

3

放射線治療の高度化のための
超並列シミュレーション
システム

斎藤 公明¹ 齋藤 秀敏² 国枝 悦夫³ 成田 雄一郎⁴ 明上山 温²
 藤崎 達也⁵ 川瀬 貴嗣³ 金子 勝太郎⁶ 尾寄 真浩⁷
 ホサイン・デロア⁸ 平井 正明⁹ 奥 洋平⁸ 田島 俊樹¹⁰
 山極 満¹¹ 甲賀 ジェームズ¹¹ ティムル・エシロケポフ¹¹
 セルゲイ・ブラノフ¹¹ 宮島 悟史⁹ 岡崎 良子⁹ 伊達 広行¹²
 ケン・サザーランド¹³ 菱川 良夫¹⁴ 村上 昌雄¹⁴

¹ 日本原子力研究開発機構システム計算科学センター ² 首都大学東京大学院人間健康科学研究科
³ 慶應義塾大学医学部 ⁴ 京都大学医学部附属病院 ⁵ 茨城県立医療大学放射線技術科学科
⁶ (株) バリアンメディカルシステムズ販売支援部 ⁷ 東芝メディカルシステムズ(株) CT 事業部
⁸ 慶應義塾大学/科学技術振興機構 ⁹ 日本原子力研究開発機構/科学技術振興機構
¹⁰ 日本原子力研究開発機構関西光科学研究所 ¹¹ 日本原子力研究開発機構量子ビーム応用研究部門
¹² 北海道大学医学部 ¹³ 北海道大学医学研究科 ¹⁴ 兵庫県立粒子線医療センター

超並列シミュレーション計算を利用して放射線治療の高度化に貢献するための研究開発を行ってきた。現在広く行われているX線治療に関して、詳細人体モデルとモンテカルロ計算を利用して高精度線量を短時間に行い、ネットワークを介して医療現場を支援するシステムを開発している。さらに、レーザーを利用して小型で安価な陽子線治療装置を開発するための基礎的な研究を行っている。

放射線治療の現状と研究開発のねらい

がんによる死亡者の割合は年々増加しており、10年後には2人に1人ががんで亡くなることが予測されている。放射線治療は患部の形態や機能を保存できる優れた治療法として期待されているが、欧米に比べて放射線治療が用いられる比率はかなり低い。放射線治療に必要な人材の不足が大きな問題として各所で取り上げられ、人材育成についての改善策が進みつつある。このような状況を考えると、放射線治療数が今後相当増加していくことが予想される。

X線を用いた治療が最も広く行われているが、時々報告される過剰照射事故に象徴されるように、放射線治療の品質管理・保証が十分でない場合があるととも、放

射線治療の高度化により患者の体内の線量分布をより高い精度で評価する必要が現れてきている。また、原理的により集光性の高い陽子線・重粒子線を用いた治療も使用されているが、粒子線の発生装置が大型で高価なこともあり、まだ使用されている範囲は限られている。

これらの状況を考慮して、並列計算シミュレーションを利用して放射線治療の高度化に貢献するための研究を2つの観点から進めてきた。1つは、現在広く行われているX線治療を遠隔で支援するための高精度線量計算システムIMAGINE開発に関する研究、もう1つは、これからの治療法として期待されている陽子線治療の普及を目指し、レーザーにより発生する陽子線を利用して小型・低価格の治療装置を実現するための基礎研究である。

