



Title	高エネルギー垂直陽子線治療装置
Author(s)	稻田, 哲雄; 早川, 吉則; 丸橋, 晃 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1984, 44(6), p. 844-853
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17796
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

高エネルギー垂直陽子線治療装置

筑波大学基礎医学系*

稻田 哲雄 早川 吉則

筑波大学臨床医学系*

丸橋 晃 大原 澤 北川 俊夫 秋貞 雅祥

放射線医学総合研究所物理研究部**

河内 清光 金井 達明

(昭和58年9月14日受付)

(昭和58年10月28日最終原稿受付)

Vertical Proton Beam Irradiation Control System for Cancer Therapy

Tetsuo Inada and Yoshinori Hayakawa

Institute of Basic Medical Sciences, University of Tsukuba

Akira Maruhashi, Kiyoshi Ohara, Toshio Kitagawa and Masayoshi Akisada

Institute of Clinical Medical Sciences, University of Tsukuba

Kiyomitsu Kawachi and Tatsuaki Kanai

National Institute of Radiological Sciences

Research Code No. : 203

Key Words : Proton beam, Irradiation control

A new proton therapy facility, Particle Radiation Medical Science Center (PARMS) of University of Tsukuba, was constructed in connection with 500 MeV proton beam line of High Energy Physics Laboratory. PARMS features its vertical beam irradiation site capable of 250 MeV protons. Details and performance of the control system have been investigated with some dosimetric measurements. The system has satisfied the requirements for therapeutic proton field shaping and irradiation control.

I. 緒 言

1960年代より普及した高エネルギーX線治療により、がんの治療成績は向上してきたが、ほぼ限界に達した感がある。この壁をうち破る可能性として、粒子線治療が導入されつつある。他方で、難治性の進行がんの対策が、現在のがん研究の主流をなしているが、実効を挙げるに至らず、粒子線によっても例外ではない。これらのがん治療の理想は、早期に診断されたがんに、機能保存的な良質な治療を行うことである。すなわち、障害の発生を抑え、確実に治癒させるためには、がんの

浸潤範囲を精密に診断し、病巣に線量を集中し、周囲の正常組織線量をできるだけ軽減する必要がある。電子より重い、いわゆる重荷電粒子線は、その線量分布においてプラグ・ピークを示し、深部病巣に線量を集中させることに適している。とくに陽子線は照射制御および任意形状の線量分布形成が容易であり、加速器を含む照射装置は病院内設置可能であり、コストペネフィットの点でも臨床適用に適している¹⁾。しかしながら、深部病巣に一致する優れた線量分布を形成するためには、少なくとも直交2門などの照射法が望ましく、そのための入射陽子エネルギーとして200MeV程度を必要とする²⁾。

* 茨城県新治郡桜村 (〒305)

** 千葉市穴川4-9-1 (〒260)

1980年に設立された筑波大学粒子線医学センターでは水平陽子線照射とともに垂直陽子線照射が可能な装置を開発した。これは陽子線の優れた線量分布を活かすために、患者の設定精度を高めることとともに、CTによる治療計画を容易にするためである。この垂直照射装置には、最高250 MeVの陽子線が供給されるので、陽子線治療の特長を活用できよう。

II. 装置の概要

高エネルギー物理学研究所のブースターシンクロトロンより供給される500MeV陽子線を減速材により250MeVとする。この減速材を通過することにより散乱する陽子線の前方成分を特殊なビーム・ラインにより選別する。この操作により、平均 $1.5\sim 2\mu\text{A}$ の陽子ビーム強度の約0.7%が垂直治療室に到達する。Fig. 1に垂直陽子線照射システムの俯瞰図を示す。1階床上約150cmで輸送された陽子線は、90°偏向電磁石により垂直ビームとなり、地下2階の照射位置に導かれる。この間の約6mの飛行において照射野形成などの前処理をうける。これには大別して以下の3機能が含まれる。

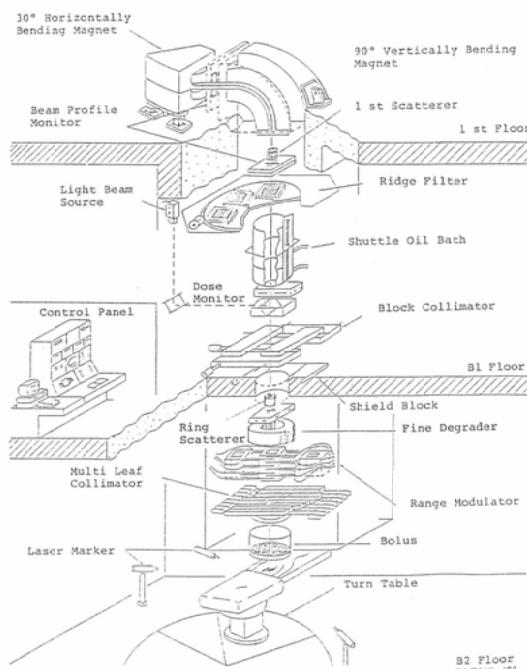


Fig. 1 Illustration of irradiation control assembly for vertical proton beam.

