

話 題

重粒子線治療の新しい展開 — 群馬大学重粒子線医学センター —

山田 聡^{*1}・金井 達明^{*2}・野田 耕司^{*3}・大野 達也^{*2}
島田 博文^{*2}・田代 睦^{*2}・鳥飼 幸太^{*2}・遊佐 顕^{*2}

Evolution of Carbon Therapy — Gunma Heavy Ion Medical Center —

Satoru YAMADA^{*1}, Tatsuaki KANAI^{*2}, Koji NODA^{*3}, Tatsuya OHNO^{*2},
Hirofumi SHIMADA^{*2}, Mutsumi TASHIRO^{*2}, Kota TORIKAI^{*2} and Ken YUSA^{*2}

Abstract

Gunma University Heavy Ion Medical Center, GHMC, started cancer treatments with high energy carbon beams in March 2010. Aiming at promoting the wide spread of the carbon therapy, the grand design of the facility and a variety of R&D studies were conducted by the HIMAC group of National Institute of Radiological Sciences, NIRS, in collaboration with Gunma University. The design concepts of the facility include the high reliability, high efficiency, and low construction and operation cost. The success of the facility will open up a new era of the carbon therapy.

1. はじめに

高速の陽子線を用いた治療は 1954 年、米国ローレンス・バークレイ国立研究所 (Lawrence Berkeley National Laboratory, LBNL) で行われた脳下垂体の治療が最初である¹⁾。このとき陽子線のエネルギーは 340 MeV で、大型の 184 インチサイクロトロンを用いて加速された。ちなみに、このとき治療を行ったのは、後に重粒子線治療を指導することになる C. A. Tobias と、サイクロトロンの発明で知られる E. O. Lawrence の実弟 J. H. Lawrence を中心とするグループであった。以来、PTCOG (Particle Therapy Co-Operative Group) のまとめによると 2009 年末までの 50 年余の間にパイ中間子や炭素線などを含む荷電粒子線を用いて治療を受けた患者の総数はおよそ 8 万人に達する²⁾。使用された荷電粒子としては陽子線が最も多く、全体の 90% 近くを占めるが、次いで多いのが炭素線で全体の 7% 強を占める。現在ではこの 2 種類以外の荷電粒子線が治療に用いられることはほとんどない。

陽子線は線量分布が X 線や γ 線など従来の放射線に比べて優れていることが特長だが、陽子線の生体への

影響は従来の放射線と大差がないと言われており、最新の計算機技術を用いて線量分布の改善を目指す強度変調放射線療法 (Intensity Modulated Radio- Therapy, IMRT) や CT 撮影と X 線治療を同時に行うことができるトモセラピーなど X 線を用いた治療との厳しい競争が続いている。最近ではこれら高度 X 線治療との差別化を図るため、新たな照射法の開発が進められる一方、加速器そのものについても超伝導技術を用いた小型化を始めとする省スペース、省コストの試みが行われている。

炭素線については、放射線医学総合研究所 (放医研) での 5,000 例を超える臨床結果を通じて、従来の放射線に対して抵抗性を示すがんに対しても有効であるなど、線質そのものに由来すると思われる効果が実証されつつある³⁾。この結果を受け、ヨーロッパではドイツを始めとするヨーロッパ諸国で複数の炭素線装置の建設が行われているが、現在世界中で稼働しているのはこの 3 月に治療を開始した群馬大学の装置を加えても僅か 5 台で、そのうち 3 台が日本国内にある。

日本発の炭素線治療を実用治療として国内外に普及させていくためには、装置の信頼性の向上は当然とし

*1 Gunma University (E-mail: satoru@showa.gunma-u.ac.jp)

*2 Gunma University

*3 National Institute of Radiological Sciences

て、装置の効率的な運用と建設および運営にかかるコストの低減が必要である。放医研では2001年からこのための研究を推進してきた。群馬大学は2004年から共同研究の形でこれに参加し、研究成果としての実証一号機を放医研の全面的な支援を受けて群馬大学の敷地内に建設した。工事そのものは極めて順調に進み、建物の起工式から2年半後の2009年8月にはビーム加速に成功、翌2010年3月には治療開始とほぼ計画通りの工程であった。

