



Title	呼吸体平行移動型打ち抜き照射法の研究
Author(s)	安野, 泰史; 古賀, 佑彦; 竹内, 昭
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1988, 48(6), p. 727-734
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19044
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

吸収体平行移動型打ち抜き照射法の研究

藤田学園保健衛生大学医学部放射線医学教室

安野 泰史 古賀 佑彦 竹内 昭

（昭和62年10月6日受付）

（昭和62年11月18日最終原稿受付）

Hollow-Out Technique by Linear Movement of Absorber in Rotational Irradiation

Hirofumi Anno, Sukehiko Koga and Akira Takeuchi

Department of Radiology, Fujita-Gakuen Health University School of Medicine

Research Code No. : 601

Key Words : Radiotherapy, High energy, Hollow-out technique, Moving field irradiation

A new hollow-out technique in rotational irradiation was developed to shield the critical organ in the vicinity of the target volume. In this method the rectangular absorber moves on a plane parallel to the opening plane of the gantry, whereas in the conventional method the spherical or cylindrical absorber moves on the perpendicular plane. The position of the absorber according to the gantry angle was determined by a stepping motor control using a microcomputer. The thickness of the new device is under 5 cm compared with 11.5 cm in thickness of the conventional device. The new device saves the space between the couch and the gantry considerably. As a result, application of this hollow-out technique extends into most of sites of patient in clinical use. Since the absorber is made of lead, it is quite easy to make the absorber. The phantom experiment showed a more uniform dose reduction at hollow-out region and a steeper dose gradient on the edge of this area than those of the conventional method. A clinical case study was demonstrated.

I. 緒 言

回転照射の際に病巣に近接する特定臓器の照射線量をできるだけ少なくするために高橋ら¹⁾, Proimos^{2,3)}, Trump ら⁴⁾により各自に開発された打ち抜き照射法では、打ち抜き装置を照射口に装着する必要がある。高橋らの方法は一対の回転円盤を利用して吸収体が支持される方式であるために、照射口から isocenter までの距離の短い装置では、打ち抜きを要する部位によっては回転円盤がベッド又は患者につかえてしまうので利用できないことがある。そこで、線源回転軸間距離(SAD) 80cm の我々が使用している装置でも360°回転打ち抜き照射が可能な、厚さの薄い平行移動

型打ち抜き装置を開発し、良好な結果を得たので報告する。

II. 原理と装置

1. 原理

通常の打ち抜き照射法では、ガントリー回転に伴い吸収体が常に線源と打ち抜き中心を結ぶ直線上に位置するように移動する。回転円盤を用いた従来の方法(Fig. 1A)において吸収体の動きを照射口上に投影すると、ガントリー回転につき一周期の単振動をしていることになる。そこで、照射口上で吸収体を上記の投影位置に平行移動させることができれば、回転円盤を用いなくても打ち抜きは可能である(Fig. 1B)^{5)~7)}.

