



Title	偏向電磁石電流調整による電子線等量曲線の変化（超高圧照射法の研究 第4報）
Author(s)	植田，俊男；水谷，豪利；奥村，寛 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 26(11), p. 1526-1530
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18903
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

偏向電磁石電流調整による電子線等量曲線の変化

超高圧照射法の研究 (第4報)

愛知県がんセンター放射線部 (部長: 北畠隆)

植田 俊男 水谷 豪利
奥村 寛 北畠 隆

(昭和41年7月11日受付)

Change of Iso-dose Distribution Controlled by Deflection Magnet Current in
Electron Beam Therapy

by

Toshio Ueda, Taketoshi Mizutani, Yutaka Okumura and Takashi Kitabatake

(From the Department of Radiotherapy, Aichi Cancer Center Hospital, Chief: Dr. Kitabatake)

- 1) A dose distribution could be altered by changing the direction of electron beam which is controlled by the deflection magnet current.
- 2) When an electric current of the deflection magnet was zero, the maximum degree of declining angle was obtained in iso-dose distributions. The declining angle of the 90% level curve was 63 degrees at 31 MeV and 30 degrees at 20 MeV. Within ranges of a declining angle given by regulating the deflection magnet current under 4.5 KV, a desired declining angle could be obtained. In a low-dose area, there were little effects of changing the deflection current.
- 3) The lower the energy of electron beam, the smaller the declining angle of iso-dose curves.
- 4) This method may be of use for clinical practice instead of the wedge filter.

I 緒言

高エネルギー電子線を人体に照射した場合、通例は人体内の等線量域がおおむね入射皮膚面に平行に分布することが望ましい。しかし直角二方向照射や線束の入射方向を病巣に向けて任意の角度の二方向から照射する場合には、照射される病巣の線量分布を均一にするために等線量域はむしろ入射する二門の線束のなす角度に応じて傾斜をもっている方が合理的であることがある。その目的のためX線や⁶⁰Co γ線の場合と同様、組織等価物質の楔フィルターを使用する方法が行われているが¹⁾²⁾³⁾⁶⁾、私どもはかかる方法を用いず、電子線束の入射方向を直接制御することによって、等線量曲線の形を変化させ、等線量曲線を傾斜させることを試みたので、本論文ではその概要を述べようと思う。

II 方法および結果

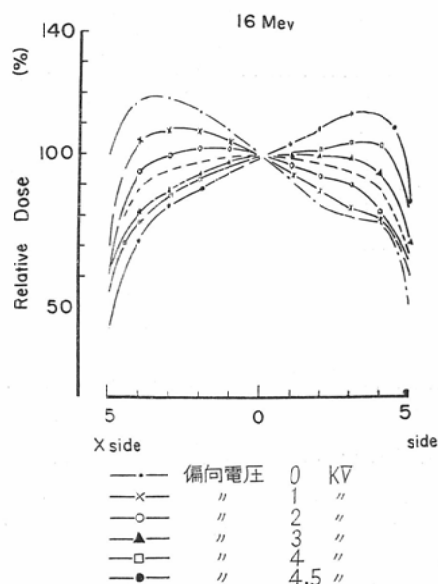
愛知県がんセンターに設置せられた BMR-31型 (東芝) 医療用ベータートロン (最高エネルギー31 MeV) においては⁷⁾、電子線放射口の5 cm直前に電子線束の大きさに適合した間隙をもつ偏向マグネットがとりつけられている。このマグネットのパルス励磁電流を変化させると電子線束の方向は変化する。マグネットの励磁電流はその回路に直列に接続されたコンデンサーの充電電圧を変化させて調整する。この回路は制御盤上でエネルギーの切替に応じて、そのエネルギーに対応した充電電圧が自動的に印加される様調整されている。すなわちいずれのエネルギーでも線束は放射口中心を通るように調整されている。この回路の変圧器の一次側にブーストランスを接続し補助制御

器として取付け、エネルギーの切替と独立してパルス励磁電流が任意に制御できように改作した。補助制御器にはコンデンサーの充電電圧を知るために電圧計を組み込んだ。こうすると、電圧計の読みを0から4.5KVまで変えうる。この電圧を以後偏向電圧ということにする。

