

話 題

次世代重粒子線がん治療システム

白井 敏之*・野田 耕司*

Development of Next-Generation Heavy-Ion Radiotherapy System with HIMAC

Toshiyuki SHIRAI* and Koji NODA*

Abstract

The first clinical trial with carbon beams generated from HIMAC was conducted in June 1994. The total number of patients treated was in excess of 6,000 as of February 2011. Based on more than ten years of experience with HIMAC, a new treatment research facility project has been progressed for the further development of therapy with HIMAC. The new treatment research facility, as an extension of the existing one, has been designed, and the related R&D work has been carried out. Based on the design study and R&D work, the new treatment research facility was constructed, and the clinical study has been successfully initiated since May 17th 2011.

1. はじめに

炭素線を用いた HIMAC での臨床試行は、1994 年 6 月 21 日の開始以来、今年で 17 年目を迎え、これまで 6000 件以上のがん治療を行った。この間、我々は、呼吸に伴い変動する標的を照射する 2 次元呼吸同期照射¹⁾ や体表面近傍の正常組織への不要な線量を低減させる積層原体照射法²⁾ など、加速器技術や照射技術の研究開発により、治療精度の向上や治療の効率化を図り、大きな成果を上げてきた。しかしながら、治療開始から終了までの間に縮小していく腫瘍や空洞の影響で位置が日毎に変わる腫瘍（動態標的）に対する治療（オンデマンド治療）は行われていない。その理由として、その日の治療照射の直前に腫瘍の位置や形状の変化に即した治療計画を立て直す必要があるが、現在、HIMAC で用いられている拡大ビーム法では、腫瘍の形状に合った照射野を形成するためには、ポーラスコリメータおよび患者コリメータが必要になり、その発注から完成まで数日を要することが挙げられる。もし、ポーラスコリメータおよび患者コリメータが不要な照射法があれば、この問題は解決に向けて大きく踏み出すことになる。実は、このような照射法は既に存在し、3 次元スキャニング法と呼ばれている。現在、ドイツ重イオン科学研究所 (GSI)³⁾、ポールシェラー研究所 (PSI)⁴⁾ など治療に用いられている。しかしながら、呼吸や心拍とともに位置や形状が変動する腫瘍への 3

次元スキャニング法を用いた高精度治療照射は、世界的に見ても未だ実現されておらず、頭頸部腫瘍のような固定標的にだけ実用化されている。したがって、変動標的の 3 次元スキャニング法の早急な実現が強く望まれている。このような背景のもと、放医研では、2006 年度より、呼吸性変動標的にも対応できる 3 次元スキャニング照射装置と回転ガントリー照射装置からなる次世代重粒子線照射システムの開発研究を開始した。これまで、変動標的に対応可能な高速 3 次元スキャニング法および小型炭素線回転ガントリーの開発を進め、これらの技術を臨床研究に応用すべく新治療研究棟を建設した。この新治療研究棟は、図 1 に示すように、

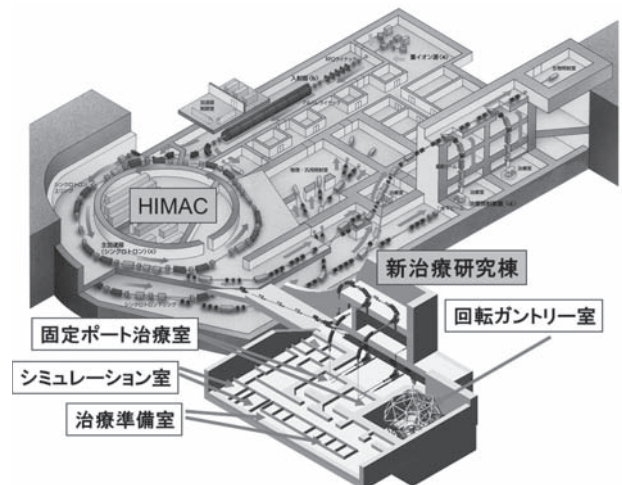


図 1 HIMAC と新治療研究棟

* 放射線医学総合研究所 National Institute of Radiological Sciences (E-mail: noda_k@nirs.go.jp)

HIMAC 棟からビームラインを延長し、3次元スキニング法を適用した水平・垂直照射ポートを備えた固定ポート照射室2室と炭素線回転ガントリー照射室の合計3治療照射室からなる。2010年度に、一つの固定ポート照射室（E室）を整備した。震災の影響で若干の遅れはあったものの、2011年5月17日より、臨床研究を開始した。今後、F室の整備、回転ガントリーの開発および整備を進めてゆく予定である。

ここでは、これまで行われた次世代重粒子線がん治療システムの開発研究の概要を紹介する。

2. 拡大ビーム法と3次元スキニング法

一般に、放射線治療では、腫瘍には必要十分な線量を均一に与え、かつ周辺の正常臓器への被ばくを最小限度に抑えることが要求されてきた。HIMACや各地の粒子線がん治療施設で用いられる拡大ビーム照射法⁵⁾では、まず、加速器からの細いビーム（ペンシルビーム）を、散乱体およびワブラー電磁石により標的の断面形状を覆うように広げ、コリメータにより腫瘍の断面形状に合わせてビームを整形する。一方、深さ方向には、リッジフィルターにより標的の厚さに合わせてBraggピークを広げ、ポーラスコリメータにより腫瘍の深さ方向先端形状に合わせて整形する。このようにして、腫瘍内に均一な線量分布を形成する（図2の上図）。一方、3次元スキニング照射では、ペンシルビー