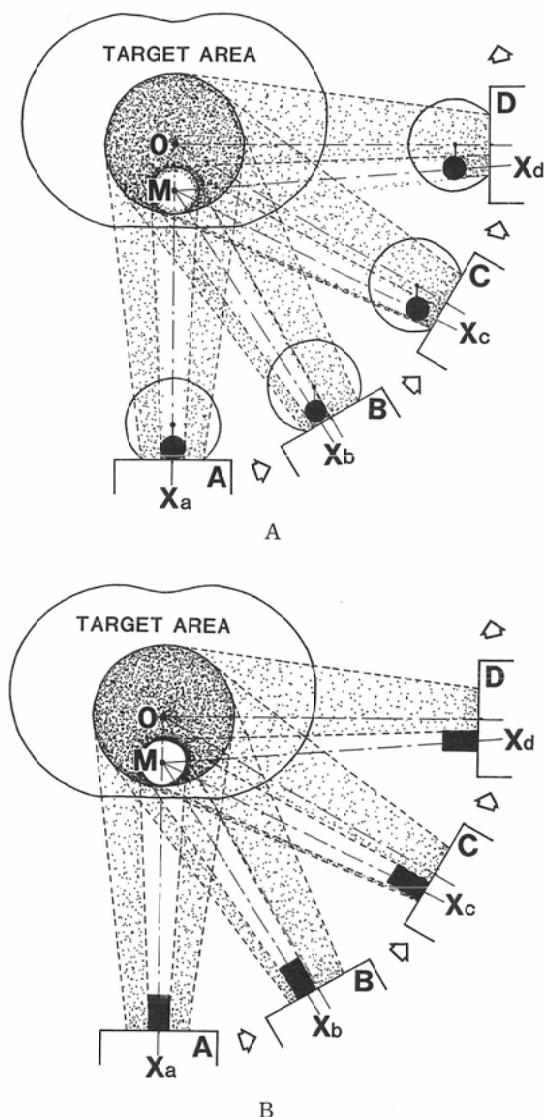


Fig. 1

A : conventional hollow-out technique.

When the gantry head rotates from A to D, the cylindrical absorber moves from X_a to X_d . The absorber always moves on the line between the radiation source and the center of the hollow-out region (M).

O : isocenter.

B : New hollo-out technique.

When the gantry head rotates from A to D, the rectangular absorber moves from X_a to X_d . And M in target area is hollowed out clearly by the new technique.

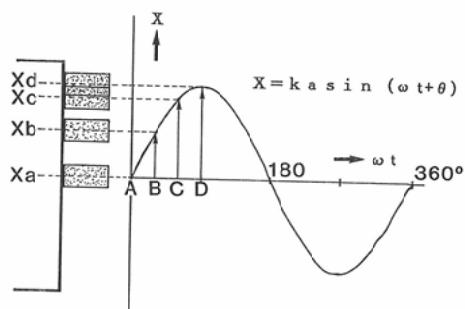


Fig. 2 Change of absorber positioning concerned with gantry angle (ωt). The locus of the absorber draws a sine curve.

X : distance between center of the absorber and central beam axis
 k : geometrical rate

a : distance from isocenter to center of hollow-out region (=amplitude)
 ωt : gantry angle

θ : phase angle

縦軸を照射口上の線束中心線から吸収体中心までの距離 (X)、横軸をガントリー角度 (ωt) として、回転円盤を使用したときの吸収体の軌跡を描くとサインカーブ (Fig. 2) となり、この動きは、 $X = k a \sin(\omega t + \theta)$ と現わすことができる。 k は線源から吸収体と、線源から打ち抜き中心までの距離の比つまり幾何学的拡大率、 a は isocenter から打ち抜き中心までの距離つまり振幅、 ωt は t 時刻におけるガントリー角度、 θ はガントリー角 0° の基線と isocenter から打ち抜き中心を結ぶ線のなす角度である。すなわち、これらのパラメータの中に、打ち抜き位置を決める a と θ を入力すれば、あるガントリー角度 (ωt) における吸収体の位置 (X) が決まることになる。

2. 装置

直線加速器本体のシャフトエンコーダから得られるガントリー角度をミニコンピュータ (NEC 製 THERAC-C4) に入れ、パラレル I/O にてマイクロコンピュータ (NEC 製、PC-9801) に取り込む。BASIC 言語にて上記数式のプログラムを作製し、振幅 a と角度 θ を入力して吸収体の移動座標を計算させ、ガントリー角度に対する吸収体の移動距離にあたるパルス数のテーブルを作成す

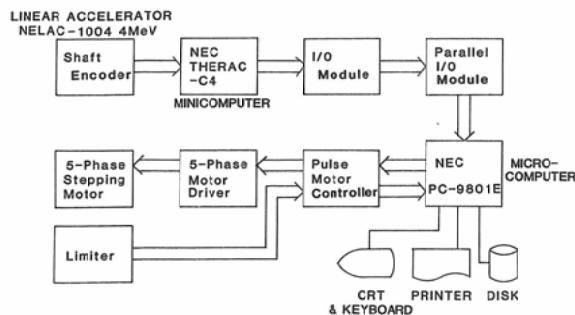


Fig. 3 The block diagram illustrates the new hollow-out system.

