

Title	高エネルギー電子線治療における変形Scattering Foil (超高圧照射法の研究 第8報)
Author(s)	奥村, 寛; 北川, 俊夫; 水谷, 豪利 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(6), p. 677-681
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16834
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

高エネルギー電子線治療における変形 Scattering Foil

(超高圧照射法の研究 第8報)

愛知県がんセンター放射線部(部長:北畠 隆)

奥村 寛, 北川 俊夫, 水谷 豪利, 北畠 隆

(昭和42年1月21日受付)

Scattering Foil Device for High Energy Electron Beam Therapy

By

Yutaka Okumura

From the Laboratory of Experimental Radiology, Aichi Cancer Center Research Institute, Nagoya

(Chief: Dr. T. Kitabatake)

Toshio Kitagawa, Taketoshi Mizutani and Takashi Kitabatake

From the Department of Radiotherapy, Aichi Cancer Center Hospital, Nagoya

(Chief: Dr. T. Kitabatake)

Scattering foil device was evaluated, using high energy electron beam therapy with a betatron operating in the 4-31 MeV energy range. Desirable isodose curves were obtained, and the high intensity portion of the 90% isodose curve was adjusted in position and width, with a surrounding flat 70% isodose curve. This method simplified the setting up of treatment, avoided the formation of secondary radiation and preserved a skin sparing effect, and was found to be advantageous in treatment of regionally invasive tumors where a homogeneous dose distribution was less desirable. Details written in English will be published elsewhere.

1. 緒論

高エネルギー電子線治療を行うとき、電子線の特異な線量分布を利用することにより病巣部には治療目的に沿う十分な線量を均等に与え、周辺の健康部の線量はなるべく少なくなるように種々の工夫がなされてきた。例えば、形状や位置が不規則に片寄っている病巣に対し均等かつ合理的に線量を分布させることが他の放射線に比べて比較的容易に行なわれ得る。この照射技術の代表的なものは水等価物質を吸収体 (absorber) として放射線入射面に挿入することにより線量分布を変える方法である (Kitagawa⁷⁾, Laughlin et al¹⁰⁾, Ovadia et al¹²⁾, Perry et al¹³⁾, Tosi et al¹⁵⁾, Uhlmann et al¹⁶⁾, Zajt et al¹⁷⁾). しかし临床上、個々の症

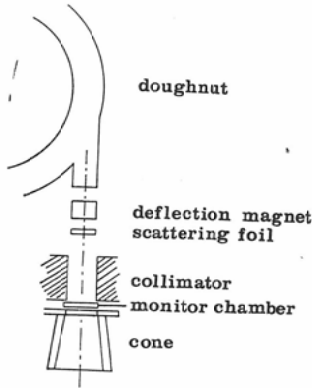
例に対して異なつた吸収体を使用することは煩雑であるばかりでなく再現性の点でも望ましいことではない。また吸収体からの散乱線のため高エネルギー放射線特有の skin sparing effect が減少する短所も否定できない。そこで我々は吸収体を用いずに上記の目的に沿う線量分布を得るために scattering foil (以下 foil とする) そのものを変形して使用する方法を試みた。foil は電子線の collimation system の最深部に位置するため、2次電子発生に関与せず、又主線束の強度を変える大きな因子の1つだからである。

2. 方法

装置は東芝製 BMR-31型ペータートロンを用いた。その発生エネルギーは4 MeV から31 MeV

まで連続的に可変であり、出力変動は±7%の限界にある¹⁸⁾。ドーナツから出た電子線束はドーナツ窓と foil の間にある偏向磁石により、照射野の中心を通るように調整されている(図1)。

Fig. 1, Collimation system of the betatron.



線量測定は1稜40cm立方の水フアントム、東芝直読線量計及び東芝製等線量曲線自動記録装置を取りつけて行ない、得られた各等線量曲線は、主要点の線量を同時測定することにより更正した。なお、線量計は Co^{60} γ 線束中では±1%以下の精度を有したものである。

foil は図1の如くドーナツ窓の直前に位置し、照射口(照射筒の端)より53cmの距離にある。各 foil は図2に示すはしご状の器具に11種類取りつけるようになっており、ベータートロンヘッドの外よりその必要に応じて任意の foil に変えることができる。一般临床上に用いられている foil はエネルギーに応じて7種類装着されているので、少なくとも4種類のもので付加できる。まず線量分布を変えるために篩状や楔状等種々の変形 foil を作って試みた。次に等線量曲線を平坦にする最適 foil を線束に対して左右に2分し、数mmの間隔に離し固定したものをを用い測定した。この両端 foil 間の間隙には実質的に散乱体を欠くことになるので、それに相当した高線量域を形成する訳である。前者においては想定した効果が得られなかったのであるが、後者を用いた場合はほぼ満足すべき線量分布を得たので、後者の方法について詳細に実験を行なった。図3に示すように foil の間隙

Fig. 2, "Ladder-like" applicator of scattering foil.

