



Title	Wedge filterの臨床応用に関する研究
Author(s)	恒元, 博; 古川, 重夫; 久津谷, 譲 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 28(12), p. 1577-1586
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18876
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

Wedge filter の臨床応用に関する研究

放射線医学総合研究所 臨床研究部

恒元 博 古川 重夫
 久津谷 譲 中川 圭介
 小池 幸子

(昭和44年1月8日受付)

Practical Consideration for Wedge Filter

By

Hiroshi Tsunemoto, Shigeo Furukawa, Yuzuru Kutsutani, Keisuke Nakagawa
 and Sachiko Koike

Division of Clinical Investigation, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Ellis, F. (1944) has first reported a wedge filter technique to make a homogeneous dose distribution in a close region of body surface. Following his report, many experiments concerning wedge filters were reported and these filters have been used in clinical radiotherapy, especially in treatment of the head and neck malignancies.

In this report, several experiments for wedge filter techniques including method of their construction and clinical application were presented. Experimental results are as follows.

1) According to van de Geijn (1962), wedge filters for high voltage X-rays were constructed. In this method, wedge filters of high voltage X-rays were able to be constructed as well as those for Telecobalt therapy unit by using the linear absorption coefficient of filter material (lead) and tissue (water) calculated for high voltage X-rays.

2) Combined use of compensating filters and wedge filters prefer to compensate oblique incidence in wedge filter techniques.

3) When the wedge filter are used, it is important to reproduce the dose distribution in every treatments. The techniques of fixed source tumor distance (STD method) prefer to reproduce the dose distribution, since central axis of the beam always passes through the center of rotation.

4) Because of complex anatomical structures, combined use of wedge filters and compensating filters are recommended for treatment of carcinoma of the cervical and upper thoracic esophagus.

緒言

Ellis ら⁴⁾は1944年 Wedge technique について報告した。表面に比較的近い病巣を正常組織の過照射を避けて照射するにはかなりの苦勞を要し、この目的のために考案された方法が Wedge tech-

nique であつた。

この Wedge technique 自体、技術的に独創的な方法であつたとしても、250kVp 程度の X線では、その真の価値は発揮されず、Depth dose の増加、Skin-sparing effect を有する Megavoltage

Fig. 3. Isodose Curves for 6 MeV X-rays, 6 W × 10 cm Field, SSD 100 cm.

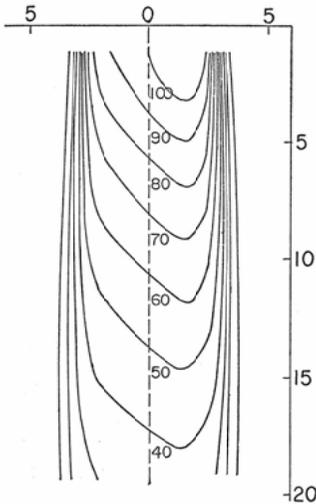
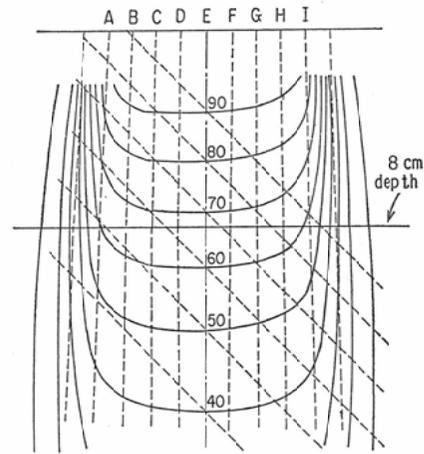


Fig. 4. Diagram, which shows a method for construction of wedge filters using normal isodose curves.