The gantry angle is picked up from the shaft encoder of the linear accelerator. It is inputted to the minicomputer of the linear accelerator. Then it is taken to the microcomputer. The stepping motor synchronizes the absorber movement with the gantry angle.

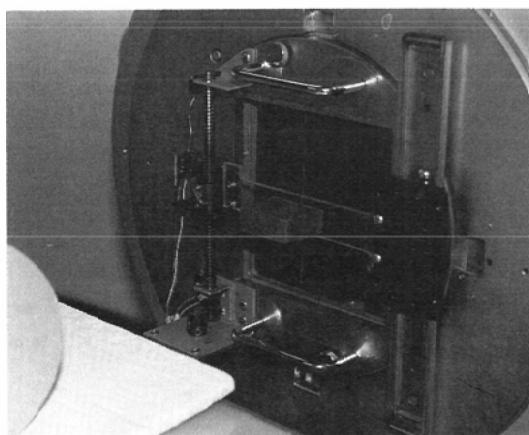


Fig. 4 The new hollow-out device is attached to the gantry head of 4 MeV linear accelerator.

A rectangular lead absorber is used instead of the conventional cylindrical absorber. The thickness of the new device is under 5cm compared with 11.5cm in thickness of the conventional device.

る。そしてガントリー角度に同期させステッピングモーターをアセンブリ言語のプログラムにてコントロールし、吸収体を移動させる(Fig. 3)。吸収体に鉛角柱プロックを用いた(Fig. 4)。

III. 実験方法

1. 平行移動型打ち抜き装置の精度

回転照射の際のガントリー回転に対する吸収体

の動きについて検討した。打ち抜き装置を照射口に装着せず、X-Y レコーダー(理研電子製 F-3EP)上に設置して、ガントリー回転に同期させ吸収体の動きを軌跡として描画させた。1 回 $2\text{Gy}/360^\circ$ の回転照射を行ない、回転角度に対するステッピングモーターのコントロールパルス数を変化させ、軌跡から吸収体の振幅と位相のずれについて検討した。

2. 打ち抜き効果

打ち抜き装置を装着し SAD 80cm, 線源照射口間距離 40cm の 4MeV 直線加速器 (NEC 製 NELAC-1004) を用い、MixDP による厚さ 5cm, 長軸 25cm, 短軸 16cm の楕円型胴体ファントムを 2 枚作製し、グラビアノーマルフィルム(フジフィルム製)をはさみ、照射して横断面の濃度分布を求めた。さらに isocenter と打ち抜き中心を通過する直線上で濃度曲線記録計(小西六製 PDM-5)にて濃度曲線を得、線量曲線を求めた。そこで低線量域の濃度線量曲線は、片対数グラフにて直線関係が崩れることをすでに報告したので⁸⁾、これを用いて線量変換とした。

2.1. 吸収体の材質および厚さ

従来の自重式打ち抜き装置には直径 2cm の円柱の吸収体を用い、材質を銅、鉛、タンクステンの三種類とし、平行移動型打ち抜き装置には 2×10 cm の角柱の鉛吸収体を用い、厚さを 1, 2, 3, 4, 5cm として、それぞれの打ち抜き率を、打ち抜きのない 360° 回転照射法に対し比較した。照射野 $10 \times 10\text{cm}^2$ 、振幅 $a = 4\text{cm}$, $\theta = 0^\circ$ 、つまり isocenter から 4cm 下に直径約 4cm の打ち抜き部位を設定して照射した。

2.2. 打ち抜き部位の偏心による等線量分布の歪み

平行移動型打ち抜き装置にて $2 \times 10\text{cm}$ の角柱の鉛吸収体の厚さを 5cm とし、照射野 $10 \times 10\text{cm}^2$ 、振幅 $a = 0, 2, 4, 6\text{cm}$, $\theta = 0^\circ$ 、つまり isocenter から 0, 2, 4, 6cm 真下に直径約 4cm の打ち抜き部位を設定して照射した。

