〔第32回総会宿題報告〕

原体照射法の技術と応用

愛知県がんセンター放射線第2部 (部長 森田皓三)
放射線技術科

植 田 俊 男

(Code No. 41224)

APPLICATION OF CONFORMATION RADIOTHERAPY
AND ITS TECHNICAL PROBLEMS

by Toshio Ueda

Dept. of Radiation Therapy, Aichi Cancer
Center, Nagoya

Summary

In radiotherapy it is very important that the modalities of treatment must be chosen to give the maximum dose homogeneously to the malignant tumor with the minimal dose to the surrounding normal tissues.

Conformation radiotherapy has been developed as one of the reasonable techniques of the external radiation treatment. It is aimed at irradiating the deformed tumor selectively, and at reducing the unnecessary irradiation given to surrounding normal structures to a negligible extent at the same time.

In this report, the outline of the historical development of this mechanism, the results of the basic experiment and the practical problems of conformation technique in daily work were described.

Conformation radiotherapy was named by Prof. S. Takahashi in 1961, and its technique was applied to the treatment of cancer of the uterine cervix at first.

For three years after that, two cobalt units with conformation device were installed at two hospitals in Nagoya.

In 1966, the 6 MeV linear accelerator with more precise conformation mechanism was installed, and since then the application of conformation technique became easier in routine work. The routine operation of conformation mechanism begins with setting the cams made of bakelite sheet.

When the cams and the source rotate synchronously, diaphragms are set in opening-closing motion during rotation.

As the result, the high dose region proportional to the cam contours is formed at the position of the rotatory center.

The dose distributions, the dose variations on rotation axis and the method of calculating the central dose were confirmed by phantom experiments on 6 MeV X-ray, and the various types of dose distribution of irregular target-volume required for clinical purposes were measured.

High dose regions were sufficiently conformed to the expected target volume, and the deformation of the dose distributions was negligible even in homogeneous phantom (cork in mix-D phantom). Dose variation along

原体照射法の技術と応用 (植田)

the rotational axis was 5 percent at the most. As for the method of dose calculation, the calculated value agree with experimental results within the range of the experimental error.

The treatment lesions to which the conformation technique applies in our hospital, are carc. of the maxillary sinus, the esophagus and the uterine cervix. About 60% of these cases are treated with the conformation technique.

For the treatment of carc. of the maxillary sinus the selective protection of the both-sided lens was combined with field-shaping technique.

The influence of the metal absorber to the dose of rotation axis and the dose distribution were measured, and the method of correction for these problems were also investigated.

In case of carc. of the esophagus the calculated dose values on rotation axis in each transverse section were compared.

Dose variation along the rotation axis was measured by phantom experiments and an efficient method of estimation of central dose was shown.

Conformation technique modified to irradiate concaved target lesion in case of the whole pelvis irradiation was described, and was compared with the selective hollow-out technique.

It was revealed that the application of the isotime curves was simple and would be useful in estimating actual isodose curves for each expected target volume.

In the last section, the differences between two conformation systems, the mechanical problems of multi-sectional diaphragms, and the check-up method and MTBF of these mechanisms were discussed.

Being able to conform a high dose region to the deep seated lesion in human body, conformation technique seems superior to the other methods. No particular differences are recognized on the method of tumor localization, the dose estimation, the technique of set-up and so on.

As the computed tomography has been able to give an exact representation and qualification of internal structure, the conformation technique will provide more accurate radiation treatment connected with these computer system near in future.

目 次

1. 緒 言 2. 原体照射機構発展の過程 3. 原体照射の機構 4. 線量分布と中心軸線量の評価 4.1 カムの形と高線量域の関係 4.1.1 横断面の線量分布 4.1.2 縦断面の線量分布 4.2 廻転中心軸上の線量の均一性 4.3 密度が不均一なファントム中での線量分布と中心線量 4.4 中心線量の評価 5. 等時間曲線の応用 6. 原体照射適用の割合 7. 治療計画に関する技術的問題と検討 7.1 治療計画の概要 7.2 上顎の原体照射	7.2.1 治療計画 7.2.2 吸収体が線量分布に及ぼす影響 7.2.3 打抜吸収体による中心線量の減弱 7.2.4 線渠型標準化の試み 7.2.5 標準型線渠に対する線量評価 7.3 食道の原体照射 7.3.1 治療計画 7.3.2 線量評価の方法に対する検討 7.3.3 横断面の形の変化による線量評価の差 7.3.4 線量分布と中心軸上の線量 7.4 子宮全骨盤腔の原体照射 7.4.1 予定線渠の形 7.4.2 治療計画 7.4.3 凹体型線渠の形成 7.5 照射位置の再現性 7.5.1 患者の動きと照射位置の移動の程度 7.5.2 照射用固定具 8. 原体照射機構の検討

- 8.1 予定線巢形を伝達させる機構上の差
- 8.2 多分割絞り構成上の問題
- 8.3 装置の点検
- 8.4 装置の故障
9. 総括, 結語

1. 緒言

放射線治療における照射方法についての一般的な原則の第1にあげられている事柄は、病巣周辺の健常組織に与えられる線量を最小にし、病巣に均等でかつ最大の線量が与えられる様な照射術式を選ぶ事である¹¹⁾。この原則が達せられる様に種々の方法が考案開発されて来ており、現在においてもこの問題に対する報告や発表は後を絶たない。これ等の照射法は下記の三種に大別出来るのである。すなわち、

- (1) 線束の入射角度を適当に組合せる。
- (2) 線束の形を変形、制御する。
- (3) 特殊な深部率曲線をもつ放射線を利用する。

等である。多門照射法、接線照射法等は(1)に該当し、電子線域いは、それによる Pencil Scanning 法等⁹⁾や、最近報告される様になって来た高エネルギー陽子、イオン、 π^- 中間子による照射²⁰⁾は(3)に該当する。(2)には Shadowtray を使用した Mantle technique 等が該当するが、現在の原体照射法もこの項に含まれる照射技術の一つである。

本報告においては原体照射法について私共が日常取扱っている実際的な問題について述べようとするものである。

2. 原体照射機構発展の過程

原体照射法とは廻転照射法を基にして、これに可変絞り、分割絞り、吸収体を使用した打抜照射法を組合せた照射術式である。この方法では線源が廻転中に、線束が照射しようとする病巣を十分に含み、更にそれに適合する不規則な形になる様に、常に制御機構によって絞りの開閉が行なわれるため、これ迄の廻転照射法に比べて病巣以外の組織が高線量域に含まれる程度が少なくてすむ。すなわち Fig. 1 に示すように線源が廻転している間、それがどの位置にあっても、線束の辺縁が照射しようとする病巣の外面に常に接している様に照射野の幅が制御され、病巣と同じ形の高線量域を得ようとする方法である。

原体照射法なる名称は1961年高橋⁶³⁾によって称せられたのが始まりである。これ以前に同様な考え方は1958年

Fig. 1. The schematical illustration of the principle of conformation radiotherapy. (Beam width is automatically controlled to fit the tumor contour.)

梅垣⁶⁹⁾によってX線深部治療を用いて“可変絞りによる運動照射法”なる演題で日本医学放射線学会において発表されている。1960年、飯田は手製の可変絞り機構を使用して⁶⁰Co線による運動照射の基礎実験を行なっている¹⁷⁾。

この可変絞りの動力は重力とスプリングによるものであった。当時使用された可変絞りの実況をFig. 2に示す。

この機構によって楕円柱及び四角柱状の病巣の照射が試みられている。この機構は放射口に補助的にとりつけるため、照射する患者までの空隙が狭くなり、そのため操作にやや不便であったが、次の機構が開発されるまでは実際の治療にも使用され、線量分布測定の実験には充分その用を果した。

岡島⁴⁶⁾は従来の装置に装備されている絞りを線源の廻転に応じて変化させる様に電氣的回路を接続したため、線源廻転中における絞りの開閉が更に円滑となり、患者

Fig. 2. The beam shaper used at the beginning of the development of conformation mechanism. (Iida, ref. 17)

原体照射法の技術と応用 (植田)

との空隙も従来の装置の範囲となった。この様な機構で放射口に、矩形状照射野の四隅を吸収体によって遮蔽するアダプターをとりつけ、運動照射が行われる様になった。

この機構によって得られる高線量域の形は、矢状面が六角形、前後面が八角形で、横断面は位置により円形又は楕円形状の線源廻転軸に対称な形をなすものである。

高橋はこの機構によって ^{60}Co γ 線による子宮頸癌の照射に際して、原病巣及び小骨盤腔から大動脈分岐部を含む廻転楕円体の線巣を形成させ、臨床的に初めて“子宮頸癌の原体照射”を発表した⁶³⁾。この方法によって形成される高線量域を線巣と称する様になったのもこの時からである。この後数年間、原体照射法は殆んどこの機構によって行なわれ、肺癌、直腸癌、その他の病巣に対する原体照射法が発表された。この段階では線巣の形は廻転中心軸に対称形で、機構自体が従来の絞りを部分的に改造したものであった。Fig. 3に当時使用された放射口部のアダプターの実況を示す。

1963年原体照射が合理的に行なわれるように設計した ^{60}Co 廻転照射装置が開発された⁸¹⁾。絞りは多分割となり線源の廻転軸に対し非対称な形の線巣が形成出来る様になった。この装置にはあらかじめ病巣の形に近い線巣が出来る様に数種の金属製のカムが備わっており、それ等を絞り制御機構に装着するものである。すなわち既製のカム群の中から病巣の形に近いものを選び出して使用するもので、洋服を例にとると既製服を選ぶ方法と似ている。

Fig. 3. An adapter used for the conformation radiotherapy of carc. of the uterine cervix in the early stage of this technique. (Okajima, ref. 46)

1965年上記の原体照射機構が更に改善された²³⁾⁶⁸⁾。これは SAD が90 cm の ^{60}Co 遠隔照射装置 (RI-156) に装備されたもので、廻転横断写真から病巣の横断面の形を写しとり、その図形を基にしてカムを切削する装置を備えたものである。横断面の位置の順序にカムを組み合わせると、その形は病巣の形と立体的に殆んど相似形になるので、線巣の形が想定しやすくなった。この機構にも多少の難点があったが(後述)廻転軸に対し非対称な病巣の形に一層近い線巣が形成出来る様になり、原体照射法を tailored treatment として日常業務化する事を容易にした。この装置のカム切削装置及びカムを組立てた実況を Fig. 4 に示す。