することができる。

(b) Standard Isodose Chart を利用する Wedge filter 製作法 :

Aron, B.S. 等 (1966)¹⁾は Telecobalt 治療装置について, Roosenbeek, E.V. ら (1961)²⁾は 22 MeV の高エネルギー X線について, それぞれ標準等線量曲線を用いた Wedge filter 製作法について報告している。

この方法の基本的な考え方は, 照射野の Edge に近く, 等線量曲線が平坦な部位を基点として所定の Wedge angle を持つ直線を引き, 等線量曲線を傾斜させるに必要な Filter の吸収を金属の吸収曲線より求める方法である。

われわれは Aron の方法により実際に Wedge filter を製作し, 標準等線量曲線を用いる Filter 製作法の得失を検討した。実験条件は島津製 Telecobalt Unit (RT-2000型), SSD 75cm, Field size 10 × 10cm である。Filter 製作の概要は以下のとおりである。

i) Fig. 4 に示すごとく線源を結ぶ 1cm 間隔の Radial line (A ↔ I), 8cm 深さで Central axis と直交する直線および 10% 毎に所定の Wedge angle を持った直線をそれぞれ 1 枚の Isodose chart 上に記入する。

ii) 8cm 深さで横に引いた直線と Radial line

(A ↔ I) との交点上の線量を Normal field および Wedge field について読み, 両者の線量の比 (Wedge/Normal) をそれぞれを計算する。

iii) その比の最大値を 1.0 とし, 各点上の Transmission ratio を計算し, 必要な材質の厚さを Absorption curve (Fig. 5) より求め, Beam の Divergence を考慮して Filter を製作する。

Fig. 5 Absorption Curve in Lead for ⁶⁰Co

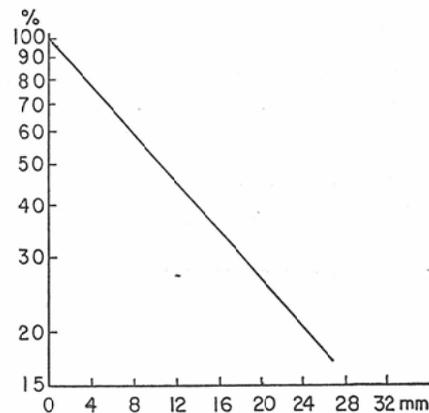


Fig. 6 は標準等線量を利用して, 製作した 45° Wedge filter の等線量曲線で, 略々計画通りの Wedge angle が得られた。

しかし, この方法にもう一つの問題点があり, Radial line を幾何学的照射野以内に限定して

Fig. 6. Isodose Curves for ^{60}Co γ -rays, 10 W \times 10 cm Field, SSD 75 cm

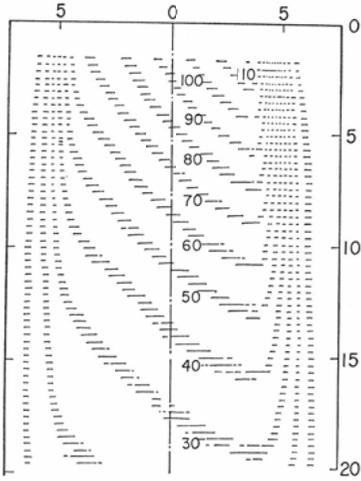
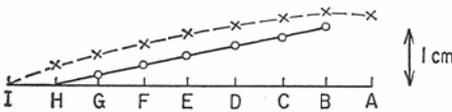
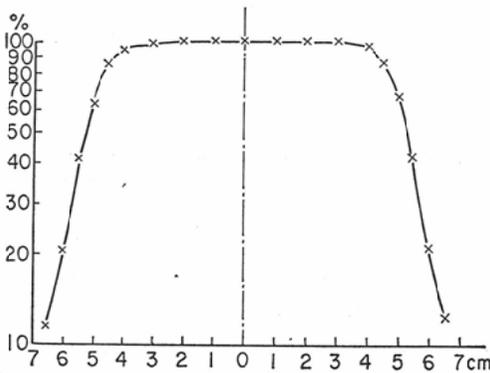


Fig. 7. A design of wedge filter using normal isodose curves, in which open circles show a correct design of the filters.



も、Fig. 7の波線で示すように Filter の角度を正確に決定できない場合があつた。すなわち、Wedge filter の角度のを正確に求めるためには、照射野のかなり内側の Radial line を利用する必要があり、実際は 8 cm 深さの線量分布曲線 (Fig. 8) の少くとも 95% 以上の平坦な部位での計算が

Fig. 8. Dose distribution across the beam at 8 cm depth from surface (^{60}Co , 10 \times 10 cm field, SSD 75 cm).



