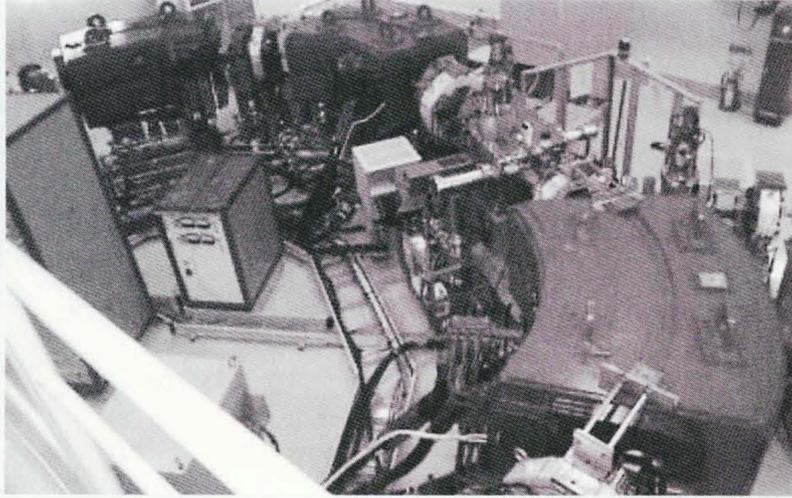


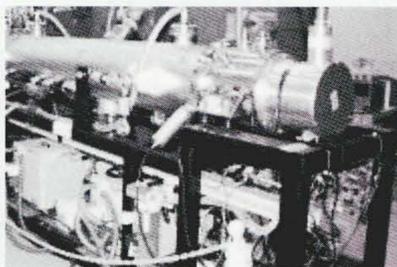
次世代がん治療を担う陽子線治療システム

Development of an Advanced Proton Beam Therapy System for Cancer Treatment

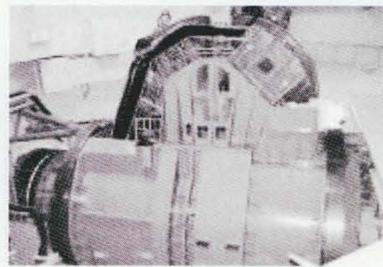
梅垣 菊男 *Kikuo Umegaki* 小杉 伸夫 *Nobuo Kosugi* 秋山 浩 *Hiroshi Akiyama*
 平本 和夫 *Kazuo Hiramoto* 森山 國夫 *Kunio Moriyama* 垣内 俊二 *Shunji Kakiuchi*