その第1は収束して輸送された陽子線スポットを $20\times 20\text{cm}^2$ 以上の面積に均等強度分布を与えるように拡大し、病巣形状に合致する照射野を形成すること、第2は、飛程およびプラグ・ピーク幅の拡大制御である。そして第3は、線量およびビーム位置・形状のモニターに関するものである。

III. 散乱体およびコリメーター

第1の機能に属する機器で、ビームに垂直面内での照射野形成に関するものであるから、本質的には従来の放射線治療装置の延長上にある。陽子線は電子線より散乱しにくいので、これを効率良く均一照射野とするためには工夫を要する。ここでは Koehler ら³⁾が提案したリング散乱体方式を採用した。その構成原理は、Fig. 2に示すようなもので、一次散乱体によってガウス分布する陽子線束の中央部をリングによって截り取って照射位置に平坦分布を与えるものである。照射位置での線量率を最大とするような散乱体およびリングの形状および位置を一義的に算定しうる⁴⁾。しかし、この算定においては、散乱体およびリングの間または後に設定される他の構成機器による散乱補正が困難で、最終的な各機器の設定後に実験的に確

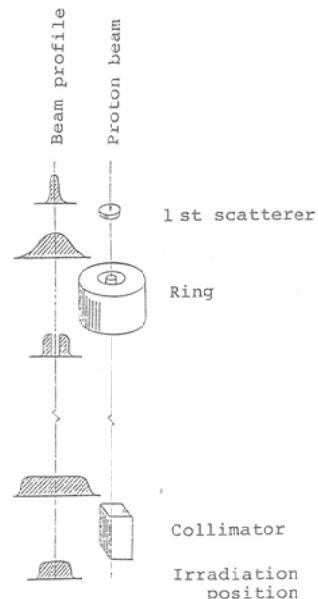


Fig. 2 Principle of large flat field shaping by scatterer and annular ring arrangement.

