

Development of Power Supplies for Compact Medical Synchrotron

S. Yamanaka*, K. Endo, K. Egawa and Z. Fang

* NIRS, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi 263-8555, Japan

KEK, 1-1 Oho, Tsukuba-shi, Ibaraki-ken 305-0801, Japan

Abstract

A compact medical synchrotron is being developed which aims to promote the advanced radiotherapy based on the accelerator. As it is small-sized, a high field dipole magnet of 3 T at 200 kA is used. It is excited by the discharge current of the capacitor bank of which waveform is half sinusoidal. To provide with the flat field of 10~20 μ s duration for the multi-turn injection an additional power supply is developed. For the quadrupole magnet a 100 kHz switch-mode power supply is adopted as it requires the fine tuning and accurate field tracking to the dipole field.

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

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。リングは4台の偏向電磁石で構成されており、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非常にコンパクトになっている。その図1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2に、偏向電磁石の励磁試験の結果を示す。図2に示す様に、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。その大電流を発生させる電源は図3に示すように、エネルギー蓄積コンデンサー C_0 、サイリスター(SCR)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 で構成される。図4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。

充電時間は1秒以下である。充電完了後サイリスターをオンにして、放電電流を流して電磁石を半正弦波で励磁する。



図1 偏向電磁石 (3 ~ 1.5 μ H).

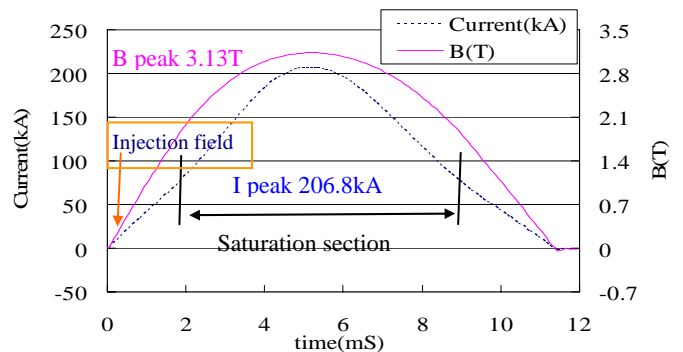


図2 偏向電磁石の励磁試験

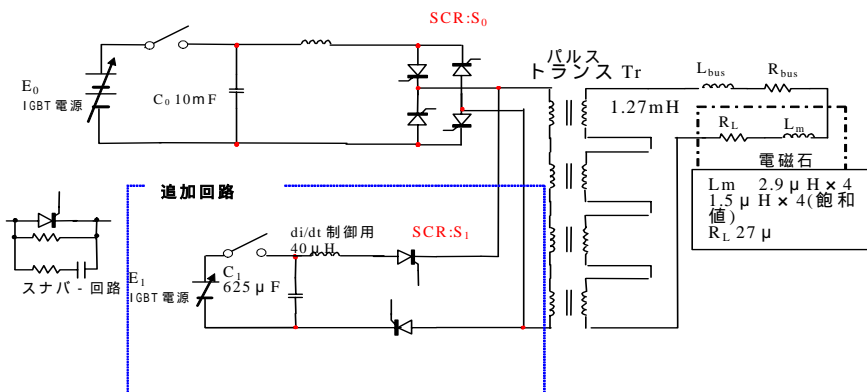


図3 電磁石とパルス電源の回路図

図2に示すように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のθが0付近(共振型はπ/2付近)で入射する。このため必要精度のフラットボトム磁場を十分に確保できない。そこで入射時間(10~20μs)を確保して、マルチターンによる入射でビーム強度を上げるために電磁石の励磁電流波形を修飾をする新たな別の電源を開発した[4]。

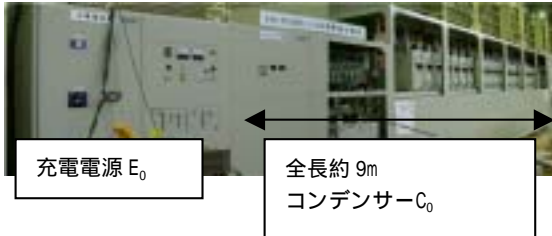


図4 偏向電磁石パルス電源(加速用)