IV. 結 果

1. 打ち抜き装置の精度

ガントリー角度 1 度毎にパルスを発生させた場

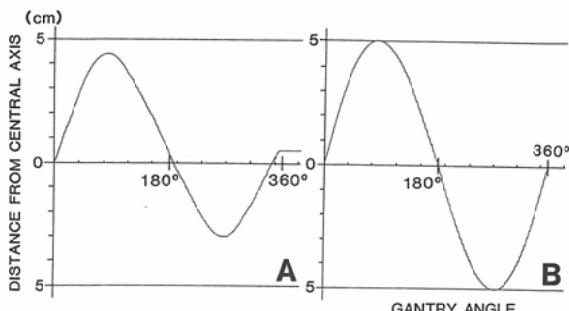


Fig. 5 Change of absorber positioning concerned with gantry angle (ωt). The locus of the absorber draws a sine curve.
A : The locus of the absorber is distorted.
B : The locus of the absorber approaches the calculated data.

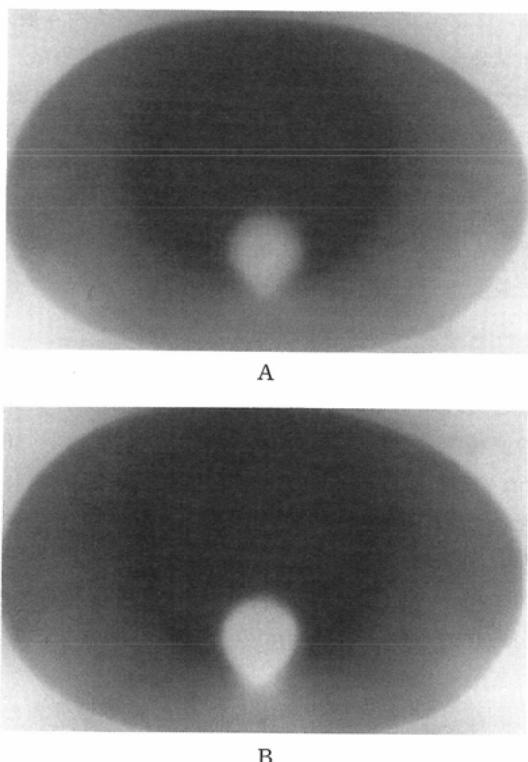


Fig. 6
A : Transverse radiogram of the conventional hollow-out technique with the MixDp phantom. The field size is $10 \times 10\text{cm}^2$. The hollow-out region is located 4cm under the isocenter. A tungsten cylindrical absorber is 2cm in diameter.
B : Transverse radiogram of the new hollow-out technique. A lead rectangular absorber (2cm wide and 4cm thick) is used. The edge of the hollowed out region is sharper with the new technique.

合、位相がずれて振幅が小さくなつたが (Fig. 5A), ガントリー角度 2 度毎に変更することにより位相と振幅のずれはなくなつた (Fig. 5B).

2. 打ち抜き効果 (ファントム実験)

自重式の打ち抜き照射法では、打ち抜かれた辺縁の立ち上がりがなだらかであった。平行移動型の打ち抜き照射法では辺縁の立ち上がりが急峻で底部は均一であった (Fig. 6A, B).

