



Title	Betatron電子線照射技術に関する研究
Author(s)	近藤, 建爾
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 29(10), p. 1266-1287
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18766">https://hdl.handle.net/11094/18766</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

## 特別掲載

**Betatron 電子線照射技術に関する研究**

神戸大学医学部放射線医学教室（主任 榎林和之教授）

近藤 健爾

(昭和44年11月25日受付)

Studies on Irradiation Techniques of Betatron Electron Beam

by

Kenji Kondo

Department of Radiology Kobe University, School of Medicine

(Director: Prof. Kazuyuki Narabayashi)

Betatron electron beam has several distinct physical properties in comparison to other therapeutic radiations: (1) Distribution of electron beam is mostly homogeneous in almost all the range of the penetration. (2) Depth of penetration can be adjusted with ease because it is proportional to the energy. (3) An abrupt decrease in dose occurs in the final range of the electron beam track.

Owing to these properties, electron beam therapy is preferably used for treating the tumors seated superficially in the body such as the tumors in the head or neck, etc. Irradiation techniques for obtaining the suitable dose distribution in above-mentioned lesions have been investigated mainly by using water or Mix-D phantoms.

Results of the present studies are as follows:

1) Influences of the existence of bone or air cavity upon the dose distribution of the electron beam were estimated by means of a phantom. The influence of the bone was found to be relatively small. Thus, the irradiation of the lesions behind the bone could be performed with the slight corrections.

In contrast, the effect of the air cavity was fairly large and complicated.

Therefore, when irradiating the lesion in which the cavity is present, a preliminary estimation of this effect is required by preparing the phantom so that the phantom may correspond to each individual condition.

2) Wedge filters were made of Mix-D and the dose distribution of betatron electron beam was measured. Moreover, its clinical application was also evaluated. In case of the irradiation of the larynx or the hypopharynx, the suitable dose distribution was obtained by the two opposed irradiation technique using the 30° Mix-D wedge filters.

3) The pendulous irradiation with betatron electron beam was able to produce a characteristic dose distribution which could not be obtained by any other radiation sources. For treating laryngeal or hypopharyngeal tumors, the pendulous irradiation is advisable because the simultaneous irradiation is feasible to both cervical metastases and primary lesions. In addition, isodose curve was obtained for the pendulous irradiation applied to the maxillary antrum. The clinical application of this particular procedure was also discussed.

4) Isodose distributions of the intracavity irradiation were measured. Intracavity therapy for the carcinoma of the tongue or of other intraoral organs was performed with the newly devised oral cones equipped with the endoscope and the mirror. The intraoral technique of betatron electron beam was proved to be a very useful irradiation method and was considered to be able to replace the radium implantation by this technique in the treatment of early stage of cancer of the tongue.

## I 緒 言

近年の超高压放射線治療の進歩は著しいものがあり、我国でも1961年藤野による15 MeV betatron 治療開始以来既に30台近くのbetatron, linear accelerator が設置され治療に用いられている。このうち betatron は主として電子線治療に用いられ、電子線治療専用器として用いている病院も多い。この場合には linear accelerator X線,  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線または  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$  線と治療適応を分けている<sup>24)</sup>。

betatron 電子線治療の利点はその beam の物理学的特性によるところが多い。すなわち beam の身体内飛程が比較的短いこと、その割に高線量域の巾が広いこと、beam の飛程を energy 調節により容易に変えられること等である。これ等の特性のため電子線治療は頭頸部および胸壁、皮膚等の浅在性病巣が主な適応となる。このうち頭頸部は骨、空洞等の不均等組織が多く、また照射面も平坦でない。そのためこの部位の放射線治療を行なうためには照射に先立つて合目的的線量分布を得る照射方法を検討開発しておかねばならない。著者は主として頭頸部に対する電子線照射を想定し、各照射部位に応じて最も優れた線量分布が得られるよう照射技術の研究を行つた。

## II Betatron 装置及び電子線線量測定法

### A. 装置

実験には東芝製 BMR-18 型 betatron を主体として使用し、一部の測定には島津製24 MeV betatron を使用した。東芝製 BMR-18 型 betatron は1962年2月兵庫県がんセンターに設置されたもので、射出 electron beam の方向を一定にするため偏向 magnet を用い、線束拡散には scattering foil 法を用いている<sup>25)</sup>。

主な性能は下記の通りである。

1. X線、電子線共に発生可能

2. Energy 6—18 MeV
3. 電子線最大出力 500 R/min.
4. 振子角度 最大 220°
5. 振子半径 95cm
6. 振子速度 最大72°/min.
7. 照射筒 最大 8 × 8 cm. 最小 1.5cm.  $\phi$  膜 内照射用

### B. 線量測定法

超高压電子線の照射線量測定基準は未だ定められていない。著者は Radocon 線量計 probe 602 を用い、これにアクリライト 4 mm 厚の cap をかぶせて測定し、これを照射線量の標準とした。この値は cavity air chamber が水中で maximum ionization に達する深さにおける esu/cc の値と本質的に等しく、著者等はこれを nominal roentgen (R) としている。

深部線量測定は吸収線量、さらに理想的には rem 単位で表わすべきであるが、国際的に承認された電子線吸収線量の基準は未だなく、また線量分布測定に都合の良い吸収線量計も作製されていない。そこで著者は東芝深部線量計による測定を基準として線量分布を測定した。この線量計は直径 9 mm, 長さ 2 cm と probe が小さく、壁は空気質材でできており、線量分布測定には都合が良い。

線量分布測定にはこの他東芝製螢光ガラス線量計および film 黒化法を用いた。ガラス棒は東芝製 FD-1 を使用し、測定には全て照射方向と垂直にガラス棒を配置した。film 黒化法にはサクラ Process film を使用し、これに黒紙を被せて Čerenkov effect による film のかぶりを防ぎ、これを照射面に平行に置いて照射を行ない、同一条件 (20 ± 0.5°C, 指定現像液, 指定現像時間) で現像し黒化度を求めた。同時に Radocon 線量計を monitor として線量を段階的に変えた電子線標準曝射を行つて線量—黒化度曲線量を得、こ

Fig. 1. Comparison of central axis attenuation curves obtained with ionization chamber and with fluoroglass dosimeter. Field  $8 \times 8$  cm  
.....fluoroglass—ionization chamber

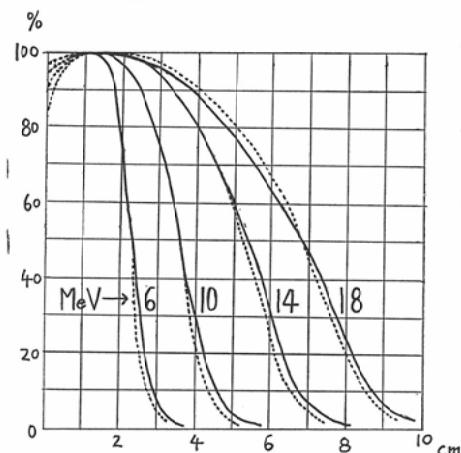
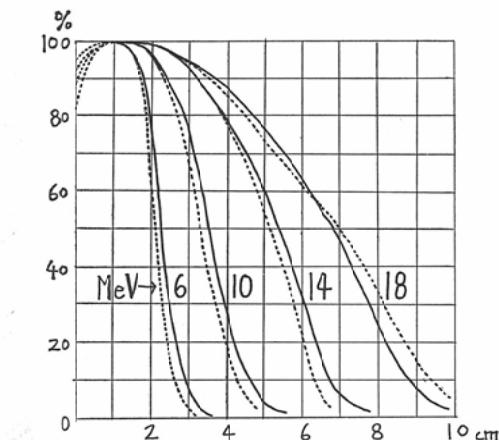


Fig. 2. Comparison of central axis attenuation curves obtained with ionization chamber and with films. Field  $8 \times 8$  cm.  
.....film—ionization chamber



れと対比することにより線量分布曲線を求めた。

これらの測定法が超高圧電子線線量分布測定にもほぼ実用的に用い得ることは既に確かめられている<sup>3)(9)(26)(27)(35)</sup>。著者は何れの測定法についても東芝深部線量計による水を中心軸減衰曲線を基準として補正を行つた。尚同一 energy で照射した場合、同一深部率の部位では energy 分布も同一であると仮定した。すなわち図 1, 2, は  $8 \times 8$  cm 照射野で各 energy について東芝深部線量計、ガラス線量計、film 黒化法による水を中心軸減衰曲線を比較したものであるが、この各深さにおける深部率の相違をそのまま補正係数とした。

このように中心軸減衰曲線において、測定法によりいくらかのずれがあるのは、ガラス線量計、film 黒化法共に低 energy ではかなりの線量依存性があり、この影響によるものと思われる。

線量分布測定に用いた phantom は  $40 \times 30 \times 31$  cm, 入射窓厚み 4 mm のアクリル製水 phantom, mix-D phantom, および骨埋没 mix-D phantom の 3 種である。

### III 線量分布に及ぼす諸因子

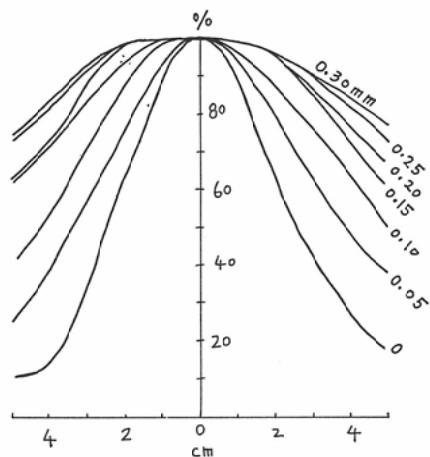
#### A. scattering foil および cone の影響

高 energy 電子線の線量分布は線質のみで決まるものではなく、電子線拡散の方法および cone その他の附属器の構造、材質によって影響を受け

るため各装置ごとにある程度異った線量分布を示す。

scattering foil の影響：電子線拡散方法のうち beam を scan させる方法<sup>18)</sup>および磁気レンズ法<sup>44)</sup>はあまり研究が進められておらず、通常 scattering foil 法が用いられている。通常用いられている scattering foil による電子線の電離、励起、energy 輻射等による energy の損失は僅少で治療上の影響はほとんどないと考えられる<sup>4)(31)</sup>。しかし scattering foil による電子線偏向角度が大きくなるほど cone を通つて得られる目的照射野内の均等性は良くなるが線量率は少くなり、さらに beam の軸方向における深部率も悪くなる<sup>15)(30)</sup>。したがつて必要な均等性が得られる範囲であるべく小さい偏向角度を持つ scattering foil を使用すべきである。これを求めるため種々の厚みの Pb, Ni, Cu の scattering foil の効果を調べた（図 3, a-c）。著者の用いた装置では beam の形は doughnut 平行面が長軸となる橢円形を示すので scattering foil の検討は beam 巾の狭い doughnut 垂直面について行つた。field の均一度を 80 %以上にするためには、18MeV、最大照射野  $8 \times 8$  cm に対し 0.25 mm Pb の scattering foil が必要である。併し同一 energy でも照射野  $3 \text{ cm} \phi$  以下になると scattering foil は不要になる、この

Fig. 3. a) Extension of electron beams with lead scattering foils in various thickness. Energy: 18 MeV.



b) Extension of electron beams with nickel and Ni+Pb scattering foils in various thickness. Energy: 14.7 MeV.

