

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その1)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

はじめに

超電導 Web21 においては、新富孝和先生が「粒子加速器と超電導」という隔月連載記事を 2008 年に執筆されている。加速器用超電導電磁石の大家である新富先生の記事のあとに加速器の記事を重ねて執筆するのもおこがましいとの思いもあるが、新富先生の記事が高エネルギー物理用の加速器を中心とした話であるのに対し、医療用加速器を対象とし高温超電導の適用可能性と関連づけていくことで、切り口を変えた記事にできればと考えている。

なお、加速器の分野では、超電導線に巻いた電磁石のことを「超電導磁石」と呼ぶことも多いが、高温超電導の分野で「超電導磁石」と言うと超電導バルク磁石を想起させるので、ここでは、「超電導電磁石」あるいは「超電導マグネット」という用語を用いることにする。

初回は、超電導に限定せず、医療の分野でどのように加速器が使われているかについて概観し、二回目以降、超電導の応用が特に期待される粒子線がん治療と加速器、粒子線がん治療にも用いられ超電導電磁石の活躍の場が多い円形加速器の種類と特徴、粒子線がん治療用加速器への低温超電導の適用例、粒子線がん治療用加速器への高温超電導適用に向けた技術開発について解説していく予定である。

1. 医療分野における加速器の利用

加速器には大きく分けて線形加速器と円形加速器があるが、線形加速器を中心に、医療分野は加速器の大きな応用分野であり、世界で一万台以上の加速器が医療分野で用いられているとも言われている。医療分野における加速器の利用は、陽電子放射断層撮影 (Positron Emission Tomography, PET) を除いて、主に、がんの放射線治療に関わるものである。

1.1 がんの放射線治療における加速器の利用

(1) 放射線治療

放射線治療は、放射線を患部に照射することにより、がん細胞の DNA を損傷させ、それを細胞死に至らせ、あるいはその増殖を抑える治療法である。がん細胞は正常細胞に比べて、放射線による障害の程度が重く、修復もされにくいことを利用する。放射線治療は、外科手術に比べて、臓器の形態や機能の温存が可能で、高い QOL (Quality of Life) を保ち、低侵襲で身体の負担が小さい治療法である。また、局所療法で副作用も照射された部位に限定されることが、全身療法であり全身に副作用が生じる化学療法 (抗癌剤治療) に比した利点である。日本におけるがん治療は外科治療が圧倒的に多く放射線治療は全体の 24 %程度であるが、米国ではがん患者の 65 %近くが放射線治療を受けている。放射線治療に用いられる放射線には、X 線、陽子線、炭素線、中性子線などがある。これらの放射線を発生するために加速器が広く用いられている。陽子線や炭素線による粒子線治療とそこにおける加速器の役割は別の回に詳しく述べることにし、ここでは、X 線を用いた放射線治療と中性子を用いた放射線治療における加速器の役割について説明する。

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

(2) X線を用いた放射線治療と加速器

X線のがん治療への応用の歴史は非常に古いですが、当初はX線管によって発生した低エネルギーのX線を用いていたため体内深部のがん治療は不可能であった。その後、コッククロフトウォルトン型直流加速器やベータトロンといった円形加速器が用いられたが、線量やコンパクトさの点で必ずしも十分なものとは言えなかった。

現在のX線を用いた放射線治療では、電子リニアックと呼ばれる電子を加速する線形加速器を利用する。すなわち、電子銃で打ち出された電子を加速管において加速し、加速された電子をX線ターゲットに当ててX線を発生し、発生したX線を、コリメータを通して患者に照射する。電子銃は、三極管ないし二極管で、カソード（陰極）から熱電子放出された電子をカソード・アノード（陽極）間に印加した電圧で引き出す。加速管は共振空洞（空洞）で、マグネトロンやクライストロンといったマイクロ波電子管で発生したマイクロ波電力によって内部に電磁波（ほとんどの医療用リニアックの場合、定在波）をたて、この電磁波の電場によって電子を加速する。コリメータは、患部の大きさや形状に合わせてX線を照射するためのものである。

現在の放射線治療用リニアックは、電子エネルギー、X線エネルギーともに4–25 MeV程度であり、軽量・小型で回転ガントリーに搭載され、患者に対して同一平面上の多方向からのX線照射が可能となっている。さらに進んで、サイバーナイフと呼ばれる装置では、ロボットアームにリニアックを搭載し、患者に対してあらゆる方向からのX線照射を可能にしている。

電子リニアックを利用した放射線治療装置は世界で8000台近く、国内で800台近く普及しており、加速器の市場としては大きい。しかし、国際リニアコライダー（ILC）のような高エネルギー物理学研究用の大型線形加速器と異なり、医療用の小型線形加速器では、残念ながら超電導の活躍の場はあまり見当たらないようである。

(3) ホウ素中性子捕捉療法（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）と加速器

ホウ素¹⁰Bに中性子nが当たると核反応により飛程約10ミクロンのα粒子（⁴He）と飛程約5ミクロンの⁷Li原子核が生成される。ホウ素中性子捕捉療法は、がん細胞に選択的に吸収されやすいホウ素化合物の薬剤（ホウ素化フェニルアラニン（BPA）など）を投与した上で、がん病巣に中性子を照射し、生成されるα線と⁷Li粒子線によってがん細胞の破壊をはかる放射線療法である。なお、ホウ素中性子捕捉療法で用いる熱中性子自体の細胞破壊能力は小さい。α粒子と⁷Liの飛程が極めて短いため、ホウ素化合物の薬剤が吸収された細胞に線量を局在化できることがホウ素中性子捕捉療法の利点である。また、α線と⁷Li粒子線はX線やγ線に比べて生物学的な効果が高いとされ、高い治療効果が期待できる。ホウ素中性子捕捉療法に用いる中性子は、ホウ素との反応断面積の大きい熱中性子（0.5 eV以下）などの低エネルギーの中性子である。

中性子源としては、これまで、研究用原子炉が用いられてきた。原子炉は時間的に安定で比較的大きな中性子束を得られることがメリットである。その一方で、本格的普及を考えた場合、街中の病院などへの設置が困難であることがデメリットである。原子炉に代わる中性子源として加速器を利用した中性子源が考えられる。すなわち、加速器で陽子を加速し、これをターゲットに照射することによって中性子を発生させるものである。例えば、京都大学原子炉実験所では住友重機械工業と共同で、円形加速器の一種であるサイクロトロン（原理については別の回に詳述）で30 MeVに加速した陽子をベリリウム標的に衝突させることにより発生した中性子のエネルギーをBNCTに適したものに調整して照射するシステムの開発を進めている。加速器としては他方式のものも考えられており、いばらき中性子医療研究センターでは、直線型陽子線加速器を設置し、これを用いた中性子ビーム発生を目指している。また、FFAG加速器（原理については別の回に詳述）を用いた陽子貯蔵リング内に設置した内部標的に中性子を発生する方法も提案されている。

