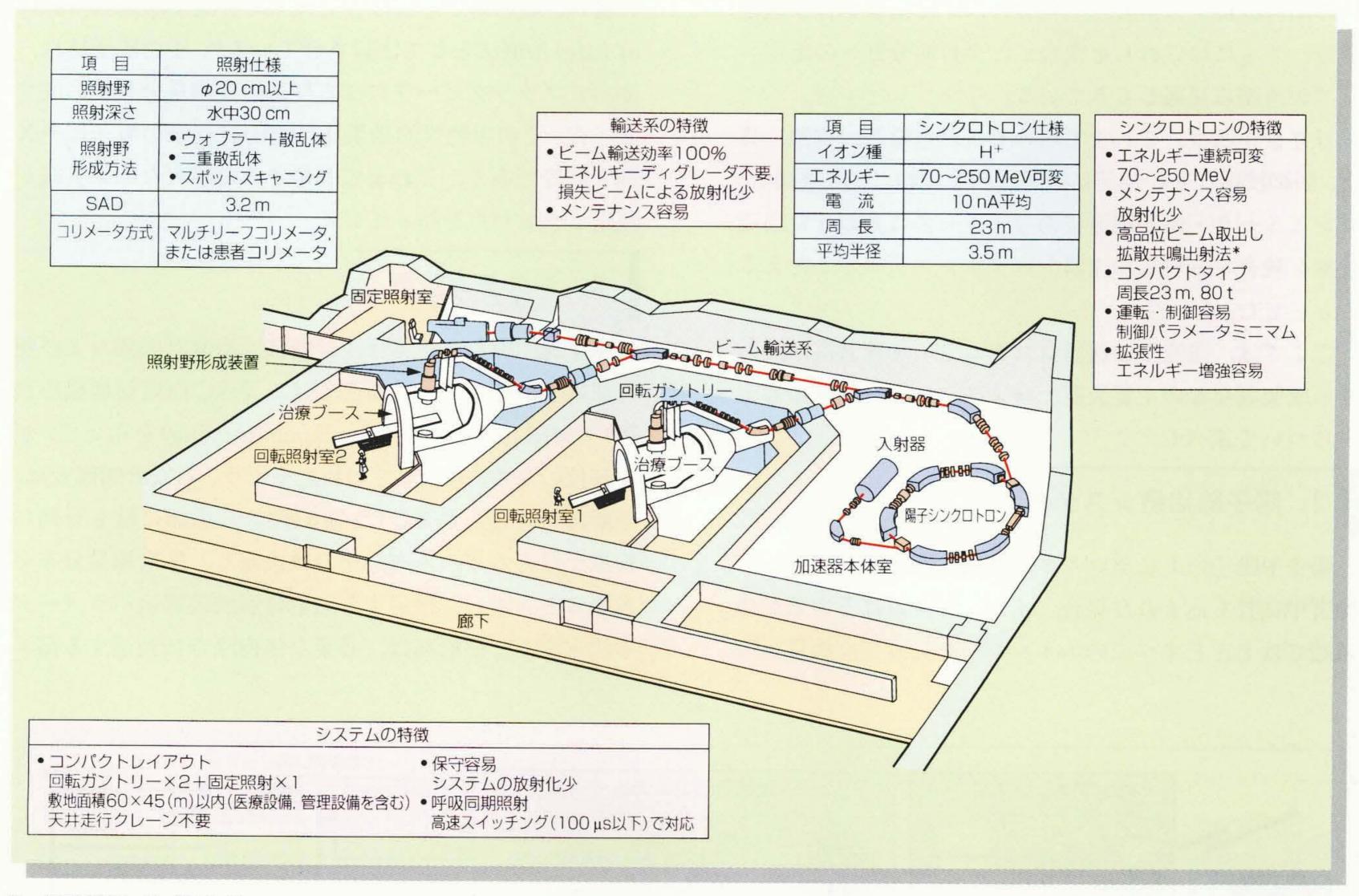
# 粒子加速器トータルシステム構築と設計技法

System Design of Particle Accelerator

廣田淳一\* Jun'ichi Hirota 平本和夫\*\* Kazuo Hiramoto



注: 略語説明など SAD(Source to Axis Distance), \*電磁石強度一定で高周波を加える共鳴取出し法

#### 陽子線治療システムの概念図

小型で放射化の少ないシンクロトロンから拡散共鳴出射法によって取り出した良質のビームを, 患部を任意の方向から照射できる回転照射室 2 室と固定照射室へ安定に輸送する。この構成により, 新患数400人/年以上の治療照射を目指す。

