



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	https://hdl.handle.net/11094/18766
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

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

近年の超高圧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}Co γ 線または ^{137}Cs γ 線と治療適応を分けている²⁴⁾。

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な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²⁵⁾。

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. ϕ 腔内照射用

B. 線量測定法

超高圧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4mm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9mm, 長さ2cm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蛍光ガラス線量計および film 黒化法を用いた。ガラス桿は東芝製 FD-1 を使用し、測定には全て照射方向と垂直にガラス桿を配置した。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 8×8 cm
.....fluoroglass—ionization chamber

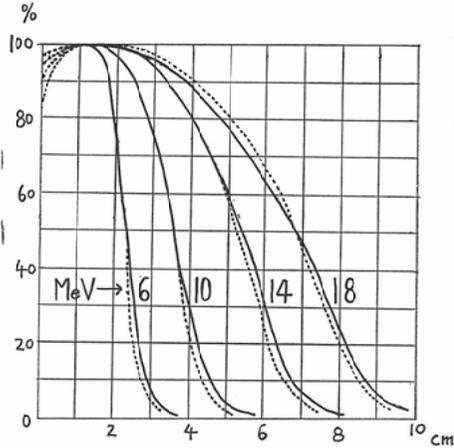
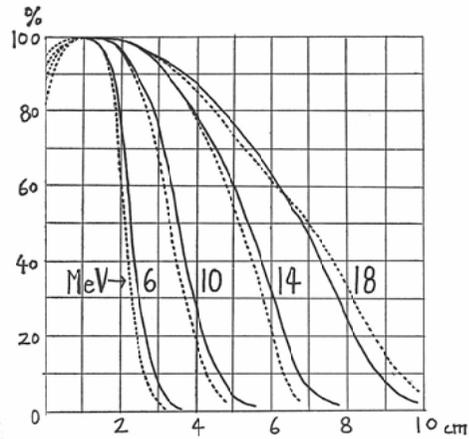


Fig. 2. Comparison of central axis attenuation curves obtained with ionization chamber and with films. Field 8×8 cm.
.....film—ionization chamber



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压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³⁾⁹⁾²⁶⁾²⁷⁾⁸⁵⁾。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中中心軸減衰曲線を基準として補正を行った。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 8×8 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 黒化法による水中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

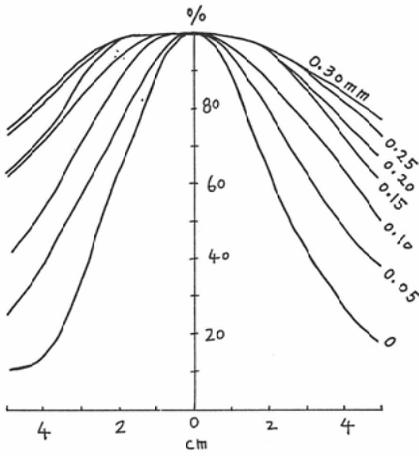
A. scattering foil および cone の影響

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, 材質によつて影響を受け

るため各装置ごとにある程度異つた線量分布を示す。

scattering foil の影響: 電子線拡散方法のうち beam を scan させる方法¹³⁾および磁気レンズ法⁴⁴⁾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⁴⁾³¹⁾。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なくなり, さらに beam の軸方向における深部率も悪くなる¹⁵⁾⁸⁰⁾。したがつて必要な均等性が得られる範囲な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, Nif, 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楕円形を示すので 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 8×8 cm に対し 0.25mmPb の scattering foil が必要である。併し同一 energy でも照射野 3 cmφ 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 MeV.

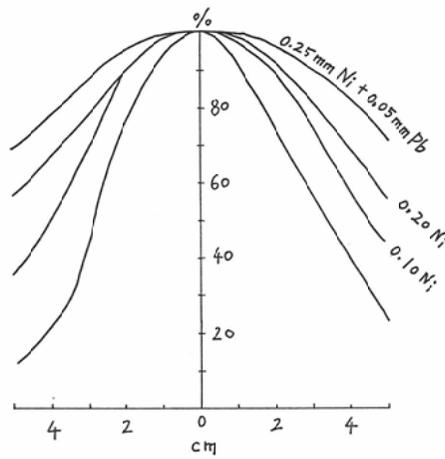


Fig. 3. c) Extension of electron beams with copper scattering foils in various thickness. Energy: 10 MeV.

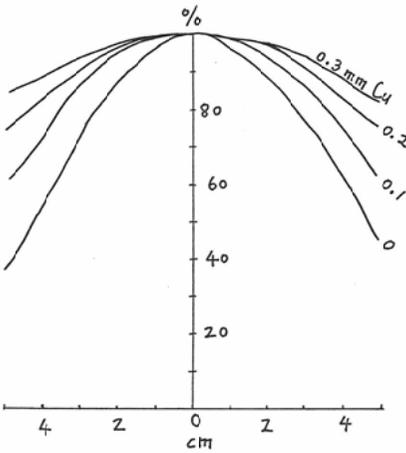


Table 1. Scattering foils for practical use.

Energy (MeV)	Field Size	
	2 cm. ϕ , 3 cm. ϕ	4 \times 4 cm. — 8 \times 8 cm.
18—15	0	0.25mmPb
14—11	0	0.25mmNi+0.05mmPb
10—8	0	0.2 mmCu
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わ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つて述べられている³⁶⁾。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 \times 8 cm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4 a)。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2 cmの深さではほとんど影響は見られない(図4 c)。

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 \times 8 cm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⁽¹³⁾³²⁾⁴⁵⁾⁵²⁾。

B. 骨, 空洞の影響

電子線治療においては上顎, 口腔内等, 骨, 空

Fig. 4. Effect of scattered electrons from the cone. Energy: 18 MeV. Field 8×8 cm.

a. in the air b. 1cm. deep from the water surface c. 2cm. deep from the water surface

