



Title	スポット走査法を用いた陽子線治療装置
Author(s)	河内, 清光; 金井, 達明; 松沢, 秀夫 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1982, 42(5), p. 467-475
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/19194">https://hdl.handle.net/11094/19194</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## スポット走査法を用いた陽子線治療装置

放射線医学総合研究所・物理研究部

河内 清光 金井 達明 松沢 秀夫

臨床研究部

中 村 譲

筑波大学・基礎医学系

稲 田 哲 雄

(昭和56年 7月21日受付)

(昭和56年 8月24日最終原稿受付)

### Proton Radiotherapy Facility Using Spot Scanning Method

Kiyomitsu Kawachi, Tatsuaki Kanai, Hideo Matsuzawa and  
Yuzuru Kutsutani-Nakamura\*

Division of Physics and Division of Clinical Research\*, National Institute of Radiological Sciences

Tetsuo Inada

Institute of Basic Medical Sciences, The University of Tsukuba

---

Research Code No.: 204.2

---

Key Words: Proton, Particle radiotherapy, Spot scanning,  
Computer control

---

As National Institute of Radiological Sciences (NIRS) cyclotron is capable of providing about 70 MeV proton beam for superficial and short range tumor therapy, a new beam line and a treatment chamber have been constructed in large irradiation room of cyclotron building exclusively for proton radiotherapy.

Though it has been very difficult to provide a uniform and desirable proton dose distribution over a large field of tumor, we have developed a epoch-making spot scanning method. The 10 mm square spot beam of protons is digitally controled by minicomputer and directed at any point in a radiation field by scanning magnets. This system has made it possible to achieve a radiation field of any irregular shape and intensity distribution, and to correct any fluctuation in the beam intensity.

In the practical application, the other devices such as range modulator, multi-leaf collimator, treatment cone and field illuminator are also necessary for proton radiotherapy facility. They are assembled in the treatment head at the end of the beam transport. After investigating the system characteristics, and confirming the safety, reliability and reproducibility of the proton radiotherapy facility, it has been used for the clinical trials since October 1979.

#### 1. 緒 言

陽子線治療の有効性については、すでに1946年 R.R. Wilson が当時建設中の加速器の紹介を兼ねて、「高エネルギー陽子線の放射線医学への用

途」について論じ、コリメートした陽子線の線量分布は、治療のために極めて優れていることを強調している<sup>1)</sup>。一般に、陽子線治療の特徴は、重荷電粒子にみられる高 LET 特性より、むしろ線

量をターゲット領域に集中できることにあり、重要臓器近傍の癌治療に有効であると考えられている。

放医研サイクロトロンは、過去5年余り速中性子線治療の臨床試行に、また、ポジトロン放出核種生産による核医学診断に重要な役割を果し、かつ良好な成績を納めてきた。さらに、このサイクロトロンは、軟組織中で約4cmの飛程を持つ70 MeVの陽子線を供給することが可能であり、頭頸部を主とした表在性の腫瘍治療にこれを利用できる。

陽子線治療に必要な照射技術に関しては、米国のパークレー、ボストンおよびスウェーデンのウプサラなどでそれぞれ研究開発されてきた<sup>2)3)</sup>。しかしながら、放医研のサイクロトロンを利用する場合の陽子線の飛程は短かく、適応症例の範囲をせばめないためにも、その飛程を有効に利用することが必要である。そこで、放医研サイクロトロン棟の汎用照射室内に、陽子線治療専用のビーム・ポートおよび照射室を新設した。この水平ビーム・ポートには陽子線の特徴を生かし、病巣に対し適確な照準照射の行える治療装置を開発し、設置したので、その機能と附属設備について報告する。

## II. 装置の概要とその機能

放医研における陽子線治療施設の特徴は、実際の治療で必要となる広い照射野の作り方にある。従来の一般的な照射野拡大法は、

a) 電磁石による発散法

b) 散乱体法<sup>4)</sup>

c) 線型走査法<sup>5)</sup>

などであつた。a)の場合は安定した均一な照射野は得られない。b)の場合は散乱体中での陽子エネルギーの損失を無視できず、有効飛程が短縮され、適応症例の減少につながる。c)の場合は陽子ビームを走査する点では後述の方法と同じであるが、ビーム強度が時間的に変化する場合、照射野内の線量分布の均一度が照射途中で悪くなる等の欠点があつた。そこで、本治療施設には、垂直・水平偏向電磁石を並べて陽子ビームを走査し、ビーム強度の変動を監視しながら偏向電磁石の励磁電源を電子計算機で制御する装置を開発し、設置した<sup>6)</sup>。