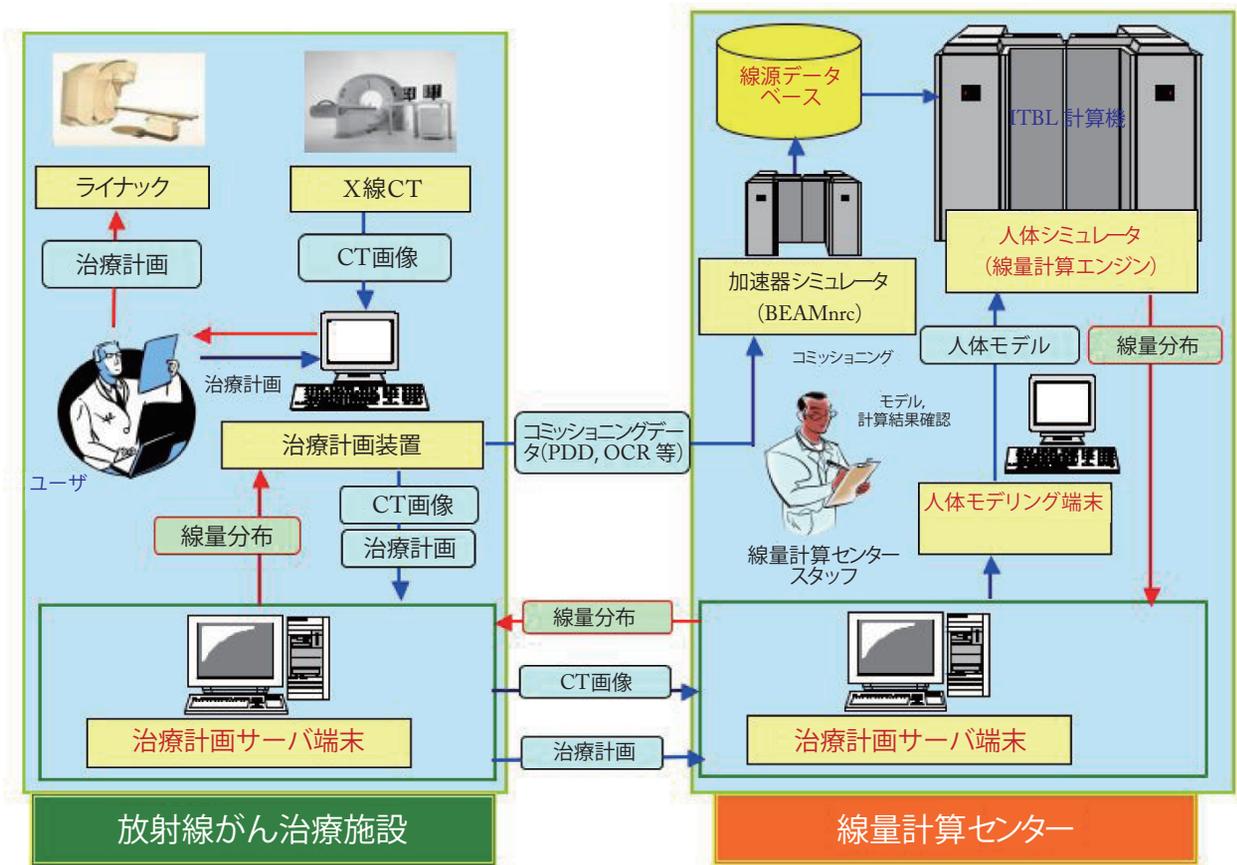


図-1 X線治療遠隔支援用線量計算システム IMAGINE の構成

前者においては、元素組成を詳細に考慮した人体モデルとモンテカルロ計算を用いた高精度線量計算を集中して行い、ネットワークを通して医療現場をサポートするシステムを構築しており、近い将来のシステムの実現化を目指している。後者の研究では、ビーム品質のレーザー照射条件、ターゲット条件依存性を系統的に解析するとともに人体内線量分布の最適化の検討を行う。さらに、レーザー駆動陽子線による医療照射のシミュレーションを行い、適応疾患の解析とその治療時の技術解析から陽子線治療に必要とされるシステムの提案を目指す。これらの研究開発について以下にまとめて紹介する。

IMAGINE システムの開発^{1) ~ 4)}

基本システム開発

放射線治療を適切に行うためには、治療により患者体内に与えられる線量の分布を数%以内の精度で正確に評価することが望まれている。一般には、市販の治療計画装置を用いて水中における線量実測値をベースに患者体内の線量評価が行われているが、条件が複雑な場合には十分な線量の精度が得られないことがある。また、後述する強度変調放射線治療 (IMRT) や CT 集光治療 (CTRTx) においては、より高い線量計算技術が必要