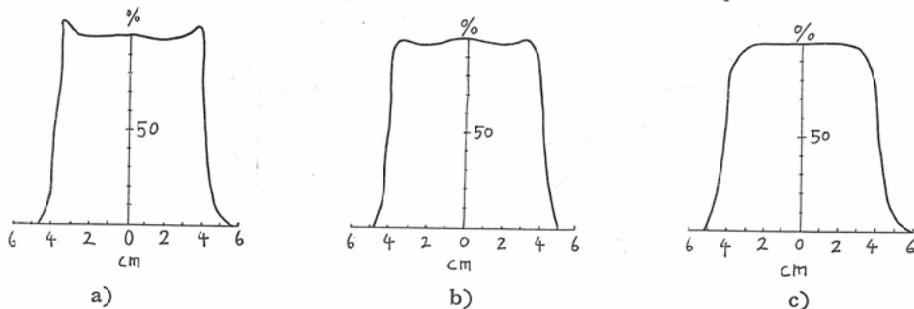
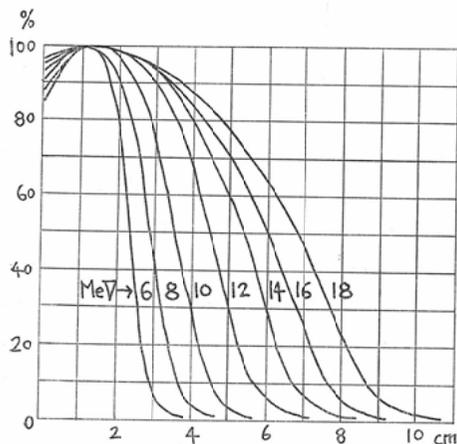


Fig. 5. Central axis attenuation curves for various energies with 8×8 cm. field.



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¹⁾²⁾⁸⁾¹⁰⁾¹⁹⁾²¹⁾²⁸⁾³³⁾⁵⁴⁾、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 板にガラス棒を挿入し、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. 6. Central axis attenuation curves with various field sizes.

a) 18 MeV

b) 10 MeV

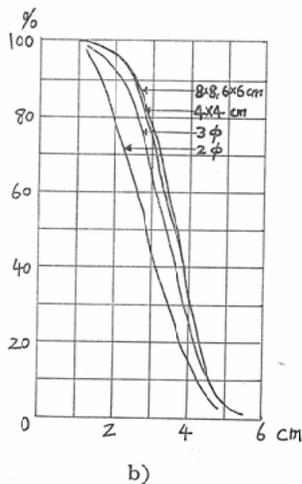
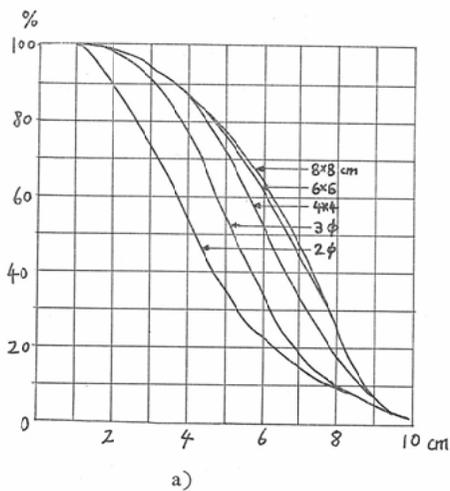
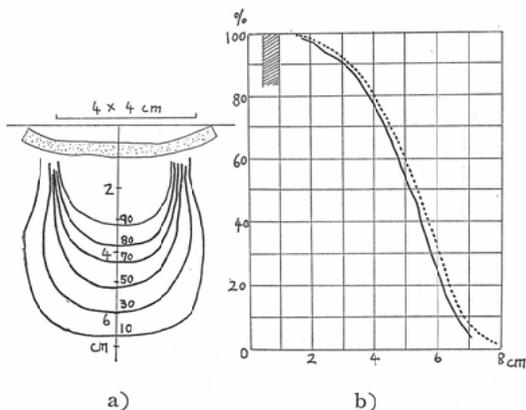


Fig. 7. Dose distribution for 14 MeV electrons with 4x4cm. field in Mix-D phantom in which a flat bone was buried.

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

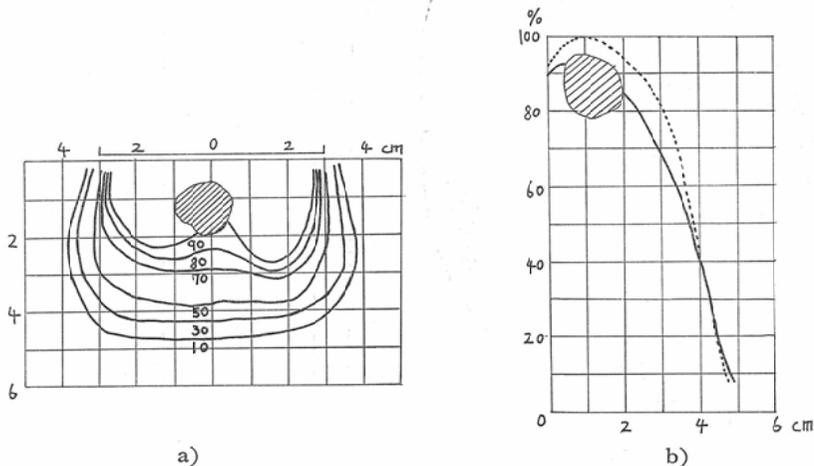


曲線は全体にやや浅くなっている。これら2種の線量分布を中心軸減衰曲線で比較すると(図7 b), 2つの曲線はほぼ平行となり曲線間の間隔は約2mmであった。これより頭頂骨のAET(水に対する等価吸収厚さ, Absorption Equivalent thickness) 値を推定すると約1.4となる。

照射野より小さい骨の影響: 直径15mmの上腕骨

Fig. 8. Dose distribution for 10 MeV electrons with 6x6 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



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 に示すごとく、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7mm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5mm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、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. 9. Dose distribution for 18 MeV electrons with 4×4 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

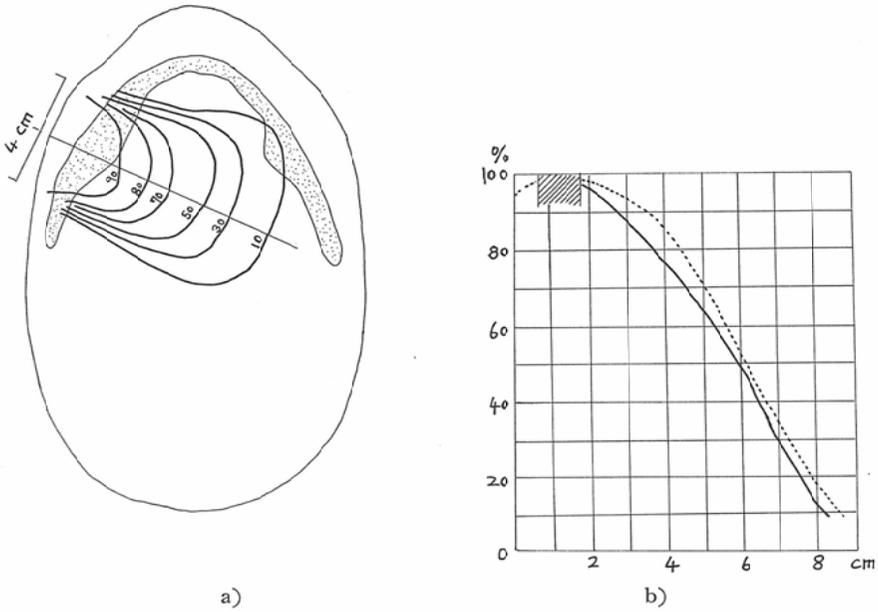


Fig. 10. Dose distribution for 18 MeV electrons with 4×4 cm. field in Mix-D phantom in which a maxillary bone and its neighboring bones were buried.

