The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	重粒子線治療における深部線量分布測定用多層電離箱の開発
Author(s)	新保, 宗史; 浦壁, 恵理子; 二見, 康之 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2000, 60(5), p. 274-279
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20772
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

重粒子線治療における深部線量分布測定用多層電離箱の開発

新保　宗史[1)]　浦壁恵理子[2)]　二見　康之[1)]　遊佐　顕[1)]　山下　晴男[3)]
松藤　成弘[1)]　赤城　卓[4)]　東　明男[4)]　金井　達明[1)]

1)放射線医学総合研究所医用重粒子物理・工学研究部　2)京都大学化学研究所所属原子核研究施設
3)静岡県病院局　4)兵庫県健康福祉部

Development of a Multi-layer Ion Chamber for Measurement of Depth Dose Distributions of Heavy-ion Therapeutic Beam for Individual Patients

Munefumi Shimbo,[1)] Eriko Urakabe,[2)]
Yasuyuki Futami,[1)] Ken Yusa,[1)]
Haruo Yamashita,[3)] Naruhiro Matsufuji,[1)]
Takashi Akagi,[4)] Akio Higashi,[4)]
and Tatsuaki Kanai[1)]

In heavy-ion radiotherapy, an accelerated beam is modified to realize a desired dose distribution in patients. The set-up of the beam-modifying devices in the irradiation system is changed according to the patient, and it is important to check the depth dose distributions in the patient. In order to measure dose distributions realized by an irradiation system for heavy-ion radiotherapy, a multi-layer ionization chamber (MLIC) was developed.

The MLIC consists of 64 ionization chambers, which are stacked mutually. The interval between each ionization chamber is about 4.1 mm water. There are signal and high voltage plates in the MILC, which are usedas electrodes of the ionization chambers and phantom. Depth dose distribution from 5.09 mm to 261.92 mm water can be measured in about 30 seconds using this MLIC. Thus, it is possible to check beam quality in a short amount of time.

Research Code No.: *203.2*

Key words: *Ion chamber, Heavy ion, Dosimetry*

Received Oct. 5, 1999; revision accepted Feb.1, 2000

1) National Institute of Radiological Sciences
2) Kyoto University
3) Shizuoka Prefectural Government
4) Hyogo Prefectural Government

別刷請求先
〒277-8577　千葉県柏市柏の葉6-5-1
国立がんセンター東病院放射線部
新保　宗史

はじめに

放射線治療において，患者体内での線量分布を推定し，正確な線量を患者に投与することは最も重要である．荷電粒子線治療においては，単一エネルギー入射時の水中線量分布を治療装置で大幅に加工し患者ごとに最適な線量分布を実現することが可能である．したがって患者ごとに体内線量分布が計画どおりであるかを確認したり，患者ごとに線量モニターの校正を行ったりすることも必要になる．患者体内での線量分布を直接測定することは不可能であるので，通常は水中での線量分布を測定して，患者体内での線量分布を推定している．

放射線医学総合研究所では1994年6月より炭素線を使った重粒子線治療の臨床試行を開始し[1)]，現在までに600名を超す患者の治療を行ってきた[2)]．この臨床試行において患者内の線量分布の推定や線量モニターの校正は，さまざまな厚さの吸収体板(Polymethy methacrylate; PMMA)をアイソセンター直前に設定することのできるバイナリーフィルターと，指頭型の線量計を使用して測定されている[3)]．

これらの測定では，アイソセンターに線量計をおき，直上流側にバイナリフィルターを設置し，PMMAの厚みを変化させながら標準または患者ごとの深部線量分布を測定しているため，多くの時間と炭素線を必要としている．線量測定に必要な時間を短くし，さらに詳細な患者ごとの線量分布の測定を可能にしたり，治療照射のための時間を多くとり効率よい治療を実現する目的のために，深部線量分布を迅速に測定できる線量計(多層電離箱)を開発した．この論文では，多層電離箱の概要と実際の応用について議論する．

装置の概要

この装置は線量検出部，電流周波数変換部(I/F変換部)，計数部，データ収集PC，高圧電源部で構成されている．(Fig. 1)