とされる。これらのニーズに応えるため、高精度線量計算システム IMAGINE の開発を進めてきた。

このシステムは、線量計算センターで集中して運用し、インターネットを介して情報のやり取りを行うことで医療現場を支援することを狙っている。具体的には、まず医療現場からインターネットを通して患者の CT 画像データと治療計画データを線量計算センターへ送る。するとセンターでは、密度と形状の情報に基づく画像処理により CT データから患者モデルを短時間に作成し、治療用ビームを発生させる加速器ヘッドの部分、ビームを整形する部分も詳細に考慮しつつモンテカルロ計算を超並列計算で短時間を実施し、計算結果を治療現場に返送して治療を支援する(図-1)。

システム設計の基本的な考え方として、(1) どのような条件に対しても基準となる精度の高い線量計算が短時間に提供できること、(2) 市販の治療計画装置を操作するのと同じように容易に線量計算が行えること、(3) 個人情報扱うために送受信データのセキュリティがしっかり行えることに注意を払った。

シミュレーション計算は図-2に示すように、ビームスペクトルを得るための加速器ヘッド計算エンジンと患者体内の線量分布を得る線量計算エンジンで分けて実施

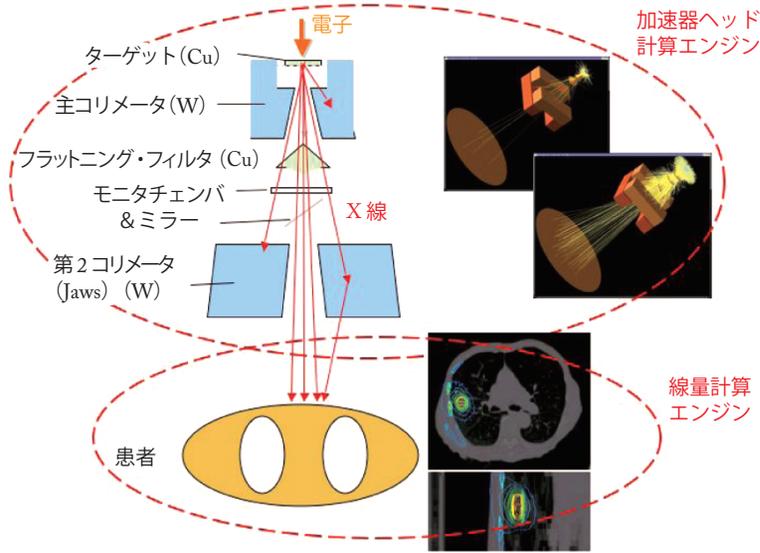


図-2 IMAGINE システムのシミュレーションの概要

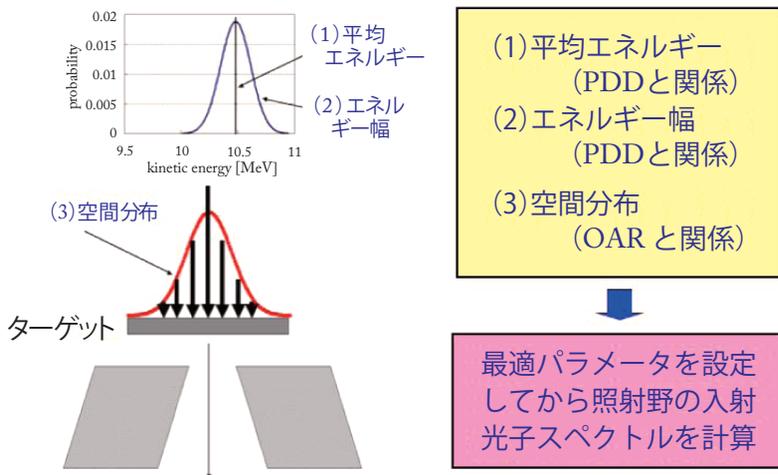
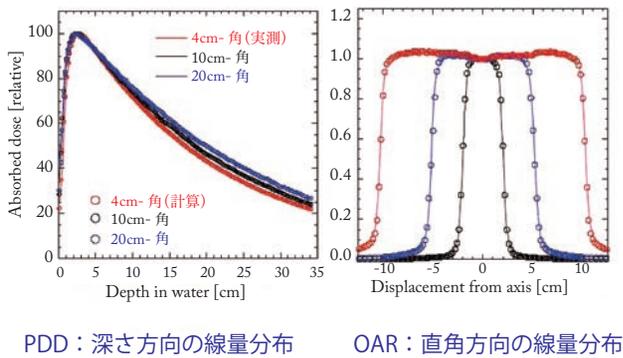


