

## 話 題

## 小型ガントリ縦型レイアウト陽子線治療システムの現状

天野 大三\*・宮出 宏紀・藤田 一洋・小笠原 毅

## Status of Double-Decker Compact Proton Therapy System

Daizo AMANO\*, Hiroki MIYADE, Kazuhiro FUJITA and Takeshi OGASAWARA

## Abstract

A brand-new proton therapy system having vertical layout in small space has been developed. The first system has been installed at Aizawa Hospital in Japan from April 2012. Tuning of the system has been started from October 2012, and we have confirmed main specifications of this system. We are now in the process of acquiring and verify the data for the treatment planning.

## 1. はじめに

粒子線によるがん治療が注目を集めるなか、狭小地への設備設置要求に応えるため当社は従来型回転ガントリより設置面積の小さい、短軸型小型回転ガントリを開発した。このガントリではビームラインを3次的に立体配置することで、ガントリ回転軸方向の長さを半減することに成功した。さらに、この小型ガントリとサイクロトロンを上下に配置することで、回転ガントリ治療室1室で構成されるシステムの場合、敷地面積で従来の約半分に削減することが可能となった。2012年には世界初の上下配置型かつ小型ガントリ1基を備えたシステムを長野県松本市の社会医療法人財団慈泉会相澤病院殿（以下、相澤病院）へ納入し、治療開始に向け準備中である。

## 2. 構 成

図1に相澤病院にインストールした縦型レイアウトの陽子線がん治療システムを示す。本システムは、

- 1) 陽子線を発生するサイクロトロン<sup>1), 2)</sup>
- 2) エネルギーを選択する  
Energy Selection System (ESS)
- 3) ビームを輸送する  
Beam Transport System (BTS)

4) 360度回転可能な回転ガントリ

5) ガントリ内のビーム輸送系である

Gantry Transport System (GTS)

6) 照射野を形成するノズル

7) 治療室内の患者位置決めシステム等

から構成される。サイクロトロンから出射されたビームは、ESSにより治療に必要なビームエネルギーまで減速および選択され、垂直のBTSを通過して、回転ガントリへ導かれる。その後、ガントリ内のGTSを通り、治療室内のノズルにて、治療に必要な照射野に成形され患部に照射される。また、サイクロトロン出口からノズルまでには、電流値を測定するためのイオンチェンバーおよびビームストッパー、ビーム位置およびサイズを測定するためのプロファイルモニタ等を設置しており、日々のビーム確認およびビーム調整等に使用している。図2にサイクロトロンとESS、図3に治療室の外観を示す。

本システムのサイクロトロンは、最大エネルギー235 MeV、最大引き出し電流300 nAのAVFサイクロトロンである。ESSは、サイクロトロンから引き出されたビームを70～230 MeVまでに減速させるエネルギーデグラダ、エネルギーを選択するための45度偏向電磁石およびその下流のエネルギー選択スリットから構成される。

照射野を形成するノズルは、従来のワブリング

\* 住友重機械工業株式会社 Sumitomo Heavy Industries, Ltd.  
(E-mail: diz\_amano@shi.co.jp)