陽子線を用いたがん治療は、病巣以外の正常組織の機能保全性に優れ、短期間で患者の社会復帰が可能な治療法として注目されている。日立製作所は、加速器自体でエネルギー変更が容易で周辺機器の放射化が少ないシンクロトロンを中心に、医療機器などの関連技術を統合した粒子加速器トータルシステムを開発している。

新開発の拡散共鳴出射法を用いると, 眼の浅いがんから肺・肝臓の深部がんまですべてのがんを治療対象とする最高エネルギー250 MeV, 周長23 mの小型陽子シンクロトロンが実現可能となる。この出射法と患部を任意の

角度で照射できる回転ガントリー、陽子ビームを患部形状と同じ形に整形する照射野形成装置、および三次元治療計画システムを組み合わせて、精度よく、安定に治療照射を行うことができる。これまで複雑とされたシンクロトロンの運転では、繰返し制御、電源同期制御をプレプログラミングに組み込むことにより、専門家以外でも容易に運転できる小型の臨床装置とした。さらに、運転パターンを動的に制御することにより、将来の照射法と期待されるスポットスキャニングやアクティブスキャニングへの拡張性も確保している。

<sup>\*</sup>日立製作所 日立工場 理学博士 \*\*日立製作所 日立研究所 工学博士

## 1. はじめに

電子や陽子などの荷電粒子を高エネルギーまで加速する加速器は、これまで物質の究極を探る原子核や素粒子研究とともに発展してきた。近年になって、核物理研究のほかに、半導体のイオン打込みなどの工学分野、動植物の品種改良を目指した生物分野、がん治療を行う医療分野、さらにはこれらを複合した多目的分野への応用ニーズが急速に発展してきている。

日立製作所は、これまで培ってきた電磁石、電源、真空、制御技術などの加速器関連技術を中核に、医療機器、コンピュータ・情報関連技術などニーズに合わせた周辺技術を統合する粒子加速器トータルシステムでこたえることとした。