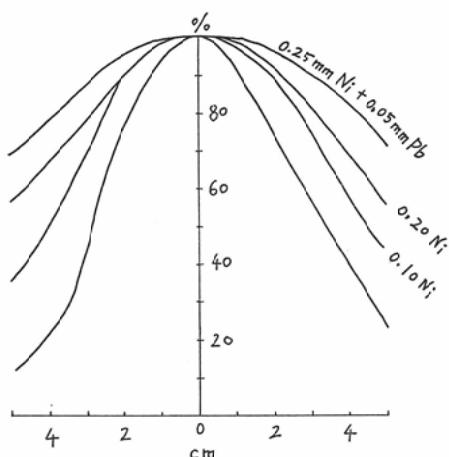


Fig. 3. c) Extension of electron beams with copper scattering foils in various thickness. Energy: 10 MeV.

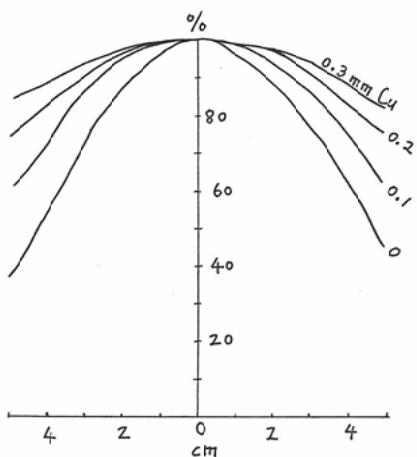


Table 1. Scattering foils for practical use.

Energy (MeV)	Field Size	
	2 cm. $\phi$ , 3 cm. $\phi$	4 × 4 cm. — 8 × 8 cm.
18—15	0	0.25 mm Pb
14—11	0	0.25 mm Ni + 0.05 mm Pb
10—8	0	0.2 mm Cu
7—6	0	0

ようにして定めた各 energy, 各照射野における scattering foil を表 1 に示す。以下の実験および臨床にはこの表に準じて foil を用いた。

cone の影響: cone の材質および長さが変ることによつても線量分布がいくらか変ることが松沢等によって述べられている<sup>36)</sup>。われわれの用いている cone は長さ30cm, 1.5mm厚の Al 製である。

cone を取りつけた場合側壁よりの散乱線の影響で照射表面の周辺部の線量が増加する。18MeVで8×8cmのconeを用いた場合、照射野周辺部では中央部の線量より約8%多い(図4a)。しかし散乱電子は進行方向が主 beam と平行でなく、しかも水中でさらに散乱するため2cmの深さではほとんど影響は見られない(図4c)。

また cone の口径が小さくなる程側方散乱が多く急激な線量減衰がおこることが知られている。著者の求めた各 energy における8×8cm照射野での中心軸減衰曲線(図5), および18 MeV, 10 MeVでconeを変えた場合の中心軸減衰曲線(図6 a,b)を示す。文献上の測定結果とほぼ一致する<sup>51) 52) 45) 52)</sup>。

#### B. 骨, 空洞の影響

電子線治療においては上頸, 口腔内等, 骨, 空

Fig. 4. Effect of scattered electrons from the cone. Energy: 18 MeV. Field 8×8cm.  
 a. in the air b. 1cm. deep from the water surface c. 2cm. deep from the water surface

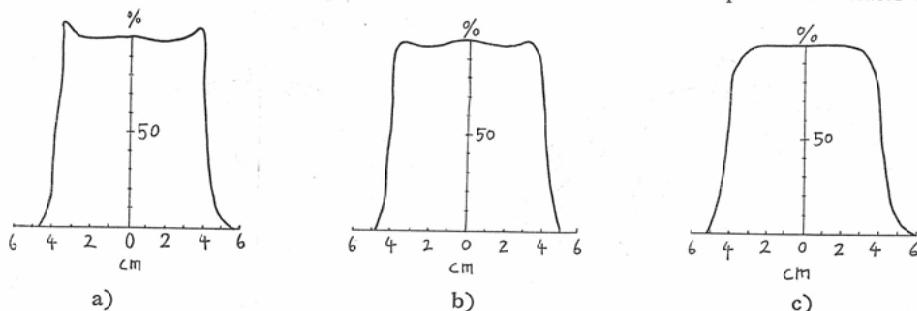


Fig. 5. Central axis attenuation curves for various energies with 8×8 cm. field.

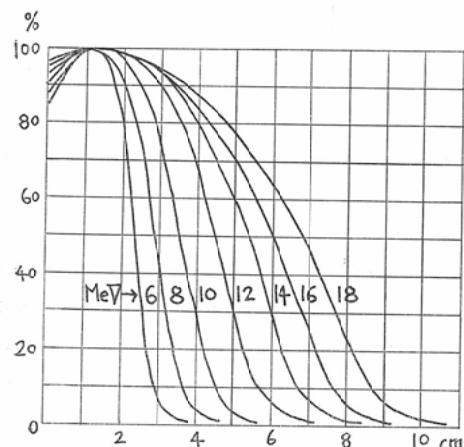
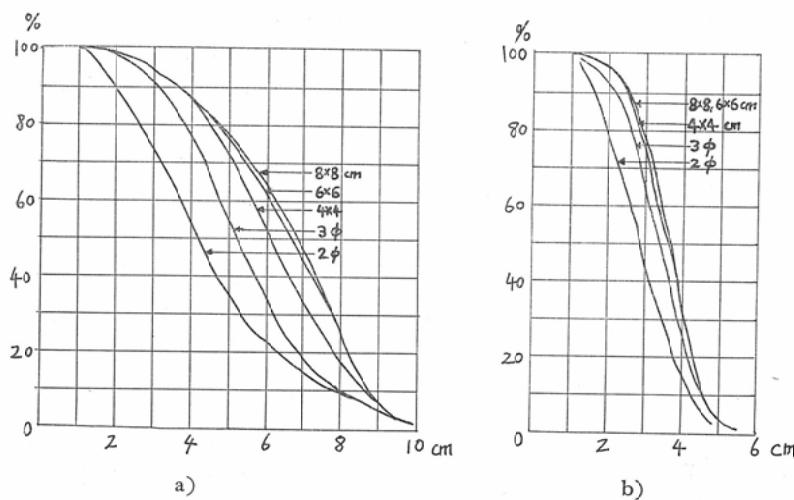


Fig. 6. Central axis attenuation curves with various field sizes.  
 a) 18 MeV  
 b) 10 MeV



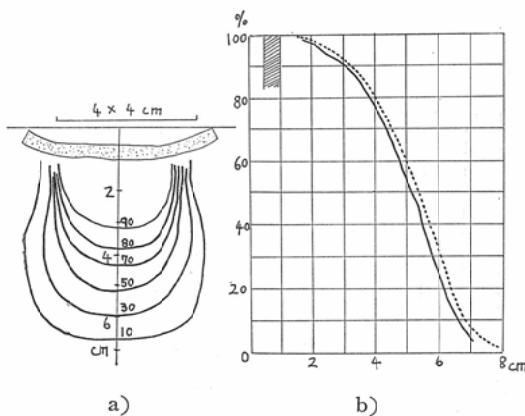
洞を含む部位に照射することが多いので、これら不均等組織の線量分布に及ぼす影響を知ることが必要である。不均等組織の影響については *in vivo, in vitro* で多くの研究がなされているが<sup>1)2)8)10)19)21)28)33)54)</sup>、著者は実際の治療を想定し、phantom を用いて線量分布を求め、この方面から骨、空洞の影響を調べた。

#### a. 骨の影響

扁平骨の影響：8×8 cm, 平均厚み 5 mm, 比重 1.6 の頭頂骨を図 7 a のごとく置き、mix-D 板にガラス桿を挿入し、これを水中に入れ線量分布を求め、図のごとき分布を得た。同一 energy, 同一照射野で得た水中での骨のない場合の線量分布と比較すると、分布の形はあまり変わらず、等線量

Fig. 7. Dose distribution for 14 MeV electrons with  $4 \times 4$  cm. field in Mix-D phantom in which a flat bone was buried.

- a) Isodose distribution
- b) Central axis attenuation curves
- with a bone
- ..... without a bone



曲線は全体にやや浅くなっている。これら2種の線量分布を中心軸減衰曲線で比較すると(図7 b), 2つの曲線はほど平行となり曲線間の間隔は約2 mmであつた。これより頭頂骨のA E T (水に対する等価吸収厚さ, Absorption Equivalent thickness) 値を推定すると約1.4となる。

照射野より小さい骨の影響: 直径15mmの上腕骨

を mix-D phantom 中に埋没し、ガラス線量計により線量分布を求めた。図8 a,b に示すとく、骨周囲ではかなりの影響が見られるが、電子線の多重散乱により骨下端から2 cm離れた所では再び均等分布となる。

下顎骨の影響: 下顎骨埋没 mix-D phantom を用いガラス線量計で分布を求めた(図9 a)。骨が扁平でないため線量分布曲線もやや歪んでいる。中心軸における減衰曲線は mix-D 中でのそれと比較するとかなり浅くなり80%域では約7 mm浅くなる(図9 b)。故に口腔内腫瘍に対する外照射に際しては、深部到達力を約5 mm浅く見ておく必要がある。

上顎洞照射における骨の影響: 上顎洞部で頭蓋骨を切り、骨海綿質部分および空洞部分を総べて mix-D で埋めた phantom を作製し、これに頬部より18MeV で照射し、ガラス線量計で線量分布を求めた。骨の形が非常に不整であるため線量分布もかなり歪んでいるが上顎洞部は70-90%域に含まれる(図10 a,b)。

#### b. 空洞の影響

ビニール円筒による基礎実験: 空洞の影響を実験的に調べるために、塩化ビニールで直径2 cm, 長さ2 cm(体積約6 cc), 直径3 cm, 長さ3 cm(体積

Fig. 8. Dose distribution for 10 MeV electrons with  $6 \times 6$  cm. field in Mix-D phantom in which a humerus was buried.

