

*professional report*

# 高精度陽子線がん治療を実現する シンクロトン加速器技術

Synchrotron Accelerator Technology for Proton Beam Therapy with High Accuracy

平本 和夫 Kazuo Hiramoto

約60年前に米国で原理が提案された陽子線によるがん治療が、欧米、日本国内で広く行われるようになってきた。陽子線治療は、陽子線エネルギーで定まるブラッグピーク位置に線量を集中でき、従来の放射線治療に比べて、患部へ線量を集中できる点に特徴がある。当初、米国では、二重散乱体法と呼ばれる照射法により主に頭頸部の治療が行われ、その後、前立腺の治療に適用されるようになった。国内では、これらに加えて、日本人に多い肝臓がんや肺がんの治療にも適用されてきた。

このように陽子線が広く治療に使われるようになる一方、陽子線の特徴を最大限に生かし、患部への線量集中性をさらに高めることができるペンシルビーム走査法へのニーズが高まってきた。このニーズに応え、日立グループは、米国M.D.アンダーソンがんセンターに病院初のペンシルビーム走査治療システムを納め、2008年5月から順調に治療に適用されている。

日立グループは、陽子線治療高精度化のニーズに応え、さまざまな位置、深さにある患部、さらに、複雑な形状をした患部に線量を集中できる陽子線治療システムの開発を進めてきた。本稿では、陽子線治療システムを構成する重要要素の一つであるシンクロトン加速器の技術について述べる。

1978年日立製作所入社  
電力グループ エネルギー・環境システム研究所 所属  
現在、粒子線治療システムの開発に従事  
工学博士  
日本加速器学会会員、日本医学物理学  
会会員



## 1 はじめに

がんの治療法は、外科療法、化学療法、放射線療法に大別できるが、放射線療法は、低侵襲で治療後の患者のQOL (Quality of Life) を保つことができる方法として重要な役割を果たしてきた。これまで放射線治療では、主にX線が利用されてきたが、線量分布に課題があり、患部を照射する線量より周囲の正常組織の照射線量が多くなることがあった。一方、陽子線の線量分布は、陽子のエネルギーで定まる飛程近傍にブラッグピーク (極大値) を示す特性を備え、患部周囲の正常組織への照射線量を大幅に減らせるという特徴を備えている。ブラッグピークを利用する陽子線治療の原理が、1946年に米国のR. Wilsonにより提案されたが、必要

なエネルギーの陽子線を得るために高エネルギー加速器が必要になることから、1980年ごろまでは物理研究施設の加速器を使って治療研究が行われていた。1980年代後半になり、米国ロマリダ大学でシンクロトン加速器を使った治療専用設備が設置され、今日までに1万人を超える多数の患者が治療されている。その後、米国東部のマサチューセッツ総合病院でも陽子線治療施設が建設され、多数の患者が治療されてきている。これらの米国の施設では、患者に照射する線量分布を二重散乱体法と呼ばれる方法で整形し、主に頭頸 (けい) 部や前立腺 (せん) の治療が行われた。

一方、国内では、筑波大学が1980年代に高エネルギー物理学研究所の加速器を使って、陽子線治療の研究を進めていたが、1990年代に入り、国立がんセンター東病院と筑波

大学が治療専用のシステム<sup>1)</sup>を併設し、治療が開始された。また、若狭湾エネルギー研究センターでは多目的加速器システム<sup>2)</sup>を用いて、さらに、静岡県がんセンターでは病院併設のシステムが開発され、それぞれ治療が行われてきた。一方、生物学的効果が陽子より高い炭素線を使った治療システムが独立行政法人放射線医学総合研究所(以下、放医研と記す。)で開発され、1994年から治療が始まり、その後、兵庫県では、炭素線、陽子線双方を使える治療システムが開発されてきている。

これらの国内の陽子線治療では、二重散乱体法<sup>3)</sup>や国内独自のワプリング法<sup>3)</sup>と呼ばれる線量分布整形法を用いて治療が行われた。米国と大きく異なるのは、国内では、早期から肝臓や肺などの臓器に対する陽子線治療が研究された点である。特に、肺や肝臓は呼吸とともに移動するため、呼吸に伴う体動を検出し、呼吸による動きが小さな時間に照射する呼吸同期照射が研究された。欧米では、今日、ようやく呼吸同期照射治療が開始される段階になっている。

陽子線治療は、X線治療に比べて患部に線量を集中できる点が特徴と言われていたが、その一方で、上述の二重散乱体法あるいはワプリング法は、患部形状が複雑な場合に、患部への線量集中性に改善の余地があると考えられていた。これを改善する一つの方法が、直径が1 cm程度の陽子線を走査するペンシルビーム走査法であったが、スイスの国立の研究機関で治療研究が行われたのみで<sup>3)</sup>、病院施設で治療に適用される段階になっていなかった。

