

POWER SUPPLY FOR MAGNET OF COMPACT SYNCHROTRON FOR RADIOTHERAPY

S.Yamanaka^{A)}, K.Endo^{B)}, K.Egawa^{B)}, Z.Fang^{B)}

A) National Institute of Radiological Sciences(NIRS),
Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi-, Chiba 236-8555,Japan

B) High Energy Accelerator Research Organization (KEK)
Oho, Tsukuba-shi, Ibaraki 305-0801, Japan

Abstract

A resonant type pulse power supply, for an application to a compact proton and/or heavy ion synchrotron with a several Hz repetition rate, is attractive from the view point of attaining an average beam current that is enough for the radiation therapy. Maximum ampere-turn of the dipole magnets is as large as 200 kAT corresponding to dipole field of 3T to make the bending radius as small as possible. Pulse current is generated by discharging the stored energy of a capacitor bank through a pulse transformer. Moreover, the auxiliary power supply for the dipole magnets which adds the flat magnetic field (10-20 μ s) for the multi-turn beam-injection is being developed. The power supply for the quadrupole magnets is the high frequency (20 kHz \times 5) switch-mode power supply which enables the fine tuning and the accurate tracking between the quadrupole and dipole fields. Detailed analysis on these pulse power supplies will be presented.

小型シンクロトロン医療加速器の電磁石電源の開発

1. はじめに

悪性腫瘍に対して陽子や重イオンの粒子線治療の有効性は既に確かめられている。その恩恵を広めるには、市中病院への導入を図り、高度先進医療の多数の患者への治療均てん化が可能となるべきである。そのためにはより小型で、導入、運転コストが低く、取り扱いが容易でなければならない。そこで本研究開発では、小型でコストが安いシンクロトロン医療用加速器を開発している。

開発中の小型陽子シンクロトロンはエネルギー2MeVで入射し200MeVで取り出される。リングのラティスは図1に示すように、偏向電磁石と四極収束電磁石それぞれ4台で構成されており、曲率半径は0.72mである。医療用加速器として普及型を目指しているために従来と比べて非常にコンパクトになっている。図2に示す偏向電磁石の最大磁場は3Tであり、励磁電流のピーク値は200kAである[1, 2, 3]。図3に、偏向電磁石の励磁試験の結果を示す。これは、偏向電磁石の励磁試験を行い、ピーク時に目的の200kA、3T以上の値を出すことに成功したときの実測値である。その大電流を発生させる電源は、コンデンサー(C₀)10mFに約200kJのエネルギーを貯め、サイリスターを用いて、放電してパルス波を形成するパルス共振型電源である。

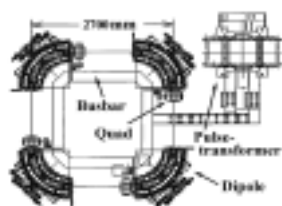


図1 ラティス
チューン Q_x/Q_y=1.6/0.6.



図4 4極収束電磁石 (Q_D)



図2 偏向電磁石 3~1.5 μ H(最大磁場時)

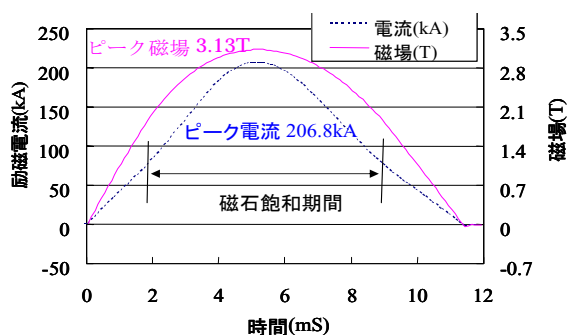


図3 偏向電磁石の励磁試験

図4に示す収束電磁石の最大磁場勾配は16T/mであり、そのときの励磁電流は1.6kAである[1, 3]。電源は、トラッキングやチューンの微調整のためにパターン制御電源となっている。

