

Title	可変傾斜角回転照射テレコバルト治療装置
Author(s)	梅垣, 洋一郎; 牧野, 純夫; 永井, 勝美
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(2), p. 112-118
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16116
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

可変傾斜角回転照射テレコバルト治療装置

国立がんセンター病院 放射線診療部

梅垣 洋一郎*

東京芝浦電気株式会社 医用機器事業部

牧野 純夫 永井 勝美

(昭和47年2月12日受付)

A tiltable axis rotation cobalt teletherapy unit

Yoichiro Umegaki

Department of Radiology, National Cancer Center Hospital

Sumio Makino and Katsiyoshi Nagai

Division of Medical equipment, Tokyo Shibaura Electric Co.

Research field code: 601

Key Words: Tiltable axis rotation therapy, Telecobalt, Moving field therapy

A tiltable axis rotation cobalt teletherapy unit was devised by authors and have been used successfully in National Cancer Center Hospital during last 9 years.

The principle of this unit is as follows;

- 1) Shaping of a cylindrical or revolver typed dose distribution, which has an axis tilted to the rotation axis by any preset angle.
- 2) The inclination angle of diaphragm to the rotation axis is controlled by the analogue computing system during the rotation.
- 3) The analogue computing system can be attached to a standard type cobalt unit, with minimal additional assembling.

This type of radiotherapy have been applied to the treatment of cancer of esophagus, breast and others. The clinical results have revealed the usefulness of this unit.

I. はじめに

運動照射法は最初放射線を深部の病巣に集中する手段として考案せられ、又使用せられた。その後治療装置が進歩し、深部線量を増大することが容易になつたので、運動照射の目的は病巣に放射線を集中するだけでなく、病巣の形状に合致する線量分布を形成することが主になつて来た。こ

の目的のためには、より複雑な線量分布を形成する必要があるので、運動照射に種々の工夫が加えられることになつた。線源の運動と連動して絞り巾を変化させる装置が先ず可変絞り回転照射法として考案せられ¹⁾、更に原体照射法として発展した²⁾。原体照射法の利点は今後は治療成績の改善ことに治療にともなう放射線障害発生を防止することに発揮されると考えられる。原体照射法が理論的には最も優れた照射法であるにもかかわらず

*現所属 放射線医学総合研究所
臨床研究部と併任

ず、現在までのところではあまり普及していないのには、それなりの理由があるように思われる。理由として色々いわれているが、要約すれば次のようなことが挙げられる。

第1には治療の対象となる腫瘍の空間的拡がりを正確に計測できないことが多いから、原体照射を必要としないという意見である。しかしこれは重要部位を防禦することが今後必要になることを考えると当たらない意見である。

第2は原体照射治療装置が高価なことである。原体照射装置が特殊な装置であつて、用途が限られると、より高価なものにつく。しかし技術の進歩はより高度の制御機構の開発を可能としつつあり、適当な価格で種々の要求を満足する装置が作られるのは時間の問題であろう。

第3は原体照射の操作が煩雑なことである。理論的に優れていても実際の操作が面倒であれば結局使われない。従来の装置を使うよりもつと便利にならなくては採用されない。しかしこの難点も第2と同様時間をかけて解決すべきものである。

この稿で紹介する可変傾斜角回転照射テレコバルト装置は上記の3点を充分考慮した上で製作せられた装置である。製作せられたのは1967年であり、既に9年間にわたつて国立がんセンター病院で使用している。現在までの使用経験から、この装置が実用装置として十分な性能を持っており、その特長を発揮したと考えられるので、ここにその概要を報告することとした。

II. 可変傾斜角回転照射法の原理

通常の回転照射装置で回転照射を行なうと、得られる線量分布は回転軸を中心軸とする円筒形又は回転体形となる。図1. 人体を治療台上で回転軸に平行に仰臥させた場合に、上記の回転軸を中心とする回転体形線量分布でカバーし得る病巣は案外少い。しかしもしこの回転体形線量分布を回転軸に対して任意の角度で傾斜させることができれば、これによりカバーし得る部位はずつとふえる筈である。従来の回転照射装置では線量分布を回転軸に対して傾斜させることができないので、そのかわりに患者の体位を工夫して必要な傾斜を