ここでは、医療用加速器システムでの加速装置、照射 野形成装置などの主要装置、およびシステム設計の考え 方について述べる。

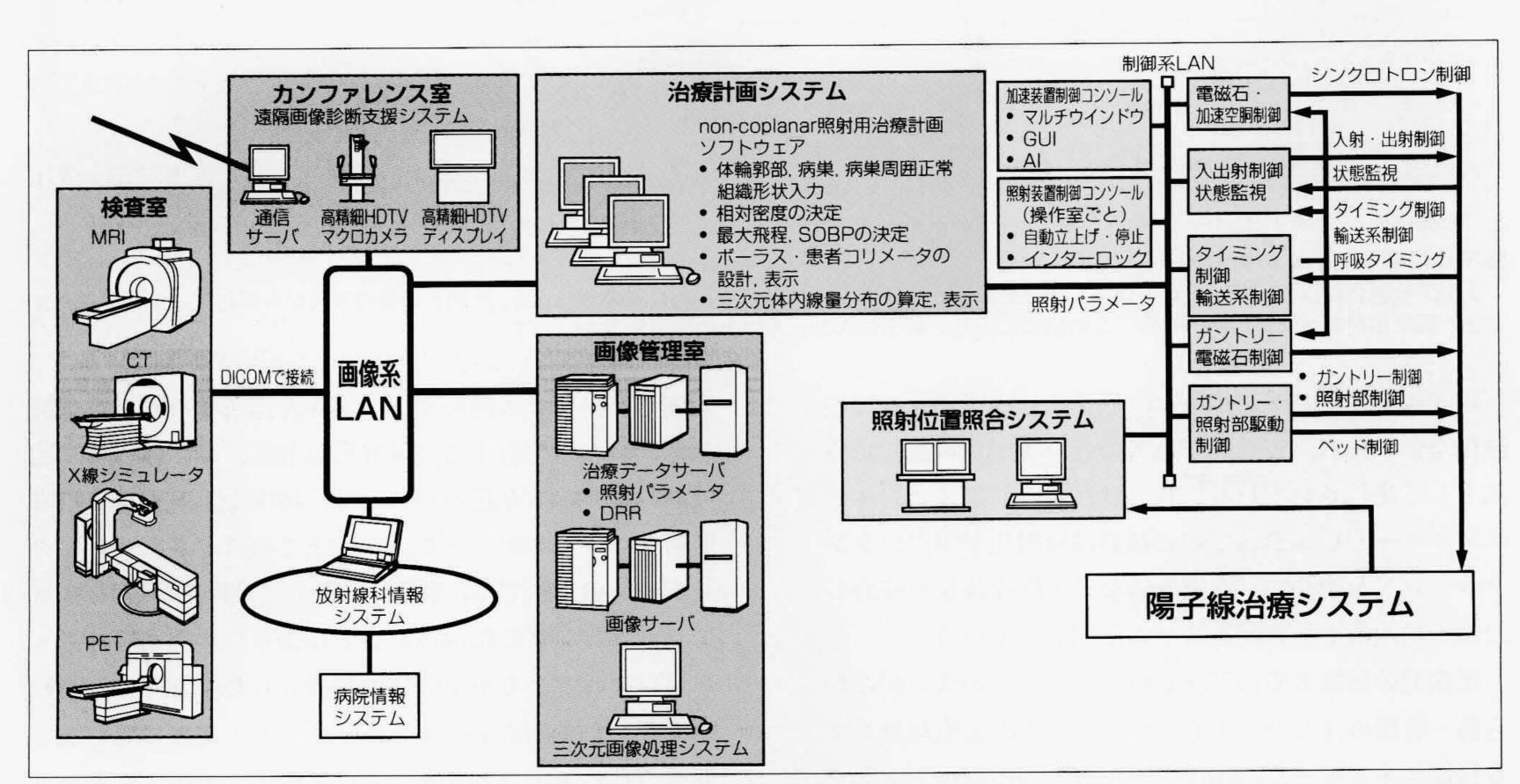
# 2. 陽子線治療システム

陽子や陽子以上に重いイオンの高エネルギービームが 物質中に打ち込まれた場合、イオンビームはその飛程の 末端でほとんどすべてのエネルギーを失って高線量領域 を形成する。これは一般にブラッグピークと呼ばれ、電子線やX線にはないイオンビームの大きな特徴であり、がん治療に利用される。

高エネルギービームを人体に打ち込む場合、体表面付近をほとんど傷つけることなく体内のがん細胞だけが破壊できる。そのため、がん以外の正常組織の機能保全性に優れ、短期間で患者の社会復帰が可能なQOL(Quality of Life)治療法として注目されている1)。また陽子線は、体内でブラッグピークによる理想的な線量分布を形成する一方、その生物学的効果比(RBE)は従来の電子線やX線と同等であり、これまで蓄積された膨大な臨床実績が使用できる利点を持っている。

# 3. システム設計

陽子線治療システムは、診断部、治療計画部および照射部に大別できる。診断部では、X線CT(断層像撮影装置)やMRI(Magnetic Resonance Imaging)を用いて、がん部位の深さ、形状などの特定を行う。治療計画部では、診断部から得られるCTやMRI像から患部に最も有効に線量を与えるビーム方向を複数決定し、体内線量分布を求めるとともに、後述する照射野形成装置のパラメータも決定する。照射部は、必要な体内深さに到達する高工



注: 略語説明 PET(Positron Emission Tomography), DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) HDTV(High Definition Television), DRR(Digital Reconstruction Radiography), SOBP(Spread Out Bragg Peak) GUI(Graphical User Interface)