望まれる。この場合には Fig. 7 の実線に示すような角度のを持つ Wedge filter が製作できた。

2) Wedge filter 使用時の斜入射の補正に関する実験：

Beam が表面に斜入する時の線量分布補正法として、Tissue equivalent な Compensator³⁾ および金属性の Compensator¹⁵⁾ が用いられ、実際には皮膚より離れた Diaphragm 上に装着し、高エネルギー放射線の Skin sparing effect を保存する方法がとられている。

Fig. 9 は 45° 斜入射の条件で Wedge filter を併用した場合について、斜入射の補正を行なつた場合と、行なわなかつた時の等線量曲線を示している。斜入射の補正を欠いた場合には、Wedge filter の特徴が失なわれ、補正をした時にはその特徴がよく再現されている。

Fig. 10 は補正フィルターを併用した場合の Wedge field について 5 cm, 10 cm 深さにおける線量分布を示し、同様に線量分布の再現が確実に示されていることを示している。

3) Setting-up の再現性についての検討：

放射線治療の Treatment planning が理想的であつても、実際の Setting-up が困難であつたり再現性が不充分であれば確実な治療は望めない。特に Wedge filter technique のように比較的表面に近い病巣を治療の対象とし、種々の照射角度

Fig. 9. Isodose Curves for ^{60}Co γ -rays, 6W \times 10 cm Field, SSD 75 cm.

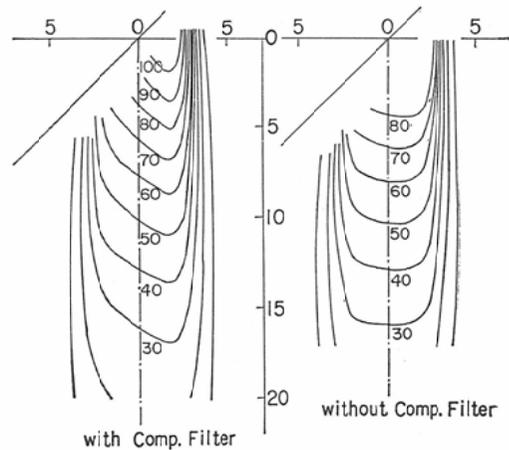
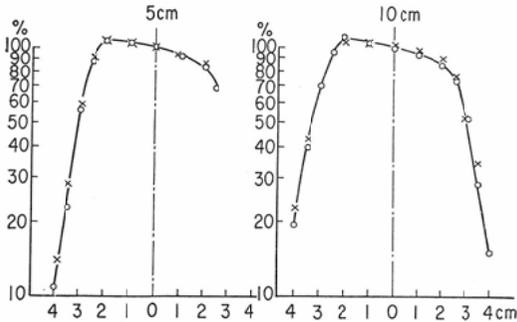


Fig. 10. Dose Distribution Curves showing Effect of Compensating Filter.
(×...With Comp. Filter)



が要求される場合の Setting-up 技術はかなり重要な問題である。

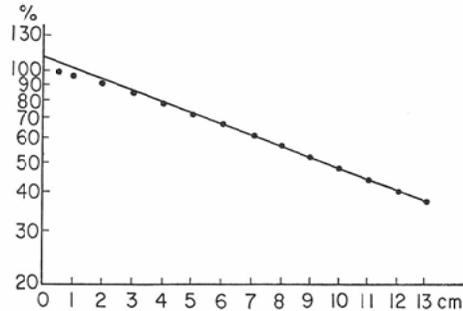
Jelliffe (1962)⁸⁾ が指摘したように、運動照射の可能な治療装置を用いて治療を行なった場合、病巣を回転中心に合わせて Setting-up を行なうことができるので、治療の再現性もよく、また容易である。

Isocenter system のもう一つの特徴として、病巣線量を 100として線量を計算し、線量分布を合成できることが挙げられている。

しかし、Isocenter system (STD法) を採用した場合の Skin-tumor distance と Depth dose curve の関係および表面に接近した部位での線量推定につき考慮する必要がある。Skin-tumor distance が変わった場合でも等線量曲線の形はほとんど変わらず、また Skin-tumor distance を 5cm, 10cm, 15cmとした時の Depth doseの差を Tumor center の前後 5cmについて調べてみると約3%前後と考えられる。また、STD法の際の Depth dose は Dose がほぼ Exponential な傾向で変化する位置での線量を 100として示されているので、表面付近の線量の Over estimate が考えられるが、⁶⁰Co の場合表面より 1cmの深さでは約5%前後と考えられる (Fig. 11)。