線量検出部は64チャンネルの多層電離箱でできており，ここで電離電荷を検出する．ビームに対して垂直に高電圧電極基板，信号電極基板が交互に配置されており，基板間

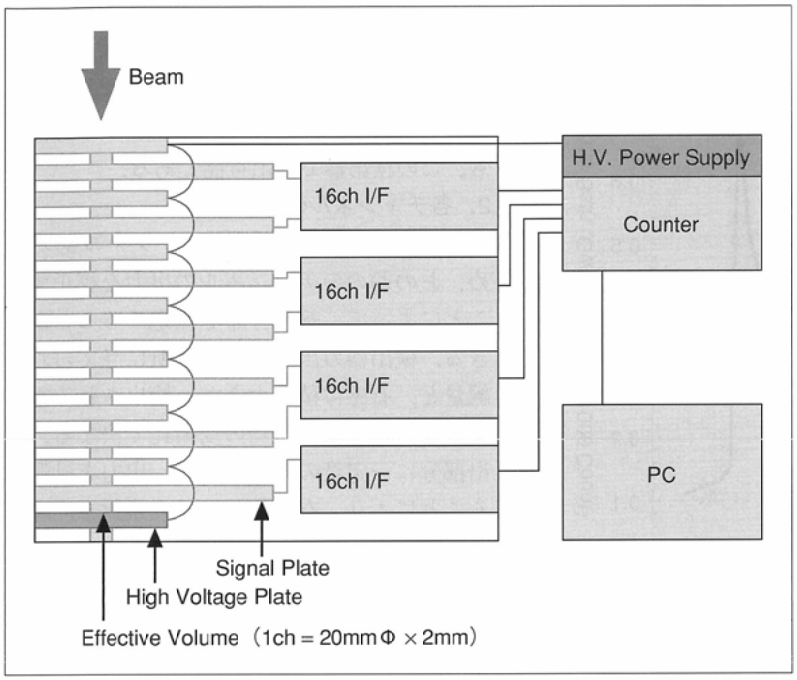

Fig. 1　Schematic diagram of the depth dose measurement system using a multi-layer ionization chamber.

に1チャンネル当たり0.63ccの有感領域がある．高電圧電極基板は両面基板で表面は高圧印加面になっている．信号電極基板は4層構造で両表面に電荷収集のための直径20mmの電極があり，そのまわりは電場安定のためのグランド面がある．信号は電荷収集面から基板内部に引き込まれ，内部の信号取り出し配線で炭素線照射領域外に出され，I/F変換部に同軸ケーブルで接続されている．

炭素ビームに対しての水等価厚は高電圧電極基板・信号電極基板でそれぞれ3.93，4.25mmとなっており，平均して約4.1mm水等価深間隔で炭素線の深部線量分布を測定することができる．現在の検出器は全64チャンネルでケースを含めて5.09mm水等価深から261.91mm水等価深までの深部線量分布を測定することができる．

I/F変換部は64チャンネルの各信号ごとの電荷を周波数に変換する部分で，1pCに対して1パルスを出力する．64チャンネルのI/F変換部に対応する64チャンネルの計数部はI/F変換部からのパルスを各チャンネルごとに計数する．64チャンネルの計数部は，全体としてイーサーネットLANを持つCPUボードで制御される．計数部のカウンタースタート，ストップ，クリア，読み取りはLANを通じて外部(照射室外)のデータ収集コンピュータから命じることができ，計数値を周期的に読みとり検出器の出力をリアルタイムに画面表示することができる．

検出器の校正

1．深さ方向の校正

この検出器には2種類の基板が使われている．基板材質はガラス・エポキシ樹脂であり，一つは信号電極基板で，実厚が2.20±0.02mm，18μm銅箔4層，0.3μm金蒸着膜2層で構成されている．もう一つは高電圧電極基板で，実厚が2.17±0.02mm，18μm銅箔2層，0.3μm金蒸着膜2層で構成されている．炭素線に対する水等価深は，実際の炭素線を用いて決定した．水槽内に線量計を設置し，これをビーム方向に駆動して得られる炭素線の飛程と，基板を1，2，10枚設置したときの炭素線の飛程の変化を測定し，これをもとに高電圧印可基板と信号電極基板の水等価深を決定した(Fig. 2)．高圧印加基板の水等価深は3.93±0.05mm，信号取り出し基板の水等価深は4.25±0.1mmである．

それぞれの基板には2枚当たり±0.15mmの誤差を含んでおり，64チャンネルの積層で±4.8mmの誤差になってしまうため，実際に検出器として組み立てた状態での各チャンネルの水等価深は，検出器内の数点で水等価深の絶対値を決定し，これを基に校正した．

