

シンクロトロン

高エネルギー加速器研究機構

遠藤有聲

1. はじめに

ブラッグピークと呼ばれる特徴的な線量分布を与えることから、投与線量の局所化に優れる陽子や重イオンが悪性腫瘍の治療にとって有効であることが認識されて以来、病院環境への導入を容易にするための努力が重ねられている^{1, 2)}。一方で、人口構成の高齢化にともない悪性腫瘍の罹患率も増加傾向にあり、高齢者の治療における苦痛を軽減できる加速器等を利用する先進医療を普及させ、地域によらず国全体に質の高い治療法の普及、すなわち高度先進治療の均霑化が望まれる。この先進小型加速器推進事業では先進的な加速器技術の開発により病院への導入が容易な医用加速器の実現を目的とする研究開発が推進されている³⁾。

先進小型医用加速器の候補としていくつかの案が考えられるが、従来最も成功を収めたシンクロトロンを大電力パルス技術に基づき極限まで小型化することによって、陽子線治療や炭素イオン線治療を比較的低価格で提供できる悪性腫瘍治療システムを開発することを目指している⁴⁾。

平成13～17年度にわたる第1期計画において開発された加速器技術を利用して、先進小型陽子パルスシンクロトロンの実証機へ向けた技術的な基礎が整いつつある。従来のシンクロトロンは交流電力の交直変換技術によって実現されたものであるが、蓄積された静電エネルギーを短時間に大電力に変換するパルス技術を採用することによって従来型シンクロトロンを大幅に小型化できる。パルス化により加速時間は5ミリ秒程度に短くなるため、高周波加速、ビーム制御、ビームの入出射、治療装置などもこれに対応させなければならない。さらに、第1期計画で開発された技術は「炭素イオンシンクロトロン」に転用できるため、普及型の小型炭素イオンパルスシンクロトロンの実現に向けて電源装置等の付帯設備を含めて一層の小型化を図るために小型イオン源を含む最適化設計を押し進める必要がある。

2. 小型陽子・重イオンシンクロトロンのパラメータ

この小型シンクロトロンの特徴は、表1に示す現在までに建設された医用陽子シンクロトロンの大きさをさらに小型化し、価格的にも魅力あるものを目指すことにある。重イオンの核種としては悪性腫瘍の治療に威力を発揮している炭素イオンを念頭に置いている。荷電質量比が陽子の1.0に対して炭素イオンは完全電

離状態で 0.5 であるため、陽子シンクロトロンで開発された装置をそのままの形で流用できないが、技術的に達成できたパラメータを設計に生かすことにより比較的短期間に重イオンシンクロトロンを大幅に小型化できる。表 1 の下 2 行が開発対象としている小型シンクロトロンである。

表 1 既設の医用加速器と先進小型医用シンクロトロンの比較

| 医療機関 | 治療 ビーム | 加速器 の種類 | 入射エネ ルギー (MeV/u) | 最大エネ ルギー (MeV/u) | 周長 (m) | 偏向電磁 石全重量 (ton) |
|-------------------|--------------------|------------|------------------------|------------------------|-----------|-----------------------|
| 筑波大学 | p | シンクロ | 7 | 250 | 23 | 55 |
| 静岡県がんセンター | p | シンクロ | 3 | 235 | 20 | 60 |
| 国立がんセンター | p | AVF サイクロ | - | 235 | - | 200 |
| 放医研 | C ⁶⁺ | シンクロ | 6 | 800 | 130 | 120 |
| 兵庫県立粒子線治療 センター | p, C ⁶⁺ | シンクロ | 6 | 230 (p), 320 (C) | 94 | 120 |
| 若狭湾エネルギーセ ンター | p, C ⁶⁺ | シンクロ | 10 | 200 (p), 55 (C) | 33 | 60 |
| Loma Linda 大学 | p | シンクロ | 2 | 250 | 18 | 60 |
| 先進小型シンクロト ロン | p | シンクロ | 2 | 200 | 10 | 4 |
| | C ⁶⁺ | シンクロ | 2 以上 | 300 | 16 | 13 |

2-1. ラティスのパラメータ

シンクロトロンの大きさに最も影響を及ぼす構成機器は偏向電磁石である。現在の加速器技術では軌道安定性の上から、電磁石鉄心の飽和による磁場分布の乱れを最小限に抑えるために最大磁場は 1.5T 前後に選ばれるのが通例である。例えば最大磁場を 1.5T とするとき、200MeV (または 250MeV) の陽子の軌道半径は 1.43m (または 1.62m) である。小型化を図るためには偏向磁場を強くしなければならない。偏向磁場 3 T に対して軌道半径は 200 MeV で 0.72 m、250 MeV で 0.81 m となるので、加速器の大きさは非常に小さくなる。

励磁に必要な電気エネルギーは磁場の強さの 2 乗と磁極開口部の体積に比例する。このため蓄積する電気エネルギーの限度を考慮した場合に磁場をあまり強くすればビームアパーチャを犠牲にしなければならない。ここでは治療に必要な平均ビーム強度を考慮して、アパーチャーを確保するため最大磁場を 3 T に選んだ。

磁極間隙の寸法も最大磁場の決定に影響する。同じ励磁電流で発生する磁場は磁極間隙の寸法に反比例するので、磁極間隙を小さくするために偏向電磁石の置

かれる場所の垂直ベータトロン関数が小さいラティスが望ましい。

また、半径方向のビームの広がりがあるアパーチャーの幅を決定するので、この場所における水平方向のベータトロン関数を小さくすると同時に、運動量分散関数も小さくしなければならない。これらの要件を満たすラティス構造として図 1 (a), (c)に示す FODOFB なる電磁石配列を最初に検討した。このリングは 4 超周期からなり、各超周期で四極電磁石は FDF のトリプレットを構成する。図 2 に示すように垂直方向にベータトロン関数が大きくなるが、運動量分散関数は全般的に非常に小さく、偏向電磁石の場所で水平・垂直方向のベータトロン関数も小さい^{5, 6)}。

しかし、パルス励磁のシンクロトロンとして実証試験のためには必ずしもこのラティスである必然性はなく、もっと簡単な図 1 (b)に示す DOB ラティスでも可能である⁷⁾。四極電磁石としては QD (発散用) だけであるので、チューンの調整はやや不便であるが、共鳴線を避けながらチューンを選ぶことは可能である。ラティスをこのように簡略化することによって、周長は 11.3m から 9.5m に減少する。偏向電磁石は同じ設計で両方の陽子リングに使用できるので、QF 四極電磁石を追加することによって両者の優劣を比較することは可能である。図 1 (b)の簡略化されたラティスによるリングの構成を図 3 に示す。