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

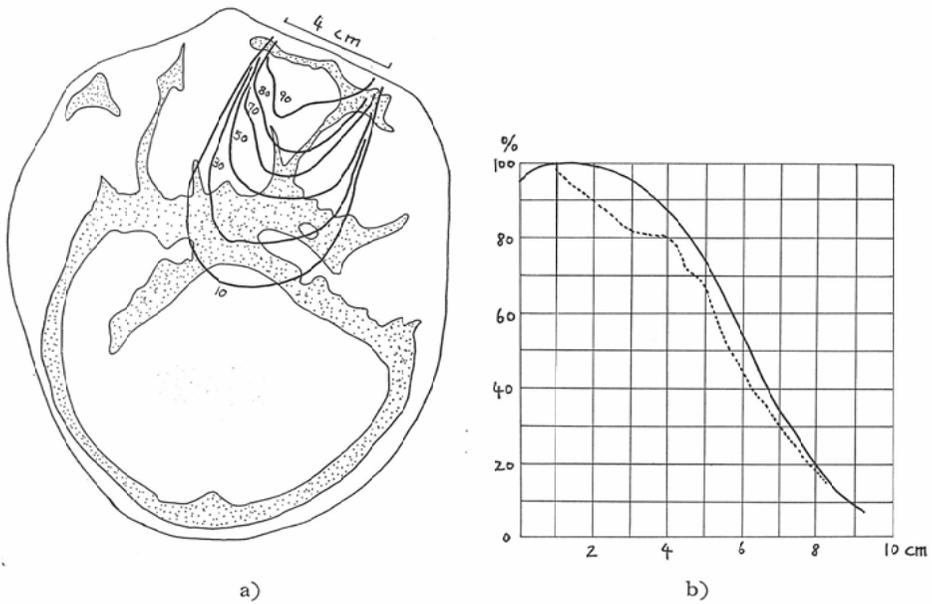


Fig. 11. Effect of air cavity in Mix-D phantom to dose distribution.

- a) Isodose distribution for 18 MeV electrons with 6×6 cm. field in Mix-D phantom with a 2 cm. diam. air cavity.
- b) Isodose distribution for 18 MeV electrons with 6×6 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

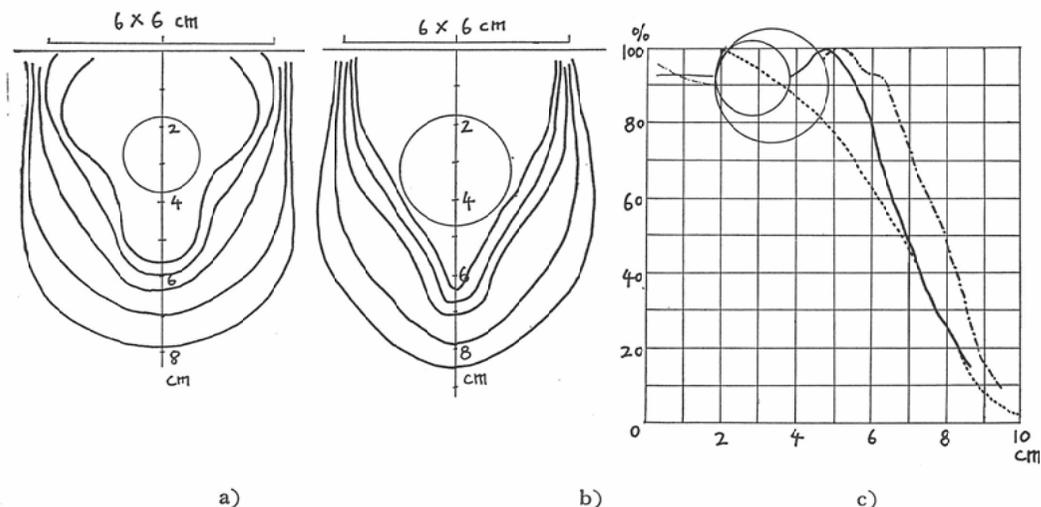
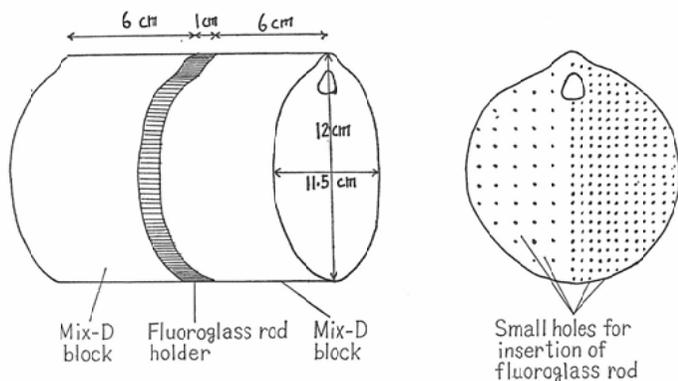


Fig. 12. Phantom of neck—material Mix-D.