本稿では群馬大装置の稼働を受け、国内外で炭素線治療装置の建設計画が進展し、いよいよ実用治療の入口に差し掛かったとも言える炭素線治療装置について紹介する。内容的に2007年の本学会誌の解説⁴⁾と重複する部分もあるが、これについてはご容赦願いたい。

2. 装置に対する要求

陽子線や炭素線を含む粒子線治療用加速器に対する要求は単に大きさや建設費、運営費を低減するなどという比較的単純な要求に留まるわけではない。加速器に対する要求は、どのような照射法を採用するかで大きく異なってくる。例えばKEKの500 MeV ブースター・シンクロトロンは小型で効率的な加速器であるが、繰り返し周波数20 Hzで速い取り出しを行うシンクロトロンであるため、二重散乱体法を用いた照射法や、単円ワブラー法には使えても、スキニング照射には不向きであるなどがそれである。最近では多様な照射法が研究されており、それを実現するためのビーム性能(ビームの時間構造, リップル周波数などを含む)の実現が要求される。従って、治療装置は採用する照射法と不可分なものとして設計される必要がある。

粒子線治療は優れた線量分布を実現できることが大きな特長の一つである。しかし、どんなに線量分布が優れていても、粒子線が思い通りの場所に照射されなければ意味がないどころか、むしろ重篤な副作用を引き起しかねない。従って照射ビームに対する患者の位置決めは慎重に行う必要がある。また、一般的に放射線治療は1回の照射で治療が終了する訳ではなく、少ない線量を分割して照射することにより患部周辺の正常細胞の回復を待ちながら治療を行うのが普通である。分割回数は多い場合には30回を超えることもあり、照射期間だけで6週間に達することもある。炭素線治療は通常の放射線治療に比べて分割回数が少なく済むという特長をもつが、それでも現在は前立腺がんの場合16回照射が標準となっており、全体の平均でも14回程度となっている。このように多数回の照射を行っても常に正しい場所を照射するには、患者の照射体位

を再現するための固定具などに工夫をしたとしても、どうしても放射線技師の熟練に頼らざるを得ない部分が残る。位置決めに必要な時間は、前立腺のような簡単な場合でも10～15分程度は必要とされ、炭素線の照射時間(1分程度)に比べると圧倒的に長い。従って治療室が1室しかない場合は、加速器の利用率が極めて低くなり、結果的に治療費を押し上げる方向に働く。そこで、複数の治療室を用意して加速器の利用効率を高めることになるが、幾つの治療室をどのように配置するかは治療スタッフの数と動線とに大きな影響を与えるため、これらの事を総合的に勘案して決める必要がある。

治療室が複数あってもビームの切り替え・調整に時間がかかっているのは何の意味もないので、患者の位置決めを行っている治療室内にビームを導入することなく、ビーム・エネルギーや治療室を短時間で切り替える(数分、できれば1分程度)必要がある。また装置は運転経費を節約するため通常は夜間停止状態にあり、スイッチ・オンから使用可能な状態(患者位置でのビーム強度、ビーム位置・サイズを含む)に達するまでの時間を可能な限り短縮(30分程度以下)したり、少人数で運転できること(朝晩の立ち上げ、立ち下げ時以外は治療室からの要求で運転されるため、加速器自体は原則無人運転)などが運転コストを下げるために必要な目標性能となる。

3. 採算性の検討

炭素線治療を臨床研究の段階から実用治療へと進めるためには採算性の検討が必要であることは前項でも述べた。ここではその検討を試みよう。ただし、具体例を挙げると差し障りの出る恐れがあるので、大雑把な見積りとなることをお断りしておく。

先ず年間に治療可能な人数の見積もりを試みよう。1日の治療時間を7.5時間、1人当たりの治療室占有時間を25分とすると、治療室1室で1日に18回の照射が可能となる。ただし、治療時間の前後には加速器の調整やQA(Quality Assurance, 治療ビームの品質保証)のための点検・測定などを行う必要があるため、装置の稼働時間は合計で10時間程度となる。従って装置のオペレータは2交代制をとる必要があるものと思われる。