このような状況で、2002年末に米国テキサス大学M.D.アンダーソンがんセンターが、二重散乱体法を使用する三つの治療室とペンシルビーム走査を行う一つの治療室で構成する陽子線治療システムを開発する計画をスタートさせた。日立グループは、治療システムの設計、製作を担当し、二重散乱体法を使った治療が2006年5月から、ペンシルビーム走査を使った治療が2008年5月から行われている。全治療室で順調に治療が進んでおり、これに続き、欧米および国内の多数の施設がペンシルビーム走査を使う計画を進めている。

このような粒子線治療の発展の中で、日立グループは、工業用の加速器設計で培った技術を基に、1988年に放医研の重粒子線治療システム開発プロジェクトに参画し、シンクロトロン加速器の設計、製作を担当した。その後、シンクロトロン加速器に加えて照射ノズル、回転ガントリ、患者位置決めシステムを開発し、筑波大学やM.D.アンダーソンがんセンターに納入してきた。

ここでは、日立グループが陽子線治療の精度向上のニーズに対応するために開発してきた技術のうち、シンクロトロン加速器技術について述べる。

## 2 陽子線の線量分布整形<sup>3)</sup>

陽子線治療に用いるシンクロトロン加速器に必要な技術、性能は、主に、治療に用いる線量分布整形法で決まる。

### (1) ブラッグピークと照射深さ

陽子線を照射したときの体内深さと線量の関係を、従来から治療に適用されてきたX線とあわせて図1に示す。陽子線の線量分布は、X線と異なり、飛程が陽子の運動エネルギーで決まり、さらに、飛程の近傍に幅が数ミリメートルのブラッグピーク (Bragg Peak) を持つ。したがって、患部周囲の正常組織を考慮して照射方向と陽子線エネルギーを適切に定めて、さらに、広がりのある患部を下記の線量分布整形法を用いて照射することにより、従来のX線に比べて、患部に線量を集中させることができる。

### (2) 二重散乱体法

#### (a) 横方向の線量分布整形

患部は、陽子線の進行方向に垂直な方向に広がりを持つ。従来、この広がりを持った患部を照射するために、二重散乱体法と呼ばれる方法が用いられていた(図2左参照)。二

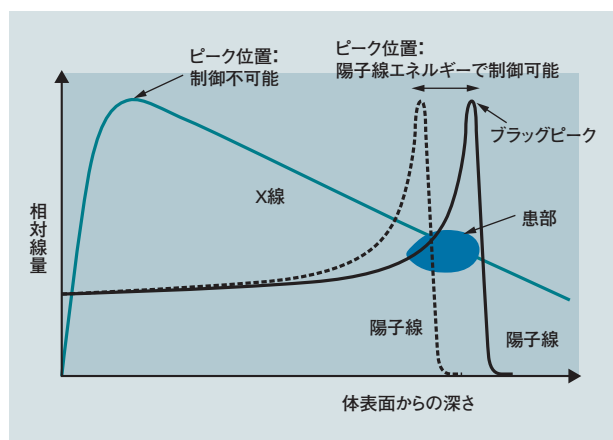


図1 陽子線およびX線の体内の線量分布  
それぞれの線量分布はピークの値で規格化されている。

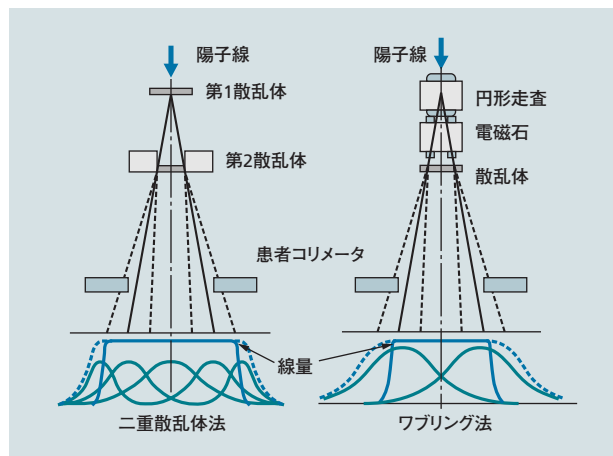


図2 陽子線治療で用いる線量分布整形法

いずれの方法も照射野中央に線量分布が平坦(たん)な領域を形成し、患者コリメータで照射範囲を患部形状に合致させる。

重散乱体法は、第1散乱体で広げた陽子線を、散乱強度の大きい物質を中央に、散乱強度の小さな物質を外側にそれぞれ配置した第2散乱体を通過させて直径10~20 cm程度に拡大、平坦(たん)化する。拡大した陽子線は、患者コリメータで患部形状に合わせて整形される。陽子線治療では、患部の線量分布の一樣度を数パーセント以下に抑えることが必要で、二重散乱体法では、この一樣度を達成するため、陽子線の中心位置を散乱体中心に合わせ、そのずれを時間平均で0.5 mm以下に抑えている。