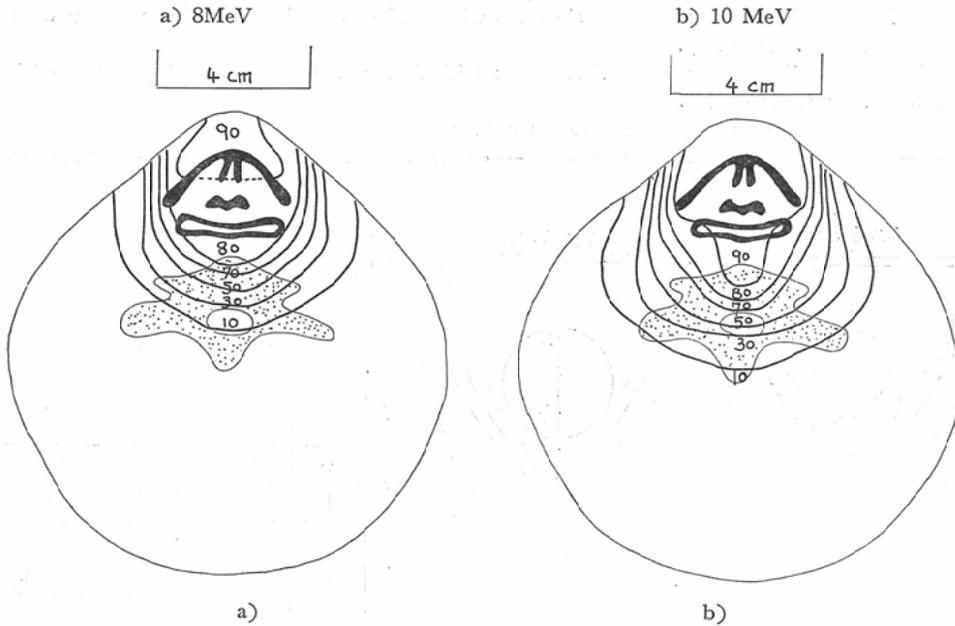


約21cc)の2種類の円筒を作りこれを水phantom内に沈め、ガラス線量計を用いて線量分布を求めた。円筒中心を水表面よりそれぞれ2.7cm, 3.2cm下方に置き何れも照射野6×6cm, 18MeVで照射した(図11 a,b,c)。何れの場合も空洞の影響はかなり大きく、80%域で空気のない場合(図5)と比較するとそれぞれ1.3cm, 2.1cm深くなっている。しかし深部になると多量散乱のため空

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。

上顎洞の影響：上顎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 6×4 cm. field..



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 に行った。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らなかつた。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 1.9cm、1.8cm 深くなり、10 MeV で照射した場合には90%、80%、70%域でそれぞれ 1.9cm、1.8cm、1.8cm 深くなっている。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 γ 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ぼ中間の傾きを示す。これに対し超高压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ぼ平行に走る。

この特性のため 180° 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° 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°、45°、60°、照射野 4×4、6×6、8×8 cmの各種 wedge-filter を mix-D で作製し、これを cone 先端にとりつけ18MeV、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 — meacured isodose curves
 a) 30° wedge filter b) 45° wedge filter c) 60° wedge filter

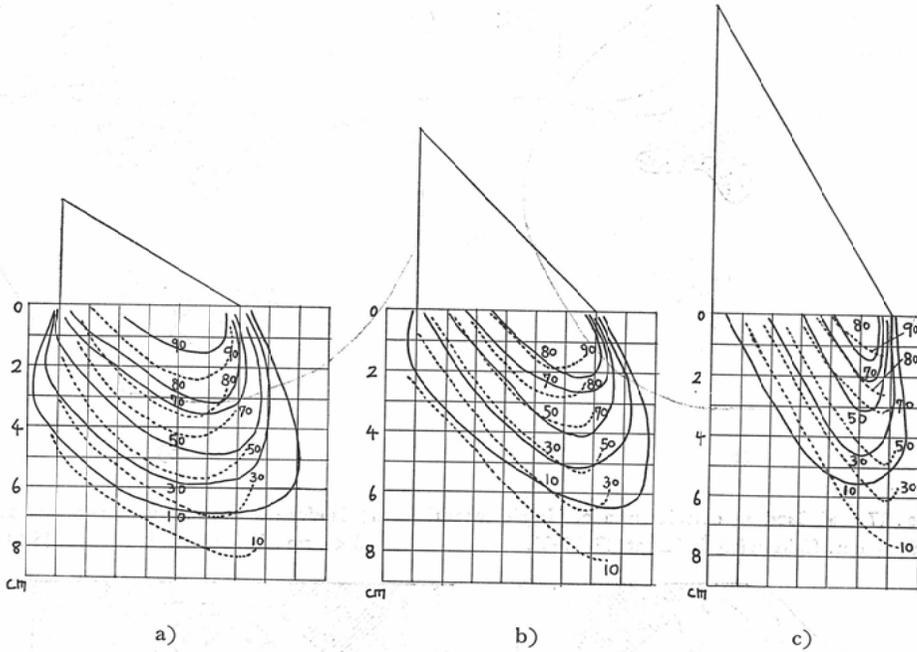


Fig. 15. Isodose distributions for 24 MeV electrons in Mix-D phantom with 45° Mix-D wedge filters.

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

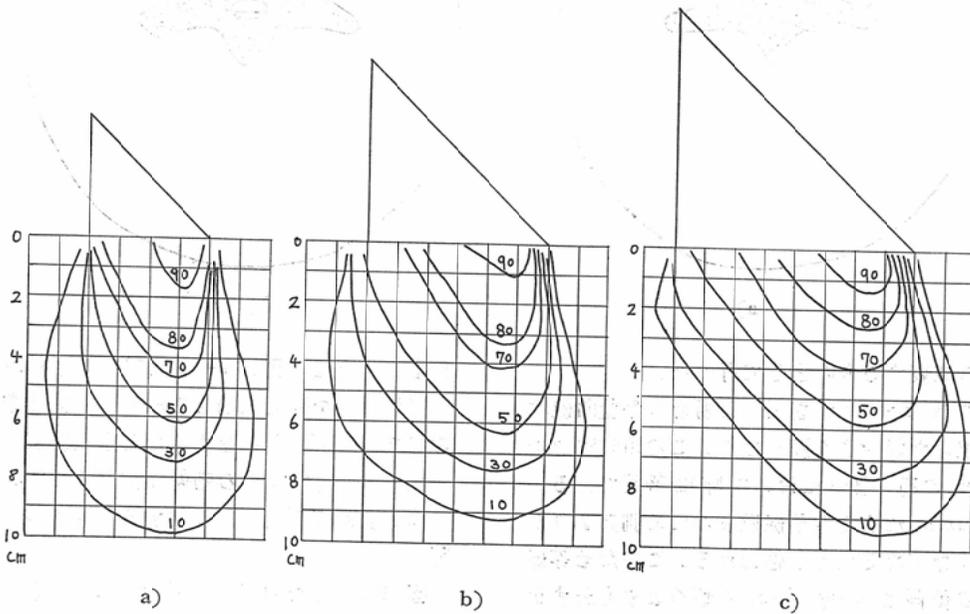
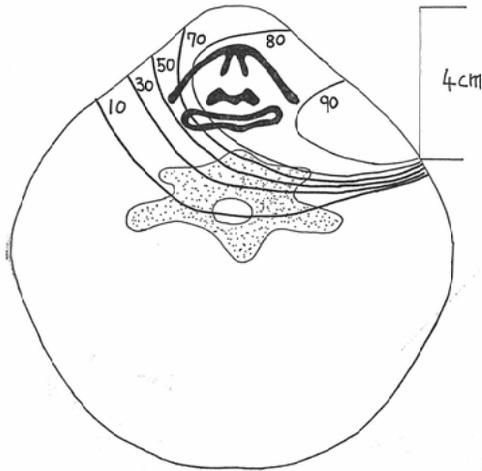
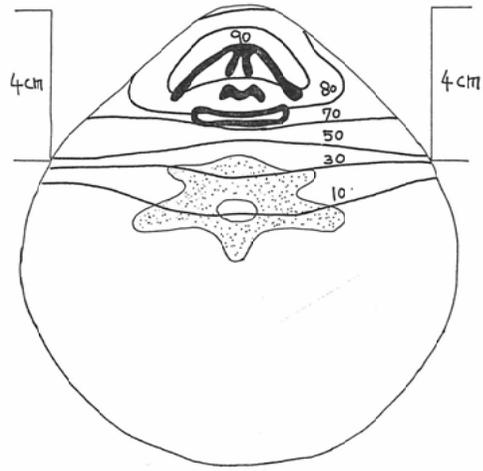