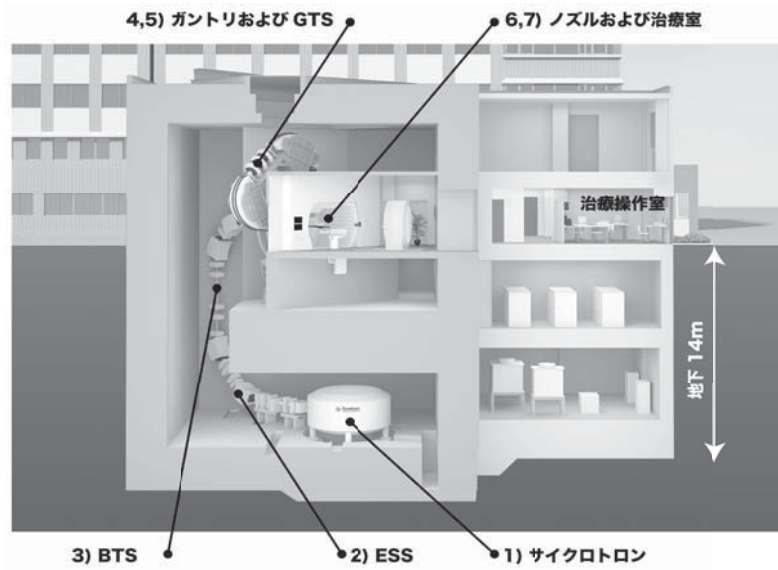


図1 縦型レイアウト陽子線治療システムの構成

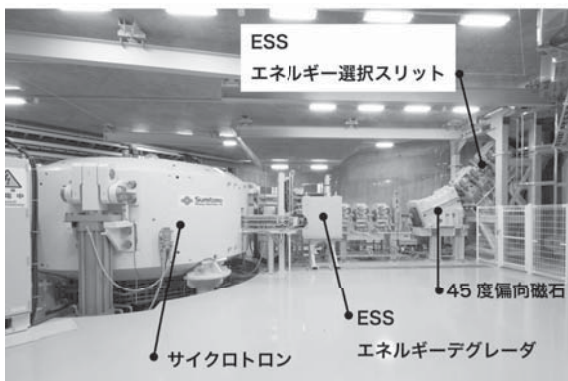


図2 サイクロトロンおよびESS



図3 治療室

照射とスキャン照射に対応しており、必要に応じて照射方法を選択できるシステムである。照射野を限定するコリメータとしては、患者ごとに製作する患者コリメータ若しくは、形状が可変であるマルチリーフコリメータの何れも使用ができ、治療部位に応じて選択が可能なシステムである。

治療室の患者位置決めシステムは、患者をサポートする寝台として、6軸の自由度を持つロボット寝台を採用している。また、患者位置決め用X線システムとしては、2対のX線管とフラットパネル検出器を備えており、同時に2方向からのX線画像を取得可能である。これらのロボット寝台、患者位置決め用X線システムを用いることにより、迅速な患者の位置決めが可能である。

また、本システムでは、治療室内にCT scannerも装備しており治療前後の体内の様子を詳細に観察することが可能である。さらに、陽子線照射直後に体内で生成された陽電子放出核種の分布を観測するOnLinePETシステムを装備しており、実際に照射された陽子線の分布を観測したり、病巣の変化を観測する事が可能である。

図4に小型ガントリと従来型ガントリの比較を示す。小型ガントリはガントリ内のビームラインを3次元的に配置する事により、従来型ガントリと比べて、ガントリ回転軸方向の長さが約半分以下である。図1に示すように、サイクロトロンを地下に設置し、小型ガントリをサイクロトロンの上部に設置することにより、従来の陽子線がん治療システムに比べ、敷地面積を半分に削減する事