一般に Wedge angle は深さが増すにつれて多少緩かになるので、Wedge angle と Skin-tumor distance の関係を考慮しておく必要がある。しかし Wedge filter を主として利用する深さは臨床的にみて10cm以内の場合が多いので、Skin-tumor

Fig. 11. Depth dose curve for ⁶⁰Co γ rays, 8 × 8 cm field, SSD 50 cm. The linear line shows the depth doses as an exponential values.



distance を10cmとして設計した Wedge filter を共用することとし、深さによる等線量曲線の形を検討した。さらに実際の臨床例を用いて線量分布の再現性についての検討を行なった。

(i) Wedge filter の製作に関する実験：

Telecobalt 治療装置 (島津製 R T-2000型) を用い STD75cm, Skin-tumor distance 10cm, Field size 6 × 6 cmの条件で Filter の装作を行なった。水の線吸収係数は同様に British J. Radiol., Supplement No.10より計算した値 0.042cm⁻¹ を用い、van de Geijn の方法により Wedge filter を製作した。この場合の Wedge filter の角度 α は、 $\tan \alpha = 0.2004$ で表わされた。

Fig.12 (A) はField size 4 × 4 cm, (B) (C) はそれぞれ Field size 6 × 6 cm, 8 × 8 cmにおける等線量曲線を示す。

Field size が 6 × 6 cmの場合の Wedge angle は予想通り45° を示し、Field size 8 × 8 cmの場合には43.5°, 4 × 4 cmでは49° 前後となり、臨床要求をほぼ満していると思われる。

(ii) 臨床例を用いた “Setting-up” の再現性についての実験：

Fig. 13-Aに示した進展せる舌癌の症例を用いて照射による線量分布の再現性を検討した。

この症例の治療には Wedge filter を用いた Telecobalt 治療と、残存病巣に対する Interstitial irradiation が用いられた。

線量分布の測定にはガラス線量計を用いた。すなわちガラス線量計を Applicator 中に挿入し、

照射の度に患者に Applicator を装着して測定を行なった。Telecobalt 治療装置による治療条件は STD75cm, Field size 7W×10cm, 45° Wedge pair, Hinge angle 90° で1回の tumor dose は 200rads である。

測定の結果は Fig. 13-B に示すごとく、病巣を中心とした均等な線量分布と、病巣以外の健常部位における線量の急激な下降が認められ、毎

Fig. 12. Isodose curves for ⁶⁰Co γ rays, STD 75 cm, Skin tumor distance 10 cm.

Fig. 12-A 4 W × 4 cm field.

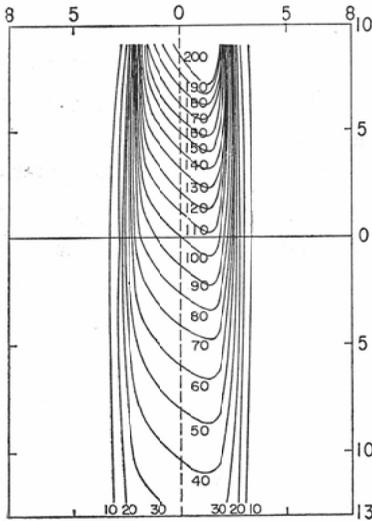


Fig. 12-B 6 W × 6 cm field.

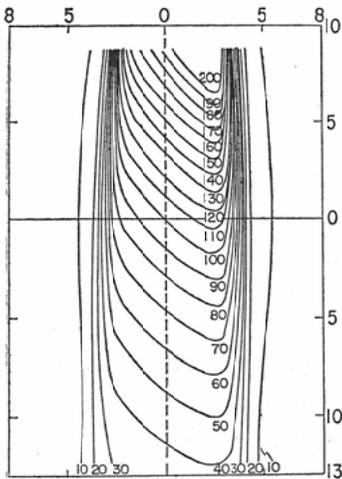


Fig. 12-C 8 W × 8 cm field.