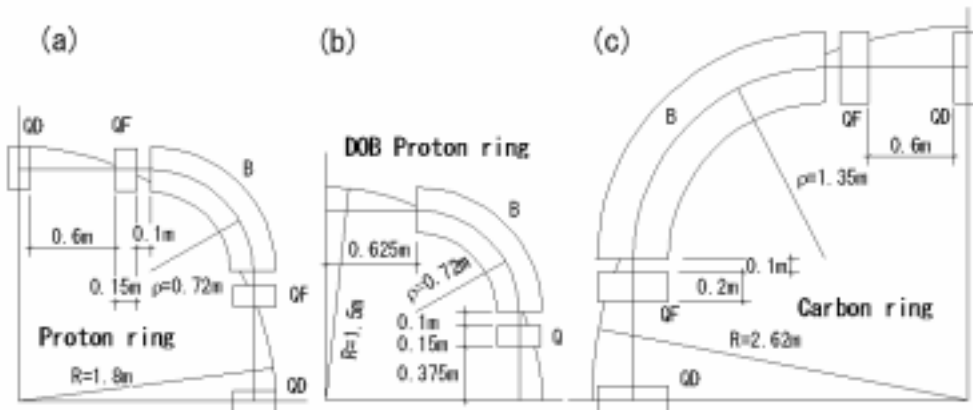


図 1 陽子(a)FODOFB および(b)DOB、(c)炭素イオン FODOFB の各ラティス。

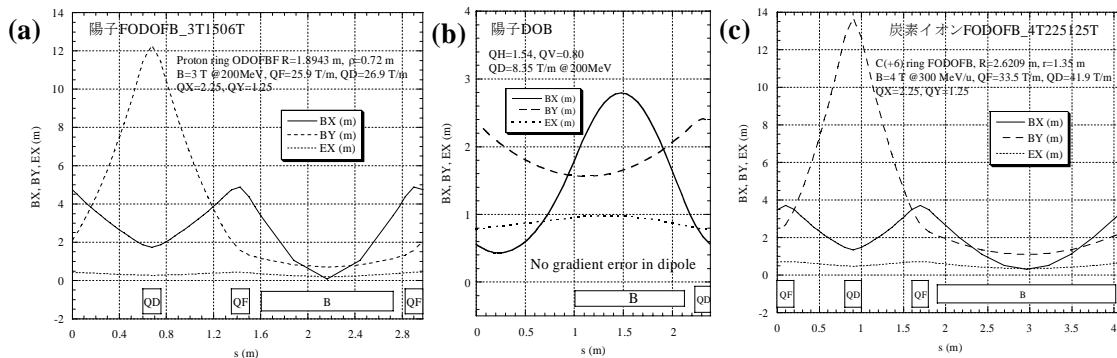


図 2 陽子(a)FODOFB および(b)DOB と、(c)炭素イオン FODOFB のパラメータ。

小型化した偏向電磁石の磁場には鉄心の飽和による不整磁場成分として四極成分と六極成分が現れる。偏向電磁石の磁場測定からこれらの磁場成分は励磁の強さに応じて時間とともに図4のように変化する⁸⁾。四極成分はそれほど小さくなく、QDの励磁電流をプログラムすることで危険な共鳴を避けることができる。

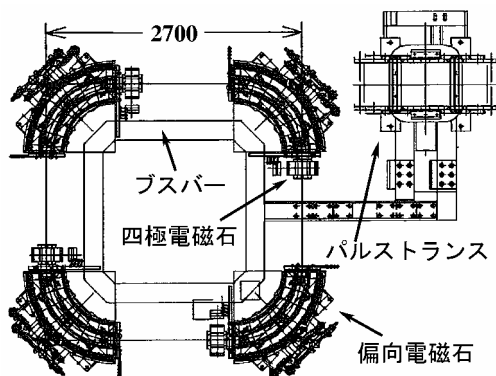


図3 DOB ラティスによる陽子リングの構成。

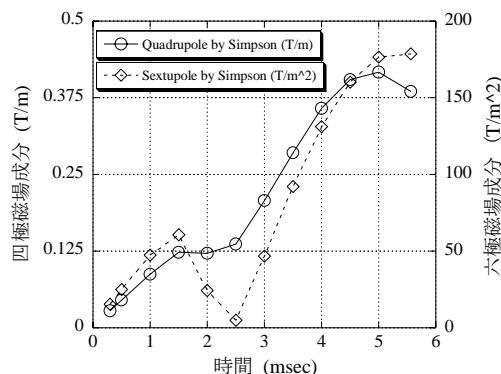


図4 偏向電磁石の磁場に含まれる四極と六極の磁場成分の時間的变化。

電磁石のパルス励磁による陽子シンクロトロン小型化への試みはロシアのノボシビルスクにあるブドカ原子核物理研究所 (BINP) に始まる⁹⁾。その後、アマルディが率いるイタリアの医療用加速器開発計画における加速器レビューにおいて注目され、共同研究のためフラスカッティ国立研究所から加速器の専門家が派遣されていた¹⁰⁾。これらの研究で考えられたリングのパラメータを、ここで目標にしてきたパラメータと比較して表2に示す。この表の中で本事業の重イオンリングについては陽子リングのパラメータおよび磁場解析から推定される値を示した。

2-2. 電磁石のパラメータ

シンクロトロンの小型化は偏向電磁石の磁場を強くして軌道半径を小さくすることにあるが、磁場を強くするためには励磁のアンペアターンを大きくしなければならない。しかし、偏向電磁石も小型化されるのでコイルの電流密度は非常に大きくなり、励磁時間はコイルの温度上昇で制限される。垂直方向のビーム取り出しを考慮して偏向電磁石の磁極間隙を 50mm、四極電磁石のボア半径を 35mm として得られた電磁石のパラメータを表3に示す

炭素イオンリングでは、陽子リングより磁場の強い偏向電磁石 (4 T) を採用するコンパクトなリングで最大 300MeV/n の炭素イオン C⁶⁺ビームが得られる。

表2 小型陽子シンクロトロンのパラメータの比較。

| | BINP | BINP+ Frascati 共同研究 | 本事業 FODOFB | 本事業 DOB | 本事業 重イオンリング |
|----------------------|---------------|---------------------------|------------------|-----------------|------------------|
| 加速粒子 | 陽子 | 陽子 | 陽子 | 陽子 | 炭素イオン |
| 最大エネルギー | 200 MeV | 200 MeV | 200 MeV | 200 MeV | 300 MeV/n |
| 入射エネルギー | 1 MeV | 12 MeV | 2 MeV | 2 MeV | ≥2 MeV/n |
| 平均ビーム電流 | ~1 nA | ~1 nA | ~20 nA | ~20 nA | ~0.2 nA |
| 周長 | 4.7 m | 6.4 m | 11.9 m | 9.5 m | 16.5 m |
| 平均直径 | 1.5 m | 2.0 m | 3.78 m | 3.0 m | 5.24 m |
| 最大偏向磁場 | 5.0 T | 4.0 T | 3.0 T | 3.0 T | 4.0 T |
| 軌道半径 | 0.43 | 0.54 m | 0.72 m | 0.72 m | 1.35 m |
| 最大励磁電流 | 200 kA | 180 kA | 200 kA | 200 kA | 270 kA |
| 超周期 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 |
| チューン(水平/垂直) | 1.4/0.45 | 1.42/0.54 | 2.25/1.25 | 1.6/0.6 | 2.25/1.25 |
| ラティス構造 | FODB | DOB | FODOFB | DOB | FODOFB |
| 長直線部 | 0.3 m x 4 | 0.54 m x 4 | 0.6 m x 8 | 1.0 m x 4 | 0.6 m x 8 |
| 最大ベータ外乱関数 (水平/垂直) | 1.0/ 2.0 m | 1.38/ 2.09 m | 4.88/ 12.31 m | 2.78/ 2.46 m | 3.71/ 13.71 m |
| 最大分散関数 | 0.4 m | 0.63 m | 0.43 m | 0.8 m | 0.73 m |

表3 電磁石のパラメータ

| | 陽子リング | 重イオンリング |
|----------------|--------------------------|--------------------------|
| 偏向電磁石 | | |
| 磁極間隙 | 50 mm | 50 mm |
| ピーク電流 | 200 kA | 270kA |
| 最大磁場 | 3 T | 4 T |
| 電磁石長 | 1.13 m | 2.12 m |
| 台数 | 4 | 4 |
| 4極電磁石 | | |
| ボア半径 | 35 mm | 35 mm |
| ピーク電流 | 15 kAT | 35 kAT |
| 最大磁場勾配 (QF/QD) | 25.85 / 26.88 T/m | 33.53 / 41.87 T/m |
| 電磁石長 | 0.14 m | 0.18 m |
| 台数 | 12 (DOB ラティスでは 4) | 12 |

