



| | |
|--------------|---|
| Title | スポットスキャンニング陽子線の線量分布-レンジモジュレーターによる影響- |
| Author(s) | 平岡, 武; 川島, 勝弘; 星野, 一雄 他 |
| Citation | 日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(10), p. 1214-1223 |
| Version Type | VoR |
| URL | https://hdl.handle.net/11094/19151 |
| rights | |
| Note | |

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

スポットスキヤニング陽子線の線量分布

—レンジモジュレーターによる影響—

放射線医学総合研究所物理研究部

平岡 武 川島 勝弘 星野 一雄
河内 清光 金井 達明 松沢 秀夫

(昭和58年1月17日受付)

(昭和58年2月21日最終原稿受付)

Dose Distributions for Proton Spot Scanning Beams:
Effect by Range Modulators

Takeshi Hiraoka, Katsuhiro Kawashima, Kazuo Hoshino, Kiyomitsu Kawachi,
Tatsuaki Kanai and Hideo Matsuzawa

Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Research Code No.: 203.2

Key Words: Dose distribution, Proton radiotherapy, Spot
scanning beam, Proton dosimetry, Range
modulator

In order to obtain a large field radiotherapy with desired shapes and dose localizations, a spot beam scanning system with 70 MeV protons has been used since 1979 at the National Institute of Radiological Sciences. The beam has some special characteristics in dose distributions compared with ordinary broad beams. Depth and lateral dose distributions of the spot beams were measured in several depth in water using a tiny ionization chamber for each range modulator. Necessary isodose curves can be easily calculated for any field and modulator used by the superposing of the empirically obtained spot beam data. The paper concerns with the characteristics of the spot beams, the calculation method of isodose curves and the dosimetry for each modulators. It has been found that the both calculated and observed curves agree within 1 mm width at any dose levels greater than 10%.

結 言

線量分布の改善を主体とした陽子線や重荷電粒子線の臨床医学への応用が1946年 Wilson¹⁾によって発表された後、約20年後にこれらの放射線による治療が米国、ソ連、スウェーデンに於て開始された。初期の治療は主に小照射野に限られていたが、照射技術の進歩と共に大照射野の治療が可能となり多くの成果を上げてきている。

1979年放医研ではスポットスキヤニング法による70MeV陽子線治療を開始した。この装置は

入射陽子線のエネルギーを減少することなく大照射野による照射が可能であるばかりでなく、任意の照射野に任意の線量配分が可能である極めて有利な特徴をそなえている。既に15名の適応患者の治療が行なわれたが、現在90MeVへの陽子線エネルギー増加の調整段階にあり、より多くの患者への適応が期待されている。

スポットスキヤニングビームは細束陽子線の組合せと考えることができるため、陽子線の照射物質中での多重散乱とレンジモジュレーターによ

る散乱とにより、一般のブロードビーム陽子線とは異なった線量分布を示す。当初25mm レンジモジュレーター（以後RMと記す）による治療が計画されたため、このビームに対する線量分布の計算法については既に述べた²⁾。ここでは新たに10, 15, 20, 30mmの4種類のRMが試作されたので、それらを主体とした線量分布と分布計算法について述べ、RM間の違いによる線量分布への影響を検討する。またRMの違いによる吸収線量への影響についても述べる。

方法および結果

(1) スポットスキニング法

電子線と比較して陽子線はその質量が大きく異なるため物質中での一回衝突当りの散乱角が小さく、治療に必要な大照射野を得るためには一般に複数個の厚い散乱体を必要とし、また散乱体から照射位置まで長い距離を置かなければならない。このため散乱体中でのエネルギー損失が大きく、充分高いエネルギーの加速器を必要とする。スポットスキニング法によれば散乱体を使用しないため、これら散乱体による陽子線のエネルギー損失がなく、任意の照射野に任意の線量配分が可能である。この装置の動作原理やその性能については他に詳しく報告されているが³⁾⁴⁾、ここではスポットビームの形成について簡単に述べる。

サイクロトロンで加速された70MeV陽子線はスイッチングマグネット、ステアリングマグネット、4極電磁石、スリット等を通り整形されたビームとなって陽子線照射装置に入る。この装置は入射窓から治療位置まで約7mの真空パイプで形成されているが、この間治療位置から4.6m上流にあるスリットにより1×1cm²のスポットビームが治療位置で得られる様になっている。スリット直後のビームサイズは約4×4mm²であるが、このビームを上下左右の電磁石でスキャンさせることにより、治療位置にて1cm²単位の任意の大照射野を得ることができる。原理的には人体大の照射野を得ることも可能であるが、モニター電離箱、RM、コスト等の制約で最大20×20cm²の照射野をカバーできる装置になっている。

