を図1に示す．ファントームの移動範囲は S_{m1},S_{m2} で設定させる．これらのマイクロスイッチの位置を調整する事によつて照射範囲の設定と電動機回転方向の切替えが行なわれる．エネルギーの切替はSeによつて行なわれ，このマイクロスイッチの位置を調整する事によりエネルギーの切替時点が設定できるようになつている．エネルギーの切替は図に示す制御器内の位相調整回路の前段部分を引

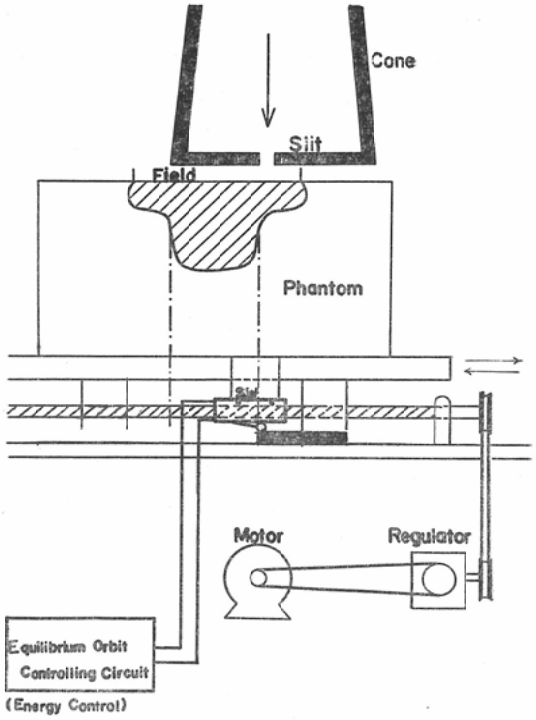


Fig. 2　Schematic diagram of instrument for changing energy of electron

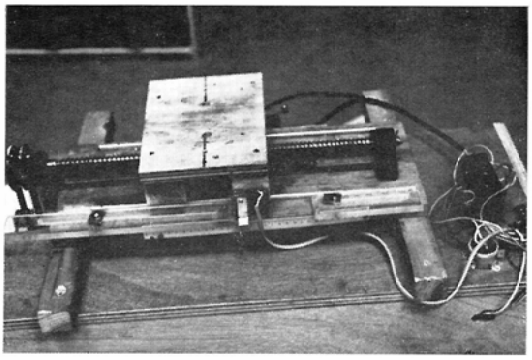


Fig. 3　Instrument for energy change

出し，必要なエネルギー値に相当する設定された抵抗の接続点をマグネットスイッチの切替接点に各々接続する．エネルギーの切替えと同時に電子線抽出回路，電子線偏向回路の電圧も同時に切替えられるようにしてある．したがつてエネルギーが切替えられても線量率及び線量の平坦性の変化が殆ど無視出来るようになつている．図2は機構の概略を示し，組立てた装置の実況を図3に示す．すなわちこの機構によつて照射範囲と病巣層の表面からの深さの変化があらかじめ判つていれば，それにあわせた至適エネルギーによつて照射を行ない得るのである．

実験方法

上記の装置を使用して一定の照射範囲内をスリット状の電子線によつて走査し，走査中にエネルギーを切替えて照射し，その線量分布を求めた．照射装置は東芝 BMR-31医療用ベータトロンである．この装置の性能，電子線の線量分布等についてはすでに報告されている[4)8)10)]．

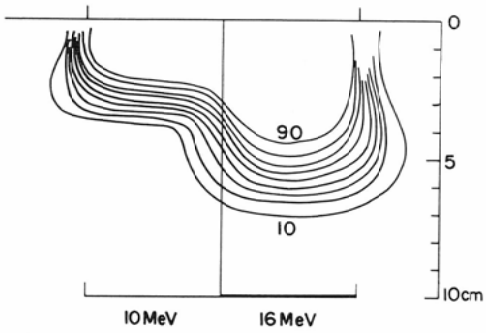
ファントームはポリスチレン板の積層したものを使用し，0.5cm/secの速度で10cmの範囲を往復運動させた．スリットは長さ10cm，巾1cmとした．