### 1. 水平陽子線治療用ビーム・ポート

陽子線治療を主目的として設計・配置したビーム・ポートは、走査用垂直・水平偏向電磁石、スポット・ビーム形成のための2個のスリット・ボックス、高速ビーム・シャッター、ビーム強度を監視する3個の電離箱、および大小のビーム・ダクト等から構成されている。その配置図を Fig. 1 に示す。

放医研サイクロトロンで70MeVに加速した陽子ビームは、本体室とは厚い遮蔽壁で画された汎用照射室に導かれ、さらに15°偏向される。これを、三重四極電磁石により、スリットの位置で可能な限り平行なビームとなるように絞る。Fig. 1

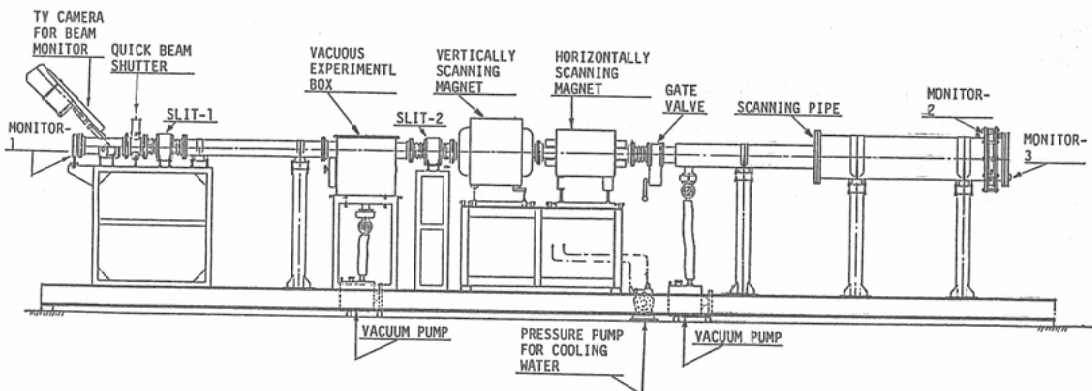


Fig. 1 Beam handling system for proton radiotherapy using spot scanning

に示すビーム・ポートは多くの試作部分を含んでいるために、サイクロトロン本体を保護する目的で、以上述べたビーム・ポートと分離させ、真空系を別にした。ここに、ビーム強度監視用透過型電離箱を挿入し、陽子ビームは、一度空気中に出た後この電離箱を通過して、Fig. 1 に示すビームポートに入射する。

#### a. スリット・ボックス

スリット・ボックスはそれぞれ、上下・左右の組み合わせから成り、上流のスリットはマイクロメータにより、0.025mmの精度でスリット幅を設定することができる。このスリットではビームの位置を決定し、大きな散乱角の陽子を取り除くために使われている。下流のスリットは、遠隔操作可能で0.010mmの精度でスリット幅を設定できる。ここで、陽子ビームを約4mm角に整形すると、患者照射位置において1cm角のスポット・ビームになる。

#### b. 高速ビーム・シャッター

このビーム・シャッターは、遮蔽部の面積を小さくして、応答を早くすることを目的としている。すなわち、上流のスリットによりビームの位置と大きさが決められているので、このシャッターで充分遮断できる。また、応答を早くすることにより、照射線量の精度を高くし、異常時の安全性の確保にも役立っている。

#### c. 走査用電磁石励磁電源

走査用電磁石励磁電源は、後述の電子計算機よりアナログ信号(0~+10V)を受け、これをレファレンス信号として、電磁石への出力電流を制御している。したがって、通常の長時間電流安定は勿論、インダクタンス負荷(5mH)において高速電流設定も必要であった。

#### d. 走査用垂直・水平偏向電磁石

走査用垂直・水平偏向電磁石は、それぞれ左右、上下各1組のコイルでできており、鉄芯は硅素鋼板を積層した2つ割の構造になっている。磁極形状は、それぞれ350mm×250mmと400mm×250mmで、磁極間隔は80mm、最大磁場は1,000 Gaussである。また、これ等の電磁石に対する励