(2) スポットビームの線量分布

イ. 横分布

前記したごとくスリット位置で約4×4mm²の断面積を有するビームは、4.6m下流まで進む間に広がりを生ずる。この横方向の分布を測定するため集電極直径1mm、電極間隔5mmの保護電極を有する超小型平行平板型電離箱(P P-8)を試作した。この電離箱の幾何学的有効電離体積は0.004 mlである。ビーム中心軸と直角に電離箱を動かし1mm間隔にて横分布の測定を行なったが、ファントム中の種々の深さでの測定値はガウス分布に良く一致した。Fig. 1に25mm RMを使用した場合の実験値にフィットした分布曲線を示す。深さは飛程R₀と残余飛程Rとの比として示してある。モジュレートしていない陽子線は多重クローン散乱によってエネルギー損失を行ないながら物質を通過するため、物質の深さと共に線束は広がりをもつ。ところがモジュレートされたビームの線束の広がり、ビルドアップ領域を除けば浅い所ほど大きい。この理由は浅い所に寄与する陽子線はRMの厚い所を通過したビームによるため、このRMでの散乱角に強く影響される。図の各深さでのピーク値は異なるがここでは全てのピーク値を100に規格化してある。これらの分布からある任意の深さで、中心軸から距離xの点のスポットビームの線量D(x)は次式で与えられる。

$$D(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp(-(x-\mu)^2/2\sigma^2)$$

ここでσはある深さに於ける分布の標準偏差、μは平均値であるがここでは零とした。Fig. 2に10, 15, 20, 25, 30mmRMに対する深さと標準偏差との関係を示す。平坦な深部線量分布を示す領域では全てのRMに対して一つの曲線で示すことができる。即ちRHの厚さによって広がりは決定されてしまうため、厚さが同じであれば標準偏差値も同じ値を取るようになる。ここで言っているRMの幅の値はルサイトの厚さの値であり、水に変換する場合には1.16倍する必要がある。例えば25mmRMの水中での平坦な部分は29mmとなる。