線量測定には東芝直読線量計を使用し、1辺40cmの立方体のアクリル製水ファントム中で測定をした。アクリル製容器の壁厚は電子線の入射面では3mm、他の面は5mmである。線量計の直径は14mmで、スキャタリングホイルとファントム表面までの巨離は53cmである。

(1) 照射野内の線量強度分布：偏向電圧を変化させ、従つて電子線の入射方向を変えてやると照射野内の線量強度分布がいかに変化するかを調

図1 照射野内の線量強度分布 (16MeV)



べた。照射野の大きさを10cm×10cmとし、16, 20, 25, 31MeVの各エネルギーについて偏向電圧を0～4.5KVに変化した際、照射野のドーナツ中心側縁(X側)からその反対側縁(β側)へ1cm毎の各点の線量を測定した。偏向電圧が0のときは、中心の線量に対してX側の線量が多く、β側は少ない。偏向電圧が上昇するとともにX側の

線量は減少し、β側の線量は次第に増加する。しかしエネルギーを25MeV以上にしてやると、偏向電圧を増しても、中心の線量に対しβ側の線量は、その割には増加しない。この様子を16MeV電子線について測定したのが図1である。図の横軸は照射野中の測定点を示し、縦軸は照射野中心を100%とした時の各測定点の相対線量を示す。偏向電圧をパラメーターとして整理したものである。

(2) 深部率の測定：偏向電圧を変動させた場合、深部率曲線が変るかどうか、変るとすればどの程度変るものかを調べた。上述の各エネルギーの場合の照射野中心部の深部線量率を測定した。照射野の大きさは10cm×10cmである。ファントム表面から1cmの深さの点の線量を100%とし、他の点は相対線量で表はした。0～4.5KVの偏向電圧の変動の範囲内では深部率の変動はエネルギーの高い程大きい傾向にあるが、31MeVで8%, 16MeVでは4%程度であつた。

(3) 等線量曲線：偏向電圧を変えた場合、等線量曲線がどの位変るものかを調べた。それが臨床上実地の見込があるかどうかを考える上に最も重要なデータであるからである。東芝等線量曲線自記装置を使用して、上述の各エネルギーについて偏向電圧を0から1KVまで増加しドーナツと平行の面の水中における等線量曲線を求めた。照射野の大きさは10cm×10cmである。結果の中で代表的なものを示すと図2および図3のごとく