(b) 深さ方向の線量分布整形

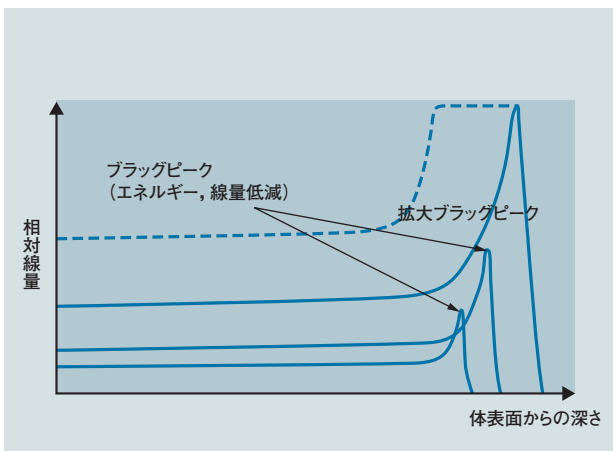
シンクロトン加速器からの陽子線のブラッグピークの幅は数ミリメートルであるため、そのままでは厚みのある患部に必要な線量を照射できない。そのため、従来、ブラッグピーク幅を広げるため、SOBP (Spread Out Bragg Peak) フィルタと呼ばれる機器が用いられてきた。

SOBPフィルタは、**図3**に示すように陽子線のエネルギーと線量を、時間的あるいは空間的に適切に低減し、それらの積算で深さ方向の線量分布を平坦化する機器であり、陽子線が通過する部分の厚みが周回方向に変化する回転ホイールと、厚みが空間的に変化するリッジフィルタがある。

(i) 回転ホイール

回転ホイールは、**図4**に示すように、厚さが周回方向に変化する構造で、陽子線は羽根の部分を通る。この回転ホイールを1分間に数百回転させ、陽子線エネルギーを変化させて時間平均でブラッグピーク幅を拡大、平坦化する。

深さ方向に平坦な線量分布を得るためには、陽子線の電流の時間平均を平坦化、あるいは直線的に変化させる必要がある。回転ホイールでは、最大16 cm程度にブラッグピーク幅を拡大できる一方、ホイールの回転に同期して、適切なタイミングでのみ陽子線をオンするゲーティングにより、ブラッグピーク幅を制御できる。



**図3** 複数のブラッグピークの重畳によるブラッグピーク幅拡大  
ブラッグピーク幅拡大量に応じて使用するエネルギー、線量を設定する。

(ii) リッジフィルタ

リッジフィルタは、厚さが空間的に変化する金属を平面的かつ周期的に配列した機器であり、厚みと幅を適切に変化させて必要なブラッグピーク幅を得る。

リッジフィルタは構造の制限から、ブラッグピーク拡大の最大値が回転ホイールより小さく、かつ、拡大幅ごとに交換が必要である。

(3) ワプリング法

(a) 横方向の線量分布整形

ワプリング法の概要を**図2**右に示す。散乱体で片側サイズを10 cm程度に広げた陽子線を電磁石で円形に走査し、走査軌道の中央に時間積分で平坦な線量分布を形成する。

この方法は、陽子線の位置精度は2 mm程度まで許容されるが、多数回の走査により線量分布を平均化する必要がある。ビームの利用効率は20%程度で、二重散乱体法の約 $\frac{2}{3}$ 程度になる。

(b) 深さ方向の線量分布整形

ワプリング法では、ブラッグピーク幅の拡大は、前述のリッジフィルタを用いて行われる。

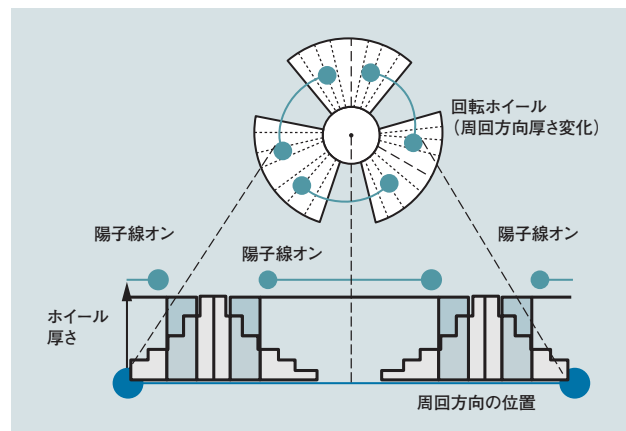
(4) ペンシルビーム走査法

前述の二重散乱体法やワプリング法では、患部形状が凹型などの場合に患部周囲へも患部と同様に照射する部分が生じる。また、患者ごとに患者コリメータやSOBPフィルタを変える必要がある。ペンシルビーム走査法は、患者コリメータやSOBPフィルタが不要で、凹型などの複雑な形状の患部に線量を集中させることができる。