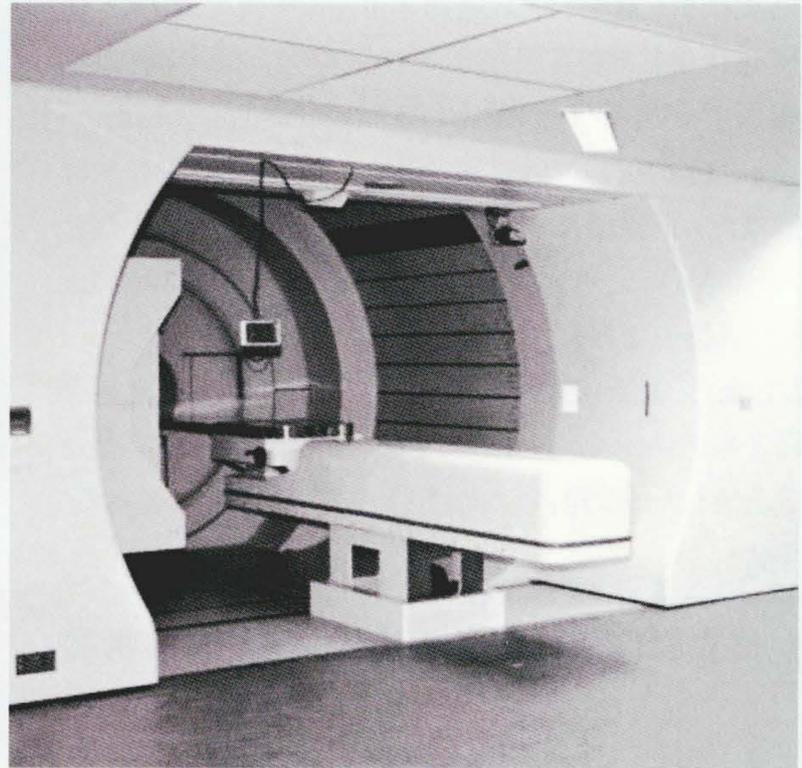
シンクロトロン



線形加速器 (LINAC)



回転ガントリー



治療照射室

日立製作所の陽子線治療システム

筑波大学陽子線医学利用研究センター納めの装置[陽子線を250 MeVまで加速するシンクロトロン、シンクロトロンへ7 MeVの陽子線を入射する線形加速器(LINAC)、および任意の角度から陽子線を照射するための回転ガントリー、および治療照射室]を示す。

がん病巣に線量を集中することができる陽子線^{※1)}治療は、副作用の少ない放射線治療法として期待されている。日立製作所は、長年培ってきた加速器技術を中心に総合力を結集して、最先端の陽子線治療システムを開発した。病院に併設した治療専用システムを筑波大学陽子線医学利用研究センター(PMRC)に納入し、現在まで良好な治療結果を得ている。また、全米最大のがん専門病院であるMDアンダーソンがんセンターの陽子線治療システムを現在構築中である。

日立製作所の陽子線治療システムでは、高精度な照射と短い治療時間により、患者にとって照射に伴う痛みなどもなく、副作用も少ない。数週間程度の治療の間、ケースによっては入院が不要となり、高齢化社会にとってふさわしい治療方法と言える。また、画像処理技術をベースとした陽子線治療計画システムでは、正確ですばやい治療計画作成を可能とし、医療スタッフにとって使いやすく信頼性の高い総合システムとしている。

1 はじめに

高齢化社会を迎え、死亡率が一番高い「がん」の治療は今後の医療の大きな課題になっている。がんの治療法として

は、化学療法、外科療法、放射線療法があるが、放射線療法は低侵襲で治療後の患者のQoL(Quality of Life)を保つきわめて有効な方法として期待されている。

これまで放射線治療の分野では、各種の粒子線の利用が試みられてきた。最近では陽子線、炭素線を使った治療が注

※1) 陽子線(Proton Beam):水素の原子核である陽子のそろった運動をする集まり

目を集めており、特に、陽子線治療は治療効果、経済性の両面を満たすものとして、今後の普及が期待されている。陽子線の線量分布はX線や中性子線とは異なり、体内深部での飛程近傍に極大値(ブラッグピーク)を持つ。この局所集中性を生かすことで周囲の正常組織への影響を最小限に留め、多くの線量をがん細胞に照射することが可能になる。

日立製作所は、陽子線治療へのニーズにこたえ、これまで培った加速器工学、粒子ビーム制御、放射線計測、および画像処理技術を統合し、若狭湾エネルギー研究センターに医療研究利用を含む多目的加速器システム¹⁾を、筑波大学陽子線医学利用研究センター〔PMRC(Proton Medical Research Center)〕に陽子線治療システム²⁾をそれぞれ納めてきた。また、世界最大のがん専門病院の一つである米国テキサス州のMDアンダーソンがんセンターの陽子線治療システムを現在構築中である。

ここでは、筑波大学PMRCのシステムを中心に、日立製作所の陽子線治療システムの概要、およびさらに高精度で、使いやすい治療システムの開発に向けた取り組みについて述べる。