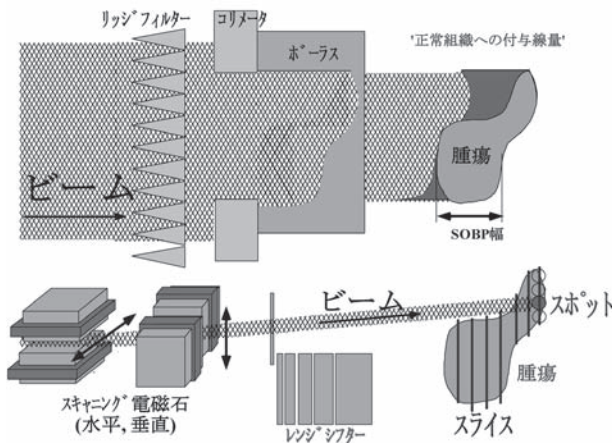


図2 (上)拡大ビーム照射システムの模式図。ワブラー法で横方向に広げられたビームはリッジフィルターで深さ方向に広げられ、患者コリメータとポーラスにより標的の形状に合わせて整形される。SOBP幅は標的の最大厚さに合わせるため、薄い腫瘍部の手前には、余分の照射線量を与えてしまう。
(下)3次元スキニング照射システムの模式図。スポットビームは腫瘍位置にスキャン電磁石とレンジシフトにより3次的に走査されるため標的のみを照射することができる。

ムを、腫瘍を深さ方向に分割（スライスと呼ぶ）し、スライス平面上を塗りつぶした後、次のスライス平面を塗りつぶしていくといった縦・横および深さの3次元方向に走査し、標的を塗りつぶすように照射する（図2の下図）。従って、3次元スキニング法は、拡大ビーム照射法に比べて、(1)異形標的に対応できる、(2)ポーラス、コリメータが不要、(3)線量分布の制御性が良い、(4)ビーム利用効率が高いなどの優れた特徴を持っている。一方、照射中に標的が移動すると、異なるスポット位置に線量を与えることになり、線量分布を大きく乱すことになる（図3）。すなわち、3次元スキニング法は変動標的には不向きな照射法とも言える。

3. 変動標的対応3次元スキニング法

さて、どうすれば、3次元スキニング法を変動的に適用できるようになるであろうか。ここで、まず、

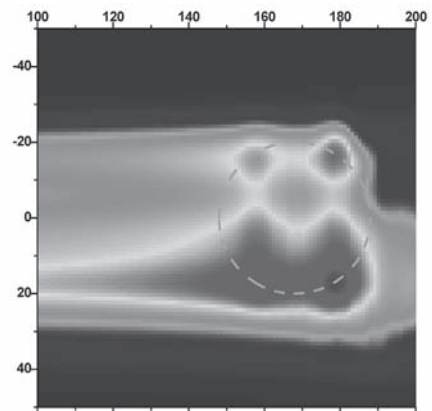


図3 位置変動する標的に対する3次元スキニング法の線量分布。直径40mmの標的が振幅30mmの正弦波状に位置変動した場合のシミュレーション結果。線量分布が大きく乱れていることがわかる。

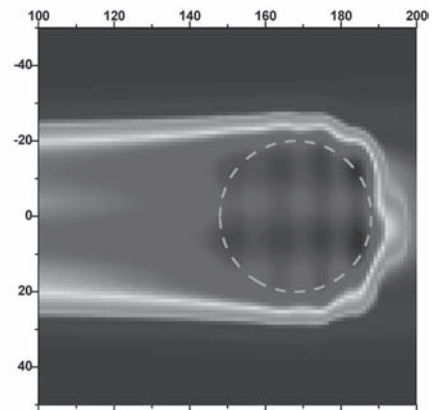


図4 ゲート照射法を適用した場合の線量分布のシミュレーション結果。ホットスポットやコールドスポットなどの線量ムラが観測された。

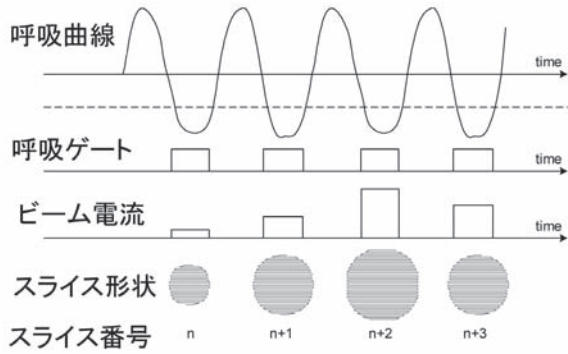


図5 呼吸位相同期照射法の概念図

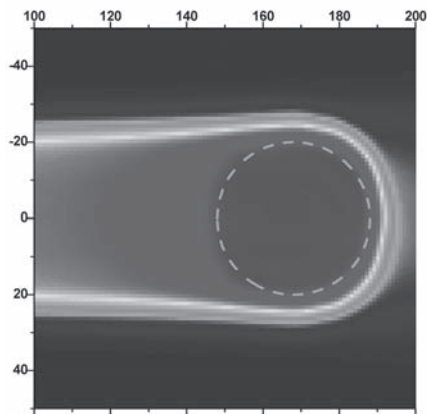


図6 PCR法による線量分布：
リペインティング8回の場合

息を吐いたときの臓器の動きが小さい時だけ照射する方法（ゲート照射法）を適用した場合の結果を図4に示す。線量分布にはホットスポットやコールドスポットが生じることが判る。小さいとはいえ標的が移動するため、あるスライスを照射している時と別のスライスを照射している時ではスライスの位置が異なるためだと推測された。