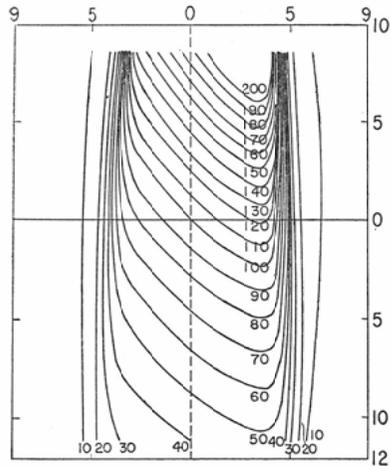


Fig. 13-A. A treatment plan for advanced case of the tongue cancer.

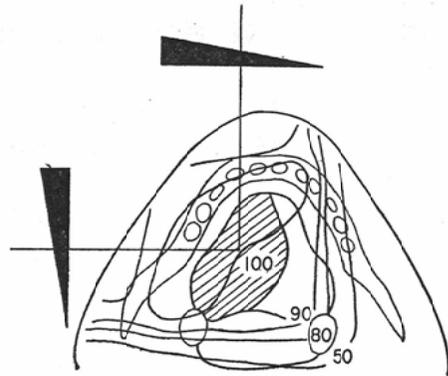
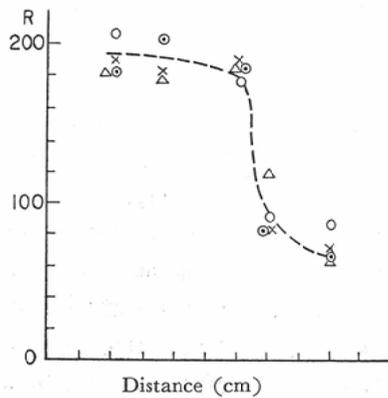


Fig. 13-B Dose distributions measured by glass dosimeters in the same case of Fig. 13-A.



の“Setting-up”による病巣位置での線量の変動は約±5%以内に保たれていた。

4) 頸部食道癌の照射術式に関する検討：

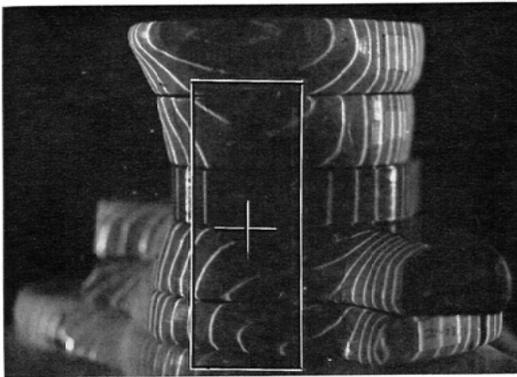
頸部食道は解剖学的に上部で浅く、下部に移行するにしたがつて皮膚面より深くなる。この解剖学的特徴により Post-cricoid 領域を含めた頸部食道癌の放射線治療にはかなりの困難が伴う。

Wood¹⁶⁾ は 8 MeV の X線と Wedge filter を併用し、頸部食道を含めた病巣の治療を行ないこれらの部位の放射線治療法として、高エネルギー放射線と Wedge filter の利用を推奨しているので頸部食道癌の放射線治療技術についても検討してみた。

(i) 実験方法：

Mix-D 製の頸部 Phantom (Fig. 14) を製作し、4種の照射条件について線量分布を測定し、比較した。

Fig. 14. Mix-D neck phantom represented by contour lines, from which the compensating filter can be made.

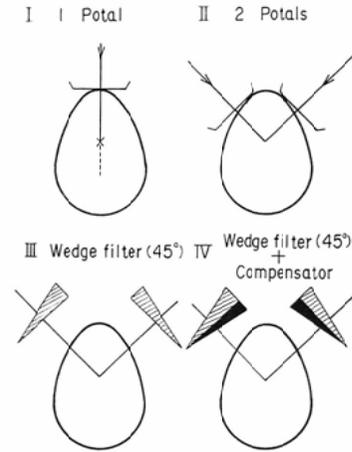


照射条件は以下に示すごとくである。(Fig. 15)

- (a) 固定1門照射。
- (b) Hinge angle を90°とした固定2門照射。
- (c) (b)の照射条件に45° Wedge filter を併用した場合。
- (d) (c)の照射条件にCompensating filter を併用した場合。

実験には Telecobalt 治療装置RT-2000型

Fig. 15. Experimental plans for treatment of cancer of cervical and upper thoracic esophagus.