このシンクロトロンの繰り返し周期は1s(エネルギー最大の時)で加速時間は約5msである。

これらの電磁石、電源方式を用いることによる医療用としての特徴は、小型で設置し易い他に

- ・ 加速時間が短いパルス型を採用したために、患者の呼吸同期に合わせて瞬時にビームを照射できる。ビームの利用効率が良い。
- ・ 励磁時間に比べて長い非励磁時間に充電するために、電力の平坦化ができることで電力施設の簡略化が出来る。

- ・ ビーム毎にエネルギーが変えられる。
 - ・ 加速時間が短いにも関わらず、チューンなどの調整の自由度があり、調整の自動化に繋がる。
- この報告では、これら2つの電磁石電源の開発について報告する。

2. 偏向電磁石電源

偏向電磁石電源は、図5に示すように、エネルギー蓄積コンデンサー C_0 、サイリスタの放電スイッチ S_0 、ステップダウン用のパルストランス Tr 、充電回路 E_0 とで構成される。図6にその写真を示す。偏向電磁石 L_m はインダクタンスを小さくするためにコイルは1ターンの設計である。

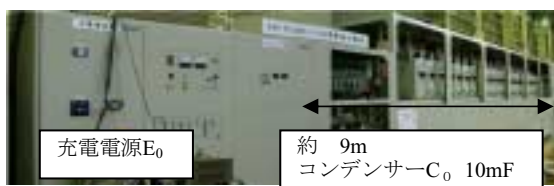


図6 偏向電磁石電源 (既存加速用パルス電源)

充電時間は、電磁石の冷却や電源 E_0 の小型化のために約1秒弱とした。充電完了後サイリスタをオンにして、電磁石へ放電電流を流すことで電磁石を半正弦波で励磁させる。磁場波形は半正弦波であるために、通常の速い繰り返し用共振型電源とは異なり $\sin \theta$ の θ が0付近(共振型は $-\pi/2$ 付近)で入射する。磁場傾斜が $\cos 0$ 付近となり、磁場の必要な精度におけるフラットボトムを十分に確保できない。そこで入射時間(10~20 μ s)を十分確保して、マルチターンによる入射でビーム強度を上げる。入射時間を確保するために電磁石の励磁電流波形を修飾する新たな別の電源を開発した[4]。

方法は、 C_0 を放電する前に、別の C_0 よりも小さい容量のコンデンサー C_1 に入射磁場を発生する電圧で充電させて放電させる。この場合、磁場のピーク付近(傾斜が0付近)において時間10~20 μ sのフラットボトムが形成できる。

シミュレーションによる電磁石電流と加速用コンデンサー C_0 電圧のそれぞれの波形を図7に示す。回路の動作は既に述べたように、 C_0, C_1 をそれぞれの充電回路 E_0, E_1 によって充電させ、入射用サイリス

ターユニット S_1 をオンにして C_1 を放電させ磁場を立ち上げる。そしてピーク付近を入射時間とする。次に加速のためにサイリスタユニット S_0 をオンにして C_0 を放電させ加速磁場を立ち上げる。ここで S_0 オン時には、 S_1 にとって C_0 の電圧が転流電圧となり自動的に S_1 はオフにする。取り出しが終わり、励磁電流が0付近になれば保持電流以下となり、 S_0 はオフになる。次のサイクルでは C_0 は負の電圧で充電される。これにより、充電電流が小さくなり充電回路 E_0 の容量を小さくすることができる。そのために次の S_0 の動作は転流方向でオンさせる。これを交互に繰り返す。