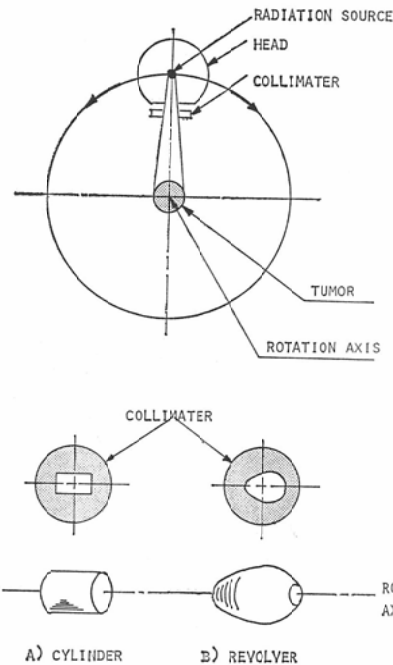


Fig. 1 The shape of typical dose distribution obtained by the rotation therapy

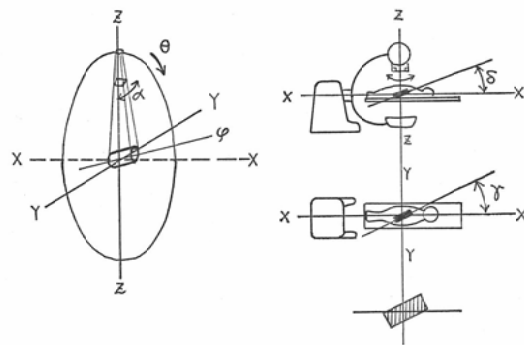
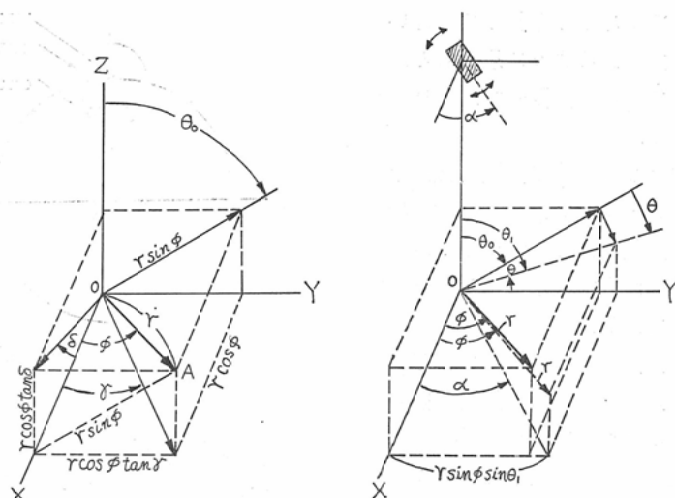


Fig. 2 The principle of the tiltable axis rotation therapy

得ていることもある。シーメンス社製のペンデルゲレートの治療台がその1例であり、種々の角度に寝台を傾けることができるようになっていいる。しかし回転照射の場合に寝台を傾けることは、衝突の危険や、患者に不自然な体位をとらせること等の不利があるので望ましいことではない。従つて最近の治療装置にはシーメンス式の治療寝台は殆ど採用されていない。回転照射可能な装置でも



γ : Horizontal angle between an tumor axis and the rotation axis X-X.

δ : Vertical angle between an tumor axis and the rotation axis X-X.

α : Inclination angle of the collimator.

$$\left. \begin{array}{l} \gamma \\ \delta \end{array} \right\} \rightarrow \tan^2 \phi = \tan^2 \delta + \tan^2 \gamma \rightarrow \phi$$

$$\phi \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} \tan \gamma = \tan \phi \sin \theta_0 \\ \tan \delta = \tan \phi \cos \theta_0 \end{array} \right\} \theta_0$$

$$\left. \begin{array}{l} \theta_0 \\ \theta \end{array} \right\} \rightarrow \theta_1 = \theta_0 + \theta \rightarrow \theta_1$$

$$\left. \begin{array}{l} \phi \\ \theta_1 \end{array} \right\} \rightarrow \tan \alpha = \tan \phi \sin \theta_1 \rightarrow \alpha$$

Fig. 3 The computing process for the diaphragm angle "α".