線量分布の測定は主としてフィルム法によつたが，シーメンス・ミゼット線量計も併用確認した．フィルムは印刷用“さくらノーマル14A”を使用した．

使用したベータトロン装置はエネルギーの設定範囲が6MeVから16MeVまでの場合，電磁石の励磁電動が200A，17MeVから31MeVまでの場合，400Aとそれぞれ2段に切替わる回路となつている．そこで本実験においてはエネルギーの切替を10MeVと16MeV及び20MeVと31MeVに選び，それぞれの組合せで切替が出来るように設定して行なう事にした．スキャッタリングホイルは前者の場合0.2mmNi，後者は0.3mmPbを使用した．

実験結果

1)　電子線はエネルギー変換による線量分布：まず線束を5cm走査した位置でエネルギーの切替を行ない，その線量分布を求めた．その結果を図4，5に示す．図4は走査の途中においてエネル



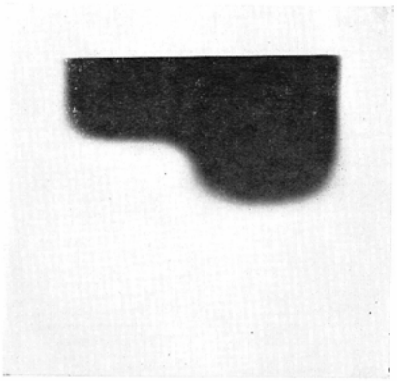


Fig. 4. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The ceange of energy; from 10 MeV to 16 MeV.

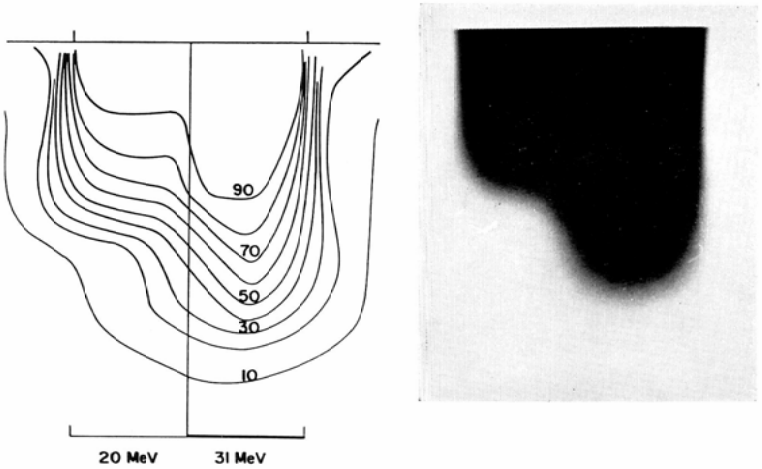


Fig. 5. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The change of energy; from 20 MeV to 31 MeV.

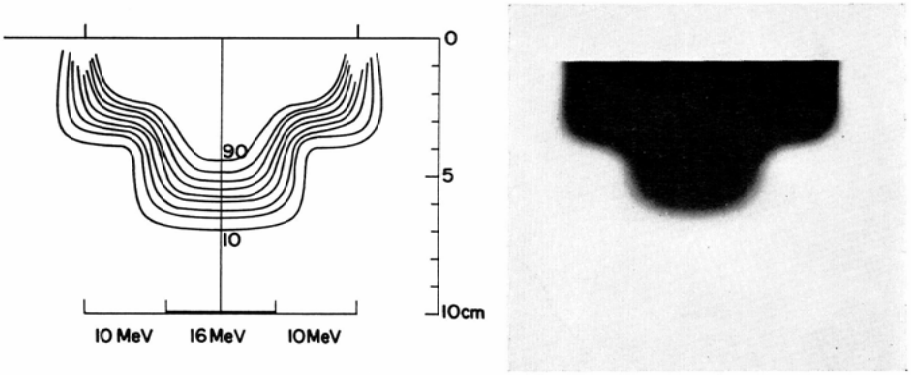


Fig. 6. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The energy of electron beam was changed in following order; 10 MeV, 16 MeV and 10 MeV.