ロ. 深部線量分布

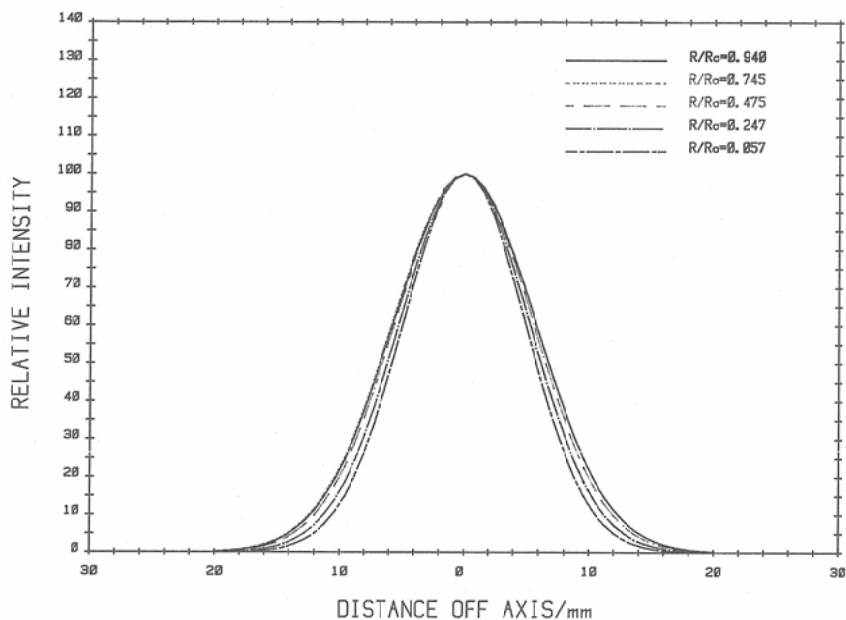


Fig. 1 Lateral dose distributions for a spot beam at various depth in water

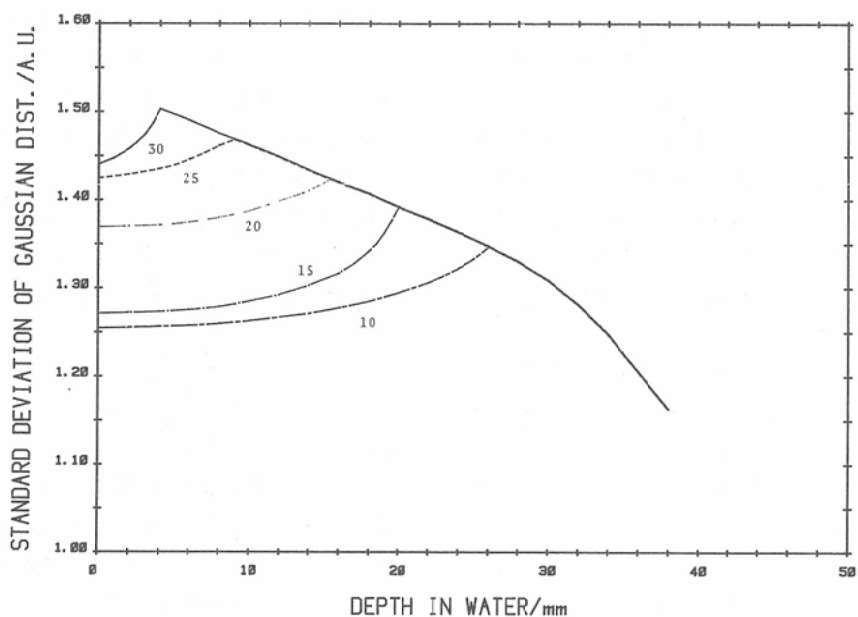


Fig. 2 Standard deviation of the Gaussian distribution for each range modulators as a function of depth in water

Fig. 3にPP-8電離箱で測定したモジュレートしていないスポットビームの深部線量分布を2点鎖線で示す。厳密に言えば深部・電離量曲線であるが、この電離箱のエネルギー依存性は非常に小さ

いので、以後深部線量曲線と呼ぶ。プラグピーク値を100とすると表面の値は17.1である。Littonら⁵⁾による70MeV陽子線に対する計算値は15.2であるが、これはブラックピークに対する計算値

が高すぎるためと思われ、これには入射エネルギーの広がりが大きく影響している。モジュレートしたスポットビームに対する深部線量分布を他の曲線で示す。10~30mmRMの違いによりピークの絶対値は異なるが、10mmRMの値を100とすれば、15~30mmRMに対する値はそれぞれ84.7, 74.6, 69.8, 64.2である。但し図では36.5mm深さでの値が同じになる様に規格化してある。平坦領域となる部分は実験誤差内で一つの曲線で表わされる。また Fig. 2 からわかる様に RM の厚さにより各深さで広がり異なるため、スポットビームでは Fig. 3 の様な曲線を示し、平坦な曲線が得られない。後述するがここで用いている $1 \times 1 \text{ cm}^2$ のスポットビームでは、 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 以下の照射野では深さ方向に対して完全には平坦化されない。

(3) スキャンニングビームの線量分布

イ. 深部線量分布

コリメーターを大きく開き照射位置で $4 \times 4 \text{ cm}^2$ の照射野となる様にし、一般のブロードビームとしてのモジュレートしていないビームに対する深部線量分布を Fig. 4 に実線で示す。これは測定時間の短縮を計ったものであり、 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 照射野以上

でのスキャンニングビームとほぼ等価である。測定には集電極直径12mm, 電極間隔5mmの平行平板型電離箱(PP-1)を使用した。測定方法の詳細については他の文献⁶⁾に示したが、薄いポリエチレンの袋の後ろに電離箱を配置し、これを前後に動かして深さを変え深部線量分布の測定を行なった。従って SSD を一定にした線量分布の測定と言える。測定値は8回の異なった日の値の平均値を示し、誤差表示はこれらの標準偏差値を示す。分布より求めた飛程は $38.50 \pm 0.11 \text{ mm}$ であり、この値より Janni⁷⁾の表から評価したエネルギーは $68.2 \pm 0.2 \text{ MeV}$ である。ピーク/プラトー線量比、ピーク幅(FWHM)、ピーク位置の値も同図に示してある。比較のため Fig. 3 で示したスポットビームに対する深部線量分布を点線で示してある。ブランクピーク値を100に規格化したときの値であるが、ピーク手前の深さで両者は大きく異なる。これは $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 以上のスキャンニングビームでの測定に於ては電離箱は照射野に対して充分小さいが、スポットビームに対しては Fig. 1 からわかる様に電離箱の大きさが影響したのかも知れない。またはビーム中心軸への電離箱の配置は

