



Title	打抜照射法, 凹 体照射法 (原体照射法の研究 第5報) (Co遠隔照射法の研究第13報)
Author(s)	高橋, 信次; 飯田, 博美
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1961, 21(2), p. 126-131
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19162
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

打抜照射法, 凹体照射法

原体照射法の研究(第5報)

 ^{60}Co 遠隔照射法の研究(第13報)

名古屋大学医学部放射線医学教室(主任 高橋信次教授)

高橋 信次 飯田 博美

(昭和36年4月10日受付)

Experimental study on partial shielding radiation-
and hollow out radiation technique
Studies on Rotatory Conformation Radiotherapy, 5th Report
Studies on Telecobalttherapy, 13th Report

By

Shinji TAKAHASHI and Hiroyoshi IIDA

(Department of Radiology, Faculty of Medicine, Nagoya University)

Director: Prof. S. Takahashi)

The present paper deals with a radiation method for making a homogeneous irradiated area in high density of dosage in the cross section of lesion having concavity in its circumference (partial shielding radiation technique) or within the lesion having not irradiated area (hollow out radiation technique). The hollow out radiation technique is carried out by the following principle (Fig. 1). The radiation source (S_1) rotates around the rotation center (O) placed within the phantom (P) and changes its position to the new position S_2 . By the diaphragm D_1 and D_2 variable during rotation, the radiation field is constructed. Within the radiation cone there is placed a model made of radioopaque substance. This model is attached to the radiation mouth so as to be in the relation of $O_1M_1//O_2M_2$ at any position of the radiation source. Geometrically considered, it results the relationship $OM = O_1M_1 \times \frac{S_1O}{S_1O_1}$ $OM//O_1M_1$. Thus the hollow out area which is similar to model in the shape, but magnified S_1O/S_1O_1 times in size occupies its position at the planned location within the irradiated area.

When this hollow out area is located at the margin of the irradiated region the partial shielding irradiation will be resulted. When (M_1 and M_2) is located outside of the radiation field, the hollow out area being free from the scattered rays and direct X-rays is also obtained.

It was carried out some phantom experiments for getting actual data of these methods, and results obtained in the pelvis or head are shown from Fig. 4 to Fig. 6. It will be noteworthy here that the center and the shape of the hollow out area are deviated from the area expected. The deviation was mainly caused by the relative

size of the lead model. Dose distribution became similar to that of usual pendulum irradiation for shielding the eyes from radiation beam. Even in such case the hollow out radiation method was more reasonable from the point of view in protection of eyes due to shielding of radiation beam directed from the back of the head.

緒 言

回転集光照射に対して回転撮影の諸原理を当てはめることにより体内での最高放射線密度を好む形のものにすることが可能となつた(可変絞りによる方法)¹⁾²⁾³⁾。しかしその場合病巣は空間的に凸形(convex)のものに限られた。余等は更に回転撮影の法則にもとづいて空間的に凹形(concave)なる病巣に対する照射法(凹体照射法)⁴⁾、或は病巣内の一部を照射しないようにする照射法(打抜照射法)⁵⁾を発展此を臨床に使用し始めたので特にその原理を詳説しようと思う。