かめる必要があった。一般的には、一次散乱体厚を充分に大きくとれば、より容易であるが、これによるエネルギー減弱も大きくなり、また散乱に

よって陽子線束も減少する。よって、必要最小厚の一次散乱体を使用すべきである。とくに深部臓器病巣に対しては、エネルギー減弱が問題となり、

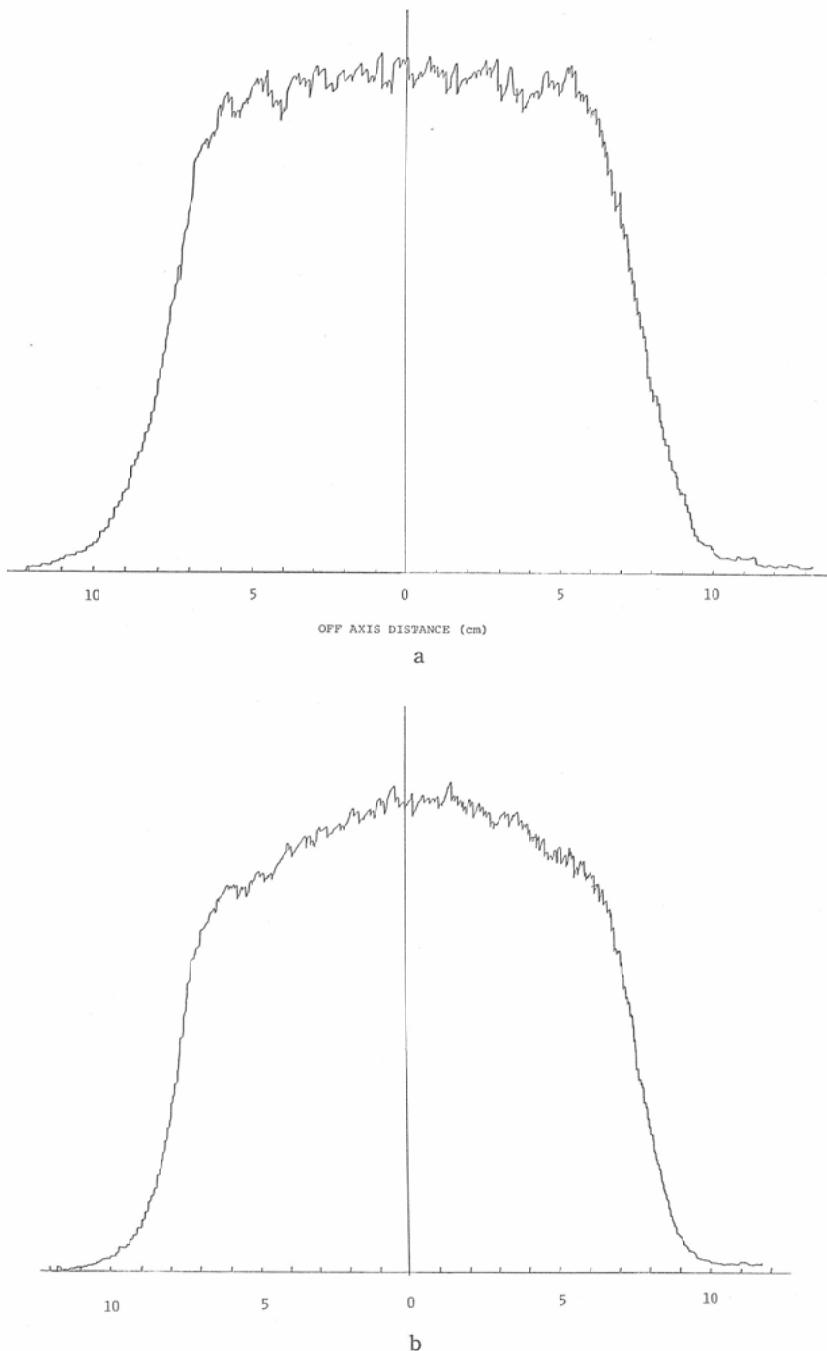


Fig. 3 Flat field shaping with scatterer and annular ring (a) and with just scatterer (b).

浅在病巣に対しては、その後の微調デグレーダーも含めた線束減少が問題となる。

ここでは、経験的に一重リングを微調デグレーダー上部に置き、それより約3m上方に一次散乱体として厚さ5~15mmの銅板を用いることにより所要の平坦度をえた。なおリング中央にプロック円柱を使用しても、その効果は認められない。結果の1例をFig. 3(a), (b)にリングの有無による効果として示した。

粒子線医学センターの陽子線は、500MeVより減速材を用いて、250MeVに減速しているために、散乱陽子成分が大きいものと考えられる。地下1階床面にプロック・コリメーターを、また、標準照射位置より約90cm上部に多重羽根コリメーターを設定した。後者は、幅1cmピッチで不整形照射野を形成し、その設定は遠隔的に、または現場で可能であるが、これは最終コリメーターとしては不充分である。Fig. 4に入射位置における絞り効果を照射位置からの距離を変えて示した。すなわち、患者皮膚面に近く最終コリメーターを設定すれば、照射野辺縁は明確であるが、Fig. 4の1.5cmの場合にみられるように、近すぎるとコリメーターによる前方小角散乱による、いわゆる

陽子線辺縁効果による線量増加が認められる。よって、我々は患者皮膚面より2~3cmの距離に厚さ3cmの真鍮片を各種の形状に組合せて最終コリメーターとした。

IV. 微調デグレーダーとプラッグ

ピーク幅の拡大

病巣深に対応する飛程をもつ陽子エネルギーとするための減速装置であり、密度0.95の油の槽で、その厚さを遠隔的にかつ高速度で1mm以内の精度にて設定可能である。この減速操作によって陽子線にエネルギー分布を生じ、そのためにはブラック・ピーク形状が歪められる懸念があったが、Fig. 5に示すように、そのような変化は認められないが、線量ピーク高が15cm以上の油厚にて著しく減少した。

このような幅の狭いブラック・ピークを、病巣厚をカバーするように拡幅する必要がある。粒子線医学センターにて使用される陽子線は、そのエネルギーが高いこと、時間幅の狭い（約50ナノ秒）パルス状であること、および減速後の陽子線強度が低いことを考慮して、各種のピーク拡幅装置を併用すべきものと考えられた。すなわち、レンジモジュレーターおよびリッヂフィルターであ

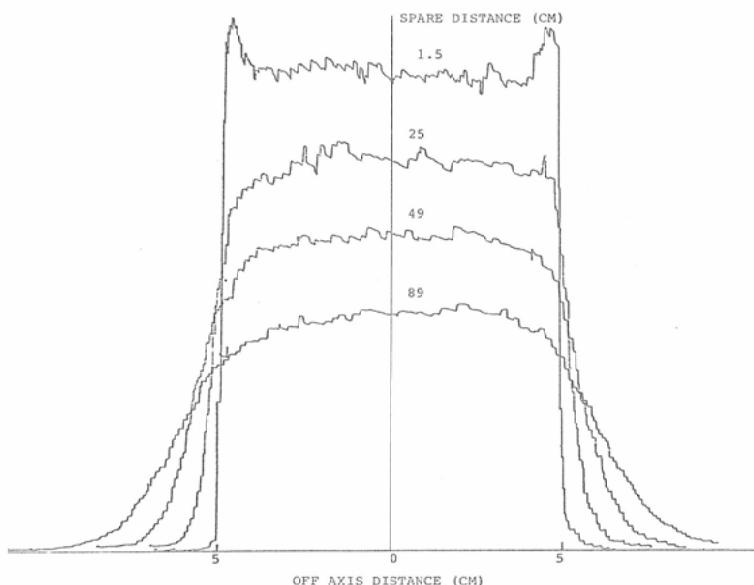


Fig. 4 Variation of periphery and relative intensity of field defined 10×10cm collimator at different spare distance.