2 日立製作所の陽子線治療システムの特徴

2.1 コンパクトで信頼性の高いトータルシステム

陽子線治療では、照射の深さを陽子線エネルギーによって制御できるので、患部に線量を集中させることができる。この特徴を生かし、患部だけを的確に照射して、周囲の正常組織への照射を最小限にするためには、治療ビームの位置やエネルギーがきわめて安定した陽子線治療システムが必要となる。一方、このシステムは、ビーム技術の非専門家が使用するものであり、運転が容易であることも必要である。日立製作所は、これらの条件を考慮して、最高エネルギーが250 MeV^{※2)}の小型シンクロトロン^{※3)}と陽子ビームを患部形状に対応して整形する照射ノズル、およびその照射ノズルを搭載し、患者の周りを±180度回転することができる回転ガントリーで構成する陽子線治療システムを開発してきた。このシステムは、まず、筑波大学PMRCに納められ、2001年9月に運転が開始された(図1参照)。その後も順調に稼動し、治療に適用されるビームの位置変化が0.5 mm以下であることなど、高いビーム安定性、再現性を確認している。また、シンクロトロンはきわめて放射化が少ないことから、運転終了後、数分以内に加速器室に入室することが可能であり、日々の点検、メンテナ



図1 筑波大学PMRCの陽子線治療システムの全体構成

入射ライナック、シンクロトロンから成る加速器、回転ガントリーを持つ二つの治療室、実験照射室、および制御室が、40 m×50 mの建屋に設置されている。

ンスを容易にかつ短時間でできることも実証している。

筑波大学PMRCのシステムでは、前述した250 MeVのシンクロトロンと照射野形成ノズルを使用することにより、体内の約30 cmまでの深さの患部が治療できる。また、直径20 cmまでのサイズの患部を照射することが可能である。さらに回転ガントリーにより、さまざまな角度からの治療照射が可能であり、以下に述べる呼吸同期システムと併せて、多様な治療ニーズに対応することができる。

2.2 高機能シンクロトロンと呼吸同期システム

日立製作所の陽子線加速器システムでは、入射器に線形加速器を用いた、遅い繰り返しのシンクロトロンを採用している。シンクロトロンは繰り返し周期2~3秒で陽子を加速、出射し、その出射には拡散共鳴出射法³⁾と呼ばれる独自技術を用いている。この出射法は陽子ビームのオン・オフの高速化を可能にし、かつ医療装置として不可欠な陽子ビームの安定性・再現性を実現している。また、陽子線治療で必須とされている呼吸移動性臓器に対する正確な呼吸同期照射(呼吸の呼吸位相だけに同期して照射する。)を可能にするために、シンクロトロンの周期を可変として、患者の呼吸周期に合わせて照射するシステムを開発し、実際の治療に適用している。シンクロトロン可変周期運転は、患者の自然な呼吸を保ったまま高い効率で陽子線を照射可能とするもので、世界で日立製作所だけが実用化している(図2参照)。

2.3 照射ノズル

照射ノズルでは、加速器から得られる陽子線の線量分布を、横方向には二重散乱体法やウオブリング法を用いて拡大し、深さ方向(エネルギー方向)にはSOBP(Spread out

※2) eV(エレクトロンボルト):エネルギーの単位であり、1 Vの電位差で加速される陽子が得るエネルギーが1 eV(MeVはmillion electron volt = 100万eV)