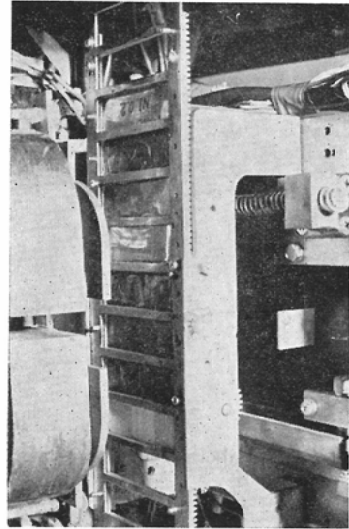
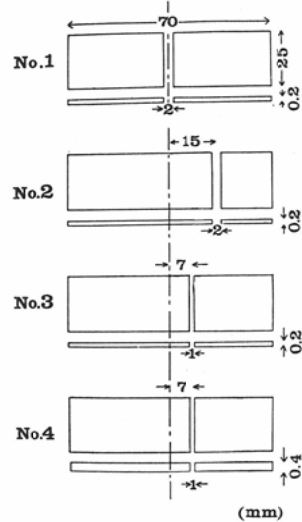


Fig. 3, Formula of designed scattering foil. 2 mm separation at the middle of the beam and 15 mm shifted laterally in No. 1 and No. 2, 1 mm separation shifted 7 mm laterally with 0.2 and 0.4 mm thickness of lead in No. 3 and No. 4.



の巾及び位置を変え临床上必要な線量分布を得よう工夫した。foil の厚さ及び材質と使用エネルギーとの関係については、10MeV に対してニッケル 0.2mm, 16MeV に鉛 0.2mm, 25MeV に鉛 0.4 mm. 及び31MeV に鉛 0.5mmである。

3. 結果

図4は16MeVのエネルギーに対して、foilの中央に2mmの間隙を作った foil (図3, No. 1) を用いて得た線量分布である。深部1cmで70%領域は大きな変化がなく、90%領域の巾は4cmに縮小した。さらに foil 間の2mmの間隙を中央より7mmずらして (図3, No. 2) 得た線量分布 (図5) では、90%領域が中央より間隙移動方向に1.5cm移動した。また間隙を15mmずらすと90%領域は2.5cm移動した。次に間隙の巾を1mmにしたとき

Fig. 4. Isodose curve of 16 MeV electron beam through 10cm x 10cm field using scattering foil of No. 1.

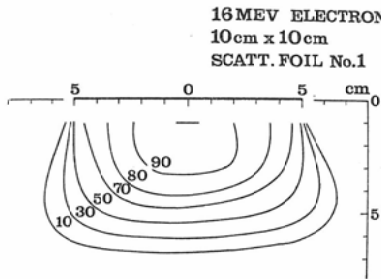
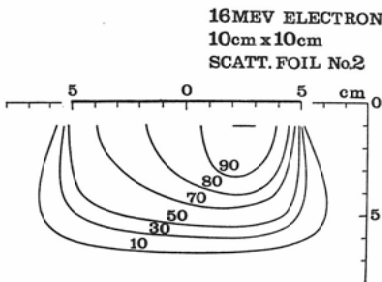


Fig. 5. Isodose curve of 16 MeV electron beam through 10cm x 10cm field using scattering foil of No. 2.



(図3, No. 3)の線量分布は図6に示すごとく、90%領域の巾は広くなり4cmになった。このように foil の間隙の巾及び位置を適当に選べば、70%領域の形を大きく変えることなく、90%領域の巾及び位置を任意に変えることができた。照射野を変えたときも同様な結果が得られた。エネルギーが25MeV及び31MeVについても同じ傾向にあり、25MeVの場合を図7に示す。31MeVの場合には間隙の巾を1mm以下にする必要がある。

Fig. 6. Isodose curve of 16 MeV electron beam through 10cm x 10cm field using scattering foil of No. 3.