以上述べた原体照射機構はすべて ^{60}Co 廻転照射装置に組込まれたものであったが、

1966年には更に改善された機構を組込んだ6 MeV 医療用リニアックが設置された²¹⁾。この機構では前述の ^{60}Co 照射装置につけられた機構よりも、カムの製作がさらに容易になった。カムの大きさは病巣横断面図と同じ寸法であるため、線巣の想定がさらに正確になり、又材料を1 mm 厚のベークライトにしたため、カム製作の繁雑さが解消すると共に制御部えのとりつけも容易となった。この厚体絞り機構は絞りの開度と線源廻転角度の監視機構を備えているため、運転中の原体照射機構の動作状態が常に把握出来るようになった。焦点がコバルト装置の線源に比べて小さいため原体照射の線量分布も一層すぐれたものが得られる様になった。現在行なってい

Fig. 4. Cam profiling machine and an example of pair of cams for conformation device. (ref. 68, 70)

Fig. 5. The beam shaper developed by Proimos (ref. 55)

る原体照射は殆んどこの機構によっており、本報告に述べる実験、測定結果はすべてこの機構を使用したものである。本機構の概要については項を改めて述べる。

尚外国に於ては本邦において可変絞り機構が発表された頃と殆んど同時期に、Proimos が可変絞りと同じ目的で彎曲した食道の形に合った線束を形成させる方法を発表した。

彼はこの時すでに多分割絞りと同じ機能をもつアダプターを使用している⁵⁵⁾。このアダプターの機構原理図を Fig. 5 に示す。1 年後に同様な考え方から子宮頸癌の照射に適合させるため楕円柱状の線束を形成させ、又頭頸部の照射に於ける眼球及び頸髄保護の目的で打抜照射を行なっている。1966 年アダプターを更に改良し放射口外側に吸収体を懸架して線源が廻転すると照射野の幅が変化する様にした⁵⁷⁾。この方法は主に子宮頸癌の廻転照射用に開発されたもので、同時に直腸、膀胱の打抜照射を併用した線量分布が報告されている。1969 年には任意の形の腫瘍の模型をアダプターに装着する機構が発表されている。Fig. 6 にその原理を示す。これらの Proimos の機構はすべて既製の照射装置に補助機構としてとりつける方法が主で、手製で安価であり発想も本邦の初期のものに劣る事は無いと考える。ただ基礎実験の後これが受けつがれ臨床的に応用された報告を見ない様である。

3. 原体照射の機構

Fig. 6. Principle of beam shaper developed by Proimos. (ref. 57)

私共の施設では、現在の 6 MeV X 線による 原体照射を行なっている。装置は医療用直線加速器 NELAC-1006 A (日本電気製)²⁴⁾ 及び LAS-M-1 (三菱重工製)⁹⁵⁾ であり、これらに装備された原体照射機構についてはすでに詳細に報告されており²¹⁾、絞りの制御機構についても殆んど差が無いので両者を含めてその概要を述べる事にする。

装置の放射口にある絞りは多分割絞りで構成され、これ等の夫々が左右独立して開閉する。これ等の絞りの開閉は 1 mm 厚のベークライト板のカムの形によって制御される。カムは患者の廻転横断写真を基にして作られており、撮影された横断面の順序に従って信号発生器にとりつけられる。Fig. 7 に 1 個のカムからの信号が多分割絞りの一つに伝わるまでの概要を示す。信号発生器にとりつけられたカムの外面にはレバーが接しており、このレバーがポテンシオメーターに連結しているため、カムの廻転中心から外面までを含む事の出来る長さは電気的な信号に変換される。この電気信号はカムと絞りを連結するサーボ機構によってカムの寸法に応じた照射野の幅になる様に絞りを開閉する。

カムの廻転は線源の廻転と同期しているため、線束の幅は線源が廻転中、常に病巣を含む最適の幅になる様制御されている事になり、病巣の形と殆んど同じ線束形が得られる。原体照射機構の動作中は多分割絞りの夫々の開き角度をポテンシオメーターによって検出しており、この信号をカムからの信号と比較する事によって、すべ

Fig. 7. Mechanism of the conformation collimation device. A cam contour proportional to the cross section of the tumor is changed in electrical signal, and the diaphragm is set in opening-closing motion according to the rotatory angles of the source.

Fig. 8. The illustration of monitoring system for the synchronous rotation of cam and source.

ての絞りがいかなる廻転角度においても正常な動作をしているかどうか監視する事が出来る。この模様を Fig. 8 に示す。図は線源の廻転角度が θ であると、カムも同じ角度だけ廻転し、カムからの信号 α, β は絞りの開き角を同じ角度にする事を示している。

この回路は装置のインターロック回路に接続され、絞りの動き、線源とカムの廻転角度に異常があれば自動的に放射線の発生が止る。

本原体照射機構によって制御可能な照射野は、SAD 100 cm において、縦方向は 3 cm を単位として 6~7 段階、幅は 0~18 cm である。Fig. 9 に制御された分割絞りの実況の例を示した。

Fig. 9. Multisectional diaphragm in the linear accelerator head.

4. 線量分布と中心軸線量の評価

原体照射を行なうに当って、線量の均等性、中心線量の評価の方法について基礎実験によって検討した結果をまず述べようと思う。これが原体照射を日常業務に行なう場合の基礎的な資料となり、応用する上に重要と考えたからである。線量分布の測定はフィルム法により、線量の測定はシーメンス Midget 線量計を使用した、ファントムは 20×30 cm の正楕円及び Hayness の長円柱で材質は Mix D-p である。

4.1 カムの形と高線量域の関係

4.1.1 横断面の線量分布: 前述の機構によって原体照射を行なう場合、カムの形が変化すると高線量域はどの様になるかを実測した。扇形、楕円形、卵形、矩形のカムによって原体照射を行ない線量分布を測定した結果、廻転中心を 100% とした等線量曲線の 90% 領域は楕円と卵形のカムによるものがよく一致する。矩形や扇形のように直線部を含む形のものでは直線部に対応する分布が外側に、ややふくらみを持った形となるこの結果を Fig. 10 に示した。図中の破線はカムの形を示し、カムの形が外側に凸で滑らかな曲線に囲まれた形である程、カムの形に殆んど一致した高線量域が得られ、直線部を含むとそれよりやや大きめの高線量域が得られる。何れにせよ予定した線量の形は高線量域に充分含まれて照射される事になる。

Fig. 11 は、これらのカムによって得られる線量写真を示した。

4.1.2 縦断面の線量分布: 原体照射では横断面のみでなく、軸方向についても分割絞りによって段階的に照射野の幅が変化するので照射野内の線量の均等性についても検討を行なった。Fig. 12 に示すような紡錘状、砂時計状、ピラミッド状の照射野によって廻転照射を行ない、廻転中心軸を含む前後面の線量分布を測定した。

Fig. 13 にその結果を示す。線量の基準点は照射野の中

Fig. 10. Dose distribution with four kinds of cam.

Fig. 11. Blackend film of transverse section with conformation technique using same cams as shown in Fig. 10.

心を100%としたものである。砂時計状の照射野を除いては、照射野の形と90%領域が殆んど一致する事が解る。砂時計状の照射野による分布では分割絞りの構成上の関係から（後述）計画した照射野の形と分割絞りによって線束が制御される形が一致しないため、照射野の両端部で分布との差が出来る。

4.2 廻転中心軸上の線量の均一性

Fig. 12に示した照射野によって、廻転照射を行なった時の廻軸中心軸上の線量の変化を Fig. 14に示す。図は各々の照射野の最大幅に相当する位置の軸上の線量を100%として整理したもので、縦軸に相対線量、横軸に測定点の位置を示したものである。照射野幅の最も狭い位置における線量がやや少いが、何れの照射野についてもその差は5%以内であった。

Fig. 12. Shape of field used to measurement of dose distribution and of central dose variation.

以上の3例は比較的規則的に階段状の変化をしたものである。更に、更に極端に照射野幅の変化した Fig. 15 に示す2種の形について廻転照射による中心軸上の線量の変化を測定してみた。この結果を Fig. 16 に示す。図は横軸に照射野の端から距離をとり、縦軸に Fig. 15 に示したa点の線量を100%とした相対線量をとったものである。パラメーターは異った照射野の幅 W_a と W_b の比をとって表わした。Fig. 15 のAの照射野では、線量の不均一は3%以下の変化で形の変化による影響は比較的少ないが、Bの形では幅の狭い位置の線量が少くなる。このような形の照射野で廻転軸上の線量の差を5%以下にするには最少幅が4cm以上でなければならない事が解る。

4.3 密度が不均一なファントム中での線量分布と中心線量

ファントムが密度の異った物質で構成されている時、不規則な形の照射野によって高線量域の形に変化があるかどうかを確かめるため、Mix D-p ファントム中に肺の形を模したコルクを埋め込んだものを使用して線量分布の測定を行なった。コルクの形は横断面がすべて同一で軸方向には変化のない様なものである。Fig. 17 に使用したファントムの実況を示す。

成書等¹¹⁾³¹⁾より肺の悪性腫瘍及び所属リンパ節領域に近い代表的な形を想定し、Fig. 18 に示す三種類の線量模型を作った。この様な線量を形成させるためのカムの形及びカムによって形成され正、側面より入射する照射野は Fig. 19, 20, 21, の上段に示す如くであり、横断面の線量分布の測定結果を夫々その下に並べて示した。線量分布は何れも均等なファントム中におけるものと同様に高線量域とカムの形の差は少ない事が解る。Fig. 19 の最下段右側に同じカムを使用してコルクのない均一なファントム中で測定した線量分布を比較のため示してある。

Fig. 13. Dose distribution on the sagittal section obtained with phantom experiment.

Fig. 14. Relative dose variation on the rotation axis in each field shown in Fig. 12.

Fig. 15. Shape of the field used for measuring dose variation made by the extreme variation of the field.

Fig. 16. Dose variation on the rotation axis in the field A and B shown in Fig. 15.

これらの結果からカムの廻転中心がその形の端に偏っていても得られる高線量域の形に殆んど変化が無い事が解る。

Fig. 17. The phantom (cork in Mix-Dp) used with the measurement of dose distribution.

Fig. 18. Models of expected target volume to investigate the dose distribution and dose variation on the rotation axis. (left to right 1, 2, 3)

次にこれらの線巢模型について廻転軸上の線量を測定したところ、何れも5%以内の差であった。Fig. 22にその結果を示す。図は横軸に線巢を形成させるカムの番号を、夫々のカムによって形成される予定線巢の容積の割合を棒グラフで、その目盛を左側の縦軸にとってある。右側の縦軸には線巢容積の割合が最も大きい位置に相当する軸上の線量を100%とした相対線量を取り、その変化を折線で示した。何れの線巢模型においても廻転中心の線量は、線巢の体積の割合の差による影響が比較的少い事が解る。

4.4 中心量の評価

原体照射法では線源の廻転と同時に照射野の形や幅が変化するので、廻転中心軸上の線量の評価は、一般の単純廻転照射の方法をそのまま適用する事が出来ない。子宮癌の原体照射における中心線量評価の方法は奥村⁴⁷⁾⁴⁸⁾によってすでに発表されている。即ち照射野をその面積Sと、その周囲の長さLの比、S/Lなる値(以後S/Lはすべてこの意味に用いる)で表わし、組織ピーク線量比(以後TPR)を計算する方法で、実測値とよく一致

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 19. Dose distribution for model 1. shown in Fig. 18.

