

| | |
|--------------|---|
| Title | 高エネルギー放射線治療における線量分布及び病巣線量容積線量比についての実験的考察 |
| Author(s) | 吉本, 清一 |
| Citation | 日本医学放射線学会雑誌. 1965, 25(9), p. 1077-1099 |
| Version Type | VoR |
| URL | https://hdl.handle.net/11094/17703 |
| rights | |
| Note | |

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

高エネルギー放射線治療における線量分布及び 病巣線量容積線量比についての実験的考察

九州大学医学部放射線科学教室（主任 入江英雄教授）

吉 本 清 一

（昭和40年7月5日受付）

An Experimental Study on the Dose Distributions and the Integral Dose Ratio
in the High Energy Radiation Therapy

By

Seiichi Yoshimoto

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University, Fukuoka

(Director: Prof. H. Irie)

In recent years many types of the radiation sources for the therapy of malignant disease are used. And many different treatment methods have been utilized in daily practice.

The comparison of the dose distributions in moving field therapy with various sources is necessary to analyse the effect of radiation to tumor and the side effects to normal tissues.

The ratio of the whole body integral dose to the tumor integral dose indicates the degree of idealness in this concern.

This ratio with isodose charts was obtained for, 15 MV X-rays, ^{60}Co γ -rays, ^{137}Cs γ -rays and 200 KVp X-rays, by means of film dosimetry, using special phantom and various types of the mode of movement. Special rotating table was designed and tested for the uniformity of the velocity of the rotation during irradiation, and these requirements were found to be satisfactory.

In 15 MV X-rays, the ratio of whole body integral dose to tumor integral dose is almost the same, for any kind of irradiation techniques, such as stationary, rotating or any angle of oscillating irradiations. In conventional 200 KVp X-rays rotation therapy increase this ratio; this means, rotational therapy will cause more severe general side effect such as radiation sickness.

Supervoltage radiation concentrate to the irradiation focus higher dose than conventional X-rays, in both crossfire and moving field radiation, but at the conventional X-ray therapy the difference of the concentration degree of crossfire and moving field irradiation is larger than supervoltage therapy.

Supervoltage radiation concentrate enough by the stationary irradiation, therefore 15 MV X-rays moving field therapy is not always excellent when compared with its multifield stationary therapy and ^{60}Co γ -rays moving field therapy.

目 次

I はじめに

II 実験方法

1) 放射線照射装置

2) 照射条件

3) ファントーム

4) ファントーム回転台

5) 線量計

- 6) フィルム
- 7) 現像
- 8) 黒化度計
- 9) フィルムの曝射
- 10) 線量分布図の作図
- II 容積線量の算出
- IV 実験結果
 - 1) 線量黒化度標準曲線
 - 2) 方向依存性
 - 3) 深部量曲線
 - 4) 線量分布図
 - 5) 振り角度と深部量曲線
 - 6) 回転照射のファントム長径上の線量強度分布
 - 7) 容積線量
 - 8) 容積線量比
- V 15MV X線の線量分布
 - 1) 広い照射野の線量分布
 - 2) イコライザー使用時の線量分布
- VI 考察
- VII 結論
- VIII 文献

I はじめに

最近の高エネルギー放射線治療の発達は、著しいものがある。

吾国においても、ベータートロンは既に実用域に達し、放射性同位元素大量遠隔照射は、コバルト、セシウム共に各地で使用され、年々その数を増して来ている。

高エネルギー放射線の治療面への応用は、そのRBEの有利性に期待する所も勿論大であるが¹⁾、深部線量率の上昇、容積線量及び、皮膚線量の減少、病巣内線量分布の均一化をはかり、治療成績を向上せんとする努力のあらわれである。病巣に放射線束を集中させ多方向から照射する方法も、多くの先人達の努力により完成されている^{2)~6)}。

昭和35年に、九州大学医学部附属病院に高エネルギー治療室が出来て以来、ベータートロン、コバルト遠隔治療機、セシウム遠隔治療機が日常の治療に使用されて来ている。これら、高エネルギー放射線と、従来の200KVp X線について、運

動照射の線量分布の測定をフィルム法^{7)~21)}にて行い、図式的容積線量^{22)~23)}の測定を行い、病巣線量と容積線量比の比較検討を行い、多少の知見を得たので報告する。

II 実験方法

1) 放射線照射装置

イ) 15MV X線

島津ベータートロン BT-15

ロ) ⁶⁰Co γ線

島津二重回転型 RT-2000

ハ) ¹³⁷Cs γ線

東芝固定型 RI-142

ニ) 200KVp X線

島津信愛号

2) 照射条件

4種放射線の照射の幾何学的条件を出来るだけ等しくするように努め、次のようにした。(図1) 15MV X線、⁶⁰Co γ線はTAD又はSAD(焦点又は線源回転軸間距離)を100cm、焦点より絞り先端まで50cm、¹³⁷Cs γ線及び200KVp X

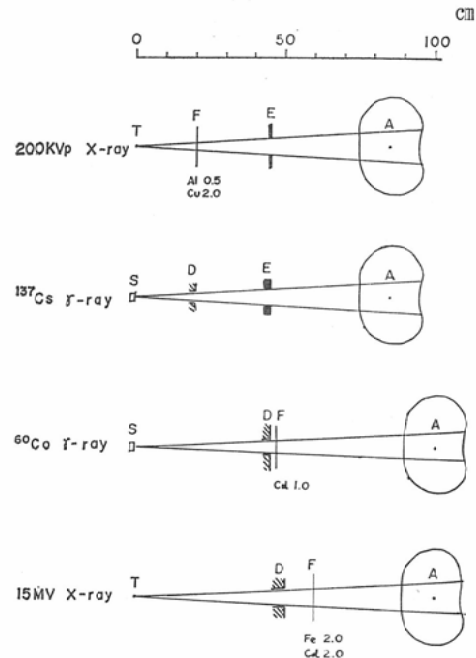


Fig. 1. Experimental arrangement
T: target, S: source, F: filter, D: diaphragm, E: elongated diaphragm. A: phantom axis

線はSAD又はTADを85cm, 焦点より延長絞りまで45cmとした。 ^{137}Cs γ 線の延長絞りは, 治療機の附属品として用意せられたものを使用した。200KVp X線については, ^{137}Cs γ 線の延長絞りと同じ位置に3mm厚さの鉛板で絞りを設けた。

照射距離を100cm又は85cmと云うように, 普通用いられる距離よりも大きくとつたのは, ベータートロンにおいては, BT-15型は, フィルターのついている照射口まで焦点より60cmあり, 運動照射には, 照射口より回転中心まで40cmは必要であると考えたからである。コバルト治療機では, RT-2000の本来の使用距離は75cmであるが, ベータートロンX線との比較のため100cmとした。このため半陰影域が広がるのは止むを得ないとした。セシウム治療機では, RI-142の延長絞りが線源より45cmにあるので, これに上記の40cmを加えて85cmとした。200KVp X線はセシウムと距離を合わせる意味と, Kliegermanら³⁴⁾の考えとによりこれも85cmとした。

照射野は, 回転中心又はファントム中心にて幾何学的照射野を 5×5 cmとした。照射野が広がると急激に容積線量が増大する事が知られている³⁵⁾, 運動照射に多く用いられる5cm巾を照射野の巾とした。照射野の長さは, ベータートロンの絞りが 5×5 cmに固定されているため, 全て 5×5 cmに統一した。

3) ファントム

人体等価物質ファントム, 骨の影響などについて色々と報告されているが^{36)~49)}, 高エネルギーにおいて, 0.2MeV~15MeVの間では被照射物質の違いによる影響が小さくなる事も知られているため⁵⁰⁾, 本実験においては, 吸収の差などを無視した均一ファントムで目的にかなうと考え, 次の組成を有するパラフィンファントムを用いた。

| | |
|----------------|---|
| パラフィン (融点62°C) | 2 |
| 黄ろう | 1 |

大きさ及び形は, 断面図の明らかにせられた成人男子腹部照射例20例の平均を求め解剖学の成書を参考にして断面図を作った。長径26.5cm, 短径

19cmである。得られた断面を有する高さ20cmのブロックを二ヶ作り, 一方には電離槽型線量計を入れる穴をあけ, 二ヶの相接する面は平面に磨きフィルムを密着出来る様にした。

4) ファントム回転台

コバルト治療機 RT-2000は運動照射が出来るが, 他は固定型であるので, 運動照射の線量分布を得るために, ファントム回転台を設計, 作成した。(図2)

本回転台は, 全回転の他, 30° 毎の振り運動が出来るように, 接点及びリレーが設けてあり, 廻転速度はスライダックによる電圧調整により連続

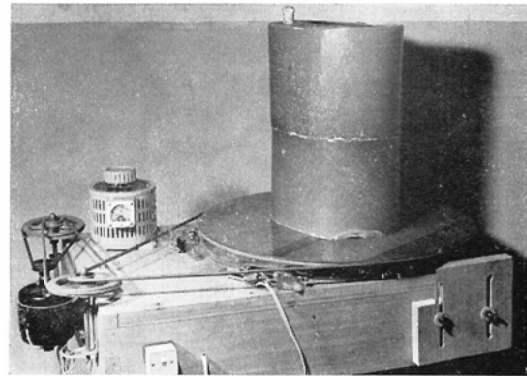


Fig. 2. The rotation table

可変する事が出来る。これを用いる事により,

RT-2000の場合も寝台の吸収を考えずに分布を見る事が出来た。

振り運動の反転時には, 運動慣性, モーターの反応時間, 起動時トルクなどにより, 角速度が下る事が考えられる。この角速度の低下が大きいと振り角の辺縁に線量が集ることになり好ましくない。そこで, この運動の状況を明かにするため, 16mm映画撮影により運動分析を行つた。その結果を図3に示す。X線治療機は反転性能があまり良くない事がわかる。T社製コバルト治療機は理想的な曲線には近い運動をしている事がわかる。これにより本回転台の性能は振り運動の線量分布測定に用いてさしつかえないものであることがわかる。しかし全く作図的に線量分布を求めた場合とは多少異なるのは止むを得ない。

5) 線量計

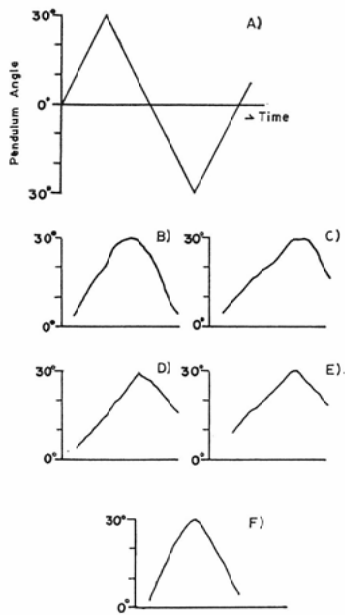


Fig. 3. Analysis of pendulum movement
 A) ideal movement, B) Sh' X-ray pendulum unit, C) Si' X-ray pendulum unit, D) T' ⁶⁰Co teletherapy unit, E) Si' ⁶⁰Co teletherapy unit, F) Author' rotation table

| | |
|-----------------------------------|--------|
| Victoreen thimble chamber | # 75-2 |
| " | # 162 |
| Shimadzu dose reader (RM-1) B 412 | |
| " | B 411 |

15MV X線の空中線量は NBS Hand book No. 62に従って11.5cm立方のアクリルブロックの中に X線用 #75-2 を挿入して測定、深部量は X線用 chamber をファントームに挿入したまま測定した。