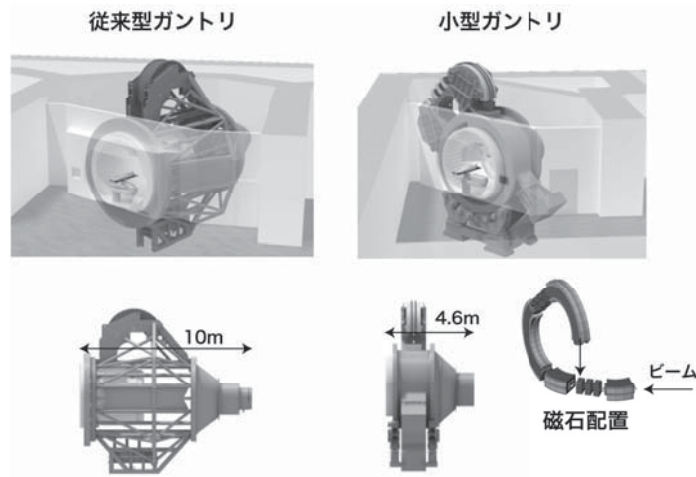


図4 小型ガントリと従来型ガントリの比較

が可能となった。本システムはガントリ治療室1室のモデルであるが、建屋階数を増すことにより同じ敷地面積でガントリ治療室を2室以上へ拡張することも可能である。

### 3. ビーム性能

2012年10月からビーム試験を開始し、現在までにサイクロトロンからの230 MeV, 300 nAの陽子線のビーム, ESS, BTS, GTSおよびノズルの基本的な性能確認を完了している。がん治療システムにおいては、ガントリを回転した場合にも、治療位置であるアイソセンタにおいてビームが一定である必要がある。特にスキャン照射においては、XY対称なビームを得る必要があり、ガントリを回転した場合にも、XY対称が維持される必要がある。そのためには、ESSに設置しているコリメータ出口のビームの水平方向と垂直方向のエミッタンスを同じにすることおよび、回転ガントリ入り口において、水平、垂直対称なビームが必要である。本システムでは、ESSに入射するビーム形状をESS上流の4極磁石を最適化することにより、コリメータ出口における水平垂直エミッタンスを一致させた。また、コリメータ出口のエミッタンス測定結果を元にBTSパラメータを調整し、ガントリの入り口においても水平垂直対称なビームであることを確認した。これらによりガントリが回転した場合にも、アイソセンタにおいてビームサイズの変化を最小限に抑えている。図5にビームエネルギーに対するアイソセン

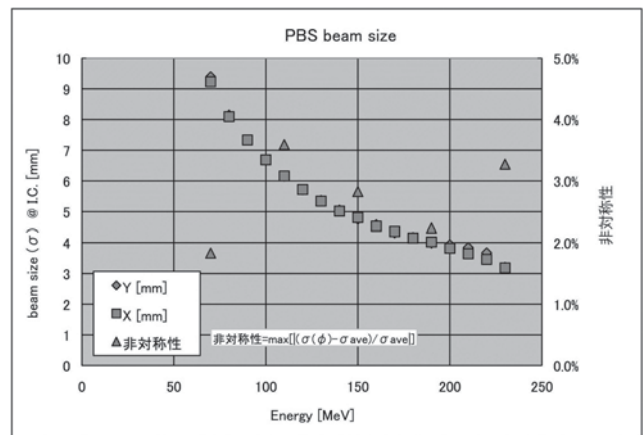


図5 ビームエネルギーに対するビームサイズおよび非対称性

タにおけるビームサイズとガントリを回転した場合の非対称性を示す。非対称性は、ガントリ角度 $\phi$ でのビームサイズを $\sigma(\phi)$ 、全ガントリ角度のビームサイズの平均値を $\sigma_{ave}$ とし、

$$\text{非対称性} = \max [ |(\sigma(\phi) - \sigma_{ave}) / \sigma_{ave}| ]$$

と定義した。ここでは、ガントリ角度は、0度、90度、180度、270度の4角度で測定を実施した。図5よりビームエネルギー、ガントリ角度に対して、XY対称なビームが得られていることが分かる。

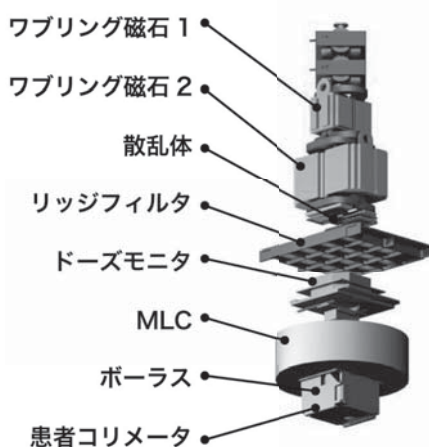
ビームの透過効率として、ESSで選択された70～230 MeVのエネルギーのビームに対し、ノズルまでのビーム輸送系の効率90%以上を達成した。

## 4. 照射野形成

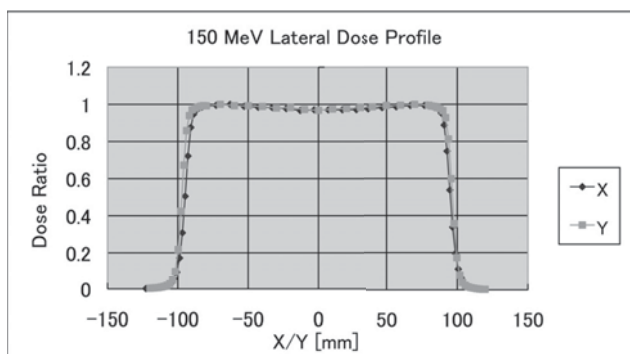
### 4.1 ワブリング照射

ワブリング照射では、**図6**に示したワブリングマグネットと散乱体を使用して、横方向に一様な分布を、リッジフィルタを通すことにより深さ方向に一様な領域を生成し、円柱状に一様な線量分布を作る。この一様な分布をMLCまたは患者コリメータを通すことにより横方向の形状を、ボラスを通すことにより深さ方向の形状を患部に合わせて照射する。