- a) Isodose distribution
- b) Central axis attenuation curves
- with a bone
- ..... without a bone

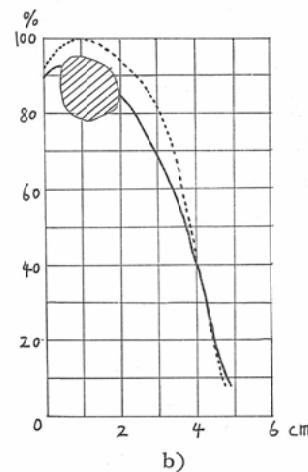
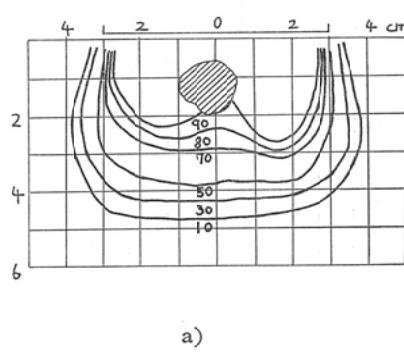
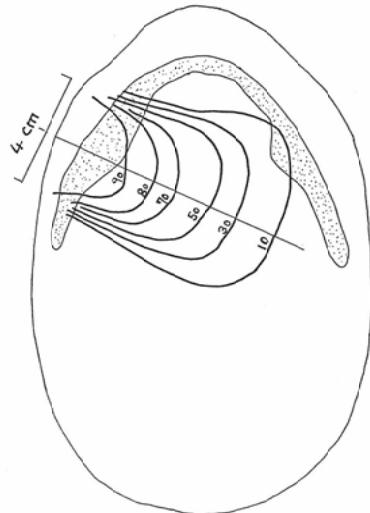
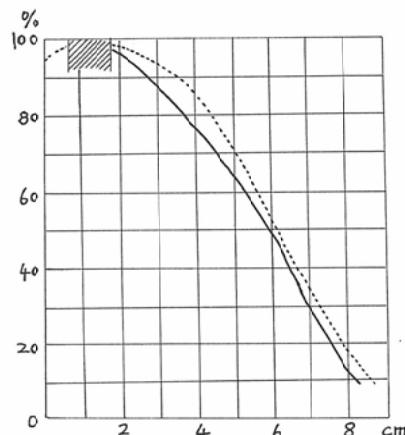


Fig. 9. Dose distribution for 18 MeV electrons with  $4 \times 4$  cm. field in Mix-D phantom in which a mandible was buried.

a) Isodose distribution    b) Central axis attenuation curves  
 —— with a bone       .... without a bone



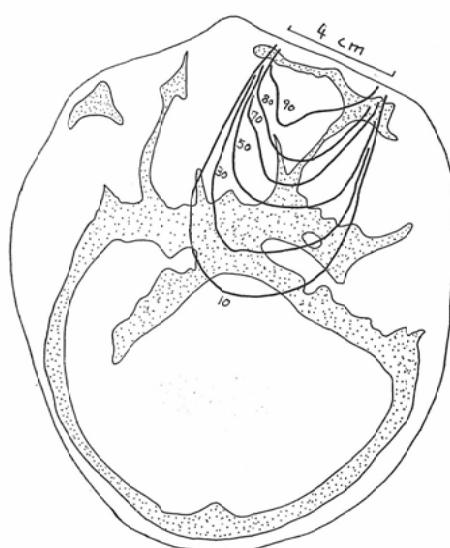
a)



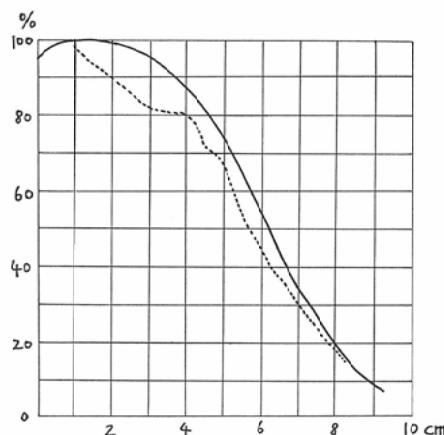
b)

Fig. 10. Dose distribution for 18 MeV electrons with  $4 \times 4$  cm. field in Mix-D phantom in which a maxillary bone and its neighboring bones were buried.

a) Isodose distribution    b) Central axis attenuation curves  
 —— with a bone       .... without a bone



a)



b)

Fig. 11. Effect of air cavity in Mix-D phantom to dose distribution.

- a) Isodose distribution for 18 MeV electrons with  $6 \times 6$  cm. field in Mix-D phantom with a 2 cm. diam. air cavity.  
 b) Isodose distribution for 18 MeV electrons with  $6 \times 6$  cm. field in Mix-D phantom with a 3 cm. diam. air cavity.  
 c) Comparison of central axis attenuation curves.  
 — with a 2 cm. diam. air cavity    - - - with a 3 cm. air cavity    ..... without an air cavity

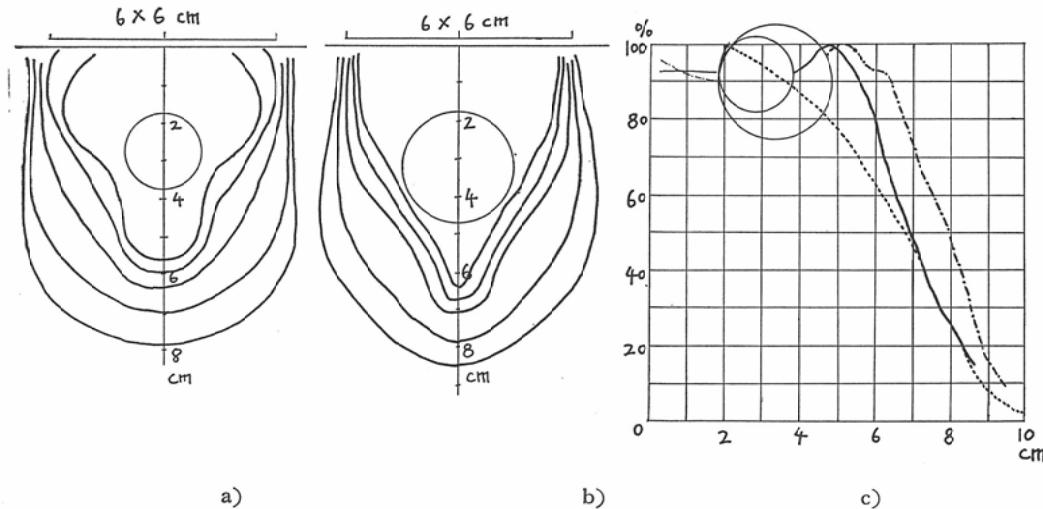
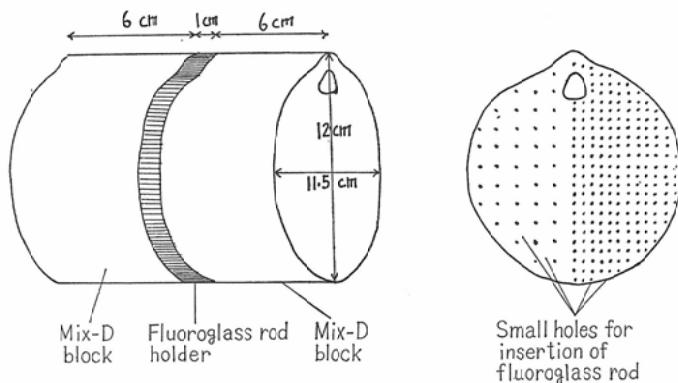


Fig. 12. Phantom of neck—material Mix-D.

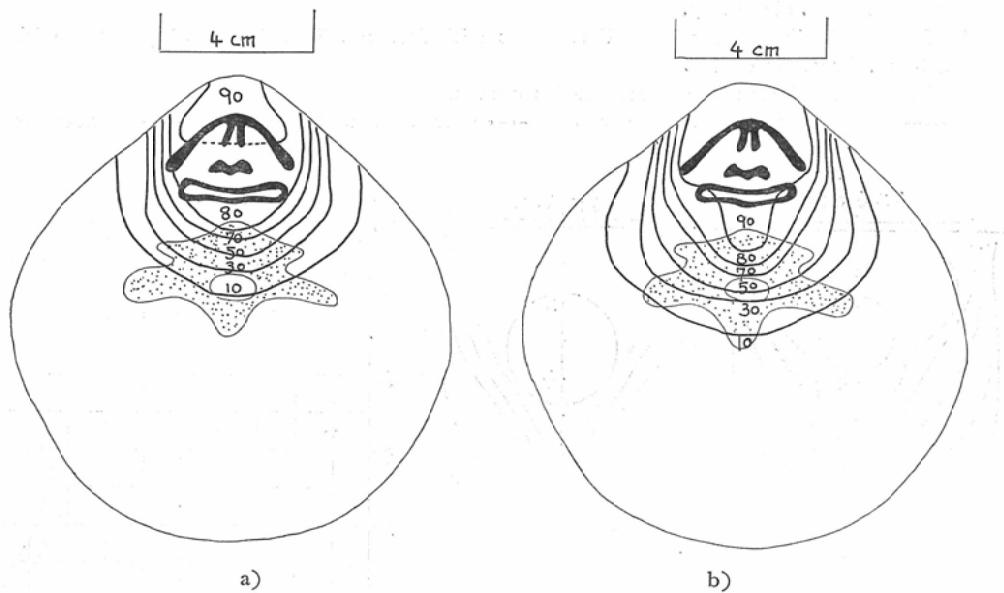


約21cc)の2種類の円筒を作りこれを水phantom内に沈め、ガラス線量計を用いて線量分布を求めた。円筒中心を水表面よりそれぞれ2.7cm, 3.2cm下方に置き何れも照射野 $6 \times 6$ cm, 18MeVで照射した(図11 a,b,c)。何れの場合も空洞の影響はかなり大きく、80%域で空気のない場合(図5)と比較するとそれぞれ1.3cm, 2.1cm深くなっている。しかし深部になると多量散乱のため空

洞の影響は少なくなり2cm直径の空洞の場合には空洞下端より3cm下方では同一線量率となる。また空洞のごく周辺部では空洞のない場合よりわずかに低い値を示した。これは散乱線不足のためかと推察される。

上頸洞の影響：上頸洞は円筒形ではないが容積から(平均容積13—14cc)上記2種類の空洞の中間程度の影響があるものと思われる。但し実際の

Fig. 13. Isodose distribution of single anterior  $6 \times 4$  cm. field.  
a) 8 MeV      b) 10 MeV



照射例では、腫瘍が空洞を狭くしている場合が多く、これほどの影響はないと考えられる。尚図10と同じ照射を上顎洞より mix-D を除いた頭蓋 phantom に行つた。得られた線量分布を上顎洞に mix-D を埋めた場合と比較したがほとんど変わなかつた。この phantom では空洞容積は約 5 cc で非常に小さく空洞の影響が明らかにあらわれなかつたものと思われる。

喉頭における空気の影響：喉頭相当の穴をあけた頸部 mix-D phantom (図12) に前方より照射しガラス線量計で線量分布を求めた (図13 a,b)。phantom にあけた穴は長径 2 cm で、これによる影響はかなり大きく、著明な線量分布の変形が認められた。8 MeV で照射した場合、90%域は不明であるが 80%，70%域はそれぞれ 1.9 cm，1.8 cm 深くなり、10 MeV で照射した場合には 90%，80%，70%域でそれぞれ 1.9 cm，1.8 cm，1.8 cm 深くなつていている。このため喉頭部への均等照射を図ると脊髄への被曝が増加する。

#### IV 諸種照射法と頭頸部への適応

##### A. Wedge-filter Technique

X線または $\gamma$ 線斜角照射においては照射中心軸

における等線量曲線は照射表面と照射軸に垂直な面とのほど中間の傾きを示す。これに対し超高圧電子線では照射中心軸における等線量曲線は照射表面とほど平行に走る。

この特性のため  $180^\circ$  以下の角度で 2 門照射をすると目的の部位における線量分布が不均等になり治療上不都合になる。また  $180^\circ$  対向照射を行なう場合にも頸部のごとく照射面が平行でない場合はやはり線量分布が不均等になる。何れの場合も適当な wedge-filter または bolus を用いることにより適正な線量分布が得られる筈である。

##### a. 基礎的実験

角度  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ , 照射野  $4 \times 4$ ,  $6 \times 6$ ,  $8 \times 8$  cm の各種 wedge-filter を mix-D で作製し、これを cone 先端にとりつけ 18 MeV, 24 MeV で mix-D phantom に照射し film 黒化法を用いて等線量分布曲線を求めた。尚 24 MeV に関する data は島津製 24 MeV betatron より得た。図 14a-c は wedge-filter の角度変化による等線量分布曲線の変化と、作図で求めた等線量曲線を点線で表わして相互に比較したものである。作図は電子線が wedge-filter の厚みに応じて垂直方

Fig. 14. Isodose distributions for 18 MeV electrons in Mix-D phantom with Mix-D wedge filters.