6) フィルム

線量分布の測定にはフィルム黒化法を用いた。使用したフィルムは、

Sakura 医療用 Type New Y

Sakura Process

Fuji Posi

の三種であり、印画紙包装に使われていた黒紙袋にて包装し、遮光を完全に使用した。線量の較正用には 3×3cm に裁断したバツヂを使用した。

7) 現像

Sakura New Y フィルムを主に使用したため Konidol X を使用した。20°C 5分、同時現像を行い、攪拌など、暗室装作には充分注意を払った¹⁰⁾¹²⁾。

8) 黒化度計

黒化度測定には、ナルミ製自動平衡濃度計に、著者の設計によるフィルムの走査装置を付加したものを使用した。この装置により、X方向30cm、Y方向25cmの全面に亘ってそれぞれ5mm間隔で走査可能である。

濃度計には測定光点の大きさ 3mmφ、1mmφ、1×3mm と三通りあり、撰択使用出来るが、本実験では、3mmφ 拡散光束式を用いた。透過式の写真濃度の測定には、投射光束と、受光光束がそれぞれ平行光束であるか、拡散光束であるかにより4種に分類せられる⁵¹⁾。即ち、Specular density と、3通りの Diffuse density とであり、前者は投射光束、受光光束共に平行光束であるもの、後者は投射光束、受光光束の一方又は両者が拡散光束であるものである。測定法により測定値は一致しないものであるから感度の絶対測定には測定法を明記する必要がある。本実験の測定では投射光束は拡散光、透過光束は平行光束で行われている。

9) フィルムの曝射

イ) 方向依存性の測定

ファントーム中心にあげられた 2.5cmφ、深さ 11cm の穴に内接するパラフィン円柱の先端に切り込みを作り、この切り込みに丁度はまる様な黒紙に包んだフィルムバツヂをはさみ、円柱をまわして線束に対する角度をかえて曝射を行つた。同様に空中にても角度をかえて曝射を行つた。

ロ) 線量黒化度標準曲線

黒紙に包んだ 3×3cm のフィルムバツヂを作り、ファントーム中心部にはさんで密着させ、フィルム面に平行に線束方向をおき、黒化度が最大 3.0 になる様にあらかじめ測定された線量を曝射し、以下15~20等分した線量を順次曝射、線量分布測定用フィルムと共に同時現象をした。黒化度はフィルムの部位により違うので中心部を数ヶ所測定し平均値を求め片対数グラフに標準曲線を書いた。

ハ) 線量分布測定用フィルム

フアントームの大きさに合う様に裁断し、黒紙袋に紙の皺が出ない様に入れ一方を封じ遮光を完全にした。フアントームにはさんだフィルム面と線束軸が一致する様に配置し、中心部の黒化度が、1.5~2.0の間に入る様に一定線量曝射を行った。

ニ) 黒紙袋の影響

低エネルギーX線では、裸のフィルムを用いた場合と、紙袋を入れたフィルムとの間に黒化度のちがいが出る事がたしかめられているが、本実験では Trump⁵²⁾により高エネルギーの場合は Pa-per cassette の影響を考えなくてよいとされているのでこれに従った。

10) 線量分布図の作出

得られたフィルムを上記黒化度計で、5mm間隔に黒化度を求め等黒化度曲線を描く。フィルム乳剤感度の高エネルギーにおける波長依存性を主線束及び散乱線共に考慮に入れず¹⁸⁾、線量黒化度標準曲線及び、線量計により得られた線量にて線量強度を求め最大黒化度点を100%として10%毎に等線量曲線を引いた。

III 容積線量の算出

Mayneord²²⁾により容積線量の概念が導入されてより種々な算出法が考えられている^{23)~27)}。江藤²⁴⁾は図式的算出法について明解な方法を述べているが、本論文では求められた等線量曲線について、図式的に面積測定を行つて算出する図式法を用いた。

プランメーターで各線量域の面積を測定し平均線量率を乗じ累計し、これを積分又は、厚さを乗じて容積線量とした。照射域は、固定一門照射の場合は、線束中心を軸として、そのまわりを回転して得られる立体の体積として考えることが出来る。又、運動照射や多門照射の場合は得られた等線量曲線とこれに直角の面の等線量曲線でかこまれる立体を求めるのであるから次のように考えると簡単になる。

与えられた等線量曲線面に直角な面の線量分布の中(云いかえれば線束のあたつた立体の奥行の長さ)を、照射野の他の一辺の長さと同しと考

えて、平面的に求めた累計線量にこれに乗じて、gram-R で表される積分線量を算出するのである。幾何学的照射野では照射野巾がほぼ50%線量域と一致するから照射野外の線量域を照射野内に“埋め込む”ことにより、線束内の線量分布は入射面に平行な梯形の様な簡略化された形を考へても大きな違いはないと考えられる。側方散乱が多くなるにつれて乗数になる奥行巾の値に補正が必要になつて来る。(後述)

同一大きさの照射野で、ほぼ同じ幾何学的条件で照射した場合の病巣容積線量比の比較だけであれば、立体的な計算をせず、単に面積の比較であつても充分であろう。

病巣部容積線量と全体の容積線量を比較する場合、全身容積線量の何%が病巣に照射されるかの割合を、宮川²⁷⁾は病巣容積線量率、飯田³⁰⁾は病巣容積線量比、梅垣⁵³⁾は比容積線量と呼んでいるが、本文ではフアントーム内の容積線量が病巣内の積分線量の何倍あるかでこの値を示し容積線量比と呼んだ。これは、照射の目的としている病巣線量に対し、いわば有害な容積線量が何倍かかっているかをはつきりさせようとする考えからである。全身容積線量の何%が病巣にあたっているという表し方よりも容積線量と病巣線量の関係が一層明確になるものと考えたからである。病巣にいくら照射した時に全身量がいくらになるかを算出する場合にもわかりやすいと思われる。

本実験では照射野を5×5cmとしたため病巣には4cmφの大きさをを仮定した。

IV 実験結果

1) 線量黒化度標準曲線

イ) New Y フィルムと4種放射線(図4)

ロ) ⁶⁰Co γ線と3種フィルム(図5)

2) 方向依存性

⁶⁰Co γ線についてフィルムバツジにて前述の方法で黒化度の比較をなした。

| | | フィルム面と線束の角度 | |
|---------|---|--------------------|-----|
| | | 0° | 90° |
| 空 | 中 | 100 | 110 |
| | | 0°, 30°, 60°, 90° | |
| フアントーム中 | | 100, 101, 102, 105 | |

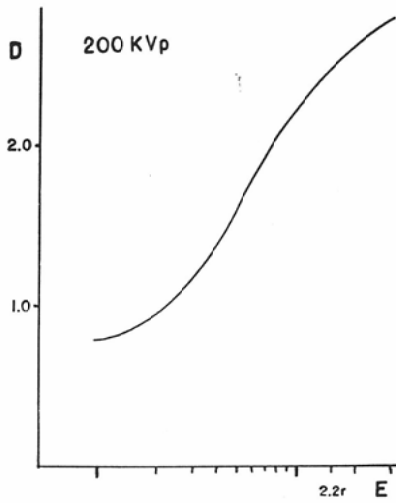


Fig. 4-1.

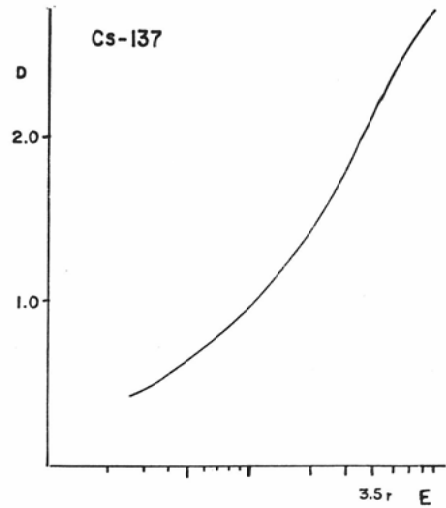


Fig. 4-3.

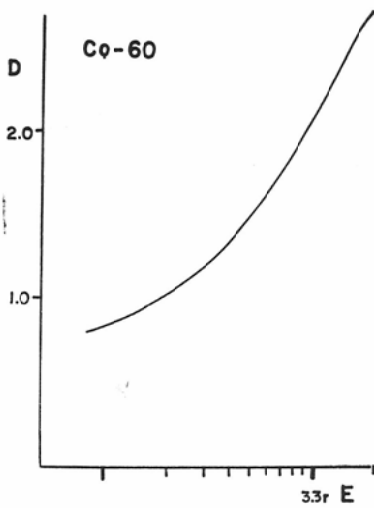


Fig. 4-2.

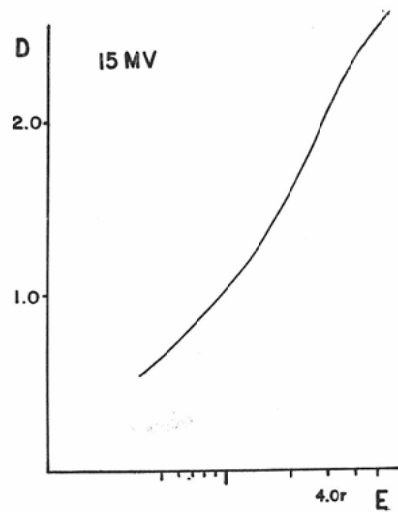


Fig. 4-4.

Fig. 4. Characteristic curve of New Y type film.

この結果ファントーム中では方向依存性は無視して差支えないと考える。

3) 深部量曲線 (図6)

4) 線量分布図 (図7)

イ) 固定照射

上方一門, 側方一門, 直交四門

ロ) 回転照射

i) 中心回転

ii) 偏心回転 eccentric rotation 偏心度7.5cm

iii) 偏差回転 deviated rotation 偏差度7.5cm

ハ) 振り照射

上方より 60°~300°

側方より 60°~300°

切線振り 90°

5) 振り角度と深部量曲線 (図8)

6) 回転照射のファントーム長径上の線量強度分布 (図9)

7) 容積線量 (表1)

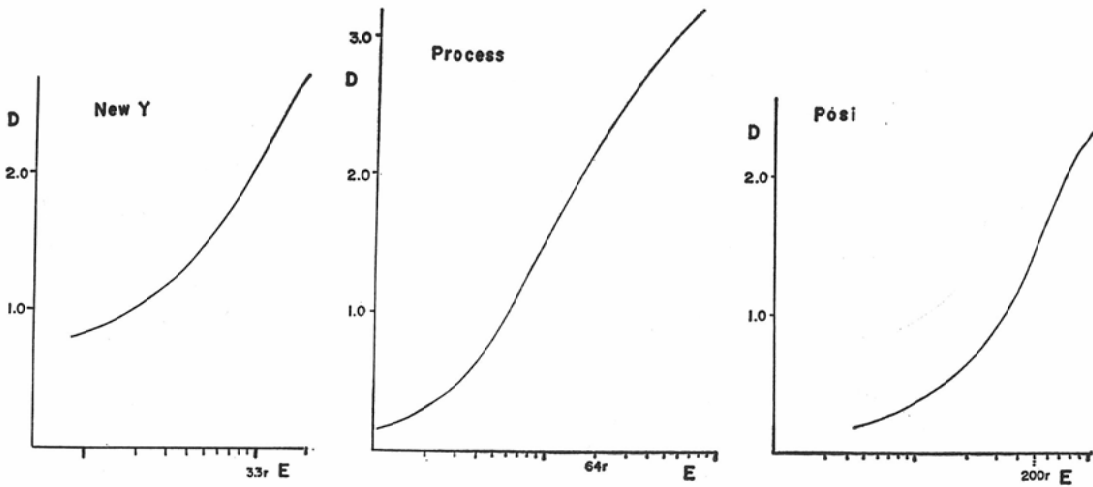


Fig. 5. Characteristic curve to ⁶⁰Co γ-ray.

