

粒子線(陽子線)治療装置用入射器

川崎定博*
山本和男**

Proton Injector System

Sadahiro Kawasaki, Kazuo Yamamoto

要 旨

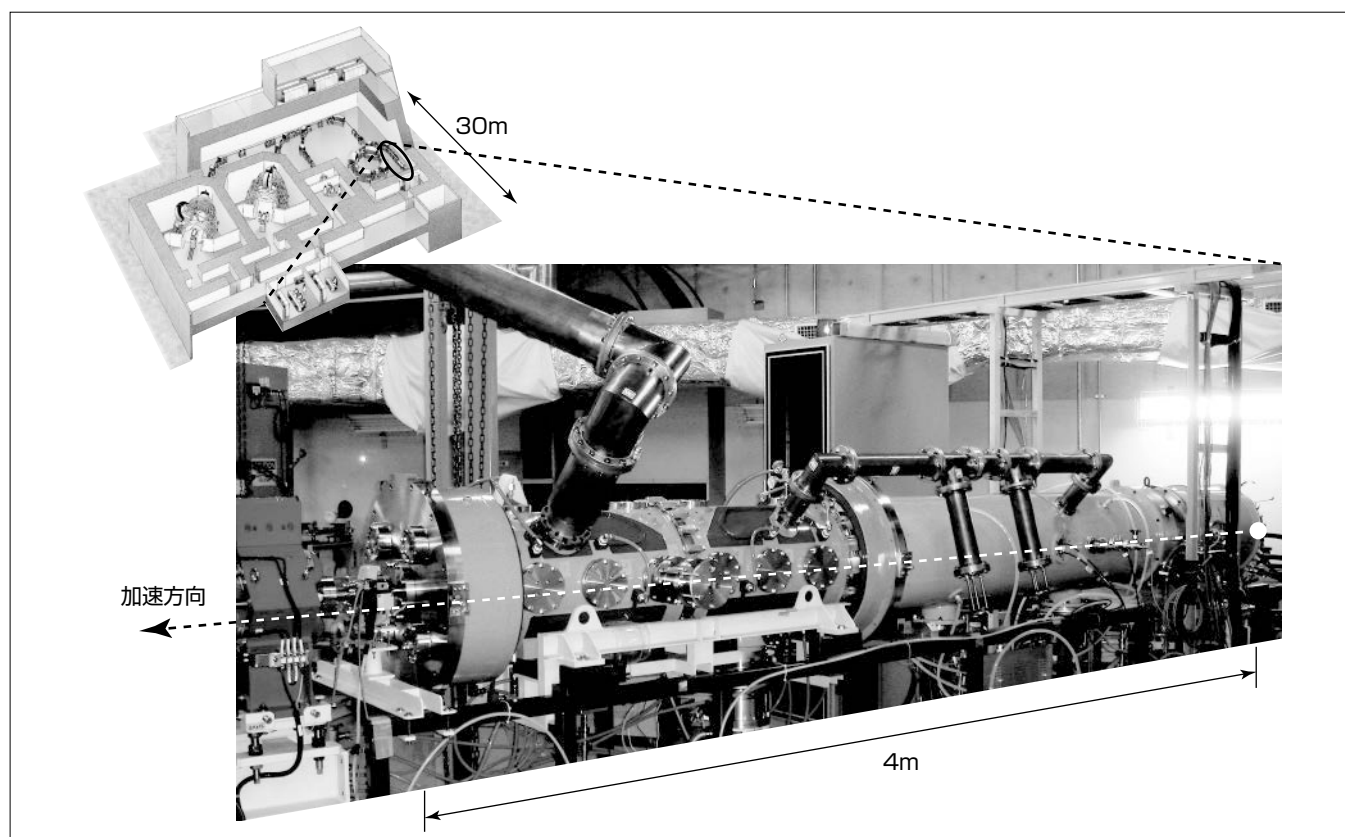
粒子線治療は放射線治療の一つで、従来のX線やガンマ線による治療に比べ患部に集中的に照射できるため、副作用や身体機能の損失を最小限に抑えられるという利点がある。国内では2001年7月に先進医療の認可を受け、現在、公的医療機関6施設、多目的研究機関1施設、民間医療機関1施設で治療や臨床研究が行われている。