..... calculated isodose curves — measured isodose curves  
 a) 30° wedge filter    b) 45° wedge filter    c) 60° wedge filter

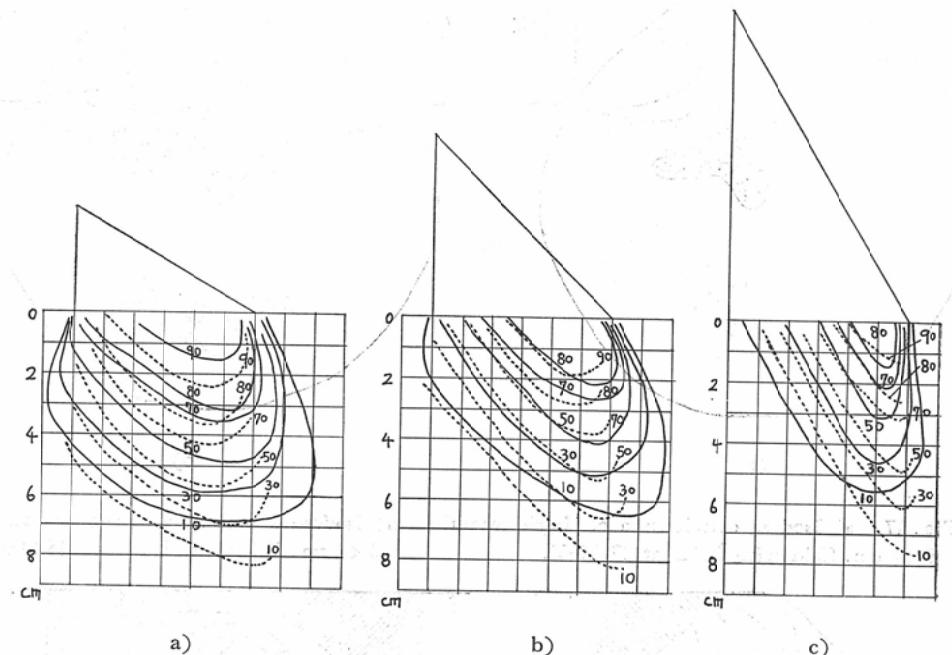


Fig. 15. Isodose distributions for 24 MeV electrons in Mix-D phantom with 45° Mix-D wedge filters.

a) Field size 4×4 cm.    b) Field size 6×6 cm.    c) Field size 8×8 cm.

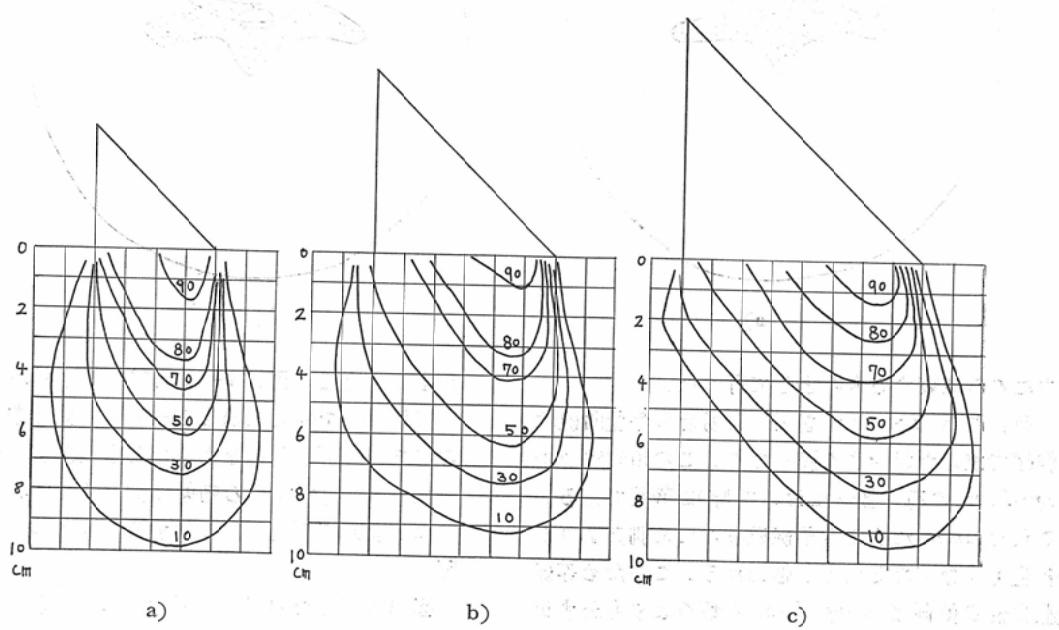
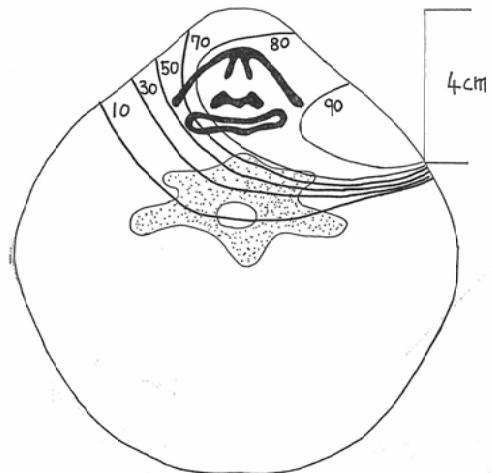
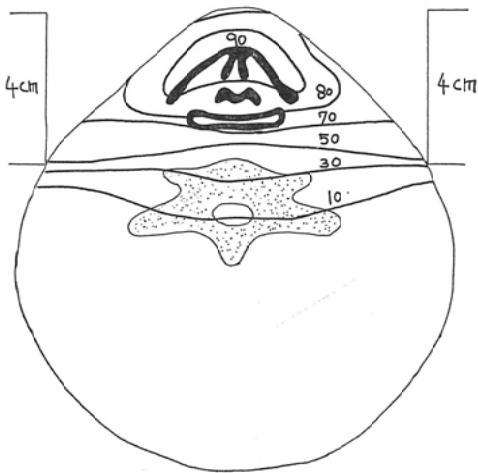


Fig. 16. a) Isodose distribution of single lateral  $6 \times 4$  cm. field at 18 MeV.



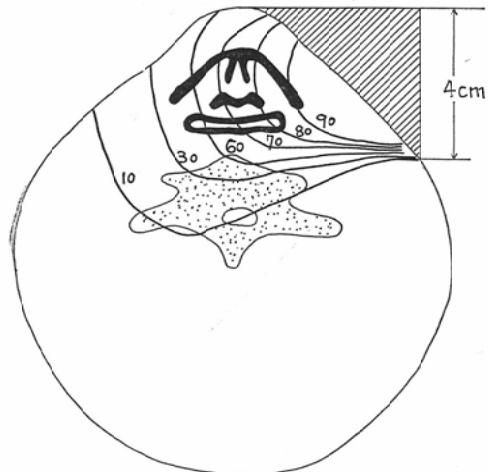
(a)

b) Isodose distribution of two opposing  $6 \times 4$  cm. fields at 18 MeV.



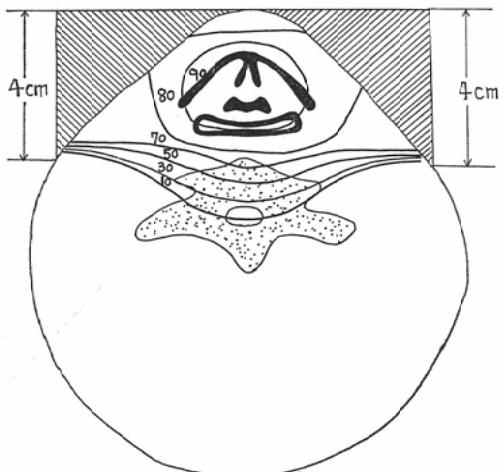
(b)

Fig. 17. a) Isodose distribution of single lateral  $6 \times 4$  cm. field with bolus at 18 MeV.



a)

b) Isodose distribution of two opposing  $6 \times 4$  cm. fields with boluses at 18 MeV.



b)

に向にのみ減衰するものとして行った。

何れの wedge-filter を用いた場合も等量曲線は作図で求めた場合より浅くなり、この傾向は wedge-filter の薄い部分において特に著明である。

これは filter による電子線吸収のため側方よりの散乱も少なくなるためと思われる。このため等線量曲線の傾斜は wedge-filter の傾斜よりもわずか

に小さくなる。図15 a-c は $45^\circ$  wedge-filter を用いて照射野を変えた場合の線量分布を比較したものであり、照射野がせまくなると直線部分が少くなり wedge-filter の効果は少なくなる。

b. 前頸部対向照射に対する wedge-filter の使用

図12に示した頸部 mix-D phantom を用い前頸

部に対する対向照射を種々の方法で行ない、ガラス線量計を用いて線量分布を求めた。

図16-19に単純照射、bolus 付照射、45° および30° wedge-filter 付照射のそれぞれにつき、1門照射および対向2門照射時の線量分布を示す。何れも前頸部側方より照射野  $4 \times 6$  cm, energy 18 MeV で照射した。単純2門対向照射(図16 b)では喉頭部における線量分布がかなり不均等となり、かつ最大線量域が前方に片寄つている。45° wedge-filter を付加した場合も喉頭部線量分布は不均等であった(図18 b)。

Fig. 18. a) Isodose distribution of single lateral  $6 \times 4$  cm. field with 45° Mix-D wedge filter at 18 MeV.

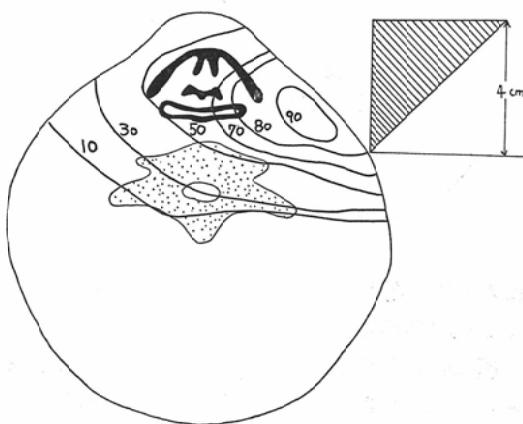


Fig. 18. b) Isodose distribution of two opposing  $6 \times 4$  cm. fields with 45° Mix-D wedge filters at 18 MeV.