水等価深の絶対値の決定には，単色の炭素線を使用した．いくつかのエネルギーを持つ炭素線を検出器に入れて，そのブラッグピークを計測し線量が最大となるチャン

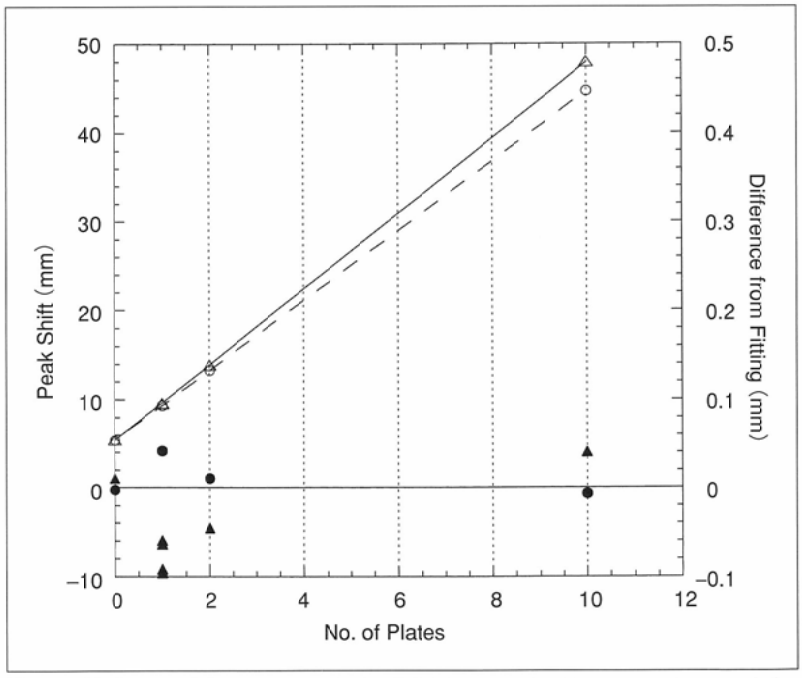

Fig. 2　Estimate of the water-equivalent thicknesses for the carbon beam of signal plates and high voltage plates. Open triangles and circles show the water-equivalent thickness of signal plates and high voltage plates, respectively. Solid and dashed lines are show the results of the least squares method. Closed marks show the deviation of the measured data from the fitted lines.