2-3. 高周波加速システムのパラメータ

シンクロトロンの小型化に伴いビームの回転周期は短くなるため加速周波数が増加する。この上、偏向電磁石コイルの温度上昇による熱的制約により短時間に加速を終えなければならないために必要な加速電圧が大きくなる。これらの条件を考慮した加速システムのパラメータを表4に示す。

平成14年度の高周波加速システムの開発によりすでに表4のDOBラティスに基づくパラメータは実現されている。重イオンリングの周波数帯域が狭いことから2倍の電圧を得るためにほぼ同じ仕様の2台の加速空洞で間に合う。

入射ビームがもつ運動量の幅が $\Delta p/p = \pm 0.1\%$ 程度であっても、シンクロトロン振動により入射直後には陽子の場合 $\pm 2.4\%$ 、重イオンの場合 $\pm 4.0\%$ となり、入射エネルギーの高い大型のシンクロトロンでは経験しない大きな運動量変化が現れる。

表4 加速システムのパラメータ

| | 陽子リング | | 重イオンリング |
|------------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| | FODOFB | DOB | FODOFB |
| 加速時間 | 5 msec | 5 msec | 5 msec |
| 入射エネルギー | 2 MeV | 2 MeV | ≥ 2 MeV/n |
| 加速周波数 (基本波) | 1.6 – 14.3 MHz | 2.04 – 17.19 MHz | 1.2 – 11.9 MHz |
| ハーモニック数 | 1 | 1 | 1 |
| 加速電圧 (基本波) | 13 kV | 10 kV | 26 kV |
| 加速空洞数 | 1 | 1 | 2 |
| 繰り返し | < 10 Hz | < 10 Hz | < 10 Hz |
| シンクロトロン振動数 | 30.2 – 24.3 kHz | 28.2 – 8.1 kHz | 31.3 – 20.3 kHz |
| トランジションエネルギー | 2.291 GeV | 1.20 GeV | 2.082 GeV/u |
| 運動量変化幅 (入射-最大エネルギー) | 2.4 – 0.7 % | 2.3 – 0.3 % | 4.0 – 0.9 % |

2-4. 入射システム

入射システムとしてはトータルコストを安くするために入射エネルギーを数MeV (または数 MeV/n) 程度に低く設定することが望ましい。しかし、入射エネルギーが低い場合、ビームの空間電荷効果によってチューンが変化するので入射できるビーム強度に限界がある。入射エネルギーを **2MeV**、チューンシフトを $\Delta Q = 0.25$ とすれば、空間電荷リミットは $N_{\text{limit}} \approx 1.6 \times 10^{11}$ p/pulse である (表5)。

低エネルギーの入射器としてエネルギー2 MeV のRFQ (425 MHz, 1.6m長)を考慮、10ターン程度の多重入射を行う。限られたスペースと時間幅で多重入射するため

には負水素イオン入射による荷電変換が最適である。表5に示したビーム強度10mAの負水素イオンRFQはカタログ製品として入手可能である。しかし、小型シンクロトロンにおける荷電変換は簡単ではなく、荷電変換チェンバーを設けて窒素ガスを瞬時に導入・排気する装置が必要である¹¹⁾。

表5 入射エネルギー2 MeVにおけるビーム強度パラメータ

| | |
|-----------------|---|
| 入射ビームの規格化エミッタンス | 1.0 π mm mrad |
| 入射ビームの運動量幅 | ± 0.1 % |
| 入射ビーム電流 | 10 mA H⁻ |
| 入射ビームパルス幅 | ~ 5 μ sec |
| 回転周期 | 486 nsec |
| 多重入射ターン数 | ~ 10 turns |
| 空間電荷リミット | $\sim 1.6 \times 10^{11}$ p/pulse |
| 予想ビーム強度 | $\sim 1.0 \times 10^{11}$ p/pulse |
| 繰り返し率 | 1 Hz |
| 平均ビーム電流 | 16 nA |

2-5. 出射システム

ジュール熱による発熱のため偏向電磁石のコイルに許される通電時間が短いため、治療室へのビームは速い取り出しで行われる。周回ビームを立ち上がりの速いキッカー電磁石でセプタム電磁石（ランバートソン電磁石）に蹴り込み、治療ビーム輸送ラインに導く。エネルギーによってビームの回転周期は異なるが、200 MeVにおける回転周期は56 nsecであるのでキッカー電磁石の磁場の立ち上がり時間はこれより十分に短くしなければならない。

3. 電磁石・電源システム

3-1 偏向電磁石

高磁場の偏向電磁石の開発は小型シンクロトロンの第一の課題である。熱的制約のため短時間のパルス励磁は避けられないため、計算コードJMAGによる動的三次元磁場解析を採用した。二次元磁場解析から得られた断面形状を図5(a)に示す。電磁石製作の上から、コイルが受ける電磁力の支持方法とコイルの位置ずれによる磁場分布への影響を考慮して決めたものである。コイル巻数は1ターンで、30 mm角の導体を2つ縦に並列にして電磁石両端で左右に渡る銅板にロウ付けした¹²⁾。

磁場強度が大きいこととパルス励磁であることから、運転時の機械的な変形による性能低下を避ける必要があるため図5(a)に示すように鉄心の外側を鉄製の構

造体で被い、十分な剛性を持たせた。また、鉄心は **0.5mm** 厚の接着性ケイ素鋼板を採用して9個のブロックを作り、図5(b)のように扇形に加工したものを周上に並べて固定する方法で製作した。9個のブロックの内、7個は同じ寸法を持つ。残り2個は長さが半分でテーパ状のエンドシム加工のため電磁石両端に配した。

図5(a)の鉄心形状についてピーク電流 **200kA** の **50Hz** 正弦波半サイクルのパルス電流 (パルス幅 **10 msec**) に対する計算結果と磁場測定結果を図6に示す¹²⁾。この図では各励磁レベルを時間で与え、磁場分布は中心磁場で規格化した。磁場実効長を求めるため、水平面内の磁場分布は円周に沿って **0.45度** または **0.9度** ピッチで測定した。偏向電磁石の外で軌道接線方向に磁場分布を積分する磁場データ処理プログラムで求めた磁場実効長の結果を図6(b)に示す。計算値と実測値の間に差が見られるが、今後の磁場測定で確認する予定である。

図6において実測値は **3.7 msec** までのデータになっているが、これは磁場測定時の磁場ピーク値 **2.94 T** に相当する。この付近では鉄心の飽和が大きく、電流が増える割には磁場があまり増加しない。また、実測の時刻は励磁電流の大きさを磁場解析の時刻に換算した関係で、実測時刻より小さい (換算後の **3.7 msec** は、実測時の **5.4 msec** である)。