(島津)を用い、STD75cm, Field size 5W×14cmの条件で照射を行なった。

Compensating filter の製作は、人体等高線を用いる方法によつた¹²⁾。

線量分布の測定にはガラス線量計、フィルム(Kodak 工業用フィルム Type M)を用いた。

(ii) 結果：

Fig. 16に示すように、頸部食道の縦軸上の線量分布は45° Wedge filter と Compensating filter を併用した(d)の照射条件において最もすぐれている。

Fig. 17は、(d)の照射条件における頸部食道の矢状面での線量分布を示し、病巣は均等な線量分布領域に含まれている。また Fig. 18は横断面

Fig. 16. Dose distributions in the course of cervical and upper thoracic esophagus obtained from various experimental designs.

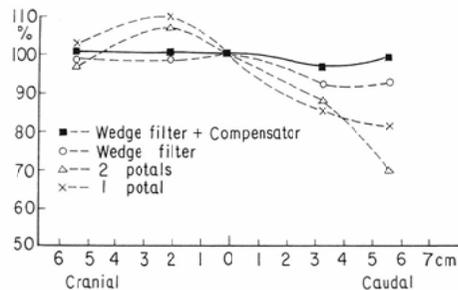


Fig. 17. Isodose distributions in the sagittal plane of the neck, obtained from experiment IV in Fig. 15.

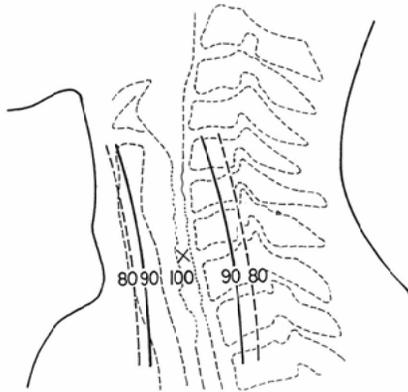


Fig. 18. Isodose contours of mid plane of the neck obtained from film dosimetry, represented by Sabattier effects.

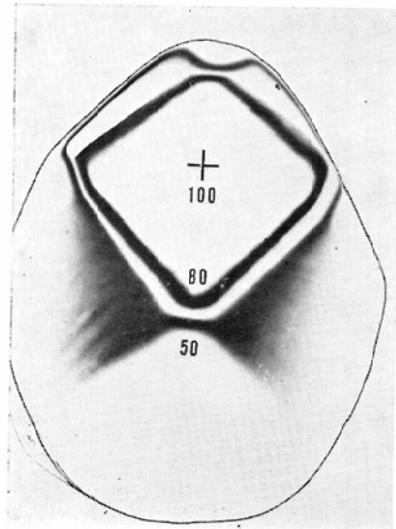
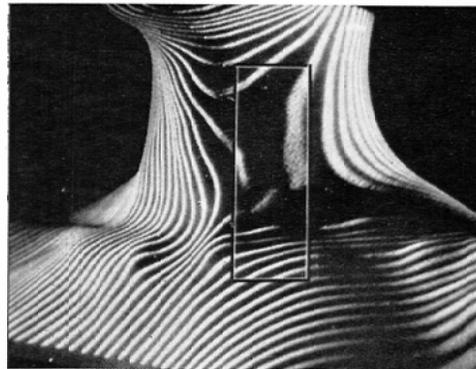
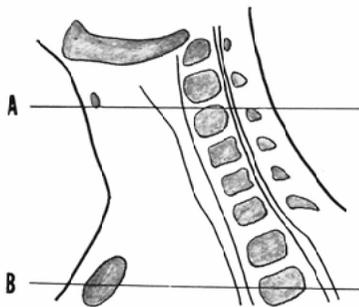


Fig. 19. Treatment Plan for Carcinoma of the Cervical Eosophagus



上の線量分布を示した Sabattier film であり, Fig.19, Fig.20 はともに実際の頸部食道癌に対する放射線治療計画の 1 例である.