した結果が得られている。

そこで子宮頸癌照射に用いる線巢形以外の形のものでこの方法が適用出来るかどうか確認を行なった。線巢は前述の紡錘状、砂時計状、ピラミッド状照射野の廻転体である。これらは照射野の幅に変化はあるが、線源が廻転しても、その形は変化しない比較的単純な形であ

る。夫々の照射野について S/L を求め、ファントム中の廻転中心における TPR の値を計算と実測によって求めた。

計算は廻転中心から表面までの深さを、廻転角度 15° 間隔に測定して、それに対応する TPR を夫々求めて、全廻転角度について平均をとる方法と、15° 間隔に求めた深さの平均値から TPR を求める方法の二通り行なった。Table 1 にこの結果を示す。Table 1 の計算値は第 1 欄が廻転中心から表面までの平均の深さから TPR を求めたものであり、第 2 欄は廻転角度 15° 間隔に TPR を求めてそれを平均した値である。実験値については第 1 段の紡錘状の照射野について例をとると、廻転照射によって中心の線量をファントム中で測定した線量計の読み値が 63.3R、同じ線量率で同じ時間、10×10cm の照射野で一辺 30cm の立方体ファントム中ピーク点での値が 88.63R 得られた。長円ファントムは 20 cm の短径であり、治療台から廻転中心までは 10 cm となり、この距離に対応する治療台による減弱はすでに求められている基礎資料から 0.931 である。

従って、

$$TPR = \frac{63.3}{0.931 \times 88.63} = 0.767$$

の如く求めた。他の形についても同様な方法によっている。表の結果により何れも計算値と実

験値の差は 3% 以内である。

次に Fig. 18 に示した形の線巢模型について同様に計算と測定を行なった。この線巢形では線源の廻転に従って照射野の形や線束の幅が不規則に変化するので、まずある廻転角度 θ における照射野の S/L(θ) を計算する。その廻転角度における線束入射方向のファントム中

Fig. 20. Dose distribution for model 2. shown in Fig. 18.

Fig. 21. Dose distribution for model 3. shown in Fig. 18.

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 22. Dose variation on the rotation axis for models shown in Fig. 18. (line—dose variation, bar—proportion of target volume).

Table 1. Tissue Peak Ratio at the center of rotation in Mix-Dp phantom with the fields shown in Fig. 15.

Shapes of field (S/L)	Calculation		Experiment
	$\bar{r} \rightarrow \text{TPR}$	$r_\theta \rightarrow \text{TPR}$	
Spindle (2.40)	0.740	0.744	0.767
Sand-glass (2.07)	0.730	0.738	0.723
Pyramid (2.53)	0.750	0.755	0.769

S/L: Field area/Field perimeter.

First column: approximation.

Second column: averaged TPR calculated at 15-degree intervals.

Table 2. Tissue Peak Ratio in Mix-Dp phantom for the target volume shown in Fig. 23.

types of target volume	Calculation		Experiment
	$(r_\theta, S/L_\theta) \rightarrow \text{TPR}$	$\bar{r}, S/L \rightarrow \text{TPR}$	
1	0.700	0.705	0.690
2	0.702	0.695	0.680
3	0.641	0.680	0.680

First column: averaged TPR calculated at 15-degree intervals.

Second column: TPR calculated from mean depth and mean S/L.

心から表面までの深さ $r(\theta)$ を求める. $S/L(\theta)$, $r(\theta)$ より $\text{TPR}(\theta)$ を求める. 廻転角度 15° 間隔に同様な方法を行ない, 最後に TPR の平均を求める.

この方法は現業上やや複雑であり時間がかかるので, 簡便をはかり, 臨床適応を容易にするため次の計算を行なってみた. すなわち正面及び側面の入射方向における照射野の夫々の S/L の平均と, 表面より廻転中心までの深さの平均値から TPR を求めた. Table 2 にこの結果を示す.

表の計算値第 1 欄は廻転角度毎に TPR を求め平均したもの, 第 2 欄は簡便な方法によるものである. 実験値は前述の例と同じ方法で求めた.

肺の形を模したコルク入りの同形のファントムで同じ線量模型について同様な計算と実測を行なった結果を Table 3 に示す. この場合コルクがあるための線量補正は, 実験の結果を基にコルク 1 cm 当り 1.7% 増の補正で計算を行なった. 表の計算値第 1 欄は正側照射野の S/L の平均と, 廻転中心から表面までの深さの平均 $\bar{r}$ を求め, それに対応する TPR にコルクの平均の厚み $\bar{l}$ に対応する補正値を乗じたものである. 第 2 欄は S/L を廻転角度毎に求めて平均した値 $\overline{S/L}(\theta)$ を使用し, $\bar{r}$, $\bar{l}$ は第 1 欄と同様である. 第 3 欄は廻転角度 15° 毎に $S/L(\theta)$, $r(\theta)$ に対応する $\text{TPR}(\theta)$ を求め, その角度におけるコルクの長さ $l(\theta)$ に相当する補正値 $Cl(\theta)$ によって補正を行なったものを全廻転角度について平均した値である. すなわち第 3 欄は最も細かく計算した値である. 以上の結果より, 何れも計算値と実測値は測定誤差範囲内であり, 簡便な計算方法でも充分適用出来る事が解った.

Table 3. Tissue Peak Ratio in inhomogeneous phantom (cork in Mix-Dp) for the expected target volume shown in Fig. 23.

types of target volume	Calculation			Experiment
	$S/L, \bar{r}, \bar{l}$	$S/L_\theta, \bar{r}, \bar{l}$	$r_\theta, S/L_\theta, l_\theta$	
1	0.758	0.756	0.752	0.756
2	0.750	0.755	0.757	0.743
3	0.730	0.694	0.687	0.697

First column: calculated from mean depth $\bar{r}$, mean S/L of AP and lateral view of the field, and mean thickness of the cork $\bar{l}$.

Second column: calculated from mean depth $\bar{r}$, mean S/L of 15-degree intervals portals and mean thickness of cork $\bar{l}$.

Third column: averaged TPR calculated at 15-degree intervals.

5. 等時間曲線の応用

原体照射法は線源の廻転にともなって照射野の形が複雑に変化するので、その線量分布を求めるには従来の矩形照射野による運動照射の分布の計算方法より一層複雑となり容易な事ではない。原体照射法が tailored treatment を目指している以上、病巣の形に応じてカムの形には夫々変化があり、その度毎に実測を行なうのも時間がかかり実際的ではない。

Fig. 23. The diagram of the geometrical analysis of the irradiation time in conformation technique.

等時間曲線は照射の時間的分布曲線であり⁵⁸⁾、これを原体照射の線量分布の評価に応用すれば、比較的簡単で実用的である。原体照射の機構に等時間曲線の考へ方をあてはめると、Fig. 23 に示す如くなる。図に於いて、点Oを線源の廻転中心とし、実線で示す形の横断面をもつ病巣を照射する場合、点pが照射される時間 T_p は、線源が等速で一廻転する時間を T とすれば、

$$T_p = T \times \frac{\alpha + \beta}{360} = \frac{T \cdot \theta}{180}$$

である。

病巣形は常に線束内に含まれる機構になっているためこの部分が照射される時間を 100% とすれば、90%の等時間曲線は

$$\theta = 180^\circ \times \frac{90}{100} = 162^\circ$$

なる点を、連続的に求めて結ぶ事により画く事が出来る。以下同様にして θ を変化させる事により、任意の割合の等時間曲線が得られる。

等時間曲線は、被照射体内の放射線の吸収、散乱は考慮されていないから、実際の線量分布とは異なる筈であり線源が大きければ細かい部分の比較も困難であろうが、

6 MeV X線によって得た線量分布と等時間曲線を比較したところ、比較的良好な結果が得られた⁷¹⁾。Fig. 24 にその一例を示す。図の太い実線が予定の線束即ちカムの形を表わし、等時間曲線を実線で、破線はファントム中で実際に測定した等線量曲線を示す。等線量曲線は廻転中心の線量を 100% として整理してある。X線のエネルギーが更に高くなれば、吸収の差が少くなるので等時間曲線と等線量曲線は一層近くなる事が考えられる。等時間曲線はカムの形が決れば定規を使って簡単に画く事が出来、日常業務において線量分布を近似的に評価する事が出来るので充分利用価値がある⁹³⁾。後述の子宮全骨盤腔を原体二軸振り照射法で行なう場合、カムの形を決めるのに等時間曲線を応用する事が出来た。計画したカムの形から等時間曲線を描く実況を Fig. 25 に示した。

Fig. 24. Comparison between isodose curves and isotime curves. At high dose region, isodose curves agree well with isotime curves.

Fig. 25. Isotime curve is easily drawn with simple ruler.

原体照射法の技術と応用 (植田)

6. 原体照射法適用の割合

私共の施設には放射線治療装置として、コバルト遠隔照射装置が2台、リニアックが2台、ベータートロン1台が稼動しており、現在原体照射はリニアック2台によって行なわれている。これらの装置によって1973年10月より1975年11月までに放射線治療を受けた患者の数を、照射を受けた機種毎に分類しその割合を求めると、コバルト遠隔照射装置によるものは総数の23%，ベータートロンについては6.7%，リニアックによるもの69.6%であった。原体照射が適用されたものは総数の22.5%になる。これらの割合を面積比で示したものを Fig. 26 に示す。

リニアックによって治療を受けた数について照射部位別に分類し、夫々の部位に対する原体照射の適用率を調べると食道部が57.7%，上顎部89.6%，子宮全骨盤腔では92.4%であった。他の部位については非常に少い。

Fig. 26. The proportion of conformation technique (stained area) to the whole irradiation cases.

7. 治療計画に関する技術的問題と検討

線量分布、線量評価等の治療計画に関係する基礎的な問題についてはすでに4. に於いて述べたので本項においては日常業務で行なっている治療計画の方法について照射部位毎に述べ、それらについて検討を加えようと思う。

なお単純廻転照射と共通する事項については除外する。

7.1 治療計画の概要

原体照射を行なうまでには、照射しようとする腫瘍の形や位置を立体的に把握し、計画した線量形が治療の時再現され、病巣と一致しているかどうかの確認を必要がある。これらの治療計画の順序を Fig. 27 に示した。

治療計画のために撮影するX線写真は正側面像と横断

Fig. 27. Outline of the procedure of treatment planning.