治療室が3室あれば1日で54回の照射ができる計算となるが、HIMACの実績ではこれが十分実現できている。月曜の午前中を点検等に充てると週4.5日は治療に使えるので3治療室で1週間に243回の照射が可能となる。年2回定期点検として、各2週間を確保す

ると、点検期間前後には治療人数がどうしても減ることになるので、年間治療可能週を実質 40 週程度と見積もると、年間では約 10,000 回の照射が実現できる。実際にはスケジュールの都合などで空白の時間が生じることもあるので、治療室の稼働率を 90% とすると実際に治療できるのは年間 9,000 回程度となる。1 人の患者に何回の照射が必要になるかは、臓器の種類によって異なるので HIMAC の平均実績値に近い 14 回という数字を用いると、年間治療可能人数は約 650 人と計算できる。HIMAC の実績では年間 8 週程度の停止期間で、700 人程度の治療ができていますので、多少余裕のある数字である可能性もある。

次に支出を見積もってみよう。加速器を含めた装置全体が医療機器として厚生労働省の認可を必要としていることもあるが、装置を含む施設全体の保守点検費用はかなり高く、X 線管や計算機など比較的寿命の短い部品等の補充費を含めると総額で年間 6 億円を超える可能性がある。さらに装置や空調運転のための水光熱費と患者毎に準備が必要な固定具などの治療経費が合計で 3 億円弱、医師・放射線技師・装置運転技術者などの人件費は 4 億円程度と見積もることができる。問題となるのは装置の償却費だが、通常の設定投資では初期の投資費用を何年で回収できるかが投資すべきかどうかを決める重要な要素である。今、土地・建物に装置を含む初期の投資費用が 150 億円だとし、回収期間を 15 年だとすると、年間で 10 億円ずつ返済する必要があることがわかる。従って年間の支出額は合計で 23 億円程度と見積もることができる。23 億円の経費で年間 650 人の治療ができるとすれば、患者 1 人当たりの治療原価はおおよそ 350 万円と計算できる。

以上は、おおまかな計算であり、実際には個別の項目毎に詳細な減額努力が必要となる。しかし、米国のように 500 万円とか場合によっては 1,000 万円近い高額な医療費をとれる状況ではないので、炭素線治療を採算ベースに乗せることは容易ではないことが理解できる。

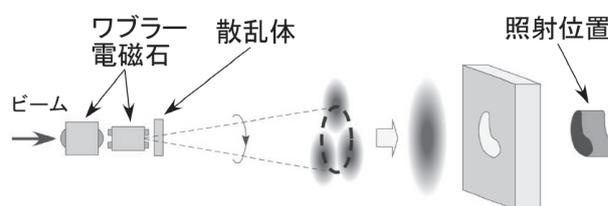
4. 群馬大施設の主な仕様

群馬大の施設では治療に使用するイオン種を炭素に限定した。ヨーロッパの施設では陽子との併用を目指すものが多いが、陽子を加速する場合にはシンクロトロンへのイオン入射時の空間電荷の影響を軽減するために、入射器のエネルギーを上げる必要がある、入射器のコストが上昇する傾向にある。

治療に用いられる炭素イオン・ビームの仕様は、基本的には HIMAC の治療ビームの仕様と同等またはそ

れ以上であることを目指した。先ずコストに大きく影響する最大エネルギーを決めるに当たり、加速された炭素イオンを水に照射した場合の最大飛程 25 cm を実現することとした。また、照射位置で最大 15 cm × 15 cm の照射野を確保する必要があり、照射野内での線量一様性は ± 2.5% 以内であることが医療サイドからの要求である。この仕様をどのようにして実現するかを考える必要があるわけだが、先ず照射野拡大法として、これまで実績のあるワブラー法を用いて実現することとする。最終的に仕様値である最大飛程と最大照射野を決める主要なパラメーターとして、加速器のエネルギー、ワブラー磁石から照射位置までの距離に加えてビームを多重散乱により広げるための散乱体の厚みなどを決める必要がある。(図 1 参照) 群馬大学では建屋の体積を減らすことを考慮して HEBT 系の最終要素である偏向電磁石と照射位置間の距離を 9 m とし、加速器の最大エネルギーを 400 MeV/u と決めた。通常ワブラー法を用いると、医療側からの仕様である 15 cm 角の照射野を実現するには鉛換算で 10 mm 以上の厚さをもつ散乱体を用いる必要があるが、実際にこれを用いると、散乱体でのエネルギー損失が大きくなり、最大飛程を実現できなくなってしまう。そこでワブラー