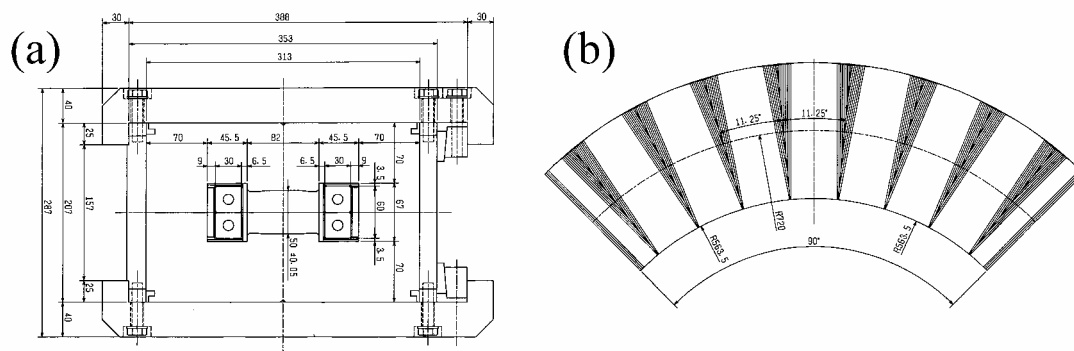


図5 偏向電磁石、(a) 断面図、(b) ラミネーションの積層。

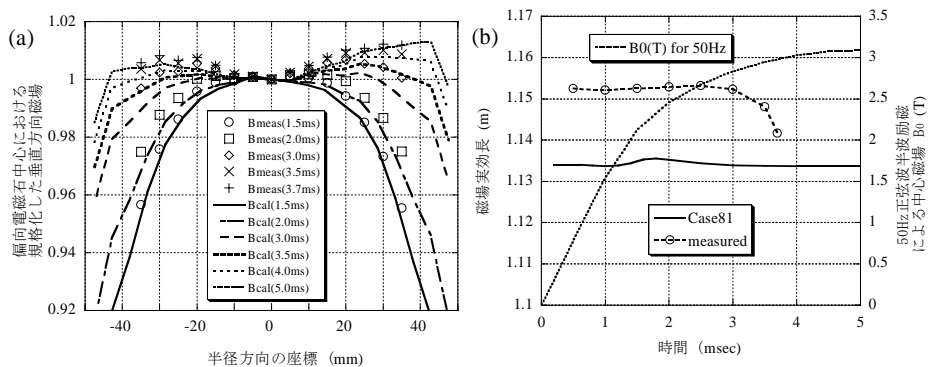


図6 計算と実測の比較、(a) 電磁石中心の二次元磁場分布、(b) 磁場実効長。

3-2 四極電磁石

図7に四極電磁石の構造と鉄心の断面形状を示す。磁極あたり5ターンのコイルをピーク電流 **3kA** の正弦波半サイクルで励磁する。計算による磁場勾配、面取り（10L×20H）をしたときの磁場勾配実効長の時間的変化を図8に示す。鉄心形状を少し大きめにしたので、要求の最大磁場勾配 30 T/m までほとんど飽和しない計算結果が得られている⁸⁾。

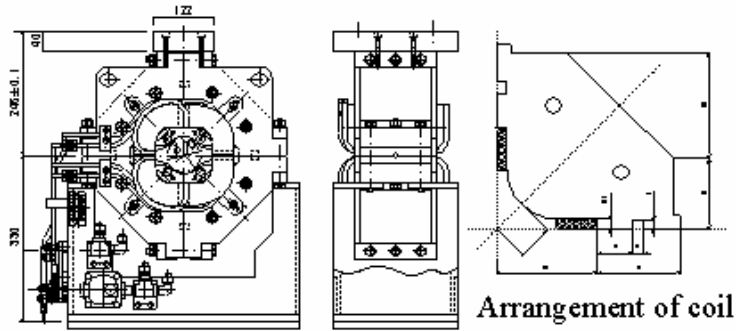


図7 四極電磁石の構造と鉄心断面形状（1/4断面について示す）。

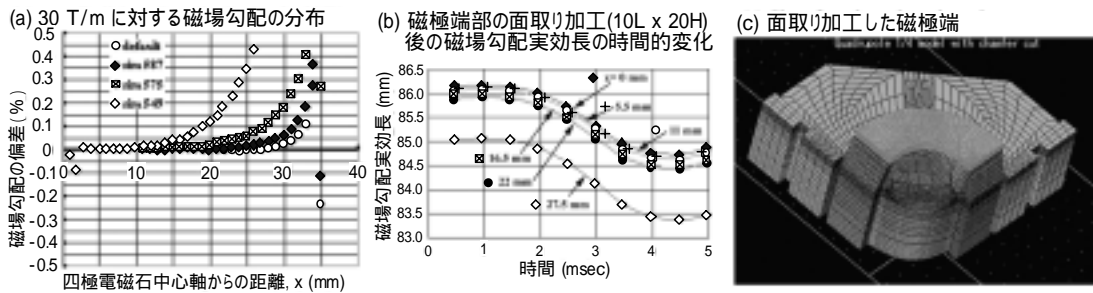


図8 四極電磁石、(a) シム形状による磁場勾配への影響、(b) 面取り形状（10L×20H）に対する磁場勾配実効長、(c) 磁極端の面取り形状。

3-3 偏向電磁石パルス電源

偏向電磁石を励磁するためのパルス電源を図9(a)に示す。パルス大電流はコンデンサーバンクに蓄えた静電エネルギーを放電することによって得られる¹³⁾。電磁石の直前に巻線比 11:1 の降圧トランス（パルストランス）を置き、電流を 11 倍に上げることによって 200 kA のピーク電流が得られる。平成 13 年度に作成した偏向電磁石用パルス電源は電磁石 1 台を励磁できる範囲で製作したものである。しかし、リングを構成する偏向電磁石は全部で 4 台であるので、それに合わせて平成 14 年度に励磁エネルギーを蓄積するためのオイルコンデンサーを増設した。現在の構成で蓄積エネルギーは **200kJ (10mF, 6.5kV)** である。パルストランス 1 台に 4 回路分の巻線を持たせているので、電磁石が 1 台の場合は 4 回路を並列に接続し、4 台の電磁石を直列に接続する場合は巻線も直列に接続する。

パルス電源には最大励磁後に負荷側に残っているエネルギーを回生する回路が組み込まれていて、これにより約7割のエネルギーが回生できる。次の励磁サイクルの開始までに消費されたエネルギーは充電回路によって充電される。電力回生回路を活かしたときのパルス電流波形と実測磁場波形を図9 (b)に示す¹²⁾。

コンデンサーの放電によって得られるパルス波形は擬似正弦波であるため、入射磁場付近の磁場変化が速くて入射できるターン数は1ターン程度である。要求される治療ビーム強度を満たすためには10ターン程度の多重入射が必要である。このためにフラットな入射磁場を設けるための入射用補助電源回路を製作中である。この補助電源を上記のパルス電源の出力端子に接続して、両者の運転のタイミングを制御することにより入射から加速にスムーズに移行できる¹⁴⁾。図10に接続した補助電源のスケルトンを示す。