図-3 ターゲット入射電子の最適パラメータの設定



PDD：深さ方向の線量分布 OAR：直角方向の線量分布

図-4 水ファントム内の線量測定値と計算値との比較

する。モンテカルロ計算は、適切なモデルの使用と条件設定を行えば精度の高い線量評価を行える計算手法であり、(1)を達成するために、精度の低下に繋がる近似をなるべく使用しないことを心がけた。

患者体内に入射するX線ビームのスペクトルを個々の照射装置について高い精度で評価する必要がある。X線の強度が強すぎてスペクトルの直接測定が難しいため、水中における線量分布測定値から最適スペクトルを推定する手法を開発した。この方法では水中線量分布をよく再現できるようにX線発生シミュレーションのパラメータを調節し、シミュレーションによりスペクトルを求める(図-3)。X線発生ターゲットに入射する電子線のパラメータを最適化することにより、図-4に示すように、水中の線量分布を高い精度で再現することが可能となった。このようにして得られたスペクトルをあらかじめ線量計算センターの線量データベースに保存しておき、必要に応じてスペクトルデータを呼び出して用いる。スペクトルデータは膨大なデータ量となるため、直接線と散乱線を分離しモデル化して記録するなどデータ量を減らすための工夫を行った。また、高速化のためにMPIを用いて並列計算環境を整備して図-5に示すように高い並列化効率を確認した。

患者モデルに関しては、水で人体を置き換えた従来のモデルに替えて、人体の元素組成を詳細に考慮するモデルを用いることとした。どのようなモデルを用いれば十分な精度の線量計算が行えるか検討を行い、筋肉、脂肪、肺、皮膚、皮質骨、骨髄の6組成に分割した、 $1 \times 1 \times 1 \text{mm}^3 \sim 2 \times 2 \times 2 \text{mm}^3$ のボックスサイズを持ったモデルを用いることとした。さらに、ベッドや固定具等の人工物と人体を自動で識別するアルゴリズムを開発し、99%以上の高い確度での識別が可能となった。これらの成果をもとに、人体モデル自動作成ソフトウェアを開発し、CTデータから数分以内に多組成患者モデルを作成す

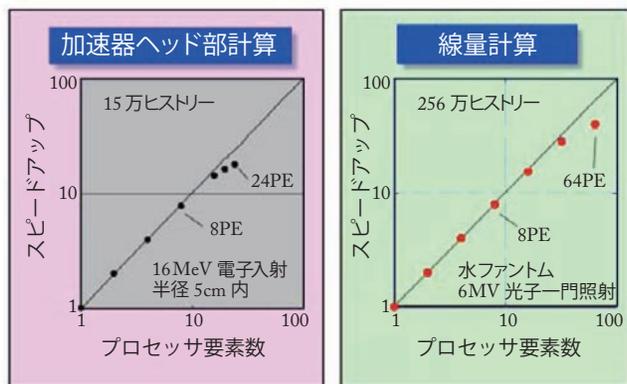


図-5 並列計算による高速化の例

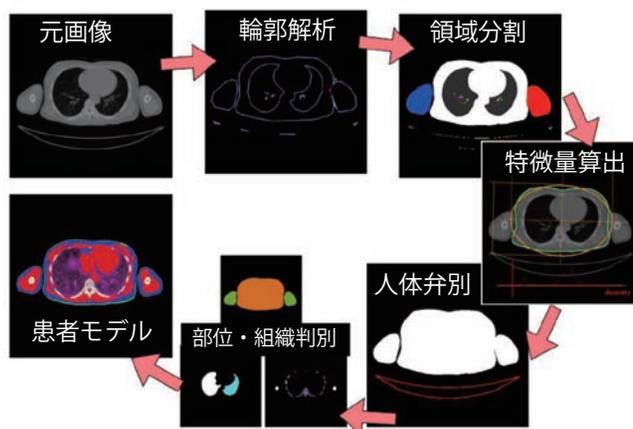


図-6 CT画像からの詳細人体モデルの自動作成過程

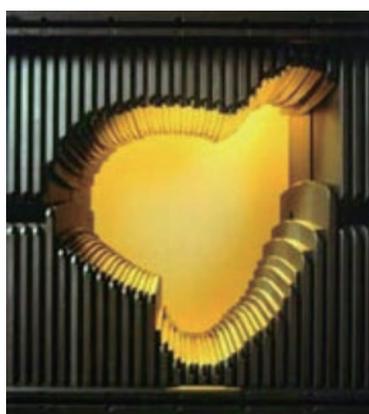


図-7 多分割コリメータ (MLC)