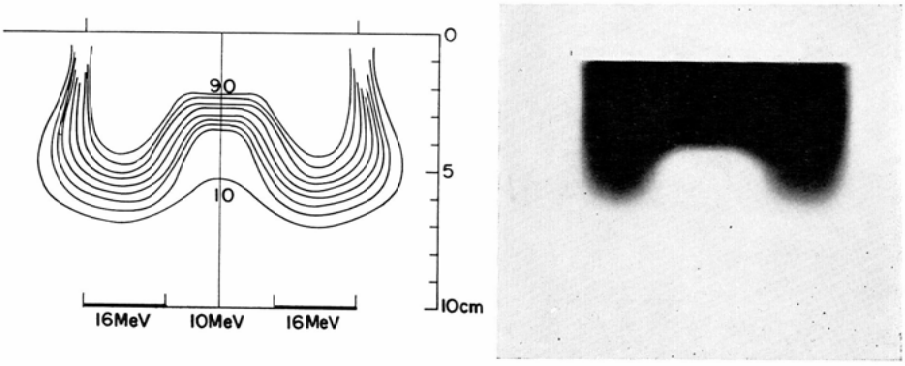


Fig. 7. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The energy of electron beam was changed in followin order 16 MeV, 10 MeV, and 16 MeV.

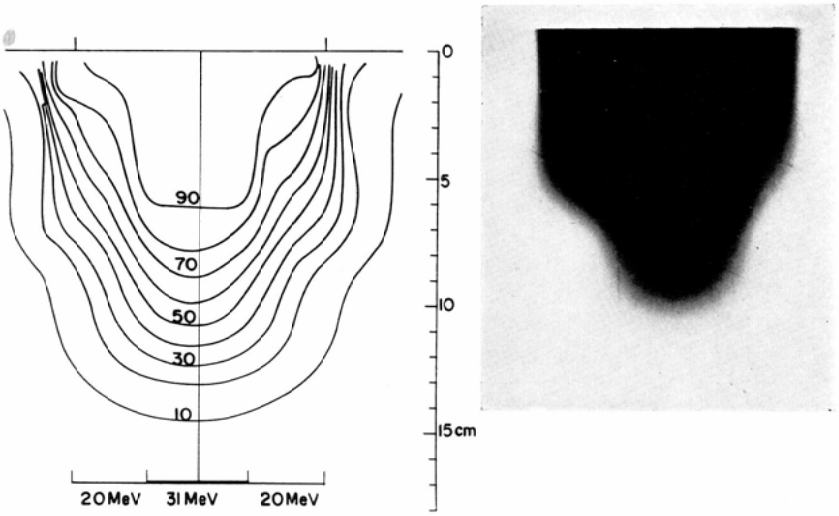


Fig. 8. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The energy of electron beam was changed in following order: 20 MeV, 31 MeV and 20 MeV.