※3) シンクロトロン:数百メガエレクトロンボルトの高エネルギーに粒子を加速する荷電粒子加速器の一種

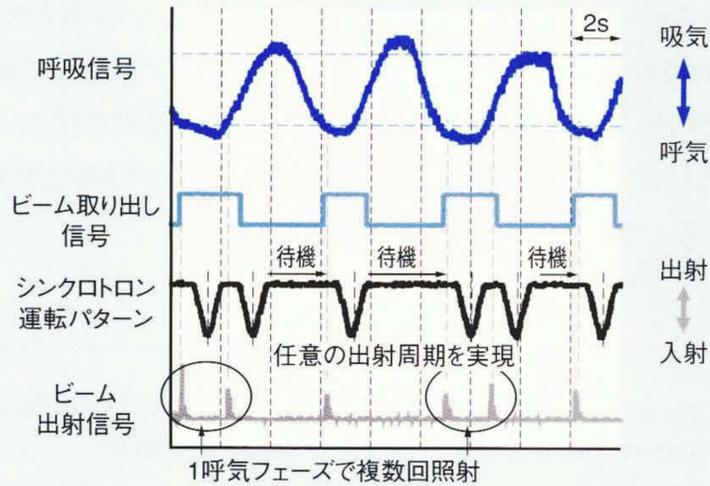


図2 呼吸同期システムによる照射法

呼吸信号の一定位相(上段)に対応して、ビーム取り出し信号を発生させて(中段)、シンクロトロンへの運転指令がなされ、シンクロトロンからのビームが出射される(下段)。これにより、一定の呼吸位相に同期した照射ができる。

Bragg Peak) フィルタを用いて拡大したあと、患部形状に合わせて成形する(図3参照)。二重散乱体法は二つの散乱体を利用して、第一散乱体で拡大されたビームを第二散乱体でさらに拡大し、平坦な分布を形成する方法である。ウオブリング法では、散乱体で拡大したビームを2台の電磁石によって円形状に走査し、平坦な分布を形成する。日立製作所は、両者の方法とも実績を持ち、その設計や線量分布評価方法についても確立している。

2.4 陽子線治療計画システム

陽子線治療計画システムは、陽子線治療の治療方針を決定する、きわめて重要な役割を果たすものである。このシステムでは、患部に所望の線量を集中させる最も効率的な照射計画を立案する。多門照射(複数の方向からの照射)での回転ガントリーの照射角度、図3に示した個々の患者特有のコリメータ形状、ボラス形状を決定し、正常組織へのダメージを最小限にした線量分布を実現する。日立製作所は、筑波大学PMRC、若狭湾エネルギー研究センターのために陽子線治療計画システムを作成し、納入した。陽子線治療計画の表示画面例を図4に示す。

このシステムは医療画像の標準規格DICOM3.0(Digital Imaging and Communication in Medicine 3.0)に準拠しており、画像サーバに登録されたCT(Computed Tomography:断層撮影装置)画像を用いて患部領域を決定し、照射計画を立て、線量分布を計算する。また、MRI(Magnetic Resonance Imaging:磁気共鳴画像撮影)装置もサポートしており、患部領域の入力にも利用できる。陽子飛程、各種照射機器の選定、コリメータ形状、ボラス形状は、CT画像から得られた患部までの深さ(水等価厚で換算)や患部形状などによって自動的に計算される。得られた照射パラメータを基に線量分布計算を行う。線量分布計算アルゴリズムはペンシルビーム法を用いており、照射機器、患者体内の