ることが可能になった。図-6に人体モデリングサーバ上でCTデータから患者モデルを作成する様子を示す。

前述の条件(2)を達成するために、ユーザインタフェースとして治療計画装置を用いる設計とした。ユーザはこれまでと同様に、使用している市販の治療計画装置を用いて必要な条件設定を行え、またIMAGINEの計算結果を同治療計画装置でこれまでと同じように確認できる。モンテカルロ法は原理的に高精度な線量計算が行える手法であるが、これを適切に使用するためには放射線物理と計算科学に関するある程度の基礎知識と経験が必要であり、一般のユーザがモンテカルロ線量計算を自由にかつ適切に使いこなすことは簡単ではなかった。本システムを利用すれば、素人のユーザでも簡単に精度の保証されたモンテカルロ線量計算結果を得ることが可能である。

これまでの開発段階では、広く使用されている治療計画装置であるCMS社製のXiOをユーザインタフェーステスト装置として用いてきたが、他社の製品も使用できるように放射線治療用のデジタル画像と通信に関する標準規格であるDICOM-RTを用いてデータ入出力が行えるよう、最近システムの改良を行った。

また条件(3)を達成するために、高度グリッドコンピ

ューティング環境整備の目的で開発されたITBL基盤ソフトを利用している。ITBL環境においては、証明書を第三者機関がユーザとITBLサーバに対して発行する。ユーザは利用者端末にインストールした証明書を用いて利用者端末とITBLフロントエンドサーバ間で認証を行いITBL環境の使用を開始する。データ通信には、ITBL基盤ソフトであり多様な計算機および通信プロトコルに対応可能な並列計算機用通信ライブラリSTARPCを使用している。インターネットを通じた通信にはHTTPSプロトコルを使用し暗号化した形での安全性の高い通信を行う。

強度変調放射線治療 (IMRT) への応用研究

X線を用いた高度な治療法である強度変調放射線治療においては、周囲の危険部位への照射を極力抑え患部に集中的に線量を付与するために、複雑な形状のビームの強度を時間的に変化させて、多数の方向からの照射を行う。このために図-7に示すような複数のリーフが両側から張り出している多分割コリメータ (MLC) を用いて複雑なビーム形状を作る。MLCは通常、図-2に示した第2コリメータの下に設置される。MLCでは穴の部分の形状にX線が整形されるが、リーフの部分を通し

たりあるいはリーフで散乱されるX線もある程度存在する。

MLCの変化が複雑な場合にはすべての状態をモンテカルロ計算でシミュレーションすることは現在のところ不可能である。ここでは、MLCの散乱線の様子をあらかじめさまざまなリーフの組合せについてモンテカルロシミュレーションを行っておき(図-8)、このデータに基づいて透過線、散乱線の評価を行うように、MLC計算エンジンを設計している。