2.1. 吸収体の材質および厚さ

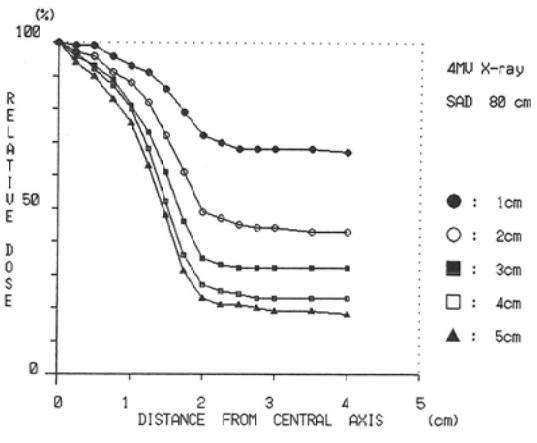
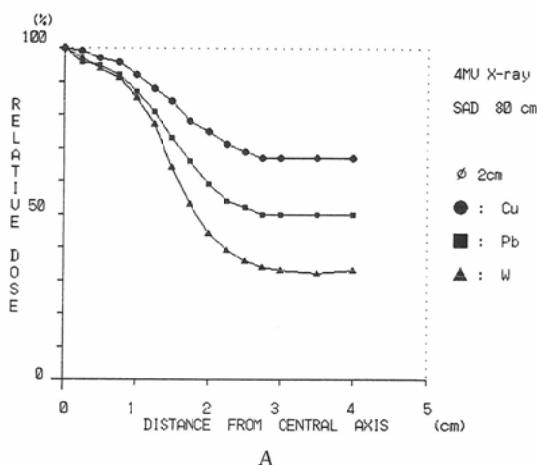


Fig. 7
A : Comparison of relative dose profile curves with cylindrical absorbers made of Cu, Pb and W.
B : Comparison of relative dose profile curve with thickness of rectangular absorbers. Our method shows a more uniform area of hollow-out and a steeper dose gradient on the edge of it than that of conventional method.

従来の自重式打ち抜き装置において、打ち抜きのない360°回転照射法に対する打ち抜き率は、吸収体の材質が銅では33%，鉛では50%，タンゲステンでは67%であった(Fig. 7A)。平行移動型打ち抜き装置において、吸収体の厚さが1cmでは32%，2cmでは57%，3cmでは68%，4cmでは77%，5cmでは82%であった(Fig. 7B)。角柱吸収体では従来の円柱とし比較して、均一な打ち抜き底部と急峻な線量勾配の辺縁であった。

2.2. 打ち抜き部位の偏心による等線量分布の歪み

打ち抜き部位が isocenter より偏心すると打ち抜き部位の外縁の線量が落込み、打ち抜き部位の形が水滴状に歪んだ(Fig. 8)。

V. 臨床例

59歳、女性、多発性骨髄腫例の腹部大動脈周囲に発生した形質細胞腫に対して、脊髄および椎体の打ち抜き照射を行なった。5cm 厚の鉛角柱ブロックを用い、振幅=2.4cm, $\theta=19^\circ$ 照射野を $8 \times 12\text{cm}^2$ に設定して平行移動型打ち抜き照射法を施

行した。本法により、本院の治療装置でも360°回転照射が可能であった。線量分布はファントムを用いてフィルム法から求めた等線量分布と CT から求めた体輪郭を重ねて推定した。結果、理想的な線量分布が設定できた(Fig. 9)。線量60Gy/30分割/59日間にて照射後の CT から腫瘍の縮小が認められ、治療後16ヵ月において放射線性末梢神経障害はおこっていない。

VI. 考 察

放射線治療において病巣にできる限り線量を集中させる目的で1960年高橋ら⁹⁾により原体照射法が開発された。さらに高橋らは1961年¹⁰⁾病巣に近接する特定臓器の照射線量を少なくするための凹型の治療域を打ち抜き照射法を用いることによつて可能とした。この打ち抜き照射を用いて、1961年北畠ら¹⁰⁾は、眼球を保護する脳下垂体の⁶⁰Co 遠隔照射法を発表した。また、1961年森田ら^{11)~13)}は、口腔底、上頸洞及び篩骨洞悪性腫瘍に対する打ち抜き照射法の応用によって照射時の眼球保護をおこなった。1975年松田¹⁴⁾によって Radiation