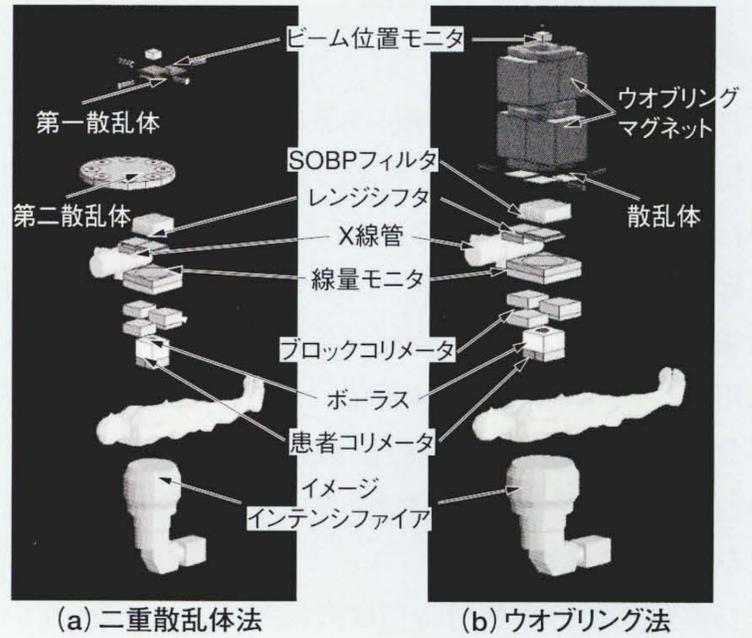


図3 2種類の照射ノズルの構成

二重散乱体法ノズルでは、上部に設置された1対の散乱体により、陽子線を横方向(進行方向に垂直)に拡大し、SOBPフィルタとレンジシフタで深さ方向(進行方向)の分布を病巣の深度・奥行き大きさに合わせる。ボラスは、病巣の位置・形状に適した深さ方向の分布を決め、ブロックコリメータと患者コリメータで、横方向分布を最適化して照射する。X線管・イメージンテンスファイアは位置決め、線量モニタは照射線量の計測にそれぞれ用いられる。

ウオブリング法では、横方向の拡大を電磁石と散乱体の組み合わせで行う。その他の機器は、二重散乱体法と共通である。

散乱の効果を加味し、いっそう現実に近い線量分布がシミュレートできる。計算時間は10×10×10(cm)の体積に対し、2mmの等方メッシュで約2分程度と高速である。治療計画の評価には線量分布グラフ表示、DVH(Dose Volume Histogram)など、また、計画出力用にはDRR(Digital Reconstruction Radiography)生成などの機能をそれぞれ持っている。今後も、治療実績を反映して、さらに柔軟で使い勝手のよいユーザーインターフェースの開発や、システムマテックな最適化アルゴリズムの適用などを図っていく予定である。

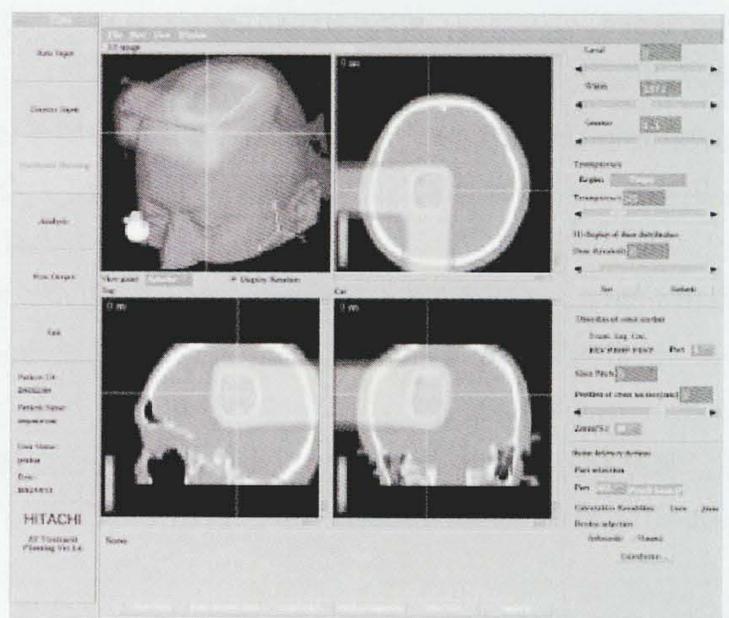


図4 陽子線治療計画の表示画面例

頭部2門照射の線量分布計算例である。CT画像上に線量分布を表示している。頭部中央部が線量の高い領域であり、ターゲットに集中した照射が可能であることを示している。

3 陽子線治療の実績

日立製作所の陽子線治療システムは、病院併設の専用施設として筑波大学PMRCに納入され、2001年9月から2002年2月まで、治療の安全性を確認するための治験が実施された。良好な治験成績を取めた後、2003年7月までに通算250名の治療実績を上げている。治療部位は、呼吸同期システムの採用によって可能となった体幹部、すなわち肝臓・肺などが約半分を占めており、先進治療法として成果を上げている。その他、前立腺・食道など、ほぼ全身の各部位に対して治療効果が確かめられている。

1回当たりの治療照射時間は当初30分以上を要していたが、治療実績の積み重ねとともに10～20分程度となり、患者の負担がいわゆる軽減された。また、スループットの向上が図られたことから、さらに多くの患者の治療が可能になり、現在では、1か月ごとの新患者数も徐々に増加し、20人程度にまでになっている。