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

(4) 粒子線を用いた放射線治療と加速器

超電導電磁石の応用先としてもっとも魅力的な加速器が粒子線がん治療用の加速器である。これについては、回を改めて詳述する。

1.2 陽電子放射断層撮影 (Positron Emission Tomography, PET) における加速器の利用

陽電子放射断層撮影では、陽電子 (Positron) を放出する放射性同位元素 (陽電子放出核種) を含む薬剤を投与し、陽電子放出核種が崩壊し陽電子を放出し、その陽電子が近傍の原子の電子と対消滅するときには発生する光子 (γ 線) を人体の周囲に多数配置された γ 線検出器で検出する。この対消滅のときには2個の光子 (γ 線) が反対方向に放出されるので、この光子の対を検出した検出器を結ぶ直線上に陽電子放出核種が存在したことになる。このような情報を集めて処理することにより体内における薬剤の分布を知ることができる。例えば、薬剤として、がんに集まるような性質を持った薬剤を用いれば、がんの位置や大きさやひろがり、さらに、悪性度、進行度等も知ることができる。がんのほか、脳疾患、心疾患の診断にも適用できる。

陽電子放出核種を含む薬剤は、投与直前に加速器により陽子や重陽子を照射することにより製造する。比較的半減期の長いものについては、メーカーで製造したものを供給することも可能である。加速器としては、従来、サイクロトロンが用いられてきたが、近年、軽量でコンパクトな線形加速器も用いられるようになった。

[超電導 Web21 トップページ](#)

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その2)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

2. 粒子線がん治療と加速器

2.1 粒子線がん治療

粒子線がん治療は、1.1(1)で説明した放射線治療の一種で、陽子や炭素イオンといった荷電粒子を高エネルギーに加速した粒子線を用いるものである。粒子線の中でも、ヘリウム以上の原子番号を持つ原子をイオン化して加速したものを、狭義の重粒子線と呼ぶが、その代表例が炭素線である。また、粒子線に対して、X線やガンマ線は電磁波であるが、これを光子線と呼ぶこともある。

以下、粒子線の物理的特性と生物学的特性について説明しつつ、陽子線と炭素線の特徴についても説明していく。

(1) 粒子線のエネルギー損失、飛程、線エネルギー付与 (LET)、多重クーロン散乱

粒子線は人体組織の中を、電離、励起作用を起こすことでエネルギーを失いながら進んでいくが、単位長さを進む間に失うエネルギーの大きさは粒子線の速度の二乗に概ね反比例し、電荷の二乗に比例する。陽子線は1価、炭素線は6価であるから、速度が同じであるならば炭素線のエネルギー損失は陽子線の約36倍である。

飛程は粒子の初期エネルギーと単位距離を進む間のエネルギー損失で定まる。従って、速度が同じ、つまり一核子あたりの運動エネルギーが同じ粒子線の飛程は、粒子の質量(数)に比例し粒子の電荷の二乗に反比例する。炭素イオンを陽子と比較すると質量は12倍で電荷は6倍なので、一核子あたりの運動エネルギーが同じ場合、炭素線の飛程は陽子線の約3分の1となる。従って、同じ深さにあるがんを治療する場合、炭素線は陽子線に比べて一核子あたりのエネルギーを大きくしなければならない。粒子線がん治療装置において照射粒子のエネルギーは、通常、可変とするが、一核子あたりの最大エネルギーは陽子線で220 – 235 MeV、炭素線で400 – 430 MeV/u程度であり、この程度のエネルギーの粒子線の水中での飛程は約30 cmである。

媒質中を粒子線が進むにつれて粒子が失うエネルギーが「粒子線のエネルギー損失」であるが、これに対して、粒子線の通過によって、飛跡単位長さあたりの媒質が局所的に受け取るエネルギーが線エネルギー付与 (Linear Energy Transfer, LET) (単位は keV/μm) である。LET が大きいほど粒子線の飛跡に沿った媒質 (つまり人体組織) に与える影響は大きい。LET は放射線の種類によって異なり、X線、ガンマ線、陽子線は低 LET 放射線 (数 keV/μm) であり、重粒子線は高 LET 放射線 (100 – 200 keV/μm) である。LET は後述する粒子線の生物学的特性と大きく関係している。

粒子線は、媒質を通過すると、その原子核との多重クーロン散乱により、散乱角度を持つ。多数回の小角クーロン散乱の影響による散乱角度の広がりにはガウス分布で表され、粒子の速度が同じであれば、電荷に比例し運動量に反比例する。炭素線は陽子線に比べて、電荷が6倍、質量が12倍なので、角度広がりには約半分となり、これは炭素線の利点である。

(2) ブラッグピークと線量集中性

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

光子線を人体の外部から照射すると、吸収線量は、体表付近で最大となり体表からの距離に応じて指数関数的に減衰していく。このような吸収線量の分布は、体内深部に存在するがん病巣の治療を考えた場合には好ましいものではない。

これに対して、陽子線や重粒子線のような粒子線は、人体組織の中を電離・励起作用を及ぼしエネルギーを失いながら進んでいくが、先述したように、単位長さを進む間に失うエネルギーの大きさは粒子線の速度の二乗に概ね反比例する。従って、速度の低下した飛跡の終端付近でエネルギー損失は大きくなり、吸収線量、すなわち飛跡単位長さあたりの電離作用の大きさを体表からの距離に対してプロットすると、飛跡の終端付近で大きなピークを持つ。これをブラッグピークと呼ぶ。粒子線のエネルギーを変えることにより、ブラッグピークの位置は変えることができ、これをがん病巣に合わせれば、そこに線量を集中することができる。この線量集中性が粒子線治療の大きな特長である。

(3) 粒子線の生物学的特性

粒子線の生物学的特性を表すパラメータとして、生物学的効果比 (Relative Biological Effectiveness, RBE) と酸素増感比 (Oxygen Enhancement Ratio, OER) がある。これらは、いずれも LET の関数である。

RBE は、「ある生物学的効果を生じさせるのに必要な基本放射線 (X 線) の線量 / 同じ生物学的効果を生じさせるのに必要な当該放射線の線量」で定義され、放射線の種類による生物学的効果の違いの指標である。粒子線のうちでも、低 LET 放射線である陽子線の RBE は約 1 であり、これは陽子線の生物学的効果が X 線と同等であることを意味する。これに対して、高 LET 放射線である炭素線の RBE は大きい (例えば 3 程度)。このような陽子線と炭素線の生物学的効果の違いは、LET の違いによる DNA 損傷の違いによるものである。