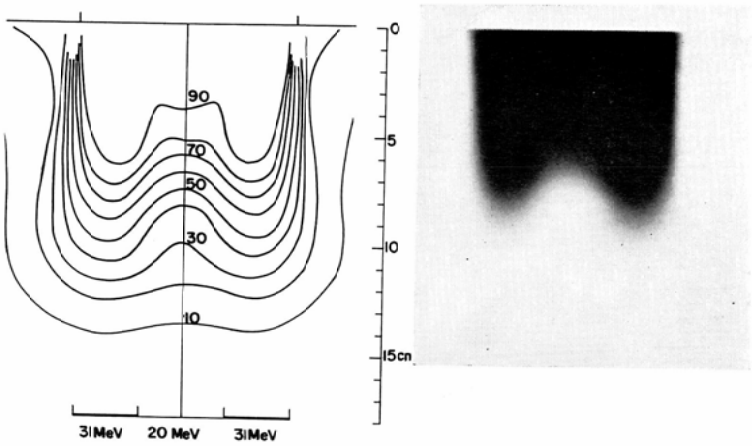


Fig. 9. Dose distribution and blackened film obtained by electron beam scanning with narrow field. The energy of electron beam was changed in following order; 31 MeV, 20 MeV and 31 MeV.

ギーを10MeV から16MeV に切替えて得られたものである．図5は同様な方法で20MeV から31 MeV に切替えて得られたものである．

次に照射範囲の両端から3㎝内側の範囲を同じエネルギーで照射し，中央部を異なつたエネルギーで照射できるように設定して照射実験を行なつた．この場合の線量分布を図6，7，8，9に示す．図6，7はエネルギーの切替の組合せを10MeV と16MeV に選んで行なつた結果であり，図8，9は同様にして20MeV と31MeV について行なつた結果である．

以上の例の如く，本機構を応用して病巣の深さ及びひろがりに応じてエネルギーと切替点を選択し，走査範囲を調整する事によつて，病巣の形に近似した高線量域を形成させる可能性が考えられる．

2) 線束をスリット状にした事による深部率曲線の変化：本法においては線束をスリット状とし

て照射部位の範囲を走査するのであるが，同じ照射範囲を従来の照射筒を使用して照射した場合に比べて，深部率曲線はどの様に変るかを調べた．エネルギーが10，16，20，31MeV の各々について，1）スリット状の線束を固定，2）スリット状の線束によつて10cmの範囲を走査して照射，3）従来の10cm×10cmの照射筒によつて照射の3条件について深部率曲線を測定した．図10，11，にその結果を示す．図は深さ1cmの点の線量に対する相対線量で示した．破線はスリット状の線束によつて得られたもの，実線はスリット状の線束を走査して得られたもの，鎖線は従来の照射筒を使用して得られたものである．何れのエネルギーにおいてもスリット状の線束による深部率曲線はBroad maximum の部分が失われ高線量域の範囲が狭い．スリット状の線束を走査させて照射すると，従来の照射筒によつて得られるものより深部率はやや増加する事が解つた．

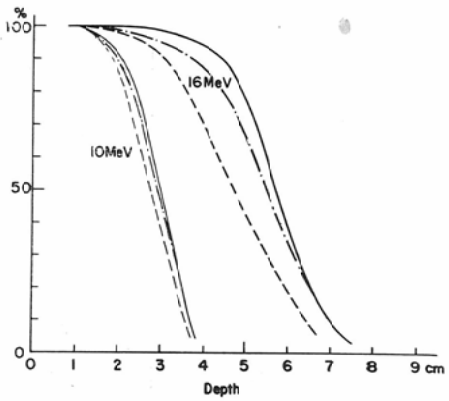


Fig. 10. Difference of depth dose curves among three conditions:
——— narrow field scanning method.
—•—• fixed field with usual cone,
- - - - narrow field fixed.
Scattering foil: 0.2mmNi