像である。これらは放射線治療時に患者の苦痛が無く、かつ支障のない体位に於いて撮影する。正面及び側面像は位置ぎめ装置により撮影し、この時照射範囲の正側像も同時に設定される。位置ぎめ装置によって横断面の位置が決定され、同じ体位のまま廻転横断撮影を行なう。予定する線量の形はこれらのX線写真を基にして放射線治療医により横断写真上に書き込まれる。写真は拡大されているので縮小機によって原寸の大きさに書き、この図形を基にして原体照射用のカムが作られる。一連のカムによって形成される照射野の形が解るので症例毎の計算方法によって線量計算を行なう。次に患者に治療台上で位置決め装置によって撮影を行なった体位を再現させ、計画したカムによる照射野で治療装置によって二重露出撮影を行なう。この写真と位置決め装置によるX線写真上の照射範囲は、患者の体位の再現がよければ一致する筈であり、その確認を行なって、良好であれば照射が開始される。

7.2 上顎の原体照射

7.2.1 治療計画: 副鼻腔に発生する悪性腫瘍の95%までが上顎洞及び篩骨洞に発生と言われており⁸⁾, 線束は腫瘍横断面に応じた扇形の柱体の組合せが理想的な形となる。

原体機構によってこのような線束形は容易に得られ, 楔フィルターを使用した直交2門照射法よりも線量分布は理想的な形となる。上顎部の照射に於いては病巣部の線量を均等にする事は勿論であるが, 眼球に与えられる線量を可能な限り少なくするため, 打抜照射法を併用する。X線写真上で眼球の位置が判別出来る様にするため, 横断撮影に際して, 患者の両眼ぶた及び両側頭部に金属線を貼布する。側頭部の金属線は外耳孔と眼尻を結ぶ線の中央に貼りつけ, 側方投光器によって頭部の傾きを直し前頭面が水平になる様に頭部を位置づける。横断写真に撮影された金属線の陰影は治療計画のとき, 打抜吸収体の幾何学的位置に関係するカムの廻転中心を決定する指標となり, 患者に金属線を貼布した位置は照射の時の設定の指標になる。撮影横断面は眼窩上縁より1.5 cm 足側の面を基準とし3 cm 間隔に撮影する。線量計算は上記基準面の横断像を基にして行う。

上顎原体照射に眼球打抜照射を併用した時線束の形成される原理を Fig. 28 に示した。図の p_1 , p_2 は放射口部にとりつけた打抜照射装置の吸収体を示し, 線源がどの廻転角度の位置にあっても, 常に眼球部に放射線の陰影を投じている状態を示している。Fig. 29 に打抜照射装置の実況を示す。

廻転中心の線量の計算は正側照射野の S/L の平均を指標とし, 廻転角度 15° 間隔に廻転中心一皮膚表面間に対応した TPR を求め, これらの平均を求める。次に吸収体の影響による減弱の係数を, 求めた TPR に乗ずる。

減弱の係数は症例に応じた吸収体の材質及び大きさや

Fig. 28. The principle of selective protection of the eye-balls combined with conformation therapy of the maxillary sinus.

Fig. 29. The accessory for the selective protection of the eye-balls.

Fig. 30. The planning sheet on which patient contour, pertinent calculation were recorded.

Fig. 31. Double exposure radiographs showing the area of the treatment field in the conformation therapy of carcinoma of the maxillary sinus.

Fig. 32. Dose distribution in the selective protection technique of the eye-balls applied to 6 MeV X-ray. The longer the radius of protected area, the larger the deviation of isodose contour. Broken line indicated the expected target area.

打抜位置の変化に対応した値が計算され、実測によって確認してある。計算の過程を記録する治療計画図の一例を Fig. 30 に、照射部位と眼球打抜位置を確認するため治療装置によって撮影した写真を Fig. 31 に示した。

7.2.2 吸収体が線量分布に及ぼす影響: 上顎照射においては、病巣から遠い（以後健側と呼ぶ）眼球は出来る限り保護し、病巣に近い（以後患側と呼ぶ）眼球は健側に比べて多少線量が多く照射されても眼窩下壁、時には眼窩内迄高線量域に含まれる事が要求される。従って細かい部分の線量分布を正確に得る事が必要と考え、吸収体の変化によって線量分布がどの様に変化するかを実測した。

吸収体にタングステン合金を使用し、健側の眼球遮蔽範囲を変化させた時の線量分布の例を Fig. 32 に示した。

図の破線は予定の線量形を示し、眼球に相当する打抜範囲を円形で示した。打抜範囲を広くしても、健側眼球のレンズに相当する位置の遮蔽効果は増さないのに、予定線量内の線量分布の均一性は悪くなる事が解る。タングステン合金の吸収体を使用して実験的に求めた線量分布の中から理想的と考えられるものを Fig. 33 に示した¹⁹⁾。

吸収体の材質を適当に選択する事によっても上記の目的を達する事が出来る。この場合には患側の眼球の遮蔽

Fig. 33. The optimum dose distribution in the conformation therapy of maxillary sinus.

Fig. 34. Changes of 90% region due to the material of absorber.

Fig. 35. Geometrical analysis in relation with the protected area of the eye-balls and rotation center. O: center of rotation, P_1 , P_2 : center of protected area in diameter ϕ_1 , ϕ_2 . During the rotation, metal protector moves shielding the beam. The shielding angle is nearly $2(\phi + \theta)$.

に吸収係数の小さい材質のものを使うようにする。患側眼球の遮蔽に銅と亜鉛を使った場合の90%領域の形の変化の模様を Fig. 34 に示した¹⁾⁴¹⁾。

7.2.3 打抜吸収体による中心線量の減弱: 打抜吸収体を懸架して廻転照射を行なうと、線源が廻転する間に吸収体が線束を横切るため廻転中心における線量はその割合だけ減弱される。Fig. 35 に於て

O: 廻転中心, P_1 , P_2 : 打抜吸収体の投影像の中心, r_1 , r_2 : 打抜吸収体の投影像の半径, C_1 , C_2 : O から円 P_1 に下した接線の接点, D_1 , D_2 : O から P_2 に下した接線の接点, $\angle C_1 O C_2 = \theta$, $\angle D_1 O D_2 = \phi$ とすると,

打抜吸収体によって廻転中心軸の線量が減弱する割合 C_f は近似的に

$$C_f = \left(\frac{180 - \theta}{180} + e^{-\mu \phi} \cdot \frac{\theta}{180} \right) \left(\frac{180 - \phi}{180} + e^{-\mu' \phi'} \cdot \frac{\phi}{180} \right) \quad \dots\dots\dots(1)$$

となる。

但し, μ P_1 を遮蔽する吸収体の吸収係数

μ' P_2 を遮蔽する吸収体の吸収係数

ϕ P_1 を遮蔽する吸収体を、線束が通過する平均の長さ

ϕ' P_2 を遮蔽する吸収体を、線束が通過する平均の長さ

タンダステン吸収体を使用して減弱の割合を実測した値と、(1)式によって求めた計算結果を Fig. 36 に示す。

図は横軸に患側眼球打抜吸収体の直径 ϕ_a 、縦軸に吸収体の無い場合の中心線量に対する割合 C_f をとり、健側打抜吸収体の直径 ϕ'_a を、パラメーターとしたものである。図の実線は(1)式による計算値、点は実測値である。

Fig. 36. Effect of size of the protector on the dose at the center of rotation. solid curve—calculated, dots—measured. $\phi' = 1.5 \phi'_a$, $\phi = 1.5 \phi_a$.

Fig. 37. Dose distribution of AP and lateral plane in Fig. 33. (No compensating filter)

この様に吸収体の変化が中心線量の値に影響を与えるため、眼球を含む横断面に於ては、これ以外の吸収体の影響を受けない横断面より中心線量が少くなり軸方向の分布は不均一となる。Fig. 37 にその模様を示した。図は廻転中心軸を通る矢面状と前面の線量分布を示すもので、吸収体の影響を受けない廻転軸上の点を100%として整理したものである。

打抜吸収体の影響を受けない部分の線量を同様な割合で減弱させるため、減弱分に見合った鉛板を放射口に挿入して照射を行なうと、軸方向にも均等な分布となる。

Fig. 38 にその結果を示した。現在はこの方法によって照射を行なっている。

7.2.4 線量型標準化の試み: 上顎部の病巣はほぼ箱型の骨に囲まれている関係から照射範囲も比較的限定さ

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 38. Compensated isodose curve of Fig. 37.

れているので、原体照射の線巢の型についても標準的な形態を推定出来そうである。

過去5年間に上顎の原体照射を行なった患者の治療計画の記録を使用し、眼球を含む横断面の形、カムの形を分類整理した。資料数は52例で男性33例、女性19例である。まずこの横断面が Hayness の長円¹³⁾で近似出来るかどうかを確かめてみた。夫々の患者の横断面における頭長と頭幅を基にして Hayness の長円を描き、その長円と横断面の形を比較した。比較の方法は治療計画図の横断面の形に長円を重ね合せ、廻転中心から皮膚面までと長円の周囲までの長さを同一廻転角度に於て求め、これを全資料について平均した。この結果を Fig. 39 に示す。図は患者の横断面の計測値の平均を実線で、長円をあてはめた時の値を点線で示した。両者の平均値の差は最大のところで3 mm である。各廻転角度について求めた横断面と長円の中心—表面距離の分散比の最高値は

Fig. 39. Mean contour of actual horizontal section through the eye-balls (Solid line) and approximated contour (Hayness's oval, broken line).

Fig. 40. Distribution of the ratio $[TPR(A)/TPR(H)]$. $TPR(A) = TPR$ of actual transverse section. $TPR(H) = TPR$ of Hayness's oval.

1.466 であり、F 分布による検定を行なったところ、1% 以下の危険率で両者に有意差は認められないと判断出来る。従って実際の横断面を Hayness の長円で表わしても支障が無い様に考えられる。そこで治療計画の横断面から求めた TPR に対して、その横断面を Hayness の長円で近似して求めた TPR の比を計算して、その度数分布を整理した。この度数分布の正規分布に対する適合度を調べた。 χ^2 を計算した結果、 $\chi^2 = 13.37$ となり、自由度 = 8 の χ^2 分布表において、有意水準を $\epsilon = 0.05$ にとると、 $\chi^2_0 = 15.51 > 13.37$ となり、適合している事になる。Fig. 40 は上記 TPR の計算値の比を正規分布曲線によって表わしたものである。図より Hayness の長円で近似した場合でも、線量の差は最大で3% である事が解る。

次に52例の横断面について頭長と頭幅の平均値を求めると、頭長の平均 $\bar{D}_L$ は19.75 cm、頭幅 $\bar{D}_W$ は15.56 cm であった。頭部の大きさに応じて上記52例を S, M, L の三つに区分した。分け方は平均を $\bar{D}$ とすると、 $M = \bar{D} \pm 0.5$ cm の範囲に入るものとし、 $S < M < L$ の様にした。区分した大きさの範囲に入る頭部横断面について、実際の照射に使われたカムの形を整理し比較すると、殆んど差が無いので、夫々の区分に相当するカムの平均的形を画

Table 4. S/L (=field area/field perimeter) value of three conformation fields applicable to the head size (S, M, L) at transverse section through the eye-balls.