ワブリング照射による線量分布測定例を以下に示す。**図7**に患者コリメータを使用した場合の横方向線量分布、**図8**にマルチリーフコリメータ(MLC)を使用した場合の横方向線量分布を示す。MLCは患者コリメータよりも上流に設置されているため、ラテラルペナンプラが患者コリメータより大きくなる傾向にあるが、本施設ではラテラルペナンプラを最適化するため、ワブリング照射

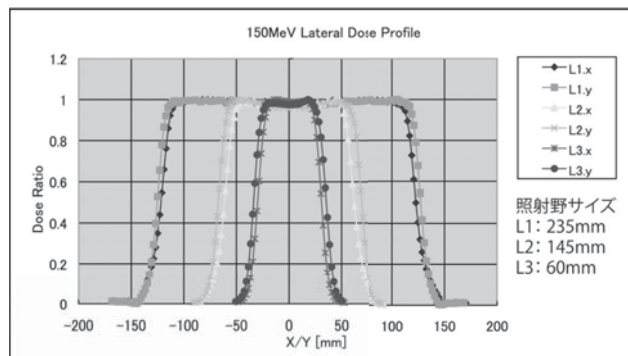


**図6** ノズル内機器

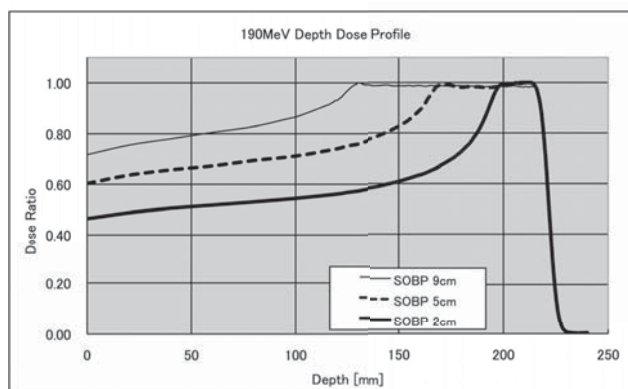


**図7** 横方向線量分布 (患者コリメータ使用時)

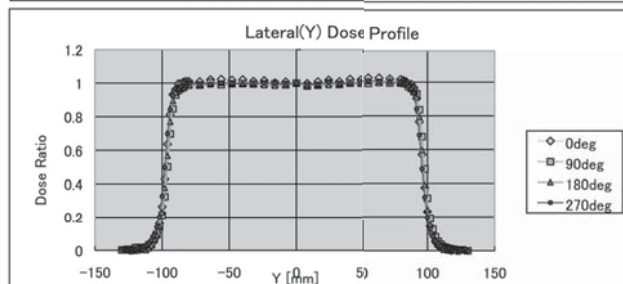
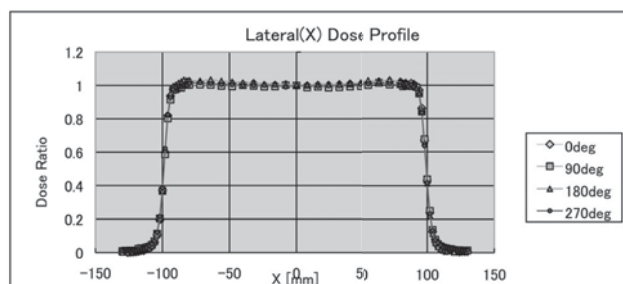
による照射野サイズを3種類準備することとした。これにより、小さな患部への照射時にもラテラルペナンプラが大きくなることを抑えることができた。また、照射野サイズを3種類準備するこ