Fig. 16. a) Isodose distribution of single lateral 6×4 cm. field at 18 MeV.



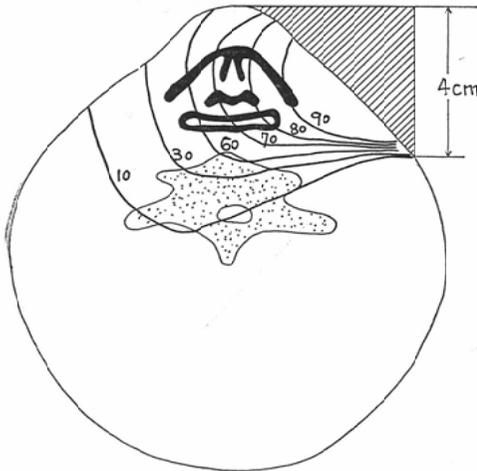
(a)

b) Isodose distribution of two opposing 6×4 cm. fields at 18 MeV.



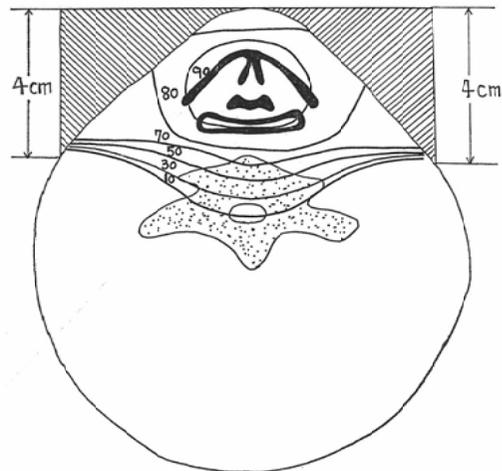
(b)

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



(a)

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



(b)

向にのみ減衰するものとして行つた。

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° 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なくなり 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 × 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っている。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 6×4 cm. field with 45° Mix-D wedge filter at 18 MeV.

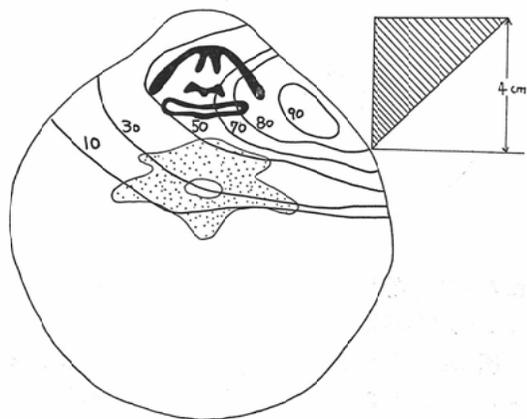
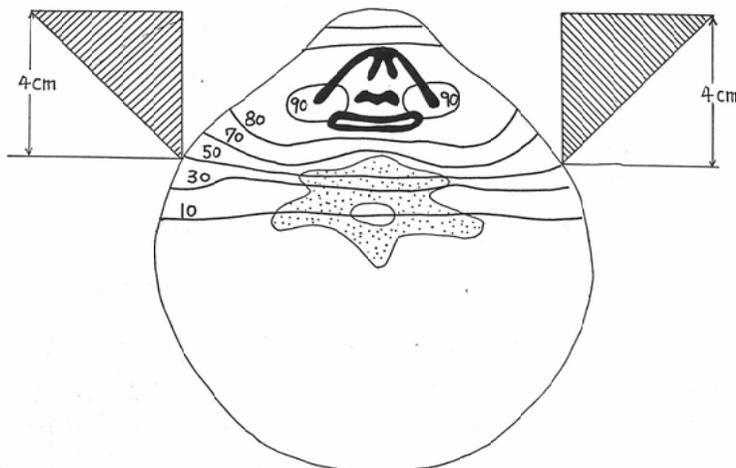


Fig. 18. b) Isodose distribution of two opposing 6×4 cm. fields with 45° Mix-D wedge filters at 18 MeV.



bolus または 30° wedge-filter を附加した場合 (図 17b, 19b) 喉頭に対する分布は理想的となる。この両者を比較すると喉頭部に対する均等性では bolus を附加した場合の方が一層優れているが, 皮膚の被曝線量では 30° wedge-filter を用いた場合の方が build up 効果により優れている。実際の照射に際しては, wedge-filter を用いる方が技術的に容易かつ再現性の点でも優れているので, われわれは臨床にはこの方法を用いている。

c. 上顎洞照射に対する wedge-filter の使用

上顎洞への 45° wedge-filter 附加直角 2 門照射を行つた場合の線量分布を作図で求めた (図 20)。上顎洞部には 80% 以上の線量がかなり均等に与えられ, かつ不必要部の線量は少なくなっている。しかしこの照射を行うためには 24 MeV 以上の電子線発生装置を必要とする。

B. 運動照射

従来の X 線, γ 線による運動照射の目的は主に深部病巣に対する均等かつ濃厚な照射を行なうことにある。電子線照射の場合, この目的のための運動照射も可能であるが, 電子線の深部到達力の弱さを利用して広い範囲の表在性または浅在性病巣に対する照射を行う場合にさらにその特長を發揮し得る。先の目的のための照射法として上顎洞

Fig. 19. a) Isodose distribution of single lateral 6×4 cm. field with 30° Mix-D wedge filter at 18 MeV.