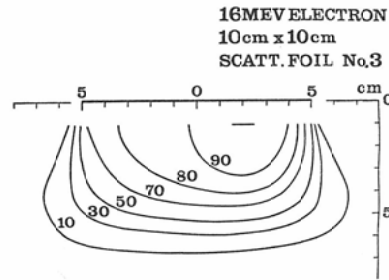
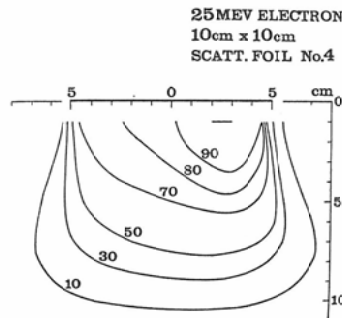


Fig. 7. Isodose curve of 25 MeV electron beam through 10cm x 10cm field using scattering foil of No. 4.



10MeV程度の比較的低いエネルギーの範囲では満足すべき結果が得られなかった。結果的にみて16MeV程度のエネルギーを用いた場合の等線量曲線の変化が最も目的に応じて調整しやすかった。

以上得られた実験結果の臨床的適用について考えてみると、根治照射の対象となる症例でも比較的限局された原発病巣が、その周囲組織内への浸潤層に囲まれているものを多く経験する。このような病巣に対して照射する場合、原発病巣と周囲浸潤層に与えるべき線量は当然異なるべきである。従来は最初比較的大きい照射野で充分浸潤層まで含んで照射し、一定の線量に達した後、照射野を縮小して原発層のみに附加線量を与えてきた。しかしながらこのような症例に上記の方法及び線量分布を適用すると図8及び9のように利点を認めることができる。図8は舌癌の原発病巣が周囲の浸潤層の中心より偏した位置にある場合に適

Fig. 8. Electron beam treatment of carcinoma of the tongue on 16 MeV through 6 cm × 6 cm field using scattering foil No. 2.

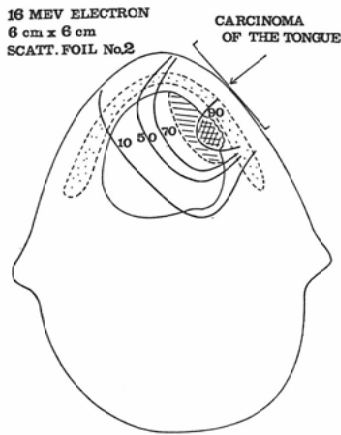
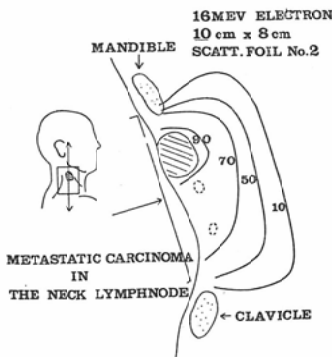


Fig. 9. Electron beam treatment of metastatic carcinoma in the neck node on 16 MeV through 10 cm × 8 cm field using scattering foil of No. 2.



用した例である。主病巣の90%領域に8,000R耐えれば、周囲の70%領域に約6,000Rを同時に与えることができる。これらの投与線量は夫々の病巣に対して必要且つ十分な線量と考えられる。又図9は頭頸部原発腫瘍の触知された1箇のリンパ節転移に適用したものである。例えそれ以外に腫大せるリンパ節を触知しない場合でも、そのリンパ節の系列に沿って広く照射する必要があるわけで、前者は90%領域に含まれ、後者は70%領域に充分含まれており、各々の病巣域に対し同時に理論的に満足すべき線量を与えられることになる。

4. 考 按

電子線はX線あるいはγ線にくらべ吸収や散乱が顕著であるため容易に制御しやすい。吸収を最も有効に用いたものが入射面に吸収体を挿入する方法である。電子線の線量分布は吸収体の厚さだけ移動するので照射計画は容易である。しかし、吸収体からの散乱線のため高エネルギー放射線特有の skin sparing effect を失う欠点がある。変形 foil による方法は電子線の散乱に着目したものである。foil の形を変えることにより、電子線の散乱による拡散を変える。それが電子線束を変え、従って線量分布を変える方法である。この方法は skin sparing effect を失うことがない。また入射面で電子のエネルギーが同一であるので、その飛程も同一であるが故に低線量域での線量分布は変化しない。90%領域が変わっても、70%領域の大きな変化がないのはそのためである。照射時にベータートロンヘッドの外よりスイッチにより foil を変えられるので set up は容易である。foil の間隙の巾を2mmから1mmに細くしたとき90%領域の巾が広がった。これは間隙が細くなったため、foil で散乱されずに間隙を通過する電子が少なくなると共に、散乱される電子が多くなり、線量分布がより平坦になったためである。