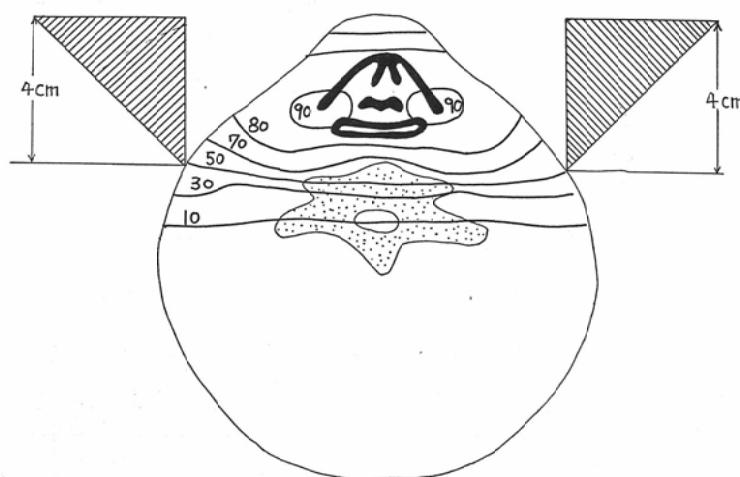


Fig. 19. a) Isodose distribution of single lateral  $6 \times 4$  cm. field with  $30^\circ$  Mix-D wedge filter at 18 MeV.

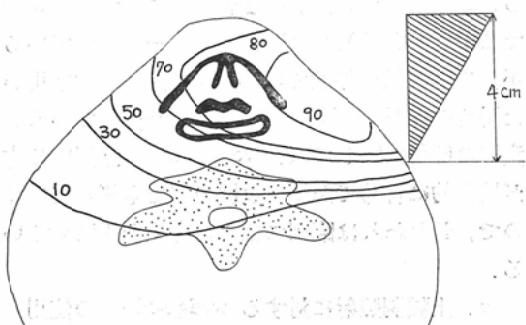


Fig. 19. b) Isodose distribution of two opposing  $6 \times 4$  cm. fields with  $30^\circ$  Mix-D wedge filters at 18 MeV.

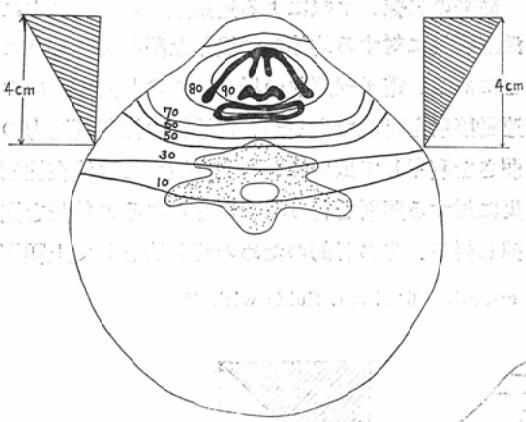


Fig. 21. Isodose distribution in planes perpendicular to the direction of moving with the cone for pendulous therapy. Geometrical field size:  $8 \times 3$  cm. Energy: 6 MeV. Distance from the cone to the irradiated surface: 16 cm and 5 cm.

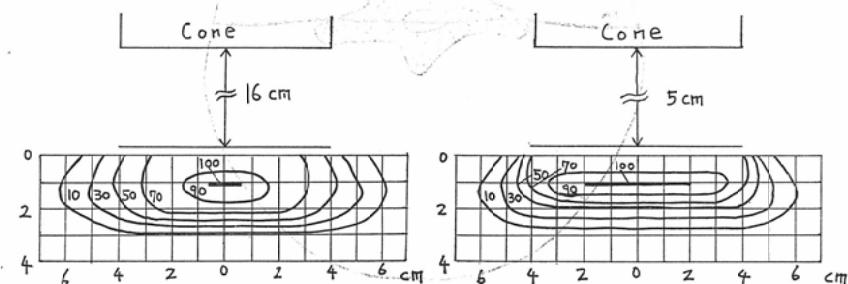
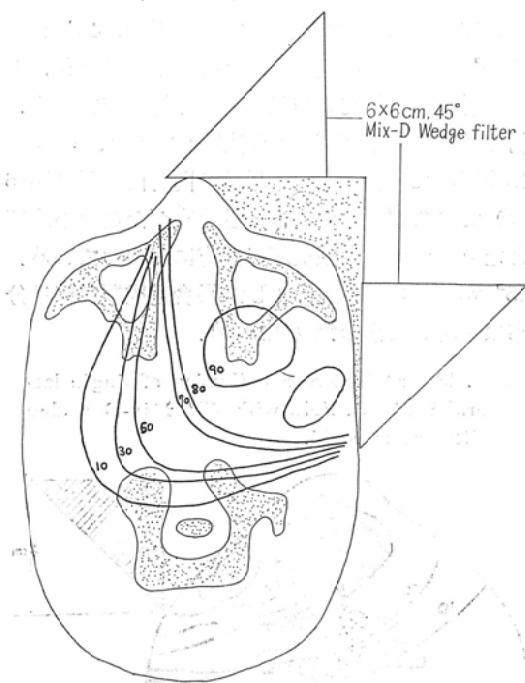


Fig. 20. Two-wedged field plan for maxillary cancer by 24 MeV electrons.



に対する運動照射、後の目的のための照射法として頸部運動照射法につき検討した。

運動照射を行なうため  $3 \times 8$  cm,  $3 \times 6$  cm,  $4 \times 6$  cm,  $6 \times 6$  cm の cone を作製した。何れも回転中心、cone 先端間距離は 16 cm となるよう設計した。運動照射を行なう場合には cone 先端と皮膚間にいくらかの間隔が必要である。そこで  $3 \times 8$  cm cone を用いて cone 先端を照射表面から離した場合の線量分布を mix-D phantom、ガラス

Fig. 22. Isodose curves of pendulous irradiation for maxillary cancer. Energy: 18 MeV. Field size: 3×6 cm. Pendulous angle: 180°. Center of pendulum: (a) 4 cm., (b) 6 cm., and (c) 8 cm. deep from the surface.

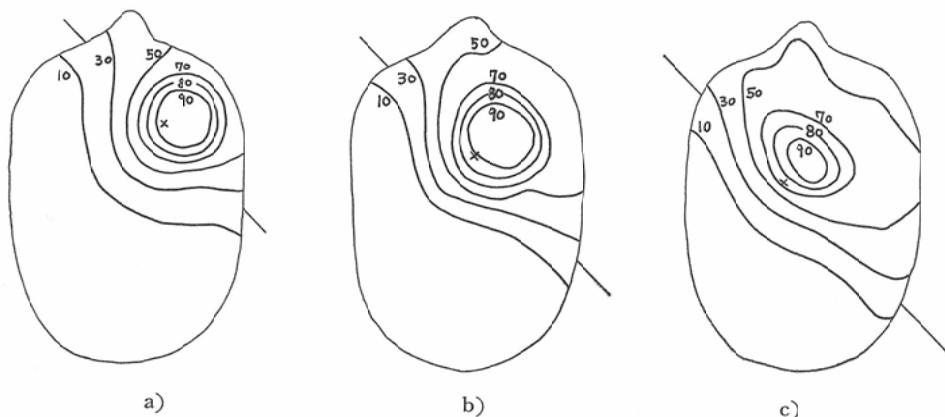
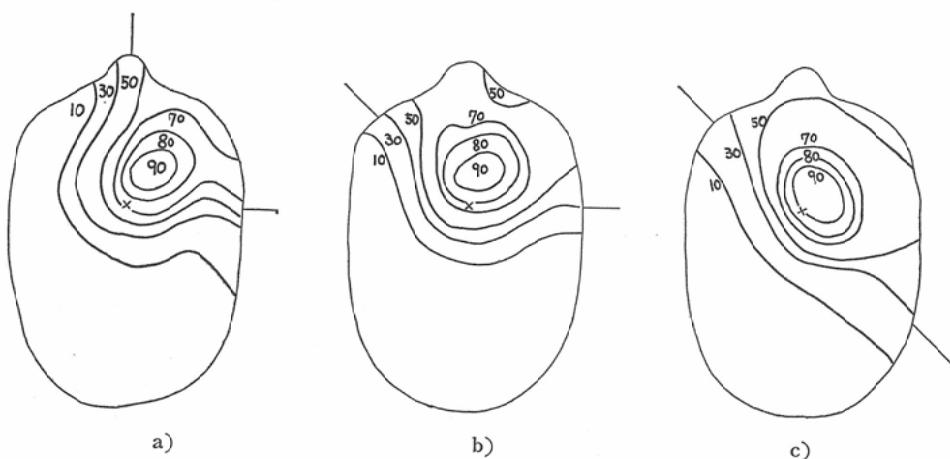


Fig. 23. Isodose curves of pendulous irradiation for maxillary cancer. Energy: 18 MeV. Field size: 3×6 cm. Center of pendulum: 7 cm. deep from the surface. Pendulous angle: (a) 90°, (b) 135°, and (c) 180°.



線量計を用いて求めた。図21aは16cm離した場合で辺縁部の線量は非常に少なくなる。図21bは間隔5cmの場合である。90%域が7cmの巾を持つので臨床的にはほど満足し得る分布と思われる。

#### a. 上顎洞に対する振子照射

頭部 mix-D phantom を用い、照射野  $3 \times 6$  cm,  $4 \times 6$  cm, 振子角度  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ , 振子中心を phantom 表面から 4, 6, 7, 8 cm とした場合の24種の等線量曲線を film 黒化法を用いて求めた(図22-24)。

これらの線量分布は  $^{60}\text{Co}$  ギ線または電子線直

角2門または対向2門照射と比較して高線量域の広さは狭く、かつ周辺部の線量も少ない。このため上顎洞およびその周辺に限局しあつ浸潤範囲が厳密に診断された腫瘍に対しては、部位、広がりに合致する様に照射野巾、振子角度、振子中心を適当に選び最適の線量分布を得ることができる。

これら振子照射において、照射条件を変えた場合の線量分布に及ぼす影響を検討した結果は下記の通りであつた。

1. 振子中心が深くなれば高線量域が深くかつ曲線が扁平となる(図22)。

Fig. 24. Isodose curves of pendulous irradiation for maxillary cancer. Energy: 18 MeV. Pendulous angle: 90. Center of pendulum: 7 cm. deep from the surface. Field size: (a) 3×6 cm., and (b) 4×6 cm.

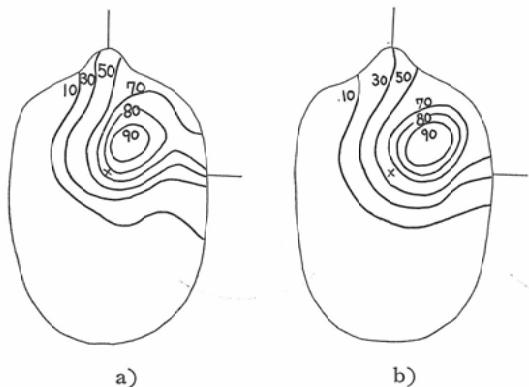
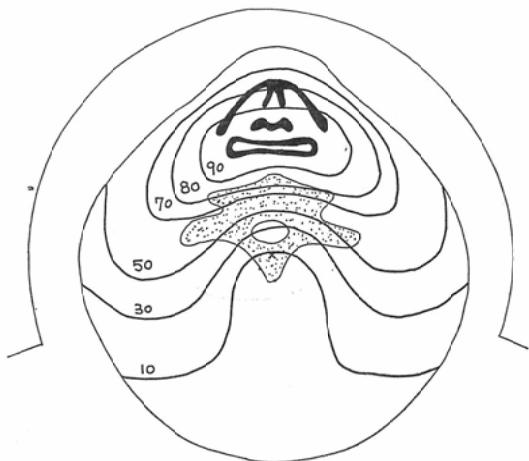


Fig. 25. Isodose distribution of pendulous irradiation in neck phantom. Energy: 10 MeV. Pendulum center: 6 cm. deep from anterior surface on median line. Pendulum angle: 220°. Field size: 8×3 cm.