OER は、細胞の酸素濃度による放射線感受性の違いを表す指標で、「同じ生物学的効果を得るのに、高酸素下で必要な線量に対する低酸素下で必要な線量の比」で定義される。OER が 1 であるとは細胞の酸素濃度によって放射線感受性が異なることを意味し、OER が 1 より大きいと低酸素濃度の細胞に対して放射線感受性が低いことを意味する。OER は低 LET 放射線においては 1 より大きな値をとっており、LET が高くなると 1 に近づいていく。一般に、がん細胞は酸素濃度が低いため、OER が小さい方が高い照射効果が期待できる。LET が高く OER が低いことは、炭素線の X 線、ガンマ線、陽子線などに比した利点のひとつである。

(4) 粒子線がん治療のまとめ

粒子線がん治療では、ブラッグピークをいかして体内深部のがん病巣に線量を集中できることが利点である。炭素線では飛程を確保するために陽子線に比べて一核子あたりのエネルギーを高くしなければならない。高 LET 放射線である炭素線は、低 LET 放射線である X 線、ガンマ線、陽子線に比べて、生物学的効果が高く、低酸素濃度のがん細胞に対しても感受性が高いことから、優れた治療効果が期待できる。

2.2 粒子線がん治療装置と加速器

粒子線がん治療装置は、陽子や炭素イオンのような荷電粒子を生成し、これを加速し、がん病巣に照射する装置である。粒子線がん治療装置は、

1. 陽子や炭素イオンを生成するイオン源
2. 生成した陽子や炭素イオンをある程度まで加速して円形加速器に入射する入射用線形加速器

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

3. 陽子や炭素イオンを治療に必要なエネルギーまで加速する円形加速器
 4. 加速された高エネルギーの陽子や炭素イオンを治療室まで輸送する高エネルギービーム輸送系
 5. 陽子や炭素イオンを患者に照射する照射系 (回転ガントリーを含む)
- から構成される。これらの装置の機能の多くは荷電粒子に作用する電磁力により実現される。電場の強さ E 、磁束密度 (磁場) B の空間を速度 v で荷電 q の荷電粒子が運動しているとき、この荷電粒子に作用する電磁力 (ローレンツ力) F は次式で与えられる。

$$F=q(E+v\times B) \quad (1)$$

イオン源で生成された粒子は荷電 q をもっており入射用線形加速器にて電場 E による力 qE によって加速され、円形加速器に入射される。

円形加速器は粒子を治療に必要なエネルギーまで加速する機能を担うが、ここでも電場 E による力 qE によって粒子を加速する。円形加速器では、電場 E を発生する高周波加速空洞を効率的に利用するため、粒子を円形に周回させ、ひとつないし少数の高周波加速空洞を何度も通過させて、通過のたびに粒子を少しずつ加速していく。粒子を円形に周回させるためには向心力を作用させる必要があるが、このために磁場 B による力を利用する。式(1)によれば、粒子の速度 v と垂直な方向に磁場 B を印加すれば、大きさは速さ v に比例し、方向は v と B に垂直な力 F を作用させることができる。これにより、速さ v が一定の重粒子を B に垂直な平面内で半径 r の円軌道に沿って周回させることができる。

$$r=\frac{mv}{qB} \quad (2)$$

円形加速器で必要なエネルギーまで加速された粒子は高エネルギービーム輸送系で治療室まで導かれ照射系で患者に照射される。ここでも、特に電磁力を作用させなければ、粒子の向きを変えるために偏向機能を持った 2 極電磁石を用いる。

上述のように、粒子線がん治療装置においては、高エネルギーの荷電粒子ビームを誘導・制御するために、磁場中を荷電粒子が運動するときに作用する力を利用する。磁場を発生するために大がかりな電磁石を用いることが、装置の小型化を困難にし、粒子線がん治療、特に重粒子線がん治療の普及の障害となっている。

超電導 Web21 トップページ

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その3)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

3. 円形加速器

3.1 超電導の応用先としての円形加速器

医療用加速器の中でも円形加速器は荷電粒子の軌道を制御するために電磁石を用いており、超電導の応用が期待されている。特に重粒子線がん治療は、重粒子を加速する円形加速器の大きさが普及の妨げになっているが、電磁石に超電導を応用すれば円形加速器を小型化でき、さらに運転に要する電力も削減できる。以下では、円形加速器に関するいくつかの原理と、それらを応用した各種の円形加速器について解説する。

3.2 円形加速器とローレンツ力による荷電粒子の円運動

荷電粒子を加速するためには、一般に電場が用いられる。「電場による加速部」を有効に使うために、粒子を円形ないし螺旋形に周回運動させ、少数の「電場による加速部」を繰り返し通過させ少しずつ加速し、最終的には高エネルギーまで加速するようにした加速器が円形加速器である。なお、静電場の保存性から静電場を円に沿って周回積分すると零になるので、静電場で円形加速器を構成することはできず、一般には高周波電場が用いられる。

電場の強さ E 、磁束密度 (磁場) B の空間を速度 v で電荷 q の荷電粒子が運動しているとき、この荷電粒子に作用する電磁力 (ローレンツ力) F は次式で与えられる。

$$F = q(E + v \times B) \quad (1)$$

粒子を円形に周回させるためには向心力を作用させる必要があるが、このために磁場 B による力を利用する。式(1)によれば、粒子の速度 v と垂直な方向に磁場 B を印加すれば、大きさは速さ v に比例し、方向は v と B に垂直な力 F を作用させることができる。これにより、速さ v が一定の重粒子を B に垂直な平面内で半径 r の円軌道に沿って周回させることができる。

$$r = \frac{mv}{qB} \quad (2)$$

このときの円運動の周期 T 、角周波数 ω は以下の通りとなる。

$$T = \frac{2\pi m}{qB} \quad (3)$$

$$\omega = \frac{qB}{m} \quad (4)$$

3.3 サイクロトロン

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

図 3-1 に示すように、紙面に垂直な一様磁場 B 中に、缶詰めの缶を二つに切ったような形のふたつの D 型電極を置く。D 型電極内部の中心 O の近くに θ 方向の初速度をもった荷電粒子を入射すると、この荷電粒子は O を中心に円運動を始める。この荷電粒子がふたつの D 型電極の間隙にさしかかったときに、これを加速するような向きの電場 E が印加されていると、荷電粒子は加速され式 (2) からわかるように軌道半径は大きくなる。荷電粒子が電極間隙にさしかかるときに常にこれを加速するように周波数が $1/T$ の高周波電場を印加すれば、荷電粒子は螺旋状の軌道を描きながら加速を続ける。これがサイクロトロン の仕組みである。式 (3) によれば、電荷、磁場、質量が変わらなければ円運動の周期 T は不変であるので (サイクロトロン の等時性)、一定周波数の高周波電場で、入射直後の低エネルギーの粒子から出射直前の高エネルギーの粒子までを含む連続的な荷電粒子の流れ (CW) を加速し続けることができる。