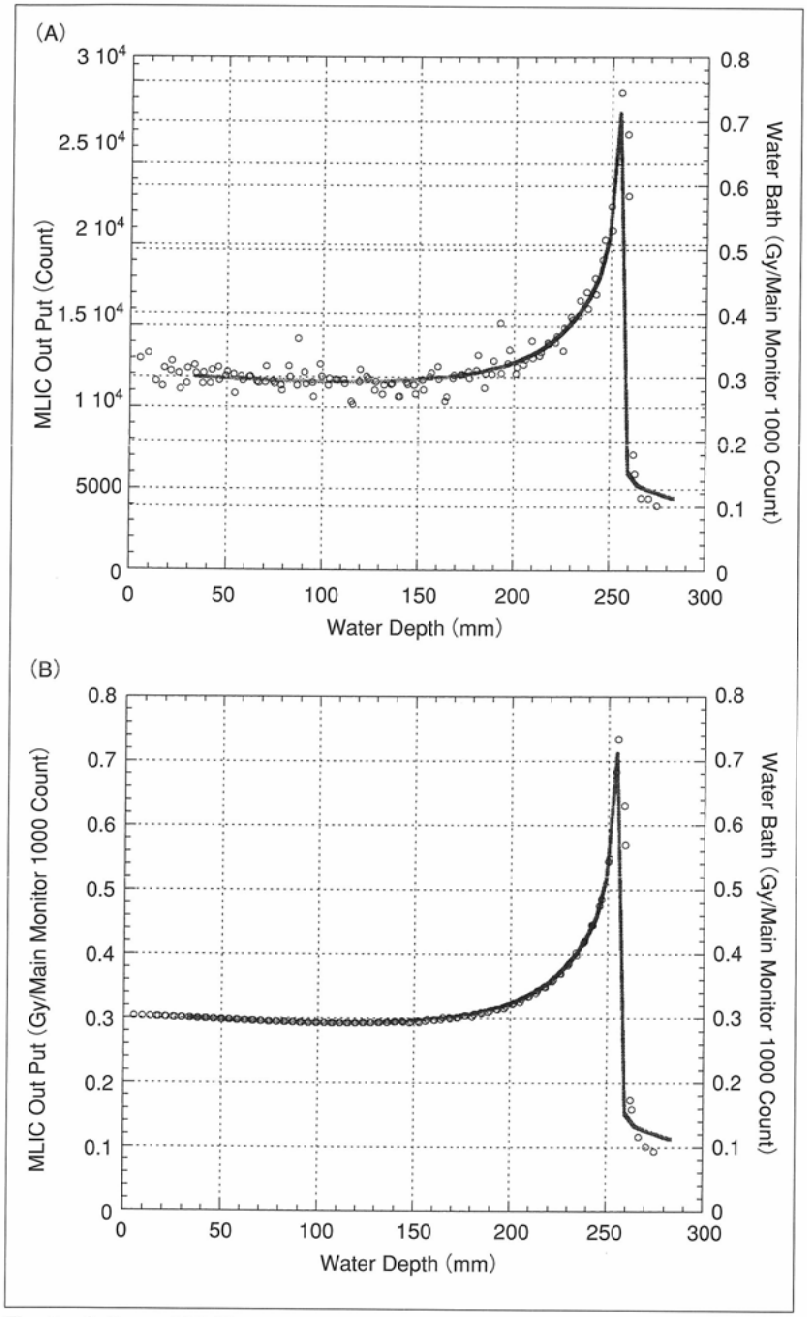

Fig. 3 Calibrated MLIC output using a mono-energetic carbon beam of 400 MeV/u. Solid curve shows depth dose distribution in water measured by the parallel plate ionization chamber. Open circles in Fig. A show MLIC output for the mono-energetic carbon beam of 400 MeV/u. Sensitivity of each channel of the MLIC is not calibrated in this case. Open circles in Fig. B show absolute depth dose distribution obtained by calibrated MLIC output.

ネルを決定する．これと同条件の炭素線の飛程を水槽内に設置した平行平板電離箱を使って計測し，双方を比較することにより，飛程終端部分の(線量が最大となる点の)チャンネル(基準点)の水等価深を決定した．これ以外のチャンネルの水等価深は基準点から上記基板一枚当たりの水等価深を用いて決定した．各チャンネルの水等価深の絶対値の誤差は，水槽内で飛程を測定する際の誤差が0.07mm，多層電離箱の出力を関数に最適化した際の誤差が0.15mmで基準点から他のチャンネルに水等価深を移していく際の誤差は最大4チャンネル，0.15mmであるため，最大で±0.23mmである．ただしチャンネル間の誤差は0.075mmであるため，他の条件が同じで飛程のみが相対的に0.2mm変化した場合でも，この検出器で検出可能である．

2．各チャンネルの出力校正

この線量測定器は全64チャンネルあるため，おのおののチャンネルの出力を校正することによって，線量分布を測定することができる．検出器の出力はその場所に与えられた線量と，有感体積の大きさ，検出される電荷をパルスに変換する際の変換比で決まる．検出部分に一定量の線量を与え，出力を計測することにより，有感体積と，変換比を同時に決定することができる．

ここでは炭素線を使い，水カラム内で線量計を駆動して得られる出力と，多層電離箱の出力を比較することで校正を行った．(Fig. 3-A, B)

炭素線400MeV/uでは，最上流から水等価深200mm程度の深さまでは，ほぼ平坦な線量分布となる．この深部線量分布を水カラム内で平行平板線量計を深さ方向に駆動して計測し，同条件の炭素線を多層電離箱で計測して校正値を決める．この方法では多層電離箱上流側しか校正できないため，多層電離箱の上流・下流を入れ替えて下流側からビームを入れ，同様の計測を行い，下流側の校正値を決定した．

3．長期安定性の確認

線量計は長期間測定を行ったときその出力が安定していることが必要である．この深部線量測定システムで計測された線量の日々の変動と，標準線量計出力の変動の割合をFig. 4に示す．使用したビームは炭素線290MeV/u，拡大ブラッグピーク(Spread of Bragg Peak; SOBP) = 60mmと，炭素線400MeV/u，SOBP = 60mmである．与えた線量は，SOBP中心で0.5Gyに統一している．現在は治療の前に照射線量モニターの出力を標準線量計で校正して照射線量を決めている．

標準線量計は指頭型線量計(PTW3001 Famer type)で，治療時の線量校正に用いているものである．計測位置はビームのアイソセンター(ビーム軸上，治療の際の標的中心になるところで，線量計測を行う際の基準となる点)である．多層電離箱の設置位置は32.5チャンネル(検出器中央)位置をアイソセンターに合わせて，SOBP中心にある3つのチャンネルの平均値を出力としている．この照射装置では，炭素線は大気中に出てから10m程度大気中を通過して照射されるため，気圧変動などにより飛程が変動する．炭素線は物理線