連続回転照射を行わず、多門照射をアイソセクター方式で行なう方が多くなって来ている。

回転照射中に照射野の長軸が常に病巣の長軸に合致するように照射野の傾斜を制御することができれば、回転軸に任意の角度で傾斜する線量分布を形成することができる。可変傾斜角回転照射装置はこの考えを具体化したものである。図2。

病巣長軸の回転軸に対する傾斜角を表示するには、治療操作の便宜を考えて定めるのがよい。図2に示すように垂直上方から見た傾斜角を γ 、治療装置に向って左方の側面から見た傾斜角を δ と規定すると、実際の傾斜角 ϕ は

$$\tan^2 \phi = \tan^2 \delta + \tan^2 \gamma \quad \dots (1)$$

の関係から求められる。回転運動中に任意の回転角度 θ_1 から見た病巣長軸の傾斜角を α とする。回転運動中に常に照射野長軸の傾斜が α に一致するように絞リ装置を回転させ、追尾させればよ

い。図3。

α を求める方法は次の手順による。先ず式(1)から $\tan \phi$ が求められる。次いで

$$\tan \gamma = \tan \phi \sin \theta_0 \quad \dots (2)$$

$$\tan \delta = \tan \phi \cos \theta_0 \quad (3)$$

のどちらかから θ_0 を求める。 θ_0 は病巣の長軸(図ではベクトルAであらわす)がちょうど回転軸に重なって見える回転角度であつて、計算の基準となる角度である。 θ_0 から更に任意の角度 θ だけ回転した時の回転角度を θ_1 とすると、 α は次の関係から求められる。

$$\tan \alpha = \tan \phi \sin \theta_1 \quad \dots (4)$$

$$\theta_1 = \theta_0 + \theta \quad \dots (5)$$

以上の計算は本装置の場合、関数発生ポテンシヨメータ、サーボ増巾器、サーボモータを組合せたアナログ計算機構により遂行される。計算結果として得られた角度 α を、テレコバルト装置の

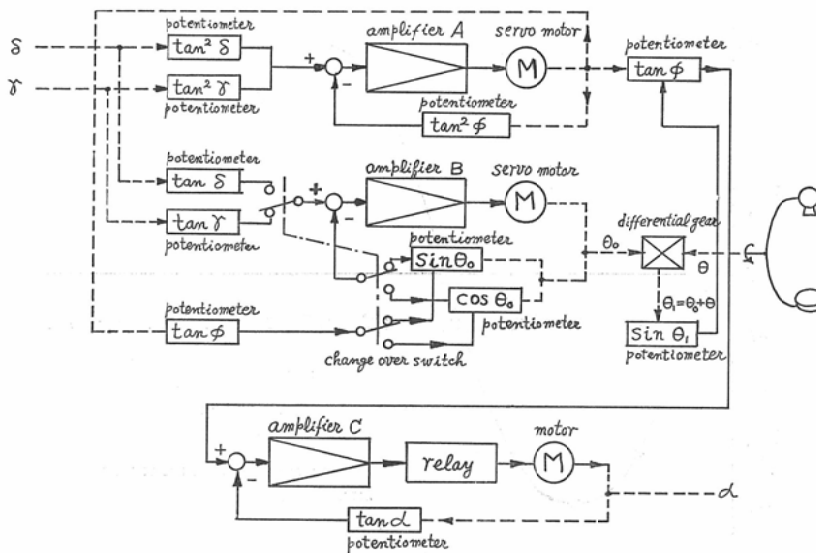


Fig. 4 The block diagram of collimator control system

絞りに取り付けられた絞り傾斜角指示ポテンシヨメータから得られる値 α' と比較し、 α と α' の差が0になるように絞り回転モータを制御する。

三角関数計算回路を使用する時に最も問題になるのは、角度により計算値が発散して追尾不能になることである。これを避けるためには計算式の選択により、適当な値がサーボ増巾器に入力されるようにする必要がある。(2)と(3)の選択がそれであり、又角度によりポテンシヨメータ出力の符号を正負切り換えるようになっている。

装置のブロックダイアグラムは図4に示されている。制御系には3組のサーボ計算システムが組込まれており、その1は $\tan \phi$ を求める回路、その2は θ_0 を求める回路である。 $\tan^2 \phi$ をフィードバック系に持つサーボシステム1に $\tan \phi$ 特性のポテンシヨメータが接続されて $\tan \phi$ が出力に出る。 θ_0 を求めるサーボシステム2は回転角度により計算式の(2)(3)を切り換えるようになっている。サーボモータ出力として得られる θ_0 とカントリー回転角度 θ との和 θ_1 を差動ギアで求め、このギアに接続されたポテンシヨメータにより $\sin \theta_1$ を得る。 $\sin \theta_1$ 出力は $\tan \phi$ 特性ポテンシヨメータに接続され、積 $\tan \phi \sin \theta_1$ が求め