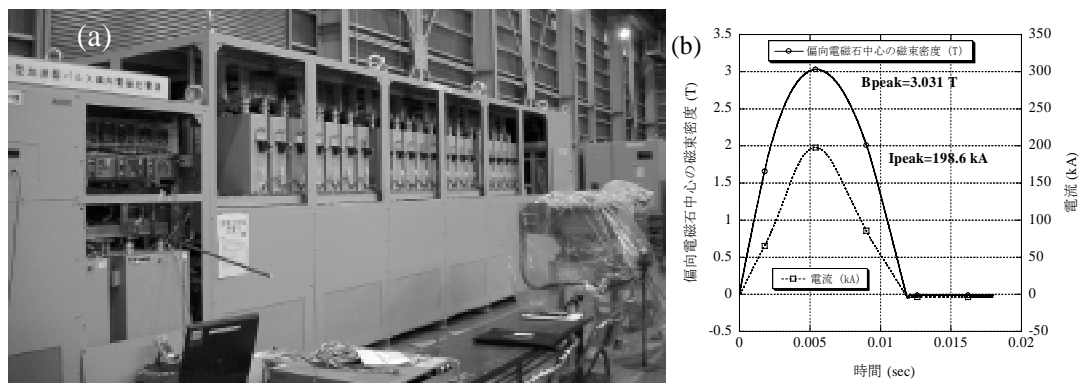


図9 (a) 偏向電磁石用パルス電源、扉の開いている部分が増設コンデンサー盤、(b) パルス電源の電流波形とパルス偏向電磁石中心の磁場波形。

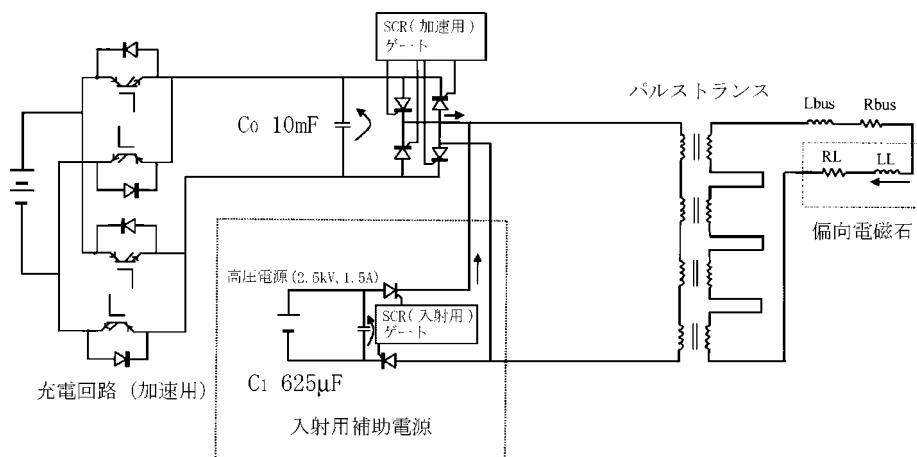


図10 偏向電磁石用のパルス電源と入射用補助電源。

3-4 四極電磁石パルス電源

周回ビームが安定に加速されるためには、四極電磁石の磁場勾配は偏向電磁石

のパルス磁場に正確に追従しなければならない。偏向電磁石磁場を参照しながら四極電磁石の磁場勾配を決めてなければならないので、四極電磁石電源は偏向電磁石の励磁電流を参照信号入力として、偏向磁場に含まれる四極磁場成分を打ち消し、かつ共鳴線をさけるための微調整電流を加えた信号に追従するように制御しなければならない。このような制御をリアルタイムで行うのは困難であるので、1 サイクル前の運転情報を修正して通電することを基本にしている。

偏向磁場に精度よく追従させるために四極電磁石の電流制御を IGBT のパルス幅制御で行う。IGBT 駆動回路を内蔵したパワーモジュールによるスイッチングユニットは1ユニット当り最大 **20 kHz** のスイッチング速度を持っているが、偏向電磁石の急激な磁場変化に $\pm 0.1\%$ の精度で追従させるため、このユニットを **10** 個並列に接続して 5μ 秒ずつシフトさせ、**2** 並列毎に制御して全体で実質 **100kHz** のスイッチング速度で制御を行う。この方法による回路構成を図 1 1 に示す。

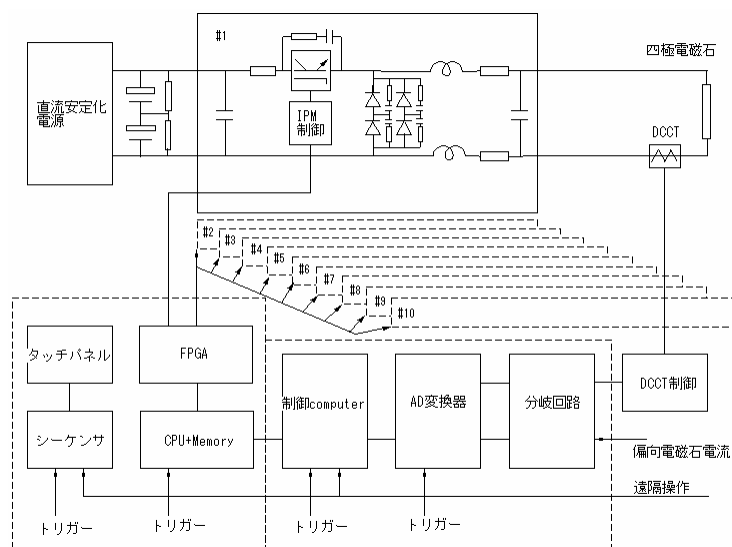


図 1 1 四極電磁石電源の回路構成。

4. 高周波加速システム

目標の小型リングでは加速時間が非常に短いことから、加速空洞内に入れる磁性体の発熱はかなり少ないことが予想される。空洞のインピーダンスがある程度大きくできれば比較的大きな電力を供給できるので、高い加速電圧の発生が期待できる。高周波用磁性体として、従来のフェライトとは全く異なる金属合金系の磁性体（磁性合金）は周波数の広い範囲において大きな透磁率をもち、しかも透磁率が周波数とともに徐々に減少する性質をもっている。その上、Qファクター（Quality factor）が 1 以下であるため、外部磁場による同調を必要としない。

同じ高周波電力であれば、加速空洞のインピーダンスが大きいくほど電場は強くできるので、必要な加速周波数と加速電圧に合わせて加速空洞の構造を最適化する。

る。加速空洞のインピーダンスは、周波数が広帯域（**2～18 MHz**）であることから、低周波数側では主に磁性体の透磁率に支配され、高周波数側では静電容量に支配される。後者は加速ギャップの静電容量、電力増幅真空管のアノードがもつ静電容量、磁性体とその周囲の導体に対してもつ静電容量等を含む。透磁率の大きい低周波数側においては空洞への電力供給は比較的容易で、加速ギャップ電圧は磁性体の体積に比例して高くなる。高周波数側では、静電容量を C として、インピーダンスは ωC に反比例するので、加速ギャップに供給できる電力を増やすためには静電容量を減少させる工夫が必要である。このため、空洞を短い単位セルに分割して磁性体を取り囲む面積を小さくする。すなわち、加速空洞の全長を同じに保ちながら、加速ギャップの数を増やすことによって広帯域化を図ることができる。このような考えに基づいてモデル空洞を製作し、加速空洞を設計するための基礎データを測定した^{15, 16)}。

モデル空洞試験から得られたデータを基に、この小型シンクロトロン用に図 1 2 (a) に示す 2 セル広帯域加速空洞（全長 **0.4 m** で **0.2 m** 隔てて 2 箇の加速ギャップを有する）を製作した。

加速空洞へ高周波電力を供給するため、DDS で発生した高周波の低レベル信号を両極性の前段増幅器（**2 kW**）を介して最終段の増幅器で電力増幅する。最終段の電力増幅真空管には図 1 2 (b) の空冷 4 極真空管 **4CW35,000C** を 2 本使用し、プッシュプルで加速空洞に電力（**1.1 MW** ピーク出力）を供給する。2 つの加速ギャップは並列接続される。

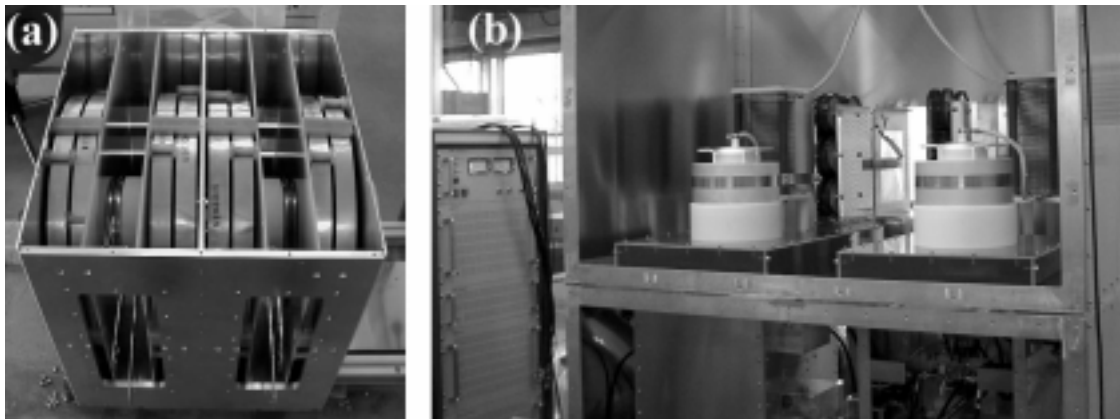


図 1 2 (a) 加速空洞と (b) 電力増幅四極真空管 **4C X35,000**。

加速に必要な電圧は入射時の安定位相を **40 度** としてギャップあたり **5 kV** である。使用帯域において真空管の入力回路の反射をできる限り抑えるように調整を行った結果、図 1 3 に示す空洞のギャップ当りの加速電圧が得られた。全周波数帯域にわたって必要な加速電圧の発生が確認された。インピーダンスが最大値に