磁電圧は±16Vで、励磁電流は-100Aから+100Aまで変化する。最大磁場を比較的小さくしたのは、繰り返し走査に対し安定で、再現性の良い動作特性を確保するのに、ヒステリシスの少ない領域を選んだためである。

#### e. モニター電離箱

ビーム強度を監視するモニター電離箱は、3種類あって、第1は、このビーム・ポートの最上流にあって、入射するビーム強度を監視している。第2のモニターは、ビーム・ポート終端部に設置され、スリットで整形後の実際に照射するビーム強度を監視している。この電離箱は直径31cmの円形の有感領域を持ち、しかも照射線量を決定するので、感度は全領域にわたって一様で、かつ安定に動作するものでなければならない。第3のモニターは、ビーム・ポート最終端で照射野に隣接した片隅に取り付けられている。患者照射位置においては、この点は遮蔽されており、スポット・スキヤニングによる照射では、ビームの最初の到達点に指定してある。これ等、第1、第2、第3のモニター電離箱を、以後それぞれ、M1、M2、M3と記す。

#### 2. スポット・スキヤニング制御装置

前述のビーム・ポートの各機器は、小型電子計算機 TOSBAC-40C (T-40C) により制御されており、両者の仲介役を果しているのがビーム・コントロール・インターフェイス (BCI) である。本制御装置の概略ブロック図を Fig. 2 に示し、システムの動作を順を追って、以下に説明する。

a. あらかじめ治療計画に基づいて、計画照射野を1cm角のスポットに分割し、照射する順に、各スポット毎の線量と座標(x, y)の値を編集し、T-40Cに記憶させておく。

b. 70MeVに加速した陽子ビームは、調整後M1を通過して、陽子線治療用ビーム・ポートに入射する。M1におけるビーム強度がFig. 2の(1)の条件を満足する範囲内にあることを確認し、BCIは“シャッター開”の信号を出力する。

c. シャッターが開くと、スポットの位置の情報としてX=0, Y=0が与えられ、ビームはM

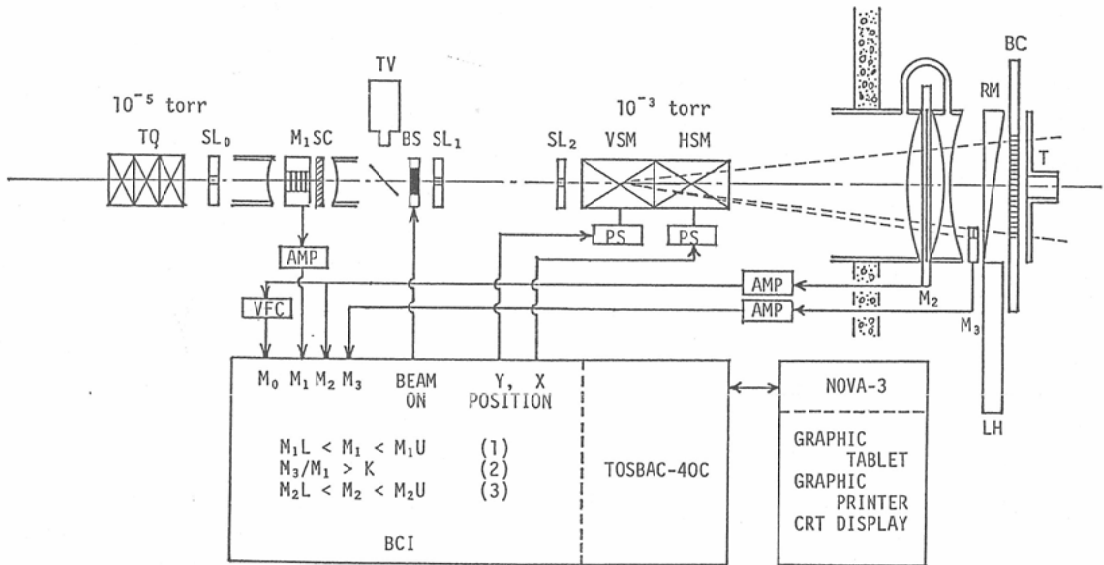


Fig. 2 Spot scanning control system configuration.