荷電粒子のエネルギーが大きくなり相対論的質量増加が無視できなくなると、式 (3) からわかるように荷電粒子の周回運動の周期が伸び、一定周波数の高周波電場のピークに間に合わず遅れて電極間隙に到達するようになり (加速位相のずれ)、加速の効率が下がる。加速位相のずれのために得られる粒子エネルギーは制限される。

また、磁場が時間的に一定、かつ、ほとんど径方向に対して一様であるために粒子エネルギーに比例して軌道半径が大きくなり、その結果、電磁石も大きくなってしまう。このこともサイクロトロン で得られる粒子エネルギーを実質的に制限している。

サイクロトロン は後述する集束性が弱く、粒子エネルギーを高めビーム強度を大きくすることは不得手であるが、構造が単純でかつコンパクトな円形加速器であり、比較的低エネルギーの領域では広く用いられてきた。医療分野で言えば、PET における陽電子放出核種の生成や陽子線がん治療装置に用いられてきた実績がある。

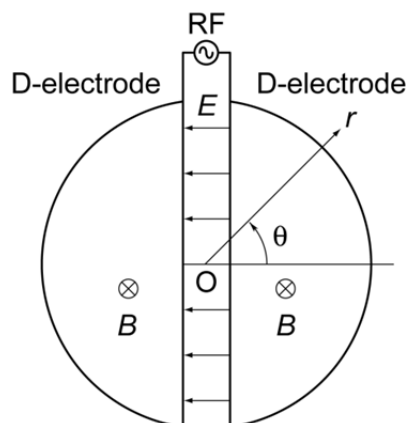


図 3-1 サイクロトロン

3.4 位相安定性原理

相対論的効果による加速位相のずれの問題を克服するためには、次式のような粒子のエネルギー E の関数である粒子の周回周波数 $f(E)$ に合わせた高周波電場を印加すればよい。

$$f(E) = \frac{v_{\parallel}}{L} \quad (5)$$

ここで、 v_{\parallel} は軌道方向の速度、 L は 1 周の軌道長である。

今、図 3-2 のように時間変化する高周波電場を印加したとする。相対論的領域に入り、粒子のエネルギーが高いと質量が増加する場合を考えると、基準粒子に比べて高エネルギーの粒子は加速部に遅れて到達し、低エネルギーの粒子は早く到達する。今、電場が徐々に下がっていく位相 (タイ

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

ミング) で粒子を加速するとすれば、早く到達した低エネルギーの粒子は基準粒子より多く加速され、遅れて到達した高エネルギーの粒子は基準粒子より少なく加速される。結果として、粒子のエネルギーのずれは小さくなり粒子は集群 (バンチング) し、安定に高エネルギーへ加速される。これを縦方向の集束と呼び、この原理を位相安定性の原理という。また、この縦方向の集束により粒子のエネルギーが振動することをシンクロトロン振動と呼ぶ。なお、加速器の分野では粒子ビームに沿った方向を縦方向と呼ぶことに注意を要する。

この原理を適用したサイクロトロンを周波数変調サイクロトロン、あるいはシンクロサイクロトロンと呼ぶ。しかし、粒子エネルギーを大きくしようとするとき電磁石 (鉄磁極) が巨大となるという欠点を持つ点は、通常のサイクロトロンと変わらない。

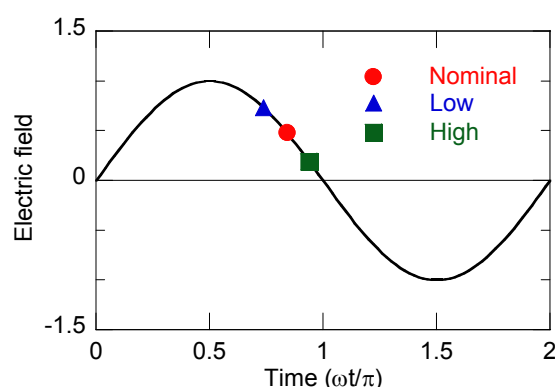


図 3-2 位相安定性

3.5 シンクロトロン

シンクロサイクロトロンを含めサイクロトロンにおいては、粒子軌道が螺旋状に広がっていくために、これを全て覆う偏向磁場を、大きな電磁石により発生する必要があった。これに対して、粒子の加速に応じて磁場を時間的に大きくしていけば、式(2)からわかるように粒子の軌道半径を一定に留めることができるはずである。粒子の軌道半径を一定に留めることができれば、電磁石はその軌道上にのみ偏向磁場を発生すればよい。

このような考え方に従って、位相安定性原理を適用して粒子の加速に応じて高周波加速電場の周波数を上げていくと同時に、式(2)で r が一定となるように偏向磁場 B を上げていくようにした加速器がシンクロトロンである。入射用線形加速器から低エネルギーの粒子を入射し、これを加速電場の周波数と電磁石の磁場を上げながら加速し、所定のエネルギーに達したら出射するという動作を繰り返すので、サイクロトロンのように連続的 (CW) に粒子ビームを取り出すことはできない。図 3-3 に概念を示したように、偏向磁場は、小型の偏向電磁石を軌道上に並べることによって発生する。偏向電磁石の間の部分では荷電粒子は直線的に進むため、軌道の形状は完全な円にはならず、変わったところでは、レーストラック形状をしたものもある。後述するように、荷電粒子のビームを安定に周回させるためにはビームを横方向 (ビームに直交する方向) にも集束させる必要があるが、初期のシンクロトロンはサイクロトロンと同様に集束が弱くビームの拡がりが大きく、広がったビームを覆うように偏向磁場を発生する必要があった。このため、サイクロトロンほどではないにしても、偏向電磁石が大きくなるという欠点があった。これに対して、現在のシンクロトロンでは、偏向電磁石の間の直線部にビームを集束させる機能を持った 4 極電磁石を置くことによってビームを強く集束し、ビーム径を大幅に小さくし、偏向電磁石の格段の小型化を実現している。この強集束の原理については、のちに詳しく説明する。

CERN の LHC をはじめ、現在の高エネルギーの物理学研究用円形加速器のほとんどが強集束のシ

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒135-0062 東京都江東区東雲 1-10-13 Tel: 03-3536-7283

ンクロトロンである。また、重粒子線がん治療装置に用いられる円形加速器としても強集束のシンクロトロンが主流である。なお、今日ではシンクロトロンといえば強集束のものを指すので、いちいち、強集束シンクロトロンと呼ぶことはまれである。