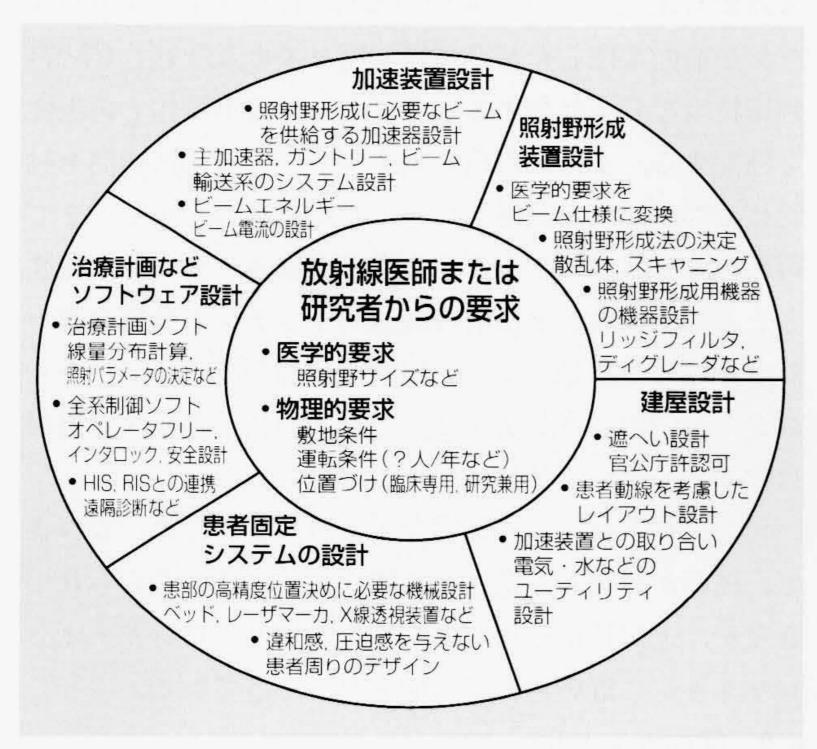
### 図1 医用治療システムの全体構成

日立製作所は、急速な立ち上がりを見せる医療用システムへ積極的に取り組んでいる。

ネルギー陽子を発生,加速する加速装置,加速装置から 得られる陽子ビームを任意の角度に輸送する回転ガント リー, 点状ビームを患部形状と同じ形に整形する照射野 形成装置,および患者を固定するベッドなどの固定装置 で構成する。これらを制御し、治療計画部によって決定 されたビーム方向, 照射深さ, 照射広さを実現するよう にビームを整形して患部に照射する。

医用治療システムの全体概念図を図1に示す。同図中, 診断部は将来の遠隔診断などを考慮して、病院情報シス テム "HIS (Hospital Information System)", および "RIS (Radiology Information System)"への乗り入れも 可能としている。

陽子線治療システムのシステム設計フローを図2に示 す。システム設計は、どのようながんをターゲットにす るのかによって決まる医学仕様、すなわち最大の照射深 さ、照射野の大きさ、および物理仕様、すなわち建屋の 敷地形状、受変電規模、年間の治療人数などのシステム 規模を決定することから始まる。決定した仕様に基づき, 加速器設計(シンクロトロン,回転ガントリーを含むビー ム輸送系,全系,および各機器制御装置),照射野形成装 置設計,建屋設計(遮へい設計,ユーティリティなど), 患者固定システム設計,ソフトウェア設計(治療計画シス テム,診断機器,医療ネットワークなど)を実施し、相互 の結果をフィードバックしてシステムを完成させる。



#### 注:略語説明

HIS (Hospital Information System) RIS (Radiology Information System)

#### 図2 陽子線治療システムの設計フロー

各種設計を総合的に満足するシステム設計力が発揮できる。

## 4. 加速器設計

#### 4.1 シンクロトロン

日立製作所は,加速器自体でエネルギー変更が容易で 放射化が少ないシンクロトロンシステムを開発している。 その設計は、(1) 陽子ビームのエネルギー範囲、(2) 取出し 電流,(3)加速器サイズ,(4)操作性,運転性を総合的に満 足するものとした。

陽子ビームのエネルギー範囲は、どの部位のがんを治 療するかによって決定される。眼の網膜メラノーマに代 表される浅いがん、頭頚(けい)部の中程度深さのがん、 肺や肝臓の深部がんなど、すべてのがんを治療対象とす る場合,必要なエネルギーは70~250 MeVとなる。さら に,陽子線を従来のX線の代わりに用いる高精度診断(陽 子線ラジオグラフィー)を行う場合、最高エネルギーは 270 MeV となる。

次に、取出し電流は1照射当たり患部にどの程度の線 量を集中させるかで決まる。一般に照射線量は2Gy/min・ 回が適切と考えられ、これから取出し電流は10 nA以上 が必要となる。

加速器サイズや運転性も重要な設計課題である。陽子 線治療システムの小型化を図り, 1周のビーム軌道長さ (周長)を30 m以下とし、かつ医師や医療技師、看護婦な どが容易に運転できるシステムとすることにより、国立 研究機関はもとより、県単位の臨床装置として普及でき ると考えるからである。

日立製作所は,上記仕様が達成できる数種類のシンク ロトロンシステムを開発している。その構成例を図3, 4にそれぞれ示す。

陽子ビームを周回させる偏向電磁石にビームを安定運 動させる四極磁石機能を付加した機能結合型偏向電磁石 を用い、陽子エネルギー250 MeVを達成する周長23 mの 小型シンクロトロンを図3に示す2)。このタイプでは、偏 向磁石と四極磁石を一体化し, 運転の自由度を減らすこ とによって操作・運転性の向上を図っている。