図 2

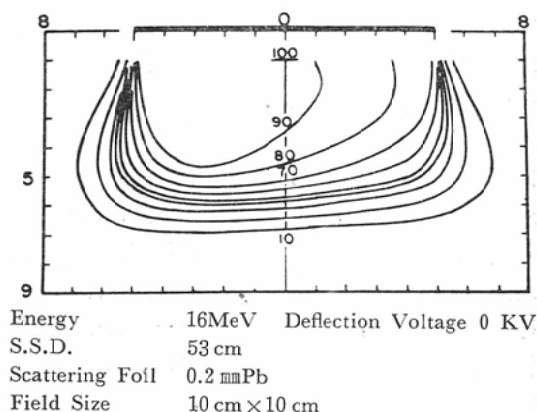


図 3

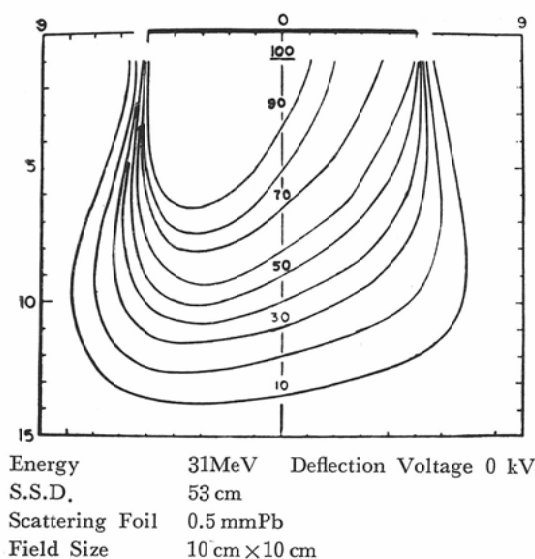
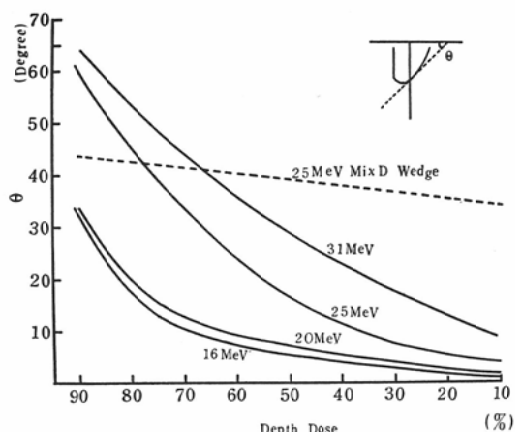


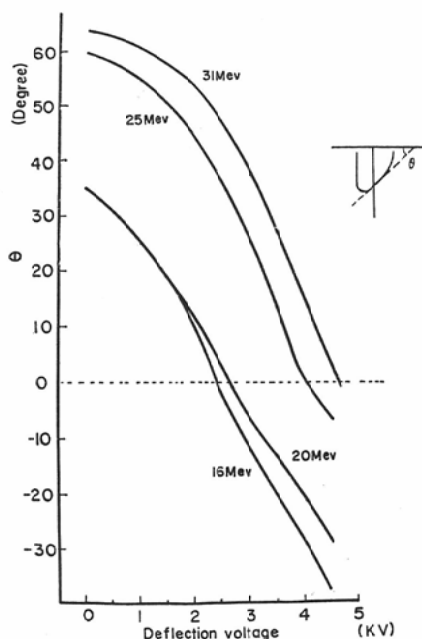
図 4 等線量曲線の皮膚面に対する傾斜角度の変化



で、等線量曲線は偏向電圧が0のとき変形の程度が最も大きく、等線量曲線の傾斜の角度はエネルギーが高い程大であった。しかし深さの増すにつれて、すなわち相対線量値が減るにつれて等線量曲線の傾斜は少なくなり、10%領域を示す曲線では殆んど傾斜がない。図4は傾斜が最大になる時の等線量曲線の各等線量領域における皮膚面との傾斜角の変化の状態を示した。横軸の%は深部線量率の値を示すが、これはエネルギーによつて同じ深部率を示す深さが異なるものである。しかし同じ深部率の位置で比較するために、深さを揃えず深

部率を揃えて整理したものである。90%領域の等線量曲線は31 MeV で63°, 25 MeV, で60°, 16および20 MeV で35°, それぞれ皮膚面に対して傾斜をもつ。図4の中で点線で示したのは愛知がんセンターで測定した25 MeV 電子線の45°の Mix D 楔フィルターを使用した時の等線量曲線の角度の変化を示したものである。

図 5 偏向電圧と90%等線量曲線の傾斜角度の関係



偏向電圧を増加させると、等線量曲線の傾斜角はそれにつれて減少し、ついに負の角度にいたる。各エネルギーにおける90%領域の傾斜角度とその時の偏向電圧との関係を図5に示した。図4および図5の範囲内ならば、偏向電圧を調整することによって、任意の傾斜角度をとり得ることになる。

III 考 按

a) 物理的問題

ベータートロンにおいては電子線の偏向は磁束密度に比例する。従つて偏向によつて放射の平坦性を得るためには電子線のエネルギーが高い程偏向電圧を高くする必要がある。照射野内の線量強度分布で25 MeV 以上の場合偏向電圧を増しても