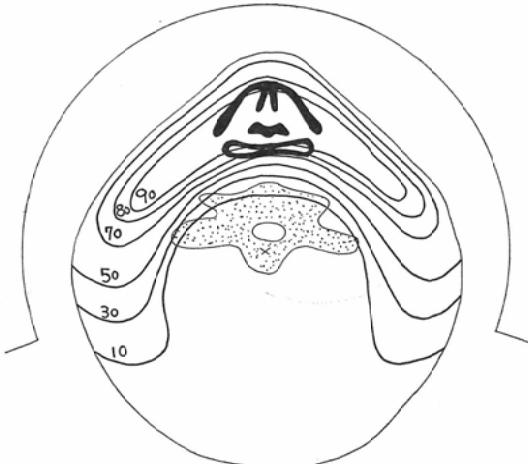
2. 振子角度が大になれば高線量域が広く深くなり、かつ曲線が扁平になる(図23)。

3. 照射野巾が広くなれば高線量域が広がる(図24)。

#### b. 前頸部振子照射

喉頭、下咽頭腫瘍に対して比較的低エネルギーで振子照射を行えば広範囲表面照射となり側頸部リンパ節に対する照射をも兼ねることが可能にな

Fig. 26. Isodose distribution of pendulous irradiation for 6 MeV electrons in neck phantom. Pendulum center: 6 cm. deep from anterior surface on median line. Field size: 8×3 cm. Pendulum angle: 220°.



る。mix-D 頸部 phantom を用い、振子中心を phantom 中心に置き、8×3 cm の照射野で 10, 6 MeV の 2 種の energy で振子照射を行つた。線量分布測定にはガラス線量計を用いた(図25, 26)。

10 MeV で照射した場合には喉頭、下咽頭部における線量分布がやや不均等であり、さらに骨髓の被曝もあるが、6 MeV で照射した場合には優れた線量分布が得られる。すなわち喉頭、下咽頭、側頸部が高線量域に含まれ、皮膚線量は比較的少なく、さらに頸髄への被曝はほとんど見られない。

つぎに回転中心を phantom 中心より 2 cm 後方に置いて同様の照射を行ない振子中心の移動による等線量分布曲線の変化を検討した(図27)。喉頭、下咽頭部の線量分布がやや不均等になるが、側頸部の有効照射域は広くなる。症例に応じて振子中心を変えるべきである。

#### C. 腔内照射法

電子線は飛程が短く、かつ線量減衰が急激である。電子線腔内照射はこの特性を最も良く生かした照射法の一つである。

腔内照射用 cone は直径 1.5 cm, 2 cm, 2.5

Fig. 27. Isodose distribution of pendulous irradiation for 6 MeV electrons. Center of pendulum: 8 cm. deep from anterior surface on median line. Pendulum angle: 220°. Field size: 8×3 cm.

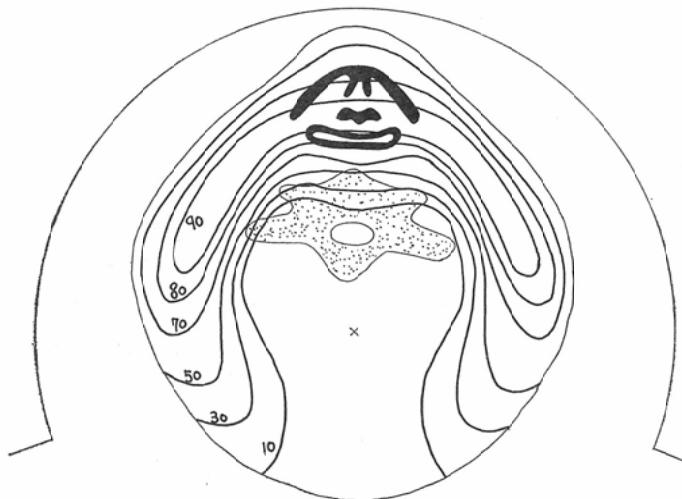
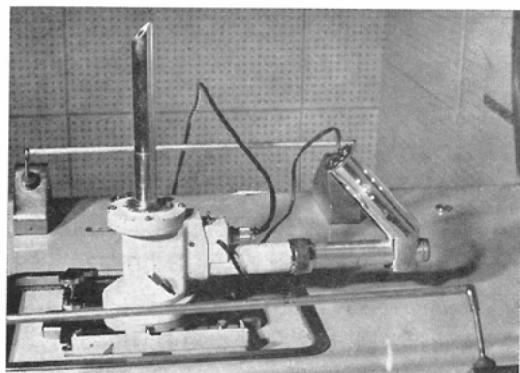


Fig. 28. Photograph of irradiation cone for intracavity method.



cm, 3 cm, 先端の角度は30°, 45°, 60°, 90°の各種である。厚さ 1.0mm の真鍮製 cone を用い、10 MeV で照射した場合の cone 壁外への漏出線

量は cone 先端中央における空中線量の約 0.7% であった。それぞれの cone を用いて 6, 8, 10 MeV で照射した場合の線量分布を求めた。測定結果の一部を図28に示す。同一 energy で照射した場合 cone 先端角度の鋭いほど、また cone 直径が短い程飛程は短くなる。各等量曲線は  $^{60}\text{Co}$  ギ線またはX線斜角照射の場合と異り照射表面にはほぼ平行に走る。これは治療上有利な点である。図28gは直角 cone を用いて斜角照射を行った場合の線量分布である。斜角 cone を用いた場合(図28f)と比較すると直角 cone を用いたとき照射面における分布がやや不均等となる。

腔内照射を行なう場合、照射ごとに病巣への位置付けを確実にすることが最も重要である。そこで図29に示すごとき側視鏡を作製し1965年以来臨

Table 2. Rate of disappearance of tmuor (primary tumor of the tongue) and irradiation methods: Number of cases whose tumors disappeared. / Number of patients treated.

Irradiation Method	T1	T2	T3	T4
External Irradiation	Cobalt 60			0/4
	Electrons		0/2	1/1
Intraoral Electron Therapy	2/2	9/11	5/6	
Ra. Implants	3/3	4/4	11/15	3/3
Combined Irradiation		1/1	1/1	1/2
Total	5/5	14/16	17/24	5/10

Fig. 29. Isodose distribution curves with the cone for body cavity irradiation use.

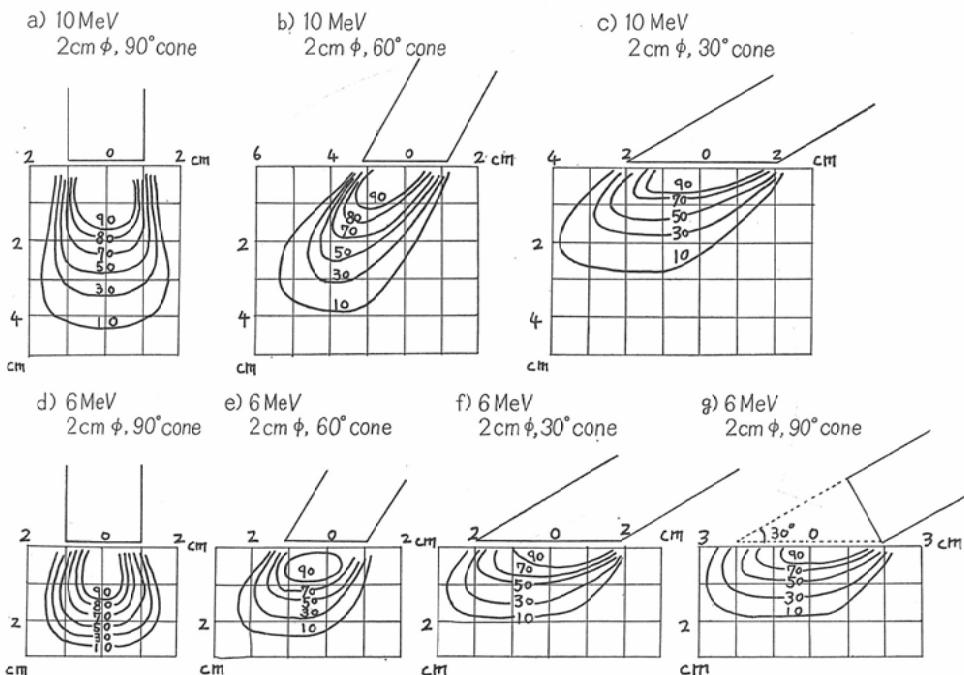
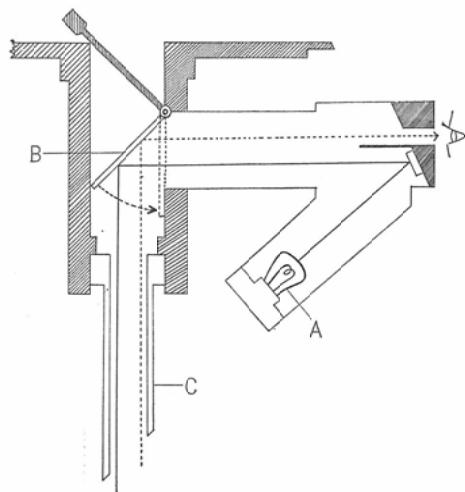


Fig. 30. Section view of irradiation cone for intracavity method.

A Lamp B Mirror C cone



床に使用している。照射部位確認の時ミラーを上げ、照射時にはミラーを落し、電子線吸収を防いで使用する(図30)。照射用coneは側視鏡より容易に取り外すことができる。

兵庫県がんセンターにおいて今までに子宮頸癌および口腔内腫瘍に対する電子線腔内照射例は35例であるが、このうち最も症例の多い舌癌について他の放射線治療と効果を比較した。腫瘍消失(治療開始より1年後に観察)および生存率を指標とした場合、表2、3に示すとくRa刺入によるのとほど同率の治療効果が得られた<sup>12)39)55)</sup>。ただこの照射法では腫瘍径が3cm以上のものおよび口腔内の解剖学的構造より照射不能の症例があり、適応がいくらか限定される。

#### V 総括考按

放射線治療効果を決定する因子は多くの中でも空間的線量分布は最も重要なものの一つである。超高压電子線治療において良い空間的線量分布すなわち、高病巣線量率、病巣内均等照射、健常部被曝の軽減の三点をできる限り満足させる分布を得る照射技術を、実際に治療を行なう立場より検討し、超高压電子線の持つ特異な物理学的特性に基いた照射法につき研究した。

超高压電子線の物理学的特性は下記のごとくで

Table 3. Survival rate and irradiation methods.(Tongue cancer)

Irradiation Method	1 Yr.	2 Yr.	3 Yr.	4 Yr.	5 Yr.
Intraoral Electron Therapy	17/19	12/16	10/13	3/3	
Ra. Implants	18/24	9/17	5/10	3/6	1/2
External Irradiation	1/7	1/5	1/3	1/3	0/2
Combined Irradiation	3/5	3/5	2/5	2/4	
Total	39/55	25/43	18/31	9/16	1/4

ある。

1. 深部到達力が比較的弱く、加速エネルギーの変更で随意に変化させ得ること。
2. 高線量域の巾がかなり広いこと、(18 MeV で80%以上の領域は約 5 cm)
3. 線量減衰が急激である事
4. 最高線量部が照射表面より下部にある事。