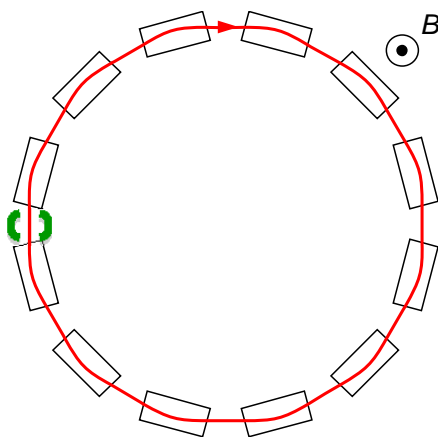


図 3-3 シンクロトロン (□ : 偏向電磁石、() : 加速空洞)

[超電導 Web21 トップページ](#)

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その 4)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

前回は、ローレンツ力による荷電粒子の円運動、サイクロトロン、位相安定性原理（縦方向の集束）、シンクロトロンについて解説した。今回は、横方向の集束、強集束によるシンクロトロンの改良、直流磁場でシンクロトロンと同様な強集束を達成できる FFAG 加速器について紹介する。そして、最後に、サイクロトロン、シンクロトロン、FFAG 加速器の比較を表にまとめておく。

3. 円形加速器 (続き)

3.6 横方向の集束 —ベータトロン振動、弱集束と強集束—

円形加速器の中には、単一ではなく多数の荷電粒子が周回しているが、これらの荷電粒子の全てが理想的な設計軌道に沿って運動しているわけではない。荷電粒子の速度ベクトルはばらつきを持っており、理想的な軌道の向きからずれた速度ベクトルを持った荷電粒子は、そのままではビームダクトにぶつかってしまう。また、最初は理想的な軌道に沿って飛び始めた荷電粒子であっても、様々な原因による磁場の誤差のために、その軌道は理想的な設計軌道からずれてくることが考えられる。このように、荷電粒子の速度ベクトルにばらつきがあり、また、磁場に誤差がある場合でも、荷電粒子を概ね設計軌道に沿わせて安定に周回させ加速するために、ビームに対して集束力（中心からずれた粒子を中心に引き戻す力）を作用させる必要がある。3.4 では縦方向の集束について説明したが、ここでは横方向の集束について説明する。

(1) ベータトロン振動

横方向の集束力が働いた状態では、荷電粒子は中心軌道の周りを微小振動しながら周回する。この振動をベータトロン振動と呼び、その波長をベータトロン波長と呼ぶ。また、軌道周長とベータトロン波長の比をチューン（ベータトロン振動数）という。

(2) 弱集束

サイクロトロンなどにおける水平面に垂直な方向の一様な偏向磁場によっても、水平方向には弱い集束力を作用させることができる。例えば、一定磁場中のある一点において、初速度の大きさが同じで向きが水平面内でわずかに異なる二つの荷電粒子を考えると、これらの荷電粒子の描く軌道は一致しないが、共に半径が同じ円軌道となり、一周すればまた同じ点に戻ってくるはずである。すなわち、粒子に対しては水平方向の集束力が働いていることになり、水平方向のベータトロン波長は軌道周長に等しい。

しかし、一様な偏向磁場では垂直方向の集束力を作用させられないことはローレンツ力の方向を考えれば明らかである。ローレンツ力を垂直方向に作用させるためには水平方向（径方向）の磁場が必要である。図 3-4 に示すように磁極の間隔を外側に行くにつれて大きくすると、偏向磁場の一様性は失われるが、そのかわり径方向の磁場成分を発生できる。図の座標系で θ の正の向きの速度成分を持った正の荷電粒子が中央面 ($z = 0$) より上（下）に存在したとすると、 r 方向の磁場成分

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

B_r が正（負）であればローレンツ力によりこの荷電粒子の軌道は中央面に引き戻される。つまり、垂直方向の集束力を作用させることができる。しかし、このとき、偏向磁場成分が一様でないために水平方向のベータトロン波長は周長より大きくなってしまふ。一般に、水平方向、垂直方向の両方の集束力を得ようとする、水平方向、垂直方向のベータトロン波長はともに周長よりも大きくなってしまふ。ベータトロン波長が大きいとベータトロン振動の振幅も大きくなり、ビームの拡がりが大きくなってしまふ。これはサイクロトロンのような弱集束加速器の欠点の一つである。

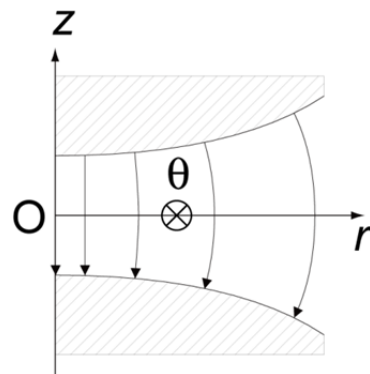


図 3-4 弱集束

(3) 強集束

図 3-5 に示すような 4 極磁場中を紙面に垂直に奥から手前に向かって正の荷電粒子が飛行しているとき、 x 軸上の正（負）の部分では x の負（正）の向きにローレンツ力が働く。すなわち、図 3-5 のような 4 極磁場により、水平方向の集束力を作用させることができる。一方、 y 軸上について同様な考察を行うことにより、この 4 極磁場は垂直方向には発散力を作用させることがわかる。つまり、光に例えれば、この 4 極磁場は水平方向には凸レンズの役割を果たし、垂直方向には凹レンズの役割を果たす。

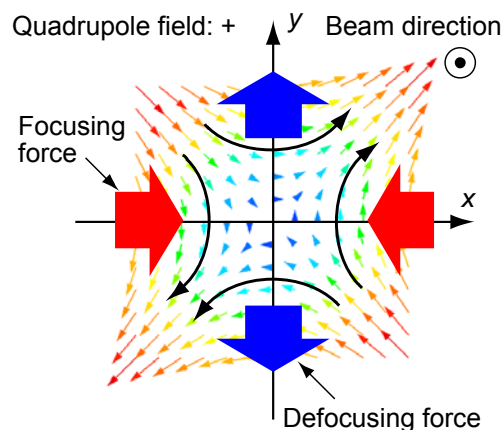


図 3-5 4 極磁場による集束

水平方向に対して集束極性を持つ 4 極磁石と、向きを 90 度ずらして垂直方向に対して集束極性を持つ 4 極磁石を並べた構造を FODO 構造という（図 3-6）。FODO 構造を上から見た様子を図 3-6 の上図に、横から見た様子を図 3-6 の下図に示してあるが、FODO 構造によって、集束、発散を繰り返させながらビームを強く集束し輸送できることがわかる。このように強い集束力、発散力を持った 4 極磁石を並べて、ビームを強く集束することを強集束という。