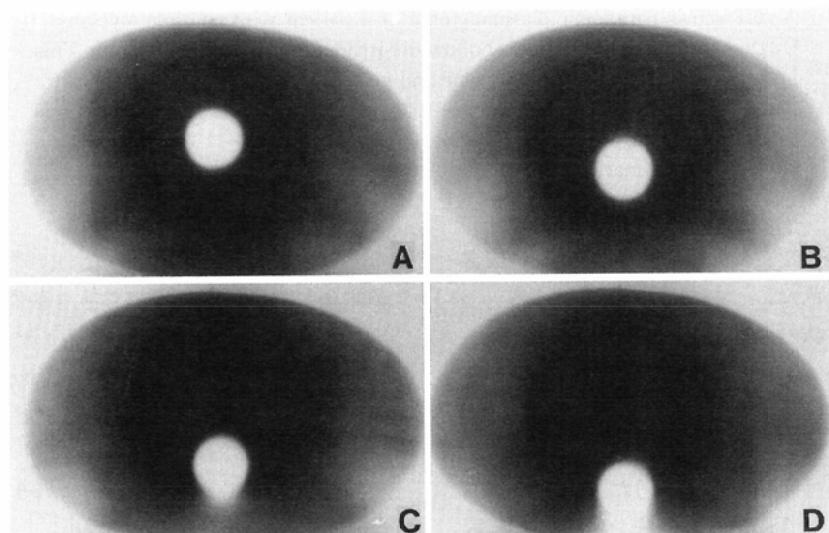


Fig. 8 These figures illustrate distortion of the dose distribution by changing the position of the hollow-out region.

- A : The hollow-out region is located on the isocenter.
- B : The hollow-out region is located 2cm under the isocenter.
- C : The hollow-out region is located 4cm under the isocenter.
- D : The hollow-out region is located 6cm under the isocenter.

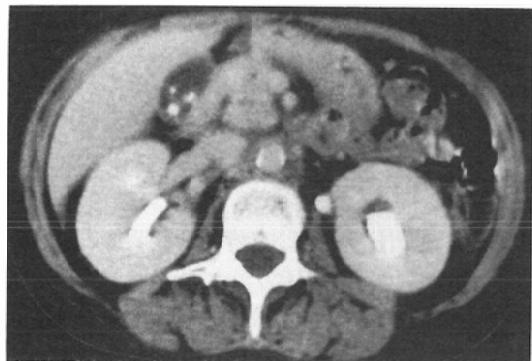
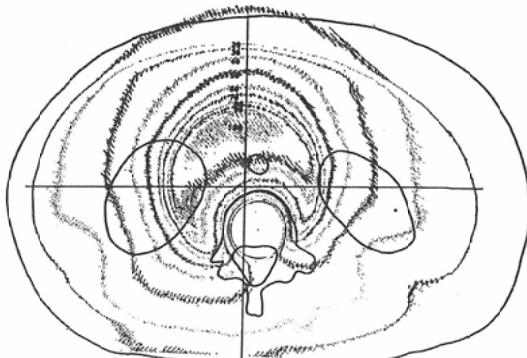
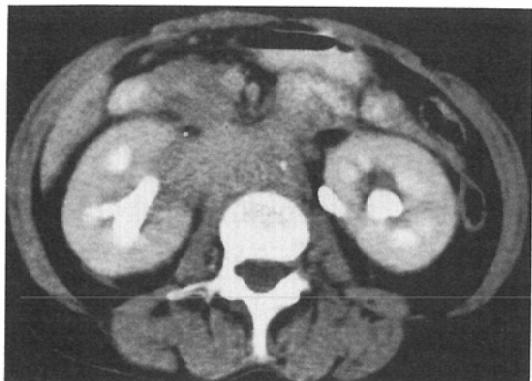


Fig. 9

- A : CT shows paraaortic plasmacytoma of a patient with multiple myeloma.
 B : Dose distribution of the new hollow-out irradiation with body phantom. This is the hollow-out irradiation of spine and vertebra by irradiation of paraaortic plasmacytoma. Irradiation field is $8 \times 12\text{cm}^2$ and the hollow-out absorber is rectangular (2cm wide and 5cm thick).
 C : CT shows a marked diminution of the plasmacytoma.