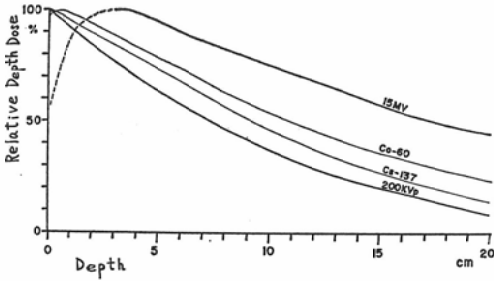


Fig. 6. Depth dose curve

Table 1 Volume dose (gram-rad)

| Pendulum angle | 200 KVp | ¹³⁷ Cs | ⁶⁰ Co | 15MV | |
|----------------|---------|-------------------|------------------|--------|--------|
| Upward | 0° | 32,500 | 45,300 | 35,200 | 33,000 |
| | 60° | 56,900 | 68,700 | 50,530 | 43,000 |
| | 120° | 90,500 | 81,900 | 60,180 | 50,400 |
| | 180° | 125,500 | 118,900 | 64,000 | 56,900 |
| | 240° | 151,200 | 110,400 | 62,200 | 59,200 |
| | 300° | 129,400 | 110,700 | 68,300 | 60,400 |
| Rotation 360° | 143,200 | 101,700 | 53,300 | 55,000 | |
| Eccentric Rot. | 143,200 | 101,700 | 61,900 | 58,000 | |
| Lateral | 300° | 123,500 | 104,400 | 53,500 | 58,000 |
| | 240° | 110,800 | 95,900 | 59,300 | 56,000 |
| | 180° | 113,900 | 89,500 | 61,200 | 56,500 |
| | 120° | 96,600 | 111,500 | 59,500 | 58,400 |
| | 60° | 83,700 | 98,900 | 63,400 | 60,300 |
| | 0° | 37,400 | 62,600 | 37,530 | 40,300 |

8) 容積線量比

i) 回転中心 (=フアントーム中心) に腫瘍を仮定とした場合の比及び腫瘍の平均深さ (図10)

ii) 図10において平均深さを上方固定照射の深さ 9.5cmに統一した場合 (図11)

$$\text{図10の値} \times \frac{9.5\text{cm}}{\text{平均深さ}} = \text{図11の値}$$

iii) 線量最大域に腫瘍を一致させた場合の比 (図12)

iv) フアントーム中心に 1 R照射する時に与えられるフアントームの容積線量 (図13)

V 15MV X線の線量分布 (IV章以外の分)

- 1) 広い照射野の線量分布 (図14)
- 2) イコライザー使用時の線量分布 (図15)

VI 考察

- 1) フィルム黒化度法について

フィルム黒化度法による線量分布測定は江藤ら⁵⁴⁾にも述べられた如く次の点ですぐれた方法であると考え。

実験操作の比較的容易なこと。

多数の測定を同時になし得ること。

測定点の大きさを小さくし得ること。

測定の結果を後日に保存し再検査をなし得ること。

X線出力が多少不安定であつても充分目的を達しうること。

運動照射の場合は特に有利である。

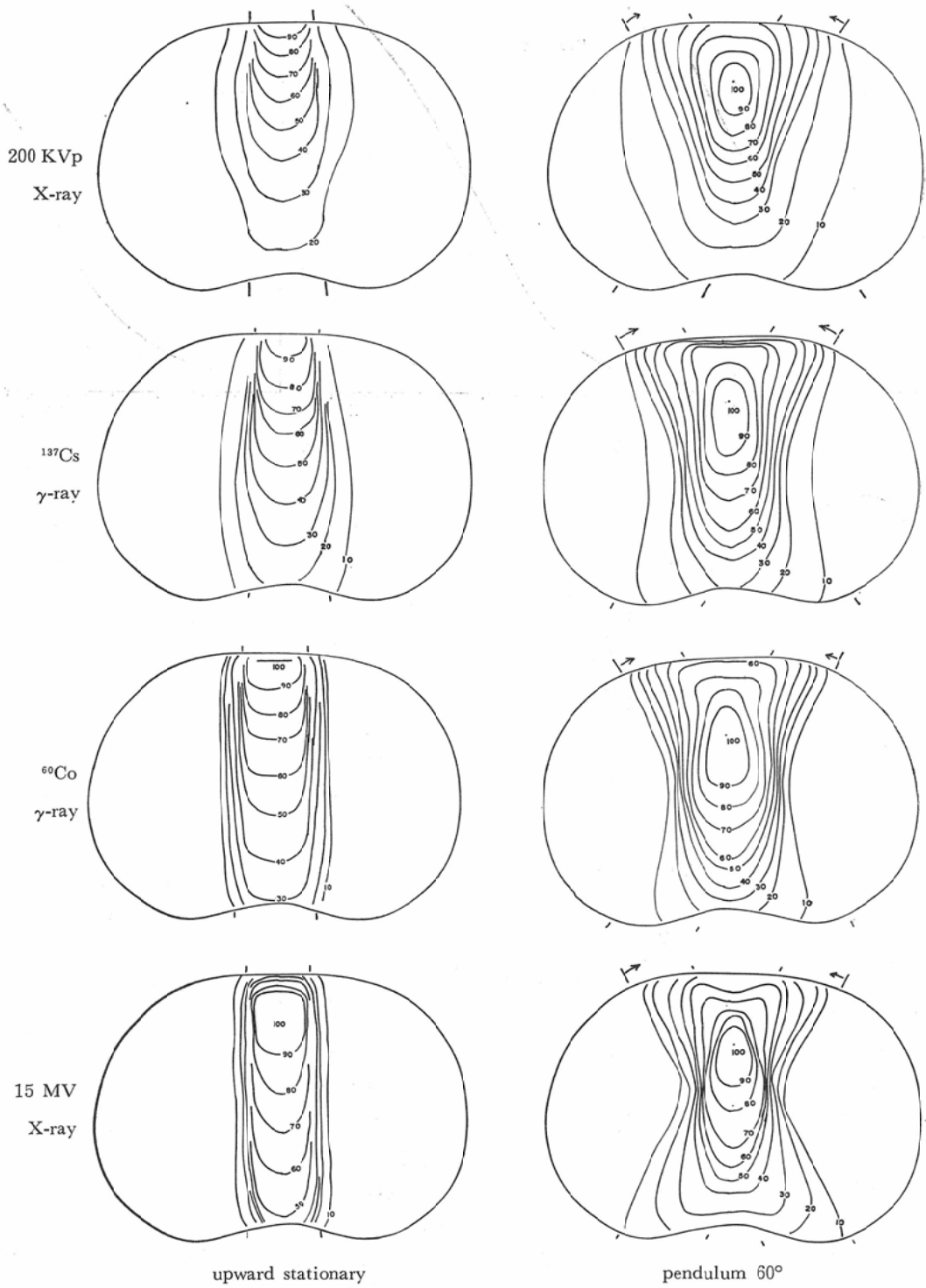


Fig. 7. Isodose curve (i)

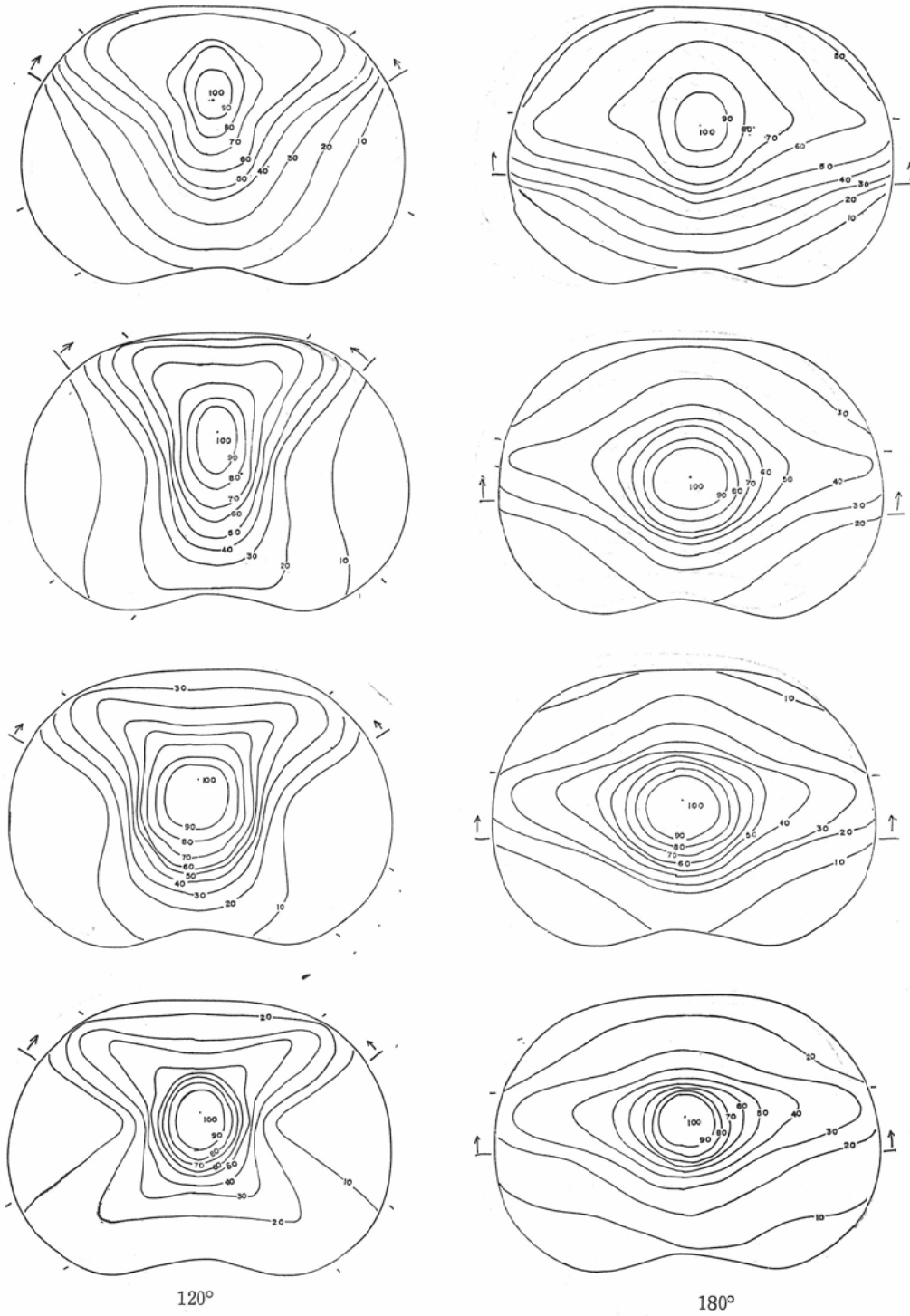


Fig. 7 (ii)

