

# INJECTION ACCELERATOR FOR PROTON THERAPY SYSTEM

Kazuo Yamamoto

Mitsubishi Electric Corporation, Advanced Technology R & D Center  
8-1-1, Tsukaguchi-Honmachi, Amagasaki, Hyogo, 661-8661, Japan

## Abstract

We have developed the magnet-free alternating phase focusing (APF) linac for proton cancer therapy facilities. This new linac enhances the reliability and serviceability of such facilities. The newly developed linac uses radio-frequency electric field to accelerate as well as focus a beam of protons (hydrogen nuclei). The electric field is designed with “sawtooth-shaped phase modulation technology”, which can generate high-quality beam. The elimination of magnets has resulted in a simplified linac structure that requires very few adjustments, resulting in improved reliability and serviceability. The system uses a resonant coupler to distribute radio-frequency power, the first such commercial application in the world. The radio-frequency power supply has been integrated into a single unit, simplifying the structure of the facility. There is no need to adjust the radio-frequency power phase, for easy servicing.

## 医療用陽子線シンクロトロン向け入射器の開発

### 1. はじめに

がんは、日本で 1981 年より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者は 50 万人以上とされている<sup>[Ref.1]</sup>。

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、および化学治療があり、それぞれの治療法の特徴を活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り、手術を行わずにがんを治療する治療法である。そのひと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進める為、治療患者数が年々増加する傾向にある<sup>[Ref.2]</sup>。

粒子線治療装置は、入射器とシンクロトロン、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為の 2 台以上の高周波電源で構成される<sup>[Ref.3]</sup>。

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、以下 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 (Alternating Phase Focusing) 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 (レゾナントカップラ) 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、陽子線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. 陽子線入射器の特徴

#### 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、および 1 台の高周波電源と電力分配装置から構成された、全長約 4m のシステムである。

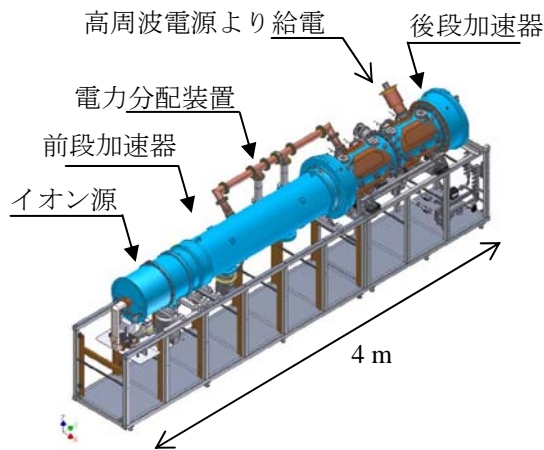


図 1：入射器全体システム構成

#### 2. 2 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にてビームを加速する。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事ができる為、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徴である。

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  $100\text{e}\mu\text{A}$  ( $\text{e}\mu\text{A}$  は価数×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<sup>[Ref.4]</sup>。一方、陽子用入射器では医療用であっても  $10\text{mA}$  級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 2 に示す。



図 2: APF 方式 IH 型 DTL 内部

表 1: APF 加速器のパラメータ

加速核子	H+
入射エネルギー	1.5 MeV
出射エネルギー	7.4 MeV
加速周波数	200 MHz
ビーム電流	10 mA
運動量分散	±0.3% に 70% ビーム
エミッタンス ( $1\sigma$ )	$3.2\pi$ mmmrad
繰り返し (最大)	20 Hz
パルス幅	40 $\mu\text{s}$
タンク長さ	1680 mm
セル数	25
投入高周波電力	280 kW

大電流陽子を加速するために開発した主な項目は、下記 3 点である。

#### ①ドリフトチューブ電極形状

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<sup>[Ref.5]</sup>。「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<sup>[Ref.6]</sup>のに対して、本技術では同じ位相を数回繰り返すことが特徴であり、図 3 のようにパターン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、低エネルギー領域においては収束力を強くするため  $\pm 60$  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、 $\pm 30$  度近傍まで変化させている。この技術により後段加速器にて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事ができ、整ったビーム群をシンクロトロンに効率よく入射する事が可能となった。