myelopathy を防止するために、脊髄の打ち抜き照射法が応用された。

我々も本照射法の臨床的必要性を迫られていたが、照射口から isocenter までの距離の短い本院の治療装置では打ち抜き装置が患者やベッドにつかえてしまい、大人の脊髄打ち抜きは勿論、眼球打ち抜きさえ不可能な場合があった。そこで、この従来の打ち抜き原理を別の方法で可能とし、線源回転軸間距離 (SAD) の短い装置でも良好な打ち抜き照射が行なえる装置を開発しようとした。SAD 80cm の本院の直線加速器では照射口から isocenter までは 40cm であり、照射口に高さ 11.5 cm の回転円盤型打ち抜き装置を装着すると、こ

の間隔は 28.5cm しか残らない。これに対し我々が開発した平行移動型打ち抜き装置の吸収体には角柱ブロックを用い装置の中心の高さを約 5cm 以内にすることができるため、isocenter から打ち抜き装置までの距離が 35cm に広げられることになる。これにより装置が患者やベッドにつかえることなく、360° 回転打ち抜き照射が可能となつた。

打ち抜き装置の精度に関して、ガントリー角度 1 度毎にパルスを発生させた場合、ステッピングモーターの動きが終了する以前につぎのパルスが送られる状態、つまりパルスの数え落としが起きたために位相がずれ振幅が小さくなつたと思われ

る。そこでパルスレートや立ち上がりレートを調節したがステッピングモーターが対応できなかつた。ガントリー角度 2 度毎パルスを発生させることにより計算通りの軌跡が得られた。以上はステッピングモーターの性能に左右されるところであるが、治療装置のエンコーダーの精度によるところも大きい。

打ち抜き効果については、眼球の打ち抜きおよび脊髄の打ち抜きを仮定して打ち抜き部位を直径 4cm とした。従来の自重式の打ち抜き照射法では打ち抜き辺縁の立ち上がりがなだらかとなる。これは円柱の吸収体を用いるため中心と辺縁の厚さが異なるためである。しかし平行移動型打ち抜き照射法は角柱吸収体を用いるために立ち上がりは急峻で、かつ打ち抜き底部は平坦である。平行移動型打ち抜き装置では厚さ 3cm、幅 2cm の角柱の鉛吸収体を用いることにより従来の装置の直径 2 cm の円柱のタングステン吸収体の場合とほぼ同等の打ち抜き率が得られた。また 1970 年森田ら¹⁵⁾が報告しているように健常組織に対する保護効果と線巣に対する歪みとの両方を考慮に入れながら吸収体の比重即ち放射線吸収度を変える必要がある。この点、本法では角柱ブロックの厚さを変えることにより任意の打ち抜き効果が得られ、鉛を用いるため、加工が非常に簡単である。

従来の打ち抜き装置と比較し、平行移動型打ち抜き装置を使用する場合の問題点として以下の 4 点があげられる。1) 体軸方向に打ち抜き体の形、大きさ、位置が変化しているときは三次元的な打ち抜きは困難である。2) 眼球のように複数の打ち抜きが必要なときは、本装置は適応できない。しかし 2 カ所の打ち抜き装置は現在考案中である。3) 角柱ブロック体をガントリー上で平行移動するため辺縁の歪が生ずる。直線加速器の線源から吸収体の中心までの距離と、線源から打ち抜き中心までの距離の比がガントリー回転に伴い変化することにより、打ち抜き部位の拡大率が変わり、辺縁の線量分布が歪むことになるのであるが、線量分布から臨床には問題ないと考えている。この点、小幡ら¹⁶⁾の偏心性多分割絞りによる打ち抜き照射法は幾何学的位置関係は理想的であるが、打