The values of  $M_1L$  and  $M_2L$  are the permissible lower limits of  $M_1$  and  $M_2$ , respectively. In the same way,  $M_1U$  and  $M_2U$  are the permissible upper limits. The value of  $K$  is a constant.

3に当る。これがスポット・スキャンニング開始時の初期状態である。

d. BCI は  $M_1$ ,  $M_3$  の信号から Fig. 2 の (2) の条件を満足するか否かを調べる。満足していれば、ビーム・ポートの途中で、余分なビームの損失がないことを確認できる。すなわち、この条件を満足しない場合には、シャッターが上りきっていないとか、何等かの障害物があると考えられる。この条件が満足されると、照射野の第1点のビーム位置の情報を読み出し、照射が開始される。

e. BCI は、照射中、陽子線の照射線量率に比例した  $M_2$  のアナログ信号を、周波数変換したパルスとして受信し、T-40C に格納してある。そのスポットの線量計数値から、1パルス検出毎に差し引き、零になると次のスポットへ移動し照射が行われる。

f. 照射中は常に線量率が適当か否かを、 $M_1$  および  $M_2$  により監視し、ビーム強度の変化が、あらかじめ設定された許容範囲内であれば、スキャンニングは照射終了まで継続される。途中で異

常が発生した場合には、割込みが発生し、中断時点までの進行状況が Status として読み取られ、同時にビームはマスキング・ポイント  $M_3$  の位置に避難させられ、“シャッター閉”の信号が出力される。

g. ビームを再調整する間に、残りの照射データは T-40C 内で再編集され、中断時点以後のスポット・スキャンニングは、再起動により続行される。すなわち、ビームの調整が終了し、Fig. 2 の (1) の条件が満足されれば、再起動をかけ、c. 項より後の手順が繰り返される。

### 3. 陽子線治療照射装置

陽子線治療においては、均一に照射野を拡大すると同時に、腫瘍厚に応じて、深さ方向へも均一な線量を与えられるよう配慮しなければならない。また、実際の患者治療では、他にも具備すべき機器があり、これ等を治療室内に照射装置としてまとめた。この図面を Fig. 3 に示し、主な機器の機能について以下に述べる。