(a) 単円ワブラー法



(b) ラセンワブラー法

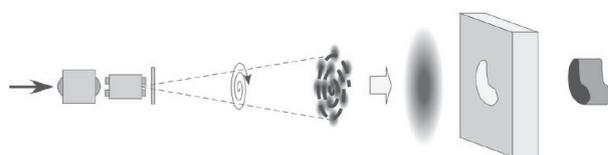


図 1 照射野拡大法。ワブラー法では 1 組のワブラー電磁石と散乱体を用いて照射野を拡大する。(a) の単円ワブラー法ではワブラー電磁石を振幅が一定で 90° 位相の異なる正弦波で励磁する。ビームは照射位置で円軌道を描くが、ワブラー電磁石の直下流に散乱体を挿入すると、散乱体を通じたビームは多重散乱によって広がるので、円軌道の中心部分が塗りつぶされ、ビームサイズと円軌道の半径がある関係を満たすと、円軌道の中心部分では一様な線量分布を得る。この方法で大きな照射野を作ろうとすると散乱体が厚くなるので、(b) 正弦波の振幅を変調してらせん状の軌道を描くようにしてやると、散乱体でのエネルギー損失を少なくすることができる。

半径に変調をかけることによりらせん状にビームを振ると、同じ照射野サイズを実現するために必要な散乱体の厚みを薄くすることができ、400 MeV/u のエネルギーで最大飛程 25 cm を実現できる。群馬大ではこのようならせんワブラー法と通常ワブラー法を選択して使用できるようにしている。

ちなみに、水中飛程 25 cm とは、無論個人差はあるが、人体の側面方向から炭素イオンを照射すると、骨盤を通して前立腺にまで炭素線が届くエネルギーであり、前立腺の治療に必要な水換算飛程である。

また加速器を効率的に利用するために、3つの治療室を用意した。コスト低減のため、治療室には回転ガントリーを設置せず、水平および垂直の固定ビームポートのみで治療が行われる。治療室のうち1室は水平照射ポートを、他の1室は垂直照射ポートを、3番目の治療室は水平照射ポートと垂直照射ポートを一つずつ持っている。同じ照射点に向けて水平および垂直照射ポートを配置すると、ビーム輸送系が大きくなる欠点があるが、肺がんの短期照射を実現するために良好な線量分布を実現できるとか、2方向から照射することで複雑な形状をした腫瘍の近傍にある放射線感受性の高い正常臓器を避けて照射することができるなどのメリットがあるとの臨床側からの強い要望を受け、このような治療室配置とした。この装置がフル稼働すれば、治療時間を通常のオフィスタイムの中に収まるように計算しても、年間600人を超える患者を受け入れることができる。

群馬大の施設には4室目の照射室が用意されている。この部屋は将来に向けて新しい照射法を開発したり、生物実験など基礎的な実験を行うための照射室として用いる予定だが、装置稼働時には空の状態であり、現在スキャンニング照射用のビームポートを開発するための整備が進められている。

これらを含む群馬大照射施設の主要な仕様を表1にまとめておく。また、図2および図3に施設の外観写真と鳥瞰図を示す。図4には施設の配置図を示しておく。

5. 加速器

建物の大きさを決定付ける加速器は、ECR イオン源、4ベイン型RFQ、IH型線型加速器、およびシンクロトロンで構成されている。各要素の小型化を図ることにより、建物の大きさはHIMACの1/3強の面積になり、2ガントリーを有する陽子線施設と大差ない大きさとなっている。表2に加速器部分の主要パラメータを示しておく。また、以下に各要素の概要をまとめておく。