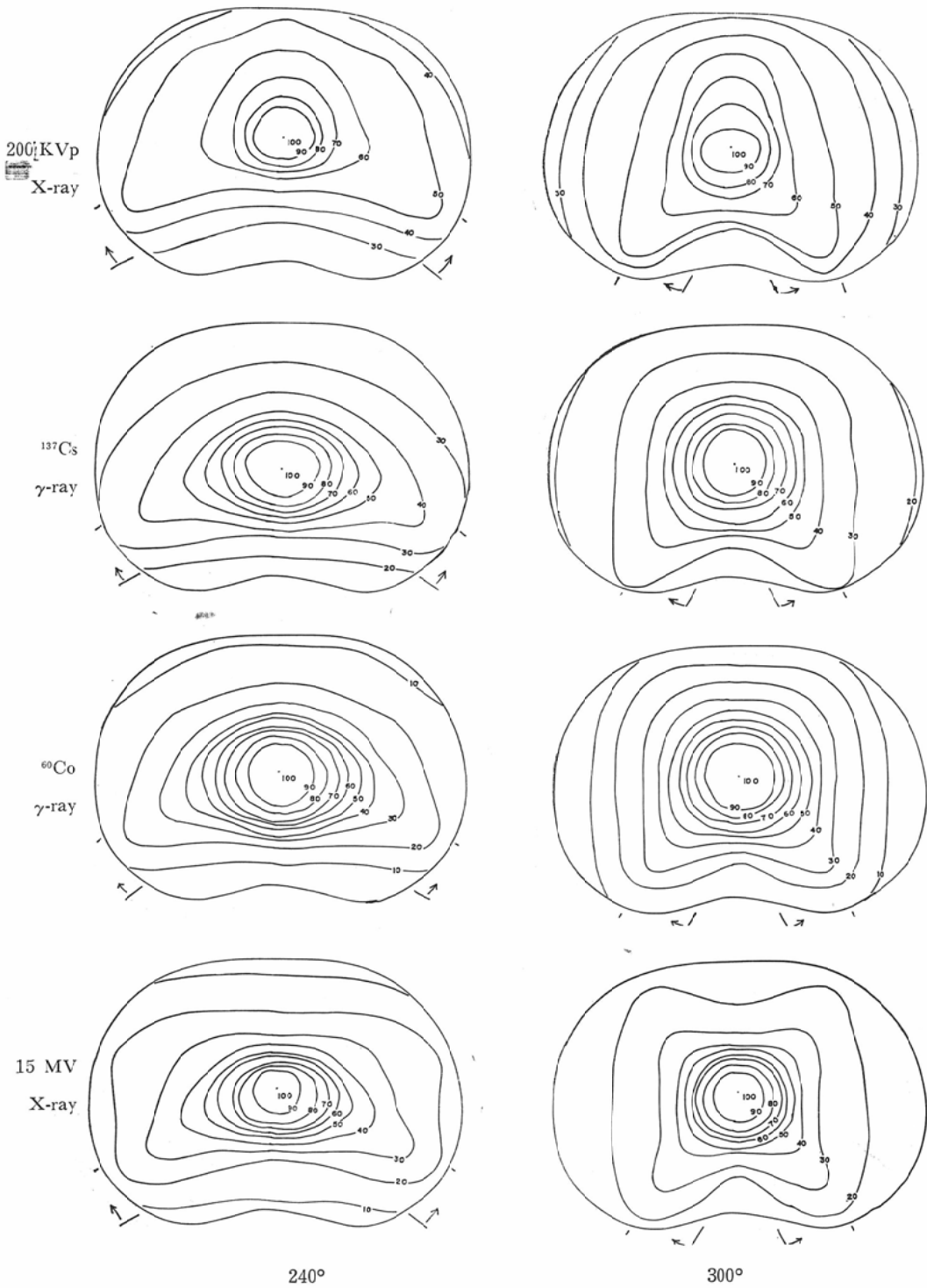
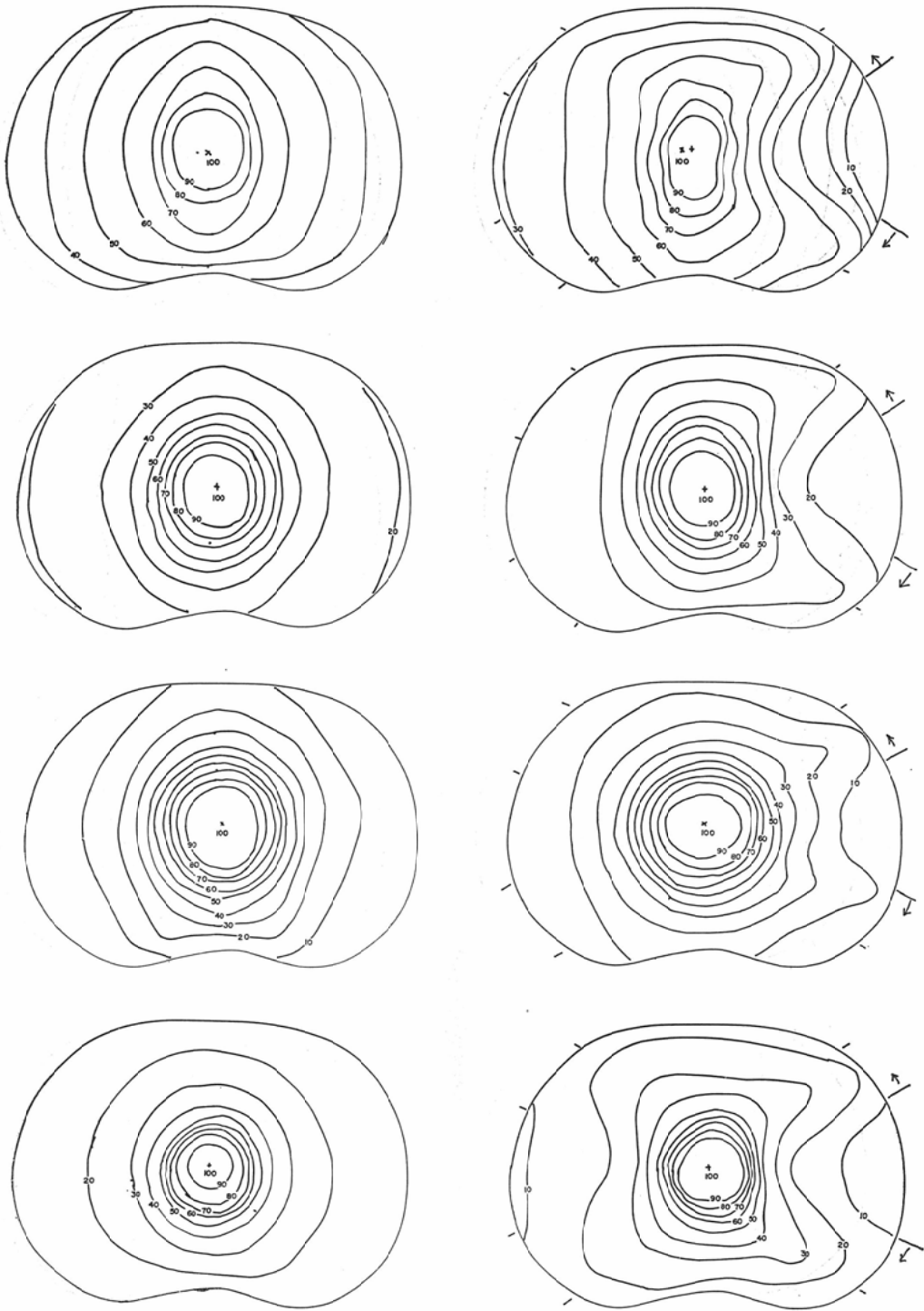


Fig. 7 (iii)



Rotation

lateral pendulum 300°

Fig. 7 (iv)

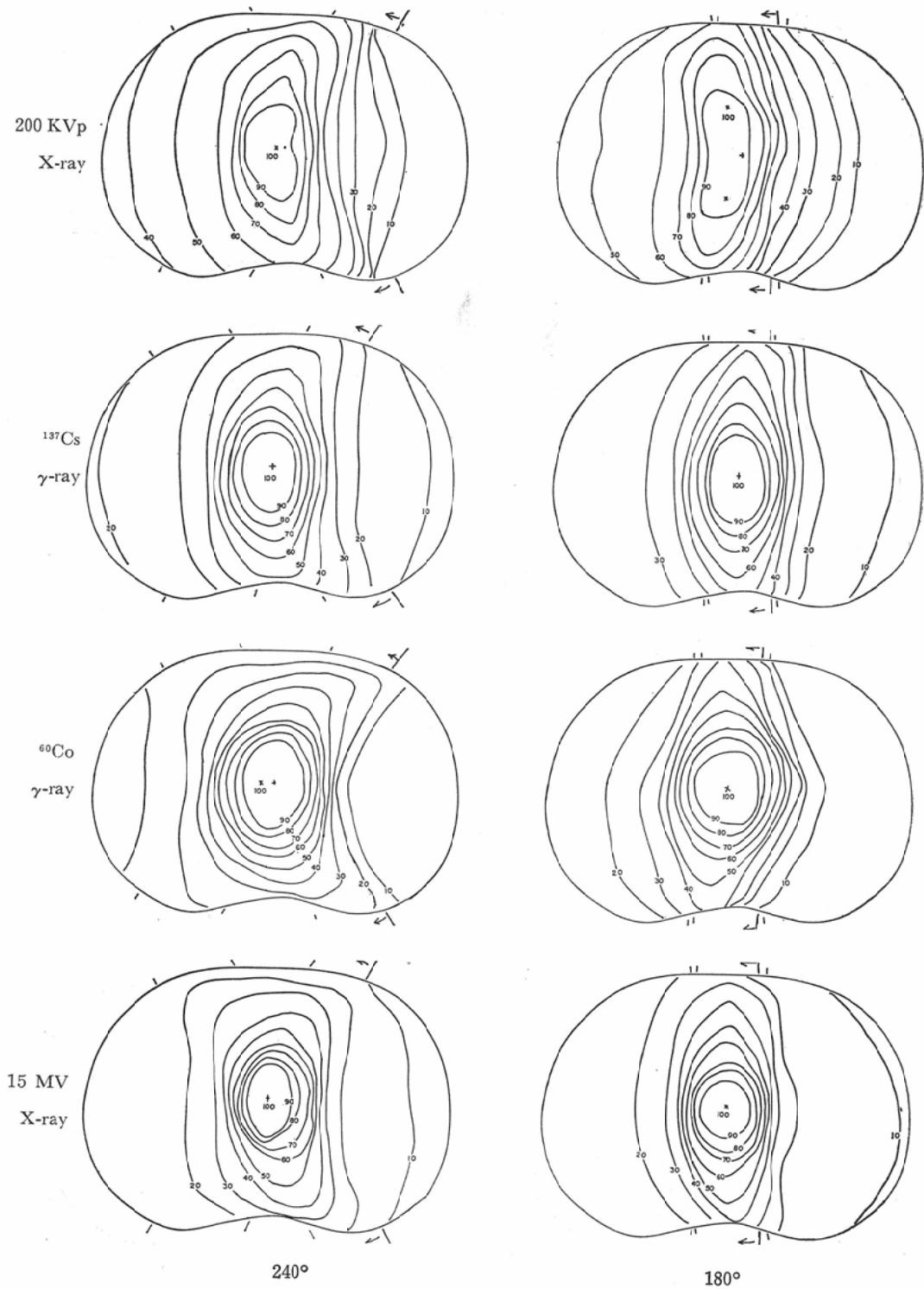


Fig. 4. (v)