(a) レイヤ内の陽子線走査

ペンシルビーム走査法では、患部を深さ方向に複数レイヤに分けて、レイヤごとに陽子線を走査する。

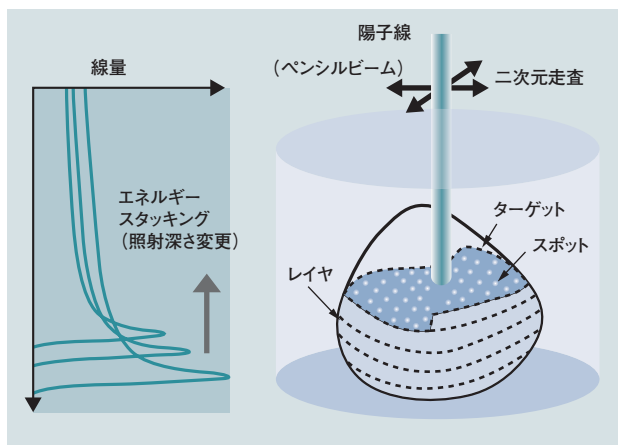
サイズ(1 $\sigma$ )が5~10 mm程度の陽子線(ペンシルビーム)をあらかじめ定めたスポット位置に数ミリ秒間照射し、所定量を照射した後に陽子線を停止する。次に、電磁石で照



**図4** ブラッグピーク幅拡大用の回転ホイール

厚さが周回方向に変化するホイールを陽子線が通過する際にエネルギーが変化し、ブラッグピーク位置が変わる。





**図5 ペンシルビーム走査法**

患部を深さ方向のレイヤに分割し、各レイヤ内をスポット走査する。シンクロトロンで陽子線エネルギーを変更し、レイヤ深さを変える（エネルギースタッキング法）。

射スポット位置を変えて所定量を照射する。横方向の線量分布が計画どおりに得られるように、スポット位置の間隔はビームサイズ程度に設定される。

この方法で所定の線量分布を得るためには、陽子線の位置精度を各スポットで1 mm以下にする必要がある。また、照射する線量を計画値にするために、陽子線を停止させるまでの時間を150  $\mu$ s以下に抑える必要がある。

**(b) レイヤ深さ変更**

ペンシルビーム走査法では、加速器で陽子エネルギーを順次変えてレイヤ深さ、すなわち、ブラッグピーク位置を変えるエネルギースタッキング法を用いる（図5参照）。前述のように、ブラッグピークの幅は数ミリメートルであるため、患部の厚さが増えると、必要なエネルギー種類が増加する。

エネルギースタッキング法では、エネルギー変更を短時間でいき、かつ、エネルギーを変更した際、ビームの位置精度を維持する必要があるため、加速器、ビーム輸送系に高い安定性、再現性などが求められる。

**(5) 呼吸移動性臓器の照射**

前述のように陽子線治療は、線量を患部に集中して照射できる点に特徴がある。したがって、肺や肝臓など呼吸に伴って移動する臓器の治療では、患部の動きが小さいときに照射することが望ましい。そのため、陽子線を短時間で出射開始、および停止でき、かつ、そのタイミングをフレキシブルに変更できる技術が必要となる。

**3 シンクロトロン加速器技術**

**3.1 陽子線治療用シンクロトロン**

陽子線治療では、体内深さおよそ30 cm程度までの患部を治療するため、陽子線を約250 MeVまで加速できる加速器が必要で、そのため、シンクロトロン加速器、あるいはサ

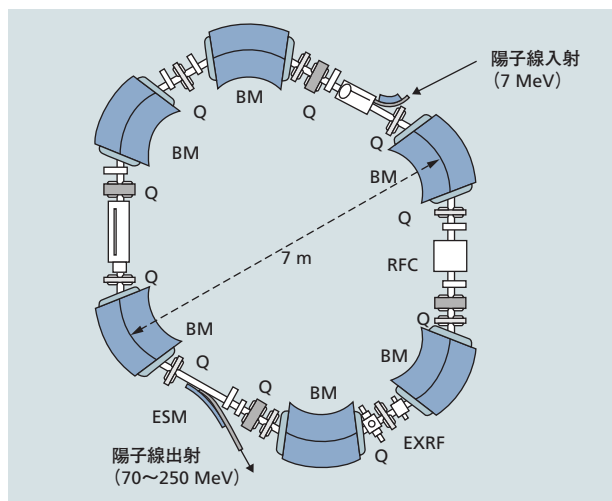
イクロトロン加速器が用いられてきた。日立グループは、高エネルギーまでの加速やエネルギー変更の能力での優位性を考慮し、工業用加速器の開発や放医研の炭素シンクロトロン開発で培った技術を基にシンクロトロン加速器<sup>4)</sup>を用いる陽子線治療システムを開発してきた（図6参照）。

陽子線治療用のシンクロトロンでは、ライナックで加速したエネルギー7 MeVの陽子線を入射した後、陽子線の周囲周波数の高周波エネルギーを加速空洞から陽子線に加えながら、シンクロトロンを構成する偏向電磁石や四極電磁石の磁場強度を増加させる。この運転により、陽子線のエネルギーは1秒以下で所定値に到達する。加速エネルギーは陽子線の加速とともに増加させる高周波の周波数と偏向電磁石の磁場強度により変更、制御できる。