#### a. 飛程調整器 (Range modulator)

陽子線治療では、治療計画に即した体内空間線

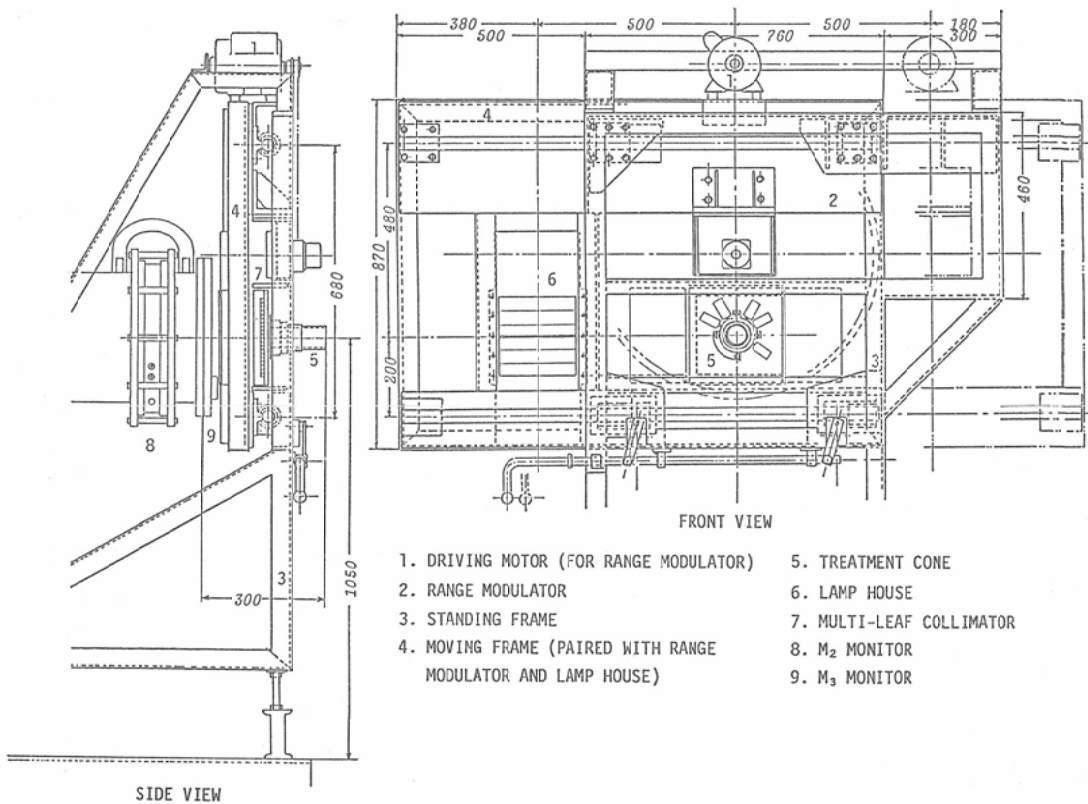


Fig. 3 Treatment head configuration for proton radiotherapy.

量分布を作るために、入射陽子線に垂直な平面の照射野形成だけでなく、病巣厚を考慮した深さ方向の線量分布形成も必要である。70MeV 単色エネルギーの陽子線が入射して作るブラック・ピークは、病巣厚に比べて遙かに狭く、実際には、扇状のアクリル板の層を作り、高速で回転させ、これを透過して入射する陽子のエネルギーを変動させ、病巣内に均一な拡大ピーク線量分布を形成させる。これが飛程調整器で、この回転板は病巣厚に応じて、軟組織中で12mm から36mm まで6mm 間隔に対応できる5種類を用意した。一方、病巣の深さ方向の輪廓を、より正確に形成するためには、入射前面にポーラスを置き、入射陽子の飛程を調整している。

b. 多重羽根絞り器 (multi-leaf collimator)

スポット・スキュンニング法による照射では、コリメータ無しでもほぼ満足できる照射野が得ら

れる。しかしながら、照射開始、および照射終了時の無駄な照射を避け、飛程調整器により照射野外に散乱された陽子線を取り除くことは、実際の照射野の辺縁をさらに明確にする。この目的で備えられた多重羽根絞り器は、20対の1cm 角真鍮棒から成り、手動により5mm ピッチで開閉可能であり、照射野の二重点検と、事故防止の機能を兼ね、安全性の面でも重要な役割を果たしている。

また、散乱体法による照射を行う場合には、主コリメータとしての働きをすることになる。

c. アプリケーター

本来、アプリケーターは照射野を決め、線源と治療表面の距離を一定にするために使用するものである。本装置に、このアプリケーターを装着できるようにしたのは、スポット・スキュンニング法による陽子線照射の場合でも、より正確な円形の照射野を作るのに必要であり、さらに、患部の位置

設定と固定にも重要な働きをすることが予測されたためである。現在、20mmφ から50mmφ まで5種類を用意してある。

#### d. 位置ぎめ用光源

患者の位置ぎめと、照射野確認のための光源は、被照射体と反射鏡の距離がとれないために、特に工夫して設計した。本機器は、半透過型反射鏡とレンズを組み合わせた平行光源と、ビーム中心軸を模擬するレーザー光源とを、1つのランプ・ハウスの中に組み込んでいる。飛程調整器とこの光源は、同一フレーム内に固定され、患者設定時には光源を利用し、照射時には飛程調整器が照射口に設定される仕組みになっている。

### III. 装置の性能試験結果と考察

スポット・スキヤニングに関する、いくつかの試験結果については、既に文献<sup>5)</sup>に報告した。したがって、ここではシステム全体の試験結果を示すと同時に、各部の問題点について考察する。

#### 1. スキヤニングの応答速度

電子計算機により、スキヤニング電磁石を制御する場合、その応答速度は励磁電源の応答速度によって決まる。事実、励磁電源の励磁電流設定速度と、ガウスメータによる電磁石の磁場設定速度の測定では、両者の間にほとんど差は見られなかった。したがって、励磁電源の応答速度を改善するために、増幅器の調整が必要となったが、電子計算機のインターフェイス (BCI) と励磁電源は絶縁分離型になっているので調整は困難であった。それでも、照射位置において、垂直および水平方向へ、それぞれ3cm 移動させる電流の変化を与えた場合、所定の電流設定値に安定するまでの時間を約12msec から4msec に短縮することができた。また、垂直および水平方向に、それぞれ18cm 移動させ、照射野を対角状に走査した場合、所定の電流設定値に安定するまでの時間は約20msec であった。以上の結果から、スポット・ビームの移動速度は、患者照射位置において約1 (cm/msec) となり、高速度電流設定の目的はほぼ満足された。