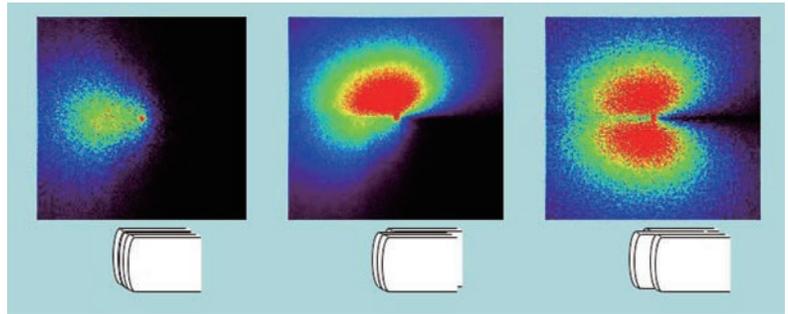


図-8 MLCを構成するリーフ3枚の相対的位置関係と散乱・透過線の強度との関係

CT集光治療装置 (CTRTx) への応用研究

一方、現在治療に使われているよりも低いエネルギーのX線を意図的に使用し、CT装置を改良してアーク状に照射を行う治療装置 (CTRTx) の開発を、慶應義塾大学と東芝メディカルが協力して進めてきた(図-9)。この治療装置では、CT画像を撮影しながら照射を行い同時に線量を評価してさらに照射を繰り返すという方法をとるため、リアルタイムでの線量評価が必要である。そのためにCTRTxに特化したIMAGINEシステムを開発してきた。

従来、低いエネルギーのX線は放射線治療に適さないと一般に信じられてきたが、シミュレーション研究により、高いエネルギーのX線と同等の線量分布を実現できることが確認された。さらに患部について詳細に解析すると、高エネルギーのX線よりもより均一に線量を与えることができることが明らかになった(図-10)。現在、ウサギを用いた照射実験を行い治療法・装置の検証を行っているところである(図-11)。



*強度変調放射線治療 (IMRT) への応用研究
X線を用いた高度な治療法である強度変調放射線

図-9 CT集光治療装置 (CTRTx) の外観

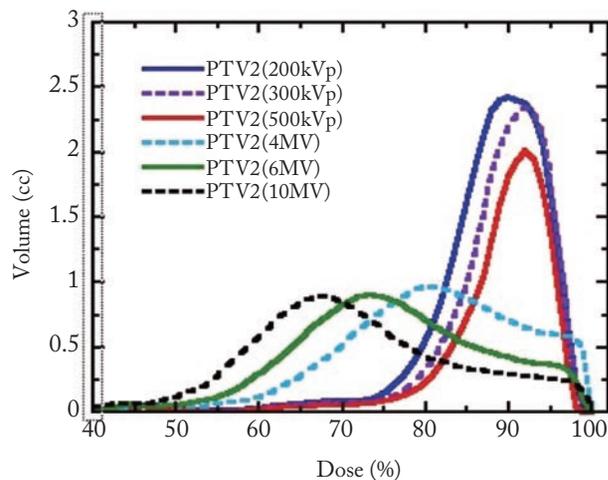


図-10 集光治療における線量体積ヒストグラム (DVH)

システムの実証・検証試験

システムのプロトタイプが完成し、仮想線量計算センターとプロジェクト参加機関をネットワークで結んで、恒常的にシステムを使用できる環境を構築した。今後、さまざまな条件でシステムを使用し、問題点を摘出してシステムの改良を行うとともに、物理ファントムを用いた精度検証試験を実施して、システムの精度を検証してシステムを完成させる予定である。

レーザー駆動陽子線による医療照射 プラン構築デモソフト開発^{5), 6)}

レーザー駆動陽子線によるがん治療はガントリーを含む加速器システムをコンパクト化できる可能性があることなどの革新的特性を有する。これにより、ビーム誘導自己放射化の高度なPET診断による実吸収線量分布の確定を行いながら患部をレーザー駆動のペンシル状ビー

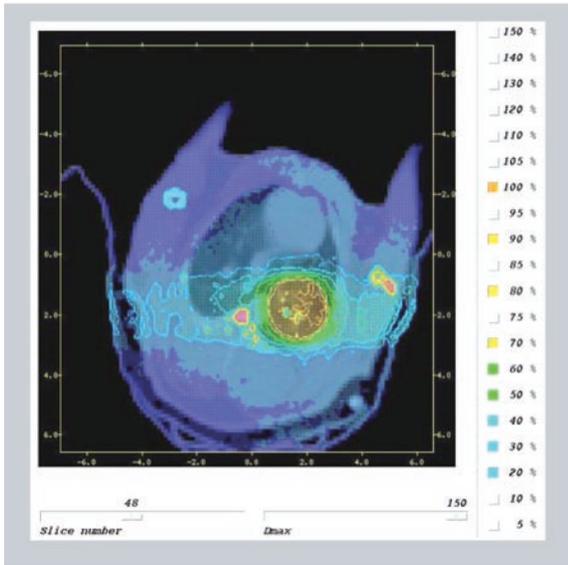


図-11 ウサギ体内の線量分布の計算例

ムによりスキニング照射するといった機能がより高く実現でき、フィードバック放射線治療がより柔軟に行われると期待される。さらに、60～80MeVといった比較的エネルギーの低い領域における特定の適用分野として、眼の腫瘍や加齢黄斑変性症を対象としたコンパクト治療器の開発が想定される。本研究では、現段階のレーザー駆動陽子加速の特性および限界、当該陽子ビームの放射線治療への適応性を明らかにすることを主たる目的として研究を進めている。