シンクロトロンの中では、陽子線は、中心軌道の周囲を振動（蛇行）しながら周回する。この振動はベータトロン振動と呼ばれ、シンクロトロン1周中のベータトロン振動数をチューンと呼ぶ。チューンの小数部が $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{1}{3}$ ,  $\frac{1}{4}$ などの場合、わずかの誤差磁場が繰り返し陽子線に作用し、ベータトロン振動の変位が増加して、真空ダクトに衝突し、失われる。これを防止するためにシンクロトロンには、光学での凸レンズ、凹レンズに相当する四極電磁石が設置され、チューンを適切な値になるように制御している。

**3.2 ビーム加速、出射**

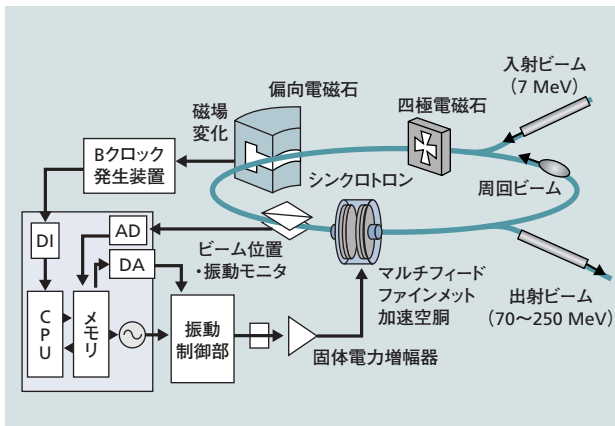
陽子線治療システムでは、陽子をさまざまな種類のエネルギーに加速し、かつエネルギー変更を短時間で簡単に行う必要がある。物理研究用シンクロトロンで加速に使われていた高周波加速空洞は、共振周波数を周回周波数に合わせる同調型で制御が複雑であった。日立グループは、日立



注：略語説明 BM（偏向電磁石）、Q（四極電磁石）、RFC（加速空洞）、EXRF（出射用高周波電極）、ESM（出射器）

**図6 陽子線治療用シンクロトロン**

陽子線を70～250 MeVまで加速できる直径7 mのシンクロトロンの模式図を示す。加速エネルギーを運転周期ごとに変更できる。



注：略語説明 DI(Digital Input)、AD(Analog Digital Converter)、DA(Digital Analog Converter)、CPU(Central Processing Unit)

図7 陽子線治療用シンクロトロンの高周波加速システム

加速用高周波の周波数は、偏向磁場強度の増分で決める。また、ビーム位置の変動により加速周波数に補正を加える。

金属株式会社が開発した磁性材料ファインメットが高周波加速空洞のコアに適していることに着目し、共振周波数の制御が不要で、かつ、ファインメットコアに別々に給電できるマルチフィード方式非同調型高周波加速空洞を開発した<sup>5)</sup>。マルチフィード方式とすることで、ファインメットおのにおに給電するパワーを下げるができるため、固体電力増幅器が使え、信頼性、保守性が向上した<sup>6)</sup>。また、加える高周波周波数をデジタル制御することにより、加速エネルギーを高い信頼性で変更、制御できるようになった(図7参照)<sup>7)</sup>。

ファインメットを使った高周波加速空洞は、陽子線治療用のシンクロトロン向けに開発したが、その後、炭素線治療用のシンクロトロンやさまざまな物理研究用のシンクロトロンにも適用されるようになっていく。

陽子線の加速では、安定なベータトロン振動が必要であるが、加速後の出射では、ベータトロン振動に共鳴現象を発生させ、ベータトロン振動の変位を増加させて出射用偏向器から出射する。従来の物理研究用加速器では、ベータトロン振動に共鳴現象を発生させるために、シンクロトロン内の四極電磁石の磁場強度を変更してベータトロン振動

の安定限界を徐々に小さくし、安定限界を越えた陽子線から順次、出射していた。この出射法では、出射の過程で、ベータトロン振動に共鳴を発生させる安定限界の大きさが変わるために、出射する陽子線の軌道位置が変わり、照射ノズルから照射する陽子線の位置が時々刻々変化するという問題があった。また、安定限界の大きさを四極電磁石の磁場強度で変化させるために、陽子線の高速の出射、停止切り替えが容易ではなく、物理研究用加速器で用いられていた出射法をそのまま陽子線治療システムに適用することは困難であった。

日立グループは、上記の物理研究用の出射法の課題を抜本的に解決できる高周波駆動出射法を開発した<sup>8)</sup>、<sup>9)</sup>。この出射法では、四極電磁石の磁場強度を適切に設定し、安定限界の大きさを一定に保つ。一方、陽子線のベータトロン振動に同期する周波数の高周波電界を陽子線に加えて、ベータトロン振動の振幅を徐々に増加させ、安定限界を越えさせる(図8(a)参照)。