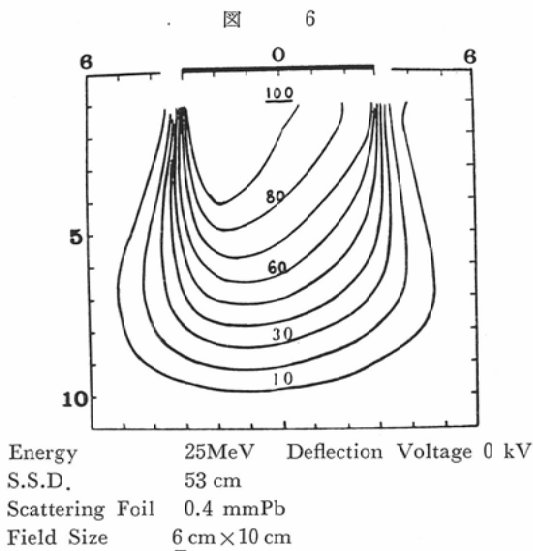
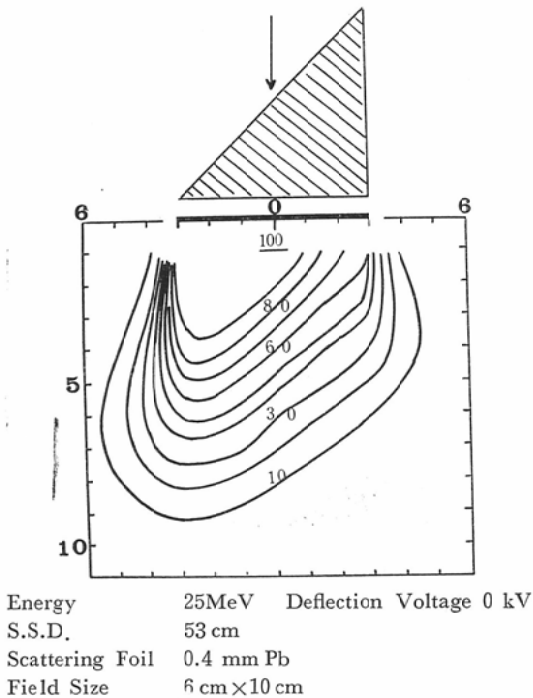


図7 45° Mix-D 楔フィルターによる等線量曲線



β 側の線量はその割りに増加しないのはエネルギーの高さに対して偏向電圧がなお不足のせいであろう。

本法によつて得た等線量曲線は、線束の偏向により照射野内の線量密度分布が変り、それによつ

て等線量曲線を変化させているから中心の深部率曲線はあまり変ることがない。しかし楔フィルターを用いた場合には電子線が楔フィルターを透過する厚み分だけでエネルギーと線量が減弱し、治療に使用するための電子線の深部率曲線はその一部が楔フィルター中にあつて体内での深部率曲線はいわゆる Broad maximum の殆んどない状態のものを使用することになる。図6および図7を比較すると体内の照射野中心部の深部率にかなり大きな差が認められる。

b) 技術的問題

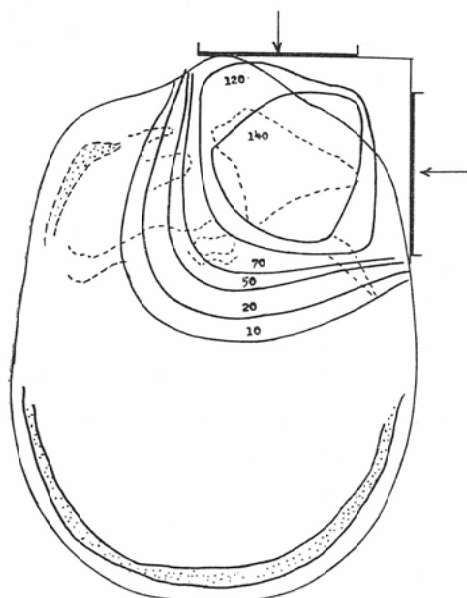
私どもが使用しているベータートロン装置に偏向マグネット方式が採用されているのは、本来いかなるエネルギーにおいても電子線中心線束が放射口中心を通り、かつ線量曲線が入射皮膚面にできるだけ平行であるように調整するためであつて、あえてこれをそれ以外の外れた方向に偏向させるためのものではない。実際に常時においては本器はそうに調整されて使用されているのである。本装置においてはその調整範囲はそれ程広いものではなく、比較的狭い範囲の負荷に耐えうるように設計されている。本実験で偏向電圧を0～4.5KVにしか変え得なかつたのはこの許容負荷の範囲内の値に限定したためである。偏向マグネットおよび回路の容量が大きく偏向電圧がこの値以上に増加可能であれば、線束は β 側へもさらにつよく偏向できるものと考えられる。