最高エネルギー270 MeVを達成する周長22 mの小型 シンクロトロンを図4に示す。小型かつ高エネルギーを 実現するため、パターン運転の常電導電磁石としては最 高の磁場強度1.8 Tを発生する偏向電磁石を用いた機能 分離型シンクロトロンとしている。

小型シンクロトロンでは, 高エネルギービームの取出 しや加速が最重要課題であり、日立製作所は、拡散共鳴 取出し3), 非同調加速空胴4)の開発・検証によってこれを

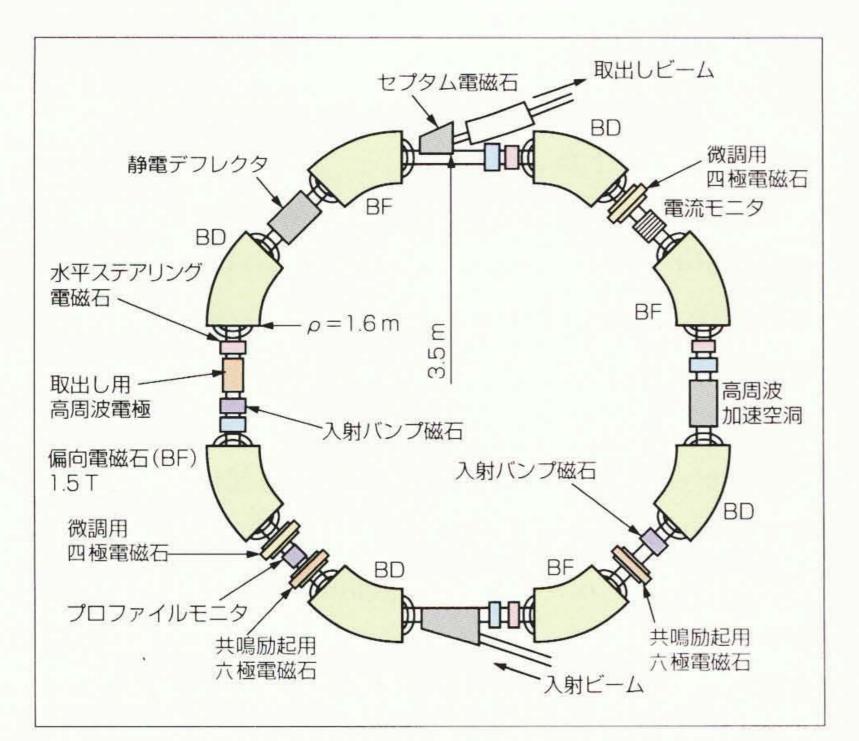
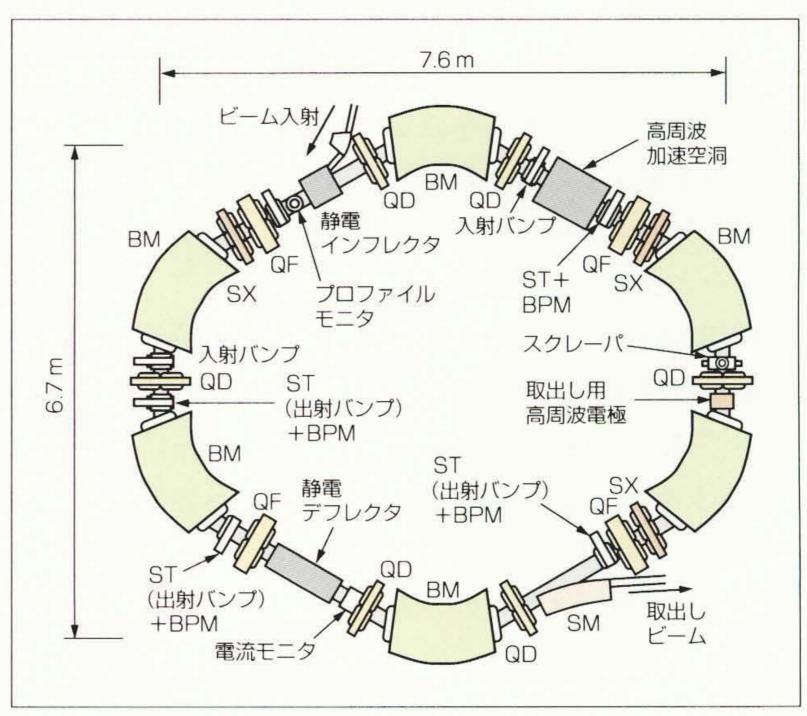