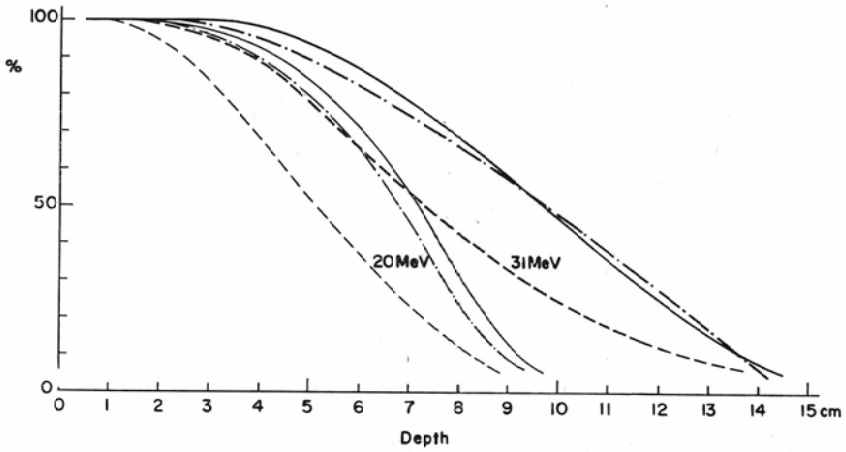


Fig. 11. Difference of depth dose curves among three conditions:
——— narrow field with scanning method.
—•—• fixed field with usual cone.
- - - - narrow field.
Scattering foil: 0.3mmp.

等線量曲線について同様に測定した結果，従来の照射筒を使用したものよりも，スリット状の線束を走査した結果は，高線量域の広いものが得られた．12図（A）に16MeV のスリット線束走査による線量分布を，12図（B）に10×10cm照射筒によるものを示した．その12図はエネルギー16MeV によつて得られたものであるが，他のエネルギーについても同様な結果が得られた．

3）電子線のエネルギー変換に伴う線束平坦性の変化：

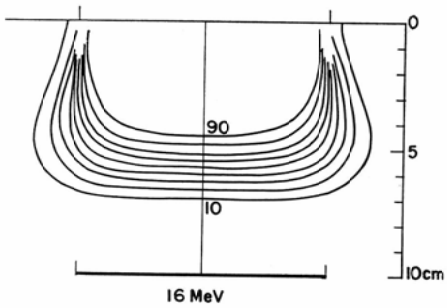


Fig. 12A. Isodose curve obtained by narrow field scanning method of 16 MeV electron.

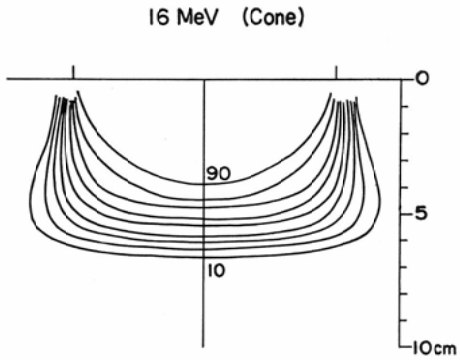


Fig. 12B. Isodose curve obtained by 16 MeV electron beam with usual 10×10cm treatment cone.

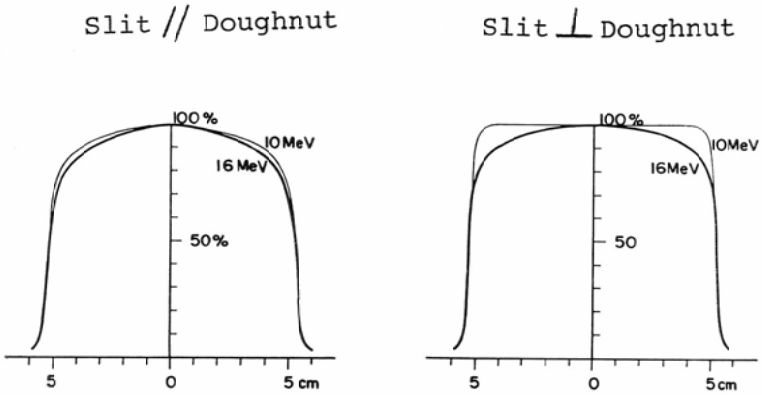


Fig. 13. Beam intensity along the long axis of narrow field. Remarkable difference was not observed between 10 MeV and 16 MeV in plane parallel to doughnut.
boln line; 16 MeV fine line; 10 MeV Scattering foil; 0.2 mmNi.