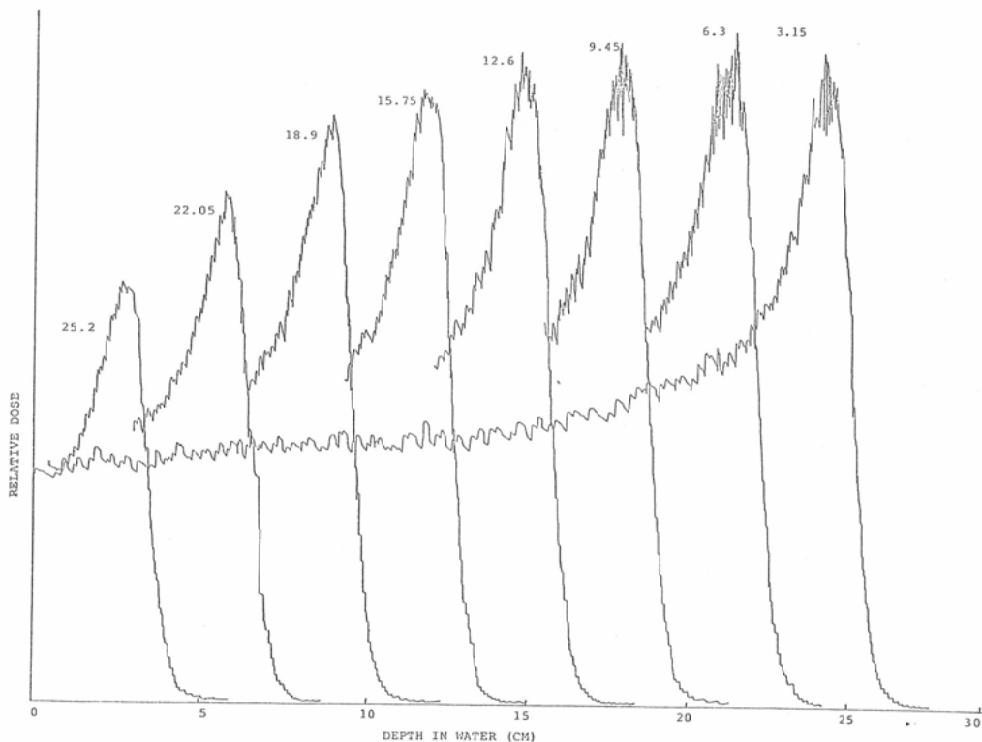


Fig. 5 Energy degraded in Bragg curves controlled by shuttle oil bath. Thicknesses of 0.95 density oil are shown in cm at the top.

り、上述の微調デグレーダーもその厚さ調整をマイクロコンピューター制御にて行うことにより、拡幅装置として使用しうるよう設計した。レンジモジュレーターは、5mm 厚のアクリル板を線量モニター出力を用いてマイコン制御により、所要の平坦ピーク幅となるように順次挿入する。微調デグレーダーの油厚の制御は連続可変であるのに対し、レンジモジュレーターでは5mm ステップ可変となるが、プラグ・ピーク幅が90%にて約10mm あることから、両者の結果に差異はない。TLD にプラグ・ピークおよびその幅を拡大したピークの測定例を Fig. 6 に示した。これらのマイコン制御による方式は、入力データを変更することにより、どのような飛程および拡大幅についても成型しうるが、その確認の実測にはTLD 法を必要とするので面倒である。これは時間的に変化する飛程分布の重ね合せであるので、分布の積分型測定法を必要とするが、従来のフィルム法は陽子線深部線量分布とくにブラック・ピークを

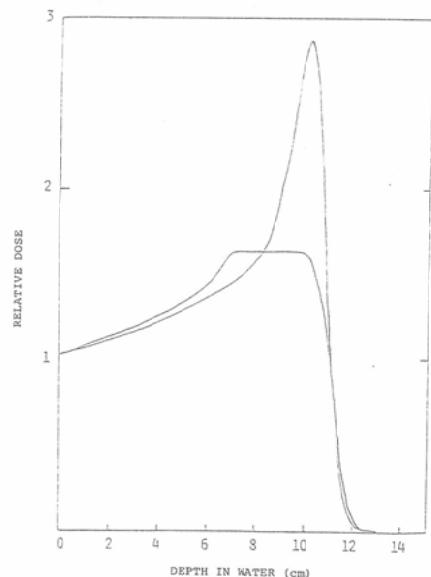


Fig. 6 Typical Bragg peak and range-modulator-spreading peak obtained by BeO TLD measurement.