図3 陽子エネルギー250 MeVの機能結合型シンクロトロン 収束用偏向磁石(BF),発散用偏向磁石(BD)によって小型化を実 現した。

解決している。拡散共鳴取出しは、四、六極電磁石などによって陽子ビームの周回運動に安定限界を設定し、高周波電極によって帯域高周波を陽子に印加して、周回運動の振幅が大きくなった陽子から順にシンクロトロン外へ取り出す方法である。従来法に比べて、(1) ビーム位置の変動がない、(2) ビームサイズが小さい、(3) 高速にビームをスイッチングできるなど、さまざまな利点を持つ。このため、後述の照射野形成装置に非常に良質のビームが供給できる。また、取出し軌道内に偏向電磁石を置き、十分に長い取出し軌道を確保することにより、小型シンクロトロンで高エネルギービームの取り出しを可能としている。

シンクロトロンの運転では、まず、入射器でシンクロトロン入射に必要なエネルギーまで初期加速された陽子ビームをシンクロトロンへ入射する。その後、偏向、四極電磁石の磁場強度を陽子線のエネルギーに同期させて強め、陽子ビームをエネルギーによらず一定軌道上に保持しながら高周波加速空胴で一周ごとに加速電圧を印加し、必要エネルギーまで加速する。加速終了後、シンクロトロンを周回するビームの共鳴現象を利用して陽子ビームをゆっくりと取り出す。取り出されたビームは、ビーム輸送系で回転照射室または水平照射室に導かれ、照射に使用される。

シンクロトロンの運転シーケンスは,上記に示すよう に固定的であり,現在のディジタル制御技術を用いれば プレプログラミングが十分可能である。これに,全シス



注:リング周長:22.2 m

BM:偏向電磁石

曲率半径1.4 m 磁場1.8 T (270 MeV)

QF:四極収束電磁石 QD:四極発散電磁石 SX:六極電磁石 SM:セプタム電磁石 ST:ステアリング電磁石 BPM:ビーム位置モニタ

高周波加速空洞:ファインメットコア使用非同調型

図 4 陽子エネルギー270 MeVの機能分離型シンクロトロン 陽子線ラジオグラフィーに対応した小型シンクロトロンを実現 した。

テムの起動信号を電磁石電源の整流点弧信号のゼロクロス点から生成する電源同期制御が、電磁石群の励磁パターンを偏向電磁石を基準に繰り返し求める繰返し(学習)制御技術などを付加することにより、簡単操作と再現性を確保する。また、取出しエネルギーでの保持時間を動的に制御したり、減磁時にいったん最高エネルギーまで再励磁するなどのくふうを電磁石の励磁パターンに施すとともに、拡散共鳴出射の高速スイッチング特性を用いると、呼吸性移動臓器への照射(呼吸同期運転)や、パルスごとに体内深さを変化させて患部形状を追尾する照射(コンフォーマル照射)への拡張が容易となる。

シンクロトロンでは必要な要素数が多いため、これまで、運転が複雑で安定性・再現性に欠けると考えられてきたが、上記技術を付加することにより、ワンキーオペレーションに近い運転が可能となってきている。

## 4.2 回転ガントリー

回転ガントリーは、シンクロトロンから取り出したビームを任意の角度で患部に照射できるように輸送する360度回転機構を持つ電磁石群と遮へい構造から成る。

回転ガントリーでは、ビームや機械的特性が回転角に 依存しない設計が要求される。シンクロトロンの出口か ら回転ガントリー入口までのビーム輸送用電磁石群を適 切に配置することにより、ガントリー入口でのビーム形 状,サイズ,および軌道こう配に回転対称性を持たせる。 この条件とガントリー自身の機械的回転対称性を組み合 わせて, 最終的に回転角依存性を消去する。

日立製作所の拡散共鳴出射法は,取出しビーム径が小 さく、その変動もないため、ガントリー入口での回転対 称性が容易に実現できる。また、患者への治療照射以外 の不要照射を防ぐため、電磁石群のカウンタバランスを 補助遮へいとするなど, 随所に補助遮へいを設置する設 計によって安全性を向上させている。

# 5. 照射野形成装置設計

照射野形成装置では、二重散乱体法6やウォブラー電 磁石+散乱体法7を用いて、加速器から得られる点状ビ ームを患部の大きさおよび深さに応じて拡大,整形する。

日立製作所が提案する形成装置を図5,6にそれぞれ 示す。図5は二重リング二重散乱体法での、図6はウォ ブラー電磁石+散乱体法での照射野形成装置例である。 二重散乱体法では,第一散乱体によって広げられたビー ムを第二散乱体でさらに平坦分布とする。ウォブラー法