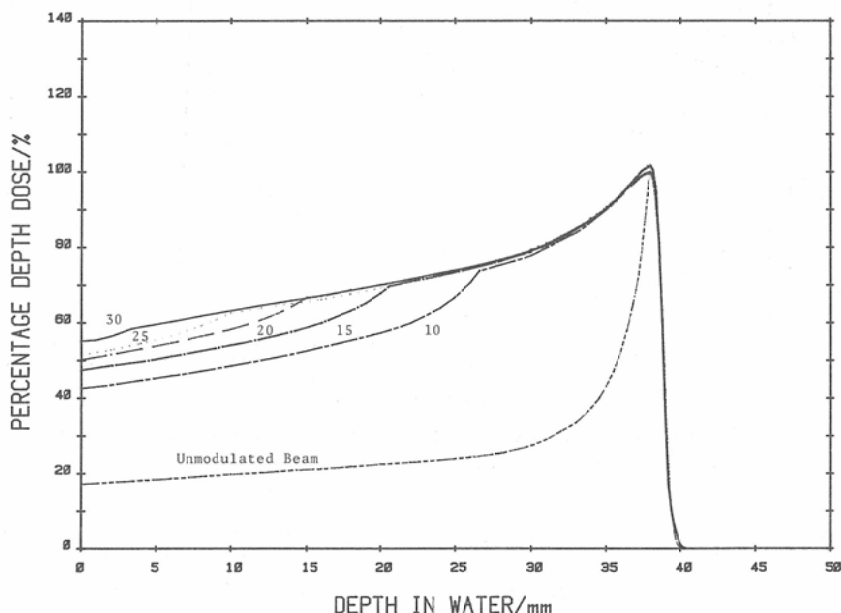


Fig. 3 Percentage depth dose for a spot beam with each range modulator and without modulator

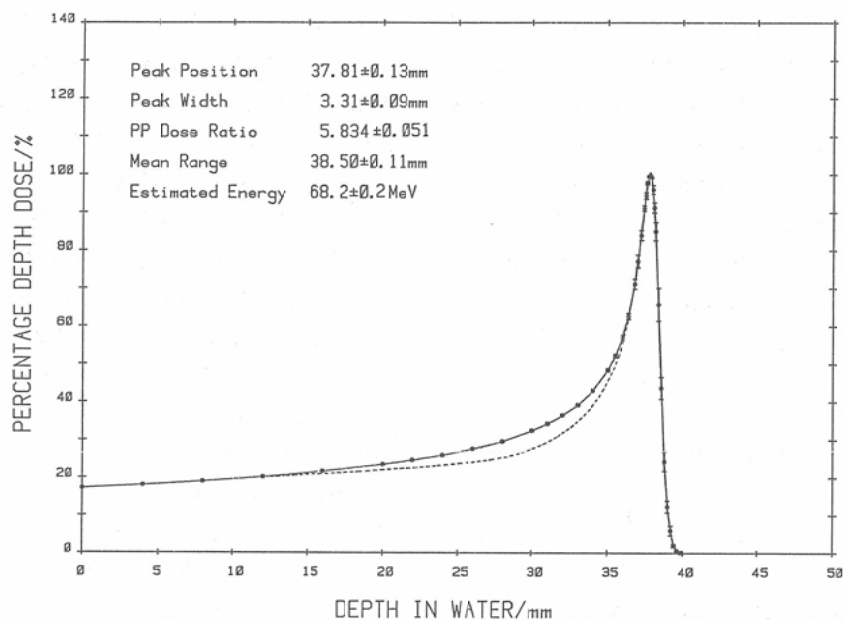
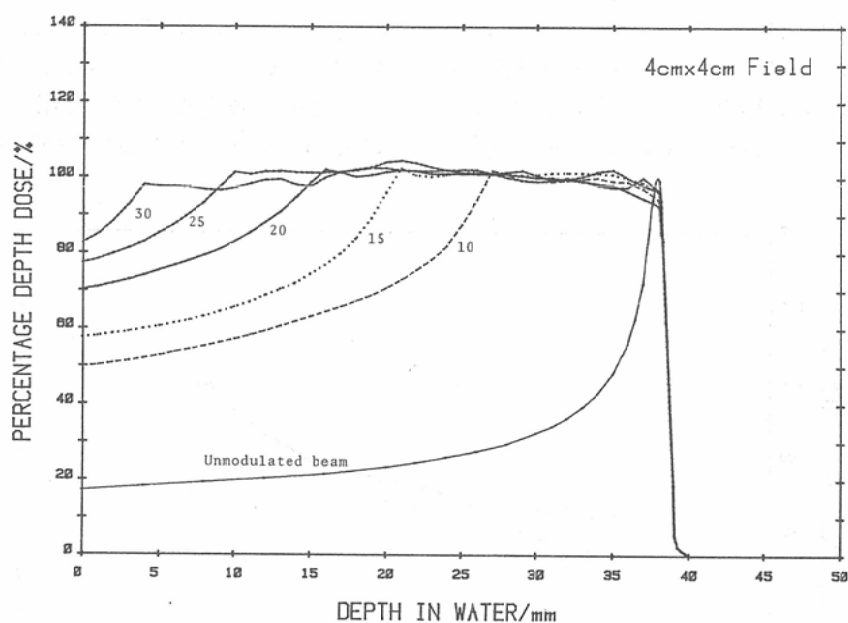
Fig. 4 Percentage depth dose in water for scanned beams of $4 \times 4 \text{ cm}^2$ field