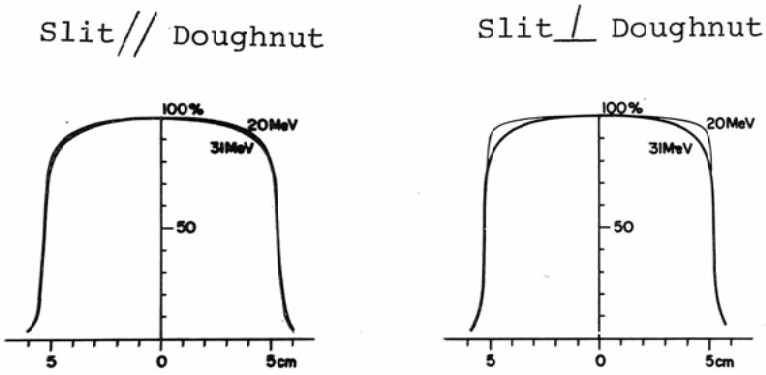
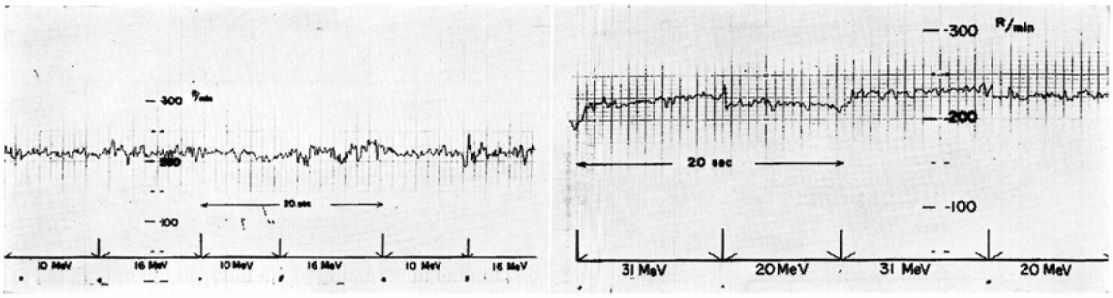


Fig. 14. Beam intensity along the long axis of narrow field.
bold line: 31 MeV fine line: 20 MeV Scattering foil: 0.3 mmPb.



(A)　　(B)

Fig. 15. Fluctuation of dose rate caused by changing the energy of electron beam in narrow field scanning.

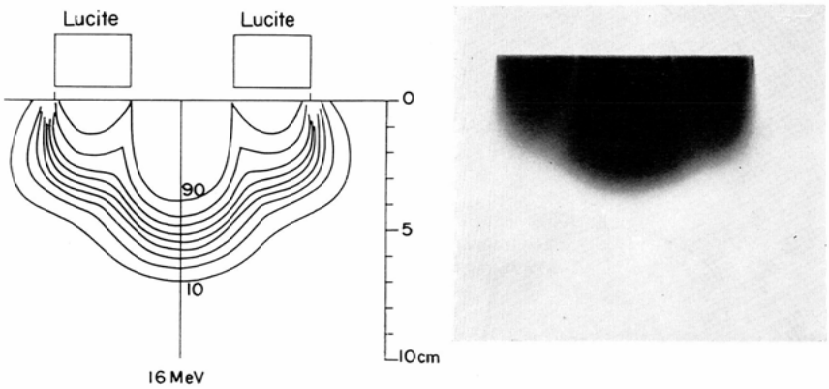


Fig. 16. Isodose curve and blackend film obtained by absorption technique.

