

## 静岡がんセンターの陽子加速器

吉田 克久\*

## Proton Accelerator of Shizuoka Cancer Center

Katsuhisa YOSHIDA\*

## 1. はじめに

原子核・素粒子物理の研究のために開発された加速器は、物性研究・構造分析や検査・治療等の一般社会に近い分野で既に用いられている。特に、治療装置の主要構成機器としての加速器は、医療装置として直接的に用いられることから、社会との繋がりが分かりやすい。一方、素粒子物理等の基礎研究に用いられる加速器は、理解に専門知識が必要な真理の探究を目的にしているため、一般社会との関連が分かりにくい。近年活発に行われている粒子線治療装置の設計・製造には基礎研究用加速器の開発から得られた加速器物理・工学の多くの知識が用いられており、それらが活用されることにより一般社会と繋がっていると見える。本稿では、当社が設計・製作して静岡県立静岡がんセンター（以下、静岡がんセンター）に収めた陽子線治療装置の紹介と、その主要構成装置であるシンクロトロン設計に加速器物理がどのように用いられているか等について述べる。

## 2. 静岡がんセンターのシンクロトロン

静岡がんセンターの陽子線治療装置は、イオン源、3 MeV-RFQ リナック、低エネルギービーム輸送系、最大エネルギー 235 MeV のシンクロトロン、高エネルギービーム輸送系、水平照射室（1室）および回転ガントリー照射室（2室）で構成されている。治療装置の鳥瞰図を図1に示す。

シンクロトロンは、装置のダウンタイムを少なくするために信頼性の高い機器で構成し、入射器の構成を単純にするための低エネルギー入射と施設建設への制約を小さくするための小型化を目標に設計を行った。シンクロトロンの全景と主要パラメータをそれぞれ図

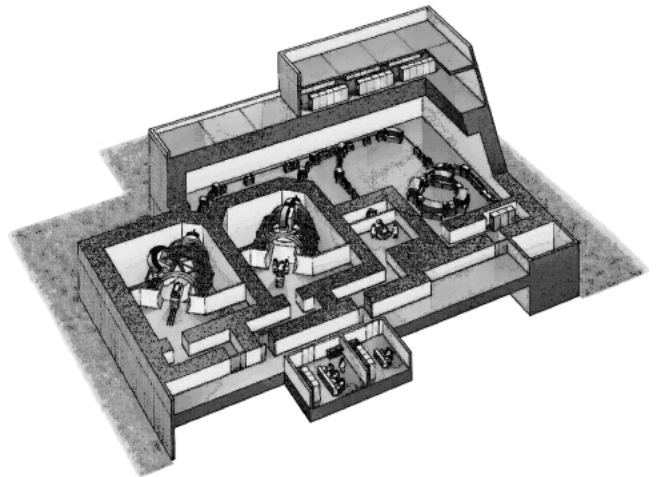


図1 静岡がんセンター陽子線治療装置

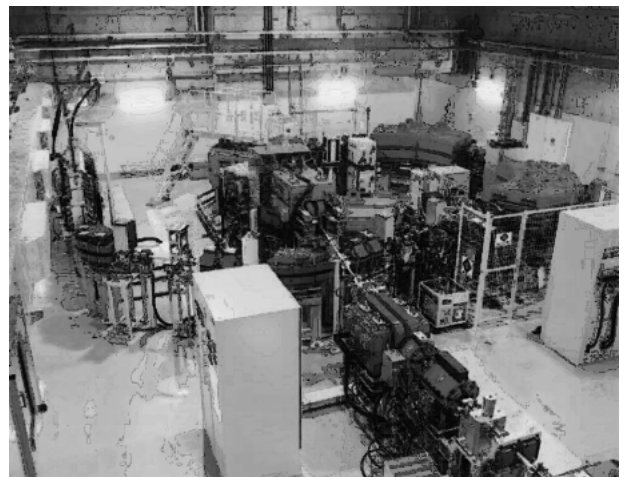


図2 235 MeV 陽子シンクロトロンと入射器

\* 三菱電機株式会社 電力システム製作所 Mitsubishi Electric Corporation, Energy Systems Center  
E-mail: kyoshida@pic.melco.co.jp

表1 シンクロトロン主要設計パラメータ

平均半径	3.16 m
入射エネルギー	3 MeV
出射エネルギー	235 MeV (最大)
ビーム強度 (目標)	$4.4 \times 10^{10}$ 個/秒 (7 nC/秒)