そこで、呼吸位相同期リペインティング法⁶⁾ (Phase Controlled Repainting: PCR) を提案した。この方法は、図5に示すように、一つの呼吸ゲート内で一つのスライスの照射を完了する方法で、スライス毎の平均位置はほぼ一定に保たれる。さらに、何度も塗ることで線量分布ムラが平均化される結果、均一な線量分布が得られるものと予想した。この方法のシミュレーション結果を図6に示す。これから、PCR法により均一な線量分布が得られることがわかる。しかしながら、このPCR法では、スライス毎にスライス断面積が異なるため、一定のゲート時間で照射を完了しようとするれば、ビーム強度をスライス毎で変化させる、いわゆるビーム強度変調が必須となる。HIMACシンクロトロン

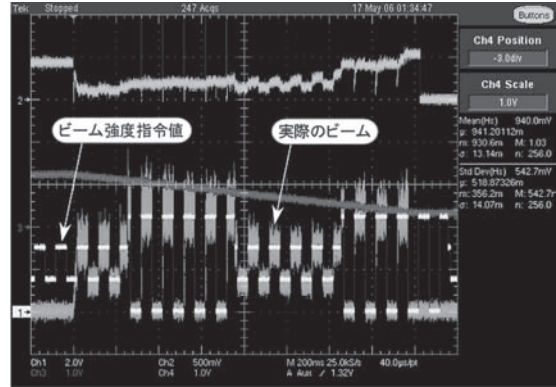


図7 HIMACシンクロトロンからの取り出したビームの時間構造。強度指令信号に応じて50msごとの強度変調を行った場合。指令どおりビーム強度が変化しているのがわかる。

ビーム取り出しにおいて独自に開発したRF-KO法⁷⁾を用いているが、取り出しビームの全体的な時間構造を制御する振幅変調 (AM) 機能を用いて、この問題を解決した⁸⁾。その一例を図7に示す。

4. 高速3次元スキャン法の開発

PCR法によって、変動標的の3次元スキャンの適用に見通しがたったが、PCR法では、同じスライス面を何度も照射するために、当然、通常の治療照射に比べて何倍も時間がかかることが予想された。従って、3次元スキャンの高速化が求められる。高速スキャンに向けた我々の戦略は、以下の三つを実現することで従来の100倍の高速化を図ることである。

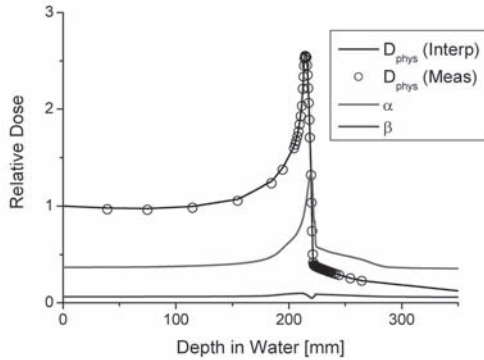
- 1) 高速スキャンのための治療計画：5倍
- 2) シンクロトロン of 擬似直流運転：2倍
- 3) 高速スキャン電磁石の設計・製作：10倍

4.1 高速スキャンのための治療計画

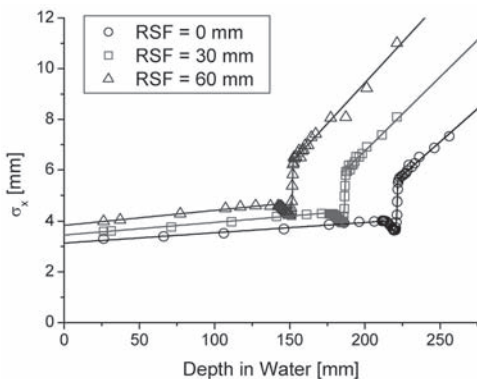
(1) ビームモデルと最適化

3次元スキャン法では、一本のペンシルビームがどのような3次元な生物学的線量分布を与えるかを知ることが基本となる。ここで、細胞の生残率 S は、線量 D の関数として、 $S = \exp(-\alpha D - \beta D^2)$ で与えられる。本治療計画では、深さ方向と横方向の物理線量分布を測定し、HIMACで得られた α 値、 β 値から生物学的線量分布を求めている。図8(a)には、測定した深さ方向物理線量分布と α 値および β 値の分布を示す。また、図8(b)には、3種類のレンジシフターを挿入した場合の横方向線量分布を深さの関数として示している。ある深さ以降、急激に線量分布のサイズが大きくなっているのはフラグメント核子の影響である。

このようにして得られたペンシルビームの線量分布



(a)



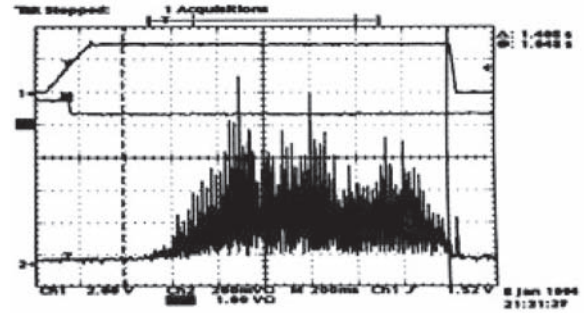
(b)