量と生物線量が異なっているため，生物線量で平坦なSOBPは物理線量で傾いている．このことを考慮して複数チャンネルの平均を採用した．標準線量計，照射線量モニター，多層電離箱はすべて大気開放型の線量計なので，温度，気圧補正は行っていない．

それぞれのエネルギーで最初の測定を基に規格化している．炭素線400MeV/uに関しては，0.6%の変動がある．炭素線290MeV/uに関しては，大きく変動した日が2日あり，これを含めると1.0%の変動になる．大きく変動した場合には(線量モニターと多層電離箱線量計の出力比が1%を超えるとき)線量モニターの出力を標準線量計で校正することになるので，特に大きく変動した2日を除けば変動は0.6%になるため実用機となりうる．大きく変動した原因はまだ特定できていないが，多層電離箱内の有感領域の圧力が不定である可能性があったため，外部と有感領域をつなぐ穴をあけ，内部の圧力が外気と同一になるよう改造している．また，I/Fの電気回路部分についても現在検討中である．

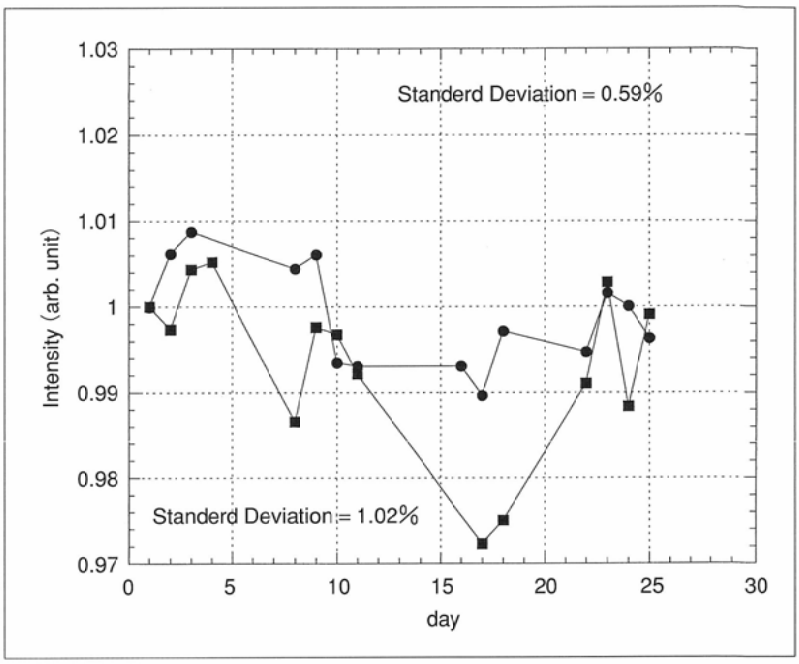

Fig. 4　Long-term stability of MLIC output. MLIC output is plotted for one month against the output of the standard ionization chamber. Closed circles and squares show the results for carbon beams of 400 MeV/u and 290 MeV/u, respectively.

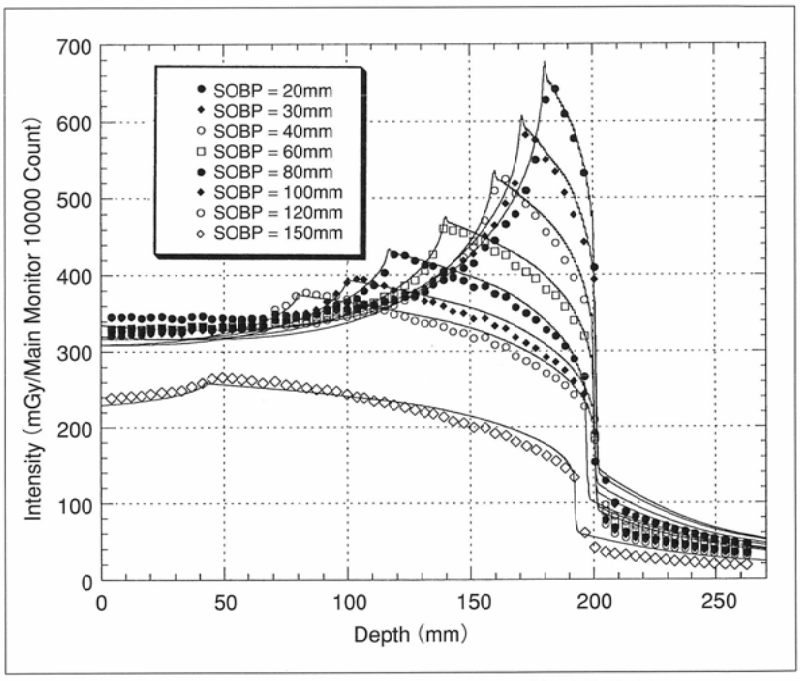

Fig. 5　Results of depth dose distributions measured by MLIC. Marks are measured by MLIC and lines are calculation fitted by MLIC.