正確に与えないことでこのような目的には不適当であることによる。

リッヂフィルターは、所要の厚さと面積から成る楔形状の吸収体であり、同時に、いく種類の飛程の陽子線が入射してピークを平坦化する。これは病巣厚の異なる患者ごとに応じてフィルターを用意する必要がある。その1例の断面をFig. 7に示した。当初、入射エネルギーごとにこの形状を変える必要があるかとの懸念があった。Fig. 5に示すとく、プラグ・ピーク形状が入射エネルギーに依存しないとみなしうるので、リッヂフィルター形状は入射エネルギーによっては実際上は変わらない。よって、所要の拡大幅に対応するリッヂフィルターを用意すればよい。また、Fig. 7に示したようにリッヂを線列式に並べたものでは、ホット、コールドの線量線列を生ずる心配があり、これを毎秒±1cmの往復運動を行う台座上に設定したが、照射位置より4m以上の距離にあ

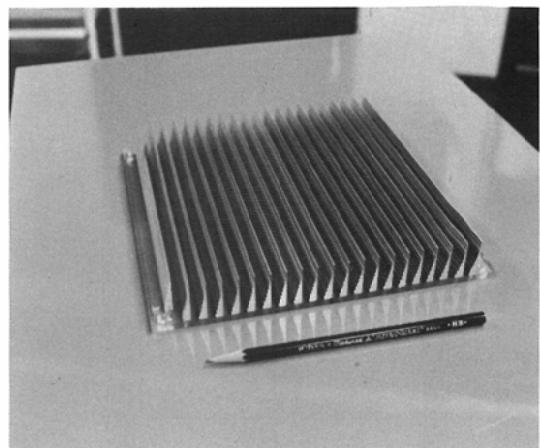


Fig. 7 Aluminum ridge filter.

る1次散乱体上に設定すれば、その後の散乱拡散によりそのような線量線列は認められず取扱いも容易になった。但し、このリッヂフィルターに入射する陽子線スポットが十分大きい必要があり、

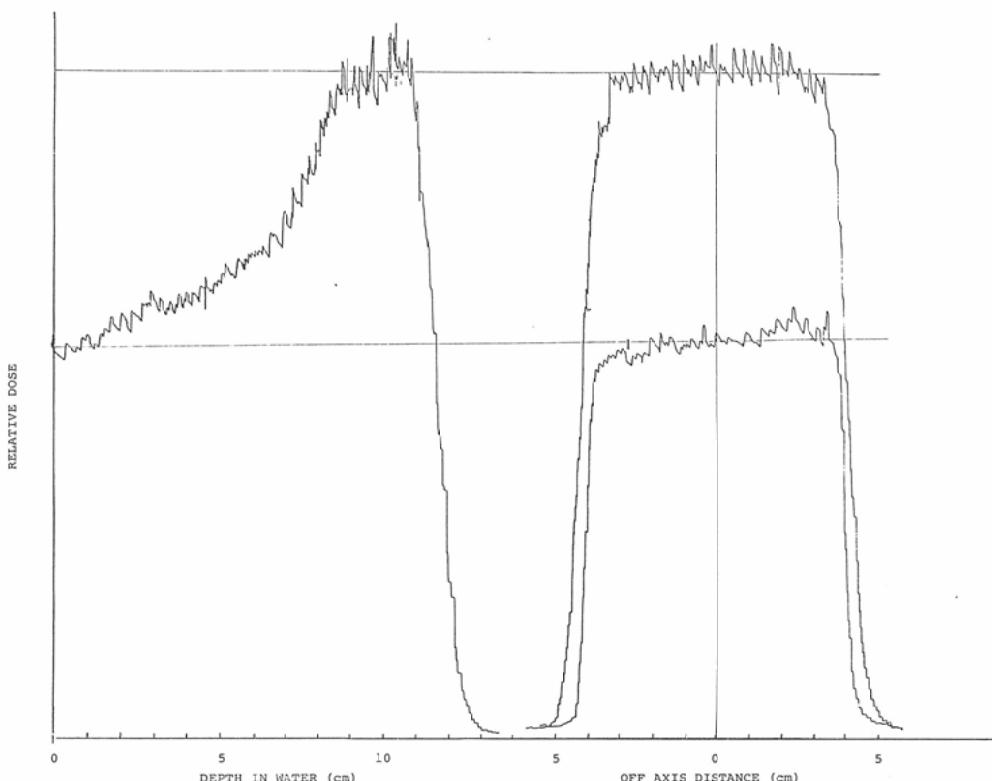


Fig. 8 Ridge filter-spread Bragg peak at the left and corresponding surface and peak dose levels at the right.