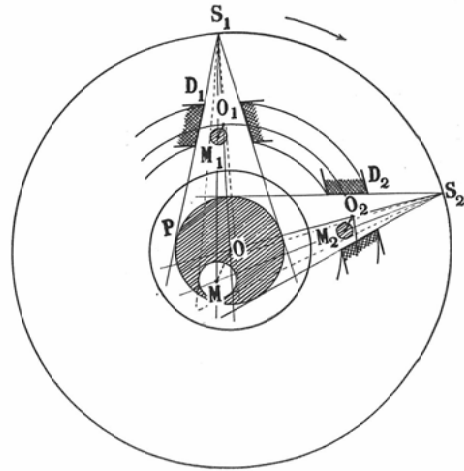
原 理

Fig. 1.は回転集光照射装置に打抜照射法を実施する場合の原理を示す。 (S_1, S_2) はOを中心として回転する線源、Pはファントム、 (D_1, D_2) は照射野の大きさをきめる絞り、 (M_1, M_2) は打抜用鉛モデル(図には円錐形の断面が示されている)で線源が回転しても S_1O, S_2O 上の定点即ち鉛モデルの支点 (O_1, O_2) に対して常に $O_1M_1//O_2M_2$ なるように位置している。長方形絞り (D_1, D_2) によつてファントム内に円錐形の照射野が得られる。常に $O_1M_1//O_2M_2$ であるためOから $O_1M_1 \times S_1O/S_1O_1$ の定距離で且 $OM//O_1M_1$ の方向の定点Mを中心として鉛モデルの半径と高さ(長さ)が共に S_1O/S_1O_1 に拡大された円錐形部分が照射されなくなる(打抜照射法)⁴⁾⁶⁾。鉛モデルの形を選ぶことにより任意の形の打抜が可能である。この打抜部分が照射野の端に存在するときは凹体照射法が得られる。絞り (D_1, D_2) に回転と共に開きの変化する可変絞り¹⁾²⁾³⁾を使用すれば任意の形の照射野での打抜照射又は凹体照射が可能である。又 (M_1, M_2) を照射野外におけば照射野外の特定の部位を打抜くことができる。

実験装置

^{60}Co を線源とする島津 RT-2000型回転集光照射

Fig. 1. Schema of hollow out radiation technique. P-phantom, O-rotation center, (S_1, S_2) radiation source, (D_1, D_2) variable diaphragm, (M_1, M_2) model, (O_1, O_2) fulcrum of model.



射装置の絞りの先端に打抜装置を装着した(Fig. 2.). Fig.3.は此の打抜装置に2本の円錐形鉛モデルを使用した状況を示す。諸要素を Fig. 1.について記せば線源の回転半径 (S_1O) は75cm、線源とモデルの支点間の距離 (S_1O_1) は50cmである。線源の回転速度は1回転100秒である。

実験方法及び実験結果

ファントム内における γ 線の線量分布を知るためには、SiemensのDosimeter或はVictoreenのModel 570 Condenser γ -meterと写真黒化度法⁷⁾を併用した。但し写真黒化度法は富士プロセスフィルムをファントムの横断面にはさんで使用した。このフィルムを使用したのはXレイフィルムでは γ 線に対して良好な黒化度曲線を与えないからである。

(i) 腰部ファントムに対する打抜照射及び凹体照射

Fig. 2. Adapter for hollow out radiation technique attached to ^{60}Co rotational radiation therapy unit.

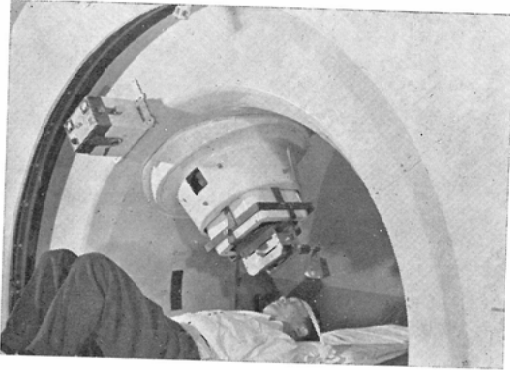


Fig. 3. Adapter for hollow out irradiation to eyes.

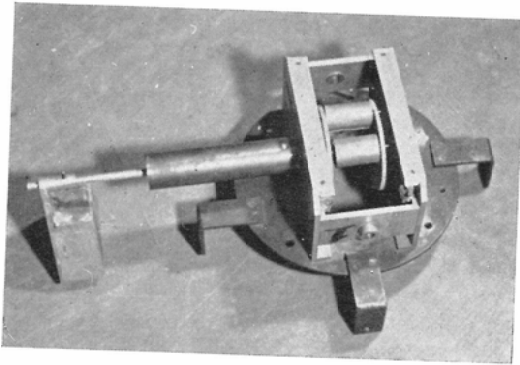
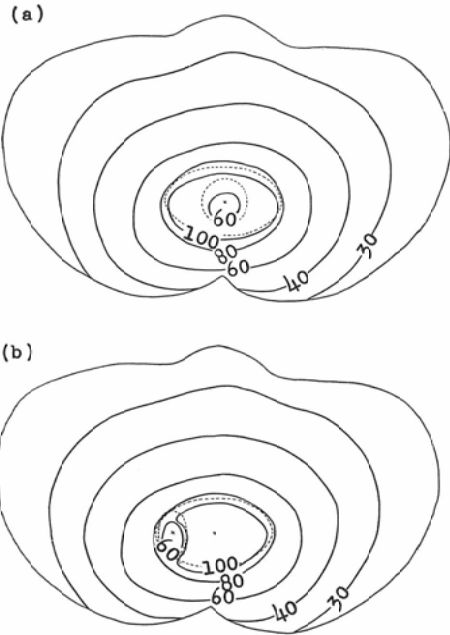