**図8** 横方向線量分布 (MLC 使用時)



**図9** 深さ方向線量分布



**図10** ガントリ角度依存性 横方向線量分布

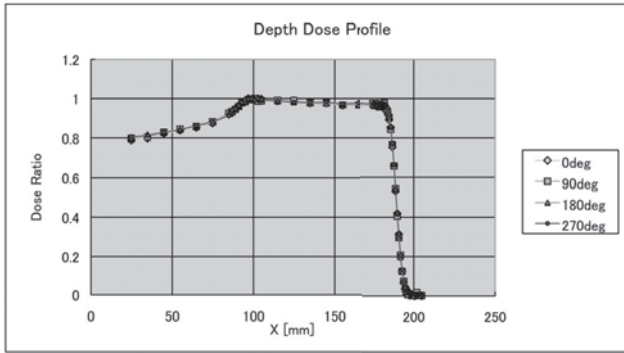


図 11 ガントリ角度依存性 深さ方向線量分布

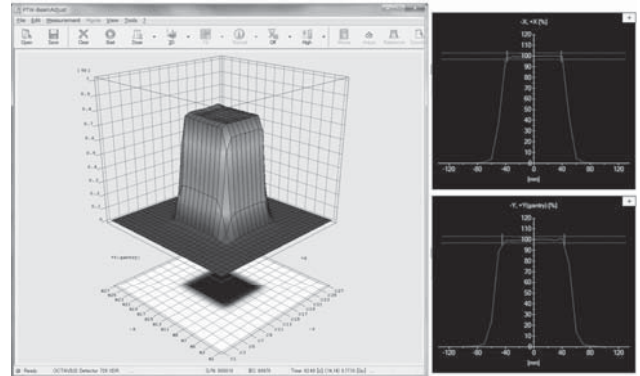


図 12 スキャニング照射横方向線量分布

とによりビームの使用効率も向上し、腫瘍周囲の正常細胞への不要な照射を低減することができる。図 9 に深さ方向線量分布を示す。これらより、横方向、深さ方向とも一樣な分布が得られている。

ガントリ角度別の横方向線量分布を図 10 に、深さ方向線量分布を図 11 に示す。分布の平坦度、傾き、深さ方向の飛程とともに、ガントリ角度依存性の無い照射野が得られている。

#### 4.2 スキャニング照射

スキャニング照射では、図 6 に示したワブリングマグネットを使用してビームを患部の形に成形し、ESS から出射するビームエネルギーを順次変更して照射する。図 12, 図 13 にスキャニング照射による単純な直方体の照射野を形成したときの XY2 次元の線量分布、深さ方向線量分布を示す。単純な形状ではあるが、計画通りの照射野が形成されていることを確認している。

#### 5. まとめ

以上に示したようにビーム調整は順調に進んでいる。現在は治療計画に使用するビームデータの取得および、計画線量分布と実測の検証作業が進行中である。

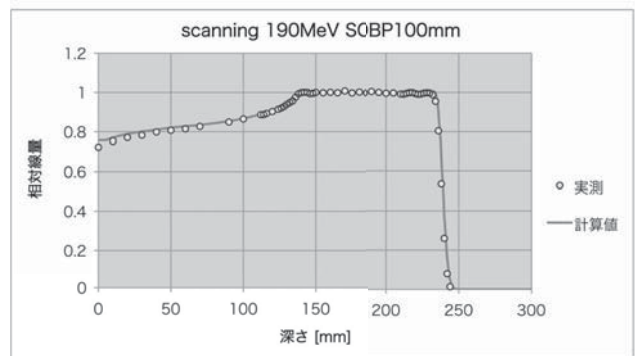


図 13 スキャニング深さ方向線量分布

#### 参考文献

- 1) Y.Jongen, A.Laisne, W.Beeckman, J.P.Dufour, H.Marie, R.Verbruggen, H.Wollnik, N.Takahashi, T.Satoh, M.Sano and T.Takayama, "Progress report on the IBA-SHI small cyclotron for cancer therapy", Nucl. Instrum. and Methods, B79, p.885-889 (1993)
- 2) W.Beeckman, A.Laisne, Y.Jongen, D.Vandeplassche, S.Zaremba, J.C.Amelia, G.Lannoye, T.Satoh, T.Tachikawa and M.Sano, "The C235 IBA-SHI Protontherapy Cyclotron for the NPTC Project, Magnetic System Design and Construction", Proc. 14th Int. Conf. on Cyclotron and Their Applications, Cape Town, South Africa, p.218-221 (1995)