結　果

検出器に350MeV/u，SOBP 20mm～150mmまでの炭素線を導入して，深部線量分布を測定した結果をFig. 5に示す．照射野(平坦度が±2%の領域)の大きさはSOBP = 150mmが160mm ϕ，それ以外が110mm ϕである．記号は実測データで，線は計算で得られる深部線量分布を実験結果に最適化したものである．SOBP = 150mmでは照射野が大きいため，広い範囲に炭素線を広げており，このため線量は低下している．計算による深部線量分布は平行ビームを想定しており，実際のビームはコーンビームであるため実験の方がより深いところで線量が減少している．測定データと計算値を比較することによりSOBP幅の確認と，照射室に導入されている炭素線の加速エネルギー，ビームライン上に挿入されているレンジシフターの厚みを確認することができる．

入射ビームエネルギー290MeV/u，SOBP = 60mmで多層電離箱による深部線量分布と水カラム内に平行平板型線量計を入れてビーム方向に駆動して計測した線量分布を示す．(Fig. 6)

患者体内での線量分布をもっともよく再現していると考えられるのは水カラムを用いて測定した深部線量分布である．これは患者体内の主な物質である水と同じ材質中での線量分布を測定していることと，線量を測る位置に線量計を移動して測定を行っているためである．多層電離箱の出力は水カラム内での線量分布とよく一致している．フラグメンテーション・テイルの高さが違っているが，水と基板の構成元素の違いから生ずるものと考えられる．

ここで使われている炭素線は細いビームを照射野に合わせて，散乱体やワブラーで拡大しているため，照射されるビームはコーンビームとなっている．このためアイソセン

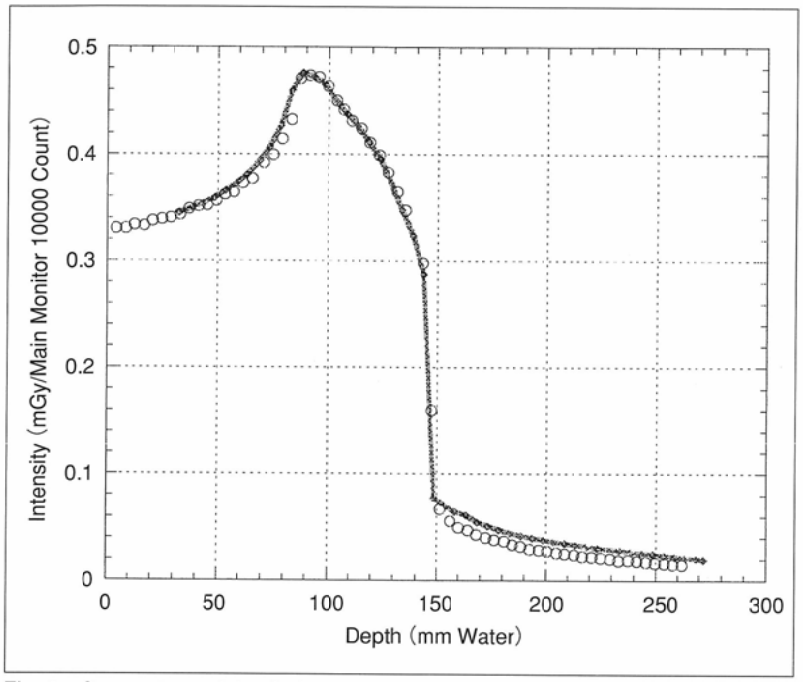

Fig. 6　Comparison of depth dose distributions measured by two methods. Solid curve and open circles show results measured by a parallel plate ionization chamber in water bath and by the MLIC, respectively.