レーザー駆動陽子線による医療照射シミュレーションについて、イオンエネルギースペクトル等ビーム特性の

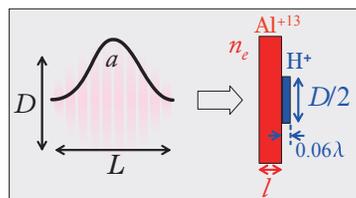
同定、人体内線量分布計算のための各基本コード群の整備を行い、ビーム品質のレーザー照射条件、ターゲット条件依存性を系統的に解析し、人体内線量分布を最適化するためのレーザーパルス幅・強度、膜厚依存性を明らかにするとともにレーザー駆動陽子線による医療照射のシミュレーションを実施している。

具体的には、レーザー駆動による陽子発生について、マルチパラメトリックPICシミュレーションを超並列計算機上でを行い、二重層薄膜照射から生じる準単色エネルギーイオンのビーム特性を探った。また、人体内線量分布計算用ソフトウェア群の開発として、(1)X線CTデータを用いた人体モデル作成ツール、(2)入射陽子線のパラメータ(入射位置・入射方向・入射個数・エネルギースペクトル)を決定する照射パラメータ決定ツール、(3)モンテカルロ法による線量分布計算ツール、(4)得られた線量分布をX線CT画像上に重ね合わせ、標的体積・リスク臓器への付与線量を可視化する線量分布可視化ツールのプロトタイプを作成した。

図-12は、相対論的高強度レーザーによるイオン加速について、マルチパラメトリックPICシミュレーションにより、広範囲のターゲット密度、厚さ、レーザー強度、スポットサイズ、パルス長に対し、最も効率的な相互作用ならびにイオンエネルギーの最大利得をサーベイした結果の例を示す。レーザー強度 10^{21}W/cm^2 の場合の、レーザーパルス長(L)およびターゲット厚さ(l)依存性より、サブピコ秒パルス幅のペタワットレーザーにより、陽子線治療に必要とされる200メガ電子ボルト(MeV)級の準単色陽子線発生が可能であることを明らかにした。

レーザー駆動イオン最大エネルギーの超並列マルチパラメタリサーチ

- ターゲット密度 n_e , 厚さ l , レーザー強度 a , スポットサイズ D , パルス幅 L
- パラメータをさまざまに変化させたシミュレーションを関西研のHP α サーバ(720CPU)で実施



Laser: $a = 8.5 \dots 85$ (5 choices)
 $D = 10\lambda, 25\lambda, 50\lambda$ (3 choices)
 $L = 10\lambda \dots 60\lambda$ (6 choices)
 $\lambda = 1 \mu\text{m}$

Target: $l = 0.1\lambda \dots 5\lambda$ (12 choices)
 $n_e = 1 n_{cr} \dots 100 n_{cr}$ (12 choices)