図8 (a) 深さ方向の物理線量分布と α および β 値の分布, (b) 横方向線量分布サイズ

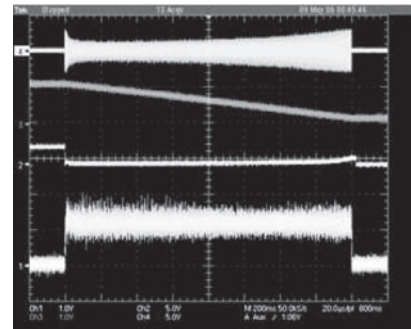
を用いて、標的部に与えるべき生物学的線量を達成し、周辺の正常組織にできるだけ線量を与えないように、ペンシルビームの配置を最適化している。これまでは、入射した ^{12}C が停止するまで ^{12}C のまま存在すると仮定しているが、実際には、体を構成する原子核との入射核破砕反応により生じた二次粒子が ^{12}C とは異なるRBEを持つことから、この影響を吟味しなければならない。そこで、GEANTを用いて、それぞれの二次粒子の生成量を推定したうえで、MKM (Microdosimetric Kinematic Model) を適用し二次粒子の生物学的効果も取り込めるようにした⁹⁾。

(2) 漏れ線量の予測による高速化¹⁰⁾

これまでの3次元スキニング法では、スポット移動時にビーム供給を停止するか、移動時の付与線量(漏れ線量)を無視できるぐらいスポットの滞在時間を長くせざるを得なかった。すなわち、低いビーム強度でのスキニングにしか対応できないために、高速スキニングは不可能であった。我々は、これを克服するために、漏れ線量を予測した上で、スポット毎にビームON/OFFを行わないラスタースキニング法を検討し、ビーム強度を上げて均一な線量分布が得られる高速



(a)



(b)

図9 取り出しビームの時間構造(各図一番下)。(a) HIMAC治療開始時の時間構造, (b) 現在の時間構造。(a)では0-100%でビーム強度が揺らいているが, (b)では揺らぎが $\pm 10\%$ 程度に低減されている。

3次元スキニング方法を提案した。この方法の成否を握るのは取り出しビーム(スピル)の時間構造であるが、これまでの開発の結果^{11,12)}、図9に示すように、スピル時間構造の大幅な改善とそれに伴う高い再現性により漏れ線量の予測が可能になった。

(3) ラスタースキニングの短縮¹³⁾

ラスタースキニングでは、スポット移動時にビームのON/OFFをしないため、複雑な形状のターゲットに対し、同一スライス内でスキニング軌道をどのように決定するかは非常に重要である。従来は、図10(左)のように、ジグザグに軌道を選ぶようにしていた。この場合、すなわち照射してはならない領域まで照射してしまう。

この問題の解決とスキニング軌道長の短縮のために、巡回セールスマン問題を応用して、スキニング軌道の最適化を行った。巡回セールスマン問題とは、世界の多くの都市を回るセールスマンが、全ての都市を一度だけ回って戻ってくるルートのうち最小の経路を求める問題である。ここでは、発見的解法であるシミュレーテッドアニーリング法を用いて最適化した。また、通常巡回セールスマン問題に比べ、“巡回しな

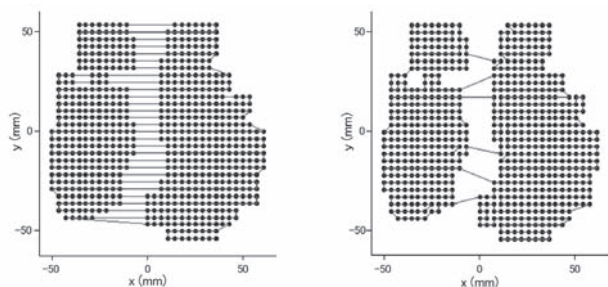


図10 左図：従来のジグザグ軌道，右図：最適化した軌道

い”という点異なるため，受理判定基準に改良を加えている．移動コストについては，スキャン電磁石の仕様が水平と垂直と異なるということを考慮し，垂直の移動回数なるべく少なくなるようにしている．また，初期値として，従来のジグザグ軌道（図10（左））を用いることとした．図10（右）に求められた最適解の一例を示す．この方法により，正常組織へのダメージを減らしつつ，軌道長を20～30%短くし，スキャンの高速化を図っている．

このような手法を実際の治療計画に反映させた，独自の線量計算エンジンが開発された．

4.2 シンクロトロンでの擬似直流運転

シンクロトロンはパターン運転しているために，ビームを取り出せない入射，加速，減速時間が存在し，これがデッドタイムになる．HIMACの場合は約50%がデッドタイムとなる．また，呼吸同期3次元スキャンでは，呼吸のうち標的の動きが小さい呼吸のタイミングだけビーム照射を行う必要があり，取り出し可能な時間も制限されている．従って，照射効率が非常に低くなり，照射時間が極端に長くなる恐れもある．図11に示すように，もし，シンクロトロンで擬似的な直流運転が可能になれば，照射効率は著しく向上することになる．しかし，この運転方法では，一回の入射および加速で，一回の治療照射に十分な強度のビームを蓄積しておく必要がある．現在，HIMACシンクロトロンでは，1運転周期中に $1 \sim 2 \times 10^{10}$ 個の炭素イオンを加速することが可能である．拡大ビーム法ではビーム利用効率が10～20%と低く，上記ビーム強度でも不十分であるが，スキャン法のビーム利用効率はほぼ100%であるために，一回の治療照射に十分なビーム強度である．そこで，一回の入射・加速のあとビームを使い切るまでビーム取り出し時間を延長する擬似直流運転を試みた．この実験結果を図11に示す．この方法と高速3次元スキャン法を組み合わせることにより，これまで2分程度かかっていた呼吸同期3次元照射が15秒程度に短縮できることが検証された．