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

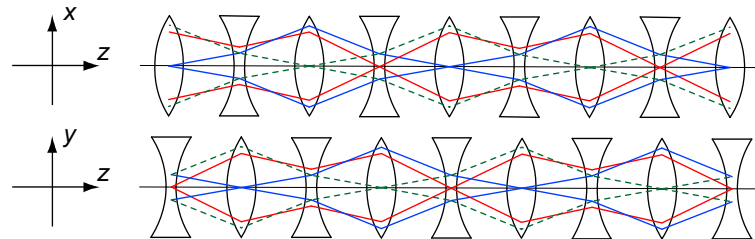


図 3-6 4 極磁石を並べた FODO 構造

3.7 強集束のシンクロトロン

図 3-7 のように 4 極磁石をシンクロトロンの軌道上に並べることにより強集束原理を適用できる。このような強集束のシンクロトロンではベータトロン波長は軌道周長とは無関係に短くできる。その結果、ベータトロン振幅も小さくでき、荷電粒子ビームの径を大幅に小さくすることが可能になった。ビーム径の低減は電磁石の磁場発生空間の低減につながり、電磁石の格段のコンパクト化を可能にした。

また、ビームの集束性がよいことは、高速の荷電粒子の衝突（ビームロス）による電磁石構成部材の放射化の抑制という点で、サイクロトロンのような弱集束加速器と比較した場合の強集束加速器の利点である。

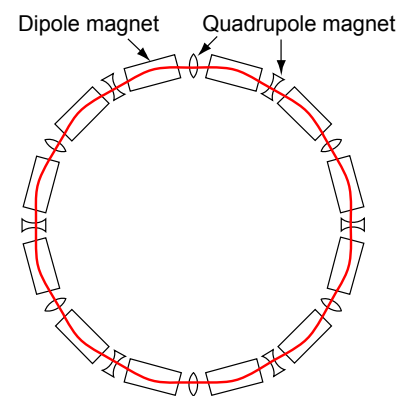


図 3-7 強集束のシンクロトロン

3.8 FFAG 加速器

FFAG (Fixed field alternating gradient : 固定磁場強集束、図 3-8) 加速器は、固定磁場、すなわち直流磁場で、強集束のシンクロトロンのような、径の小さいよく集束された粒子ビームを得ることができる加速器である。

FFAG 加速器においては、リング中心からの距離を r として r^k に比例する非線形磁場を電磁石で発生し、ビームの偏向、集束を行う。すなわち、 r^k に比例する磁場を r に関して Taylor 展開すれば 2 極成分と 4 極成分を含んだ級数に展開されるが、その 2 極成分と 4 極成分それぞれに偏向と集束（発散）の機能を担わせる。

FFAG 加速器のうちラディアルセクタ FFAG 加速器とよばれるタイプの加速器では、水平方向の集束機能／垂直方向の発散機能とリング内側への偏向機能を持った集束電磁石と、集束電磁石と磁場の向きが反対で、垂直方向の集束機能／水平方向の発散機能とリング外側への偏向機能を持った発散電磁石を周期的に並べることで強集束作用を得る。

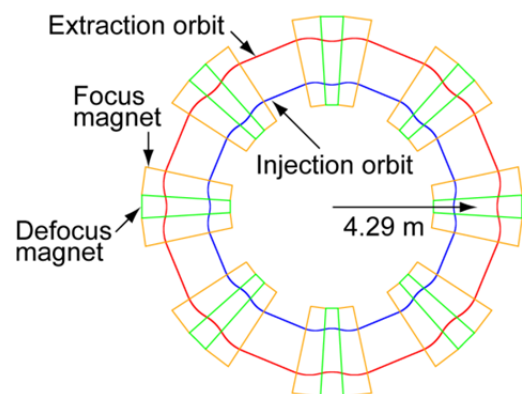


図 3-8 FFAG 加速器

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

FFAG 加速器においては、内側に入射された荷電粒子はらせん軌道を描いて周回加速されていくが、外側に行くに従い非線形に磁場が大きくなっているためにサイクロトロンに比べると軌道半径の拡大は抑えられる。

3.9 各種の円形加速器の比較

前回から今回にかけて、サイクロトロン、(強集束の) シンクロトロン、FFAG 加速器といった円形加速器の概念について説明してきた。最後に、重粒子線がん治療装置への適用という視点からのこれらの加速器の比較を表 3-1 にまとめておく。

表 3-1 各種円形加速器の比較

	サイクロトロン	シンクロトロン	FFAG加速器
出射方式	連続取り出し	遅い取り出し	速い取り出し (遅い取り出しも可)
エネルギー調整	減速板で調整	RFパターンと励磁磁場で調整	キッカー蹴り角とタイミングで調整
連続照射	連続照射可能	蓄積粒子数と照射強度で制限	繰り返しを上げれば連続照射可能
照射強度調整	イオン源へのフィードバック等	出射機器へのフィードバック等	イオン源へのフィードバック等
照射強度安定性	一定磁場のため擾乱は少ない	チューン変化に対して不安定	一定磁場のため擾乱は少ない
照射位置安定性	一定磁場のため擾乱は少ない	ヒステリシスや渦電流の影響有	エネルギーによって出射角の調整が必要
ビームロス	出射時および減速時にロス	入出射時にロス	必然的なロスポイント無し
照射スポットサイズ	減速板で広がる	ビーム工学設計で調整可能	ビーム光学設計で調整可能
高速ビーム遮断・再開	チョッパーにより制御	高速四極電磁石により制御可	キッカーにより制御可

[超電導 Web21 トップページ](#)

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その5)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

4. 粒子線がん治療装置の加速器への低温超電導電磁石の応用

4.1 超電導の応用先としての加速器

2.2 で述べたように、粒子線がん治療装置においては、高エネルギーの炭素イオンや陽子のビームを誘導・制御するために、磁場中を荷電粒子が運動するときに作用する力を利用する。磁場を発生するために大がかりな電磁石を用いることが、装置の小型化を困難にし、粒子線がん治療、特に重粒子線がん治療の普及の障害となっている。見方を変えれば、超電導の適用により電磁石の高磁場化ができれば装置の小型化が可能となり、粒子線がん治療の普及につながる。このような観点から、粒子線がん治療装置の加速器は超電導電磁石の応用先として魅力的である。

超電導応用の歴史を振り返ると、粒子加速器は核融合と並んで、超電導電磁石技術、ニオブチタン超電導線作製技術の開発の牽引役であった。ここでいう粒子加速器は主に高エネルギー物理研究用の大型加速器であるが、例えば、ヒッグス粒子を発見し今年 2013 年のノーベル物理学賞につながった CERN の LHC (大型ハドロン衝突器) などは千台を超えるビーム偏向電磁石などの多数の超電導電磁石を使用しており、高性能ニオブチタン線材の製造技術や電磁石の大量生産技術の発展に寄与するところ大であった。超電導電磁石の使用によって高磁場化による加速器の小型化が図られているのみならず、電力消費量も大幅に低減できている。