我々の場合では約 $8 \times 10\text{cm}$ の橢円状であった。リッヂフィルターの場合には、その線量分布の確認は容易であり、我々はダイオード検出器自動走査装置(Theradose社、スエーデン)を用いている。Fig. 8に結果の1例を示す。Fig. 5の測定も同様であるが、この装置の使用においては、陽子線々束強度を通常の1/10に低減し、約0.8秒間隔のパルス運転を行っているので、図示されるようなふらつきは避けられないが、1つの線量分布を5分以内に求めることができる。

このようにしてえた線量分布の典型例による等線量曲線をFig. 9に示す。拡大ピーク幅3cm、表面ピーク始点距離5cm、照射野 $6 \times 4\text{cm}$ の場合である。

プラグ・ピークの拡幅によって、表面/ピーク線量比が変化する。拡大幅3および6cmについてのこの変化を表面1ピーク始点間隔について示したもののがFig. 10である。この間隔が大きいほど、また拡大幅が小さいほど、この線量比は小さくなり、陽子線の特長が顕著となるが、照射野依存性は小さい。

V. 線量およびビーム・プロファイル・モニター

先に述べたごとく、粒子線医科学センターのパルス・ビームは瞬間線量率($2 \times 10^6\text{Gy/min}$)が高いので、通常の大気圧電離箱ではイオン再結合による線量率依存性を示したので、真空チャンバーを採用した。これは、平行平板電極型のチャンバーをロータリー真空ポンプにて排気し、約0.2Torrにて使用するものである。出力応答はこの圧力にはほとんど依存せず、線量率依存性も認められない。この線量モニターは有効径約20cmのものを、1次散乱体下部およびリング下部に設定した。後者のモニターおよびリングは移動台上に設置され、光照射野使用時には、自動的に除去される構成である。これらの真空チャンバーによる出力電荷量は、陽子線々量1Gyについて約 $8 \times 10^{-8}\text{クロン}$ であり、±2%以内の再現性を示す。長時間変動については現在追跡中であるが、油蒸気の付着は使用後5カ月にて認められていない。

ビーム形状および位置は、最終的には照射位置において散乱体を除去して、先述の自動走査装置により確認されるが、これに対応して、一次散乱体上部にプロファイル・モニターを設置した。これ

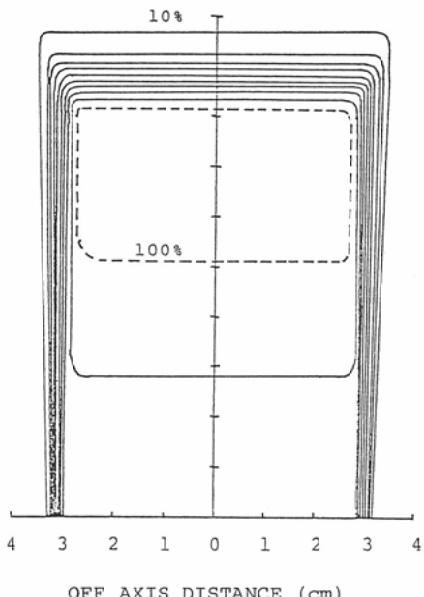


Fig. 9 Typical isodose distribution of proton irradiation in water.

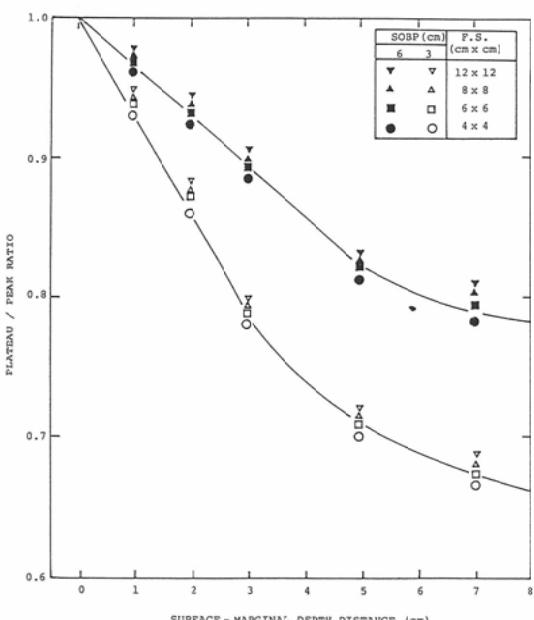


Fig. 10 Variation of plateau/peak dose ratio for 3 and 6cm spread-out Bragg curve versus surface to marginal peak depth distance.