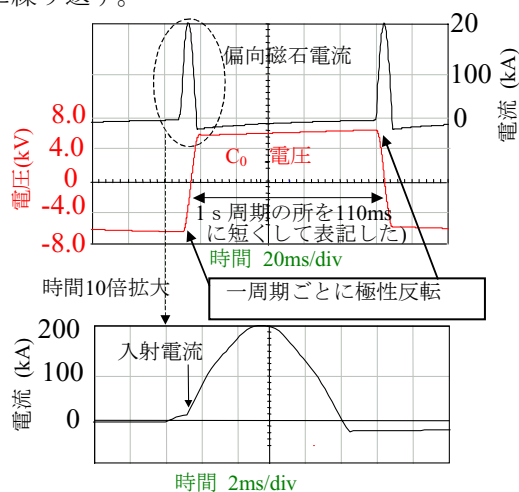


図7 入射用電源を用いたときの偏向電磁石電流のシミュレーション結果。

この回路の問題点は、入射から加速への切り替えのときにおける励磁電流の乱れである。切り替えはそれぞれのコンデンサーにつないだサイリスタで行う。半導体スイッチにはサージ電流等のノイズが発生しそれが励磁電流の乱れになる。その対策として両サイリスタに図5に示すスナバー回路を付けて乱れを抑えた。図8に入射用補助電源と既存電源を用いた偏向電磁石励磁テストについて入射から加速への切り替え付近における電磁石電流を示す。この結果から必要な時間におけるフラットボトムの電流が確保できた。

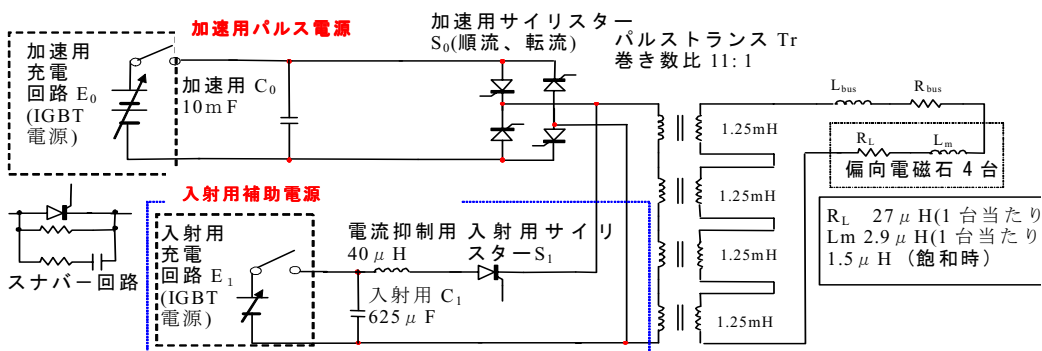


図5 偏向電磁石用入射補助電源と加速用パルス電源

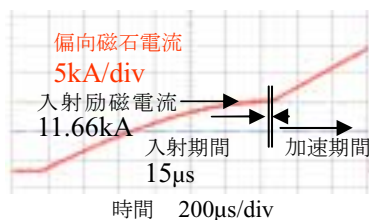


図8 入射用補助電源と既存電源を用いた偏向電磁石励磁試験

3. 4極収束電磁石電源

シンクロトロンでは、収束電磁石磁場勾配と偏向電磁石磁場との間でトラッキングを行う必要がある。このシンクロトロンでは偏向電磁石の高磁場側の約半分の励磁期間において磁場飽和を起こすために、仮に収束磁石電源が共振型であった場合にはトラッキングは困難である。そこでは偏向磁石磁場波形にトラッキングするためと、チューンの微調整のために大電流の半導体を用いた高速スイッチングによるパターン制御方式の電源を採用しその開発を行った[6]。

収束電磁石に用いる電源は、ピーク時において最大2.3kA、500Vの出力を持ち、IPM (Intelligent Power Module) により20kHzでスイッチングを行い、そのユニット10層を2層ごとに制御することにより100kHz相当のスイッチングができるパターン電源である。これにより必要な磁場のトラッキング精度を±0.1%以内に抑えることができる。この電源タイプとしては、加速時間の数msの加速器電磁石電源としては初めての経験である。図9にその回路を示す。この制御方式は、偏向電磁石の電流のデータを取り込み、チューン微調整量を加えて求めた収束電磁石磁場を電流に換算して、指令電圧に直し、PWM信号を作る。これらの制御は100kHzの速度では同時フィードバックすると歪みが大きくなり、±0.1%の精度実現は不可能である。そこで、周期が1sに対して励磁時間が約10msであることから、励磁時間にトラッキングの指標となる偏向電磁石電流データや収束電磁石電流、電圧のデータを取り込み、相対的に長い充電時間（非励磁時間）において、設定した値と比較して修正を行う計算をパソコン内で行い、次の励磁開始までにIPMのゲート回路メモリーに送り、次のサイクルのトラッキングの精度を高めるといった制御を行う[5]。また入射と加速の切り替え時間における急激な磁場変化に対応するために切り替え時刻