Fig. 4 (a) は腰部パラフィンファントム内の楕円嚢形病巣の中心部を円嚢状に打抜いた打抜照射の線量分布, Fig. 4 (b) は同じファントムの楕円嚢形病巣の一端を楕円嚢状にくりぬいた凹体照射の線量分布を示す。ファントムは断面の巾35cm, 厚さ19.5cmで長さ19cmである。Fig. 4 (a) における楕円嚢状照射野には長軸6cm, 短軸3.4cmのベイクライト製楕円を挟んだ可変絞りを使用し, その中心部の打抜に24mm ϕ の鉛モデルを使用した。但しこのモデルの軸には8mm ϕ の鋼鉄が使用されている。Fig. 4 (b) も同一の可変絞りを使用し, その楕円嚢状照射野の端の凹体打抜には長軸24mm, 短軸16mmの楕円嚢形鉛モデルを使用した。但しこのモデルの軸には2mm ϕ の銅が使用されている。

(ii) 頭部ファントムに対する打抜照射

Fig. 4. (a) Isodose chart of hollow out irradiation to cervix uteri.

(b) Isodose chart of partial shielding radiation technique applied to the pelvis tumor.



頭部パラフィンファントムに4 \times 4cmの照射を行った場合の線量分布が Fig. 5 (a) で, その照射野外において直径16, 23, 28, 36及び40mmの2本の鉛モデルによる打抜を実施したときの線量分布が Fig. 5 (b) ~ (f) である。Fig. 6 は23mm ϕ の打抜用鉛モデルを使用したときの写真である。すべて打抜部位が最も近い体表の方向にずれているのが認められる。このファントムは断面の前後19cm, 巾15cmであり高さ14.5cmで大人の頭部に相当する。本実験は脳下垂体を照射したとき照射野外の眼球を特に保護する目的で行った基礎実験である。