安定限界を一定に保ったまま陽子線を出射できるため、図8(b)に示す測定結果からわかるように陽子線の軌道位置を一定化できる。また、出射のために陽子線に加える高周波のオン、オフにより、出射の開始、停止をおよそ150 μsで切り替えることができる。出射用の高周波を加えるだけの簡単な運転で出射した陽子線の軌道を一定に保てること、出射用高周波のオン、オフで出射、停止を高速で切り替えられることなどで、この出射法は、筑波大学やM.D.アンダーソンがんセンターだけでなく、ドイツのがんセンターで開発中の炭素線治療用シンクロトロンなど、多数の粒子線治療用シンクロトロンで用いられるようになった。

### 3.3 出射陽子電流制御および出射、停止切り替え

上記の高周波駆動出射法では、出射用の高周波電力を増加すると、ベータトロン振動の変位増加が速くなり、陽子線の出射電流が増加する。この特性を利用して、図8(c)

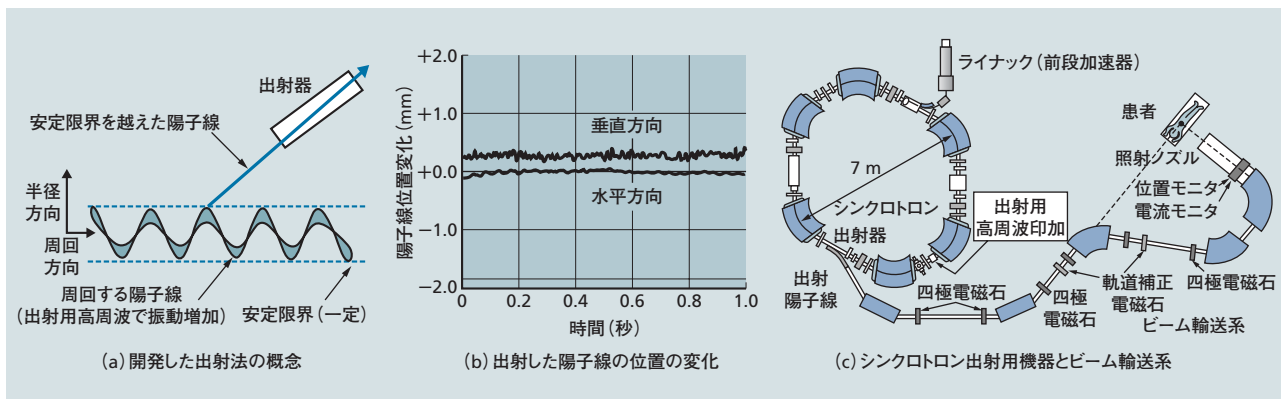


図8 陽子線治療用に開発したシンクロトロンからの陽子線出射法

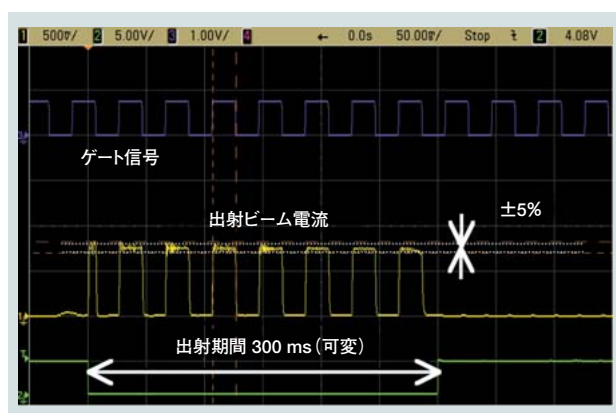
振動の安定限界を一定にし、高周波により、振動を増加させて安定限界を越えさせる。安定限界を一定にした効果で軌道位置が一定する。

に示す輸送系、あるいは、照射ノズルに設置した電流モニターで電流を測定し、これに基づき、出射用高周波電力を制御する出射電流フィードバック制御装置を開発した<sup>10)</sup>。

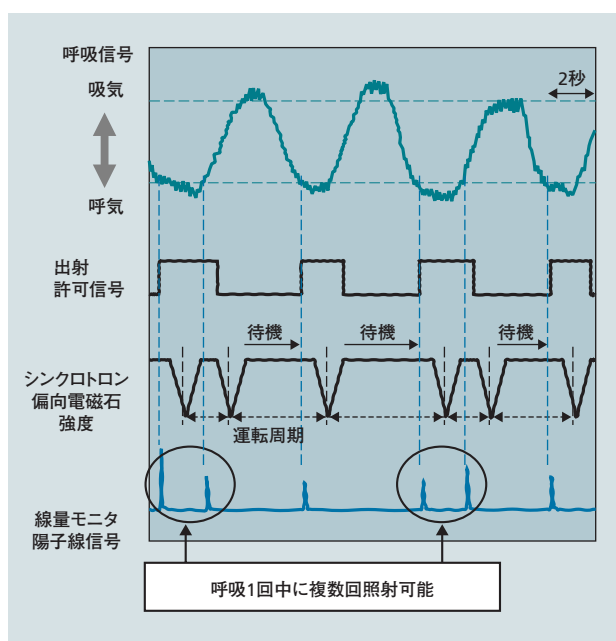
このフィードバック制御装置を用いて、出射電流の時間変化を平坦化するように制御した例を図9に示す。この例では、回転ホイールでのブラッグピーク幅制御のために、出射用の高周波のオン、オフにより、陽子線をゲーティングしている。また、図9には、出射期間を0.3秒にした例を示しているが、フィードバック制御の目標値を変えて、出射期間を延ばすことが可能である。