られる。第3のサーボ計算システムは α を求め、且つ絞りの回転を制御している。絞りの駆動には大きいパワーを必要とすること及び、標準型装置を駆動することを考えてサーボモータを使わず、モータの正逆を切り換えることで目的を達している。本装置の制御出力は絞り駆動モータの極性切り換えとして得られるのであるから、標準型テレコバルト回転装置はどんな装置であつても接続し、制御することが出来る。又制御機構をオフにすれば、全く普通の装置と変らなくなる。国立がんセンターに設置せられた東芝製 R I 107—2 装置ではガントリー回転角度の検出を機械的結合により行なっているが、この部分は電子的にデータ伝送を行つてもよいので、そうすればどの型のテレコバルトでもよいわけである。

本装置の追尾精度はポテンシヨメータの精度と、サーボシステムの追尾速度により定まる。図5の実測の結果を見ると実用上全く問題がない。

図6に本装置の制御盤を示す。2方向から見た傾斜角 δ と γ がダイヤルの回転でセットされる。この操作は直視的であり、きわめて簡単であるので、誤セットの心配は全くない。傾斜角をセットし、スタートボタンをおせば以後の動作は全く自

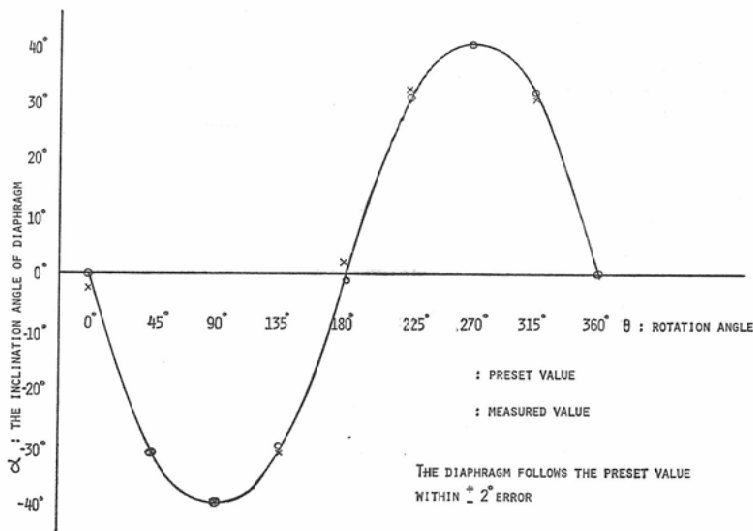


Fig. 5 The accuracy of diaphragm control system

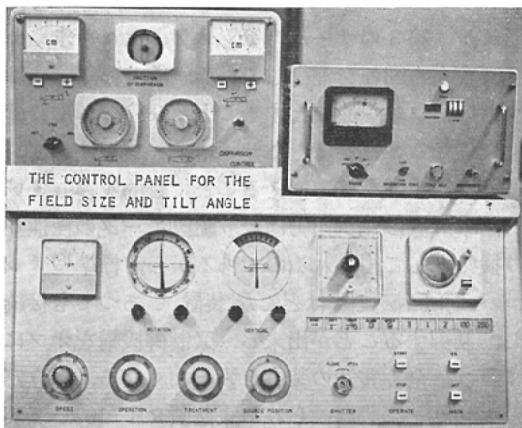


Fig. 6 The control panel of the tiltable axis cobalt rotation unit

動的に行なわれる。

以上は傾斜角の制御について述べた。傾斜角を可変にすると、回転角度により病巣をカバーするに必要な照射野長が増減する。図3において回転角が θ_0 の場合には照射野長が $\gamma \cos \varphi$ あればベクトルAをカバーするが、 $\theta_0 + 90^\circ$ の角度では γ を必要とする。従つて照射野長を最大値の γ にセットしておくと、若干の無駄を生ずるし、 $\gamma \cos \varphi$ にセットすると逆に不足を生ずる。これを補償するには回転中に照射野長を伸縮し、 θ_0 及び $\theta_0 +$