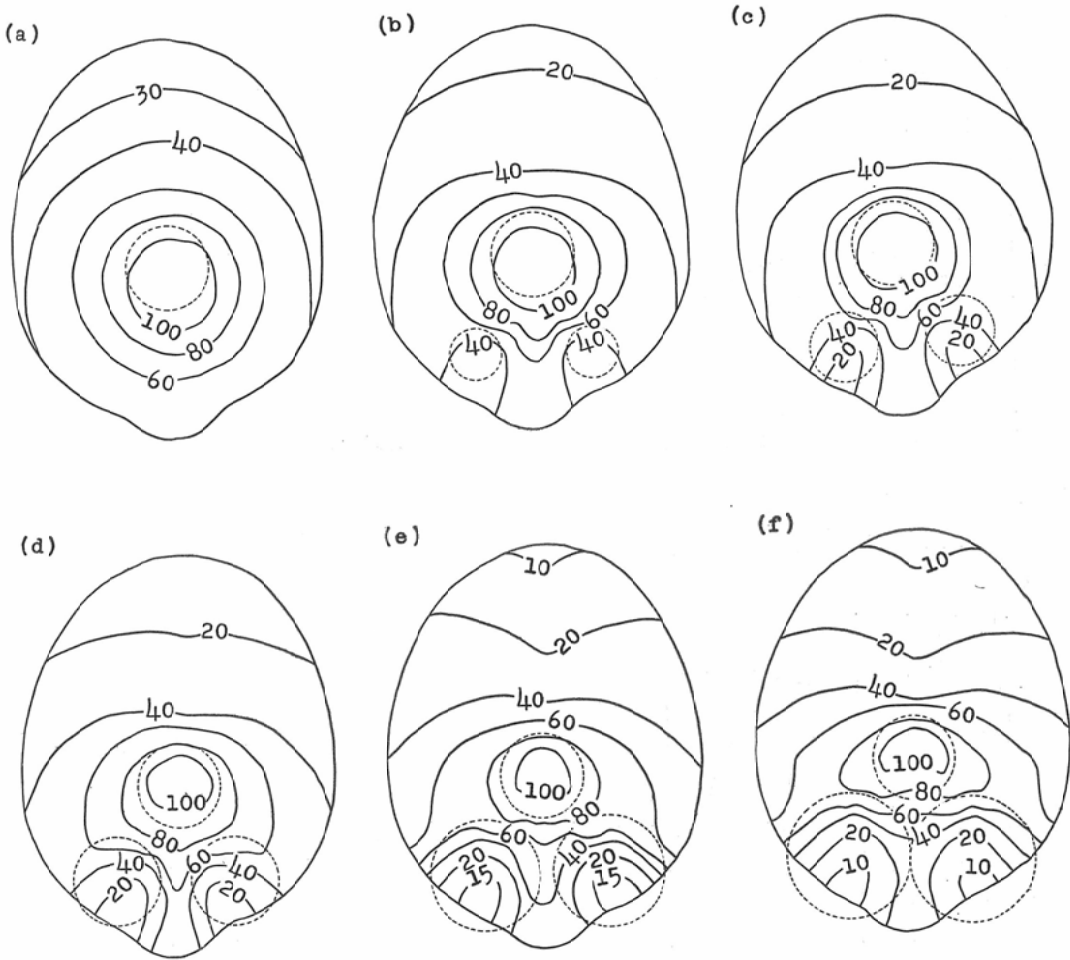
(iii) 打抜用鉛モデルによる吸収

Fig. 7に円嚢形鉛モデルを通過する ^{60}Co γ 線の減弱の1例を示す。但しこの実験に使用した鉛円嚢は鉛板を巻いて作製したために平均比重9.81であつたので, 此の値によつて計算した。

(iv) 打抜部位の偏位

打抜部位は最も近い体表の方向にずれる。Fig.

Fig. 5. Isodose charts of partial shielding radiation technique applied to the hypophyseal tumor.
The diameter of model used being measured (a) 0 (not used), (b) 16 mm, (c) 23 mm, (d) 28 mm, (e) 36 mm and (f) 40 mm.



4 (a), (b) の場合は約 5 mm, Fig. 5 (c) の場合は約 1 cm である。

(v) 等量曲線の变形と照射野の偏位

〔A〕回転集光照射の場合に照射野中心は回転中心から最も近い体表の方向に偏位する。その値は Fig. 4 (a), (b) の場合約 5 mm, Fig. 5 (a) の場合約 8 mm である。〔B〕打抜用モデルが偏在するとき打抜照射を実施すると照射野中心は回転中心から打抜部位の反対方向に偏位する。Fig. 5 (d) において照射野は、〔A〕による下方(顔

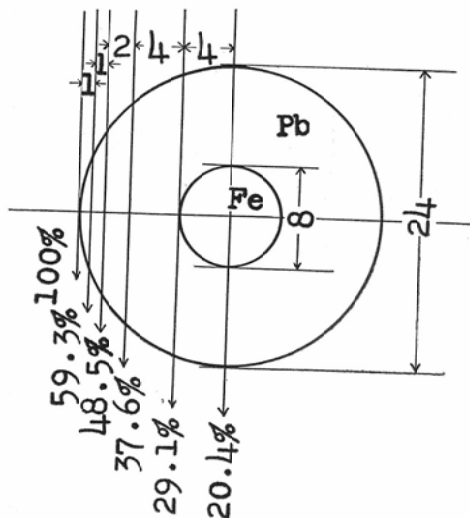
面方向)への偏位約 8 mm が〔B〕による上方(後頭方向)への偏位約 8 mm に打消されてほぼ回転中心にある。打抜モデルが更に大きくなった Fig. 5 (f) においては〔B〕による偏位の方が〔A〕による偏位より大きいため照射野は回転中心より上方(後頭方向)約 7 mm に迄偏位している。このように打抜モデルが大きくなると照射野並びに等量曲線が变形して振り照射の場合に近似した形になる。

(vi) 照射野中心での線量比較

Fig. 6. Density distribution of the head of Fig. 5. (c). Bottom: front of the head.



Fig. 7. Cross section of the lead model. (Outer: lead cylinder. Inner: iron cylinder in mm.). Shielding effect being shown in percentage.