日立製作所は、筑波大学PMRCのほか、福井県若狭湾エネルギー研究センターに陽子線の多目的応用装置を納入しており、最大200 MeVの陽子線を利用したがん治療研究が行われている。また、米国テキサス州のMDアンダーソンがんセンターの陽子線治療システムでは、2005年12月の運転開始を目指し、現在、装置の設計、製作、施設の建設を進めている。

4 今後の展望

陽子線治療システムは、これまでにわが国や海外で数か所程度建設された。今後の普及に向けて、医療スタッフのニーズにこたえるいわゆる改良と高度化が期待されている。特に、線量分布を最終的にコントロールする照射方法と、それを実現する照射系の機器は、精度、効率の向上を目指して改良を続けていかなければならない。

また、近年、研究が進められているスキニング法(陽子ビームを磁場でスキャンさせて患部に照射する方法)も新たな技術として期待されている。さらに、医療スタッフと患者の双方の負担を減らし、いわゆる多くの患者を治療することができるように、治療時間の低減によるスループットの向上も求められている。そのためには、特に、照射時の位置決め方法の効率化、標準化、さらに患者ごとに作成する必要のない高精度なマルチリーフコリメータの開発などが望まれている。

5 おわりに

ここでは、日立製作所の陽子線治療システムについて、筑

波大学陽子線医学利用研究センターの例を中心に述べた。

システムの普及に向けた改良や高度化は、いずれも医学、工学の接点の部分にある。日立製作所は、今後も、この分野での医学と工学の技術のいっそう密接な連携を図り、さらに高精度で使いやすい陽子線治療システムの開発に努めていく考えである。

参考文献

- 1) K.Matsuda, et al.:Beam Commissioning of a Multi-Purpose Compact Ion Synchrotron, Proc. PAC 2001 (2001.6)
- 2) M.Umezawa, et al.:Beam Commissioning of the New Proton Therapy System for Univ. of TSUKUBA, Proc. PAC 2001 (2001.6)
- 3) K.Hiramoto, et al.:Resonant Beam Extraction with Constant Separatrix, Nucl. Instrum. Methods, A322, 154(1992)

執筆者紹介

梅垣菊男



1977年日立製作所入社、電力・電機グループ 原子力事業部 加速器・放射線応用システム部 所属
現在、陽子線治療システムの設計開発に従事
工学博士
日本原子力学会会員、日本物理学会会員
E-mail: kikuo_umegaki@pis.hitachi.co.jp

平本和夫



1978年日立製作所入社、電力・電機グループ 原子力事業部 先端技術ソリューション本部 所属
現在、陽子線治療システムの設計開発に従事
工学博士
日本原子力学会会員、日本医学物理学会会員
E-mail: kasuo_hiramoto@pis.hitachi.co.jp

小杉伸夫



1981年日立製作所入社、電力・電機グループ 原子力事業部 加速器・放射線応用システム部 所属
現在、陽子線治療システムの設計開発に従事
E-mail: nobuo_kosugi@pis.hitachi.co.jp

森山國夫



1979年日立製作所入社、情報・通信グループ 情報制御システム事業部 原子力制御システム設計部 所属
現在、陽子線治療システムの制御システム設計に従事
計測自動制御学会会員、システム制御情報学会会員
E-mail: kunio_moriyama@pis.hitachi.co.jp

秋山 浩



1988年日立製作所入社、電力・電機グループ 原子力事業部 加速器・放射線応用システム部 所属
現在、陽子線治療システムの設計開発に従事
理学博士
日本原子力学会会員、日本医学物理学会会員
E-mail: hiroshi_akiyama@pis.hitachi.co.jp

垣内俊二



1981年日立製作所入社、電力・電機グループ 原子力事業部 先端技術ソリューション本部 所属
現在、陽子線治療システムの設計開発に従事
工学博士
日本電気学会会員、日本放射光学会会員
E-mail: shunji_kakiuchi@pis.hitachi.co.jp