このように成熟した低温超電導技術を粒子線がん治療装置の加速器に応用する試みも行われている。以下では、陽子線がん治療装置への低温超電導電磁石の応用例と、重粒子線回転ガントリーへの低温超電導電磁石の応用例について紹介する。

4.2 陽子線がん治療装置への低温超電導電磁石の応用

(1) 陽子線サイクロトロン

Varian 社/ACCEL 社 (2007 年にドイツの ACCEL 社をカリフォルニアの Varian 社が買収) は、250 MeV 陽子線がん治療装置用の超電導サイクロトロンを製作している。研究開発の歴史は、2000 年前後の米国国立超電導サイクロトロン研究所 (ミシガン州立大学) の提案に遡る。

Varian 社/ACCEL 社の 250 MeV 陽子サイクロトロンの主要諸元を表 4-1 に示す。このサイクロトロンにおいては、ニオブチタン超電導線で作ったコイルを液体ヘリウム浸漬冷却しており、冷凍機を用いた液体ヘリウムの実効蒸発量ゼロのシステムが構成されている。

Varian 社/ACCEL 社の 250 MeV 陽子サイクロトロンは、1 台目がスイスの Paul Scherrer Institute (PSI) に設置され、2007 年から実際に治療に用いられている。2 台目は、ドイツのミュンヘンにある Rinecker Proton Therapy Center (RPTC) に設置され、2009 年から治療に用いられている。特に、RPTC の病院型施設は、陽子サイクロトロンのみならず、回転ガントリー 4 台と固定照射ポート 1 台を備え、ペンシルビームスポットスキミングも可能なものである。施設は 1 日あたり 8-10 時間、週 6 日間治療に用いられている。2 台目までが現地組み立てであったのに対し、3 台目以降は

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

工場で相当部分を組み立てビーム試験も工場で行うこととなり、3台目が2010年時点で工場での最終組み立て段階にあると報告されている。

(2) 回転ガントリー搭載型陽子線シンクロサイクロトロン

MEVION社は、ニオブ3スズ超電導線で作ったコイルを備えたシンクロサイクロトロンを回転ガントリーに直接搭載した画期的なシステムを開発している。The Siteman Cancer Center (Barnes Jewish Hospital) と Washington University の医学部に設置(2011年)されたと聞かすが、治療開始の有無など詳細な情報は得られていない。

表 4-1 Varian 社/ACCEL 社の 250 MeV 陽子サイクロトロンの主要諸元

鉄ヨーク		高周波システム	
外直径	3.1 m	周波数	72.8 MHz
高さ	1.6 m	高周波出力	<115 kW
重量	<90 t	ディー電圧	80 kV – 130 kV
電磁石		陽子源	
超電導線	NbTi	内部冷陰極 PIG 型	
電流	160 A	ビーム特性	
コイル経験磁場	< 4T	エネルギー	250 MeV
中心磁場	2.4 T	最大取り出し電流	800 nA
蓄積エネルギー	2.5 MJ	取り出し効率	80%
冷凍システム		モード	
熱負荷 (定常)	2 W	エミッタンス	水平 $\leq 3\pi$ mm mrad 水平 $\leq 5\pi$ mm mrad
冷凍能力	6 W @ 4.2 K	周回数	650
定格電力	40 kW		

4.3 重粒子線回転ガントリーへの低温超電導電磁石の適用

重粒子線がん治療装置の主円形加速器に超電導電磁石を用いる研究はまだ進んでおらず、これには高温超電導電磁石の実用化を待つ必要があると目されている。

これに対して、低温超電導電磁石を用いて、重粒子線回転ガントリーの小型・軽量化を実現するための開発が放射線医学総合研究所において進んでいる。図 4-1 に銅電磁石を用いた重粒子線回転ガントリーと超電導電磁石を使った重粒子線回転ガントリーの概念図を示す。高磁場を発生できビームを急角度で偏向でき、また、鉄心の量が少なくて済む超電導電磁石を用いることによって、回転ガントリーの小型・軽量化が実現できる。

開発が進められている回転ガントリー用超電導電磁石はニオブチタン超電導線を用いたもので、小型冷凍機により伝導冷却される。実際に電磁石を試作し各種試験が実施されている。また、電磁石の数を減らすために、偏向機能と集束機能を兼ね備えた機能結合型電磁石を用いたビーム光学設計が行われている。開発がすすめられている超電導電磁石を用いた回転ガントリーは、放射線医学総合研究所の新治療棟と呼ばれる建物に設置される計画である。

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

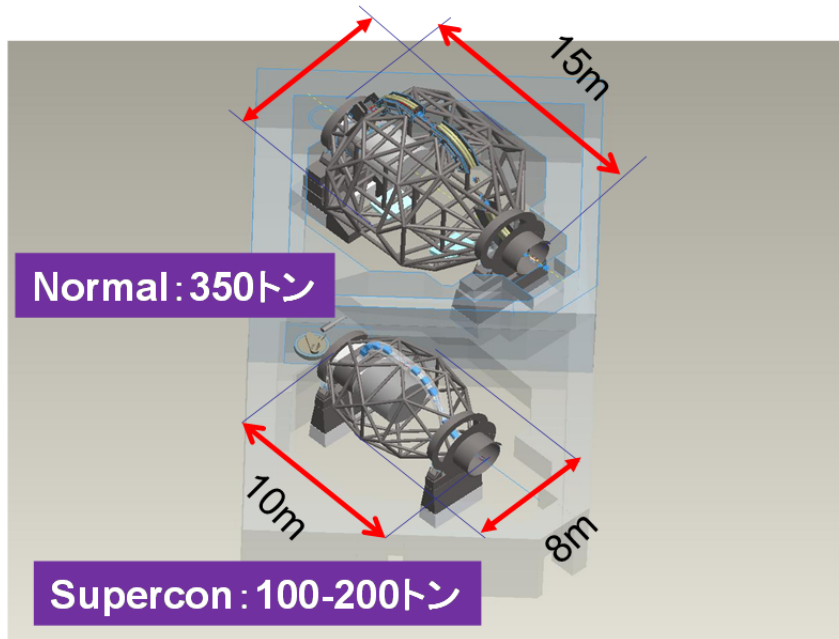


図 4-1 銅電磁石と超電導電磁石を使った重粒子線回転ガントリーの比較

[超電導 Web21 トップページ](#)