また図5に示すラティスの様に、収束電磁石は偏向磁石に対して図6に示すQD1台ずつであり、計4台で構成されている。収束電磁石の最大磁場勾配は、16 T/mであり、そのときの励磁電流は1.6 kAである[1, 3]。偏向電磁石とのトラッキングに関しては、偏向電磁石が約半分の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。ここでは偏向磁石磁場波形にトラッキングするため、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]。

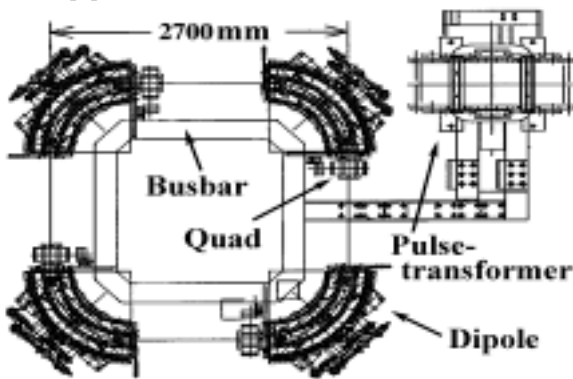


図5 ラティス、 $Q_x/Q_y=1.6/0.6$.



図6 収束電磁石(QD.)

この報告では、それら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

図3に偏向電磁石電源の回路図を示す。入射時間確保のために電磁石の励磁電流波形の修飾の方法は、 C_0 を放電する前に、これ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。この条件においての磁場のピーク付近(傾斜が0付近)において時間幅10~20μsのフラットボトムを形成する。

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ーユニット 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 C_0 の充電は負の電圧で充電される。そのことにより、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。

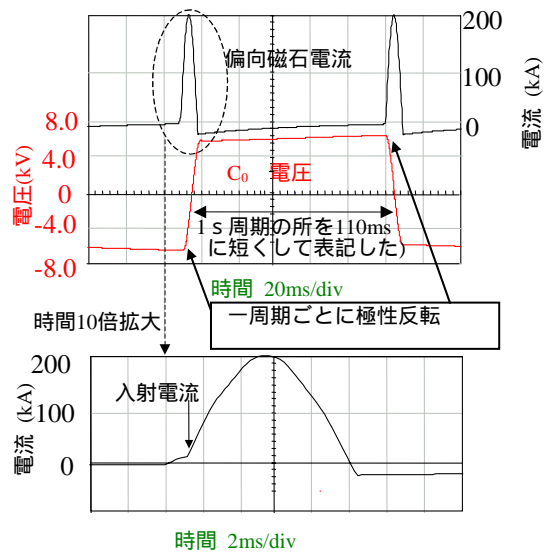


図7 シミュレーション結果.

コンデンサー C_0, C_1 とパルストランス Tr を含めた電磁石 L_m との共振周波数 ω_0 は

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{C_{0,1} n^2 L \{L_m / (L + L_m)\}}} \quad (\text{結合係数を1とした})$$

となる。ここで、 Tr の2次側のインダクタンスを L とし、1次2次の巻き数比を n とした。

加速時間を約5msとしたために、共振周波数は約50Hzである。それと蓄積エネルギーとの関係によって C_0 を10mFとした。 C_1 については、容量が大きいくほど、入射時間が長くできかつ温度による容量変化にも対応できる。しかし、 C_0 と同じにするとコストが上がるために、温度特性による容量変化を保証できかつ必要な入射時間を確保できる限度まで容量を小さく（ C_1 と L_m との共振周波数を大きく）する必要がある。図8にコンデンサーの容量変化とそれに対応でき、かつ入射時間10 μ sで精度を保てるときの最大の共振周波数との関係を示す。本機を設置するのは病院の中であり温度変化は少ないと考え、変化を2%以下程度と想定した場合、共振周波数が200Hzとなる。そのときの C_1 は625 μ Fとなる。この容量で電源を製作した[4]。