Fig. 5 Percentage depth dose in water for scanned beams with each range modulator and without modulator

ビームライン前後からのレーザービームで行なっているが、電離箱の深部方向への移動が完全にビーム中心軸上で行なわれなかったことに原因しているのかも知れない。

Fig. 5は10～30mmの5種類のRMに対する深部線量分布を示す。4×4cm²にスキャンした照射野でPP-1電離箱による測定から求めた。平担部の平均値を100に規格化したもので、この領域は

Fig. 2 に対応している。Fig. 4 に見られるごとくモジュレートしていないビームは3.31mmのFWHMを持つ鋭いブラッグピークを有するが、全てのRMは0.5mmステップでルサイト板の厚さを調整してあるため、ピークの重なり合いはほとんどゆるやかな平坦分布となって表われている。スポットビームのスキャン速度の深部線量分布への影響を無くするため、RMは1,200rpmで回転させている。腫瘍の大きさ等により適当なRMを用いれば表面線量を大きく改善できるが、現在の70MeVビームは飛程が4cm程度であるため表在性の治療に限られ、ほとんどの場合は25mmRMが用いられている。90MeVのビーム調整が現在行なわれており、そのビームではRMの違いによる効果が治療計画に有効に生かされるものと考えられる。

ロ. 横分布

スキャンニングビームの横分布はスポットビームの重ね合せと考えられるもので、照射野の大きさとRMによる散乱角に影響されるため水中での深さによって異なる。Fig. 6は25mmRMに対する水中約16mmでの各照射野の横分布を示す。

図にも示した如く照射野の大きさは1, 2, 3, 4, 6, 8, 10を一辺とするもので、図の右側半分には他の辺もこれらと同じ大きさである正方形照射野の横分布を示す。また左側半分には他の辺が11cmの大きさの矩形照射野の短辺側の横分布を示す。スポットビームの重ね合せの影響で、小さな照射野では正方形と矩形で大きく分布が異なるが、 $4 \times 4 \text{cm}^2$ 以上の照射野では両者はほとんど同じになってしまう。この理由はFig. 1からもわかる様に、ガウス分布をしているスポットビームは中心から20mm隔れるとほとんど値が零になってしまうため、その結果 $4 \times 4 \text{cm}^2$ 以上の照射野での横分布はほとんど同じになってしまう。このことは後述する等線量曲線を見ればより明白となる。 $4 \times 4 \text{cm}^2$ 未満の照射野ではピーク値も100にならず平坦部も非常に狭い。ここで述べている方法で $4 \times 4 \text{cm}^2$ 未満の照射を行う場合には大きな照射野の一部をカットして用いる必要がある。但しこの様な小照射野での治療は一般のブロードビーム照射による方が得策であることは言うまでもない。