この粒子線治療に用いる陽子や炭素イオンは、入射器と呼ばれる線形加速器からシンクロトロンに入射され、数百MeVという高いエネルギーに加速される。従来の入射器は電界で加速しながらビームを絞るために十数個から数十個の磁石が必要であり、構造が複雑となり調整が難しく、信頼性と保守性に限界があった。このため、磁石を使用しないAPF(Alternating Phase Focusing: 交替位相収束)

方式の入射器の開発が求められていた。

三菱電機は今回、“のこぎり波型位相変調技術”を適用することによって、APF方式の陽子線治療装置用入射器を世界で初めて開発した。さらに、磁気共鳴型電力分配(レゾナントカプラ)方式を適用し、陽子を加速する高周波電力の供給電源を、従来の2台から1台に集約した。これによって構成が簡素化され、複雑であった高周波電力の位相調整も不要となって保守性の向上を実現した。

当社はこれまで、入射器を社外から調達していたが、今回の開発によって自社製作が可能となり、粒子線治療装置システム全体の設計・製作を自社で完結できるようになった。



粒子線治療装置用入射器の外観写真

粒子線治療装置用入射器はシンクロトロンが加速できるエネルギーまで陽子を初期加速する装置である。イオン源、前段線形加速器、後段線形加速器で構成されており、2台の線形加速器は電力分配装置で接続されている。高周波電源の出力は後段線形加速器に接続されており、電力分配装置によって後段線形加速器と前段線形加速器に給電される。

1. ま え が き

がんは、日本で1981年から死因の第一位であり、年間30万人以上が亡くなっている。継続的に医療を受けているがん患者数は140万人以上で、1年間に新たにがんと診断される患者数は50万人以上とされている⁽¹⁾。

現在行われている主ながんの治療法には、外科治療、放射線治療及び化学治療があり、それぞれの治療法の特徴を生かして併用するのが一般的になっている。放射線治療は、放射線をがん病巣に照射することによって、手術を行わずにがんを治療する方法である。その一つである粒子線治療は、身体への影響を最小限に抑えることができ、がん治療が効果的に行えるため、治療患者数が年々増加する傾向にある⁽²⁾。

粒子線治療装置は、入射器とシンクロトロン及び照射機器に大別される。入射器はシンクロトロンが受け付けられるエネルギーまで荷電粒子を予備加速するための装置である。一般的な入射器は、荷電粒子を生成するためのイオン源と、効率よく加速するための2台(前段/後段)の線形加速器、線形加速器へ加速電力を供給するための2台以上の高周波電源で構成される⁽³⁾。

医療機器として特に求められる信頼性と保守性の更なる向上のため、当社は次の2点を特徴とする陽子線用入射器を開発した。

- (1) 後段線形加速器内でのビーム収束方法としてAPF法を取り入れ、従来必要としていたビーム収束磁石を不要とした。
- (2) 加速電力供給方法として磁気共鳴型電力分配(レゾナントカプラ)法を取り入れ、従来2台以上必要としていた高周波電源を1台に集約した。

本稿では、内製化入射器の構成と特徴について述べ、ビーム試験による機能実証結果について述べる。

2. 内製化入射器の特徴

2.1 全体構成

入射器全体システムを図1に示す。イオン源と2台(前段/後段)の線形加速器及び1台の高周波電源と電力分配装置から構成された、全長4mのシステムである。

2.2 イオン源

イオン源として大電流陽子を生成できるECR(Electron Cyclotron Resonance : 電子サイクロトロン共鳴)イオン源を開発した。電磁石によって磁界を発生させた真空容器内に2.45GHzのマイクロ波を入力すると、真空容器内に浮遊している電子にエネルギーが効率よく付与される。そこに水素ガスを注入すると水素原子の電子が浮遊電子と衝突して弾き出され、水素原子核(=陽子)を生成することができる。