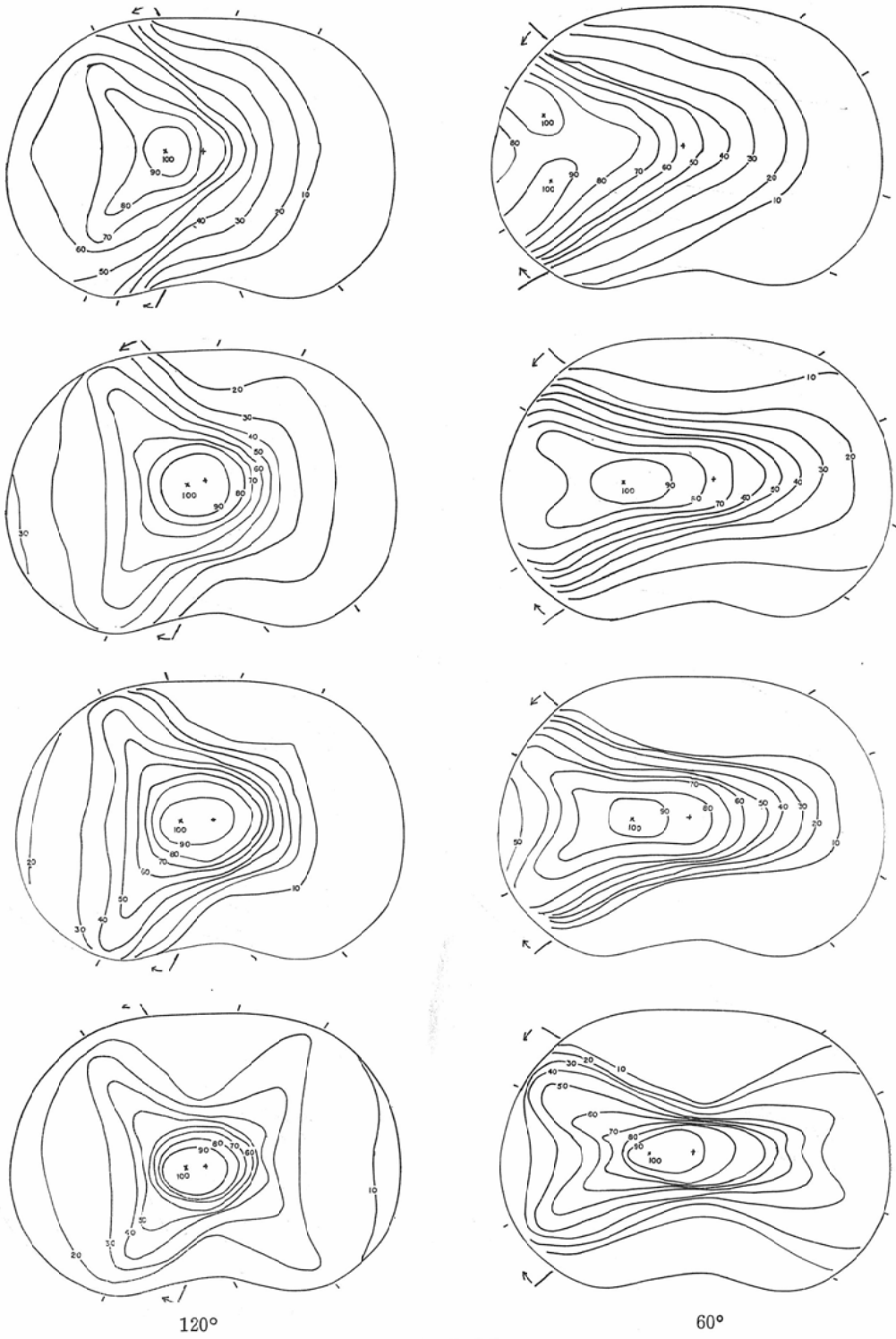


Fig. 7. (vi)

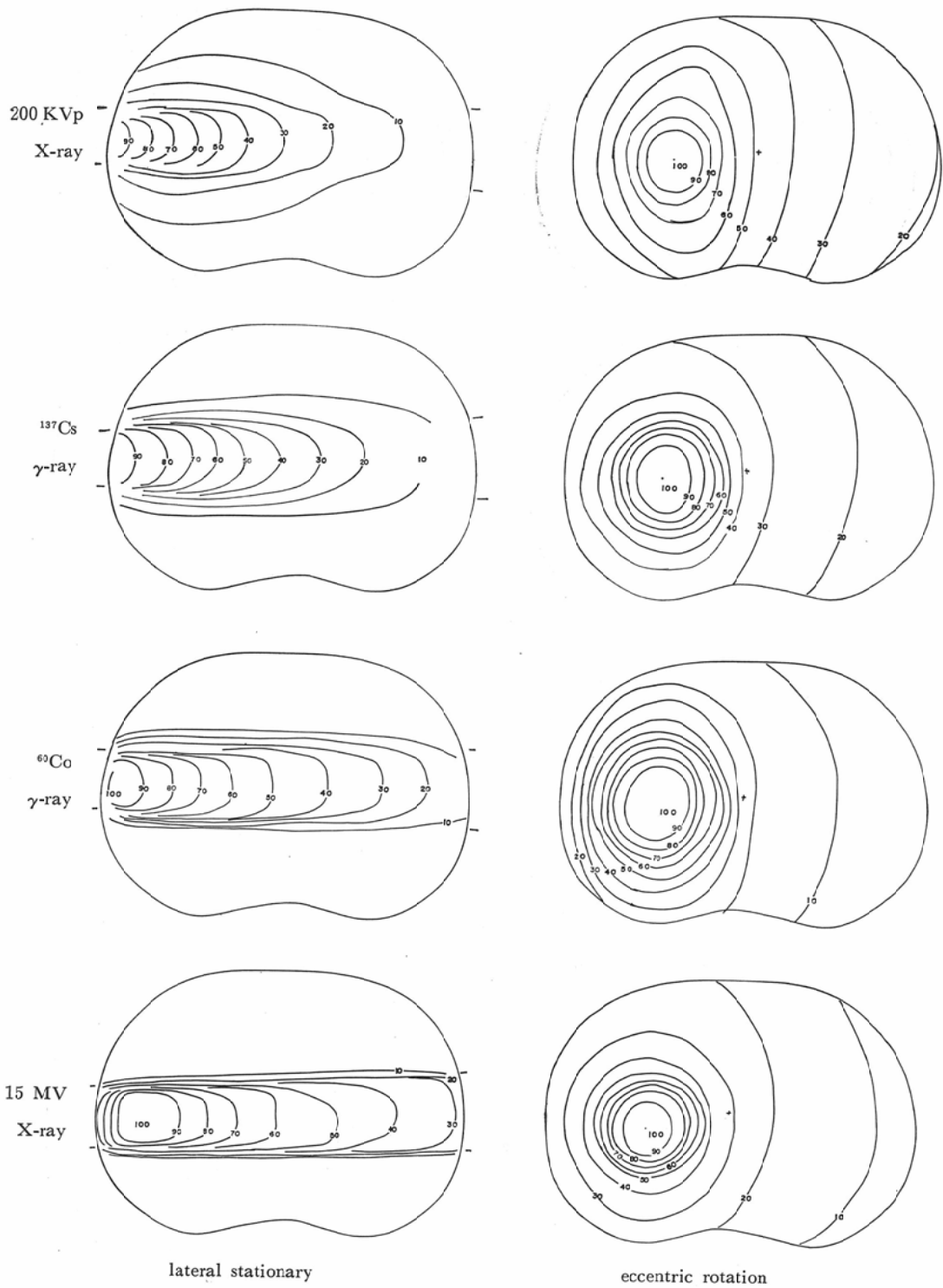


Fig. 7. (vii)

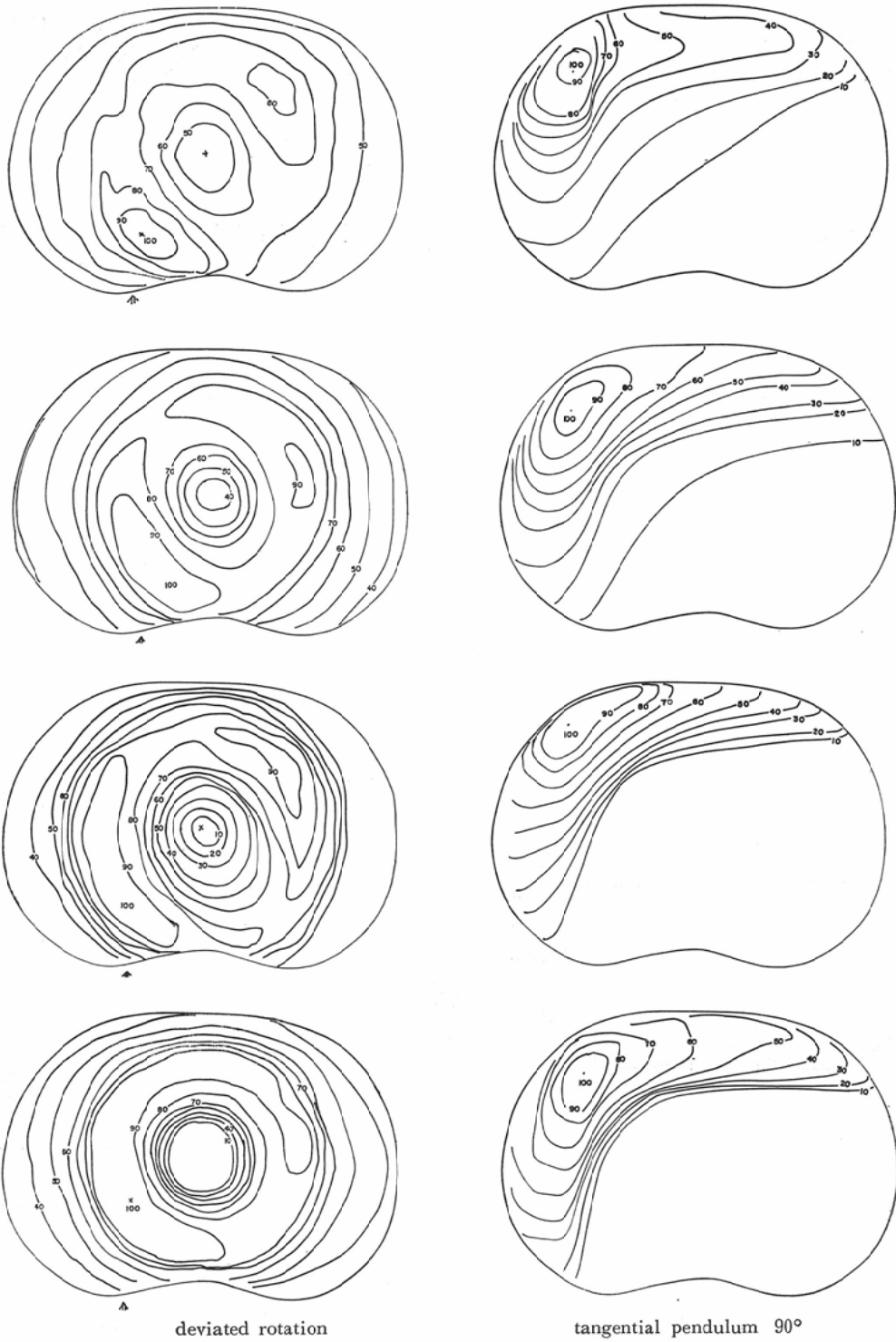


Fig. 7 (viii)