π では $\gamma \cos \varphi$ に、 $\theta_0 \pm \frac{\pi}{2}$ では γ になるようにサイン波形で制御すればよい。しかしこの制御を行なわないとしても実際にはさほどの無駄が生ずるわけではない。 $\varphi = 45^\circ$ とした場合、これは先ず実用上最大の傾斜であるが、その場合でも無駄な容積線量は約20%に過ぎない。45°傾斜した病巣を通常の回転照射でカバーすると病巣の巾に $\gamma \sin \varphi$ を加えた巾を照射野巾にしなければならず、 γ が10cmであれば約7cmも巾が増大し、病巣の巾が7cmとしても100%の増であり、7cm以下ならもつとも甚しい増加になる。可変傾斜角照射が如何に無駄を節約し得るかが分る。しかし回転中に照射野巾乃至長さを制御するシステムを追加すると、任意の角度傾斜した楕円体の線量分布を形成することができるし、又部分防禦も可能になる。照射野巾又は長さを制御するには傾斜角制御と同様のサーボ制御回路を作ればよい。我々はオシロスコープとフォトマスクを使用する関数発生器を試作し、マスクの形状により絞りを開閉するシステムを試作した。そのブロックダイアグラムを図7に示す。この方式図7はカム方式に比して急速な開閉が可能であるので、図8に示されるように眼球防禦等の場合には都合がよい。しかしマ

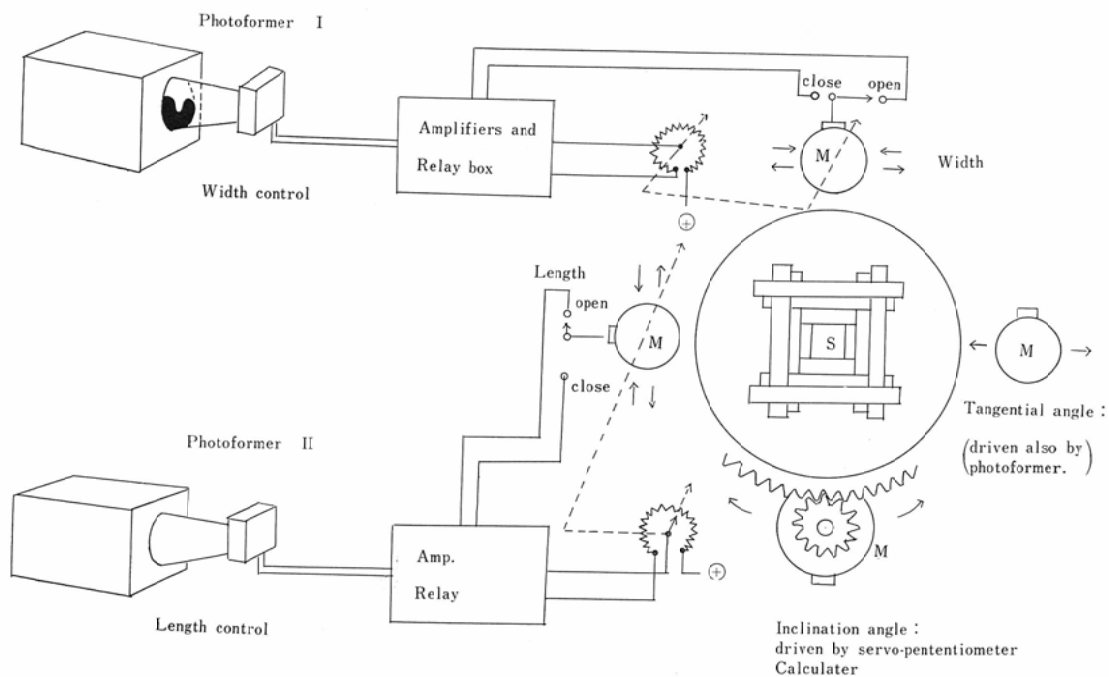


Fig. 7 Block Diagram of Photoformer controlled Collimator

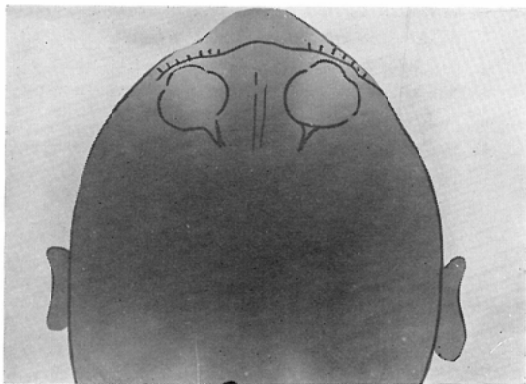


Fig. 8 Partially shielded rotation therapy. Both eyes were protected.