表1 群馬大学重粒子線医学センター主要仕様

項目	基本仕様
イオン種	炭素
加速エネルギー	140 ~ 400 MeV/u 可変
最大飛程	25 cm (水換算値)
最大照射野	15×15 cm ²
最大線量率	5 GyE/min (15 cm φ, SOBP = 10 cm の時)
最大ビーム強度	1.2×10 ⁹ pps
照射野均一度	±2.5% 以下
照射方法	通常ワブラー法、らせんワブラー法、呼吸同期照射、積層原体照射
治療室	水平・垂直、水平、垂直 各1室 開発用治療室 1室
コース・エネルギー切替時間	1分程度



図2 群馬大学重粒子線医学センターの外観

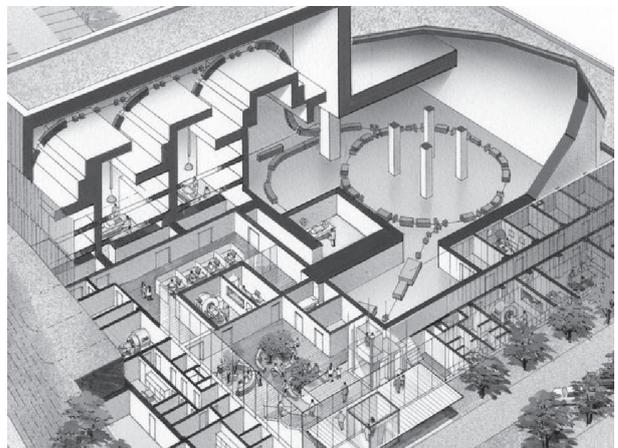


図3 重粒子線医学センター鳥瞰図

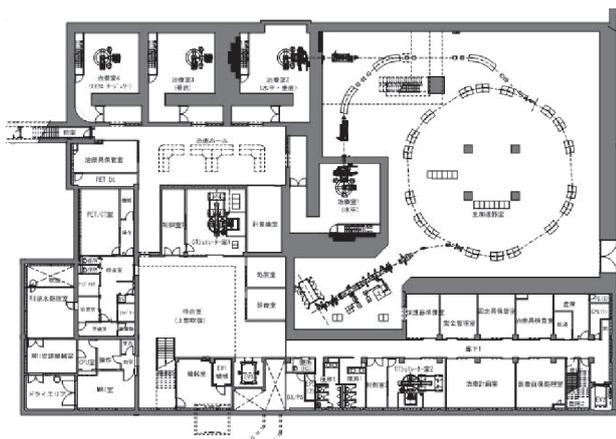


図4 重粒子線医学センター配置図. 建屋主要部は45 m × 65 m の長方形の中に収まっている

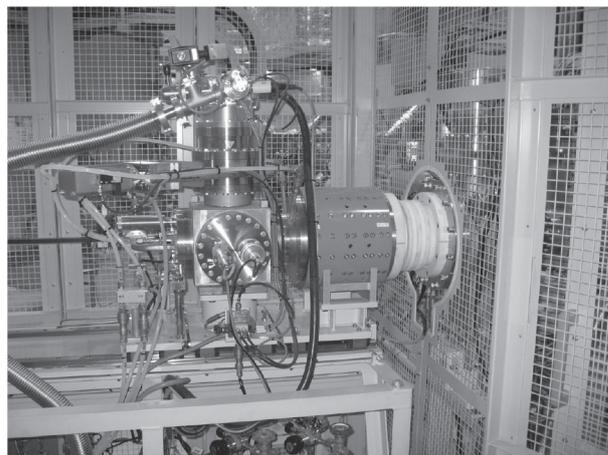


図5 放医研で開発された ECR イオン源. 電子を閉じ込めるための磁場の生成には永久磁石が使われている

表2 加速器主要パラメーター

イオン源	全永久磁石型 ECR 取り出し電流: 300 e μ A for C ⁴⁺ .
入射器	200 MHz RFQ + APF-IH 最大電場: 1.6 Kilpatrick 出力エネルギー: 4 MeV/u
荷電変換	50 mg/cm ² 炭素フォイル at 4 MeV/u
シンクロトロン	FODO 型構造 周長: 63.3 m 入射方式: 多重入射 取り出し方式: 1/3 共鳴 取り出しエネルギー: 140-400 MeV/u.