【隔月連載記事】

医療用加速器と超電導 (その6)

京都大学
大学院工学研究科
教授 雨宮尚之

5. 粒子線がん治療装置の加速器への高温超電導電磁石の応用に向けた研究開発

5.1 低温超電導に比べた高温超電導の利点と課題

4章で説明したように、陽子線がん治療装置のサイクロトロンや重粒子線がん治療装置の回転ガントリーに低温超電導電磁石を応用した例はある。しかし、一般論としては、低温超電導電磁石を液体ヘリウムにより冷却した場合、冷却システムが複雑になること、装置を休止しての定期点検などについて厳しい法規制があることなどが普及の妨げになることも否定できない。比較的高い温度領域で運転可能な高温超電導電磁石を応用できれば、本質的には冷凍効率も高くし得る上、冷凍機による直接伝導冷却も可能なこと、物質の比熱が大きくなり超電導安定性も向上し得ることなどから、超電導化の敷居を低くできる可能性がある。

しかし、高温超電導電磁石を加速器に応用した例はなく、技術課題も多い。例えば、加速器用の超電導電磁石のコイルは鞍型などの3次元形状をしている場合が多く、高温超電導線で作ったこのようなコイルの実用化例は存在しない。薄膜線材における層間剥離の問題が複雑な形状のコイルで、より深刻になる可能性もある。また、Bi2212線材を以外のRE123系線材やBi2223線材はテープ形状をしており、そのテープ面内に誘起される磁化電流（遮蔽電流）が加速器用電磁石において重要な磁場精度を損なう可能性がある。

5.2 重粒子線がん治療装置の加速器への高温超電導電磁石応用に向けた取り組みの概観

粒子線がん治療装置の中でも、重粒子線がん治療装置に高温超電導電磁石を応用して、装置の小型化と省エネルギー化をはかるための研究開発が日本で開始されている。小型化に関しては、銅電磁石を使った「普及型」と呼ばれる装置の円形加速器の半分である周長30mが一つの目標とされている。この程度まで小型化できれば、施設全体で見ると、回転ガントリーや電源室、治療室などの面積に比べて円形加速器の設置面積は気にならないようになり、これ以上の小型化の必要性は低いとも言われている。

重粒子線がん治療装置には、これまでシンクロトロンが用いられてきた。シンクロトロンは強く集束された粒子ビームが得られ、また、電磁石も小型で済む。その一方で、本質的に発生磁場を時間的に変化させる必要があり、このときに超電導線において発生する交流損失や複雑な線材磁化の振る舞いが、高温超電導電磁石の応用に向けての技術的課題となり得る。陽子線がん治療装置でよく用いられるサイクロトロンは、直流電磁石で実現でき超電導との整合性が高い点がメリットである。その一方で、出射ビームのエネルギーの変化が困難でスポットスキャンのような高度な治療に不向きなこと、弱集束の加速器でありビーム損失が大きいことなどがデメリットである。FFAG加速器は、粒子線がん治療装置への実績はなく、高繰り返しパルスビームであるため治療計画を含め研究開発が必要ではある。しかし、直流電磁石でシンクロトロンのような強集束が実現でき、また、ビームエネルギーの変化も可能であることがメリットである。表5-1に、重粒子線がん治療装置への適用の観点からの各種円形加速器の比較をまとめた。

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

表 5-1 重粒子線がん治療装置への適用の観点からの各種円形加速器の比較

	サイクロトロン	シンクロトロン	FFAG 加速器
出射方式	連続取り出し	遅い取り出し	速い取り出し (遅い取り出しも可)
エネルギー調整	減速板で調整	R F パターンと 励磁磁場で調整	キッカー蹴り角とタイ ミングで調整
連続照射	連続照射可能	蓄積粒子数と照 射強度で制限	繰り返しを上げれば連 続照射可能
照射強度調整	イオン源へのフ ィードバック等	出射機器へのフ ィードバック等	イオン源へのフィード バック等
照射強度安定性	一定磁場のため 擾乱は少ない	チューン変化に 対して不安定	一定磁場のため擾乱は 少ない
照射位置安定性	一定磁場のため 擾乱は少ない	ヒステリシスや 渦電流の影響有	エネルギーによって出 射角の調整が必要
ビームロス	出射時および減 速時にロス	入出射時にロス	必然的なロスポイント 無し
照射スポットサ イズ	減速板で広がる	ビーム光学設計 で調整可能	ビーム光学設計で調整 可能
高速ビーム社 団・再開	チョッパーによ り制御	高速四極電磁石 により制御可	キッカーにより制御可

これまで、重粒子線がん治療装置への高温超電導適用を目指した研究開発は、直流電磁石で実現できる FFAG 加速器とサイクロトロンを中心に進められてきた。しかし、シンクロトロンも、交流損失や線材磁化の問題が解決されれば、蓄積エネルギーの小さな超電導電磁石で実現できることと重粒子線がん治療には実績があることから、今後の研究開発が期待される。今年度から開始された経済産業省の高温超電導コイル基盤技術開発プロジェクトにおいては、シンクロトロンの高温超電導化も視野に入れられている。

5.3 JST 科学技術振興機構戦略的イノベーション推進プログラム (S-イノベ) における取り組み

5.2 で概観したうちの取り組み例として、ここでは、JST 科学技術振興機構戦略的イノベーション推進プログラム (S-イノベ) の課題 (プロジェクト) 「高温超伝導を用いた高機能・高効率・小型加速器システムへの挑戦」(固有名詞なので「超伝導」という綴りを使用) について紹介する。このプロジェクトは、京都大学 (大学院工学研究科、原子炉実験所)、東芝、高エネルギー加速器研究機構、放射線医学総合研究所、日本原子力研究開発機構のメンバーから構成されるチームにより推進されている。「機能結合型・高効率加速器用高温超電導マグネット技術」を確立し、FFAG 加速器を想定したモデルマグネットで確立した技術を検証し (ステージ I、II)、モデルマグネットをスケールア

超電導 Web21

(公財) 国際超電導産業技術研究センター 〒213-0012 神奈川県川崎市高津区坂戸 3-2-1 KSP Tel: 044-850-1612

ップしてプロトタイプマグネットを製作し、これに実際にビームを通し、加速器用電磁石としての機能を実証しようとするものである（ステージ III）。直流・非線形分布磁場電磁石、台形／スパイラル・3次元／ネガティブバンド形状巻線が技術的特徴であり、1 T 未満級の小型電磁石であるもののビーム誘導特性試験までを目指している。

*注 本稿全体では、「電磁石」という用語でなるべく統一しているが、上記の S-イノベのプロジェクトの記述に当たっては、同プロジェクト内での用語「マグネット」をそのまま用いた。

[超電導 Web21 トップページ](#)