我々の用いている18 MeV 級の電子線では治療の適応は頭頸部および浅在性病巣、すなわち皮膚、胸壁、浅在リンパ節等に限られる。しかしこれ以上の energy の電子線では上記の物理学的特性は少なくなり、むしろ  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線の特性に近くなる。したがつて電子線の特徴を生かした照射を行なうにはこの程度の energy の電子線発生装置と  $^{60}\text{Co}$  または linac 等の  $\gamma$  線発生装置を併設し、適応を分けて照射を行なうのが良いと思われる。このような意味で主に頭頸部および浅在性病巣に対する電子線照射法を検討した。

まず問題になるのは上顎、口腔内、頸部等における骨・空洞の影響である。骨の影響に関しては in vivo および in vitro で多くの研究がなされており骨比重の相違により吸収率が異なることが発表されている。電子線の吸収は物質中の電子密度にほど比例することから、骨密度よりいくらか少ない A E T 値が得られると予想される。Haas 等は骨を骨粉にして実験を行ない<sup>19)</sup>、Breitling 等<sup>10)</sup> および Markus<sup>33)</sup> は硫黄を骨と置き換えてその影響を調べている。これらの実験結果より A E T 値を推定すると 1.6—1.8 である。また実際の骨を用いた実験では Almond 等の胸骨による実験<sup>2)</sup>、Veraguth の新鮮骨による実験<sup>54)</sup>、服部等の癌死亡患者の骨による実験<sup>21)</sup>があり、A E T 値 1.0—1.2 を得ている。一般に骨を他の物質で置き換え

た実験では骨の影響を大きく評価している。著者の頭頂骨(比重 1.6)を用いた実験では A E T 値は 1.4 であった。したがつて頭頂骨の厚さを 0.5—1.0 cm と考えると頭蓋内への照射を行なう場合約 5 mm 線量分布が浅くなるものと考えておく必要がある。

照射野より小さい骨の影響については Laughlin は骨の A E T 値より幾何学的に線量分布曲線の作図を行っているが<sup>28)</sup>、電子線は  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線と比較して散乱効果が大きく計算のみによる作図はかなり困難である。著者の上腕骨を用いた実験では骨下端より 2 cm 下部では骨の影響はほとんど見られなくなっている。Breitling 等も骨等価物質として硫黄を用いて同様の実験を行ない深部では骨の影響の少なくなることを示している<sup>10)</sup>。

空洞の影響についても同様で深部に入ると影響は少なくなる。Almond 等は直方体空洞を用いた実験で電子線 energy, field size, 空洞の位置の違いにより、その影響が複雑に変化することを示している<sup>11)</sup>。著者の行った実験では、3 cm 直径の円筒形空洞による影響は電子線飛程の終りまで残るが、深部ではかなり減少する。2 cm 直径の円筒を用いた場合には円筒下端より 3.5 cm 下部に到ると影響はほとんど見られなくなる。

上顎洞照射における骨、空洞の影響はさらに複雑で作図により正確な線量分布を求めるることはほとんど不可能である。著者の上顎骨埋没 phantom を用いて得た線量分布も不整に歪んでいる。ただ治療上問題となる高線量域のみについて見ると、80% 領域で 1 cm、70% 領域で 0.8 cm 浅くなっている。したがつて外側よりの 1 門照射を行なう場合には、深部率を 1 cm 浅く見ておけば臨床にはほど差支えないものと思われる。

口腔内照射における下頸骨の影響を調べるために著者の行つた下頸骨埋没 phantom を用いた実験では、扁桃部で約 0.5cm 分布曲線は浅くなり、下頸骨の A E T 値は約 1.5 と計算される。したがつて口腔内照射に際しては約 0.5cm のずれを見ておく必要がある。下頸骨の影響については Boone 等によるガラス線量計を用いた生体内測定がなされている<sup>8)</sup>。18 MeV で照射した場合扁桃部で mix-D 中における減衰と比較して約 10% 低い値を示し、これより下頸骨の A E T 値を求めるとき 1.65 となり著者の値とはほぼ一致する。

喉頭、下咽頭に対する X 線、<sup>60</sup>Co γ 線による照射法については、対向照射法、Wedge-filter の使用、振子照射等多くの方法が発表されている<sup>16)37)40)56)</sup>。この部分の照射に betatron 電子線を用いれば build up 特性および線量減衰が急激であるという物理学的特性のため、良好な線量分布を容易に得ることができる。頸部前面よりの一門照射では図 13 a に示すごとく、病巣部の線量分布がやや不均等になり、さらに energy を上げて病巣内均等照射を図ると図 13 b のごとく頸部への被曝を増す欠点がある。そこで両側頸部よりの対向 2 門照射を試みたが高線量域が前方に偏った。 bolus を付けて照射を行なうことにより病巣内線量分布は均等となつたが、skin sparing effect が失われたため、 bolus を 30° mix-D wedge-filter に変えることによりほぼ理想的な線量分布が得られた。これを wedge-filter を用いた <sup>60</sup>Co 対向 2 門照射による分布と比べると、病巣内均等性は共に良いが、皮膚に対する被曝が少ない点で、電子線を用いて得た分布の方が優れている。また <sup>60</sup>Co 振子照射法と比較すると病巣線量率、皮膚、骨髄に対する被曝の少ない点はともに優れているが、電子線治療の方が治療計画の容易なこと、および位置付けが容易かつ確実に行なう利点がある。

wedge-filter は bolus とともに水等価吸収体として不規則な照射面による線量分布の歪みを是正する目的で多く用いられている<sup>14)25)29)41)57)</sup>。しかし電子線照射における wedge-filter の設計については <sup>60</sup>Co γ 線におけるごとき計算による方法は電子線の多重散乱効果のため比較的困難である。

著者の実験では wedge-filter を用いた場合、散乱効果を考えない場合より一般に等線量曲線は浅く、かつ傾斜の角度はいくらかゆるくなる傾向がある。これに対する補正法についてはさらに研究の必要がある。

北畠等は偏向電磁石電流調整により<sup>50)</sup>、または scattering foil を変形させることにより<sup>40)</sup>、wedge-filter 類似の効果を得る方法を発表している。これらは操作の容易な点で優れているが、目的とする wedge-filter 効果を得ることが細工の容易な mix-D または polystyrene 製 wedge-filter に比べて困難と思われる。

喉頭、下咽頭部照射と同時に頸部リンパ節にも照射する目的で頸部電子線振子照射を行つた。6 MeV、220° 振子照射で良好な線量分布を得た。振子中心の位置を変えることにより照射領域をある程度変え得た。同様の線量分布を Rödel 等は <sup>60</sup>Co γ 線または betatron X 線による 2 門偏心振子照射により得ている<sup>42)47)</sup>。ただこの方法は特殊な装置を必要とし、また目的とする分布を得る方法が電子線に比べて複雑である。電子線照射の場合はその特性により深部率、照射範囲を比較的容易に変え得る利点がある。このような mantle irradiation は頸部とともに胸廓に対する乳癌術後照射に適している。この照射には <sup>60</sup>Co 切線振子照射、betatron X 線による偏心振子照射等が用いられるが、電子線振子照射法については Becker 等<sup>6)</sup> および Schubert 等<sup>48)</sup>によつて、等線量曲線が求められている。最近では木村等による回転速度制御付拡散振子照射法の研究もなされている<sup>22)</sup>。

電子線振子照射は mantle irradiation に最もその特徴を發揮するが、線量減衰の急激な点を利用してやや深い部分の比較的限局した病巣に対して集中的に濃厚照射を行う場合にも、この方法を用いて良好な線量分布が得られると考え、著者はこれを上頸洞照射に応用することを試みた。

上頸洞に対する照射法としては顔面両側よりの対向照射、wedge-filter 付 2 門照射が普通に用いられているが<sup>7)11)46)</sup>。健側保護の観点より wedge-filter 付直角 2 門照射または振子照射が優れてい

る。電子線による wedge-filter 付直角2門照射では病巣に対する高線量均等照射、健常部被曝の軽減の点で非常に優れた線量分布が得られるが24 MeV以上の energy を必要とする。上頸腫瘍に対して運動照射<sup>20)38)</sup>を行なうことは比較的少なく、これは上頸洞腫瘍がその発見時既に多方向への浸潤があり広範囲照射を必要とする場合が多いためである。

しかし腫瘍の浸潤範囲がX線診断または開洞検査により明らかな場合には小範囲重点照射が有利である。電子線振子照射では高線量域はせまいが腫瘍浸潤範囲が限局している場合には病巣に一致して高線量を与え得る。また周囲に対する被曝は少なく、健側眼球に対する被曝を10%以下にすることが可能である。

軟X線による腔内照射法は従来より行われており、また<sup>137</sup>Cs による transvaginal irradiation も試みられている<sup>58)</sup>。これらの装置に比べて電子線腔内照射法は高線量域がかなりの深さまであること、かつそれより深部の減衰が急激であること、等線量曲線が照射表面とほど平行に走る事等の点で優れている。また一般にX線に比べて高線量率であるので一回に大量照射が可能である。このことは腔内照射においては長時間の固定がかなり困難であることから重要な利点の一つである。梅垣等は電子線腔内照射法により、舌癌に対し1～6回で治療線量を与える治療法を試み好成績を得ている<sup>51)</sup>。著者等は口腔内腫瘍に対しては1回 500—1000R, total 8000—10000R 照射を行つていている。

腔内照射を行なう場合、確実に腫瘍部位に一致した照射を行なうことが最も重要なことの一つである。著者等はこれを容易かつ確実に行なうため腔内側視鏡を作製し1965年以来臨床に用いている。松田等もこれと異った方式の監視鏡を作製し臨床に用いている<sup>34)</sup>。藤野等の側方照射用 cone の作製<sup>17)</sup>、および村上等の腔内照射 beam を拡げる研究<sup>48)</sup>があるが、何れもアクリル、金属等による電子線の散乱を利用したもので十分の効果を上げるために非常に大線量の発生装置が必要であると思われる。

腔内照射は子宮頸癌、腫瘍、口腔内腫瘍が主な適応となるが、著者は舌癌に対して Ra 刺入法に代り得るか否かに特に興味を持ち治療成績を検討した。従来舌癌の放射線治療には Ra 刺入法が最も多く用いられ、かつ最も優れた治療法であるとされている。しかしこの方法は従業員、患者のア線被曝および患者の苦痛が大きいという不愉快な欠点がある。このことから腔内照射が Ra 刺入法に置換出来ればその臨床的意義は非常に大きい。舌癌腔内照射例と Ra 刺入例の治療効果を生存率および腫瘍消失率で比較すると、両治療法でほど同じ成績を示す。電子線腔内照射では、病巣内均等かつ高線量照射が可能でさらに周囲組織の被曝が少ないと想するとこの結果は当然と云える。したがつて電子線腔内照射は舌癌 T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> および T<sub>3</sub> 初期症例には Ra 刺入法に代えて十分使い得る治療技術と考える。