5.1 イオン源・入射器

イオン源としては電子を閉じ込めるためのミラー磁場と6極磁場の生成に永久磁石を用いた ECR イオン源⁵⁾を1台有している。これは放医研で開発されたイオン源で、調整要素が少なく、操作が簡便であることを特長としている。閉じ込め用の磁場は炭素の4価イオンの生成に最適化された分布となっている。マイクロ波源には進行波管 (TWT) 増幅器を使用し、最大出力 650 W, 10 GHz をはさんで ± 0.25 GHz の周波数可変範囲を有している。引き出し電圧は 30 kV で、炭素の4価イオンが 300 e μ A 程度要求されるが、ほとんど無調整でこの値を実現している。図5にイオン源の外観写真を示す。

入射器は4ベイン型 RFQ 線型加速器と APF (Alternating Phase Focusing) 型の集束構造をもった IH 線型加速器⁶⁾で構成されている。運転周波数は共に

200 MHz であり、タンク直径は 35 cm 前後のコンパクトなものとなっている。2種類の線型加速器は共振モードは異なっているが、ともに高周波電圧のみで縦横両方向の集束を得ることができるため、構造が単純で調整要素の少ない加速器となっている。一般に APF 構造を実現するには高い加速電場が有利であるが、この入射器では2種類の線型加速器で、共に最大表面電場が Kilpatrick 値の1.6倍と比較的低い値となるよう設計しており、タンク内放電の危険性を低減している。

線型加速器の出射エネルギーはそれぞれ 0.6 MeV/u および 4.0 MeV/u で、タンク長はそれぞれ 2.4 m および 3.4 m である。表面電場を低くした割に、加速レートは 2 MV/m を超えており、APF 構造は結果として効率の良い加速器を実現していることがわかる。2種の線型加速器の間にはマッチング用の三連 Q 電磁石が置かれているが、アライメント誤差を吸収するため、磁石はそれぞれ独立な駆動機構の上に乗せられており、横方向位置の微調整を可能とする構造となっている。入射器の出射エネルギーは、入射器出口に荷電変換用の炭素薄膜を置き、4価イオンを通過させたとき、全電離状態である6価になる確率が90%以上となることを基準に決めた。図6に入射器の出口側から見た写真を示す。

5.2 シンクロトロン

シンクロトロンは周長約 63 m で、6価の炭素イオンを 4 MeV/u から最大 400 MeV/u にまで加速するよう設計されている⁷⁾。図7にシンクロトロンの写真を示す。取り出しエネルギーは 140 ~ 400 MeV/u の間で可変である。光学的には FODO 型のラティス構造を基本とし、20°の偏向電磁石を18台用いる6回対称の装置で、高周波加速空洞には鉄ベースのアモルファス・コアを装備した無同調キャビティが使用されている。