2.3 前段線形加速器

イオン源から引き出された数10mAの低エネルギービームは、陽子同士の電荷による発散力(空間電荷効果)が特に大きい。そのため前段加速器としてビーム収束力が格段に強いRFQ(Radio Frequency Quadrupole : 高周波四重極)型線形加速器を開発した。図2に示すようにビーム加速方向へ伸びた加速電極を共振器内に90度おきに配列し、200MHzの高周波電力を供給すると、電極間に電界が発生する。発生した電界によってビームの加速と収束を行い、ビームを取りこぼすことなく、かつ群集化して後段加速器が加速できるエネルギーまで加速する。

2.4 後段線形加速器

後段線形加速器には、IH(Interdigital-H)型DTL(Drift Tube Linear accelerator : ドリフトチューブ線形加速器)を開発した。共振器内に中空円筒(ちくわ)状のドリフトチューブ電極をビーム加速方向に数十個配列し、電極間に発生する電界でビームを加速する。電界を発生させるため、共振器内ビーム加速方向(共振器長手方向)に磁界を励起させ、誘起される誘導電流が共振器内壁面に流れ電極間に間接的に電界を発生させる。従来型のDTL(ビーム加速方向

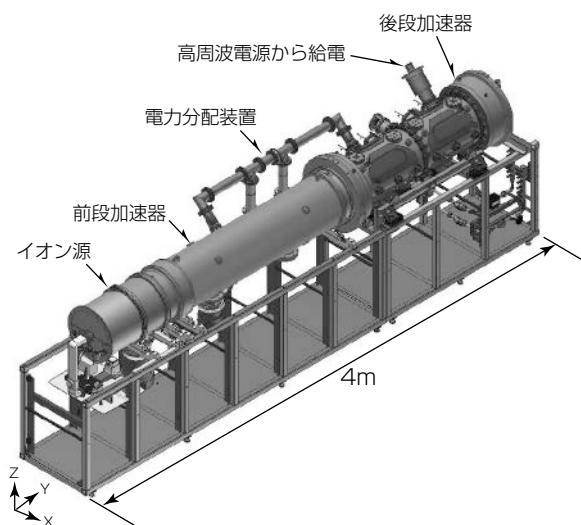


図1. 入射器全体システム構成

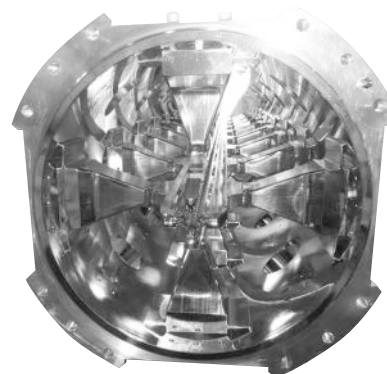


図2. RFQ型線形加速器内部



図3. APF方式IH型DTL内部

に電界を励起させる)に比べ、共振器内に発生する電界を効率よくビーム加速に使用することができるため、加速効率(供給電力に対する加速エネルギー量)が格段に高いことが特長である。

ビーム自己収束方法の一つとして知られるAPF方式は1950年代に発明されたが、収束力が弱いために大電流物理研究用としては発展しなかった。その後、加速器の用途先が大電流物理研究用から医療用等に拡大され、空間電荷効果が小さい数100 μ A(μ Aは価数 \times 電流を表す)の炭素イオン用入射器にAPF方式が適用された⁽⁴⁾。一方、陽子用入射器では医療用であっても数10mAの大電流を加速する必要があるためにAPF方式は採用されず、電極自身に四重極磁石を内蔵し磁界の力を用いてビーム収束する方式が採用されてきた。この方式は構造が複雑で調整が難しく、信頼性と保守性の向上に限界があることから、磁石を使用しないAPF方式を適用した大電流陽子加速用IH-DTLを世界で初めて開発した。加速器内部の写真を図3に示す。