	Head length (cm)	Head breadth (cm)	S/L		
			AP view (1)	Lateral view (2)	mean $\frac{(1)+(2)}{2}$
S	<19.25	<15.06	2.03	2.02	2.025
M	19.75 ± 0.5	15.56 ± 0.5	2.18	2.21	2.195
L	>20.25	>16.06	2.42	2.44	2.43

Fig. 41. Cam contour of type M, and AP and lateral view of conformation field for maxillary sinus.

いた。Fig. 41 に M の範囲に入る横断面に対するカムの形と正、側の照射野の形を示す。他の S, L, についてもカム及び照射野は比例的に同じ形となった。Table 4 はこの結果を数値で表わしたものである。

7.2.5 標準型線巢に対する線量評価: Table 4 に示す様に上顎に対する原体照射の線巢型を三種に分類すると、横断面の大きさに応じて照射野の形が一定となるので、TPR を容易に求めることが出来る。Fig. 42 は横軸に深さをとり縦軸に TPR をとったもので、三種の照射野の正側の S/L の平均をパラメーターにとってある。図中

Fig. 42. TPR curve against 3 types of conformation target volume indicated in Tab. 4.

のプロットは治療計画の記録にある TPR の値を示したもので、何れも殆んどこの曲線の範囲内にある事が解る。曲線上に各点が一致しないのは、カムの形が夫々標準化したものと異なるからと考えられる。この曲線を用いれば、頭部の大きさに応じ、線巢形を選択し、平均の深さから容易に TPR を求める事が出来る。

7.3 食道の原体照射

7.3.1 治療計画: 食道の照射治療では若し胸背からの対向2門照射をすると、脊髓等の病巣近接臓器に耐容線量以上が照射されるため、特に根治照射に於いては多門照射、廻転照射等が行なわれている。この様なとき従来の照射法では食道の彎曲に合せた高線量域を得ようとすると、入射方向や患者の体位に特別の配慮が必要となる。原体照射機構を使用すれば食道の形態の変化に応じた照射野が得やすいので、患者は比較的自然的な体位で照射が受けられ再現性も高い。この照射野は位置ぎめ装置による正側からの食道造影撮影と、当該部位を 3 cm 間隔で撮影した廻転横断写真によって決定される。治療計画と照射位置の再現の指標とするために、横断写真の撮影に際して胸部正中線の皮膚面及び側胸部に金属線を貼布する。位置ぎめ装置によるX線写真と治療装置によって撮影された位置確認写真の例を Fig. 43 に示した。

線量計算は照射野中央部の横断面を基準にする。まず正側の照射野の S/L を求めそれを平均する。基準横断面の廻転中心から表面までの深さを廻転角度 15° 間隔に求めて平均する。平均の深さと平均した S/L から TPR を求める。中心線巢の通過する肺の深さの平均を求め、この値から補正係数を計算して TPR の補正を行なう。肺の補正は Batho²⁾ の資料により、肺の厚さ 1 cm 当り 3.5% の増加として計算している。

7.3.2 線量評価の方法に対する検討: 前記の計算方

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 43. Radiographs of the esophagus taken with simulator and double exposure radiographs.

法は治療計画が日常業務に於いて能率的に行なわれる様に簡便化されているので、この方法が適当かどうかすでに検討済みの結果についてのべる。基礎実験でコルクを埋めたファントムについて確認を行なっているが、生体の横断面について更に検討を加えた。

実際に治療を行なった患者の横断写真56枚を使用し、廻転角度 15° 毎に廻転中心より表面までの深さを基に TPR を求め、同じ角度に於いて線束中心が通過する肺の長さに対応する補正を行なって、TPR を平均した値と、平均の深さ及び線束が通過する平均の肺の長さから TPR を求めて比較した結果、両者の差は比較的少い事が解

った。Fig. 44にこの結果を示す。図は横軸に細かく計算した TPR の値に対する誤差の百分率を 0.1% 毎の階段としてとり、縦軸はそれ以上に対応する例数をとってヒストグラムで表わした。図より前述の治療計画の計算方法でも殆んど差が無い事が解る。

7.3.3 横断面の形の変化による線量評価の差：食道が含まれる胸廓部の横断面はその外面や肺の形の変化が大きいため、照射野中央部の横断面を基準として線量計算を行なった場合、他の横断面とどの程度の差があるのかを実際の横断面写真によって計算してみた。臨床上で病巣線量の有効領域を決める参考になると考えたからである。

食道の原体照射を行なった10例について基準面の回転中心の線量と、他の横断面における線量の計算を行なって比較した。計算は治療計画の方法と同様である。Fig. 45にこの結果を示す。図の横軸は10例の患者を夫々記号で示し、縦軸は基準面で計算した値を1.00とした他の横断面の計算値の割合をとったものである。線量計算値の差はほぼ $\pm 4\%$ 以内であり、比較的差の多い点は横断面に肺が含まれない位置、もしくは基準面に比べて肺の示める割合が多いか、断面

面の小さい位置の計算値である。

これ等の差の大きいものを除き肺の含まれている横断面に限って整理すると、約70%のものが、 $\pm 2\%$ 以内の差にある事が解った。Fig. 46にこの結果を示す。図は横軸に上記計算値の比をとり、縦軸に累積確率を目盛ったものである。

7.3.4 線量分布と中心軸上の線量：コルクを埋めたファントムを使って測定した線量分布についてはすでに述べたが、食道を含む横断面は肺の断面も一樣でないで、立体的に人体の形に近いファントムで更に検討した。

Rando phantom を使用し、臨床上に使用される平均

Fig. 44. Bar graph showing the percentage error due to the differences of calculation method for the central dose.

Fig. 45. Relative value of the central dose on each transverse section of thorax in 10 cases. The doses in transverse section through the field center were normalized as 1.0.

的な形のカムを作り、原体照射の線量分布を測定し、同時にガラス線量計を使用して廻転軸上の線量の変化について確認を行なった。正側の照射野の形は平均的な成人の体格に合せた場合 Fig. 47 に示す様な形である。

線量分布は、3 cm 間隔の断面について求めた結果、何れの横断面に於いても、基礎実験の結果と同様に、カムの形と 90% 領域は殆んど一致している。この結果を Fig. 48 に示す。比較のため Fig. 48 の横断面 4 における廻転照射の線量分布を Fig. 49 に示した。図は幅 6 cm の照射野によるものである。

廻転中心軸上の線量は Rando phantom 及び長円柱状のコルク入りファントム（前述）を使用して実測した。更に Rando phantom については 6×18 cm の矩形照射野による廻転照射を行なった場合についても同様な実測

Fig. 46. Cumulative probability vice relative value of the central dose shown in Fig. 45.

Fig. 47. AP and lateral view of conformation field for phantom experiment of esophagus.

を行なった。Fig. 50 にこの結果を示す。図は縦軸に横断面 4 に相当する位置の廻転軸上の線量を 100% とした相対線量を示し、横軸は照射野上縁からの距離をとったものである。

この結果より、照射野、ファントム等の条件が多少異っても軸上の線量は 5% 前後である事が確認出来た。図中点 P で表わした変化は、実験した照射野とやや異なるが実際に治療した患者について測定したもので、測定点是一片につき 3～5 本のガラス線量計の平均値から求めたものである。

7.4 子宮全骨盤腔の原体照射

7.4.1 予定線量の形：骨盤の大きさは、身長、体重が変化しても変化が比較的少く、一般に AP 方向の照射野は矢状面に対称であり、線量を比較的単純な方法で形

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 48. Dose distribution in thorax by the field shown in Fig. 47.

Fig. 49. Dose distribution in plane 4 shown in Fig. 48. by the simple rotation with 6×18 cm field.

成出来るので子宮頸癌治療の時、先づ施行される全骨盤腔に対する原体照射は、最初に臨床的に応用されている。

平松¹⁶⁾は子宮頸癌患者の横断面的観察を行ない、理想的な線巣形について原体模型を作製し報告を行なっている。

母里³⁴⁾は原発巣よりの進展方向によって照射範囲が適合するように線巣型を数種類に分類した。森田³⁸⁾は

病巣の進展度と患者の体型を加味して、現在使用している原体絞り機構で達成出来る範囲内に於て、線巣型を10種類に分類規格化した。現在はこの型に従って治療計画を行なっている。Fig. 51に現在使用しているカム群によって得られる正面と側面の照射野の形を示した。正面は同じ形であるが、側面は体型等によって夫々形が異なる。

7.4.2 治療計画：上記の線巣型の種類は、位置ぎめ装置によって撮影したX線写真の像を測定した結果から、選択される。廻転横断写真は骨盤闊部を含む面を基準面として、必要に応じ3 cm 間隔で3～6箇所断面が撮影される。

撮影に際して骨盤部の正中線上の皮膚面及び下腹部厚のほぼ1/2の位置に体軸方向に金属線を貼布し、治療計画と体位再現のための指標とする。

Fig. 52に治療装置によって撮影した照射位置確認用の二重露出写真の例を示した。

Fig. 50. Variation of the central dose in Rando-phantom and oval phantom (cork in Mix-Dp). A: Rando-phantom-conformation technique, B: Rando-phantom-simple rotation (6×18 cm field), C: Oval phantom (cork in Mix-Dp) conformation technique, P: measured in clinical case.

Fig. 51. Types of AP and lateral view of the field for the whole pelvis irradiation by conformation technique.

Fig. 52. An example of pair double exposure radiograph of whole pelvis conformation radiotherapy.

線量計算は骨盤闊部を含む横断写真を基にして行う。子宮癌原体照射の線量計算はすでに奥村⁴⁸⁾によって発表されており、この方法に基づき TPR を計算する。まず廻転中心から皮膚面までの平均の深さを計算する。この平均の深さを求める簡便法についてはすでに報告しており、横断面の前後径、左右径を基に計算図によって簡単求めることが出来る⁷²⁾。Fig. 53にその計算図を示す。図は横軸に左右径、縦軸に前後径、平均の深さをパラメーターにとったものである。夫々横軸、縦軸の値に相当する座標の位置から平均の深さが求められる。

Fig. 53. Relation between AP and lateral diameter, and mean depth from the skin surface to rotation center in transverse section through the widest portion of the pelvis.