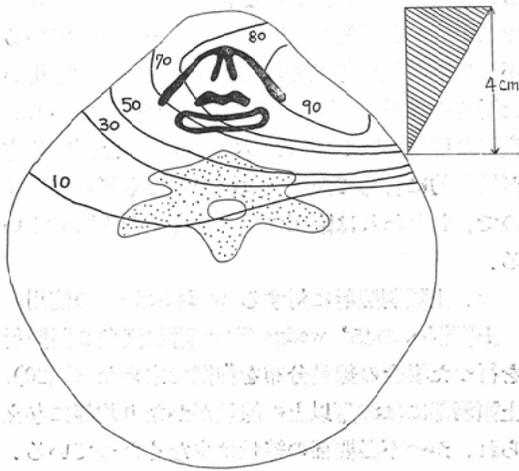


Fig. 19. b) Isodose distribution of two opposing 6×4 cm. fields with 30° Mix-D wedge filters at 18 MeV.

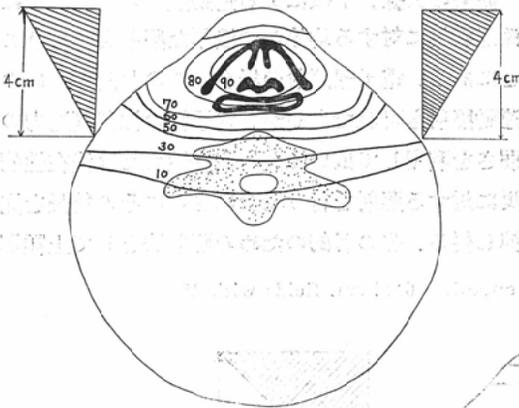
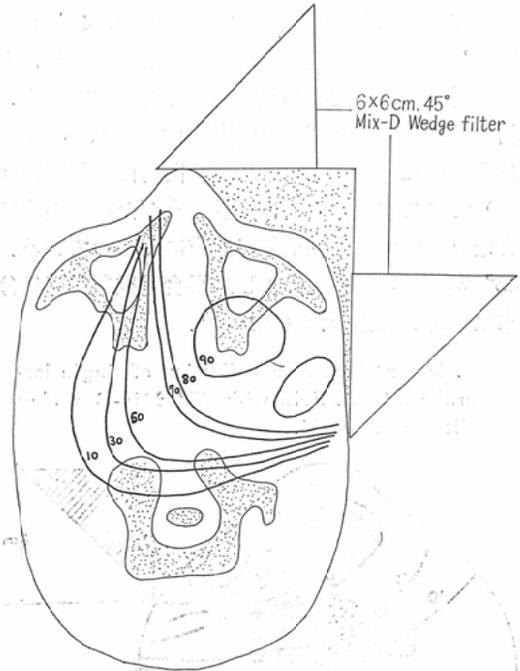


Fig. 20. Two-wedged field plan for maxillary cancer by 24 MeV electrons.



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3×8 cm，3×6 cm，4×6 cm，6×6 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3×8 cm cone を用いて cone 先端を照射表面から離れた場合の線量分布を mix-D phantom，ガラス

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

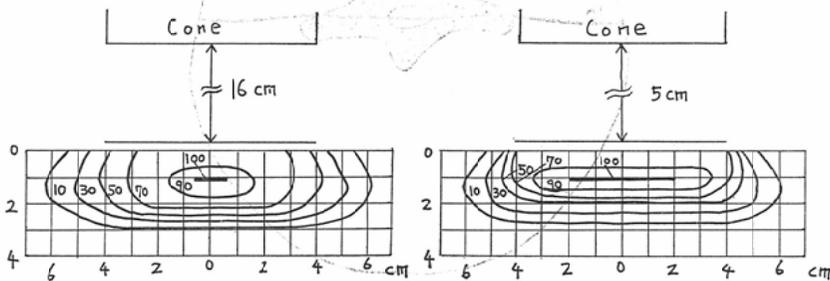


Fig. 22. Isodose curves of pendulous irradiation for maxillary cancer. Energy: 18 MeV. Field size: 3×6 cm. Pendulous angle: 180°. Center of penulum: (a) 4 cm., (b) 6 cm., and (c) 8 cm. deep from the surface.

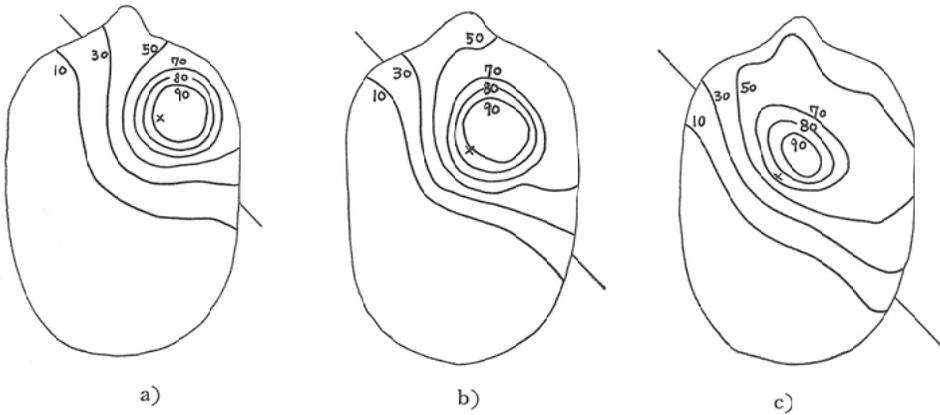
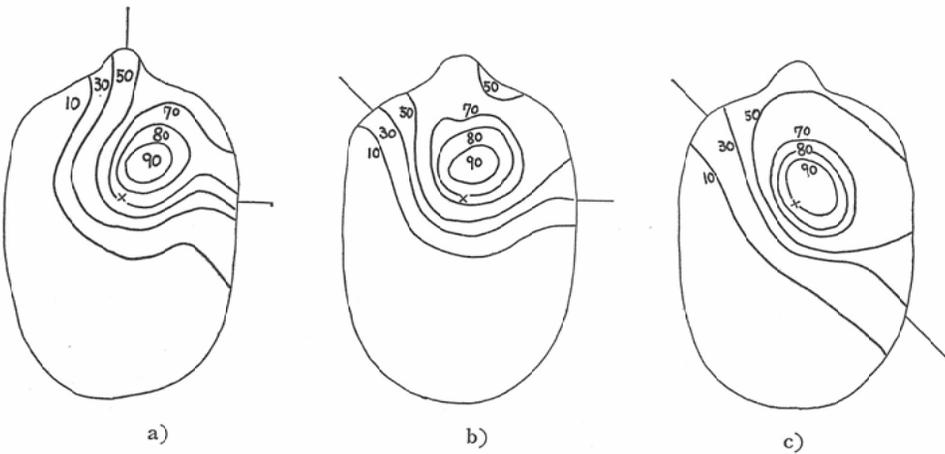


Fig. 23. Isodose curves of pendulous irradiation for maxillary cancer. Energy: 18 MeV. Field size: 3×6 cm. Center of penulum: 7 cm. deep from the surface. Pendulous angle: (a) 90°, (b) 135, and (c) 180.