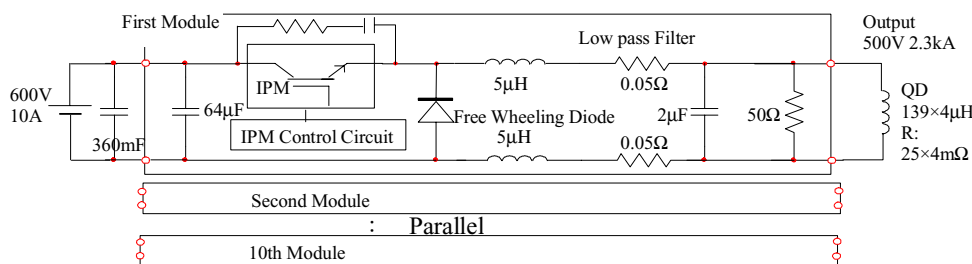


図9 収束電磁石用高速スイッチングパターン電源

をPWMのクロックに同期させる対策を採る。図10に偏向電磁石磁束と収束電磁石磁束のシミュレーションによるトラッキング偏差を示す[5]。

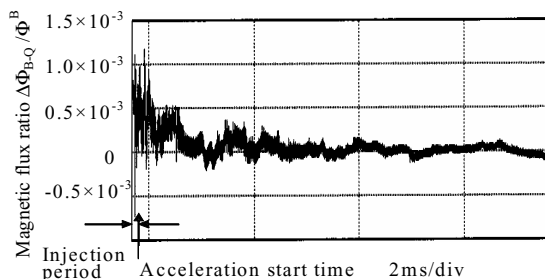


図10 偏向電磁石磁束と収束電磁石磁束のトラッキングシミュレーション

4. まとめ

小型医療用陽子シンクロトロンの電磁石電源開発を行った。偏向電磁石の入射用と加速用の電源によって15μs幅の入射用フラットボトム電流と3Tの磁場を発生させる200kAパルス電流を重ねさせることに成功した。また、収束電磁石磁場勾配と偏向電磁石磁場との間のトラッキングが取れることやチューンの微調整ができる電源の開発にも目処があった。収束電磁石電源がシミュレーションで確認されたように動作すれば、主電源システムはほぼ完成し、小型医療用パルスシンクロトロンの実現に一歩近づくことになる。

参考文献

- [1] K. Endo et al, "Magnet and RF Systems of Small Synchrotron for Radiotherapy," EPAC'04, Paris, p.2661-3.
- [2] K. Endo et al, "Development of High Field Dipole and High Current Pulse Power Supply for Compact Proton Synchrotron," PAC'03, Portland, p.1074-6.
- [3] K. Endo et al, "Resonant Pulse Power Supply for Compact Proton and/or Heavy Ion Synchrotron," Proc. APAC'01, Beijing, p.636-8.
- [4] S. Yamanaka et al, "Excitation current waveform ornamentation of a synchrotron pulse power supply" JPAC04, Narashini, p.456-8.
- [5] K. Endo et al, "Hardware Tracking Related to Compact Medical Pulse Synchrotron," PAC'05, to be published.
- [6] S. Yamanaka et al, "POWER SUPPLY FOR MAGNET OF COMPACT PROTON AND/OR HEAVY ION SYNCHROTRON FOR RADIOTHERAPY," PAC'05, to be published.