ち抜き率を変化させることができないために治療域の歪みに注意が必要である。4) 従来の装置にも認められることであるが、打ち抜き部位が偏心すると等線量分布が歪む。打ち抜き部位の形が水滴状に歪むのは打ち抜き中心が isocenter から離れるとき打ち抜き部位は isocenter と反対側に吸収体による影響を強く受けて線量が低下するためと考えられる。治療域は isocenter 側にあるわけでは臨床の問題ではないと考える。

VII. 結 語

吸収体を照射口上で平行移動させることにより打ち抜き照射を可能とする装置を開発した。

- 1) 照射口と患者との間隙の狭い治療装置において 360° 回転打ち抜き照射を可能とした。
- 2) 角柱の吸収体を用いるために従来の円柱と比較して均一の打ち抜きと、急峻な線量勾配が得られた。
- 3) 打ち抜き吸収体の厚さを変えることにより任意の打ち抜き効果が得られた。又鉛角柱ブロックのため加工が非常に簡単であった。
- 4) ガントリー回転に伴い打ち抜き部位の拡大率が変化するため線量分布が歪むことが考えられたが臨床問題はないと思われた。
- 5) 打ち抜き吸収体の isocenter からの偏心によって打ち抜き部位が水滴状に歪んだ。

本論文の要旨は、昭和 60 年 11 月 19 日第 71 回北米放射線学会、昭和 61 年 4 月 2 日第 45 回日本医学放射線学会学術発表会に於て報告した。

稿を終るに際し、御協力を頂いた藤田学園保健衛生大学病院放射線部 立木秀一氏に深謝する。

文 献

- 1) 高橋信次、飯田博美：打ち抜き照射法、日本医学会誌、21：126—131, 1961
- 2) Proimos BS: Synchronous field shaping in rotational megavolt therapy. Radiology 74: 753—757, 1960
- 3) Proimos BS: Synchronous protection and field shaping in cyclotherapy. Radiology 77: 591—599, 1961
- 4) Trump JG: Synchronous field shaping and protection in 2-Million-Volt rotational therapy. Radiology 76: 275, 1961
- 5) 立木秀一、安野泰史、古賀佑彦：ガントリーと患

- 者の間隙の短い放射線治療装置における打ち抜き照射の工夫, 放射線治療システム研究会, 2(Suppl.) : 130-131, 1985
- 6) 安野泰史, 立木秀一, 古賀佑彦: 呼吸体平行移動型打抜き照射法, 日本医学会誌, 45 : 929, 1985
- 7) Anno H, Koga S, Takeuchi A, et al: A new technique of hollowing out in rotational irradiation. Radiology 157(p)(Suppl.) : 311, 1985
- 8) 安野泰史, 古賀佑彦, 竹内 昭: 4MVX 線による歳差集光照射法, 日本医学会誌, 48 : 608-614, 1988
- 9) 高橋信次: ^{60}Co 回転照射に於ける新しい工夫, 臨床放射線, 5 : 653-658, 1960
- 10) 北畠 隆, 高橋信次, 木戸長一郎: 眼球を保護する脳下垂体の ^{60}Co 遠藤照射法, 日本医学会誌, 21 : 132-136, 1961
- 11) 森田皓三, 北畠 隆: 舌根部あるいは口蓋扁桃部悪性腫瘍に対する打ち抜き照射法の応用, 日本医学会誌, 21 : 1-7, 1961
- 12) 森田皓三, 北畠 隆: 上顎洞及び箇骨洞悪性腫瘍に対する打ち抜き照射法の応用, 日本医学会誌, 21 : 641-645, 1961
- 13) Morita K, Kawabe Y: Late effects on the eye of conformation radiotherapy for carcinoma of the paranasal sinuses and nasal cavity. Radiology 130 : 227-232, 1979
- 14) 松田忠義: 脊髄の打ち抜き照射法の研究, 日本医学会誌, 35 : 769-779, 1975
- 15) 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, 日本医学会誌, 30 : 356-361, 1970
- 16) 小幡康範, 田所匡典, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究. 第二報. 偏心回転照射と打ち抜き照射法, 日本医学会誌, 47 : 1058-1063, 1987