大電流陽子を加速するために開発した主な項目は、次の3点である。

(1) ドリフトチューブ電極配列

APF方式として“のこぎり波型位相変調技術”を開発し、ドリフトチューブ電極配列を設計した。“のこぎり波型位相変調技術”は効率的にビームを加速できる当社独自の位相パターン技術である。従来型では電極間の位相パターンを正弦波的に変化させている⁽⁵⁾のに対して、この技術では同じ位相を数回繰り返すことが特徴であり、図4のようにパターンの形がのこぎり波に似ていることからこのように呼んでいる。電極間の位相は、低エネルギー領域では収束力を強くするため ± 60 度近傍とし、高エネルギー領域になるにつれて加速を重視するよう、 ± 30 度近傍まで変化させている。この技術によって後段加速器で加速される陽子の到達エネルギーのばらつきを小さくすることができ、整ったビーム群をシンクロトロンに効率よく入射することが可能となった。

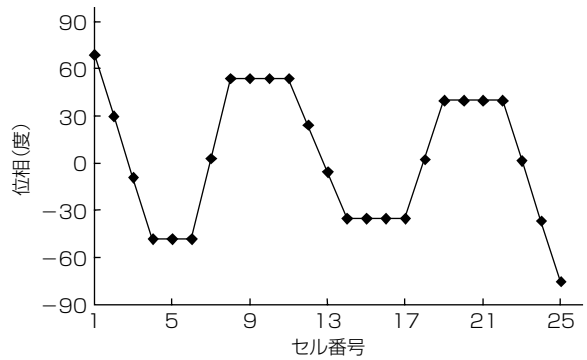


図4. 電極間位相パターン

(2) ドリフトチューブ電極形状

空間電荷効果を考慮したビーム設計では、電極間に発生する電界分布はビーム軸に対して対称と仮定するが、IH-DTLは電極1本ずつ交互に共振器に設置されるため非対称電界分布を形成する。そのため、電界の非対称成分を低減させるボトルシェイプ型加速電極形状を開発した。さらに、放電の原因となる最大表面電界強度を低減させるために、卵形ドリフトチューブ電極形状を開発した。

(3) 共振器形状

IH-DTLは共振器端部でのドリフトチューブ電極間に発生する電界強度は低いため、電極間に発生する電界を用いてビームを収束するAPF法では、特に空間電荷効果が顕著である低エネルギー領域でビームを損失してしまい、大電流陽子ビームを加速することができない。そのため、共振器端部径を拡大した拡張空洞を設けた共振器形状を開発し、共振器端部での電界強度の立ち上がりを早くし、低エネルギー領域でのビーム損失を低減することを可能とした。

2.5 高周波電源

2台の線形加速器に高周波電力を供給するために、周波数200MHz、出力先頭値540kWの大電力高周波電源を開発した。高周波電源は低電力発生器、半導体増幅器、中段増幅器、終段増幅器から構成される。低電力発生器はパルス変調された約1Wの高周波信号を生成する装置であり、その出力は次段の半導体増幅器によって約500Wに増幅される。中段/終段増幅器は、真空管と空洞共振器を用いた増幅器であり、大電力を得るために真空管を複数個並列駆動する方式を採用している。これによって比較的安価で取り扱いの容易な真空管を選択することが可能となっている。空洞共振器の各部構造は増幅回路の回路素子として機能するとともに、高周波の分配・結合器としての役割も果たしている。各真空管は独立したバイアス回路で駆動しており、真空管の状態によらず同じカソード電流が得られるようにバイアス電圧が制御されている。

2.6 電力分配装置

荷電粒子を加速すると運動エネルギーが荷電粒子に与えられる、いわゆるビームローディングが生じるが、そのエ

表 1. 陽子線入射器ビームの性能

加速粒子	陽子
到達エネルギー	7 MeV
加速電流量	10mA
加速電流変動量	±10%以下
運転周波数	200MHz
運転モード	パルス
最大パルス幅	40μs
最大繰り返し	20Hz