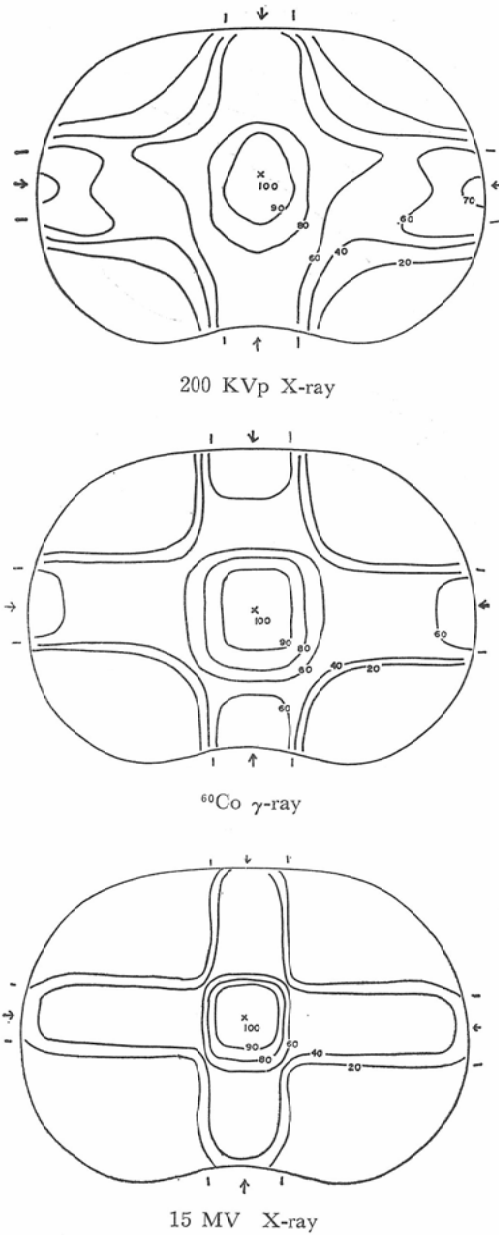


Fig. 7. (ix) four fields, cross fire

しかし

黒化のエネルギー依存性の高いこと。

反覆再現性の少いこと。

曝射後データ処理までの諸操作に時間を要し種々な制約をうけること。

などハロゲン銀を放射線検出に使用することの本

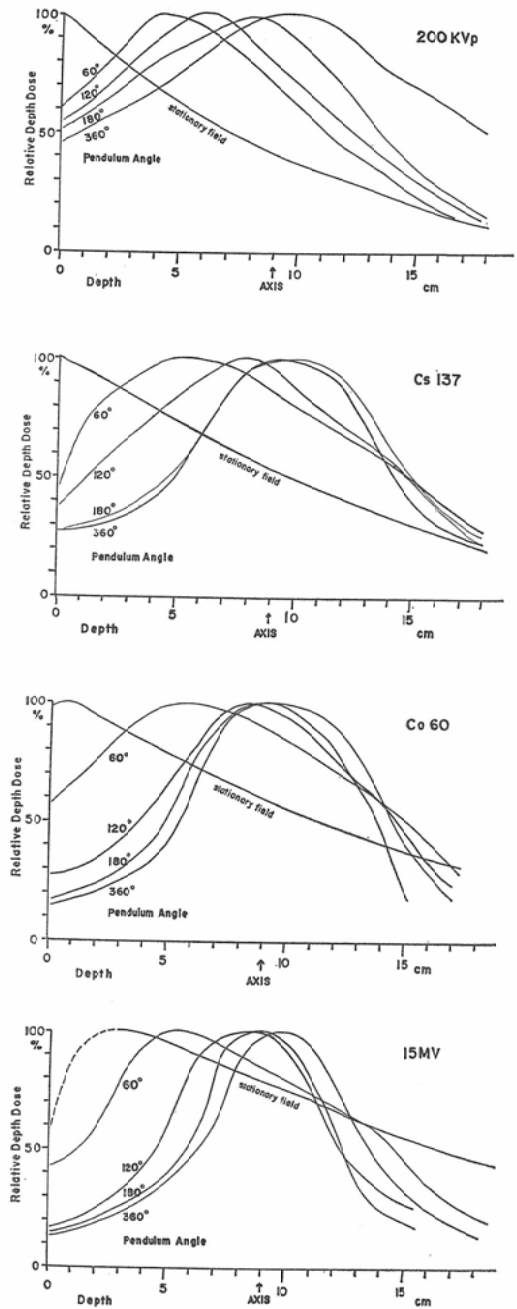
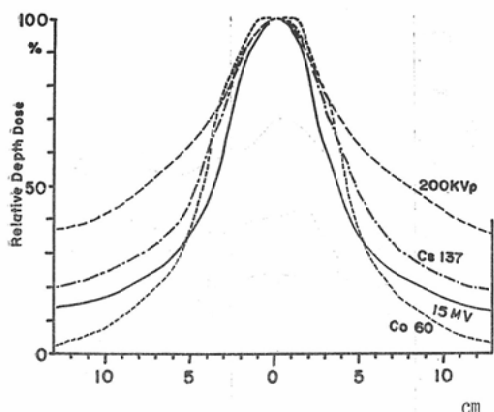


Fig. 8. Pendulum angle and depth dose curve

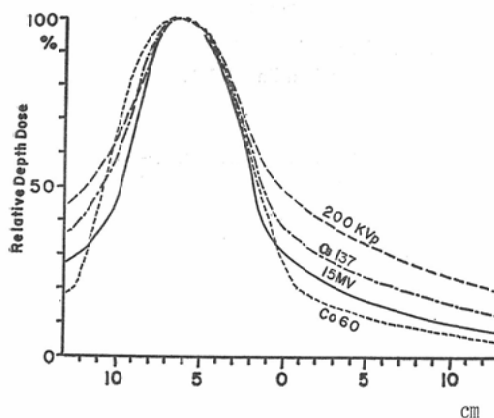
質的な問題を有している。

イ) 黒化のエネルギー依存性

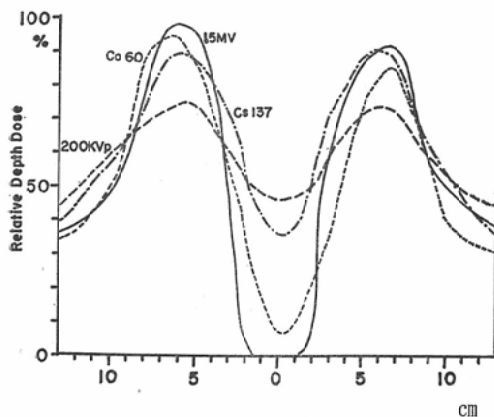
写真乳剤の放射線感受性は低エネルギーにおいて著しく高い事が一般に知られている¹⁶⁾¹⁸⁾。又,0.2



central rotation



eccentric rotation



deviated rotation

Fig. 9. Depth dose curve on the long axis of the phantom

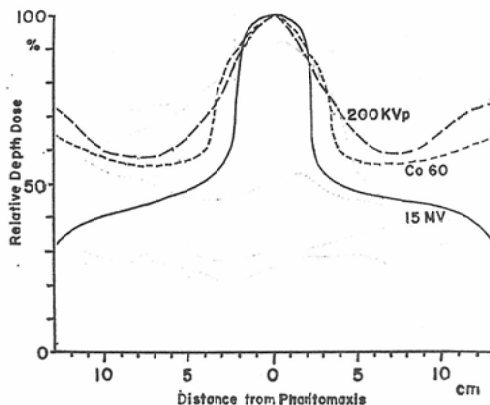


Fig. 9. (ii) Depth dose curve on the long axis of the phantom in cross fire irradiation (Fig. 7 ix)

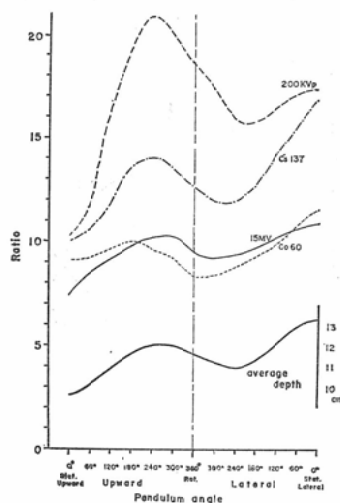


Fig. 10. Volume dose ratio when the tumor on the phantom axis.

MeV より高いエネルギーの γ 線においてその感度がほぼ一様になる事も知られている事実である。一次線のスペクトルは本実験に用いた4種の放射線については、乳剤のエネルギー依存性にあまり影響を与えないとしてよいであろう。しかし、二次線についてはこれを無視出来ないのであるが、実際には、二次線のエネルギー分布とイオン密度がわからねば、真の線量はわからないことになる。Greening⁵⁵⁾, Johns⁵⁶⁾等により測定値が示されているが、ファントム内で色々な深さ

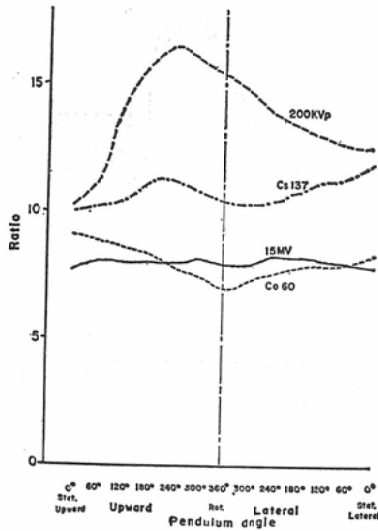


Fig. 11. Volume dose ratio converted, average depth in Fig. 10.

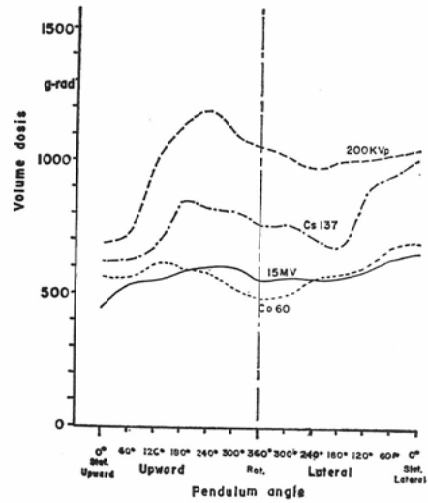


Fig. 13. Volumedosis when the phantom center irradiated 1R.

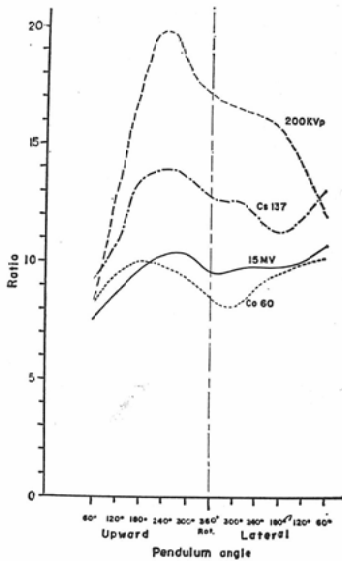


Fig. 12. Volume dose ratio when the tumor on the maximum dose area.