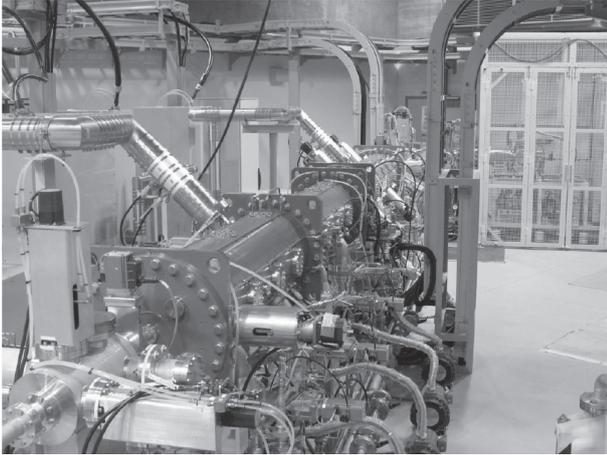


図6 入射器全景. 一番奥に見えるのがイオン源, RFQ および IH がその手前に並んでいるのが見える. 荷電変換用の薄膜が線型加速器の直下流に置かれている

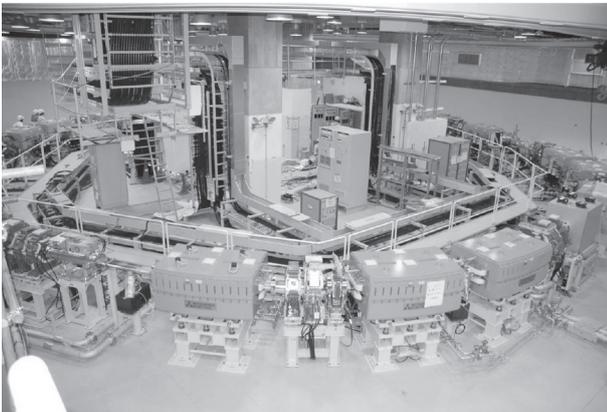


図7 シンクロトロン. 偏向電磁石1台の重さは約8トン, 18台の偏向電磁石全体で約150トン

ビーム入射は多重入射法を採用しているが, 空間電荷効果によるチューン変化を抑制するため, 入射器内に設置されたビーム・チョッパーを用いて中心軌道付近のビームを遮断し, “hollow beam” を形成できる設計となっている. 典型的な周回ビーム強度は 3×10^9 ppp 程度だが, チョッパーで調整することができる. ビーム取り出しには三次共鳴を利用した遅い取り出し法を用いているが, 効率を上げるために, 取り出し時間中に高周波装置を用いてビーム・エネルギーを微調整している. 偏向電磁石電源のスイッチング素子として IGBT を採用しているため, スイッチ時に放出されるノイズの影響が懸念されたが, ビームモニタなどの測定系や取り出しビームには深刻な影響はみられていない.

6. 照射システム・治療計画システム

群馬大の施設では照射野拡大法としてワブラー法を

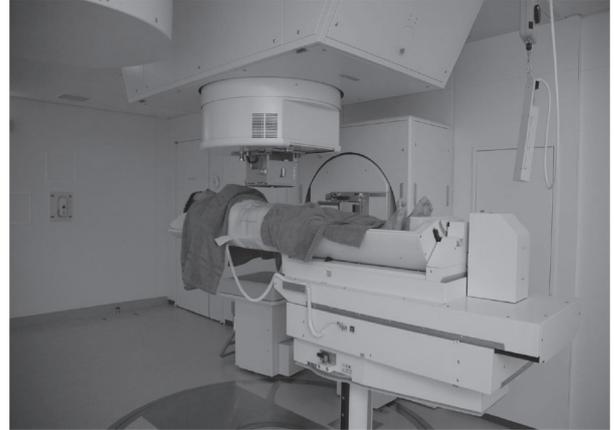


図8 治療室での練習風景

採用していることは4項で述べたが, HEBT系機器と照射位置の間には, 散乱体とワブラー電磁石以外にも多くの機器を配置する必要がある. ここでは多くを述べないが, 照射線量を測定するための線量モニター, 患者毎に異なる患部の深さ方向の大きさに合わせて運動量幅を拡大しブラッグ・ピークの幅を広げるためのリッジ・フィルター, 患部の深さ方向位置に合わせてビーム・エネルギーを調整するレンジ・シフター, 患部の横方向の形状に合わせてビームを切り取る多様コリメーターに加えて患部を炭素イオン・ビームの照射される位置に正確に合わせるための微調機構を備えた治療台などが主要なものである. 図8には治療室内で職員をモデルに治療の練習をしている風景を示す.

これら照射システム内の機器の設定値は患者毎に異なるのが普通だが, その値を決めるのが治療計画システムである. 治療計画システムはCT画像を元に医師が与える三次元的な患部に対し, 指示された線量を投与するには機器をどのように設定すべきかを計算する. 群馬大が採用した治療計画システムは, 既製のX線用治療計画装置に放医研が開発した炭素線用の線量計算エンジンを組み込んだ装置だが, 放医研ではまだ実際の治療で使用されていないため, 治療での使用には事前に十分な検証を行った.