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

a. 上顎洞に対する振り照射

頭部 mix-D phantom を用い、照射野 3×6 cm, 4×6 cm, 振り角度 90°, 135°, 180°, 振り中心を 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 ⁶⁰Co γ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か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、振り角度、振り中心を 適当に選び最適の線量分布を得ることができる。

これら振り照射において、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った。

1. 振り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.

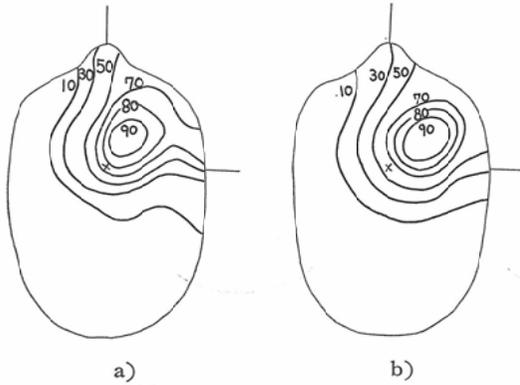
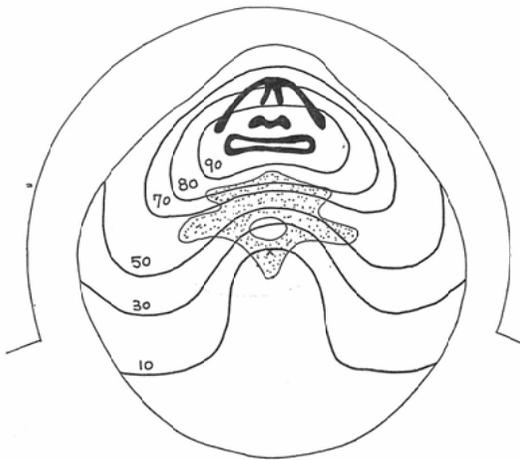


Fig. 25. Isodose distribution of pendulous irradiation in neck phantom. Energy: 10MeV. Pendulum center: 6 cm. deep from anterior surface on median line. Pendulum angle: 220°. Field size: 8×3 cm.

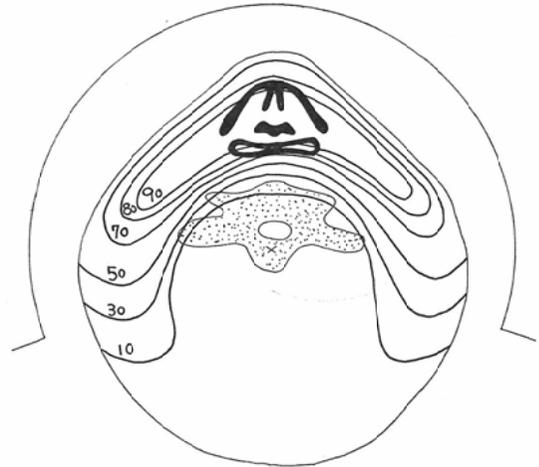


2. 振り角度が大になれば高線量域が広く深くなり、かつ曲線が扁平になる (図23).
3. 照射野巾が広くなれば高線量域が広がる (図24).

b. 前頸部振り照射

喉頭, 下咽頭腫瘍に対して比較的低エネルギーで振り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, 振り中心を phantom 中心に置き, 8×3 cmの照射野で10, 6 MAV の2種の energy で振り照射を行った. 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, さらに骨髄の被曝もあるが, 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り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がる. 症例に応じて振り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 1.5cm, 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.

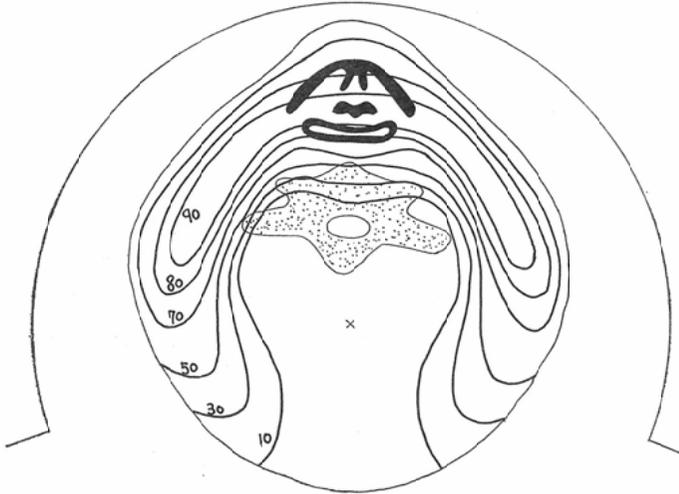
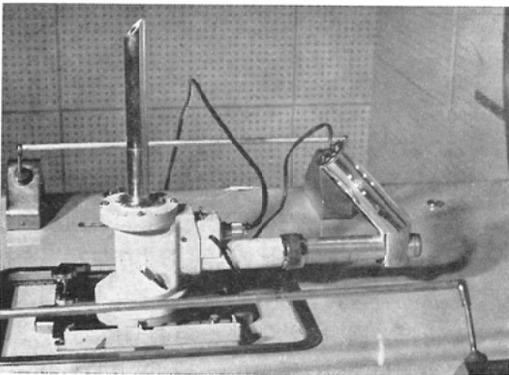


Fig. 28. Photograph of irradiation cone for intracavity method.



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 ⁶⁰Co γ線またはX線斜角照射の場合と異り照射表面にほぼ平行に走る。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 tumor (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.