Fig. 54. Illustration of the step to calculate the central dose of whole pelvis irradiation by conformation technique.

次に横軸に深さを目盛り、S/Lをパラメーターにとった TPR 曲線を用いて、正面からの照射野の S/L (AP) と、廻転中心から皮膚面までの深さ D_{AP} に対応した $TPR_{(AP)}$ を求める。側面からの入射方向についても同様な方法で $TPR_{(LA)}$ を求める。 $TPR_{(AP)}$ と $TPR_{(LA)}$ を結びこの直線上にある平均の深さ M に対応した $TPR_{(M)}$ が求める値となる。Fig. 54 にこの概要を示した。子宮全骨盤腔の照射では廻転軸が殆んど横断面の中央にあるのでこの方法で誤差は少い。Fig. 5 の線型型 5 についてファントム中で測定した横断面の線量分布を、Fig. 55 に示した。

7.4.3 凹体型線単の形成: 骨盤闊部 或は大腿骨頭部附近の横断面には、小腸、膀胱及び直腸部が含まれるため、これ等の臓器を保護するために、凹体型の線単が要求される場合がある。この目的のために従来の単一な絞リ機構を備えた治療装置を使用して、子宮全骨盤腔照射

原形照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 55. Dose distribution of whole pelvis irradiation by conformation technique (Fig. 51. model 5).

に二軸振子照射法を行なった報告がある⁹⁶⁾⁹⁷⁾。この方法を原形絞り機構を使って応用すれば一層理想的な線量分

布が得られる⁴⁴⁾。即ちあらかじめ予定した線量を合成しやすい形に2分割し、線源の廻転軸を体軸より左右対称の位置に離し、夫々の軸上で180°の振子照射を行なう。カムは体軸中心に対し夫々対称形のものを使用するので合成された線量分布は計画した線量形に殆んど一致した凹体形の高線量域が得られる。Fig. 56-Aに一方の軸のみで振子照射を行なった線量分布を示した。図中の太い破線はカムの形を示し、実線が等線量曲線、細い破線は等時間曲線である。

更に体軸に対し対称の位置で同様に振子照射を行なうと合成された線量分布は、Fig. 56-Bに示す様に凹形の高線量域が得られる。

凹体形の線量形を形成させるには、この方法以外に打抜照射法を応用する事が考えられるが、骨盤闊部の横断面に含まれる保護する容積の割合が比較的大きいため吸収体の形もそれに比例して大きくなり、吸収体が線量分布の高線量域の形に与える影響が無視出来ない事になる。

Fig. 58-Bと同じ様な線量分布を得る事を目的として、膀胱部の打抜照射を行なって得た線量分布を、Fig. 57に示した。吸収体には亜鉛を使用

Fig. 56. Concaved high dose region (B) is attainable combined with 180 degree pendel irradiation (A).

Fig. 57. Dose distribution of whole pelvis irradiation by conformation technique combined with selective protection of the bladder. (Zn was used for absorber).

したものである。図中の点線は吸収体の幾何学的陰影の範囲、破線は予定する線束の形を表わしたものである。打抜範囲が広くかつ照射範囲に近接しているため、比較的吸収の少ない亜鉛を用いる事によって膀胱部に対する遮蔽の程度を減じたのにもかかわらず、線量分布の不均一をさける事が困難であり、補正の方法も複雑になる。多分割絞り機構であれば二軸振り照射を応用した方が計画も簡単であり⁹¹⁾、吸収体によって起る中心線量減弱に対する補正を必要とせず、実際である。

7.5 照射位置の再現性

7.5.1 患者の動きと照射位置の移動の程度：照射部位の照準は治療計画に必要なX線撮影を行なう時、両側の側方投光器とフロントポインターを使って皮膚面上に夫々印をつけ、金属線を貼布した位置を基にして行なう。照射はすべて臥位で行なわれるため体幹部では殆んど治療に支障のある程の動きは少ない。1回の照射における設定時と照射後の患者の動きを投光器によって確認した結果、食道部、骨盤部では測定誤差内であり、上顎部では固定具が無い場合最大9 mmの動きを観察した。

全治療期間中における照射位置の移動については、2～3日の間隔で治療装置による二重露出写真を撮影し、これらのフィルムと治療開始の時撮影した写真の照射野の位置を比較して、移動の方向と、その距離を写真上で測定した。撮影したフィルムは一名の患者について平均10組である。

上顎の治療患者1名についてこの結果を示したものがFig. 58である。図は横軸に照射開始後の撮影回数を取り、縦軸に写真上で計測した照射野の移動距離をとって

Fig. 58. Variation of field localization and slumping of patient during the treatment session of maxillary sinus. (measured on double exposure radiographs).

Fig. 59. Mean variation of field localization during the treatment session of the esophagus. (measured on double exposure radiographs).

ある。移動方向は左右をX、上下をY、前後をZとし夫々分けて示した。図の右は設定時に撮影した照射野の位

原体照射法の技術と応用 (植田)

置を基準にして、照射後に撮影した照射野の移動距離を示し、左側には治療開始時に撮影した写真を基準にして全期間中における設定の差を測定した結果である。図より設定の差よりも、照射中患者が動くために起る差の方が大きい事が解る。

食道部の照射では、原体照射を行なっている4例、対向2門照射3例について、同様な測定をした。Fig. 59にこの結果を示す。図は照射期間中に測定した照射野の移動距離の平均値を移動した方向に分けて患者毎に示し、夫々の点を中心に標準偏差を線状に示した。設定の差は患者毎に異なる事が推測され、その移動方向に対する相関性は無い。

子宮全骨盤腔の照射の患者14名について同様な測定を行なった結果を Fig. 60 に示す。食道の場合と同様に設定の差は患者毎に異なり、移動方向にも相関性は無いが夫々の患者について標準偏差は食道に比べて少い傾向にある。

Fig. 61, 62, について、これ等の移動が平均的に零と仮定し夫々の平均値に対し有意水準1%でt分布表によって検定したところ、有意差の無いものが殆んどであった。夫々の分散値について同じ有意水準で χ^2 分布表により同様な結果を得た。以上の測定結果はフィルム上の測定であるため移動距離も拡大されており、実際の値は

これ以下である事が推定出来る⁹²⁾。

7.5.2 照射用固定具⁹⁴⁾: 以上の結果から照射体位の再現に比較的誤差の起りやすいのは食道及び頭頸部である事が推察される。食道の照射では上腕部の介在をさせて両腕を挙上位にする関係から、上腕骨頭の廻転角、肘の屈折角度、両手掌の組み方等が特に側胸部皮膚面の移動に影響する。この状態を一定にするため、幅20 cm, 全周110 cmの布製の帯を使用し、体位の固定を行なっている。この帯は位置ぎめ装置による撮影を行なう時にも使用する。

Fig. 61 にこの実況を示した。

頭部の皮膚面は運動性は少いが、頭部自体が頸椎に支えられているため、全体が動く可能性が大きく、患者が照射中に動く割合が多い。これには照射の目的に応じ頸

Fig. 61. Arm fixer for the esophagus irradiation.

Fig. 62. Head fixer used for treatment of maxillary sinus and whole skull.

Fig. 60. Mean variation of field localization during the treatment session of the whole pelvis. (measured on double exposure radiographs).

脊部の彎曲に合せた木製の枕、及び二種の頭部固定器を選択して使用し、設定の能率化を計っている。Fig. 62に頭部固定具の使用の実況を示す。

8. 原体照射機構の検討

8.1 予定線巢形を伝達させる機構上の差

計画した線巢形を再現させるために、原体絞り制御器の情報源であるカムの外周を追従する方法には、Fig. 63に示すA, B, 二種の方法がある。私共はAの方法を接点方式、Bを接線方式と呼んでいる。同じ形のカムを使用した場合、廻転中心における照射野の幅は、接点方式では R_P 、接線方式では R_T 、と夫々図示の如く明らかに $R_T > R_P$ である。接線方式では接点方式によるよりも照射野の幅は常に広い状態に変化するので、予定の線巢即ちカムの形より高線量域の形はやや大きめになる。

接点方式では計画した形をそのままカムの形にして使うと、高線量域はそれよりも狭くなり、カムの形が不規則な形態になる程この差は大きい。絞りの制御にカムを使わず廻転角度毎にダイヤル目盛で設定を行なう制御機構は原理的に接点方式と同様な結果になる。

カムの形が円形に近い場合には両方式に著しい差は起らないが、単位廻転角度に対しカムの中心から周辺までの長さの変化率が大きい程この差は著しくなる。長径と短径の比が2:1の楕円形のカムを用いた場合、両方式の差を等時間曲線によって Fig. 64 に示した。カムの廻転中心が外周に向って移動すると接点方式で得られる線巢はカムと全く異った形となる。Fig. 65 にその模様を示した。図は Fig. 66 と同じ形のカムによって廻転中心が

Fig. 64. Comparison of the isotime curves between the point contact method (Fig. 63-A) and the flat contact method (Fig. 63-B) using the elliptical cam.

Fig. 65. Isotime curves obtained by the point contact method with the elliptical cam ($a=8$ cm, $b=4$ cm). The center of rotation placed at the focus of the ellipse.

Fig. 63. Beam shaping in conformation system by two kinds of touching method of levers to the cam.

楕円の焦点にある場合の等時間曲線である。これらの結果からカム追従の機構は接線方式が優れている事が解る。接点方式では病巣を充分含む線巢を形成するためにはカムの形に補正を加える事が必要になる。尚両方式共凹体形の線巢はカムの形にたよるだけでは原理的に不可能である。

8.2 多分割絞り構成上の問題

線源からのX線、 γ 線は放射状に射出されるため照射野の半影を少なくするためには、絞り先端の動く軌跡は、線源を中心とした同心球上にあるのが理想的である。この様にするには、すべての絞りの分割面がX線の放射方向に一致する様に製作されなければならない。製作技術上の理由で現在の絞りの分割面はすべて平行になってお

原体照射法の技術と応用 (植田)

Fig. 66. Geometrical illustration of affection of diaphragms to the beam (O: diaphragm opened, C: diaphragm closed).

Fig. 67. Bird view of the illustration of Fig. 66. and radiograph of the beam section.