エネルギーも高周波電源から供給する必要があるが、荷電粒子を加速しないときより大きなパワーを必要とする。ビームローディングの位相と高周波電源の位相は異なるので、荷電粒子を加速する際には加速しない場合と異なる電源位相にする必要がある。従来技術では、空洞共振器ごとに電界を励起するために高周波電源を設置し、個々の高周波電源で電界の強度と、高周波電源間の位相を調整することによって、各々の加速位相と電界強度とを調整しているため、複雑な制御が必要であった。今回、前段加速器と後段加速器を、外導体と内導体で構成された高周波同軸伝送路で相互に結合し、その両端部に上記外導体と内導体を接続するループを形成した磁気共鳴型電力分配装置を開発した。その結果、陽子を加速する高周波電力の供給電源を、従来の2台から1台に集約することが可能となった。

3. ビーム実証試験

表 1 に陽子線入射器ビームの性能を示す。到達エネルギーを従来の 3 MeV から 7 MeV に増加させ、シンクロトロンへの入射効率を向上させた。パルス運転モードで、パルス内波高値が加速電流量の 10mA となる。

社内にビーム特性評価システムを新たに構築し、入射器ビーム性能を実証した。図 5 は入射器直後にある CT (Computed Tomography) で測定した加速電流波形である。最大加速電流量は 11.5 mA であったが、実際の運用は 10mA を想定している。また、図 6 は加速された陽子のエネルギースペクトラムである。運動量分散 ±0.3% 以内に全電流の 70% 以上捕獲されていることを確認した。

4. むすび

当社が開発した粒子線治療装置用入射器は、世界で初めて収束磁石を使用しない APF 方式を大電流陽子ビーム加速に適用し、更に電力分配装置によって高周波電源を 2 台から 1 台に集約したことが特徴である。今回の開発によ

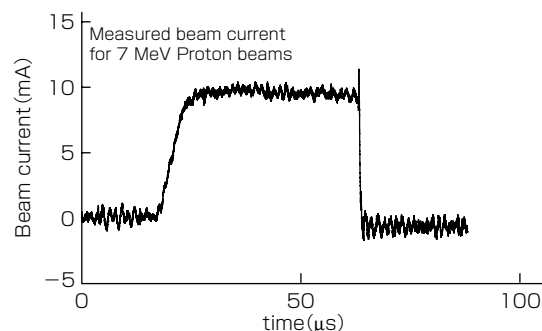


図 5. 加速電流波形

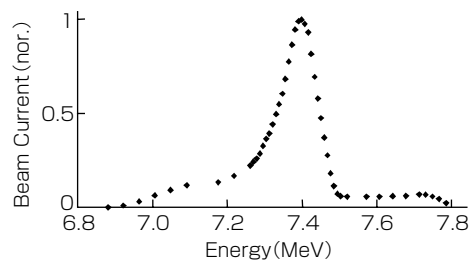


図 6. エネルギースペクトラム

て、これまで外部から調達していた入射器の自社製作が可能となり、当社の粒子線治療装置メーカーとしての実績を背景としてより一層の品質向上に努め、多くの患者を治療できる装置を提供していく所存である。

参考文献

- (1) 厚生労働省健康局：がん対策推進基本計画（2007年6月発行）
<http://www.mhlw.go.jp/shingi/2007/06/s0615-1.html>
- (2) 財医用原子力技術研究振興財団：医用原子力だより6号（2007年7月発行）
http://antm.or.jp/01_outline/13.html
- (3) Hirao, Y., et al.: Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba: NIRS-M-89 (1992)
- (4) Iwata, Y., et al.: Performance of a compact injector for heavy-ion medical accelerators: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 572, 1007~1021 (2007)
- (5) Iwata, Y., et al.: Alternating-phase-focused IH-DTL for an injector of heavy-ion medical accelerators: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 569, 685~696 (2006)