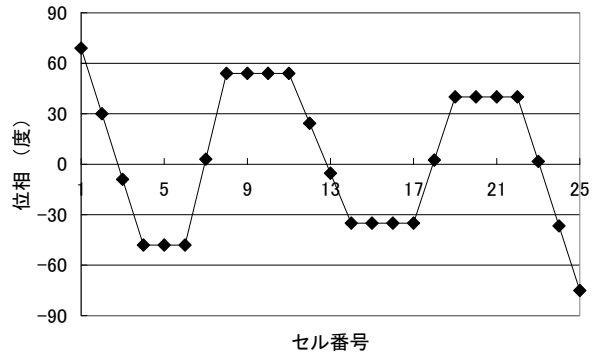


図 3: 電極間位相パターン

#### 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、とくに空間電荷効果が顕著である低エネルギー領域にてビームを損失してしまい、大電流陽子ビームを加速する事ができない。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事を可能とした。

### 2. 3 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、そのエネルギーも高周波電源から供給する必要がある、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、空洞共振器毎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り、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<sup>[Ref. 7]</sup>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世界で初めて商用に適用した。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台に集約する事が可能となった。

### 3. ビーム実証試験

表2に陽子線入射器性能を示す。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。パルスモードで運転され、パルス内波高値が10 mA 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4は入射器直後にあるCTにて測定した加速電流波形である。最大加速電流は11.5mAであったが、実際の運用は10mAを想定している。また、図5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事を確認した。

表2：入射器システムの主要パラメータ

加速核子	H+
エネルギー	7.4 MeV
加速周波数	200 MHz
ビーム電流	10 mA
繰り返し(最大)	20 Hz
パルス幅	40 $\mu$ s
入射器全長	4.2 m

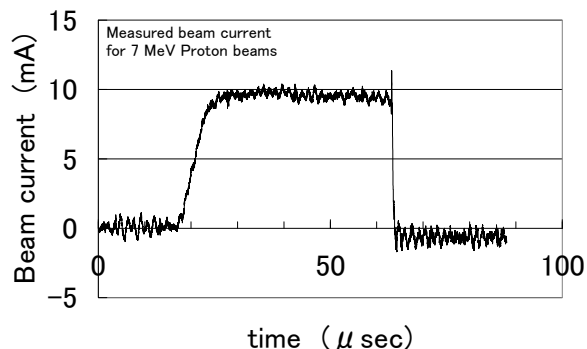


図4：加速電流波形

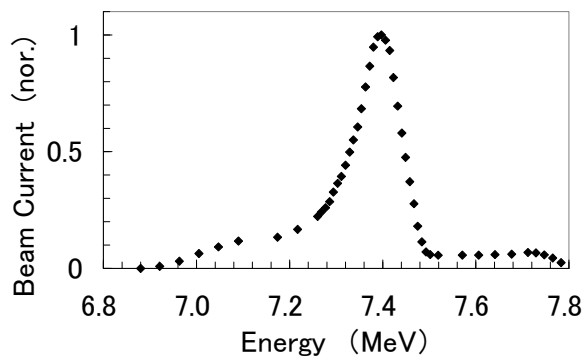


図5：エネルギースペクトラム

### 4. 謝辞

数多くの諸先生方、諸先輩方にご指導いただき、本賞を頂くことができました。改めてここに感謝の意を表します。

### 参考文献

- [1] 厚生労働省健康局：がん対策推進基本計画（07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（07年7月発行）[http://antm.or.jp/01\\_outline/13.html](http://antm.or.jp/01_outline/13.html)
- [3] Y. Hirao, et. al., Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba, NIRS-M-89(1992)
- [4] Y. Iwata, et. al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 572 (2007) 1007.
- [5] H. Tanaka, et. al., Proc. of the 7th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, August 4-6, 2010, Himeji, Japan, pp.189-192.
- [6] Y. Iwata, et. al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 569 (2006)685.
- [7] D. A. Swenson, Proc. of LINAC08, Victoria, BC, Canada, pp.993-995