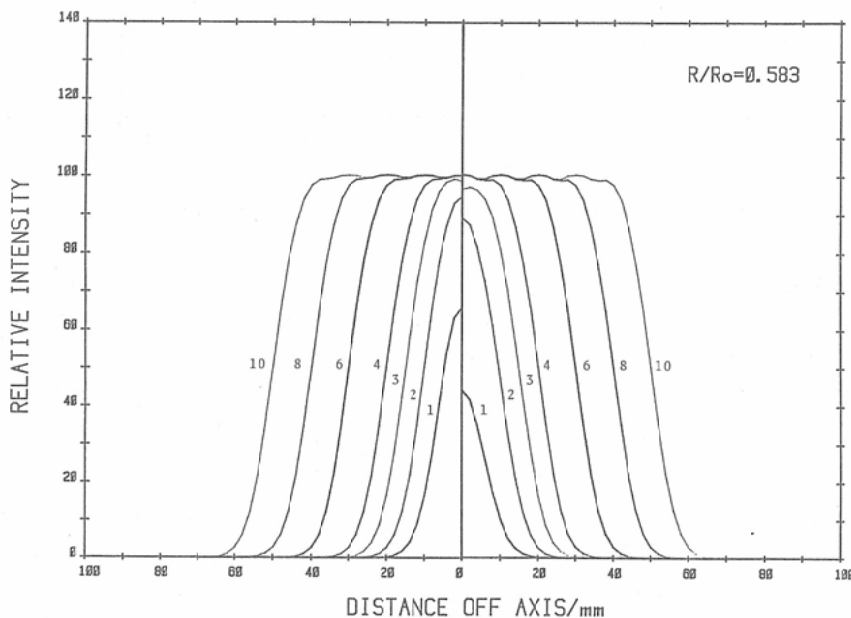
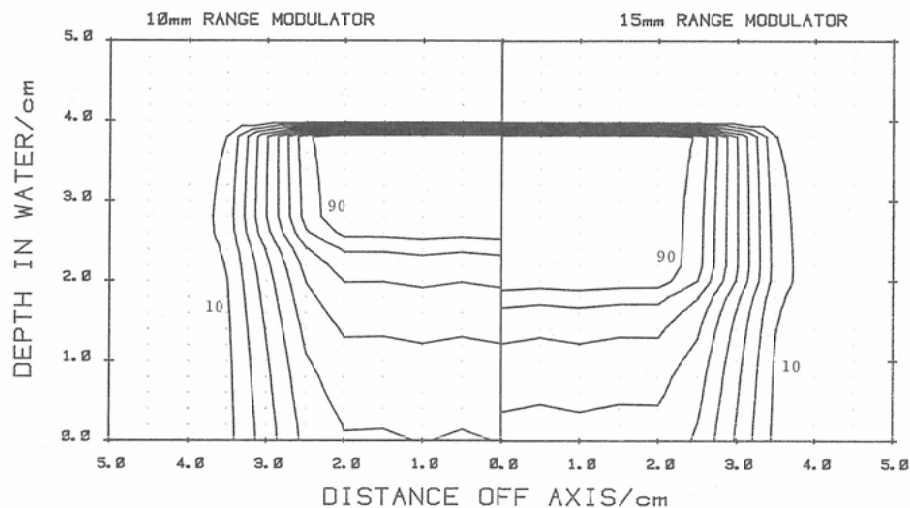
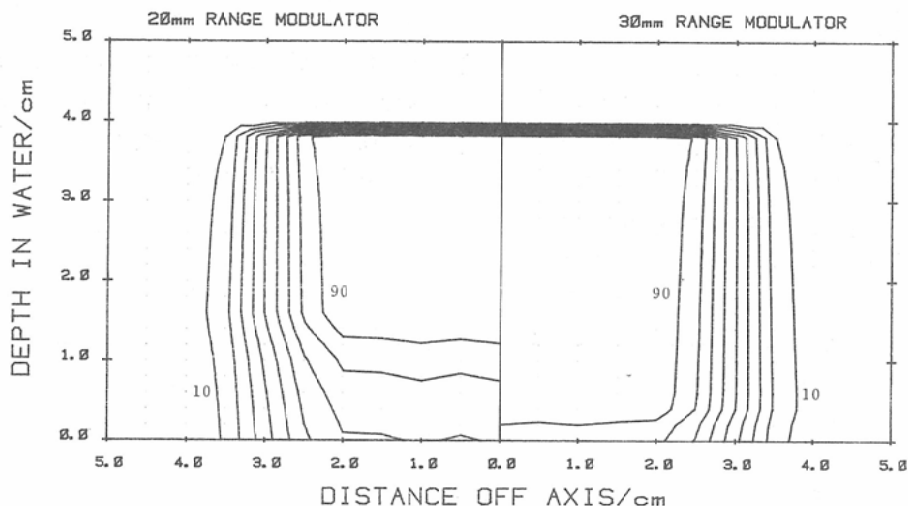


Fig. 6 Lateral dose distributions at 16mm depth in water for square fields and rectangular fields

Fig. 7(a) Isodose curves for $6 \times 6 \text{ cm}^2$ field with 10 and 15mm range modulatorFig. 7(b) Isodose curves for $6 \times 6 \text{ cm}^2$ field with 20 and 30mm range modulator

(4) 等線量の計算

任意のRMに対する任意の深さのスポットビームの横分布はFig. 2より求められるので、スポットスキニングビームの等線量曲線はこの図とFig. 3から、各深さでの照射野内のスポットビームからの分布の寄与を加算することによって求められる。Fig. 7(a), (b)には10, 15, 20, 30mmRMに対する $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 照射野の等線量曲線を90%から10%まで10%間隔の曲線として示す。図には横方向には5mm間隔、深さ方向には2mm間隔に点が打たれているが、これらの位置での線量

を計算し内挿により等線量曲線を求めた。計算にはYHP 9825B ディスクトップコンピューターを用いた。スポットビームの広がりRMの影響によりビルドアップ領域を除けば浅い所ほど大きい。ため半影は深さによって異なるが、この領域を除けば全てのRMに対して同じ形を示す。これは深部線量分布が平坦になる領域ではFig. 3で見られる様に一つの曲線で近似できるからである。ブラッグピークを過ぎた飛程末端ではFig. 4からもわかる様に90%から10%への線量域は1mmであるが、深さ方向の計算点の間隔が2mmである