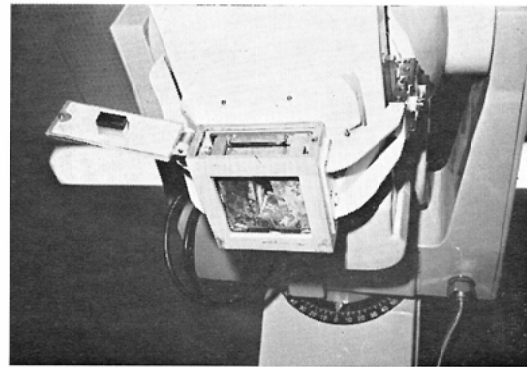


Fig. 9 An example of revolver type diaphragm attached to the head

スクを用意するのは面倒なことから、今後の実用装置としては制御データを数値でセットし、コントロールする方式の採用が望まれる。

図9に回転体線量分布を形成するための補助絞り及びその取付け装置を示す。

III. 可変傾斜角回転（振り）照射法の適応

回転照射法の適応は身体の長軸方向に拡がる病

巣であり、最も一般的なものは食道癌である。しかし食道といえども多くの場合病巣の長軸は必ずしも身体の長軸と平行でなく、種々の角度で傾斜していることが多い。我々の場合は食道癌の大部分の症例を可変傾斜角回転照射法で治療している。リニアックX線10門照射法で治療している例もあるが、この場合は各門の照射野傾斜角度を予め計算しておき、各門毎にセットするようにして

いる。食道以外、頭頸部、肺、腹腔内、四肢等その適応は広がる。当初は考えていなかったが、実際に応用して見て非常に有効であったのは、乳癌術後照射の場合の胸壁切線振子照射であった。胸廓は上方につばまつたかご型をしており、胸壁の切線照射を正確にしかも個別化して行なうことは非常に難しい問題であったが、この装置を応用することにより極めて容易にその目的を達し得ることが分つた。乳癌術後照射への応用については、別の論文に詳述される予定であるので²⁾、ここでは省略する。

IV. 考 按

最近の放射線治療装置の進歩とその普及にはまことに目覚ましいものがある。これによりたしかに治療成績は年々向上しつつあるが、他面では治療にともなう放射線障害の防止が重大な問題になりつつある。治療成績の向上と放射線障害の防止はある意味では矛盾する面を含んでいる。成績が向上し、長期生存する症例が増加すると、放射線障害の発現も又著明になり、その数が増加することが考えられるからである。この困難を解決するには、治療技術の面ではIの項にも述べたように、原体照射を中心とする治療技術の高精度化が最も必要なことである。その成果は徐々にあるが明らかになりつつあり、本論文で紹介した可変傾斜角振子照射装置も実際の臨床に用いられて寄

与するところ大であつた。本装置が設置せられてから9年目を迎えた現在も稼動中であり、その間故障は殆どなかった。6年目にコントロール装置のオーバーホールを行なつたのみで、他には修理を要することはなかった。IIの項目でも述べたように、本装置は通常の回転照射装置に若干の改造を加えることにより、実行可能であり、費用の点でも、操作の簡易化の面でも負担が少く、効果を挙げることができた。今後の治療装置には自動制御装置よりのコントロール信号を受入れ、実行するように入出力部を整備すべきであると考え、制御指示機構も本装置に見られる機械的のセットから次第に数値制御方式に切り換えるべきであろう。高エネルギー治療装置が一応行きわたつた現在、次の段階として治療技術の高精度化に更に努力する時期になつたと考える。

文 献

- 1) 有 水：可変絞りによる運動照射法。日本医学放射線学会雑誌 19, 2482, 1960.
- 2) 飯 田：乳癌の術後照射法の検討。可変傾斜角切線振子照射法の応用。第29回日本医学放射線学会総会抄録集, 485, 1970. 日本放射線学会雑誌. 32, 49, 1972.
- 3) Takahashi, S.: Conformation radiotherapy Acta radiologica. Supp. 242, 1965.
- 4) 梅垣 他：食道癌の放射線治療。臨床放射線 10, 289, 1965.