打抜モデルの大きさを変化させて照射野中心での線量を測定した結果を Table 1 に示す。

考 按

打抜照射及び凹体照射は回転撮影の基本原則から演繹される。回転撮影の場合には人体を通過した線コントラストを持った放射線は人体を通過

Table 1 Dose diminution due to partial shielding (field size of 4×4 cm)

Diameter of lead model (mm) for shielding	Dose at center of field (r) in exposure time of 200 sec.	Ratio of dose measured with model to that without model
model	76.9	1.00
16	65.4	0.85
23	58.1	0.76
28	49.1	0.64
36	42.9	0.56
40	38.1	0.50

した後、何等吸収を受けることなくフィルム上に到達するので幾何学的計算像と一致したX線又はγ線像を生ずる。しかるに打抜照射及び凹体照射の場合は放射線は人体（パラフィンファントム）により吸収され、その為に減弱し且散乱付加を起す。人体（パラフィンファントム）なしで、フィルムを単においた場合は凹体又は打抜部位に応じた幾何学的計算像が得らるべきものが、位置のずれ及び形の変形を起すことになる。この結果、回転照射の場合の最大線量部分と全く同様^{1) 2) 3)}に、打抜部位は最も近い体表の方向にずれる (Fig. 4, Fig. 5 (b) ~ (f), Fig. 6)。この偏位の大きさはファントムの形、照射野の位置と形、打抜部位の位置と形、線質等によつてきまるもので今後実験的並びに理論的研究を進める方針である⁹⁾。

実験 (v) に示すように打抜用モデルが照射野内で偏在するとき等量曲線の変形並びに照射野の偏在を生ずるのは、打抜用モデル自体による放射線吸収によるものである。従つて両眼球部の保護のために2本の打抜用モデルを大きくすればするほど顔面方向からの放射線が吸収され順次振子照射的になっていることが分る。又そのために同一時間内に照射野中心に与えられる線量は減少する (Table 1)。このことは打抜照射法及び凹体照射法を実施する場合に注射を要する点で、打抜用モデルを大きくすることは望ましいが照射野の形状の変化を考慮しなければならない。

照射野内の或る部を照射せず回転照射を行い得る可能性については A.W. Kenneth et al¹⁰⁾ が

予報している。しかし未だ詳細なる原理、理論或いは実施による線量分布については報告されていない。又此は円形の打抜きの可能性を論じているので余等の様に偏体の打抜き或いは凹体照射についてではない。

以上から本照射法はファントム内で散乱線（特に側方散乱線）の生ずることが少ない放射線によつてよい結果が得られることが分る。従つて普通のX線よりもγ線を用いた方がよい。

猶本法の臨床への応用については当教室より近く発表の予定である¹¹⁾¹²⁾。

結 論

⁶⁰Co 回転集光照射装置に用いる打抜き及び凹体照射装置を試作して各種の打抜き及び凹体照射をこころみた。

打抜き用鉛モデルを使用することにより病巣中の一部を照射しないようにすることの可能なことが分つた。一方打抜き用鉛モデルを大きくすればする

ほど照射野並びに等量曲線の変形が大きくなり、振子照射的になる。

本論文の要旨は昭和35年4月17日日本医学放射線学会第20回北日本部会第118回関東部会合同部会、昭和35年5月29日第13回日本医学放射線学会東海北陸部会、昭和35年11月27日第14回日本医学放射線学会東海北陸部会及び昭和35年11月24日第12回日本医学放射線学会物理委員会において発表した。

文 献

- 1) 飯田博美：日医放誌，19，11（昭35）。— 2) 水昇：日医放誌，20，2（昭35）。— 3) B.S. Proimos: Radiology, 74, 5, 1960. — 4) 高橋信次：臨床放射線，5，8（昭35）。— 5) 岡島俊三：日医放誌，掲載予定。— 6) 高橋信次：断層撮影と廻転横断撮影，医学書院（昭29）。— 7) 足立忠，氣賀正己：日医放誌，4，4（昭18）。— 8) F. Wachsmann and G. Barth: Die Bewegungbestrahlung (1953)。— 9) 高橋信次他：日医放誌，掲載予定。— 10) A. W. Kenneth et al.: Radiology, 72, 1, 1959. — 11) 北島隆他：日医放誌，掲載予定。— 12) 森田皓三：日医放誌，掲載予定。