り、絞りの先端は焦点を中心軸に含む同心円柱上の軌跡を動く様になっている。

そのために分割絞りの開閉方向に於ける照射野幅の半影は極めて小さいが、軸方向においては照射野の形によっては絞りの影響による半影が大きくなり、軸方向の照射野の長さが平等の長さに分割されない形態を生ずる場合がある。絞りが平行に分割されていると、等間隔であっても、線束中心に近い絞りの影がその外側の制御範囲にまで投影される事になる。Fig. 66 にその模様を示した。図は片側の絞りが交互に開閉している状態のとき形成される照射野の形を示している。Fig. 67 は照射野側から分割絞りを通して焦点側を見た鳥瞰図と線束の写真で、線束に近い絞りが広く開いた場合と逆の場合を比較するため左右異なった開閉状態にしたものを示した。この問題は絞りを放射状に分割しない限り原理的にのり超える事の出来ぬ難点であるが、この様な形の照射野が要求される割合は臨床上比較的少ない。

8.3 装置の点検

原体絞り機構の誤動作は前述(Ⅲ)の如く動作監視機構によって検出される様になっているので点検は月1回、監視機構のみについて行なう。監視機構には点検用の回路が附属しており、点検の方法は比較的簡単である。まず、絞りの開き角度を予め設定しておき、絞りを全閉の状態にする。次に回路の電源を入ると絞りは設定された開き角度まで移動して止まるので、規定の時間内でそれが完了するかどうかを調べる。

次に一辺10 cm の正方形のカムを使用し、カムの中心を廻転軸として全回転の線巢写真を撮影する。この場合カムの対角線の一つが線束の入射方向と一致する様に設定しておく。得られた線巢像上の対角線が側方投光器に

Fig. 68. An example of inspection radiograph for conformation mechanism.

よる水平線と一致又は直交しているかを確認する事によって、カムと線源の廻転角度の同期を検査する事が出来る。線巢上の鋭角の点を結ぶ事により、カムの寸法に対する照射野の幅の差の有無を点検する事が出来る。Fig. 68に正方形のカムによって撮影した点検用写真の一例を示す。

8.4 装置の故障

放射線治療装置では、放射線の発生が正常であっても装置の他の系統で患者の照射を行なうのに不都合な状態が起れば、治療装置としての機能が発揮出来ないため、すべて故障として取扱われる¹⁰¹⁾。装置の故障の確率はこれを構成する各系統の故障確率の和事象になり、構成する系統が多ければ確率的にみて故障率は増加する事になる。

原体照射機構が組込まれていると、従来の装置に比べ絞り制御機構が多いため保守点検の個所も増し、全体的に故障率が増加する事が上記の考え方からも推察出来

る。しかし他の構成部分の故障の母数に比べて少なければ、従来の装置に比べ故障率はそれ程多くはならない。

現在使用している装置のうち NELAC-1006A について 1971 年 3 月より 5 年間の稼動状態について調査を行なったところ、この期間内における全故障数は 96 件であり、このうち原体機構が原因のものが 14 件で全体の 14.5% であった。この期間中における装置の実働時間は 5835.3 時間である。今各々の分割絞りが同じ確率で故障を起すものと仮定すると、この期間中 1 個の絞りについて起る故障は $14/12 = 1.167$ 回の割合となる。この結果より MTBF (平均故障間隔) を計算すると、 $MTBF = 5000$ 時間となり、1 日当りの平均稼動時間から計算してほぼ 4.3 年になる。従ってかりに 2 年間使用した場合の信頼度は、 $R_{(2Y)} = e^{-2/4.3} = 0.628$ で、2 年使用すれば 37% ぐらいは故障する確率があると考えねばなるまい。この計算は原体絞機構の部品がすべて偶発的に故障を起すものと仮定してあるため正確さに欠ける恐れもあるが、真空管、トランス等の電気部品は故障が偶発型である事が解って来ていると言われており、ベアリングや歯車の様に故障の原因が摩耗であると考えられる機械部品でさえも、管理が良ければ故障は指数分布に従うと言われている事から考えても、それ程無理な仮定ではあるまい。実際に起った故障の内容を調べると、電気回路部品の交換が殆んどであった。

原体機構の分解改修は現在まで経験的に、電気回路関係で 2~3 年に 1 回、絞り駆動部の機械部品は 5~6 年に 1 回の割合で行なって来ており、上記仮定による信頼度と比較しても適当な間隔の様に思われる。

9. 総括、結語

不規則な形の病巣の夫々に適合する理想的な線量分布を得るために、種々な照射方法が開発されて来ている。

原体照射法もこれらの照射法の中に含まれる一つの照射技術であり、特に深部における不整形な病巣に近い形の高線量域が得られる点では、在来の方法に比べて優れていると言えよう。照射位置の照準、再現性、線量計算等について正確さが要求される事は他の照射方法についても同様であり、これ等の手間は殆んど同じ程度である。

むしろ深部における病巣の形が不整形である程、場合によっては原体照射の方が簡単になる利点もある。

この照射法の開発以来、多くの基礎実験、臨床応用が重ねられ、継承されて 15 年余が経過しすでに実用の段階となっている。原体絞機構の製作費が加わるため装置の価格がやや高めとなるが、従来の装置で実施出来る照

射法に加えて、深部に理想的な線量分布が比較的容易に得られる点が充分これを補償し得るものではあるまいか。

最近では π^- 中間子を使用した特殊な照射法によって更に理想的な線量分布を得た報告があるが²⁾、この設備費用は原体機構に比較して莫大な値である²⁹⁾。この費用に比べれば現在の原体絞機構を、改善することは容易に可能な事であり、今後更に電算機等の組込み等により一層治療計画の能率化、線量分布の確認及び照射の自動制御等が容易となり、発展の可能性もその範囲が広いと思う。すでに Computerized Tomography 装置⁸⁵⁾⁸⁶⁾が開発されて病巣の描写、その内部構造の吸収の差が正確に得られ、治療計画に使用されつつある事実からも、その情報を基にした原体照射法の適用は、発展の根拠を充分に持っているものと思う。

謝 辞

本報告は愛知県がんセンターの直線加速装置及びコバルト 60 遠隔照射装置につけられた原体照射機構について、臨床適応に必要なとされる問題点、治療計画の能率化を計るために行なった統計的処理や基礎実験等の報告を行なったものに検討を加えてまとめたものを主としている。

これ等の実験等を行なうに当っては過去 10 年間、当時在職された放射線治療医の先生方からの助言、指導を受けた影響は大きい。ここにその方々の氏名をあげ感謝の意を表す。(ABC 順)

新潟大学医学部	北畠 隆 教授
国立がんセンター	北川俊夫 部長
東海大学医学部	母里知之 教授
浜松医科大学	高橋信次 教授
関東通信病院	山下延夫 博士

尚、本報告の原稿について当がんセンター放射線治療部、森田皓三部長に御校閲を載き、実験資料については奥村寛博士に討議を載いた。資料の作成については技術科の技師諸君の協力に負う処が大きい。以上の方々に感謝の意を表す。

本報告の機会を与えられた日本放射線技術学会の役員の方々に重ねて感謝の意を表す。

文 献

- 1) 青山賢一、室加守、植田俊男：上顎癌原体照射時の眼球保護に使用される打抜吸収体の材質の検討。日放技学誌、30: 348-352, (1974)。
- 2) Batho H. F.: Lung correction in ^{60}Co beam the-

原体照射法の技術と応用 (植田)

- rapy, J. Can. Assoc. Radiol., 15: 79-83, (1964).
- 3) Bagshaw M. A., Boyd D. P., Fairbank W. M. et al: Clinical dosimetry for negative pi mesons, Radiology, 108: 197-200, (1973).
- 4) Benner S., Rosengren B. and Wallman H., and Netteland O.: Television monitoring of a 30 MV X-ray beam, Phy. in Med. Biol., 7: 29-34, (1962)
- 5) Busch M.: Approximation and variation of human body surface for three dimensional dose calculation in teletherapy, Role of computers in radiotherapy, 77-91, IAEA, Vienna, (1968).
- 6) Carpenter J. S., Skagg L. L., Lanzl L. H. and Grien M. L.: Radiation therapy with high energy electron using pencil beam scanning, Am. J. Roentgenol., 90: 221-230, (1963).
- 7) Clifton J. S.: Computer assisted external-beam dosimetry with special reference to correction calculations and presentation of data., IAEA, Technical report No. 57, 63-73, (1966).
- 8) Dodd G. D., Collins L. C., Egan R. L. and Herrera J. R.: The systematic use of tomography in the diagnosis of the carcinoma of the paranasal sinuses, Radiology, 72: 379, (1959).
- 9) Evans E. A.: A method for construction of isodose charts from minimum experimental data Am. J. Roentgenol., 81: 24-29, (1959).
- 10) Flanders P. H. and Newbery G. R.: The gantry type of mounting for high voltage X-ray therapy equipment, Brit. J. Radiol. 23: 355-357, (1950).
- 11) Fletcher G. H.: Text book of radiotherapy, Lea & Febiger, Philadelphia, (1966).
- 12) Green D. and Nelson K. A.: Performance of a linear accelerator in clinical service, Brit. J. Radiol. 33: 336-338, (1960).
- 13) Hayness R. H. and Froese G.: Idealized body contours in rotation dosimetry, Acta Radiol., 48: 209-226, (1957).
- 14) Haimson J. and Karzmark C. J.: A new design 6 Mev linear accelerator system for supervoltage radiotherapy, Brit. J. Radiol. 36: 650-659, (1963)
- 15) Horsley P. J., Price R. H., Saunders J. E. and Dingwall P. W.: Performance of a 6 MeV Varian linear accelerator, Brit. J. Radiol. 41: 312-316, (1968).
- 16) 平松啓: 子宮癌放射線治療における照射範囲, 日医放誌, 27: 1430-1441, (1968).
- 17) 飯田博美: ^{60}Co 遠隔照射法の研究, 任意の病巣に最高線量密度を合せる方法 (可変絞りによる方法), 日医放誌, 19: 2482-2489, (1960).
- 18) 寛正兄: 原体照射法による子宮頸癌の放射線治療, 日医放誌, 35: 16-27, (1975).
- 19) 木村千明, 植田俊男: 6 MV X線による上顎癌原体照射の基礎実験, 日放技学誌, 30: 343-347, (1974)
- 20) 北畠隆, 高橋信次: 傾斜廻転照射法, 日医放誌, 21: 185-188, (1961).
- 21) 北畠隆, 母里知之, 奥村寛, 高橋信次, 中野伸平, 大谷四郎: リニアアクセラレーターによる原体照射法, 日医放誌, 26: 1448-1454, (1967).
- 22) 北畠隆, 植田俊男: 原体照射法における機械的誤差源, 日医放誌, 26: 899-902, (1966).
- 23) 北畠隆, 山本千秋, 牧野純夫, 永井勝美, 高橋信次: ^{60}Co 原体照射装置の試作. 日医放誌, 26, 192-200, (1966).
- 24) 北畠隆, 奥村寛, 植田俊男, 木村千明, 高橋信次, 山本千秋, 中野伸平, 大谷四郎: 日本電気 6 MeV 医療用直線加速器, 日医放誌, 26, 1267-1276, (1967).
- 25) 北畠隆: 愛知県がんセンターにおける放射線治療設備, 臨床放射線, 11, 298-302, (1966).
- 26) 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, 53-59, (1967).
- 27) 北川俊夫, 母里知之, 奥村寛, 植田俊男, 高橋信次, 中野伸平: 原体照射法における任意の形の線巢の作成, 日医放誌, 29, 162-169, (1969).
- 28) 国沢清典: 統計学初歩 (数学セミナー増刷), 宝文館, (1974).
- 29) Kaplan H. S., Schwettman H. A., Fairbank W. M., Boyd D. and Bagshaw M. A.: A hospital based superconducting accelerator facility for negative Pi-meson beam radiotherapy, Radiology, 108, 159-172, (1973).
- 30) Malven R., Rosengren B., Wallman H.: Field control in roentgen therapy with a 5 MeV linear accelerator by means of television, Acta Radiol. 7, 462-466, (1968).
- 31) Moss W. T. and Brand W. N., Therapeutic radiology, The C. V. Mosby Co., Saint Louis, (1969).
- 32) Mussell L. E.: Focal spot photographs from a linear accelerator, Brit. J. Radiol. 40, 73, (1967).