近く、かつ前段増幅器のゲインが最大になる **6~7 MHz** における加速電圧の平均電圧勾配は **60 kV/m** に達した。これはこのクラスの加速空洞として世界最高レベルの性能である ^{17, 18, 19}。

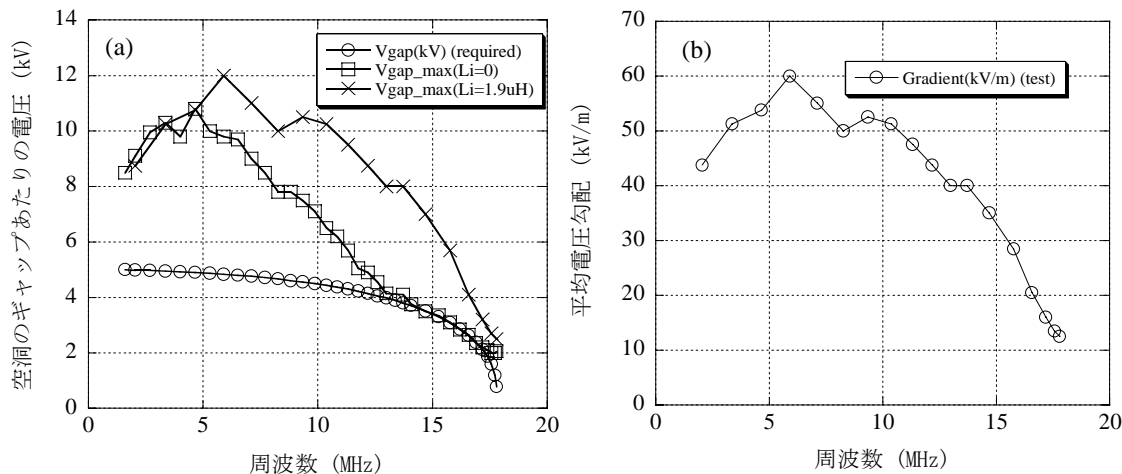


図 1.3 加速空洞(a)ギャップあたりの電圧実測値、(b)平均加速電圧勾配。

5. 偏向電磁石に現れる六極磁場成分の補正

コンパクトな偏向電磁石では図 4 に示したように鉄心の飽和により大きな六極磁場成分が発生する。励磁開始後 2 msec 付近で鉄心の飽和が始まり、この辺りで六極磁場成分が減少してから単調な増加に移る ⁷⁾。補正は偏向電磁石に取り付けた補正コイルによる低磁場側の補正と補正六極電磁石による高磁場側の補正に分けて扱う必要がある。

補正コイルには非常に大きな誘導電流が流れるため、これを阻止して逆方向に励磁する。誘導電流をシミュレーションで評価するため $90 \mu\text{H}$ のインダクタンスと $30 \text{m}\Omega$ の抵抗を直列接続したときの結果を図 1.4 (a) に、製作した補正コイルを図 1.4 (b) に示す。

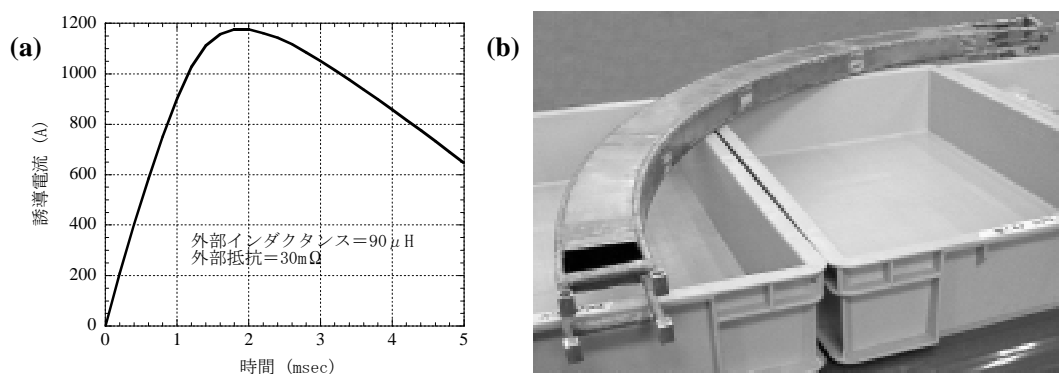


図 1.4 (a) 補正コイルに外部負荷 (インダクタンス $90 \mu\text{H}$ と抵抗 $30 \text{m}\Omega$) を接続したときの誘導電流、(b) ダミーチェンバーに固定した補正コイル (2 ターン)。

6. おわりに

6-1. パルスシンクロトロンにおける技術開発の現状

平成13, 14年度に小型化における重要項目として、2つのテーマ、①「パルス高磁場偏向電磁石とパルス大電流電源」および②「高周波加速空洞の小型化とパルス高周波電力増幅装置」の開発を行い、所定の成果を上げた。①については、動的三次元磁場解析と磁場測定値との比較を行い、ほぼ計算結果を再現する磁場分布が得られた。ただ、コイルを流れる電流密度を一様にするため、コイル導体としてストランドケーブルを用いたため、製作方法が複雑になるとともに、ストランド細線を固めているエポキシ樹脂による熱伝導度の低下により、電磁石の励磁繰返率が1Hz以下に制限された。これを改善するため、ストランドケーブルをホローコンダクターに変更する必要が生じた。コイル導体内に渦電流が流れることを考慮した磁場解析を行った結果、図15に示すように磁場分布にはそれほど大きな影響を及ぼすことなく、ホローコンダクターがパルス励磁(50Hz相当)に適用できることが分かった²⁰⁾。渦電流がある場合には磁場が若干強くなっている。この結果は平成15年度の電磁石製作に生かされ、熱解析から5Hz運転ではコイル温度上昇が大きく(最高70°C、平均40°Cの温度上昇)、現実的には2~3Hz運転が妥当である。

平成15年度には縮小したリングを構成する主電磁石(偏向電磁石4台と発散用四極電磁石4台)を製作し、平成16年度にこれらの磁場測定を実施することになっている。

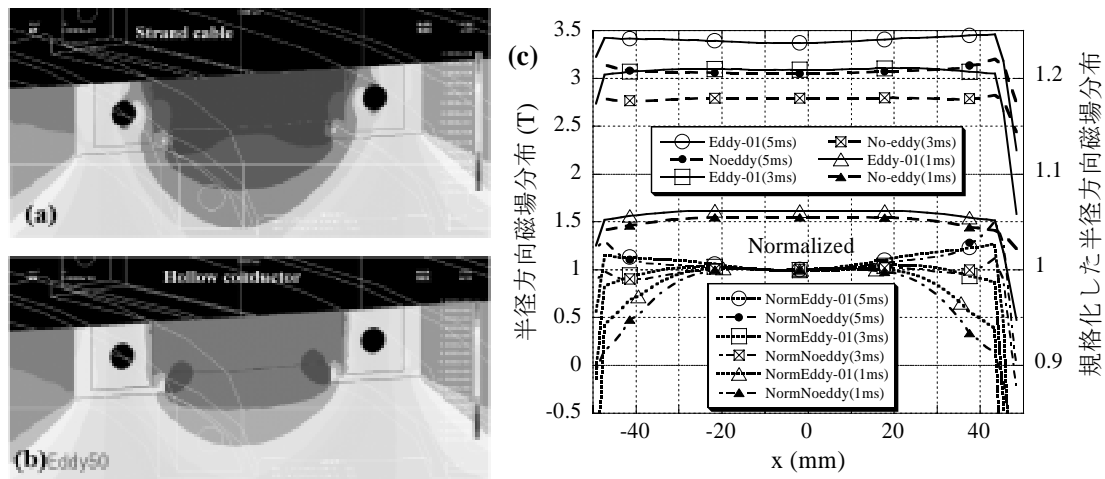


図15 ホローコンダクターにおける渦電流の影響、(a) 渦電流のない場合の磁極周辺の磁場分布、(b) 渦電流のある場合の磁場分布、(c) 半径方向の磁場分布の比較、Eddy=渦電流あり、Noeddy=渦電流なし。