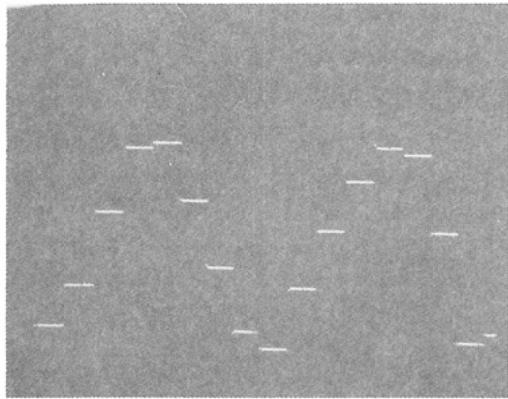


Fig. 11 CRT display of output of multiwire ionization profile monitor. Eight channels of 1cm step at the left and right sides show x and y directions, respectively.

は縦・横に各々1cm 間隔に8本の集電極線を張った電離箱方式で、その出力はCRT上にFig. 11のごとく示される。すなわち、90°偏向をうけてこの垂直陽子線照射システムに入射する縦・横径が約4cm のビーム・スポットが、ほぼ中央の正しい位置にあることを示すものである。

VI. 照射室など

照射システムの最終端はボーラス・ケースであり、陽子線治療においてはとくに重要であるが、他で述べられている²⁾。この下方に先述のブロック用トレイが付加されている。このトレイは、照射システムに取り付けるものと、治療台に取り付

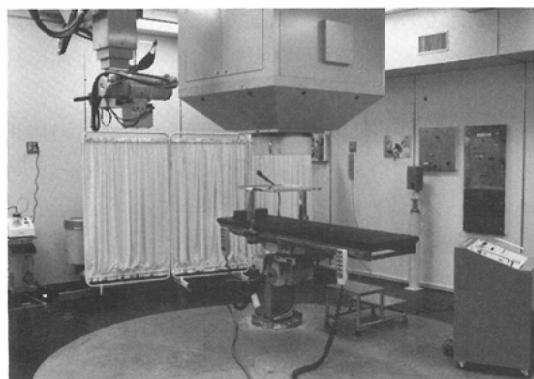


Fig. 12 View of vertical proton beam therapy room.

けるものとを使い分けている。照射の全景をFig. 12に示した。治療台は直径約4mの回転円盤上の一点に設定されており、天板部のみ取除し可能であり、患者を固定して運搬可能であり、またニューマッケイ型手術台も取り付けうる構造である。回転円盤は、病巣部を陽子線照射点、X線シミュレーター点および将来の開創を考慮した手術点に治療台を移動させる機能を有し、その位置設定の再現性は±1mm 以内である。また、この照射室には外科的手術を可能とするよう配慮したが、実際には未だ解決すべき問題がある。

VII. 考 察

粒子線医科学センターは、筑波大学附属病院から8km の距離にあり、またシンクロトロン加速器の余剰ビームの利用のために、マシンタイムが限られており、不便なことが多い。よって、本施設は、病院内ないしは病院に隣接して建設されるべき医療専用陽子加速器施設へのステップと考えるべきである。よって本施設においては、陽子線によるがん治療の適応と成績改善の評価を行うとともに、医療用陽子加速器の具備すべき条件を求め、さらに本論文にて扱った陽子線治療制御装置の開発・改善を行う必要があろう。

本施設での経験によれば、がん治療に適する陽子加速エネルギーは約250MeV の固定エネルギーでよい。また、ビーム強度は50ナノアンペア程度で十分である。いずれもこれらの値より大きすぎれば、余分の放射化を惹起するので望ましくない。また、陽子線治療室には、水平および垂直二方向の両ビーム照射装置を備えることが理想的で、技術的に容易である。理想的には、上下二方向、さらに回転照射装置が望まれ、技術的に可能ではあるが⁵⁾、大型の装置となり、病院内設置の空間に配慮を要するであろう。

垂直照射装置についても、大型の90°偏向電磁石と照射野形成のための数mの垂直空間とを必要とする。粒子線医科学センターにおいては、重量約22トンの偏向電磁石の下方に、Fig. 1に示すように地下1、2階の空間を用意した。散乱距離は4m であるので、実際には2フロア分の高さを必要としないが、運転、保守が容易であり、将来のスポット

ト・スキャニング装置⁶⁾の導入が可能で、さらに建築上も標準の2階高に対応し、簡易である。

本装置の治療用照射性能は、所定の要求をほぼ満足するものであるが、改良すべき点や省略可能な点が使用経験により見出された。これらの諸点を以下に簡単に列記する。

1. リング散乱体：Koehler らは1次散乱体より照射位置まで約10mをとっている。水平ビームでは容易でも、垂直ビームでは可能な限り短縮すべきであり、約5mにて Kohler らより厚い散乱体を使用すれば可能である。但し、Koehler らは1次散乱体にてビーム・スポットを点線源とみなしているが、我々の場合には、偏向後の拡大により約4cm径である。