装置の機構上電子線の照射中にスキャッタリングホイルを変換させる事が困難であるので，本法で照射を行なう際にはエネルギーを切替えても同一スキャッタリングホイルを使用して照射しなければならない．そこで一定のスキャッタリングホイルを使用して実験したエネルギーの相互で線束平坦度にどの程度の差があるかを調べた．スリットをドーナツ面に対し平行にした場合と，垂直方向に位置させて測定した結果，スリットをドーナツ面に平行に位置させると殆んど差が無い事が解つた．図13はスキャッタリングホイル 0.2mmNi を使用した時のスリット線束の線束密度の変化を示すものでスリットとドーナツ面が平行の場合にはエネルギー相互間の差が少ない事が解る．図14は 0.3mmPb のスキャッタリングホイルを使用し，20MeV と31MeV のエネルギーに於ける測定結果を示す．

4) 電子線のエネルギー変換にともなう線量率の変化：すでに機構の項でのべた如く，エネルギー切替に伴つて，電子線抽出回路等の電圧を同時に切替え，線量率が，変化しない様に調整を行なつている．この場合の線量率の変化を測定した．測定は Radocon Probe 607を使用し，その信号電圧をXYレコーダーによつて記録させた．エネルギー切替にともなう線量率の変化は，エネルギーの切替を行なわず同一エネルギーで照射している場合の変動率と殆ど同程度であつた．この結果を図15，A，B，に示す．図は縦軸に線量率，横軸に線時間をとつたもので，エネルギー切換時点を矢印で示した．

考　按

電子線の線量分布を調整する方法の中で，最も多く用いられているのは，吸収体を照射野内の一部に挿入する方法が代表的なものである．これは

電子線がX線やγ線に比べて吸収や散乱が顕著であるという特有の性質を利用したものでこの方法と本法による結果を比較してみよう．図16は10cm×10cmの照射筒内両端に3cm厚のアクリルの吸収体を挿入し，エネルギー10MeVにて照射して得られたフィルムおよび等線量曲線である．すなわち図6に示したものと同様の結果を期待して行なつたものである．吸収体を使用するとその境界部分において高線量域が不連続になる傾向がみられ，分布の形も本法によるものほど極端に変化していない．吸収体を使用する方法は治療計画は容易であるがSet upが複雑でありしかも吸収体の散乱によつて吸収体のない場合に比べ限られた範囲でskin sparing effectが少なくなる[7)8)]．変形foilを使用する方法はset upが容易で，限られた範囲においてskin sparing effectを失う事はないが[7)8)]，極端に分布の形を変えるためには限度がある様に考えられ，また一定の条件を満たすためのfoilを作るため時間を要す．一方電子線照射の一方法としてスリット状の線束によつて走査しつつ照射する方法が行なわれているが[12)]これは主として表在性の病巣を広い範囲にわたつて照射する目的で行なわれたもので，線量分布の形を調整する事はなされていない．同じように断面積の小さい線束を使用したいわゆる"Pencil Beam Scanning法"[2)]は照射野の形を任意に変える事が出来理想的であるが病巣の拡がりに対してエネルギーは走査中一定で行なわれている．これらの走査法は吸収体を使用する方法に比べれば部分的な病巣の厚さの異る部位の照射について等線量曲線が調整出来ない．私共の方法はこの両者の特徴を併用したもので深さの異つた病巣の拡がりに対し理想的な線量分布を得るため，従来一般的に使用されて来た吸収体を使用する方法を，エネルギーの切替によつて解決し，スリット照射野の走査によつて限られた範囲におけるskin sparing effectも失われないと考えるのである．本法においては線量分布を三次元的に変化させる事は困難であるがPencil Beam Scanningに必要とされるような特別な機構は必要としない．使用したベータトロン装置の機構上，電子線照射野すなわちベータトロンヘッドを往復走行させることは困難であるので，実験に当つてはスリットを固定し，被照射体を移動させる様にした．臨床適応に当つては寝台の往復移動機構，エネルギー切替の設定とその組合せ機構を設ける事によつて十分満足な結果が得られると考える．本実験は基礎実験として二種のエネルギーの組合せについて行なつたのであるが，それ以上の種類の組合せについても，電気的な回路の組合せのみであるから困難ではない．従つて症例に応じてエネルギー切替を適当に組合せればそれに適した線量分布が形成出来ると考える．実際には照射野がスリット状であるため従来の照射筒を使用した場合より照射時間が長くなる事が考えられるが，照射筒を使用するより広い範囲が照射出来る利点があり，照射時間は出力が大であれば問題はない．