考 按

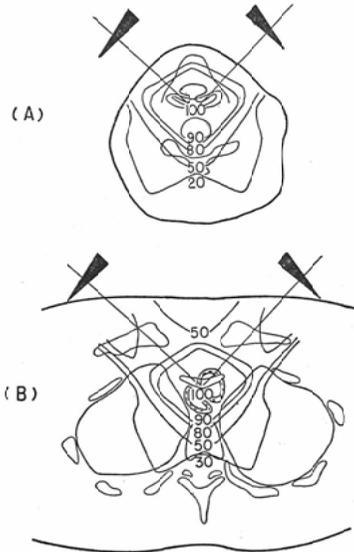
Wedge filter technique を実用面よりみた時に, Filter の使用による出力の低下を極力低くすること, Filter の設計, 製作が容易であること, また患者治療への適用が容易であり, Setting-up の再現性がよいことなどが問題となる.

Wedge filter には Plateau type の Filter と Universal type の Filter(Harmonic type wedge)

との 2 つの型がある.

Plateau type の Wedge filter は, その Thin edge に接して金属で被われない部分を作り, 線量率の低下を比較的強く押えたことに特徴がある. Plateau type の Filter については Hulbert⁷⁾, Groom ら⁸⁾の報告がある. Groom は Filter の Plateau 部 (P), Slope 部 (S), および Blank 部 (B) のそれぞれの比率を変えた際に, Filter の巾に対する S 部の割合を 0.6 とした時に Isodose curves の形, および線量率の点でほぼ理想的な Wedge filter が得られると述べている.

Fig. 20. Isodose distributions obtained from Telecobalt therapy for cervical esophagus malignancies. (A) and (B) planes were illustrated in Fig. 19.



Tulley¹³⁾ は Telecobalt 用の Plateau wedge filter について報告している。

Universal type の Wedge filter は、一様な Filter 角度を持ち、1枚の Filter を他の照射野にも共用することとし、Filter の設計が簡単で、製作が容易であるなどの利点を持っている。反面、線量率が多少犠牲となる欠点があつたが、出力の大きい治療装置が普及した現在では、その大部分が Universal type となつている。装置への Wedge filter 固定法の1つとして、Light beam の先端を Filter の Thin edge に合せ、線量率の低下を最小限にする方法が報告されている¹⁴⁾。

van de Geijn の報告した Telecobalt 用の Wedge filter 製作法は計算が簡単で、同じ考え方を高エネルギー X 線にも応用することができた。

Wedge filter の製作には、Filter の材質、および人体軟部組織（水）についての吸収係数を考慮する必要がある。尾内ら⁹⁾¹⁰⁾は Filter の材質（鉛）についての吸収係数は Broad beam で測定した値を、水の吸収係数としては組織 1 cm 当りの一律の値を計算で求め使用している。

われわれは水の吸収係数 μ を Brit. J. Radiol., Supplement No.10 より計算し、使用した。

患者の Setting-up に関しては STD 法が SSD 法に比して、再現性、および線量計算の点ですぐれていて、特に Wedge technique のように比較的表面に近い、病巣の治療を主な目的とし、さらに Hinge angle を変えて照射を行なう場合があるなど、Beam の中心が常に病巣の中心を通過する STD 法の採用が有利な点である。

Wedge filter を併用した際の斜入射の補正については、Wedge angle の大きな Filter を使用するか、あるいは Hinge angle を大きくとるなどの方法が用いられている。しかし Hinge angle を変えるとさらに入射角度が変る欠点があり、現在用いられている方法は専ら前者である。

Telecobalt の場合の斜入射の補正に関して、van de Geijn¹⁵⁾ は、 12×12 cm 以下の大きさの照射野においては、表面の傾斜角が 30° 、 45° の条件で設計した Compensator をそれぞれ $30^\circ \pm 7^\circ$ 、 $45^\circ \pm 7^\circ$ の範囲で使用すると、線量の推定誤差は約 10% 以下であるとし、さらに患者の体表面彎曲が ± 1 cm 以下ならばそれによる誤差は $\pm 4\%$ だと報告している。