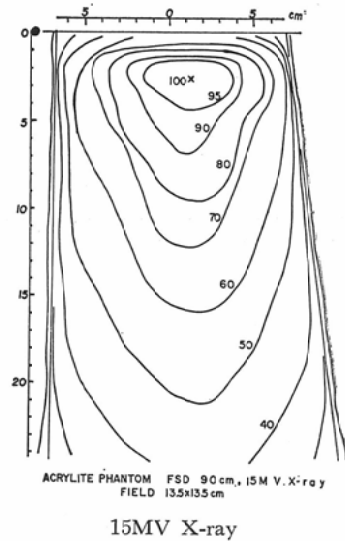


Fig. 14. wide beam non equilized.

で、あらゆる方向からフィルムに入射する二次線のエネルギーを分析しその強度を測定することは殆ど不可能に近い。ただ、線束外に見られる散乱線の状態から線束内の散乱附加の状態をうかがうことは出来る。著者ら⁵⁷⁾は 200 KVp X線について線束外の散乱附加が、フィルム法による粗い見積りで主線束部の32%という値を示した。本実

験でも後に述べる計算によると22%となった。そしてこの附加部分ではフィルムの黒化に何倍の寄与をしているかについて検討を加えなかつたが、 ≈ 10 倍位であろうと考えている⁵⁷⁾。

低エネルギー域の感度を下げるために Ag Br 含量の少い乳剤を用いるが良いという考え方¹⁴⁾¹⁷⁾¹⁸⁾もある。New Y に比べると Processの方が線

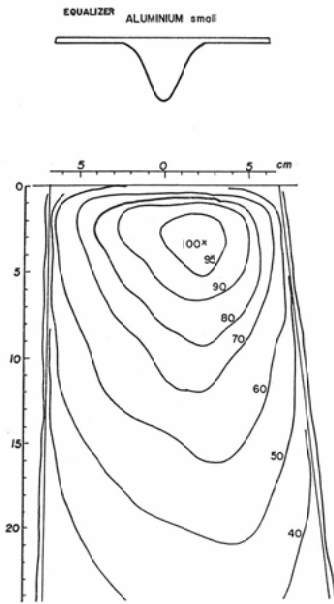


Fig. 15-1

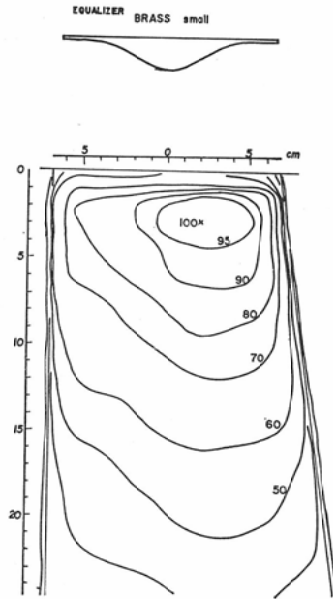


Fig. 15-3

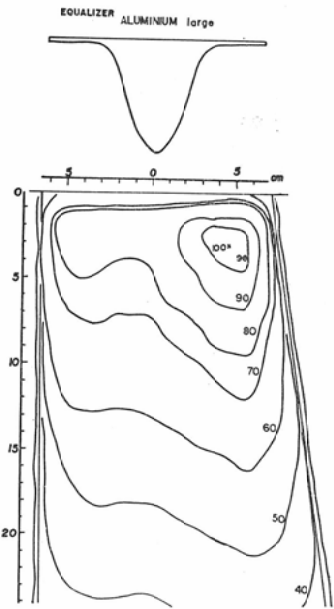


Fig. 15-2

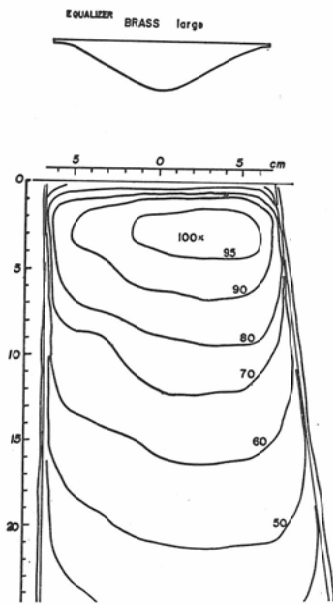


Fig. 15-4

Fig. 15. 15 MV X-ray, Wide beam. Four types of equalizer were used.

束外のかぶりが非常に少ないのは単に対比度の高い
ためだけではないだろう。

かゝるエネルギー依存性の問題は電離層型線量
計を用いても壁厚による build up の問題と共に

常に我々を悩ます事項である。

ロ) 使用したフィルムについて

New Y フィルムと Process フィルムとを比較
すると New Y は感度が高すぎるきらいがある。

といて工業用フィルム（例えばR, RR）は乳剤が厚くて適当でない。New Y の曝射は3 R位が適当であるので出力調整の出来ない同位元素照射機での運動照射などでは使用範囲が限定される。本実験ではフロントーム回転台の速度が可変であり短時間曝射でもむらなく照射出来たので、線量分布図を示したものについては全部 New Y を使用した。照射時間が短いと、同位元素照射機の場合線源が開放位置に来てからタイマーが作動するまでの間、及びタイマーがきれて線源が復帰するまでの間に照射される僅かな線量のいわゆる over exposure も無視出来なくなる。 ^{60}Co においてはこの over exposure を 0.4 R と見込んで補正を加えた。

Process フィルムは γ が高く、対比度、直線性に秀れ高い黒化度領域まで使用出来て便利である。又、乳剤塗布がうすいので使用出来るエネルギー領域も広いようであるが、ベースがうすいこと、現像むらが出来やすいなど、使いにくい面もある。

3) 照射野について

照射野として次の6つが考えられている。

- i) 幾何学的照射野
- ii) 空気中で中心軸線量の50%となる巾
- iii) 幾何学的本影
- iv) 空気中で中心軸線量の90%なる巾
- v) 物理的照射野
- vi) 臨床的照射野

本実験では幾何学的照射野に統一した。

BT-15では、絞りが固定式であるので絞りの巾を測り焦点の位置との幾何学的関係でフロントーム中心の位置を決めた。

RT-2000の場合は、ボンベ内の照射野指示灯により示される照射野の大きさをもつて照射野とした。従つて治療機に具つている照射野指示器の大きさは異つている。

RI-142においては固有絞りの遠方15cmに附加された延長絞りの巾を幾何学的に決めた。線源位置の指示灯で示される広さとほぼ一致した。

信愛号には狭い照射野のツーブスが附属していないので8×8cmのツーブスで線束を絞つた上で、RI-142において附加された延長絞りと同じ

距離に3mm厚さ鉛板を置き、これに照射野が5×5cmとなる様に窓をあけた。

幾何学的照射野は、線源や焦点の大きさに関係なく同じに決める事が出来る。絞りの構造により辺縁の線量が多少異なることもあるが大体、中心線量の50%となる。容積線量の計算にも半影の大きさは殆ど関係しない。回転照射の場合にはこの照射野の中のなかの線量が80%~90%の領域となる、など多くの利点を有している。

4) 振り角度と深部量曲線

振り角度が増すにつれて線量最大点が回転の中心に近づくが（図8）これをまとめると図16の様になる。240°以上は中心点と殆んど差は認められず、それ以下はエネルギーの順に曲線がわかれる。200KVp X線では他の3種に比べて曲線が大きくはなれ、この傾向は長軸において著明である。

5) 回転照射の長軸方向の深部量曲線

回転照射を次の3つに分けた。

i) 中心回転

フロントーム中心に線束中心を合わせ、フロントーム中心で回転させる。

ii) 偏心回転

回転中心と線束中心は一致するが、フロントーム中心と回転中心が一致しない。

iii) 偏差回転

フロントーム中心を回転中心にするが、線束中心がこれをはずれるもの。

i) は普通の回転照射であり、例へば食道腫瘍の照射に適し、ii) は eccentric rotation³³⁾⁵³⁾⁶⁰⁾ と呼ばれるもので例へば肺腫瘍の照射に利用価値が高い。iii) は中心部が打ちぬき状態になり子宮傍組織の照射に利用出来ると思われる。はつきりした名称はない様であるがこれを偏差回転 deviated rotation と呼ぶことにした。偏差度が大きいと切線回転照射となる。

更に ii) と iii) を組合せた照射法も考えることが出来る。

フロントーム長軸上の深部量曲線を描くことにより、線質のちがいによる深部量の変化がわかりやすくなる（図9）。15MV X線は半陰影のない

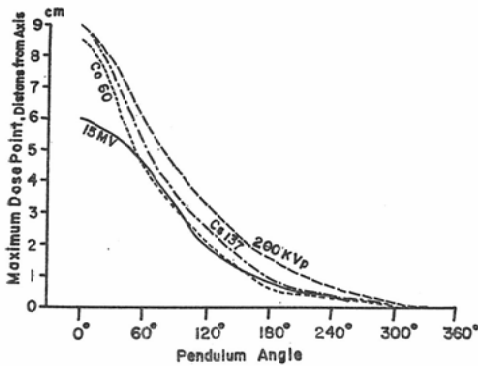
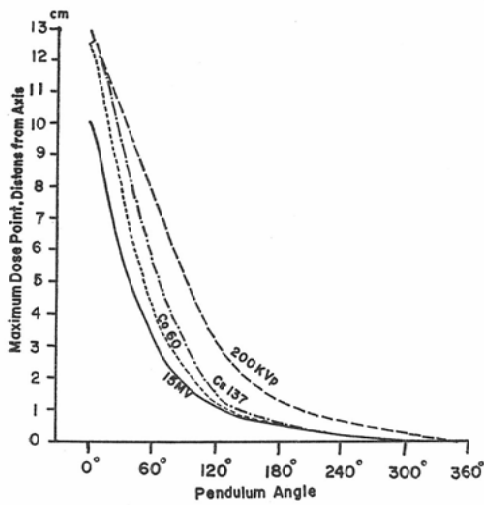


Fig. 16. Pendulum Angle and maximum dose point
upper: long axis of the phantom
below: short axis of the phantom

Table 2.

| | practical | schematic | deviation |
|-------------------------|-----------|-----------|-----------|
| 15 MV X-ray | 8662 | 8150 | + 1.1% |
| ⁶⁰ Co γ-ray | 7015 | 6623 | - 5.7% |
| ¹³⁷ Cs γ-ray | 7481 | 5520 | -19 % |
| 200 KVp X-ray | 6088 | 4997 | -18 % |

(cm² × R)

点ですつきり勾配の強い立ちあがりを示して有利であるが辺縁の線量が ⁶⁰Co γ 線に比べて高くなっている。15MVより低いエネルギーのX線で、

この大きさのファントームに対しより良い分布を示すものがある様に思われる。

偏差回転照射にて中心部の打ちぬきの状態は15MV X線がとびぬけて秀れている。

6) 容積線量比

線量分布の示された面に直角な面の照射野の中は側方散乱の少ない15MV X線ではそのまま5cmとして良いであろうが他の線質については補正が必要と思われる。その検討のため線量分布図の面積を実測して求めた値と、巾5cmの矩形、階段状の模式的な線量分布から求めた値を、平面的な積分線量について比較すると表2のようになる。

15MV X線では模式的な線量分布図より求めた値がよく一致するので補正を必要としない。15MV X線以外は各々不足分だけ補正して、⁶⁰Co γ線では5.3cm、¹³⁷Cs γ線では6.7cm、200KVp X線では6.1cmとするのが適当であろうと思われる。表1、図10~13などの結果はこの補正値が加味されている。