要　約

病巣の拡がりが部分的にその深さを異にする場合，その拡がりに適した線量分布を得るため，高エネルギー電子線によつて照射野を分割する事なく照射する方法について述べた．スリット状の電子線束を走査させ，走査中に電子線のエネルギーを任意の時点で変化させしかも照射範囲が調整出来る装置を組立て実験を行なつた．エネルギーの切替は安定軌道制御回路のパルス発生時刻を変える機構を利用したものである．線量分布の測定はポリスチレン材のファントームを使用し，フィルム法によつた．

エネルギーの切替を10MeVと16MeVの組合せおよび20MeVと31MeVの組合せについて行ない，これらの線量分布を求めた．

この結果従来の吸収体を使用する方法に比べ線量分布の形は一層満足すべきものが得られた．電子線エネルギーとその切替えの組合せを適当に選択すれば病巣の拡がりに応じた線量分布を得る事が出来る．この他本法を行なうに当つての深部率の変化，線束の平坦性，エネルギー切替時の線量率の変化等について検討した結果をのべた．

謝辞　本研究の機構開発に当つて種々御指導を賜わつ

た名大プラズマ研究所宮原昭教授，堀越源一助教授に感謝する．

またこの問題を示唆し興味を向けて戴いた国立がんセンター放射線科部長北川俊夫博士，有益な御助言と御意見を戴いた愛知県がんセンター放射線部森田皓三博士，放射線研究部，奥村寛研究員に感謝の意を表する．

（本論文の要旨は昭和45年2月岐阜市における日医放学会中部地方会に於て発表した）．

文　献

1) Beattie, J.W., Tsien, K.C. and Laughlin, J.S.: Production and properties of high energy electron for therapy. Am. J. Roentgenol. 88: 235—250, 1962.
2) Carpenter, J.S., Skaggs, L.L., Lanzl, L.H. and Grien, M.L.: Radiation therapy with high energy electron using pencil beam scanning. Am. J. Roentgenol. 90: 221—230, 1963.
3) Garsou, J.L.: Effect of wedge filters and protection devieces.: Front. Radiation ther. Onc. p. 106—180 vol. 2. Karger Basel, New York 1968.
4) 北畠　隆，奥村　寛，服部浩之，高橋信次：国産31 Mev ベータートロンの性能，Medical Apparatus Culture, 1966. 7 (9): 1—5.
5) Laughlin, J.S., Lundy, A., Phillips, R., Chu, F. and Sattar A.: Electron-beam treatment planning in homogeneous tissue. Radiology. 85: 524—531, 1965.
6) Loevinger, R., Karzmark, C.J. and Weissbluth M.: Radiation therapy with high-energy electrons. Radiology. 77: 906—927, 1961.
7) Okumura, T., Kitagawa, T. and Kitabatake, T.: Scattering foil device for high energy electron beam therapy. Radiology. 93: 667—670. 1969.
8) 奥村　寛，北川俊夫，水谷豪利，北畠　隆：高エネルギー電子線治療における変形 Scatteringfoil 日医放会誌，27：677—681, 1967.
9) Toshi, G. and Maestro A.: Effect, of wedge filters, moulages and protection devices in radiation therapy with high energy electrons beams, Symposium on high energy electrons. Springer-Verlag, Berlin, 1965.
10) 植田俊男，水谷豪利，奥村　寛，北畠　隆：偏向電磁石電流調整による電子線等量曲線の変化，日医放会誌，26：1526—1530, 1967.
11) Wright, K.A., Granke, R.C. and Trump, J.G.: Physical aspects of megavoltage electron therapy. Radiology. 67: 553—561, 1956.
12) Ward, W.H.C.: Multifield technique. Symposium on high energy electrons. Springer-Verlag, Berlin, 1956.