さらに、この結果から、1つのスポットに少なくとも50msec 以上滞在しなければ、照射線量は所定の値よりも低くなることが予測され、実験によっても確認した<sup>9)</sup>。

#### 2. 照射野の平坦度

スポット・スキヤニング法による照射の最大の特徴は、かなり広い照射野にわたって均一な線量分布が得られることである。その平坦度を調べるために、フィルムをビームに対して垂直に立て、スポット・スキヤニングによる照射を行った。この結果では、照射野内の線量の変化は、所定の値に対して±2%以下であった。

スポット・スキヤニング法による照射で、平坦な線量分布を得るための手順として、まず、垂直・水平偏向電磁石の電流設定値と、照射位置におけるスポット・ビームの偏向距離の関係を求める。両者はほとんどの領域において、直線的な比例関係を示したが、電流極性の変るゼロ電流では、わずかに直線性がくずれた。したがって、電流極性の変化する所では電子計算機によりソフト的な補正を加えて解決した。

次に、一度スリットにより正方形に整形したビームは、照射位置において、一見ガウス分布をしているが、スポットの各辺を互いに重ね合わせるにより、全く平坦な線量分布を確保できる。照射位置で、X (水平)、Y (垂直) 方向にビームがそれぞれ1cm 変位する励磁電流の変化を与え、1cm 正方形のスポットを作るための上下、左右のスリット幅を変化させ、照射野内の線量分布が最も平坦になるスリット幅を選んだ。すなわち、Fig. 1におけるスリット2の上下、左右のスリット幅はそれぞれ3.85mm、と4.15mm とするのが最適であった。

一方、このスポット・スキヤニング法による照射中に何らかの異常が検出されると、スポット・ビームは照射野外の遮蔽された点へ避難し、異常が回復した後、再起動により照射が再開される。その場合に観測される線量の誤差を Fig. 4 に示す。このフィルムは、治療照合用のもので、100 (Gy·min<sup>-1</sup>) の線量率で0.5 (Gy) を照射し

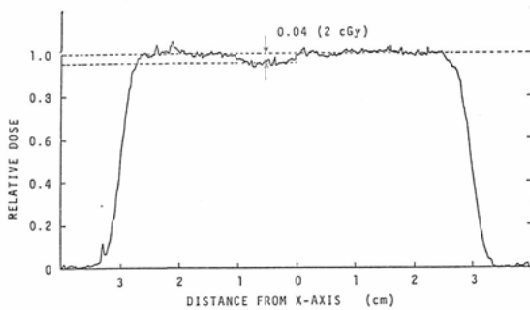


Fig. 4 Typical dose profile of a 6cm square field which includes an abnormal interruption.

た. Fig. 4 からもわかるように, 異常の発生した点で約  $2 \text{ (cGy)}$  の差があるが, これはビームの偏向速度と偏向距離および線量率に依存するもので, これ等が一定であれば, 照射線量には無関係である. したがって, 一般に治療を行う場合と同様に,  $2\text{Gy}$  以上の照射線量を考えれば, この誤差は  $1\%$  以下となって治療を行うために必要な線量分布の平坦度は充分確保されているものと考えられる.

### 3. 等線量分布曲線

線量分布は, ビームに垂直な平面に対する照射野のみならず, ビーム軸に平行な深部方向への線量も, 標的となる病巣厚にわたって均等にならなければならない. 本治療装置では, 病巣深および, その厚さが変化する場合, ボーラスの厚さと, 飛程調整器を変えている. 5種類を用意した飛程調整器の, それぞれの拡大ピーク領域における線量分布の変動は  $\pm 3\%$  の範囲内であった.