②については、製作したモデル加速空洞は平成16年度に行った高レベル運転で60 kV/mというクラス世界最高性能の加速電圧勾配を達成した¹⁹⁾。連続パルス運転を行い、1 Hz 運転でも真空管の発熱による周囲温度上昇が認められていて、真空管の水冷または筐体内の強制空冷を強化する必要がある。

6-2. パルス技術によるパルスシンクロトロンの技術的課題

平成16年度には製作した電磁石系と高周波系をまとめて、①パルス励磁による偏向磁場と収束磁場間のトラッキング制御の問題、②偏向磁場に対する高周波加速の周波数・電圧・位相制御の問題、③入射磁場のフラットポーチの形成に関する測定・調整を予定している。さらに、④六極磁場補正の問題、⑤低エネルギービームの短時間入射の問題、⑥速いビーム取出しの問題、⑦治療ビーム照射系の小型化等の大きな技術的課題がある。

- ① については、偏向電磁石用パルス電源の電流波形を参照信号として四極電磁石電源に供給する方法で解決できると考えている。入射磁場のフラットポーチから加速に移るところで励磁電流が急激に増加する。四極電磁石電源の電流をこれに追従させるために四極電磁石電源の IGBT 整流回路の制御を極め細かく行う必要があり、平成16年度に電流制御回路の増強を行う。
- ② については、偏向電磁石の磁場（または電流）をオンラインで測定し、その信号によって周波数、位相、電圧が制御できる高周波加速の DDS を採用したローレベル制御回路を製作しているので、平成16年度に実施する低レベル試験で見通しが得られる予定である。偏向電磁石磁場への追従性は、測定した偏向電磁石の磁場（または励磁電流）の波形を正確に出力する関数発生器を準備し、さらに擬似ビーム信号を発生する DDS を追加することによって、これらの追従性試験を行う。
- ③ については、偏向電磁石用パルス電源にフラットポーチ発生用のコンデンサ放電回路を導入し、この放電のタイミング制御によりフラットポーチが磁場波形に現れる。フラットポーチの時間幅によって入射のターン数は異なるが、10 μ sec 程度確保できれば、 \sim 10 ターンの多重入射が可能である。
- ④ 電磁石の小型化に伴い偏向電磁石に現れる六極磁場成分の補正については、低磁場側と高磁場側の制御方法を別々に扱う必要がある。低磁場側で個々の偏向電磁石に取り付けた補正コイルによる部分的補正を行うための電源を平成16年度に製作し、独立の補正用六極電磁石については平成17年度に予定している。
- ⑤ の低エネルギービームの短時間入射法は、パルス運転の医用小型シンクロトンではできる限り入射エネルギーを下げコスト削減を図る必要がある。

現在の稼働中の陽子シンクロトロンで最も低い入射エネルギーはロマ・リンダ大学の 2 MeV である。それ以下では医用加速器においても空間電荷効果による加速ビーム電流への影響が現れる（数値的には 2 MeV において約 20 nA）ので、この 2 MeV を入射エネルギーに設定した。市販されている仕様 20 mA 程度の RFQ を利用することを第一として③の入射磁場フラットポーチの導入を図った。さらに、低エネルギー入射のため従来の炭素薄膜によりもっとも質量密度の小さな窒素ガスによる荷電変換に頼らざるを得ない。小型リングであることから $10 \mu \text{ sec}$ 以内の高速ガス導入・排気技術の確立が必要で、現在の piezo 圧電素子では動作時間（高速のもので 10 msec オーダー）に限界があるため、高速電磁弁（現状の技術では弁駆動時間は $25 \mu \text{ sec}$ 程度）を改良する必要がある。

- ⑥ ビーム取出し機器の配置とベータトロン振動数の関係で、ビームは垂直方向の速い取り出しに限定される。偏向電磁石のギャップを超えないように取出しビームエネルギーによって収束電磁石の個別制御による軌道制御が必要である。
- ⑦ 治療ビーム照射系の小型化はパルス技術を採用することによって可能である。ロシア・ノボシビルスクの BINP で試験されたものであるが、小型の大電流パルス電磁石を使用するコンパクトな回転ガントリーを図 1 6 に示す。

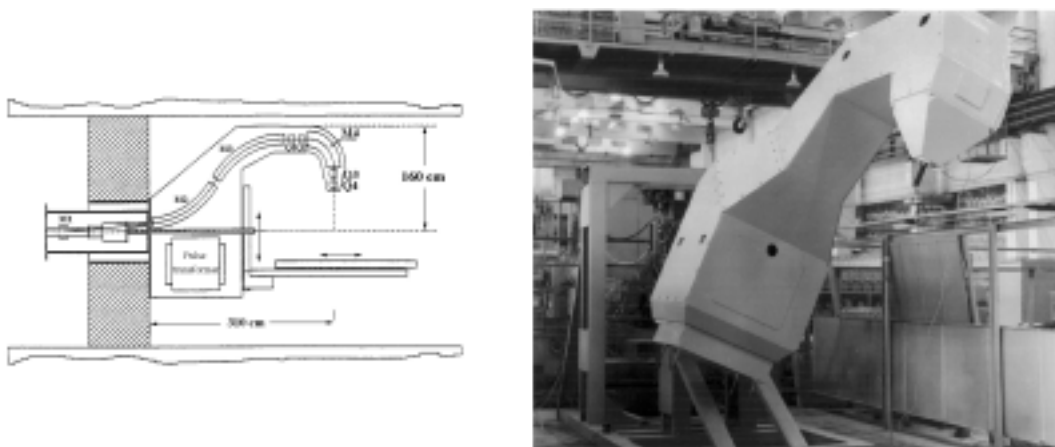


図 1 6 大電流パルス電磁石を使用したコンパクト回転ガントリー。

6-3. 先進小型陽子・炭素イオンシンクロトロンの治療ビームの得失

短時間パルス運転であることから陽子リングでは最大ビームエネルギーが制限されるので、炭素イオンの加速は異なるリングで行われる。仮に炭素イオンリングで陽子を加速すれば、最高 930MeV の陽子ビームが得られる。医療用として既設の加速器に比べてエネルギーがやや低く設定されているのは、導入経費を少なくするため経験的に腫瘍の約 80%を治療対象とする普及型の加速器を想定したこと

による。残りの約 20%については、深部照射の可能なよりエネルギーの高い医用加速器を所有する医療機関で治療を受けることを前提とした。加速器の大きさと重量比較から、既設の加速器に比べて約 1/10 程度になり、現在の加速器のように重量物を収納する特別の建物を必要としないため、比較的多くの医療機関で受け入れ可能な規模になっている。先進小型加速器が設置される部屋の壁は、X線治療室と同様の放射線遮蔽対策を講じる必要がある。このように小型化を図ることで建設コストを大幅に減らすことが可能である。

既設の医療用加速器の治療ビームと比べて先進小型加速器の治療面における得失を表 6 において比較する。比較は陽子シンクロトロンを念頭に置いているが、平均ビーム強度と治療深さ以外は先進小型炭素イオンシンクロトロンについても同じことが言える。