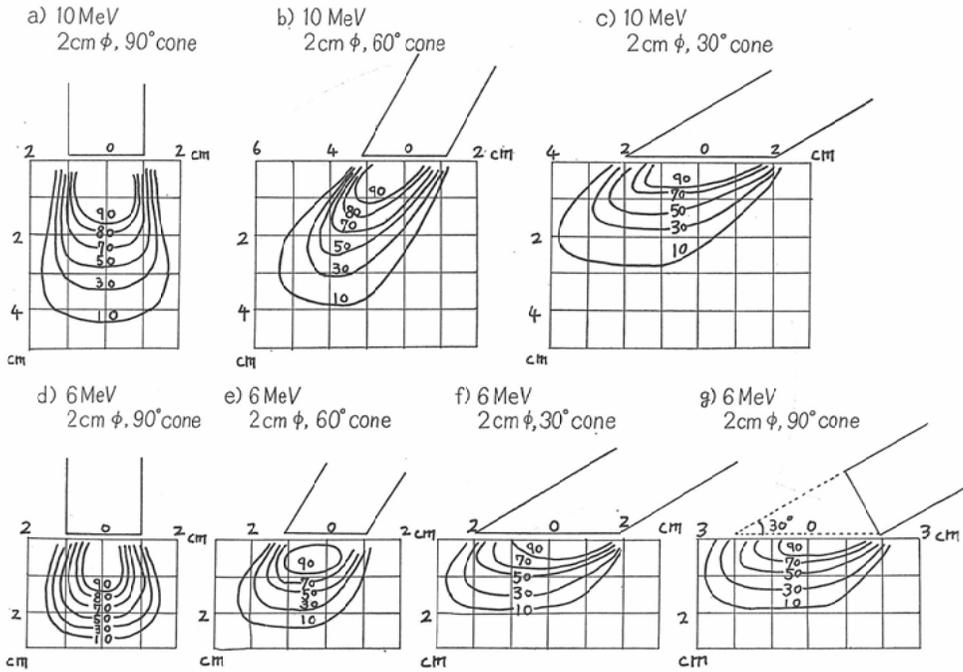
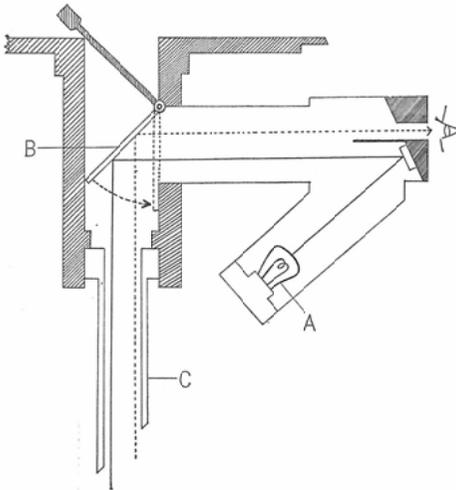


Fig. 30. Section view of irradiation cone for intracavity method.

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現在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に示すごとく Ra 刺入によるのと同率の治療効果が得られた¹²⁾⁸⁹⁾⁵⁵⁾。ただこの照射法では腫瘍径が3 cm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あるが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、健全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. 高線量域の中がかなり広いこと、(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⁶⁰Co γ線の特性に近くなる。したがっ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⁶⁰Coまたはlinac等のγ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ぼ比例することから、骨密度よりいくらか少ないAET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¹⁹⁾、Breitling等¹⁰⁾およびMarkus⁸³⁾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AET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²⁾、Veraguthの新鮮骨による実験⁵⁴⁾、服部等の癌死亡患者の骨による実験²¹⁾があり、AET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AET値は1.4であった。したがって頭頂骨の厚さを0.5—1.0cm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AET値より幾何学的に線量分布曲線の作図を行つているが²⁸⁾、電子線は⁶⁰Co γ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つている。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¹⁰⁾。

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¹⁾。著者の行つた実験では、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浅くなつている。したがって外側よりの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上にはほぼ差支えないものと思われる。

口腔内照射における下顎骨の影響を調べるため著者の行った下顎骨埋没 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、下顎骨の AET 値は約 1.5 と計算される。したがっ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。下顎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⁶⁾。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、これより下顎骨の AET 値を求めると 1.65 となり著者の値とほぼ一致する。

喉頭、下咽頭に対する X 線、⁶⁰Co 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¹⁶⁾³⁷⁾⁴⁰⁾⁵⁶⁾。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 ⁶⁰Co 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 ⁶⁰Co 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と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しない得る利点がある。

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¹⁴⁾²⁵⁾²⁹⁾⁴¹⁾⁵⁷⁾。しかし電子線照射における wedge-filter の設計については ⁶⁰Co 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。

北島等は偏向電磁石電流調整により⁵⁰⁾、または scattering foil を変形させることにより⁴⁰⁾、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った。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 ⁶⁰Co 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⁴²⁾⁴⁷⁾。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 は頸部とともに胸郭に対する乳癌術後照射に適している。この照射には ⁶⁰Co 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⁶⁾ および Schubert 等⁴³⁾ 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²²⁾。

電子線振子照射は mantle irradiation に最もその特徴を発揮するが、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、著者はこれを上顎洞照射に応用することを試みた。

上顎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⁷⁾¹¹⁾⁴⁶⁾。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，健全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。上顎腫瘍に対して運動照射²⁰⁾⁸⁸⁾を行なうことは比較的少なく，これは上顎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局限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 ¹³⁷Cs による transvaginal irradiation も試みられている⁵⁹⁾。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ぼ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⁵¹⁾。著者等は口腔内腫瘍に対しては1回500—1000R，total 8000—10000R照射を行っている。

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。松田等もこれと異つた方式の監視鏡を作製し臨床に用いている⁸⁴⁾。藤野等の側方照射用 cone の作製¹⁷⁾，および村上等の腔内照射 beam を拡げる研究⁴⁸⁾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は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，腔癌，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γ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，両治療法でほぼ同じ成績を示す。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ことより考えるとこの結果は当然と云える。したがって電子線腔内照射は舌癌 T₁，T₂ および T₃ 初期症例には Ra 刺入法に代えて十分使用し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った。

4. 上顎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橋本和之教授，木村修治助教授，石田哲哉兵庫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, part 2: 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 Jaughlin, J.S.: Production 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) Breiting, G. und Seeger, W.: Zur Film dosimetrie schneller Elektronen. *Strahlentherapie* 122, 483—492, 1963.
- 10) Breiting, 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 physikalischen 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, 北島隆: 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 ベータートロンの諸特性, *応用物理*, 32, 385—390, 1963.
- 24) 北島隆, 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 Weisbluth, 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 ihre Beeinflussung 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: 螢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, 北島隆: 上顎洞及び篩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, 北島隆: 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 wirtelsäulennaher 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 wirtelsäulennaher 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, 北島隆: 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.