ター付近で線量はビーム軸方向に10cm当たり2.5％変動する．多層電離箱で計測する線量は，SOBP中心を検出するチャンネルの位置をアイソセンターに合わせることにより，そのチャンネル位置での線量が水カラムを用いた線量に一致する．その他のチャンネルでは実際に計測を行う有感領域の幾何学的な位置と，水等価に換算した深さがずれると検出線量が変化するため校正する必要がある．

多層構造の電離箱を用いて深部線量分布を計測する場合，有感領域，電極，ファントムなどを層状に積み重ねるため，その長さが深さ方向に長くなる傾向があるが，この多層電離箱では，電極がある基板自体をファントムとし，有感領域，電極，基板を組み立てた状態で，その密度の平均が水とほぼ等しくなるよう設計した．

基板のカタログデータと，α線に対するStopping powerのデータ[4]を用い，基板の水等価厚を見積もると，信号電極基板が4.6mm，高電圧電極基板が4.4mmとなり，実厚2.2mmを考慮すると，有感領域の厚みは2.0mm程度で平均の密度が1になる．また，銅箔部分の飛程に対する影響は1層当たり0.11mm，金蒸着膜の影響は1層当たり2.9μmであり，基板一枚当たりの平均水等価厚に対して銅箔は4層で9.6％，金蒸着膜は2層で0.13％の寄与がある．これらの成分の違いから，炭素線を多層電離箱に入れて深部線量分布を計測するとフラグメンテーションの量は減少する．

検出器を組み立てた状態で，各チャンネルの幾何学的な位置と水等価深のずれを見積もると，幾何学的な長さは1チャンネル当たり4.20mm，各チャンネルの平均水等価厚4.09mmであるから，幾何学的な位置と水等価深のずれは，1チャンネル当たり0.11mm，これは30チャンネル当たり3.3mmに相当し，線量に換算するとビームの幾何学的な広がりによる補正をするかしないかにともなう検出線量の誤差は0.08％になる．このことから，多層電離箱で検出される深部線量分布と水等価深部線量分布のずれは小さく，一致しているとしてよい．

重粒子線線量測定システムへの応用

重粒子線治療では，①標準線量分布の確認と，②患者ごとに線量校正を行っている[3]．

①は毎日，エネルギー交換ごとに行い，照射機器が正常に駆動していることと，飛程の測定から粒子のエネルギー・種類を確認している．

②は患者ごとに行い，照射条件を治療計画に合わせ，正副線量モニターの出力の校正を行い，またビームの飛程とSOBPなどが正しく設定されていることを確認している．

ここで使われている照射機器は治療室に入射されるビームを治療計画に合わせた形に加工するよう設定されており，照射機器の設定によって，ビームの形状はファンビームとなり，アイソセンターの上流側で線量は多く，下流側で線量は減少する傾向がある[5]．

治療計画では，アイソセンターとがんの中心，SOBP中心が一致しているものとして計画がなされている．患者の体表面とがん中心までの距離は患者ごとに異なっているため，SOBP中心での線量を測定する際には注意が必要である．多層電離箱を用いた深部線量測定では，予想されるSOBP中心がアイソセンターにくるよう線量計の位置を正確に一致させる必要がある．しかしこのことは，作業の能率を低下させ，間違いを招く可能性があるため，多層電離箱の中心をアイソセンターに合わせて測定を行い，照射機器の状態からファンビームの形状を予想し，実際のSOBP中心がアイソセンターに一致した時の線量を算出する方法で患者に照射する線量の決定を行う．このために，実際のビーム形状を(コーンビームの形状を)測定した．

使用したビームは，単色の炭素線350MeV/uとSOBP＝60，100mm，レンジシフター(RSF)＝0，50，100mmである．測定は指頭型線量計をビーム軸上でアイソセンター上流100mm，アイソセンター，アイソセンター下流100，200mmに設置して線量の増減を測定した(Fig. 7)．

この結果から，SOBPを形成するリッジフィルターによるコーンビームの変化はあまり大きくないことがわかった．しかし，レンジシフターを入れることによりコーンビームの広がりはより大きく変化するため，校正が必要になる．この校正は，照射されるビームがコーンビームであると仮定し，その焦点から放出されるビームの線量は計測点までの距離の2乗に反比例するものとして，仮想焦点－アイソ