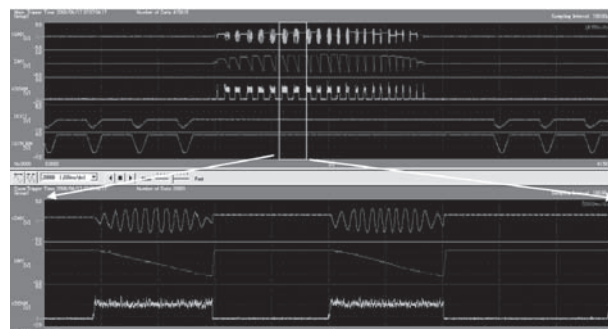


図11 HIMACシンクロトロンでの擬似直流運転．上図：上から水平スキャン，垂直スキャン電磁石電流，取り出しビーム強度，RF周波数，電磁石パターン．中央付近が擬似直流運転．下図：上図の白枠部分の拡大図．上から水平スキャン，垂直スキャン電磁石電流，取り出しビーム強度．

4.3 高速スキャン電磁石

従来のスポットスキャン法では，スポットの移動速度は数mm/ms（HIMAC2次ビームコースのスポットスキャンシステムでは，水平方向：5mm/ms，垂直方向：2mm/ms）¹⁴⁾であり，リペインティング法による治療時間が非常に長くなってしまふ．そこで，水平：100mm/ms，垂直：50mm/msと，これまでの10倍以上の高速化を検討した．このような高速スキャン電磁石の障害となるのが，渦電流による励磁時間遅れと渦電流損およびヒステリシス損による発熱である．渦電流による時間遅れは渦電流の大小で決まるため，結局，発熱の問題に行き着くことになる．電磁石の3次元的な熱解析を行った結果，磁束が端部から曲がって漏れ出すために鋼板の厚みが実効的に増加するため，電磁石の端部で発熱が大きいことが示された．これを防ぐために，端部にスリットを入れ渦電流のパスを長くして抵抗を増加させている．また，珪素鋼板を抑える端板が金属製の場合に生じる発熱を抑えるためにFRP製の端板を用いた．その結果，電磁石の最高温度上昇を30℃以下に抑えることができた．

4.4 検証試験

このような変動標的3次元スキャン法を実際の条件で検証するために，スキャン試験ポートをHIMACの物理汎用実験室に設置し（図12），高速3次元スキャンでの治療計画法の検証を行った．この実験結果の一例を図13に示す．この実験では，HIMACで行われた骨軟部腫瘍の治療計画にそって高速スキャン法を適用したものである．この検証実験により，スキャン速度を従来の一桁以上高速化しても良好な線量分布が得られ，リペインティング法が適

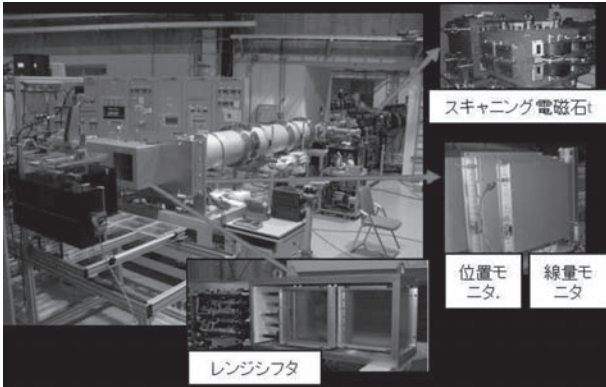


図12 高速3次元スキャンングの検証のためのスキャンングポート

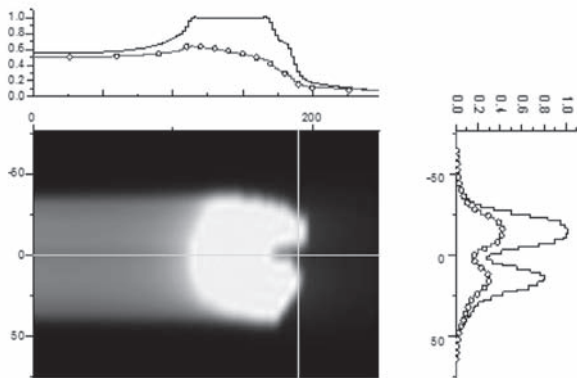


図13 高速スキャンング法で得られた線量分布. 水中での線量分布で、データ点及びそれを結ぶ実線は所望の生物線量分布(ヒストグラム線)を得るための物理線量分布

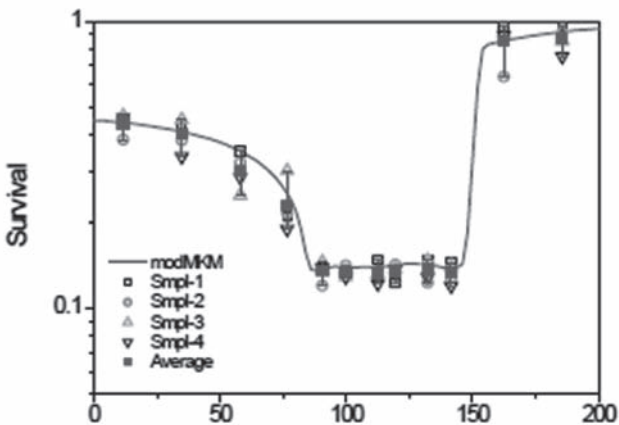


図14 耳下腺がん由来の細胞を用いた生物実験. 実線: 設計生残率, シンボル: 実験結果

切な治療時間の範囲で実現できることを示すことができた.