Fig. 5 には  $6\text{cm} \times 6\text{cm}$  の照射野をスポット・スキヤニング法で照射し, 水ファントム中で約  $3.5\text{cm}$  の深さにわたって, 均等な線量分布を作る飛程調整器を使った場合の等線量分布曲線を示す. Fig. 5 (a) はスポット・スキヤニングのみでコリメータは使用していない. Fig. 5 (b) はコリメータ (多重羽根絞) も使用した場合を示している. 照射野内の線量分布に両者の違いはないが, (b) では照射野辺縁の切れが鋭くなっている. 飛程調整器が照射位置よりも  $20\text{cm}$  上流にあたるため, 散乱によりかなりビームは広がること

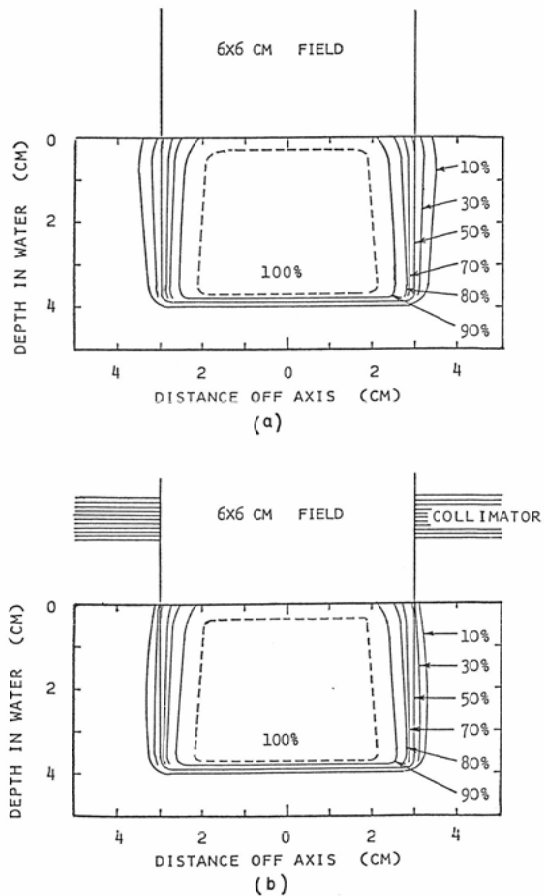


Fig. 5 Typical isodose distributions in water phantom irradiated by spot scanning method over the  $6\text{cm}$  square field: (a) without multi-leaf collimator, and (b) with multi-leaf collimator.

を示している. したがって, 多重羽根絞りは, 厚い飛程調整器を使用した場合, 特に顕著になる照射野外への散乱線を取除くために有効な働きをすることが確認された.

### 4. 不均等照射

スポット・スキヤニング法による照射では均一な照射野を作るだけでなく, 不整形でしかも不均等な照射であっても, 正確に, 1回の照射で達成できる. Fig. 6 に打ち抜き照射を含む不均等照射の例を示す.

Fig. 6 (a) は計画照射野で, Aの線量は  $0$  であり, Bに囲まれた部分は打ち抜き照射となる. B



A TYPICAL EXAMPLE OF SPOT SCANNING

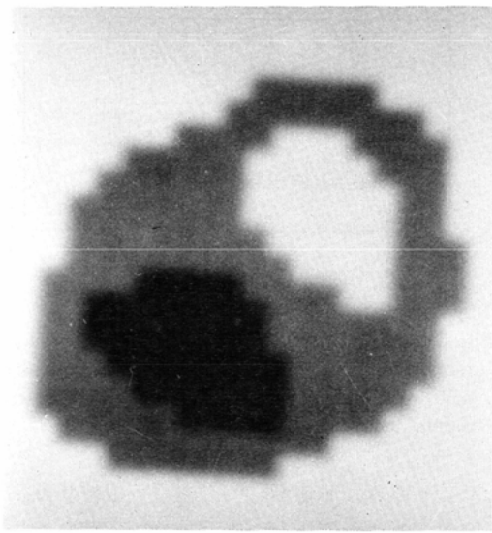
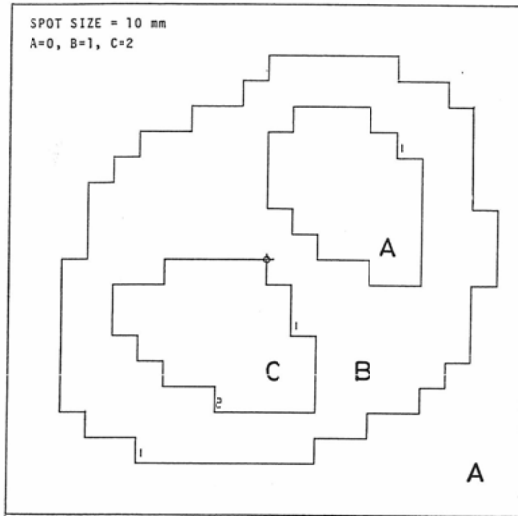


Fig. 6 Typical example of an irregular field irradiated by spot scanning method: (a) planning field data, and (b) the resultant proton field.