- 33) 母里知之, 北川俊夫: ^{60}Co 遠隔照射による子宮癌原体照射法の再検討, 日医放誌, 27, 1308-1313, (1968).
- 34) 母里知之, 北川俊夫, 奥村寛, 植田俊男: リニアックによる子宮癌の原体照射, 癌の臨床, 15, 1047-1051, (1969).
- 38) 森田皓三, 箕正兄: 子宮頸癌に対する全骨盤腔内原体照射の際, 患者の体型と照射線巢の形との関係, 日医放誌, 35, 780-787, (1975).
- 39) 森田皓三: 上顎癌に対する原体照射法による放射線治療と眼障害, 癌の臨床, 21, 560-564, (1975).
- 40) 森田皓三, 竹内昭, 池田洋: 原体照射法における振子照射の意義, 日医放誌, 30, 805-810, (1970).
- 41) 森田皓三, 池田洋: 打ち抜き照射法における放射線吸収体の材質, 日医放誌, 30, 356-361, (1970).
- 42) 森田皓三, 植田俊男: 打ち抜き照射法の臨床応用, 臨床放射線, 19, 79-80, (1974).
- 43) 森田皓三: 喉頭癌の原体照射, 日医放誌, 21, 13-21, (1961).
- 44) Morita K., Kimura C., Takahashi K., Ueda T.: Verbesserung Dosisverteilung bei der Konformationsbestrahlung des Kollumkarzinoms, Strah. ther., 147, 487-497, (1974).
- 45) 増山元三郎: 実験公式の求め方, 竹内書店, (1970)
- 46) 岡島俊三: 原体照射法の技術的研究, 日医放誌, 22, 731-738, (1962).
- 47) 奥村寛, 母里知之, 北畠隆: ^{60}Co 子宮癌原体照射の線量評価, 日医放誌, 27, 1059-1063, (1967).
- 48) 奥村寛: 6 MV X線による原体照射の線量評価, 日医放誌, 27, 1596-1600, (1968).
- 49) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二: 最小の実測値を用いて等線量曲線を作成する方法に関する考察, 日医放誌, 27, 1323-1338, (1968).
- 50) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸禎三: 放射線治療における線量計算への電子計算機の利用について, Radio Isotope, 17, 453-466, (1968).
- 51) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二, 内田勲: 写真フィルムによる高エネルギーX線の線量分布測定法の検討, 日医放誌, 31, 1224-1236, (1972).
- 52) 奥村寛, 北川俊夫, 水谷豪利, 北畠隆: 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).
- 53) 大村平: 統計のはなし, 日科技連, (1975).
- 54) Pfalzner P. M.: A general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumor-air-ratios, Radiology, 75, 438-445, (1960).
- 55) Proimos B. S.: Synchronous field shaping in rotational megavoltage therapy, Radiol. 74, 753-757, (1960).
- 56) Proimos B. S.: Synchronous protection and field shaping in cyclotherapy, Radiol. 77, 591-599, (1961).
- 57) Proimos B. S.: Beam-shapers oriented by gravity in rotational therapy, Radiol. 87, 928-932, (1966).
- 58) Proimos B. S., Tsialas S. P. and Controubas S. C.: Gravity oriented filters in arc cobalt therapy Radiol. 87, 933-937, (1966).
- 59) Proimos B. S.: Shaping the dose distribution through a tumor model, Radiol. 92, 130-135, (1969)
- 60) Scrimger J. W.: Lung correction for 8 MV X-rays, Radiol. 109, 443-445, (1973).
- 61) Sterling T. D., Perry H. and Katz L.: Automation of radiation treatment planning, Brit. J. Radiol. 37, 544-550, (1964).
- 62) Sundbom L.: Dose planning for irradiation of thorax with cobalt 60 in fixed beam teletherapy, Acta Radiol. 3, 349-352, (1964).
- 63) 高橋信次, 北畠隆, 森田皓三, 大沼勲, 岡島俊三: 子宮癌の原体照射. 日医放誌, 20, 2746-2753, (1961).
- 64) 高橋信次: ^{60}Co 廻転照射における新しい工夫, 臨床放射線, 5, 653, (1960).
- 65) 高橋信次: 悪性腫瘍に対する放射線治療の技術的問題, 臨床放射線, 9, 736-745, (1964).
- 66) 高橋信次, 飯田博美: 打抜照射法, 凹体照射法, 日医放誌, 21, 126-131, (1961).
- 67) Takahashi S.: Conformation radiotherapy, Acta Radiol. Supp. 222, (1965).
- 68) Takahashi S., Kitabatake T., Nagai K. and Kurihara S.: ^{60}Co rotatory conformation teletherapy unit, Toshiba Review, Jul-Aug. 38-45, (1967).
- 69) 梅垣洋一郎: 可変絞りによる運動照射法について, 日医放誌, 18, 772, (1958).
- 70) 植田俊男, 北畠隆: ^{60}Co 原体照射法における線量分布の歪み, 日医放誌, 28, 58-63, (1968).
- 71) 植田俊男, 木村千明, 水谷豪利: 偏心廻転照射を応用した打抜照射法, 日放技学誌, 26, 75-81, (1970).

原体照射法の技術と応用 (植田)

- 72) 植田俊男, 木村千明: 廻転照射における線量計算の簡便法, 日放技学誌, 28, 55-58, (1972).
- 73) 植田俊男, 木村千明: 医療用直線加速器の操作, 保守についての検討, 日放技学誌, 24, 337-345, (1968).
- 74) 植田俊男, 北川俊夫, 伊藤健一, 金子武夫: 照射野監視装置の試作, 日医放誌, 31, 443-449, (1971).
- 75) 植田俊男, 木村千明: エネルギー自動切替を併用した電子線走査照射法, 日医放誌, 31, 949-958, (1971).
- 76) 植田俊男, 木村千明: 等時間曲線による原体照射機構の検討, 日医放誌, 34, 889-897, (1974).
- 77) 植田俊男, 北畠隆: 眼球を保護する脳下垂体のリニアアクセラレーターによる運動照射法, 日医放誌, 28, 1002-1009, (1968).
- 78) 植田俊男, 水谷豪利, 奥村寛, 北畠隆: 偏向電磁石電流調整による電子線等線量曲線の変化, 日医放誌, 26, 1526-1530, (1967).
- 79) Ueda T.: Conformation technique in linear accelerator therapy. Report of the World congress of I. S. R. R. T. in Tokyo. (1969).
- 80) Ueda T. and Kimura C.: Dose distributions modified by narrowfield scanning method in high energy electron beam therapy, Strah. Ther. 147, 185-188, (1974).
- 81) 渡辺令, 小野伸雄, 永井勝美: 廻転横断撮影装置と ^{60}Co 原体照射器との組合せによる遠隔照射法, 日医放誌, 22, 731-738, (1962).
- 82) Weinkam J. J., Kolde R. A. and Sterling T. D.: Extending the general field equation to fit dose distributions of a variety of therapy unit, Brit. J. Radiol. 46, 983-900, (1973).
- 83) Wright K. A., Proimos B. S., Trump J. G., Smedal M. I., Jhonston D. O. and Salzman F. A.: Field shaping and selective protection in megavolt radiation therapy, Radiol. 72, 101, (1959).
- 84) 依田浩: 技術者の統計学, 宝文館, (1969).
- 85) Brooks R. A. and Chiro G.: Theory of image reconstruction in computed tomography, Radiology. 117, 561-572, (1975).
- 86) Chernak E. S., Rodriguez-Antunez A., Jelden G. L., Dhaliwal R. S. and Lavie P. S.: The use of computed tomography for radiation therapy treatment planning, Radiology, 117, 613-614, (1975).
- 87) Clark J. W.: Can radiology retain computed tomography?, Radiology, 117, 739, (1975).
- 88) Brascho D. J.: Computerized radiation treatment planning with ultra sound, Am. J. Roentgenol., 120, 213-223, (1974).
- 89) Ericson J. J. and Brill A. B.: Digitization of ultrasonic images, Radiology, 95, 589-593, (1970).
- 90) 青山賢一, 植田俊男, 内山幸男: 上顎原体照射における線量型の標準化. 日放技学誌投稿予定.
- 91) 木村千明, 植田俊男, 高橋一廣, 室加守: 子宮全骨盤腔原体二軸振子照射の方法と検討. 日放技学誌投稿予定.
- 92) 工藤牧夫, 植田俊男, 室加守: 放射線治療時における照射位置の移動に関する統計的観察. 日放技学誌投稿予定.
- 93) 高橋一廣, 植田俊男, 木村千明: 治療計画における等時間曲線の応用, 日放技学誌投稿予定.
- 94) 水谷武雄, 植田俊男: 放射線治療用固定具の試作と検討, 日放技学誌投稿予定.
- 95) 北畠隆, 奥村寛, 植田俊男, 高橋信次, 佐野朗, 待山義彦: 国産(三菱重工製) 6 MeV 医療用直線加速器, 日医放誌, 27, 1283-1295, (1968).
- 96) Welker K.: Die Möglichkeit der individuellen Anwendung der standardisierten 4-axialen Co-60-Pendelbestrahlung des kleinen Beckens, Strah. ther., 136, 420-425, (1969).
- 97) 岩井正二: 子宮頸癌の放射線療法, 日産婦誌, 10: 617-634, (1958).
- 98) 愛知県がんセンター放射線治療部技術科: 放射線治療技術マニュアル, 昭和50年.
- 99) Walter J.: Cancer and radiotherapy, J & A Churchill, London, (1971).
- 100) Walter J. and Miller H.: A short text book of radiotherapy, J. & A. Churchill, London, (1969).
- 101) 信頼性研究委員会: 初等信頼性テキスト, 日科技連, (1975).