### 3.4 呼吸同期照射のための可変周期運転

呼吸周期は、患者ごとに異なり、また、治療中にも変化する。このような違いに対応するため、シンクロトロン運転周期、陽子線の出射、停止タイミングを患者の呼吸信



**図9 陽子線出射電流の実時間制御例**  
出射期間を0.3秒として、電流を平坦化し、かつ、オン、オフした例を示す。



**図10 患者の呼吸に合わせて運転タイミングを変える運転法**  
患者の動きが静かになったタイミングで陽子線を出射し、すぐに次の運転サイクルに移行する。呼吸周期の変化に自動的に対応可能である。

号に基づき、フレキシブルに変更する方法を開発した<sup>2)</sup>。この方法は、図10に示すように、加速して所定エネルギーに達した後、患者の呼吸信号に基づく陽子線の出射許可信号を待つ。シンクロトロンは出射許可信号を受けると前述の出射用高周波を印加し、陽子線の出射を開始する。シンクロトロン中の陽子線をすべて出射するか、陽子線を停止する呼吸信号を受けた場合に、出射用の高周波を停止し、陽子線の出射を終了する。その直後に、シンクロトロンの磁場強度を下げ、次の運転周期に移行し、入射、加速後、陽子線の出射許可信号を待つ。この方法により、シンクロトロンの運転周期を患者の呼吸周期にフレキシブルに合わせることができるため、シンクロトロン運転周期一定の場合に比べ、治療時間を $\frac{1}{2}$ から $\frac{1}{5}$ 程度に短縮できる。

### 3.5 ビーム輸送系軌道補正

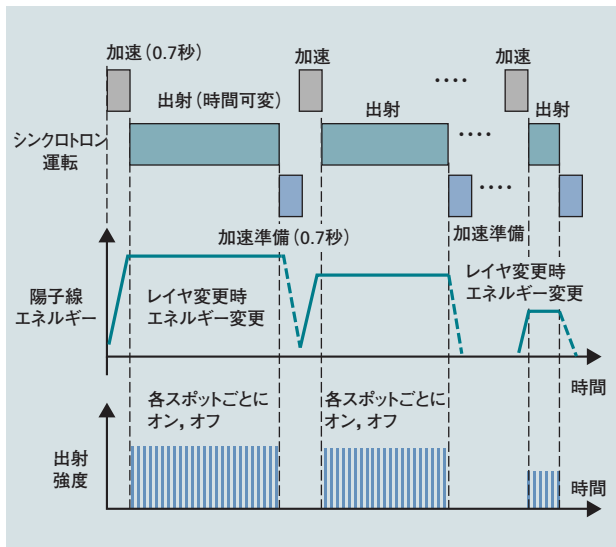
照射ノズルに入射する陽子線は、エネルギー、あるいは、回転ガントリの角度の値にかかわらず、位置、勾配とも所定範囲内にある必要がある。従来、用いられていた位置、勾配の補正法では、軌道補正電磁石が陽子線位置モニターの直前に設置されている必要があり、照射ノズルでの補正に適用することが困難であった。四極電磁石、偏向電磁石を通る陽子線の軌道を記述できる行列の特性に着目し、図8(c)に示すように輸送系の上流に設置した軌道補正電磁石を使って、照射ノズルでの陽子線の位置、勾配を補正する方法を開発した<sup>11)</sup>。この方法により、軌道補正電磁石と陽子線位置モニターの間に設置された電磁石の位置誤差を計測することなく、位置、勾配の両者を補正できるようになった。

### 3.6 運転周期ごとのエネルギー変更

ペンシルビーム走査では、各レイヤを走査後、陽子線のエネルギーを変えて次のレイヤを照射する(エネルギースタッキング法)。エネルギースタッキングを行うためには、陽子線のエネルギー変更を短時間で行うとともに、それぞれのエネルギーで回転ガントリ角度によらず所定の径や位置精度で陽子線を照射ノズルに供給する必要がある。