また、治療計画で用いた生物モデルに基づき、耳下腺がん由来の細胞の生残率を計画し、その検証を行った. 図14に示すように、ほぼ計画どおりの生残率を得

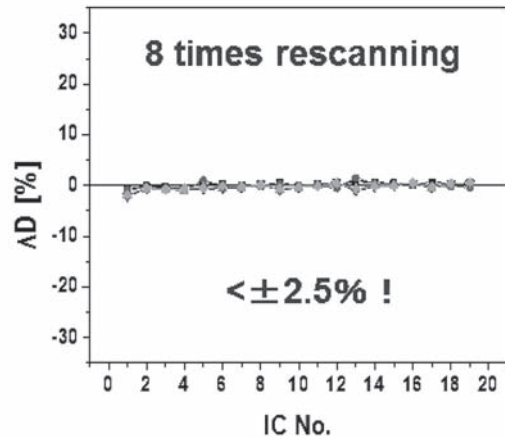
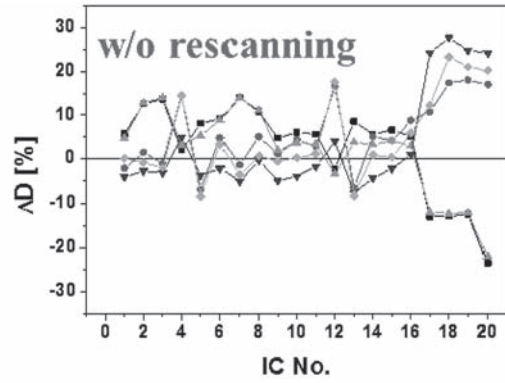


図15 呼吸同期照射実験. 上図: リスキャンなしの場合の計画線量分布からのずれ. 下図: 8回リスキャンングの場合

ることができた.

さらに、呼吸同期照射実験を行った¹⁵⁾. この検証実験は、24本の指頭型電離箱を3次的に取り付けたファントムを、3次的に稼働するファントム架台に載せて行った. 図15に示すように、リスキャンなしの場合、計画線量分布からのずれは最大30%近くになるが、8回のリスキャンを行うことで、 $\pm 2.5\%$ 以下で計画線量を与えることができる.

5. 炭素線回転ガントリーの開発

現在のHIMACの治療では、固定ポートを用いているために、重要臓器を外した照射を行うために、患者さんを ± 20 度の範囲で回転させることがある. 特に、背面からの照射が求められる場合には、患者さんは、うつ伏せでかつ回転した姿勢を取る必要があり、大きな負担が強いられる. そこで、回転ガントリーが強く求められてきた. さらに、回転ガントリーとスキャンング照射を組み合わせることで、多門最適化による線量集中性の向上と周辺の重要臓器(OAR: Organ at Risk)を避ける照射が可能となるために、頭頸部などのOARの多い部位の治療成績の向上につながるとい

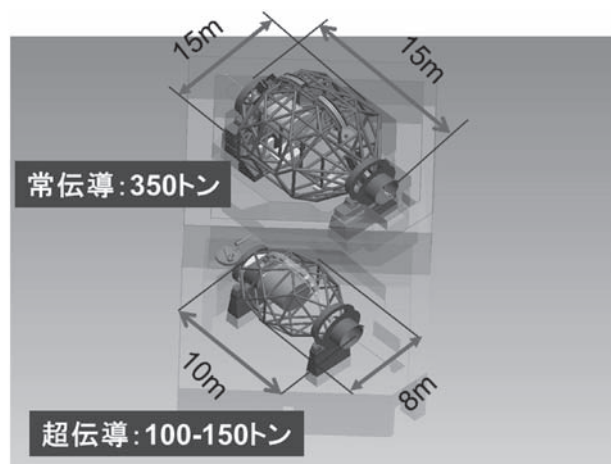


図 16 炭素線回転ガントリー概念図. 上: 常伝導電磁石, 下: 超伝導電磁石を用いた場合

う利点がある。しかしながら、回転ガントリーは、陽子線においても直径約 10 m と巨大であり、さらに 3 倍近い磁気剛性を持つ 400 MeV/n の炭素線では一層巨大な装置で且つ高コストとなる事が大きな欠点であった。回転ガントリーを小型化するための方策としては、照射ポートを短くすること、偏向電磁石の磁場をあげることが考えられる。そこで、まず、通常の電磁石の範囲内で偏向磁場をできるだけ上げ (1.8 T)、軸長をできるだけ短くするために立ち上がりの偏向角度を 60 度とした。また、重量を軽減するために、最終偏向電磁石 (90 度) を 2 分割し、その間にスキャニング電磁石を配置する構造としている。概念設計¹⁶⁾の結果を図 16 (上) に示す。全体の重量は約 350 トンで GSI のものに比べて約半分である。さらに、超伝導技術による高磁場化およびサーフェイスワインディング法による偏向磁場と四極磁場を組み合わせた手法による小型化研究を行っている (図 16 (下))。現在までの設計では、全重量が 100 トン～150 トンの小型化が可能で、ほぼ陽子線回転ガントリーのサイズに近づいている。