c) 臨床応用の可能性

この方法によつて得た線量分布は楔フィルター法の場合と似ている点から、本法を臨床的に応用する場合の優劣を楔フィルター法と比較してみよう。

さて電子線束の入射方向を偏向して得た等線量曲線では、前述のごとくその傾斜角度が相対線量の少くなるにつれてゆるやかになる。従つてこのようにして得た線量分布を直角二方向から二門合成した場合、楔フィルターの場合とは異なつた分布を得ることが期待される。図8は図6の線量分布を直角二門に合成したもので、これは上顎癌の照射に利用し得る可能性がある。これと同じ照射

図8 上顎癌照射の線量分布
(図6を2門合成して得たもの)



野およびエネルギーで従来実用にされていた楔フィルターの線量分布の二門合成と比較するに⁵⁾⁶⁾, 病巣部における線量分布もそれ程悪くないことが判る. しかし上顎癌においては病型や症期により侵襲範囲も異なり, それに応じた線量分布を作らねばならない. 楔フィルター法でもその可能性は充分あるが, 偏向電圧を変化させる方法によっても電子線エネルギー, 照射野の大きさ, 偏向電圧の3つの因子の組合せによつて, 種々の分布状況を作りうる事が可能である. 本法は楔フィルターに較べると照準技術の点でも容易であるので用うるに足る方法ではあるまいか.

IV 結 論

(1) 東芝製医療用31 MeV ベータートロンの偏向磁石回路のコンデンサー充電電圧を変化させることによつて, 電子線束の方向を変え, 傾斜した等線量曲線を得ることができた.

(2) 偏向電圧を0 KVにすると等量曲線の傾

斜は最大となり, その90%領域は31 MeV で63° 20 MeV で30° の傾斜を示すことが判つた. この値以下の傾斜角度は偏向電圧の調整によつて任意に得ることができる. 相対線量の少ない領域では傾斜が少い.

(3) 等線量曲線の傾斜はエネルギーが低くなるにつれて少くなり, 偏向電圧変化の効果が少なかった.

(4) 本法は楔フィルターの代りに臨牀的に利用し得る可能性がある.

(本論文の要旨は日医放会第30回中部地方会(41. 2. 20)および第25回日医放会総会(41. 4. 10)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. また名大高橋信次教授のご指導を賜わり, 東芝牧野純夫氏にご便宜を頂いた. 感謝の意を表す.)

文 献

- 1) J.W. Beattie, K.C. Tsien, J. Ovadia, and J. S. Laughlin: Production and Properties of high Energy Electrons for Therapy. Am. J. Roentgenol. 88: 235-250, 1962.
- 2) Minet, P. Chevalier and J. Garson: Dose Distribution Patterns with Orthogonal Beams of Electrons and Wedge Filters in the Treatment of Tumors of the Maxillary Antrum. Symposium on High-Energy Electrons, 1964.
- 3) 鴨川, 杉本, 和知, 古新, 橋本: 医療用ベータートロンBMH-31, 東芝放射線資料48: 1-11, 1963.
- 4) 杉本, 亀井, 岡本, 諸星: 東芝ベータートロン電子放射, 東芝放射線資料49: 1-6, 1963.
- 5) 橋本, 木村, 石田, 島本, 梅原, 近藤, 前田, 松宮, 幸島, 小谷, 田所, 牧野: 医療用ベータートロンBMR-18による悪性腫瘍の電子線治療, 東芝放射線資料52: 1-14, 1964.
- 6) 松宮, 小谷: 電子線楔照射に関する2, 3の基礎的研究: 第13回日医放会物理専門部会発表, 昭40. 8. 28.
- 7) 北島, 奥村, 服部, 高橋: 国産31MeV ベータートロンの性能, Medical Apparatus Culture.