7. 装置のコミッショニング

照射施設の建設は2007年2月に開始され, 建屋は2008年10月に完成した. 装置の搬入は建屋完成前の8月から始められた. 制御系との組み合わせ試験の後, ビーム加速試験が2009年8月~10月の間に行われ, 10月下旬には加速器室外への漏えい線量の測定を行う施設検査も無事終了した. 以後治療に必要な三次元的な照射野を形成するために各種の測定や試験を行う一

方, 治療計画装置による線量計算結果を確認するために, 照射経路上に骨や空気層など大幅に密度の異なる物質が混在する状況を再現できる特殊なファントムを製作し, 計算結果と測定の比較などを行った。

これらの準備作業を終え 2010 年 3 月 16 日にはほぼ当初の予定通り, 前立腺の患者に対する治療照射が開始された。その後も順調に治療が行われ, 5 月下旬には 12 人目の患者の治療を終了し, 先進医療の申請を行うことができた (先進医療の申請には最低 10 人の臨床データが必要とされている)。6 月からは有料の治療が開始されたが, 8 月現在では当初計画を大きく上回るペースで治療が進行中である。

装置自体は 3 月の治療開始以来, イオン源・入射器系および照射システムなどで故障が発生し, 予定通りの治療が行えなかった日もあったが, 全体としては, これまでの所はおおむね順調に稼働していると言える。

8. 終わりに

群馬大学の炭素線専用施設を除くと, 国内で現在稼働している粒子線治療施設は合計 6 ヶ所に及ぶ。このうち, 4 ヶ所が陽子専用施設, 1 ヶ所が炭素線・陽子線両用施設, 1 ヶ所が炭素線専用施設である。また国内で新たに陽子線専用施設 3 ヶ所が建設中, 炭素線施設 2 ヶ所が計画中となっており, 2015 年には国内で 12 ヶ所の粒子線治療施設が稼働することが期待される。これは人口 1,000 万人に 1 ヶ所の割合で粒子線治療施設が存在する割合に相当する。粒子線治療の施設数だけを言えば, 2009 年末に世界中で稼働している粒子線施設の数 30 ヶ所程度に過ぎず, 日本の粒子線治療施設がいかに突出して多いかがわかる。国内で稼働中の施設に加えて, 建設中および計画中の施設が稼働すれば, 粒子線治療により利益を得ることが期待されるがん患者の約 1/5 が実際に治療を受けることができるようになるはずである。このような状況を受け, 粒子線治療への健康保険の適用が現実的な課題として検討されている。

炭素線治療に対する期待は特にヨーロッパと東アジア地域で強いが, ヨーロッパでは CERN や GSI などで設計された加速器をベースにした研究的色彩が強いのにに対し, 東アジア地域では実用治療を志向する傾向にあり, 群馬大の装置の稼働状況が非常に注目されていた。現在までの所, 当初考えていた装置性能が完全に実現された状態で日々の治療が行われている訳ではなく, 装置および周辺機器にはまだまだ改善・改良の余地が残っているが, ほぼ計画通りのスケジュールで治療が開始できたことは, 炭素線治療が実用治療として大きく一歩を踏み出したと言える。また, 装置そのものだけでなく, 現在すでに大きな問題となり始めている医師, 放射線技師, 医学物理士を始めとする専門家の育成 (この中には装置トラブルを最短時間で復旧するための専門知識をもった装置技術者の育成を含む) を計画的に進める必要がある。

謝辞

群馬大学重粒子線医学センターに炭素線治療装置を設置するに当たり, 装置のみならず施設全体の設計・製作に全面的に支援を頂いた放射線医学総合研究所, 特に HIMAC グループのメンバーに感謝します。また, 装置の製作・試験にあたり様々な立場でご協力頂いた三菱電機, 住友重機, 加速器エンジニアリングの技術者に感謝します。

参考文献

- 1) C. A. Tobias, et al., *Cancer Research*, 18 (1958) 121.
- 2) <http://ptcog.web.psi.ch/>
- 3) 例えば 辻井博彦 他, *放射線科学*, 50 (2007) 1, 辻井博彦 他, *INNERVISION*, 25 (2010) 45.
- 4) 山田 聡 他, *加速器*, 4 (2007) 176.
- 5) M. Muramatsu, et al, *Rev. Sci. Instr.*, 76 (2005) 123304
- 6) Y. Iwata, et al., *Nucl. Instrum. & Meth., In Phys. Res.*, A572 (2007) 1007.
- 7) K. Noda, et al., *J. Radiat. Res.*, 48 (2007) Suppl. A43.