6. 次世代照射システムの構築

これまで述べた開発研究に基づき、次世代照射システムを実際の臨床に応用するための新治療研究棟の建設が行われた。

6.1 基本構想¹⁷⁾

1) 照射方法

照射方法として、呼吸位相制御 3 次元スキャニング法を用いる。

2) エネルギー、照射野サイズ

これまで HIMAC で用いられてきた炭素イオンを主として考えるが、酸素イオンなどのより重いイオンも

治療に使えるようにエネルギーを 430 MeV/n とした。この場合、炭素イオンで 30 cm、酸素イオンで 22 cm の飛程が得られる。照射野サイズは、HIMAC での臨床をカバーできるように、横方向照射野サイズおよび SOBP を 22 cm × 22 cm および 15 cm とした。一方、回転ガントリーでは、小型化、軽量化は図るために、照射野サイズを 15 cm × 15 cm、SOBP を 15 cm とした。

3) 治療室数

治療室数は、年間治療患者数 1000 人以上を目標とした。①現在と同じ治療時間 (6 時間/日 × 170 日/年 = 61,200 分) を仮定する (残り 2 時間は QA 等の業務に当てられる)。②患者のスループットを向上させるために、エネルギー切り替え、コース切り替えを一分以内に行う設計であること、FPD を用いた半自動位置決めを行うことで、現在の HIMAC での治療室滞在の平均時間 25 分から 15 分に短縮することを仮定する。③平均分割回数を 12 回と仮定する。これらの仮定のもとでは、一室の年間治療患者数は 340 人 (= 61,200 分 / (15 分 × 12 回)) と計算できる。従って、3 室あれば、年間 1000 人以上の治療が可能となる。また、水平と垂直ポート利用の割合は、ほぼ 5:4 であることから、水平、垂直ポートを備えた治療室を 2 室、回転ガントリーを備えた治療室を一室とする構成にした。

4) 治療ホール

治療ホールには、治療室以外に、待合室、シミュレーション室 2 室、準備室 6 室、制御室 2 室 (固定ポート室用と回転ガントリー室用) が設けられている。シミュレーション室では、リハーサル、簡易治計および治療計画のための CT 撮影が行われる。患者さんは、まず、準備室に導かれ、搬送台車に固定あるいは固定直前状態にして載せられる。その後、治療室に搬送され治療する。

6.2 新治療研究棟の建設

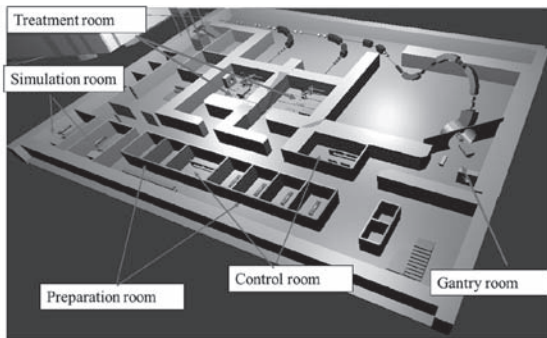
新治療研究棟の全体図は図 1 に示したとおりであるが、新治療研究棟外観、治療ホール、固定照射ポート室と治療室内を図 17 に示す。

患者さんは、HIMAC 病院棟から回廊を通じて新治療研究棟に移動する。一階は待合ロビーとなっている他、急な体調の変化にも対応できるように診察室も設けられている。また、将来、外来患者さんも受け入れられるように玄関ロビーと受付が設置されている。患者さんは、エレベータにより地下 2 階の治療ホールに移動し、その待合ロビーで待機することになる。

治療が近づいた患者さんは、治療ホールロビーから準備室に案内され、更衣や治療前の処置などの準備が行われ、その後、搬送台車にて治療室に運ばれ、ロボッ



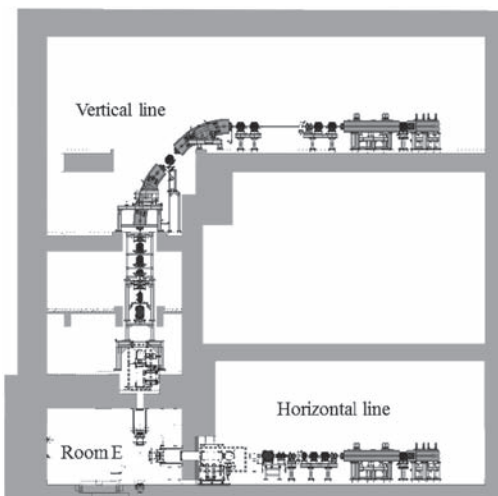
(a) 新治療研究棟の外観



(b) 治療ホール全体の鳥瞰図



(c) 治療室内



(d) 固定ポート照射室と照射ポートの構造

図 17

トアーム型治療台に移動した後、半自動的に位置決めが行われ、治療照射が開始される。

新治療研究棟へのビーム輸送ラインは、ビームエネルギー切り替えやビームコース切り替えを効率よく行うために、渦電流による磁場設定時間の遅れを防ぐよう、全ての電磁石は 0.5 mm 厚の珪素鋼板を積層する構造とした。また、ビームモニターのコストを一桁程度下げることがを目的にスクリーン型ビームプロファイルモニターの開発を行った¹⁸⁾。ダイナミックレンジ、線形性および長時間耐久テストなどを経て実装されている。

治療室の整備は、水平ポートとして試験ポートを移設し、垂直ポートを新たに整備することで、固定ポート治療室の一室が整備された。H22年9月23日に初ビームを導入に成功した後、10月初旬には放射線施設安全検査に合格した。その後の前臨床試験を行い、H22年度内の臨床試験開始を目指したが、震災の影響による計画停電が停止された5月17日から臨床試験が開始され、夏期定期点検までに8名の治療を行った。