2. 微調デグレーダー用油槽：外部タンクと密閉接続し、循環ポンプにて油の注入、排出を行なったところ、油槽内に空気層を生じ油厚の正確な表示が困難であり、低速度で騒音が大であった。よって、大型の油槽内にピストン式に上下する凹部をデグレーダーとし、これらの難点を解決した。

3. プラッグ・ピーク拡幅装置：簡単のために、上記油槽による微調デグレーダーのマイコン制御により併用可能であるが、確認のために深部線量分布を積算型にて指示するプロファイルモニターを用意する必要がある。これにより、リッヂフィルター、レンヂモジュレーターは不要になる。

4. 装置の気密化：陽子線および二次的に発生する中性子線による放射化空気を密閉するために、装置を気密化する措置をとった。しかし、所要ビーム強度が小さいために、空気の放射化レベルは低く抑えられ、簡単なケースで十分であり、気密化の必要はない。

5. 放射線安全装置：高エネルギーであり、中性子発生および放射化に未知の因子があるので、下記の5点について十分な安全対策を行った。

1) 陽子線により発生する γ 線、速中性子線に対する遮蔽。

2) 陽子線照射に対する各種インターロック。

3) 遮蔽扉開閉に対するインターロック。

4) 管理区域の設定と放射線作業従事者の管理。

5) 排水、排気の放射能レベルの管理。

とくに1)の照射室の遮蔽については、普通コンクリートの1.2mの壁厚として、陽子線照射時ににおいて、その前室にて $65\mu\text{rem}/\text{h}$ 以下であった。しかしながら、壁上部に設けたケーブル孔付近においては、やや高い漏洩線量が記録された。厚壁ゆえこれを迷路状とすることは使用に不便であるので、遮蔽を付加しうる構成が必要である。2)の陽子線照射に対するインターロックには、陽子ビームの通過する全ての部屋の遮蔽扉が閉っていること、線量計積算値設定、室外放射線レベルが規定値以下であることおよびビームラインの各電磁石が正常に動作していることなどの項目が組み込まれている。陽子線ビームによって水中および空気中に発生する放射性元素は ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C などの半減期が21分以内の短寿命陽電子放出核種が主であり、汚染の問題は小さいが、排水はタンクに貯え、放射能モニターによる濃度チェック後に筑波大学処理施設に搬送する。また排気は高性能フィルターを通過後に濃度チェックを行い、地上高20mのスタックより放出される。

VIII. 結 語

筑波大学粒子線医科学センターにおいて、垂直陽子線による治療照射制御装置を開発し、その動作・性能を検討したが、ほぼ満足すべきものであった。とくに本施設においては、散乱陽子線成分が大であったので、コリメーターおよび散乱体法による照射野拡大に関する理論設計では不充分であり、半実験的設計を要した。プラッグ・ピーク拡大法として3種の方法を比較したが、いずれも所定の要求を満たした。よって体内飛程を定める微調デグレーダーの油層厚制御にて兼ねる方式に括めるべきである。

なお本論文はシステム開発に関する総括の報告であり、各部分の詳細およびドシメトリについては別途に報告することを付記する。

本研究の遂行に当り、粒子線医科学センター諫訪繁樹教授、高田義久講師との討議が有益であった。また、各種測定において立川光および佐藤勝技官の協力をえた。本研究は文部省科研費がん特(2)「高エネルギー陽子線および中性子線混合照射によるがん治療効果に関する研究」(課題番号58015020) および厚生省がん研究助成金開発研究「高エ

エネルギー粒子線を用いたがんの診断および治療装置の開発」(58-43)によった。ここに謝意を表する。

文 献

- 1) 鎌田力三郎, 他: 高エネルギー粒子線治療のコスト・ベネフィットに関する検討. 第21回日本医学会総会学術講演要旨, 176, 1983
- 2) 稲田哲雄, 他: 高エネルギー陽子線治療計画法に関する研究. 日本医放会誌, 43: 781-793, 1983
- 3) Koehler, A.M., et al.: Flattening of proton dose distributions for large-field radiotherapy.

Med. Phys., 4: 297-301, 1977

- 4) 金井達明, 他: 重荷電粒子線治療内散乱設計パラメータの最適化. 日本医放物理部会誌, 1: 33-44, 1981
- 5) 日本医学放射線学会: 医療用加速器に関する調査研究. 科学技術庁原子力平和利用研究委託費による研究成果報告書, 1980
- 6) Kanai, T., et al.: Spot scanning system for proton radiotherapy. Med. Phys., 7: 365-369, 1980