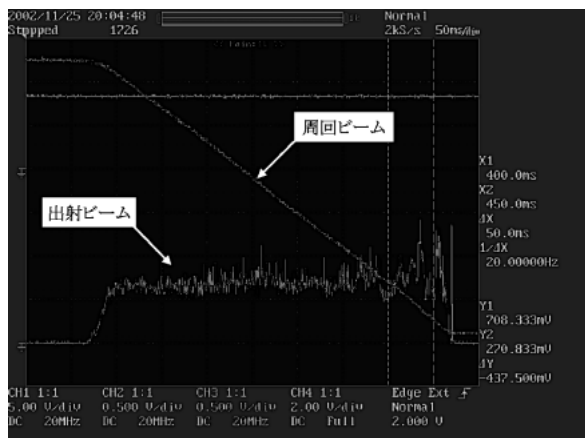


図3 235 MeV 出射ビームの時間構造 (水色) と周回ビーム強度の時間変化 (緑)

2と表1に示す。

シンクロトロンと入射器の動作試験および調整は、工場内に建設した加速器試験棟で実際にビームを加速して行った。これにより、静岡現地におけるビーム輸送系を含めた加速器系の最大エネルギーでのコミッションを実質2ヶ月程度で完了させることができた。シンクロトロンから出射されたビームの時間構造を図3に示す。

陽子線治療装置は、2003年7月から治療運転を開始し、現在までにシンクロトロン自体に起因する治療中止はなく順調に稼動している。また病院施設の加速器では、研究用加速器とは異なり、毎日装置の立ち上げ、立ち下げることが要求される。加速器の専門家がない環境でも、毎朝のシンクロトロンの立ち上げは調整を必要とせず、スムーズに行われている。

### 3. シンクロトロンの設計

シンクロトロンで加速できるビーム強度は入射ビームのエネルギーに概略比例するため、必要なビーム強度を確保するためのラティス検討と空間電荷効果の影響評価を行った。また、このシンクロトロンは入射時からトランジションγより高いエネルギーで運転されるため、negative mass 不安定性への対策も検討した。小型化に関しては、曲率半径の小さな偏向電磁石

を適切に考慮できるビームシミュレーションプログラムを開発し、入・出射や加速のシミュレーションに基づいて構成機器の最適化検討を行った。ここでは、これらの検討内容の一部を簡単に紹介し、加速器物理の成果を活用して必要十分な性能の加速器を企業が製作できる例を示す。

#### 3.1 横方向の空間電荷効果

目標とするビーム強度では、横方向の空間電荷力によるインコヒーレントチューンスプレッドのために粒子がベータトロン共鳴を起こすことがビーム強度を制限する要因と考えられる<sup>1)</sup>。最大ビーム強度を見積もるためには、チューンスプレッドの大きさとビーム損失を起こす共鳴の想定を正しく行う必要がある。チューンスプレッドの大きさを正しく計算するためには、真空ダクトの影響と空間電荷力によるビーム幅の変化を考慮する必要がある。この計算には、加速器設計に広く用いられているプログラムAGILE<sup>2)</sup>を用いた。この結果により、3 MeV入射で必要な強度のビームを加速できる目処を得た。更に、KEK (当時)の町田先生が開発した空間電荷を考慮したトラッキングプログラムSIMPSONS<sup>3)</sup>を用いて共鳴を考慮した最大ビーム強度の検討を行い、3 MeV入射の妥当性を確認した。

ビーム試験の結果は、出射用セプトラム電磁石の漏洩磁場の影響でビーム強度が若干低下するが、この漏洩磁場の影響が小さくなる低出射エネルギーでのビーム強度は設計値を達成していた。

#### 3.2 Negative mass 不安定性

トランジションγより高いエネルギーでは、縦方向の結合インピーダンスのキャパシタンス成分によりパンチの縦方向の密度変調が増幅される negative mass 不安定性が起こる可能性がある<sup>4,5)</sup>。このシンクロトロンでは、トランジションγが非常に低いため、空間電荷インピーダンスが大きい高周波捕獲後におけるこの不安定性への対策が必要となる。このような状況は、あまり前例がないと思われるので簡単に紹介する。

縦方向の空間電荷インピーダンスを考慮した縦方向ビームトラッキングに関する文献<sup>6)</sup>を参考にしてトラッキングプログラムを開発し、それを用いて高周波捕獲中の位相空間分布を計算した例を図4に示す。この結果から、negative mass 不安定性を抑止するためには入射ビームの運動量幅を広げる必要があることが設計段階でわかり、入射器への条件とした。