図10は回転中心に病巣を仮定した場合の容積線量比であり、平均深さ(15°ずつ細分した時の中心、表面間距離の算術平均)の動きとよかよつた変動を示す。これを平均深さを直線化して見やすくしたものが図11である。15MV X線では振り角度にかかわらず容積線量比が殆ど変わらないのが見られる。これは Haybitte²⁹⁾の移動照射の容積線量も一門照射の場合の線量に平均深さを加味したものとして求められるという考えに一致する。

図12は病巣を線量最大域に一致させた場合の比である。

図13はファントーム中心に1rad与える時にファントームに与えられる容積線量である。15MV X線は容積線量が小さく、深部量が大きいために、平均深さが変わっても容積線量の値はあまり変動しないが、照射の方法、角度などによつては、⁶⁰Coに比し必ずしも秀れているとは限らないことがわかる。

7) 広い照射野の15MV X線線量分布

X線のエネルギーが高くなるに従つて線束中心方向の線束のひろがり狭くなる。このため15MV X線においてもその線量分布は、平坦なもので

なく図14に見られるが如く、照射野の中心に集つた分布を示す。このため均等な分布を得るために分布曲線と同じ型をした吸収体を置いて照射を行う⁵⁸⁾⁵⁹⁾。図15にこの目的に作られたアルミ及び真鍮の大小二ヶずつの Equalizer を使用した際の線量分布の一例を示した。この図の様にX線の分布が左右いずれかに偏していると背の高い対称型の Equalizer を用いた場合、目的にそぐわない分布を示す事になる。この4種の内では真鍮製大型のものが比較的良好な結果を得たがまだ充分ではない。十分に満足すべき分布を示す様な、Equalizer の製作は高度の技術を要するものである。照射野が狭い時には、広い線束の中央部のみを利用する事になり Equalizer はあまり必要ではない。

VII 結論

15MV X線, ⁶⁰Co γ 線, ¹³⁷Cs γ 線, 200KVp X線の運動照射の線量分布の測定及び容積線量比の比較検討を行った。

照射条件を出来るだけ等しくするために、運動照射照射用の専用のファントム回転台を製作使用した。

線量分布の測定にはフィルム黒化度法を用いたが、高エネルギー治療には、フィルム法は秀れた方法であると考えられる。

振り照射の場合、振り角と容積線量との関係を見た。その結果、散乱の少ない15MV X線では、容積線量比は、ほぼ一定である事がたしかめられた。

容積線量の算出について、種々なる方法が呈示されているが、あまりに簡略化した計算法よりも作図的に面積を求めて行つた方が、実際的である様に思われる。15MV X線においては、極端に単純化した模式図によつて求めた値が、面積の実測値と非常に良く一致した。

固定多門照射(四方向位の)と回転照射を比べると、回転照射が線束の集中度において秀れている。しかし低エネルギー線の固定多門照射と回転照射の集中度の差は高エネルギー線の場合の両者の差よりも著しい。即ち、低エネルギー線の方が、回転照射の効果が著しい。又、反対に高エネルギー線では固定多門照射でも中心部に高度の線

量の集中が得られる。

固定照射において、ファントム周辺の線量は⁶⁰Coにおいて最低であり、これより透過性の高い15MVにては、かえつて上昇するので、この点ではエネルギーが高すぎると回転照射に好ましくないと思われる。1MVから15MVの間に回転照射に最適な(このファントム大きさについて)エネルギーがあるのではないのだろうか。

15MV X線の運動照射は、他の放射線によるものに比して秀れているが、使い方によつては必ずしもそう云えない点もある。

稿を終えるにあたり、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜つた恩師入江英雄教授に対し深甚なる謝意を表すると共に、御指導いただいた現広島大学原爆放射能医学研究所竹下健児教授ならびに御助言をいただいた教室村上昇一講師に感謝の意を表します。

本論文の要旨は、第22回日本医学放射線学会総会(1963年4月)、第23回日本医学放射線学会総会(1964年5月)において発表した。

文 献

- 1) 入江：最近の放射線深部治療，産科と婦人科，29, 11, 1962.
- 2) 中泉：レントゲン線の集光照射法の線量分布，日レ学会誌，14, 1, 1936.
- 3) Wachsmann, F. und Barth, G.: Die Bewegungsstrahlung, 1953. Universität Erlangen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- 4) Wichmann, H.: Tabellen zur Dosierung bei Bewegungsbestrahlung, 1953.
- 5) Bender, M. und Kohler, A.: Über Messung bei Pendelbestrahlung, Strahlenther. 65, 468, 1939.
- 6) Wachsmann, F. und Dimotsis, A.: Kurven und Tabellen für die Strahlentherapie, S. Hirzel Verlag. Stuttgart. 1957.
- 7) 足立，賀賀：黒化度法による空間的線量分布測定，日医放誌，4, 4, 1943.
- 8) 秋山：レ線 Film によるレ線量の測定，電気試験所集報，7, 110, 1943.
- 9) 村山他：レ線 Film の黒化法に由る線量測定法の一考察，昭和医会誌，16, 5, 1956.
- 10) Ehrlich, W.: Photographic Dosimetry of X- and Gamma rays; N.B.S. Handbook No. 57.
- 11) Stanton, L.: Determination of isodose curves for supervoltage and Cobalt-60 teletherapy machines with X-ray film. Radiology. 78, 445, 1962.
- 12) Morgan, R.H. and Van Allen, W.W.: The

- sensitometry of roentgenographic films and screens, *Radiology*, 52, 832, 1949.
- 13) Mauderli, W. et al.: Focussed grid. telecobalt film dosimetry, *Am. J. Roentgenol.* 83, 3, 1960.
 - 14) Mauderli, W.: Dosimetrie von Röntgen und Gammastrahlen mittels photographischer Films, *Fortsch. Röntg.* 86, 6, 1960.
 - 15) Seemann, H.E., Spectral Sensitivity of two commercial X-ray films between 0.2 and 2.5 Angstroms, *Rev. Sci. Ins.* 21, 4, 1950.
 - 16) Ehrlich, M. and Fitch, S.H.: Photographic X-and Gammaray dosimetry. *Nucleonics*, 9, 3, 1951.
 - 17) Stanton, L.: Penumbra measurements of supervoltage and Cobalt-60 machines by a photographic method. *Radiology*. 73, 253, 1959.
 - 18) Hine, G.J.: The range of usefulness of photographic film in roentgen dosimetry: *Am. J. Roentg.* 72, 2, 1954.
 - 19) Granke, R.C.: The film method of tissue dose studies with 2.0 MeV. roentgen rays, *Am. J. Roent.* 72, 2, 1954.
 - 20) Charlton, E.F. and Breed, H.E.: Some depth dose studies of roentgen rays for energy levels from 20 to 100 million electron volts, *Am. J. Roent.* 60, 2, 1948.
 - 21) Cole, A. et al.: Physical studies on a shorttreatmentdistance Cesium-137 teletherapy unit. *Radiology*, 74, 1960.
 - 22) Mayneord, W.V.: Energy Absorption. *Brit. J. Radiol.*, 13, 235, 1940.
 - 23) Mayneord, W.V.: *Proc. Phys. Soc.* 54, 1942.
 - 24) 江藤：X線の作用量及其分布の求め方について（その三），*日医放誌*，9，1949.
 - 25) 江藤：同上（その四），*日医放誌*，9，1949.
 - 26) 飯田：実測法による場合の容積線量の計算法について，*日医放誌*，19，12，1960.
 - 27) 宮川他：放射線治療の空間的線量分布（病巣容積線量率について），*日医放誌*，20，6，1960.
 - 28) 山下他：容積線量の研究，*日医放誌*，23，9，1963.
 - 29) Haybittle, J.L.: *Acta Rad.* 42, 65, 1954.
 - 30) 飯田：⁶⁰Co 遠隔照射法の研究，*日医放誌*，19，11，1960.
 - 31) 江藤他：放射線医学，医学書院，1959.
 - 32) 岡島：⁶⁰Co 遠隔照射法の研究（第5報），*日医放誌*，19，12，1960.
 - 33) 岡島：⁶⁰Co 遠隔照射法の研究（第4報），*日医放誌*，19，7，1960.
 - 34) Kligerman, M.M. et al.: Rotation therapy thechnics applicable to standard deep-X-ray machines: *Radiology*, 62, 1954.
 - 35) Watson, T.A.: The Saskatchewan 1000-Curie Cobalt 60 Unit, *Radiology*, 62, 1954.
 - 36) 川島他：組織等価物質の試作，*日医放誌*，20，11，1961.
 - 37) Wagner, G.: *Strahlentherapie*, 96, 482, 1955.
 - 38) Jones, D.E.A. and Raine, H.C.: *Brit. J. Radiol.* 22, 549, 1949.
 - 39) 尾内他：水と等価な固体 Phantom の試作，*日医放誌*，19，5，1959.
 - 40) Spiers, F.W.: *Brit. J. Radiol.* 16, 90, 1943.
 - 41) Harris, J.H. et al.: *Radiology*, 67, 805, 1956.
 - 42) 森川他：Methacryl 酸 Methyl 樹脂の人体 Phantom としての適用性，*日放技会誌*，14，4，1959.
 - 43) 川端：Acryl 樹脂 Phantom に関する実験的研究，*東京医大誌*，15，3，1957.
 - 44) 橋詰：治療用 Phantom，*日医放誌*，15，2，1955.
 - 45) 小野山：コバルト60大量遠隔照射時の病巣線量について，*日医放誌*，20，4，1960.
 - 46) 岡島：⁶⁰Co 遠隔照射法の研究，*日医放誌*，24，2，1964.
 - 47) Roderick, J.F.: *Am. J. Roent.* 81, 1957.
 - 48) Jones, D.E.A.: *Brit. J. Radiol.* 32, 68, 1959.
 - 49) 山崎他：200KVp X線および¹³⁷Cs γ線による骨盤部運動照射の線量分布と骨の影響，*日医放誌*，23，1，1963.
 - 50) Hine, G.J. and Brownell, G.L.: *Radiation Dosimetry*, 1956, Academic Press Inc., N.Y.
 - 51) 保積：写真のセンシメトリー，共立出版，1962.
 - 52) Trump, et al.: Two million volt roentgen therapy using rotation, *Am. J. Roentgenol.* 66, 1951.
 - 52) 梅垣：運動照射法の線量分布，*日医放誌*，20，10，1960.
 - 54) 江藤他：印画紙の黒化によるレ線量測定，*日医放誌*，2，3，1941.
 - 55) Greening, J.R. and Wilson, C.W.: The wave length of the X-irradiation at a depth in water irradiated by beams of X-rays, *Brit. J. Radiol.* 24, 605, 1951.
 - 56) Brucer, W.R. and Johns, H.E.: Experimentally determined electron energy distribution produced by cobalt 60 gamma rays, *Brit. J. Radiol.* 28, 443, 1955.
 - 57) 竹下，吉本：最近の高エネルギー放射線の医学的応用について，*福岡医学雑誌*，53，2，1962.
 - 58) Adams, G.D. et al.: Techniques for application of the betatron to medical therapy: *Am. J. Roentgenol.* 60, 1948.
 - 59) Johns, H.E. et al.: Depth dose data and isodose distributions for radiation from a 22 MeV Betatron; *Am. J. Roentgenol.* 62, 1949.
 - 60) Becker, J.: Klinische Erfahrungen mit ultraharten Röntgenstrahlen und schnellen Elektronen: *Strahlentherapie*, 106, 85, 1958.