では、ウォブラー電磁石により、散乱体上でビームを円 形に走査して平坦分布を成形する。平坦分布とされたビ ームは、ブロックや患者コリメータで患部と同じ形に整 形されると同時に、ビーム方向にくさび形をしたリッジ フィルタによって患部と同じ厚みに広げられ(SOBP: Spread Out Bragg Peak), ファインディグレーダでビ ーム中心が微調され、患者ボーラスで深さ方向の形状が 患部形状に一致させられる。

ビーム形成の正否は、ビーム軌道上に置かれたビーム プロファイルモニタや平坦度モニタによって常時測定さ れる。照射線量は安全のために二重化された線量モニタ で測定され、計画線量に達した時点で加速装置を停止し て照射を終了させる。また、患部とビーム軸を合わせる ために、X線管とイメージインテンシファイヤによる透 視装置を備える。

上記の形成法で、十分に大きく(ø20 cm程度)、平坦な (平坦度<±2%)照射野を作るためには、回転ガントリ ーから患部までの距離 "SAD (Source Axis Distance)" を3m以上必要とする。しかし、回転ガントリーは重量物 であるため、むやみに大きくできない。この相反する条 件を満足させるため、SADは3.2 mとしている。したがっ て,この比較的短い距離の中に上記の機器をすべて収納 し、かつ横・縦方向の照射野のシャープさを実現するた

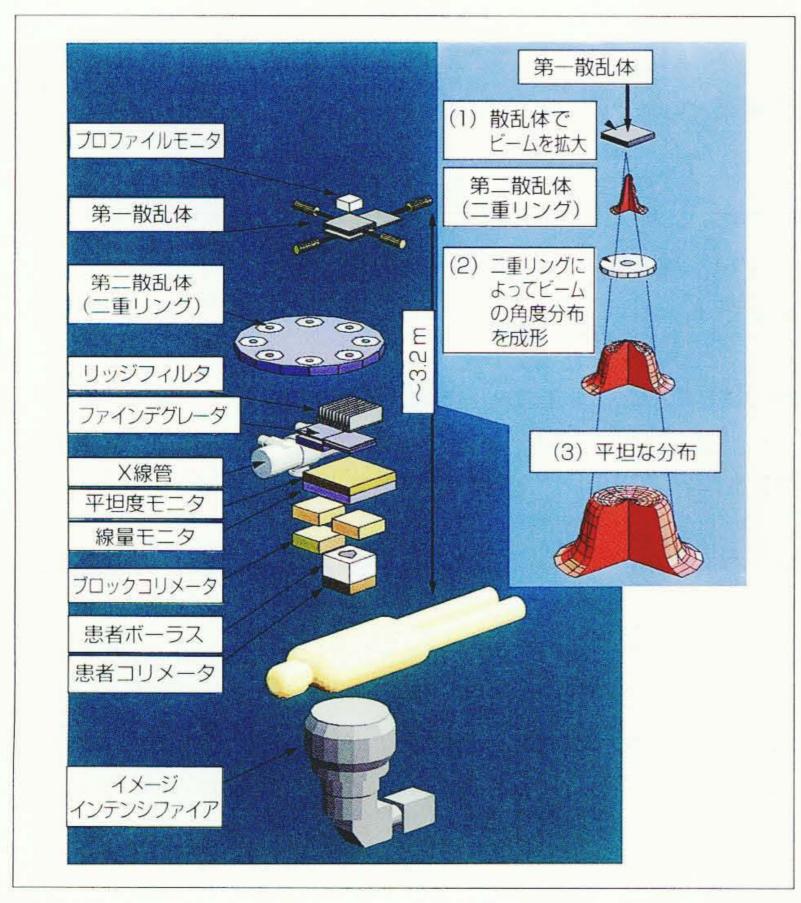


図 5 二重リング二重散乱体による照射野形成装置 受動素子によって安定な照射野を形成する。



ウォブラー電磁石と散乱体による照射野形成装置 動的素子によって安定な照射野を形成する。

めに、散乱体、コリメータの材質や配置、ビームサイズを考慮したウォブラー電磁石、患者コリメータ、ボーラスの可動機構などの最適設計を図った。さらに、拡散共鳴出射法の高速スイッチング特性と組み合わせ、将来の照射方法として期待されるスポットスキャニング<sup>8)</sup>やアクティブスキャニング<sup>9)</sup>への拡張を考慮した構成としている。