実際に、Beam の斜入射補正を必要とする臨床例のほとんどが上述の 2 枚の Filter の範囲に入るのので、それらと各種 Wedge filter を組み合わせる方法を採用すれば Wedge filter technique としては分りやすい。

ただし無暗と Filter の数を増やすことは實際上煩雑であり、傾斜角が 30° 、 45° の場合の等線量曲線の傾きが約 20° 、 35° となることから少なくとも 4 種類程度の Wedge filter を準備することで臨床に充分だと尾内ら¹⁰⁾は報告している。

ところで、下部頸部食道より上部胸部食道を含めた領域の悪性腫瘍に対する放射線治療技術については、なお多少論議があり、2~3 の検討を加えたが、Wedge filter と Compensating filter を組合わせた治療技術が最も適しているようである。

しかし、これらの技術を直接患者に応用するためには、それが Routine work として抵抗なく採

用できる容易な治療技術でなければならない。具体的な治療計画法について今後さらに検討していく必要がある。

結 語

(1) Wedge filter の製作法につき2~3の検討を行った。van de Geijn の方法を Filter の材質、水についての適当な吸収係数を計算することにより、高エネルギーX線にも応用することができる。

(2) Wedge technique にはSTD法の利用が有利である。

(3) Wedge technique の際の斜入射補正法として、Compensating filter の使用が分りやすい。

(4) 頸部食道癌に対する放射線治療計画につき検討した。

References

- 1) Aron, B.S. et al: Design of a universal wedge filter system for a Cobalt 60 Unit, Am. J. Roentgenol., 96, 70~74, 1966.
- 2) Cohen, J.E. et al: Physical aspects of Cobalt 60 Teletherapy using wedge filters, I, Physiscal investigations, Acta Radiol., 53, 401~403, 1960.
- 3) Cohen, M. et al: Physical aspects of Cobalt 60 Teletherapy using wedge filters, II. Dosimetric considerations, Acta Radiologica, 53 486~504, 1960.
- 4) Ellis, F. et al: The use of filter in deep X-ray therapy, Brit. J. Radiol., 17, 90~94, 1944.
- 5) Groom, A.C.: The design of wedge filters for X-ray Therapy, Brit. J. Radiol., 24, 676~681, 1951.
- 6) 平岡武他: 6 MV X線の線量分布; 日医放会誌, 24, 1100~1104, 1964.
- 7) Hulbert, M.H.E. et al: A note on the use of wedge filter in transparent ended X-ray Therapy applicator, Brit. J. Radiol., 23, 649~652, 1950.
- 8) Jelliffe, A.M.: A critical examination of the value of supervoltage rotation therapy, Brit. J. Radiol., 35, 104~114, 1962.
- 9) 尾内能夫他: Wedge filter を用いた ^{60}Co 遠隔照射の線量分布, 日医放会誌, 22, 228, 1962.
- 10) 尾内能夫: Linacの線量測定方法とその線量分布, 日医放会誌, 24, 83~86, 1964.
- 11) Roosenbeek, E.V. et al: Wede filters: their construction and use with the 22 MeV Beta-tron, Am. J. Roentgenol., 85, 926~932, 1961.
- 12) 恒元博他: ^{60}Co 治療用 Compensating wedge filter の研究, 日医放会誌, 24, 1204~1209, 1965.
- 13) Tulley, T.J.: Wedge filters for use with a 100-curie Cobalt 60 Teletherapy unit, Brit. J. Radiol., 29, 227~229, 1956.
- 14) van de Geijn: A simple wedge filter technique for Cobalt 60 Teletherapy, Brit. J. Radiol., 35, 710~712, 1962.
- 15) van de Geijn: Compensation for the effect of oblique incidence of Cobalt 60 radiation beam in teletherapy, Brit. J. Radiol., 36, 56~62, 1963.
- 16) Wood, C.A.P.: Techniques and early results of treatment of carcinoma of the larynx and pharynx by supervoltage radiation, Brit. J. Radiol., 32, 661~668, 1959.