ため等線量曲線では1.6mmとわずかの誤差を生じているが、これは計算機の記憶容量に原因するものである。Fig. 8に15mmRMに対する1, 3, 5 cmを一辺とする正方形照射野の等線量曲線を90%—10%までの曲線として示す。1×1cm²照射野とはスポットビームを意味し、当然のことながら平坦部は無く比較の意味で示した。50%以下の領域ではどの照射野でもほとんど同じ形で、前述した様に4×4cm²照射野以上では全ての線量領域ではほぼ同じ形を示す。勿論このことは全てのRMについて言えることである。

スポットスキニングビームの最大の特徴の一つは照射野内で任意の線量配分が可能なことである。Fig. 9は12×12cm²照射野内の中心の4×4 cm²部分の予定線量をその他にくらべて半分とし

たときの25mmRMに対する等線量分布を3次元表示として示す。線量はやはり90%—10%まで10%間隔で示してある。ブロック等を必要とせず任意の線量配分が可能で、周辺部での線量の落込み等の補正は簡単に行なえる。

(5) 線量評価

70MeV陽子線の吸収線量の絶対測定法については既に詳しく報告²⁾しているのでここでは省略するが、各種RMを使用したときの治療線量の評価法について述べる。陽子線ビームモニターは3カ所で行なっているが、照射線量のモニターは陽子線照射装置の出射窓附近に配置された平行平板型電離箱で行なっている。この電離箱は5mmの電極間隔に-1,000Vが高圧電極に印加され、40 ml/minの流量率で窒素ガスを流している。線量

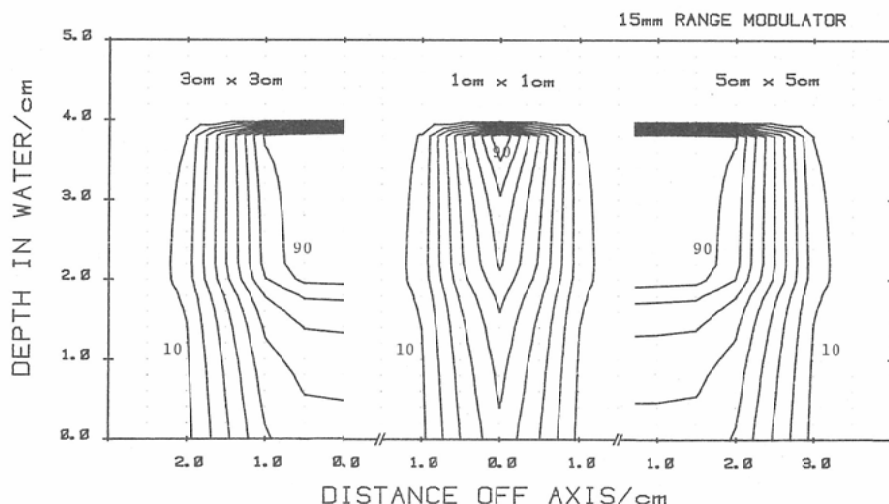


Fig. 8 Isodose curves for a spot, 3×3 and 5×5cm² field scanning beams with 15 mm range modulator

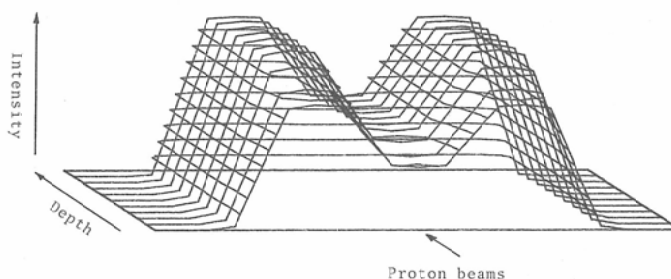


Fig. 9 Three dimensional isodose contour for 12×12cm² irregularly localized field with 25mm range modulator

Table 1 Range modulator conversion factor and surface to peak dose conversion factor

| Range Modulator | None | 10mm | 15 | 20 | 25 | 30 |
|-----------------|------|------|------|------|------|------|
| F_{RM} | 1.00 | 1.04 | 1.06 | 1.08 | 1.12 | 1.17 |
| P | 5.83 | 2.00 | 1.72 | 1.42 | 1.29 | 1.21 |