## VI 結 論

超高圧電子線の特異な物理学的特性を利用して良好な空間的線量分布を得る電子線照射技術を phantom 実験により検討した。

1. 骨、空洞の影響を phantom を用いて線量分布を求めることにより調べた。骨の影響は比較的小さく臨床上簡単な補正のみで照射し得た。

空洞の影響はかなり大きくかつ複雑で空洞に応じた phantom を作製し個々にその影響を調べる必要がある。

2. mix-D の wedge-filter を作製し、基礎的実験および臨床への応用を検討した。喉頭、下咽頭に対して 30° mix-D wedge-filter 付対向2門照射が良好な線量分布を示した。

3. 頸部振子照射により、両側頸部リンパ節を含めた喉頭、下咽頭照射が可能であつた。

4. 上頸に対する振子照射による線量分布を求め臨床への応用を検討した。

5. 腔内照射につき基礎実験を行ない、さらに側視鏡を作製して舌癌の治療に用いた。電子線腔内照射法は Ra 刺入法に換え得る優れた照射法である。

おわりに御指導、御校閲をいただいた植林和之教授、木村修治助教授、石田哲哉兵庫県がんセンター放射線

科部長に深謝します。また実験に終始御協力いただいた松宮昭氏に心からの謝意を表します。

### 文 献

- 1) Almond, P.R., Wright, A.E. and Boone, M.L.M.: High-energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity, part2: Physical models of tissue heterogeneities. Radiology 88, 1146—1153, 1957.
- 2) Almond, P.R. and Boone, M.L.M.: The effects of sternum upon the central axis depth-dose curves for high-energy electrons. Radiology 86, 148—149, 1966.
- 3) 伴和友, 沢田実: Betatron 治療 フィルム黒化法による線量分布測定法, 日医放誌, 27, 351, 1966.
- 4) Batchelor, A., Bewley, D.K., Morrison, R. and Stevenson, J.A.: Electron therapy at 8 MeV. Brit. J. Radiol. 32, 332—338, 1959.
- 5) Beattie, J.B., Tsien, K.C., Ovadia, J. and Laughlin, J.S.: Producton and properties of high energy electrons for therapy. Am. J. Roentgenol. 88, 235—250, 1962.
- 6) Becker, J. und Weitzel, G.: Neue Formen der Bewegungsbestrahlung beim 15 MeV-Betatron der Siemens-Reiniger-Werke. Strahlentherapie 101, 180—190, 1956.
- 7) Boone, M.L.M., Harle, T.S., Higholt, H. W. and Fletcher, G.H.: Malignant disease of the paranasal sinuses and nasal cavity. Am. J. Roentgenol. 102, 627—636, 1968.
- 8) Boone, M.L.M., Jardine, J.H., Wright, A.E. and Tapley, N.DuV.: High-energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity, Part 1: In vivo dosimetry. Radiology 88, 1136—1145, 1967.
- 9) Breitling, G. und Seeger, W.: Zur Filmdosimetrie schneller Elektronen. Strahlentherapie 122, 483—492, 1963.
- 10) Breitling, G. und Vogel, K.H.: Dosisverteilung bei der Bestrahlung inhomogener Medien mit schnellen Elektronen. Strahlentherapie 122, 321—340, 1963.
- 11) Bunting, J.S.: The anatomical influence in megavoltage radiotherapy of carcinoma of the maxillary antrum. Brit. J. Radiol. 38, 255—260, 1965.
- 12) Cade, S. and Lee, E.S.: Cancer of the tongue, A study based on 653 patients. Brit. J. Surg. 44, 433—446, 1957.
- 13) Carpenter, J.W., Skaggs, L.S., Lanzl, L. H. and Griem, L.M.: Radiation therapy with high-energy electrons using pencil beam. Am. J. Roentgenol. 90, 221—230, 1963.
- 14) Chu, F.C.H., Nisce, L. and Laughlin, J.S.: Treatment of breast cancer with high-energy electrons produced by 24-Mev betatron. Radiology 81, 871—879, 1963.
- 15) Dolphin, G.W., Gale, N.H. and Bradshaw, A. L.: Investigations of high energy electron beams for use in therapy Brit. J. Radiol. 32, 13—17, 1959.
- 16) Franke, H.D.: Die räumliche Dosisverteilung im Kehlkopfbereich bei Pendelbestrahlung mit Telekobalt. Strahlentherapie 126, 14—26, 1965.
- 17) 藤野守次, 村野寿昭, 越智宏暢, 光田秀雄, 伊藤敬三: 15 MeV 医用 Betatron 電子線に関する実験的研究(小照射野治療の基礎的諸問題), 日医放誌, 24, 882, 1964.
- 18) Gund, K. und Schittenheim, R.: Die physikalisch Eigenschaften der Strahlenbündel der 15-MeV-Elektronenschleuder der Siemens-Reiniger-Werke. Strahlentherapie 92, 506—531, 1953.
- 19) Haas, L.L. and Sandberg, G.H.: Modifications of depth dose curves of high energy X-ray and electron beams by interposed bone. Radiology 66, 102—104, 1956.
- 20) Hall, E.J., Dalrymple, G.V. and Perez-Tamayo, R.: A rota-wedge technic for therapy with high-energy radiation beams. Radiology 82, 502—507, 1964.
- 21) 服部浩之, 北川俊夫, 北畠隆: 高エネルギー電子線治療における骨の影響, 日医放誌, 27, 1457—1462, 1968.
- 22) 石田哲哉, 近藤健爾, 松宮昭, 木村修治, 山中勝義: 乳癌の電子線運動照射法, 日医放誌, 28, 913, 1968.
- 23) 鴨川浩, 亀井久, 牧野純夫, 前田豊: 18 MeV ベータトロンの諸特性, 応用物理, 32, 385—390, 1963.
- 24) 北畠隆, 植田俊男: 本邦における超高圧治療装置の調査, 日医放誌, 27, 275—281, 1967.
- 25) Kitagawa, T.: 10MeV betatron electron beam therapy adapted to a case of mycosis fungoides. Am. J. Roentgenol. 88, 229—234, 1964.
- 26) 小谷富造: 高エネルギー電子線線量分布のフィルム黒化法による測定—線量特性曲線作成の試み—, 日放技会誌, 20, 55—56, 1964.
- 27) 小谷富造, 丸山米三: エネルギー電子線線量分布のフィルム黒化法による測定, 日放技会誌, 21, 44—45, 1965.
- 28) Laughlin, J.S.: High energy electron treatment planning for inhomogeneities. Brit. J. Radiol. 38, 143—147, 1965.

- 29) Laughlin, J.S.: Physical aspects of high energy electron therapy. Am. J. Roentgenol. 99, 915—923, 1967.
- 30) Laughlin, J.S., Ovadia, J., Beattie, J.W., Henderson, W.J., Harvey, R.A. and Haas, L.L.: Some physical aspects of electron beam therapy. Radiology 60, 165—184, 1953.
- 31) Loevinger, R., Karzmark, C.J. and Weissbluth, M.: Radiation therapy with high-energy electrons; Part I. Physical considerations, 10 to 60 MeV. Radiology 77, 906—926, 1961.
- 32) Markus, B.: Dosisverteilungen schneller Elektronen zwischen 3 und 15 MeV und ihreB einflussung durch Herdblenden und Tubusse. Strahlentherapie 112, 322—330, 1960.
- 33) Markus, B.: Ionisationsdosimetrie und Dosisverteilungen schneller Elektronen in Knochengewebe. Strahlentherapie 113, 379—393, 1963.
- 34) 松田忠義, 沢田実: Betatron 治療 3 カ年の経験(第1報)装置の使用状況と電子線治療実技の工夫, 日医放誌, 27, 1194—1201, 1967.
- 35) 松宮昭: 融光ガラス線量計の電子線に対するエネルギー依存性の検討, 日医放誌, 24, 1275, 1964.
- 36) 松沢秀夫, 川島勝弘, 平岡武: 高エネルギー電子線の線量分布, 日医放誌, 26, 221—227, 1966,
- 37) 森田皓三: 喉頭癌の原体照射, 日医放誌, 21, 13—21, 1961.
- 38) 森田皓三, 北畠降: 上顎洞及び筛骨洞悪性腫瘍に対する打抜き照射法の研究, 日医放誌, 21, 641—645, 1961.
- 39) 森田一夫, 佐藤匡: 舌癌の治療成績, 日医放誌, 28, 1497—1505, 1969.
- 40) 奥村寛, 北村俊夫, 水谷豪利, 北畠降: 高エネルギー電子線治療における変形 Scattering foil. 日医放誌, 27, 677—681, 1967.
- 41) Perry, H., Tsien, K.C., Nickson, J.J. and Laughlin, J.S.: Treatment planning in therapeutic application of high energy electrons to head and neck cases. Am. J. Roentgenol. 88, 251—262, 1962.
- 42) Rödel, K. und Stratev, I.: Zur Dosisbestimmung bei exzentrischer Supervolt-Pendelbestrahlung wirbelsäulennaher Tumoren. Strahlentherapie 134, 205—211, 1967.
- 43) Schubert, G., Schmermund, H.J. und Oberhauser, F.: Die Betatrontherapie gynäkologischer Karzinome. Strahlentherapie 112, 4—16, 1960.
- 44) Sempert, M.: New developments in high energy electron beam therapy with the 35 MeV Brown Boveri betatron. Radiology 74, 105—106, 1960.
- 45) Spira, J., Bostein, C., Eisenberg, B. and Berdon, W.: Betatron: Electron beam 10-35 MeV. Central depth doses and isodose curves. Am. J. Roentgenol. 88, 262—268, 1962.
- 46) Stewart, J.G.: A wedge filter approach with 4 MeV radiation to the treatment of carcinomata of the alveolus and antrum. Proc. Roy. Soc. Med., London 53, 239—242, 1960.
- 47) Stratev, I. und Rödel, K.: Exzentrische Supervolt-pendeltherapie wirdesäulennaher Tumoren. Strahlentherapie 132, 362—369, 1967.
- 48) 高山一雄, 村上晃一, 吉本清一, 松山敏剛: 電子線腔内照射の基礎的研究, 日医放誌, 28, 753—754, 1968.
- 49) Tudway, R.C. and Freundlich, J.F.: The use of a cobalt-60 beam unit for the treatment of carcinoma of the larynx. Brit. J. Radiol. 33, 98—104, 1960.
- 50) 植田俊男, 水谷豪利, 奥村寛, 北畠降: 偏向電磁石電流調整による電子線等量曲線の変化. 日医放誌, 26, 1526—1530, 1967.
- 51) 梅垣洋一郎: 高エネルギー放射線治療の経験, 癌治学会誌, 1, 54—58, 1966.
- 52) v. d. Decken, C.B.: Tiefendosiskurven bei der Bestrahlung mit schnellen Elektronen in Abhängigkeit von der Energie und der Feldgrösse. Strahlentherapie 101, 204—207, 1956.
- 53) Vaeth, J.M., Nussbaum, H. and Muerk, M.L.: Transvaginal cesium 137 therapy. Am. J. Roentgenol. 99, 376—378, 1967.
- 54) Veraguth, P.: Clinical experiments with electron therapy up to 30 MeV. Brit. J. Radiol. 34, 152—159, 1961.
- 55) Windeyer, B.W.: End results and treatment of the tongue. Am. J. Roentgenol. 63, 719—726, 1957.
- 56) 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.
- 57) Zatz, L.M., von Essen, C.F. and Kaplan, H.S.: Radiation therapy with high-energy electrons. Part 2. Clinical experience, 10 to 40 Mev. Radiology 77, 928—939, 1961.