ビーム試験の結果を図5に示す。パンチの密度変調が観測されたが、問題になるようなビーム損失は観測されなかった。

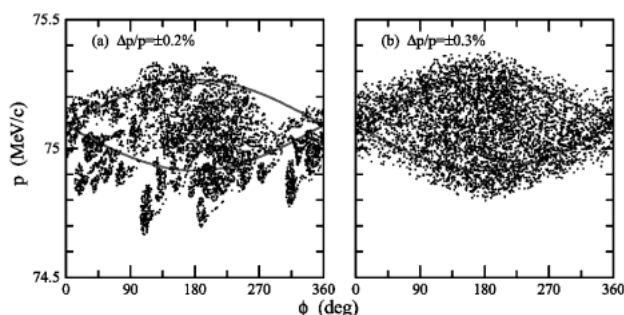


図4 高周波捕獲中の縦方向の位相空間分布 (シミュレーション)

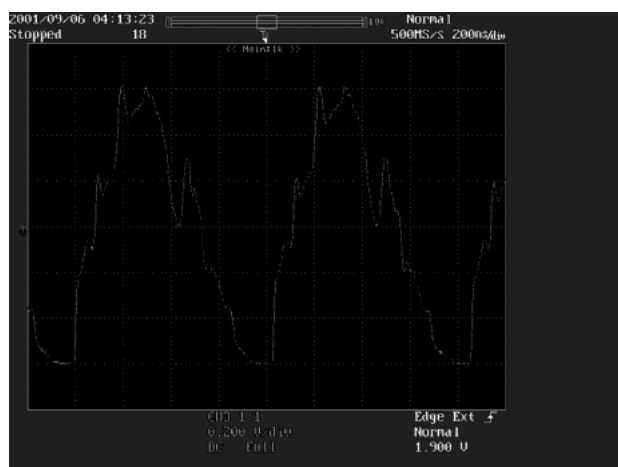


図5 高周波捕獲中のバンチ波形 (測定)

#### 4. 病院施設でのビーム調整

粒子線治療装置は規模が大きいため、そのビーム調整を工場で実施しても輸送のために解体が必要で、病院施設に設置後にも再現確認等のためにビーム調整が行われる。病院でのビーム調整は、照射系や制御系の調整と作業時間の調整を取りながら行う必要があるため、昼夜が逆転した作業が続くこともある。このような作業で調整が順調に進まない時、照射室へ続く廊下

の壁や天井を見て元気を出していた。粒子線治療装置を設計・調整することの重大さを感じられる経験だった。

#### 5. おわりに

企業が粒子線治療装置を製造する場合、装置の信頼性や保守性を確保しつつコストの低減を考えなければならない。このためには、公的研究機関等による加速器の研究成果を最大限に理解・活用して、企業単独による開発コストを下げるのが望ましい。これにより治療装置のコストが下がれば、治療費を下げる事が可能となる。これは、加速器物理・工学の一般社会への大きな寄与になると考えられる。

本稿に記載した陽子線治療装置の設計・製造や調整には社内・社外の多くの方々が寄与しています。特に、ラティス設計やビーム調整の折々に、放射線医学総合研究所の研究者の方々から有益なコメントや励ましを頂きました。KEK (当時) の森先生と町田先生にはビーム解析プログラム SIMPSONS を快く使って頂きました。

#### 参考文献

- 1) C. Ohmori et al., "Space Charge Effects in the KEK-Booster Synchrotron", Proc. of the Particle Accelerator Conference, p. 3275, 1995.
- 2) P. J. Bryant, "AGILE, A Tool for Interactive Lattice Design", Proc. of the European Particle Accelerator Conference, p. 1357, 2000.
- 3) S. Machida, "The Simpsons Program: 6-D Phase Space Tracking with Acceleration", Proc. of the Computational Accelerator Physics Conference, 1993.
- 4) K.-Y. Ng, "Fields, Impedances, and Structures", AIP Conf. Proc. 184, p. 472, 1989.
- 5) 陳 榮浩, "ウェイク, インピーダンスとビーム不安定性", OHO '96, VI, 1996.
- 6) F. Z. Khiri et al., "Simulation of Proton RF Capture in the AGS Booster", Proc. of the European Particle Accelerator Conference, p. 779, 1988.