6.3 今後の展開

現在、もう一室の固定照射ポート室の整備が進められており、また、炭素線回転ガントリーに関しては、詳細設計と超伝導電磁石の試作が進められている。さらに、シンクロトロンの変換エネルギー化が進められている。次世代照射システムでは3次元スキャンニングを採用しているが、スライス変更はレンジシフターを用いている。シンクロトロンのエネルギーを可変にすることで、スライス変更時間の高速化、レンジシフターによるビームサイズ増大の抑制、レンジシフターからの二次放射線（主に中性子）の抑制などの大きな利点がある。両者の比較概念図を図 18 に示す。

この可変エネルギー化では、430 MeV/n から 80

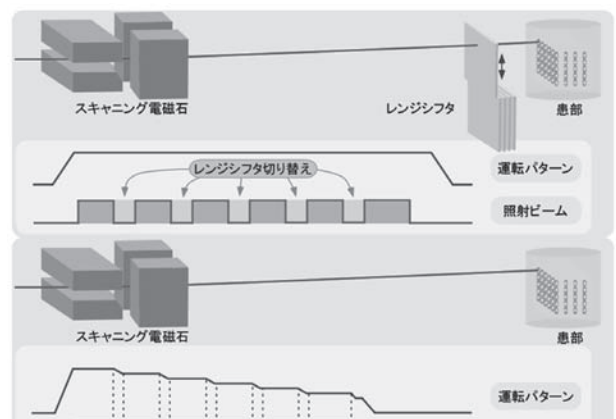


図 18 上：レンジシフター，下：シンクロトロンによるスライス変更の比較概念図

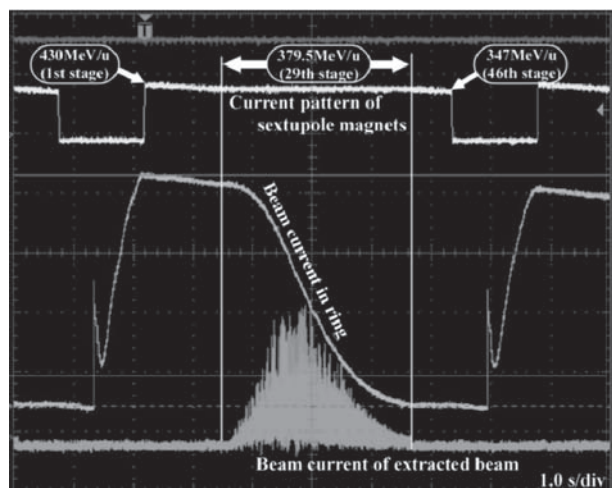


図 19 430 MeV/n から 347 MeV/n までエネルギーを変えながら運転し、380 MeV/n のビームを取り出した場合

MeV/n までシンクロトロンでエネルギーを変更しながらビームを供給する。スライス厚は 2 mm 程度なので、147 ステップのエネルギーパターンが準備されている。現在までに、47 ステップのエネルギー可変化に成功している¹⁹⁾(図 19)。現在、HIMAC シンクロトロンの取り出しチャンネルから新治療研究棟へのビームラインの一部の電磁石の積層化を行っており、その整備の後、本格的な可変エネルギー試験が予定されている。

7. おわりに

これまで述べてきたように、次世代照射システムの開発により、腫瘍近傍の重要臓器の線量付与を極力抑え、腫瘍のみに線量を集中させることが可能であるために、一層の治療成績の向上や治療の短期化が期待されている。

参考文献

- 1) S. Minohara, et al., Int. J. rad. Oncol. Bio. Phys. 2000; 47: 1097-1103.
- 2) T. Kanai et al., Med. Phys. 33, 2989-2997 (2006).
- 3) E. Pedroni et al., PSI-Bericht, Nr.69 :1-8 (1989)
- 4) T. Haberer et al., Nucl. Instru. Meth. A 330 (1993) 296.
- 5) W. T. Chu and B. A. Ludewigt, EUR 12165 EN:295-328 (1988).
- 6) T. Furukawa et al., Med. Phys. 34 (3), 1085-1097 (2007).
- 7) K. Noda et al., Nucl. Instrum. Meth A 374 (1996) 269-277.
- 8) S. Sato, T. Furukawa and K. Noda, Nucl. Instru. Meth. A 574 (2007) 226-231.
- 9) T. Inaniwa et al., Phys. Med. Biol. 55 (2010) 6721-6737.
- 10) T. Inaniwa et al., Med. Phys. 34(8), 3302-3311 (2007).
- 11) K. Noda et al., Nucl. Instr. Meth. Res. A492 (2002) 253-263.
- 12) T. Furukawa et al., Nucl. Instr. Meth. A522, (2004) 196-204.
- 13) 古川卓司, 他, HIMAC-Report-124, 2007.
- 14) E. Urakabe, et al., Jpn. J. Appl. Phys. 40 (2001) 2540-2548.
- 15) T. Furukawa et al., Med. Phys. 37 (9), 4874-4879, 2010.
- 16) T. Furukawa et al., Nucl. Instru. Meth. B 266 (2008) 2186-2189.
- 17) K. Noda et al., Nucl. Instru. Meth. B 266 (2008) 2182-2185.
- 18) E. Takeshita et al., Nucl Instrum Meth, B to be published.
- 19) Y. Iwata et al., Nucl. Instru. Meth. A624 (2010) 33-38.