陽子線のエネルギーは、ビーム輸送系に設置したレンジシフターで変更できるが、陽子線のビームサイズが増大し、ペンシル走査に不適合で、シンクロトロンでのエネルギー変更が必要である。前述の陽子線加速、出射技術、軌道補正技術、および、ビーム計測技術、安定な電源、制御技術に基づき、シンクロトロンの運転周期ごとにエネルギーを変更して陽子線を照射ノズルに供給するエネルギースタッキング運転が可能となった(図11参照)。このエネルギースタッキングを用いたペンシルビーム走査法により、最大深さ30 cm、照射野30 cm四方の範囲を、各照射スポットでのビーム位





**図11 エネルギースタッキングのためのシンクロトロン運転**  
 所定エネルギーまで加速後、ビームを出射し、スポットスキヤニングを行う。出射期間は、走査する照射野サイズに応じて可変である。

置偏差を1 mm以下に抑えて照射し、所定の線量分布を得ることができる<sup>12), 13)</sup>。

#### 4 陽子線治療の今後の発展

1946年に米国で提案された陽子線によるがん治療が、1990年代以降、欧米、日本に加えて、中国、東南アジアでも行われるようになり、世界で治療を受けた人が、5万人を超える段階に入っている。陽子線治療が拡大した主な要因としては、高齢社会に必要なQOLを維持できる治療法であること、画像診断の技術が発展し、患部に線量を集中できる陽子線治療の特徴が生かせるようになってきたことなどが考えられる。しかし、これまでの照射法には改良の余地があり、陽子線の特徴を十分に生かしきれていないと言われてきた。陽子線の特徴を生かす有力な方法が、ペンシルビーム走査法であり、M.D.アンダーソンがんセンターで治療に適用されるようになったことを考えると、このペンシルビーム走査法の普及とさらなる高精度化への要求がますます強くなると考える。後者の高度化については、ペンシルビーム走査法を使い、回転ガントリを使ってさまざまな方向から各治療に適した種々の線量分布で照射する強度変調照射技術や、体内でのビーム径の増加が陽子より小さい炭素線でのペンシルビーム走査などが求められていく可能性が高い。その実現のためには、画像診断の技術がさらに発展し、加速器・ビーム制御技術をさらに発展、高度化させる必要があると考えている。

#### 5 おわりに

ここでは、日立グループが、陽子線によるがん治療の高精度化を目的に開発したシンクロトロン加速器技術について述べた。

日立金属株式会社が開発した磁性材料ファインメットを用いる非同調型加速空洞とそれを用いるデジタル方式高周波加速技術、シンクロトロンの電磁石強度を一定にしたまま高周波を加えて陽子線を出射する高周波駆動出射法、また、治療室へ輸送する陽子線の軌道を高精度で補正する方法を開発した。さらに、これらの技術に基づき、出射、停止を高速で切り替える技術や陽子線強度を実時間で制御する技術を開発した。

これらの開発の結果、陽子線の特徴を生かす方法として期待されていたペンシルビーム走査法を実現でき、2008年5月より米国で治療に適用されている。

日立グループは、本稿で述べた加速器技術に加えて、治療の高精度化に必要な照射ノズルや回転ガントリ、患者カウチ、さらに、患者位置決め支援などの技術開発に取り組んできた。陽子線治療は、欧米、国内とも、今まで以上に高精度化が求められていく可能性が高く、これらの技術をさらに発展させることにより、陽子線治療の普及、発展に寄与できると考えている。

#### 参考文献など

- 1) M. Umezawa, et al.: Proc. of the 2001 Particle Accelerator Conf., p.648, Chicago, U.S.A. (2001)
- 2) K. Matsuda, et al.: Proc. of the 2001 Particle Accelerator Conf., p.2592, Chicago, U.S.A. (2001)
- 3) W. T. Chu, et al.: Rev. Sci. Instrum., Vol. (8), p.2055 (1993)
- 4) K. Hiramoto, et al.: Proc. of the 1997 Particle Accelerator Conf., p.3813 Vancouver, B.C., Canada (1997)
- 5) K. Saito, et al.: Nucl. Instr. and Meth. A 402, p.1 (1998)
- 6) K. Saito, et al.: Nucl. Instr. and Meth. A 401, p.133 (1997)
- 7) K. Saito, et al.: Proc. of the 2004 European Particle Accelerator Conf., p.2047, Lucerne, Switzerland (2004)
- 8) K. Hiramoto, et al.: Nucl. Instr. and Meth. A 322, p.154 (1992)
- 9) K. Hiramoto, et al.: Proc. of the 1993 Particle Accelerator Conf., p.309, Washington D.C. U.S.A. (1993)
- 10) K. Saito, et al.: Proc. of the 2008 European Particle Accelerator Conf., p.1829, Genoa, Italy (2008)
- 11) T. Norimine, et al.: Proc. of the 2002 European Particle Accelerator Conf., p.2751, Paris, France (2002)
- 12) K. Matsuda, et al.: Proc. of the 95th Scientific Meeting of JSMP, p.134, Yokohama, Japan (2008)
- 13) H. Nihongi, et al.: Proc. of the Tenth Symposium on Accelerator and Related Technology, p.65, Tokyo, Japan (2008)