## 6. 治療計画システム設計

治療計画システムでは、診断機器から得られる医療デ ータを照射部に必要な物理データに変換する。初めにX 線CTの断層像からがん病巣や,隣接する正常臓器の輪郭 と体表を抽出し、正常臓器を避けながらがん病巣にだけ 線量が集中できる照射方向を複数門決定するとともに, 抽出したがんの輪郭から、患者ボーラス、コリメータの 形状を決定する。次に, がん輪郭から必要な照射広さを 実現する散乱体を, 照射深さからリッジフィルタやファ インディグレーダの挿入量を選択する。選択された照射 野形成機器のパラメータに応じたビームを用い, 各照射 方向での体内線量分布(深部線量分布)を計算して重ね合 わせることにより、最終的な線量分布や計画線量を求め る。決定された照射機器用パラメータは照射部へ、ボー ラス・コリメータデータは加工機へ, DRR (Digital Reconstruction Radiography)などの照合データは患者固 定システムへおのおの送られ, 実際の照射が行われる。

日立グループは、工業用CT装置で実績のある三次元画 像処理技術を生かしたX線による定位的がん治療用治療 計画システム<sup>10)</sup>を構築しており、これに陽子線特有の深部線量分布計算を取り入れた三次元陽子線治療計画システムを開発している。画像処理では、これまで実績のあるボリュームレンダリングによる診断補助、リージョングローイングによる病巣、隣接臓器、体表の自動抽出を行い、手動操作の軽減を図っている。陽子線の線量分布では、従来のブロードビームに加え、最新のペンシルビームアルゴリズム<sup>11)</sup>を内蔵し、将来のスキャニングへも対応する。システム全体は、モジュール化や標準化を進め、ポータビリティ、拡張性を向上させている。今後、X線治療計画を取り込み、陽子線との混合照射が計画できるシステムへと発展させる考えである。

## 7. おわりに

日立製作所が開発した拡散共鳴出射法を用いることにより、浅部から深部がんまで治療可能な、エネルギー270 MeV、周長22 mの小型陽子シンクロトロンを実現した。これに回転ガントリー、散乱体を用いた照射野形成装置、三次元治療計画システムを加えることにより、精度よい治療照射が可能となる。運転制御での繰返し制御、電源同期運転の導入により、簡単操作で再現性の良いシステムが可能となる。また、運転パターンのくふうで、呼吸同期、各種スキャニング照射に容易に拡張できる。

今後は,簡単で精度よい治療システムを中核に,周辺の医療設備,さらには遠隔診断までを含めたトータルシステムへ発展させ,本格的な臨床装置として普及を目指す考えである。

## 参考文献

- 1) 梅垣:速中性子治療から重粒子線治療にいたる歴史,放射線科学, Vol. 38, No.9, p.325(1995)
- Noda, et al.: Dedicated Accelerator Project for Proton Therapy at Kyoto University, Proc. of XXI PTCOG Meeting, p.292(1994)
- 3) K. Hiramoto, et al.: A Constant Separatrix Resonant Beam Extraction Scheme, Nucl. Instrum. & Meth. A332, P.154(1992)
- J.I. Hirota, et al.: A Ferrite Loaded Untuned Type RF Cavity with Multiple Power Feeding, Proc. of PAC, Dallas, USA, p.1770(1995)
- 5) E. Takada, et al.: Synchrotron Control System of the HIMAC, The 9th Symp. on Accle. Scie. and Tec., Tsukuba, p.73(1993)
- Y. Takada: Application of the Dual-ring Double Scattering Method for Proton Field Enlargement to Beam with Finite Emittance, Proc. of XXI PTCOG Meeting, p.100(1994)
- 7) T.Kanai, et al.: HIMAC Beam Delivery System, Proc. of XXI PTCOG Meeting, p.26(1994)
- 8) E. Pedroni, et al.: The 200 MeV Proton Therapy Project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual Design and Practical Realization, Medical Physics, Vol. 22, No.1, p.37(1995)
- 9) H. Eickhoff, et al.: Accelerator Aspects of the Cancer Therapy Project at the GSI Darmstat, Proc. of EPAC(1996)
- 10) 加藤,外:最適治療計画決定法,日本医学物理学会 第12回研究発表会,p.127(1995)
- 11) P.L. Petti: Differential Pencil Beam Dose Calculation for Charged Particles, Med. Phys., 19(1), p.137(1992)