以上述べたごとく、前者は治療計画の際簡単であるが、set up が複雑であり、後者は一定の条件を満たす foil を作るまでに時間を要するが、set up は容易である。従って、両者は各々長所、短所があるわけで、症例によつては、両者の併用によりなお一層改善された治療計画を作ることができる。

5. 結 論

scattering foil を変形することにより、高エネルギー電子線の線量分布を、70%領域をることなく90%領域の巾及び位置を任意に変えることができた。この結果より得られたものは、均一な線量分布を必要としない偏倚浸潤層を伴う病巣の照射に適し、舌癌及び頸部リンパ節転移治療の適用例を示した。この方法は治療の set up を容易にし、散乱線を発生せず、高エネルギー放射線特

有の skin sparing effect を失なわない点等より電子線治療に一步の改善を示したものと考えられる。

(本研究の要旨は昭和41年4月10日第25回日本医学放射線学会総会で発表した)。(本研究は厚生省がん研究助成金の援助によつて行なわれた。また名大高橋信次教授にご校閲を賜つた。感謝の意を表す)。

文 献

- 1) Beattie, J.W., Ovidia, J., Tsien, K.C., and Laughlin, J.S.: Production and properties of high energy electrons for therapy. *Am. J. Roentgenol.* 1962, 88, 235—250.
- 2) Becker, J., and Baum, F.K.: Der Schutz der Augenlinse bei Bestrahlung intraorbitaer Tumoren mit schnellen Elektronen. *Strahlentherapie* 1960, 113, 351—355.
- 3) Carpender, J.W.J., Skaggs, L.S., Lanzl, L.H., and Griem, M.L.: Radiation therapy with high energy electrons using pencil beam scanning. *Am. J. Roentgenol.* 1963, 90, 221—230.
- 4) Chu, F.C.H., and Nisce, L.: Treatment of breast cancer with high-energy electrons produced by 24 Mev betatron. *Radiology* 1963, 81, 871—880.
- 5) Dutreix, J., and Chavaudra, J.: Scattering screens for beam delimitation and protection of sensitive organs. Symposium on high-energy electrons. Springer-Verlag, Berlin, 1965.
- 6) Hultberg, S., Walstam, R., and Åsard, P.E.: Two special applications of high-energy electron beams. *Acta Radiol.* 1965, 3, 287—295.
- 7) Kitagawa, T.: 10 Mev betatron electron therapy adapted to a case of Mycosis Fungoides. *Am. J. Roentgenol.* 1962, 88, 229—234.
- 8) Laughlin, J.S.: Physical aspects of betatron therapy. Charles C Thomas, Publisher, Springfield, I 11, 1954.
- 9) Laughlin, J.S.: High energy electron treatment planning for inhomogeneities. *Brit. J. Radiol.* 1965, 38, 143—147.
- 10) Laughlin, J.S., Lundy, A., Phillips, R., Chu, F., and Sattar, A.: Electron-beam treatment planning in inhomogeneous tissue. *Radiology* 1965, 85, 524—531.
- 11) Loevinger, R., Karzmark, C.J., and Weisbluth, M.: Radiation therapy with high-energy electrons; Part I. Physical considerations, 10 to 60 Mev. *Radiology* 1961, 77, 906—927.
- 12) Ovidia, J., and Uhlmann, E.M.: Isodose distribution and treatment planning with electrons of 20—30 Mev for deep-seated tumors. *Am. J. Roentgenol.* 1960, 84, 754—760.
- 13) Perry, H., Nickson, J.J., Tsien, K.C., and Laughlin, J.S.: Treatment planning in therapeutic application of high energy electrons to head and neck cases. *Am. J. Roentgenol.* 1962, 88, 251—261.
- 14) Sempert, M.: New developments in high energy electron beam therapy with the 35 Mev Brown Boveri Betatron. *Radiology*, 1960, 74, 105—106.
- 15) Tosi, G., and Maestro, A.: Effect of wedge filters, moulages and protection devices in radiation therapy with high-energy electron beams. Symposium on high-energy electrons. Springer-Verlag, Berlin, 1965.
- 16) Uhlmann, E.M., and Ovidia, J.: High energy electrons in the treatment of malignant tumors of thorax. *Radiology* 1960, 74, 256—272.
- 17) Zajt, L.M., von Essen, C.F., and Kaplan, H.S.: Radiation therapy with high-energy electrons; Part II. Clinical experience, 10 to 40 Mev. *Radiology* 1961, 77, 928—939.
- 18) 北島隆, 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.