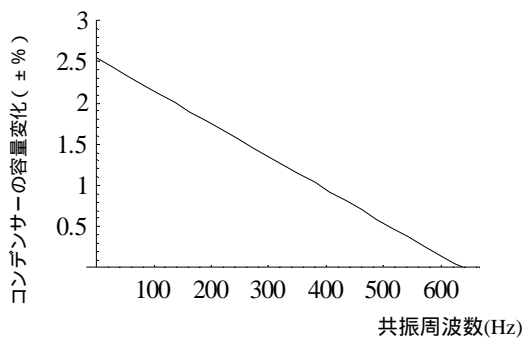


図8 コンデンサーの容量変化とそれに対応し10 μ sを確保できるときの最大の共振周波数との関係

この回路の問題点は、入射と加速の切り替えの際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ーで行う。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ーに図3に示すようにスナバー回路を付けて乱れを抑えた。

図9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と加速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。

2. 収束電磁石電源

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相当の速度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、数msの加速期間の加速器電磁石電源としては初めての経験である。図10にその回

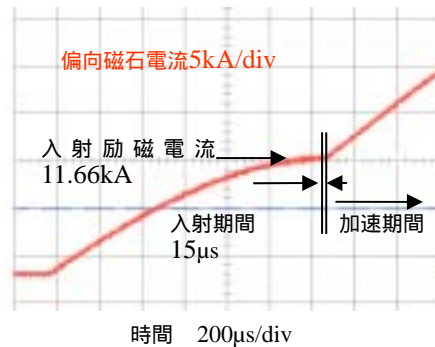


図9 入射用補助電源と既存パルス電源を用いた偏向電磁石励磁試験

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含めてトラッキングをし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。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適当な重みをPWM信号に乗せることで0.1%以内の精度を実現する。これらの制御は同時フィードバックはできないために、偏向電磁石電流データで基本のPWM信号を作り、収束電磁石電流、電圧のデータと指令値とを比較し修正する過程を1サイクルの間にパソコンで計算して、次の励磁開始までにIPMのゲート回路メモリーに送るという制御を行う[5]。図11に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を示す[5]。収束電磁石のダミーを用いた励磁試験を近々行う予定である。

3. まとめ

小型医療用陽子シンクロトロンで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入射用の15 μ s間のフラットボトムの電流と3Tの磁場を発生させる200kAを励磁させることに成功した。また、収束電磁石磁場と偏向電磁石磁場との間のトラッキングがとれることやチューンの微調整ができる電源の開発も目処がたった。

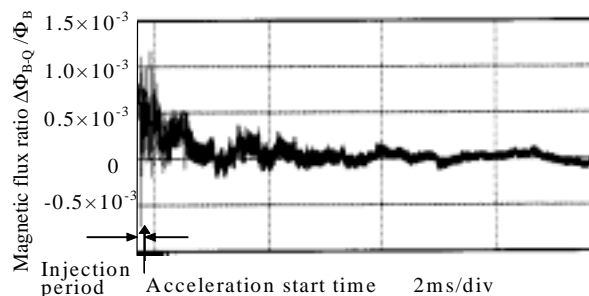


図11 偏向電磁石磁束と収束電磁石磁束のトラッキングシミュレーション結果

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.

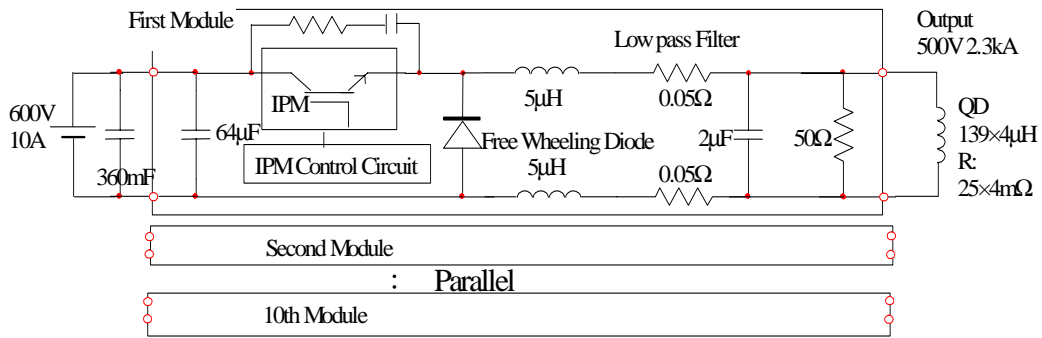


図 1 0 収束電磁石用高速スイッチングパターン電源