表 6 先進小型陽子シンクロトロンの治療ビーム

| | 既設の医療用陽子加速器 | 先進小型シンクロトロン |
|-----------|---------------|-------------|
| 治療深さ | 約 38 cm | 約 27 cm |
| 平均ビーム強度 | 20 nA | 10~20 nA |
| 取り出しビーム | Slow または fast | Fast |
| 運転サイクル | 0.5 Hz 以下 | 0~数 Hz 可変 |
| エネルギー可変性 | ある程度可能 | パルス毎に可変 |
| ビーム走査 | 可能 | 可能 |
| 呼吸同期 | 可能 | 可能 |
| 照射野の拡大 | ワブラー、二重散乱体 | 二重散乱体 |
| 原体照射 | 可能性がある | 容易に実現可能 |
| 照射ビーム計測精度 | 速いビームで不十分 | 速いビームで不十分 |

この比較から、先進小型シンクロトロンでは遅いビーム取出しができないため、ワブラーによる照射野形成はできないが、これ以外については同等か、あるいはパルス毎にエネルギー可変であるメリットを原体照射に生かせるので、治療方法に変化をもたらす可能性が大きい。照射ビーム計測精度は速いビームで不十分であるため、ドジメトリーにおける精度向上の研究が必要である。

運転サイクルは先進小型ではトリガーパルスによる運転に対応しているため、必要とする時刻にトリガーパルスを送り、5 msec 後にはビームが患者に届く。医師の判断でその都度ビームを操作することも可能であり、治療精度の向上が期待できる。

以上、既設の医療用加速器に優る点を列挙すれば、

- ① 導入経費を少なくできる。目標は X 線治療装置に匹敵する 5 億円程度を想定し、先進小型加速器を普及させることによって治療内容において地域差のない高度先進治療を概ね実現できる。
- ② ビームエネルギーと運転サイクルをパルス毎に自由に変更できるため、治療計画に沿う精密な治療が可能になる。特に、原体照射が容易に実現でき、理想的ながん治療に適している。
- ③ 治療計画を正確に実施できることから、治療計画を先進小型シンクロトロンの自動運転プログラムに反映させることによってパルス毎のビームの位置決め、ビームエネルギーの設定が自動的に行える。この方法でビーム投与の自動化が実現でき、総合自動治療システムへ発展させることによって加速器の誤操作やビームの過剰投与を防ぐことができる。

引用文献

- 1) 遠藤有聲:「医療用加速器の技術と変遷」、放射線医学物理、19, 1-15 (1999).
- 2) **K. Endo et al : Smaller Synchrotron Design for Proton Therapy, Proc. EPAC1990, Nice, p.1784-1786 (1990).**
- 3) 瀬谷道夫・桑原輝隆、「加速器技術に関する先端動向調査」、NISTEP Report No. 67、平成 13 年 6 月、文部科学省科学技術政策研究所。
- 4) 遠藤有聲:「小型先進加速器の開発と小型陽子・重イオンシンクロトロン」、加速器同好会通信、8, 8-12 (2000).
- 5) **K. Endo et al : Compact Proton Synchrotron, Proc. ARTA2001, Tokyo, p.11-14 (2001).**
- 6) **K. Endo, Z. Fang et al : Compact Proton and Carbon Ion Synchrotron for Radiation Therapy, Proc. EPAC2002, p.2733-2735 (2002).**
- 7) **K. Endo, K. Egawa et al : Compact Synchrotron for Radiotherapy Based on Pulse Technology, Proc. ARTA2004, Tokyo, p.7-10 (2004).**
- 8) **K. Endo, K. Egawa et al : High Field Pulse Dipole and Quadrupole Magnets for Compact Medical Pulse Synchrotron, Proc. APAC2004, Gyeongju, to be published.**
- 9) **I.I. Averboukh et al : Project of Small-Dimensional 200 MeV Proton Synchrotron, EPAC88, Rome, p.413-416 (1988).**
- 10) **L. Picardi et al : Preliminary Design of a Very Compact Protosynchrotron, EPAC94, p.2607-2609 (1994).**
- 11) **K. Endo et al : Table-Top Proton Synchrotron Ring for Medical Applications, Proc. EPAC2000, Wien, p.2515-2517 (2000).**

- 12) K. Endo, K. Egawa et al : Development of High Field Dipole and High Current Pulse Power Supply for Compact Proton Synchrotron, Proc. PAC'03, Portland, p.1071-1073 (2003).
- 13) K. Endo et al : Resonant Pulse Power Supply for Compact Proton and/or Heavy Ion Synchrotron, Proc. APAC2001, Beijing, p.636-638 (2001).
- 14) S. Yamanaka, Z. Fang et al : Excitation current waveform ornamentation of a synchrotron pulse power supply, JPAC2004, Funabashi, p.456-458 (2004).
- 15) Z. Fang, K. Endo et al : A Broadband and High Gradient RF Cavity for a Compact Proton Synchrotron, Proc. EPAC2002, p.2145-2147 (2002).
- 16) Z. Fang, K. Egawa et al : RF Cavities and Power Amplifier for the Compact Proton Synchrotron, Proc. PAC'03, Portland, p.1074-1076 (2003).
- 17) Z. Fang, K. Endo et al : High Power Test of RF System for Compact Proton Synchrotron, Proc. ARTA2004, Tokyo, p.11-14 (2004).
- 18) F. Fang, K. Endo et al : RF System for Compact Medical Proton Synchrotron, EPAC2004, Lucerne, p.1039-1041 (2004).
- 19) Z. Fang, K. Endo et al : R&D Wideband RF System for Compact Medical Proton Synchrotron, JPAC2004, Funabashi, p.190-192 (2004).
- 20) K. Endo, K. Egawa et al : Magnet and RF Systems of Small Pulse Synchrotron for Radiotherapy, EPAC2004, Lucerne, p.2658-2660 (2004).

図の説明

- 図 1 陽子(a)FODOFBおよび(b)DOB、(c)炭素イオンFODOFBの各ラティス。
- 図 2 陽子(a)FODOFBおよび(b)DOBと、(c)炭素イオンFOFDOFBのパラメータ。
- 図 3 **DOB**ラティスによる陽子リングの構成。
- 図 4 偏向電磁石の磁場に含まれる四極と六極の磁場成分の時間的变化。
- 図 5 偏向電磁石、(a)断面図、(b)ラミネーションの積層。
- 図 6 計算と実測の比較、(a)電磁石中心の二次元磁場分布、(b)磁場実効長。
- 図 7 四極電磁石の構造と鉄心断面形状(1/4断面について示す)。
- 図 8 四極電磁石、(a)シム形状による磁場勾配への影響、(b)面取り形状(10L×20H)に対する磁場勾配実効長、(c)磁極端の面取り形状。
- 図 9 (a)偏向電磁石用パルス電源、扉の開いている部分が増設コンデンサー盤、(b)パルス電源の電流波形とパルス偏向電磁石中心の磁場波形。
- 図 10 偏向電磁石用のパルス電源と入射用補助電源。

- 図 1 1 四極電磁石電源の回路構成。
- 図 1 2 (a) 加速空洞と(b) 電力増幅四極真空管 **4C X35,000**。
- 図 1 3 加速空洞(a)ギャップあたりの電圧実測値、(b)平均加速電圧勾配。
- 図 1 4 (a) 補正コイルに外部負荷（インダクタンス $90 \mu\text{H}$ と抵抗 $30 \text{ m}\Omega$ ）を接続したときの誘導電流、(b) ダミーチェンバーに固定した補正コイル（2ターン）。
- 図 1 5 ホローコンダクターにおける渦電流の影響、(a) 渦電流のない場合の磁極周辺の磁場分布、(b) 渦電流のある場合の磁場分布、(c) 半径方向の磁場分布の比較、Eddy=渦電流あり、Noeddy=渦電流なし。
- 図 1 6 大電流パルス電磁石を使用したコンパクト回転ガントリー。