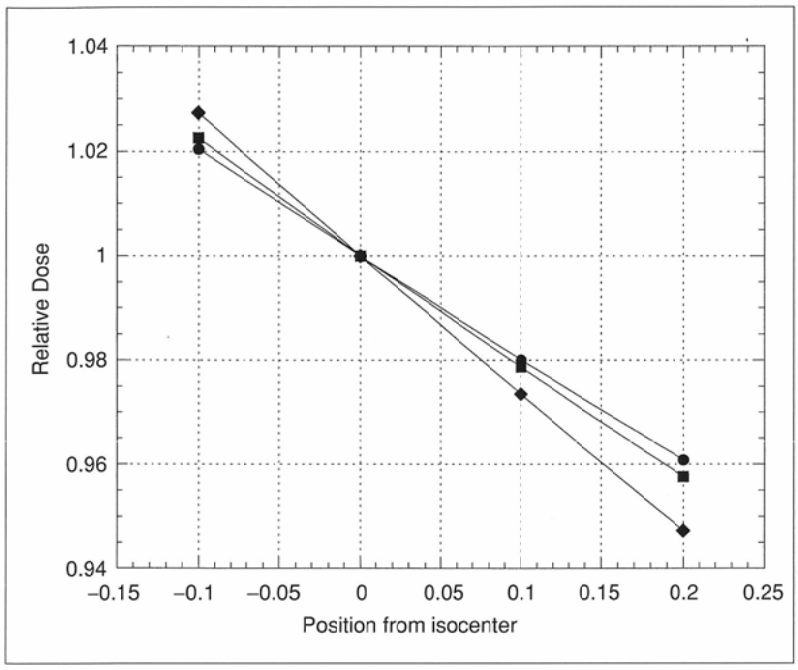

Fig. 7　Dose distribution in air on the beam axis. The dose is measured by an ionization chamber for the 350MeV/u carbon beam of 10cm SOBP. Plus values in the horizontal axis mean positions down stream from the isocenter. Closed circles, squares, and diamonds show the relative dose for the conditions of 0, 50, 100mm range shifter, respectively.

センター距離L(m)を定め，これを基に線量の変化を算出する．

この測定を行った垂直コース炭素線350MeV/uに関して，Fig. 7の結果を考慮すると，近似的なL(m)の変動が仮定できる．リッジフィルターとレンジシフターに対して，リッジフィルターについてはdLs＝(SOBP(cm))×0.096(m)とし，レンジシフターについてはdLr＝(RSF(cm))×0.25(m)として，これらをリッジフィルターなし，レンジシフターなしの条件でのL(10.13m)から減算し，この条件での仮想焦点－アイソセンター距離L(m)とした．この近似方法は実験で求められた仮想焦点－アイソセンター距離L(m)に比べて最大0.83mの違いを生ずるが，これは線量に換算するとビーム軸方向長さ10cm当たり0.2％の差違になるため，この簡易的な方法でファンビームの補正が可能であることが分かった．

治療ビームでは患者ごとにワブラー半径，散乱体の厚み，SOBP幅，レンジシフターの厚みが異なっている．このうち，ワブラーと散乱体はファンビームを作るところなので，ここの設定が変化しても，仮想焦点とアイソセンターの距離は大きく変動しない．リッジフィルターとレンジシフターを通過する際にファンビーム形状が変化するが，上記近似式によって仮想焦点とアイソセンターの距離を算出することができる．すなわち，測定された多層電離箱出力から飛程とSOBP幅を決定し，SOBP中心のアイソセンターからのずれを求め，ファンビームによる検出線量の増減を校正することにより，各患者対応の深部線量分布を求めることができる．

ま　と　め

深部線量分布を測定できる線量計を開発した．この線量計は1チャンネル当たり4.1mm水等価深で5.09mm水等価深から261.91mm水等価深までの深部線量分布を測定することができる．計算や，あらかじめ測定しておいた水カラム内での線量分布に最適化することによって，線量分布の深さ方向のシフトや，線量を計算することができる．

この多層電離箱を用いることにより，各患者対応の深部線量分布を簡単にかつ短時間で測定することが可能になった．また検出器は軽量であるため，簡単に設置，測定ができる．

文　献

1) Kanai T, Endo M, Minohara S, et al: Biological Characteristics of HIMAC Clinical Iirradiation System for Heavy-ion Radiation Therapy. Int J Radiation Oncology Biol Phys 44(1): 201–210, 1999
2) 放射線医学総合研究所重粒子治療センター：重粒子線がん治療臨床試行報告書－1－；NIRS－M－127，4–938987–04–x, 1999
3) Kanai T, Tomura H, Matsufuji N, et al: Dosimetric charactreistics of the irradiation system at HIMAC; Physica Media-Vol. XIV, Supplement 1, July 1998
4) ICRU Report 49: Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles; 1993
5) Tomura H, Kanai T, Higashi A, et al: Analysis of Penumbra for Uniform irradiation Fields Delivered by a Wobbler Method. Jpn J Med Phys 18(1): 42–56, 1998