の部分は0.25Gy, Cの部分は0.5Gyを照射する。Fig. 6 (b)にその結果を示す。スポット・ビームの強度は通常約100 ( $\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$ )であるが、かなり変動する。打ち抜き照射の行われたAの部分は1 ( $\text{cm} \cdot \text{msec}^{-1}$ )でビームが偏向するので、このフィルムでは、Bに対して約0.7%以下の照射線量となる。線量率を低くするか、または照射線

量が高くすれば(実際の治療では2Gy以上)この割合はさらに改善される。

この結果に示されるごとく、どのような不整形、不均等照射も計画通り正確に行われることがわかった。また、このような照射に対するスポット・データの編集、およびT-40Cへの入力は煩雑であったが、NOVA-3を主体にした照射野入力表示装置<sup>9)</sup>を開発した。その結果、入力データの誤りがなくなり、照射の精度および再現性も極めて信頼度の高いものとなった。

#### IV. 結 語

スポット・スキャンニング法による陽子線治療装置は全て順調に作動し、満足すべき試験結果が得られた。すなわち、

(1) スポット・ビームの走査速度:

1 ( $\text{cm} \cdot \text{msec}^{-1}$ )

(2) 病巣線量の平坦度:

(イ) ビーム軸に垂直な面に対し $\pm 2\%$ 以内。

(ロ) 深部方向に対し $\pm 3\%$ 以内。

(3) 異常発生時の線量変化:

約 $-2\text{cGy}$ 。(ビーム中心軸近傍で発生した場合)

(4) 厚い飛程調整器の用いられる場合、多重羽根絞りは照射野の外縁を鋭くするのに極めて有効であった。

本装置を使って、各種生物試料に陽子線照射を行い、陽子線の生体および細胞等に対する生物学的反応を調べる基礎実験を繰り返し、同時にシステムの安全性と信頼性についても確認した。

以上の経緯を経て、1979年10月より本照射法による陽子線治療の臨床試行を開始した。

本稿を終るにあたり、前物理研究部長、橋詰 雅博士、臨床研究部長、恒元 博博士、病院部長、栗栖 明博士、前癌研放射線部長、梅垣洋一郎博士の暖い御援助と御助言に対し深く感謝致します。また、マイクロ管理課諸氏の御協力に対し心から謝意を表します。本装置の中で、位置ぎめ用光源は病院部、熊谷和正氏の発案で製作されましたことを、こゝに特記致します。

尚、本研究の一部は厚生省がん研究助成金(56-44)ならびに文部省がん特別研究費の援助を受けて行われたものであることを附記する。

文 献

- 1) Wilson, R.R.: Radiological use of fast protons. *Radiology*, 47: 487—491, 1946
  - 2) Koehler, A.M. and Preston, W.M.: Protons in radiation therapy. *Radiology*, 104: 191—195, 1972
  - 3) Larsson, B.: Pre-therapeutic physical experiments with high energy protons. *Brit. J. Radiol.*, 34: 143—151, 1961
  - 4) Koehler, A.M., Schneider, R.J. and Sisterson, J.M.: Flattenning of proton dose distributions for large-field radiotherapy. *Med. Phys.*, 4: 297—301, 1977
  - 5) Kanai, T., Kawachi, K., Kumamoto, H., Ogawa, H., Yamada, T., Matsuzawa, H. and Inada, T.: Spot scanning system for proton radiotherapy. *Med. Phys.*, 7: 365—369, 1980
  - 6) Kawachi, K., Kanai, T., Matsuzawa, H. and Inada, T.: Treatment planning data input and display unit for proton spot scanning therapy. *Proceedings of 7th ICCR 'Computers in Radiation Therapy'*: 372—376, 1981
-