率変化に対するイオン再結合損失は0.1%以下で無視できる。モニター電離箱の信号はオペアンプにより増幅され、VFコンバーターによりカウント数に変換される。

種々のRMの平坦部での組織吸収線量DTIS-SUEは次式で与えられる。

$$DTISUE = Do \times FRM \times P \times FA \text{ cGy/count}$$

ここでDoはRMがない場合の4×4cm²照射野の表面に於けるモニターカウント当りの組織吸収線量、FRMはRMを使用したときと使用しないときの表面線量比、PはRMに対するピーク線量と表面線量の比、FAは照射野係数である。照射野係数は4×4cm²以上では1~2%程度増加が見込まれるがここでは1とした。FRMとPの値をTable 1に示してある。治療開始前に毎回Doを測定し組織吸収線量を算定している。普通のブロードビームと違ってスポットスキャンニングビームの線量率を単純に表現するのはむずかしいが、スポット当りに変換すると約80Gy/minとなる。即ち例えば6×6cm²照射野に一律に10Gy照射しようとする場合には10÷80×36=4.5分の照射時間が必要となる。大きな照射野にすればその面積に比例した照射時間が必要となる。陽子線の電流量を増加すればいくらかでも時間は短縮できるが、現在上記した線量率とその3倍の線量率の2つのモードにて治療を行なっている。

考 察

スポットビームの深部線量分布と横分布の測定データを基に、任意の照射野、任意のRMに対する等線量曲線を計算することができた。25mmRMを使用した6×6cm²照射野に対する等線量曲線の計算値と実測値は10%以上の線量域に於て1mm以下で一致した。これはスポットビーム

の測定データを使用しているためであるが、横分布をガウス分布で近似したことがいかに良く測定値にフィットしているかを物語っている。他のRMに対する測定値は無いが、25mmRMに対する精度と同じであると推測することは難かしくない。

スキャンニングビームでは照射野を限定するためのコリメーターを必要としないと言う利点があるかわり、そのため半影はコリメータされたビームにくらべて多少悪くなる。この最大の原因はビームがRMによって散乱されるためで、治療位置はできるだけRMに近い所で行うことが望ましい。現在治療位置はRMから20cmの所で行なっているが、腫瘍の部位によっては必ずしもこの位置にて治療を行なえないことが多い。一つの改善策としては照射野内の最外側スポットの線量をそれ以外のスポットの線量にくらべて増してやることである。計算によれば、照射野内の線量の平坦度を3%以内に保ち半影を改善するためには、最外側の線量を8%増加させることが最適値となる。その他の方法としてはRMの後ろにブロックコリメーターを配置することであるが、この位置もできるだけ患者の治療部位近くに置くことが望ましい。現在RM後約10cmの所にブロックコリメーターを配置し治療しているが、位置の関係から際だった改善にはなっていない。スポットスキャンニングビームの特徴を害なうことなく半影を改善する方法は、1×1cm²のスポットサイズをより小さくすることである。このサイズを小さくすればより多くの照射時間を要することになるが、最適値はもっと小さなサイズと考えられる。5×5mm²のスポットサイズであれば半影がほぼ半分になることになり、現在最適値を検討中である。

稿を終るに臨み、本研究の遂行に当り安定ビームの供給をしていただきましたサイクロトン管理課の諸氏に深く感謝致します。本研究の一部は厚生省がん研究助成金（竹中班）の援助を受けた。

文 献

- 1) Wilson, R.R.: Radiological use of fast protons. Radiology, 47: 487-491, 1946

- 2) 平岡 武：高エネルギー陽子線の吸収線量の算定とその線量分布に関する研究. 日本医放会誌, 42 : 30—54, 1982
 - 3) Kanai, T., Kawachi, K., Kumamoto, Y., Ogawa, H., Yamada, T., Matsuzawa, H. and Inada, T. : Spot scanning system for proton radiotherapy. Med. Phys., 356—369, 1980
 - 4) 河内清光, 金井達明, 松沢秀夫, 中村 譲, 稲田 哲雄：スポット走査法を用いた陽子線治療装置. 日本医放会誌, 42 : 467—475, 1982
 - 5) Litton, G.M., Lyman, J. and Tobias, C.A. : Penetration of high energy heavy ions, with the inclusion of coulomb, nuclear, and other stochastic processes. UCRL-17392 Rev., 1968
 - 6) Hiraoka, T., Kawashima, K. and Hoshino, K. : Ion recombination loss in ionization chambers irradiated by proton beams. Br. J. Radiol., 55 : 585—587, 1982
 - 7) Janni, J.F. : Calculations of energy loss, range, path-length, straggling, and the probability of inelastic nuclear collisions for 0.1-to 1000-MeV protons. AFWL-TR-65-150, 1966
-