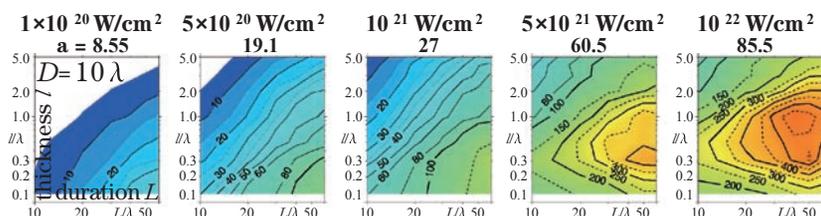


図-12 マルチパラメトリックシミュレーションの例。図中の数字は陽子線のエネルギー(MeV)。

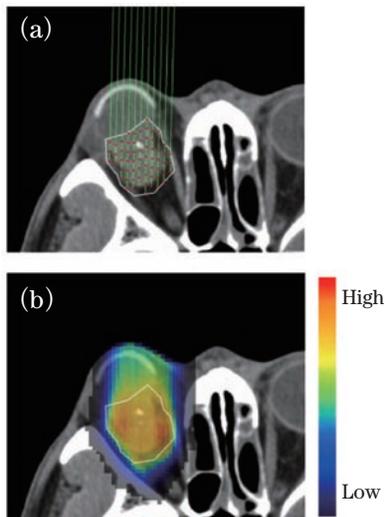


図-13 レーザー駆動陽子線による眼の照射のシミュレーション例
 (a) 照射ビームパラメータの設定:陽子ビーム(緑線)とDose spot(赤点), ターゲット領域(白線)を示す。各ペンシルビームのエネルギー幅を5%(ガウス分布)と設定した。その条件で、入射陽子ビームのピークエネルギーは最小32MeV・最大74MeVと算出された。
 (b) 線量分布計算結果:上記パラメータを用いてMonte Carlo法で計算した線量分布を示す。高線量領域(暖色)がターゲット領域を覆っていることが分かる。

実験で得られる陽子線の最大エネルギーは、現状では数MeV - 数十MeV(最大58MeV)である。このような比較的低いエネルギーで実現でき、かつ通常の加速器を用いた陽子線治療における実績がある眼の病変(脈絡膜悪性黒色腫や加齢黄斑変性症)の治療をターゲットとし、計算を行った。図-13は、病巣周辺の放射線線量分布の計算結果を示し、眼の治療に必要なとされる陽子線のパラメータ(エネルギー幅(単色度)、ビーム角度広がり(平行度)、ビーム径など)を決定した。

これらCRESTによる先行研究は科学技術振興調整費による「光医療産業バレー」拠点創出構想としての発展も見せており、今後も、レーザー駆動粒子線による医療照射プラン作成のためのシミュレーション基盤の構築とその高度化を目指して研究を進める。

参考文献

- 1) Saito, K., Kunieda, E., Narita, Y., Kimura, H., Hirai, M., Deloar, H. M., Kaneko, K., Ozaki, M., Fujisaki, T., Myojoyama, A. and Saitoh, H.: Dose Calculation System for Remotely Supporting Radiotherapy, Radiation Protection Dosimetry, 116, pp.190-195 (2006).
- 2) Fujisaki, T., Kikuchi, K., Saitoh, H., Tohyama, N., Myojoyama, A., Osawa, A., Kuramaoto, A., Abe, S., Inada, T., Kawase, T. and Kunieda, E.: Effects of Density Changes in the Chest on Lung Stereotactic Radiotherapy, Radiation Medicine 22, pp.233-238 (2004).
- 3) Kunieda, E., Deloar, H. M., Takagi, S., Sato, K., Kawase, T., Saitoh, H., Saito, K., Sato, O., Sorell, G. and Kubo, A.: Interface Software for DOSXYZnrc Monte Carlo Dose Evaluation on a Commercial RTP System, Radiat Med, 25(6), pp.309-314 (2007).
- 4) Deloar, H. M., Kunieda, E., Kawase, T., Tsunoo, T., Saitoh, H., Ozaki, M., Saito, K., Takagi, S., Sato, O., Fujisaki, T., Myojoyama, A. and Sorell, G.: Investigations of Different Kilovoltage X-ray Energy for Three-dimensional Converging Stereotactic Radiotherapy System: Monte Carlo Simulations

with CT Data, Med Phys, 33(12): pp.4635-4642 (2006).

- 5) Esirkepov, T., Yamagiwa, M. and Tajima, T.: Laser Ion Acceleration Scaling Laws Seen in Multiparametric PIC Simulations Phys. Rev. Lett., 96, 105001 (2006).

6) http://www.mext.go.jp/b_menu/houdou/18/05/06051814/001/058.pdf
 (平成19年7月13日受付)

齋藤 公明 saito.kimiaki@jaca.go.jp

1975年東工大・理・応用物理学卒業、1977年同大修士課程原子核工学科修了、同年に日本原子力研究所入所、1987～88年ドイツGSFに留学、環境放射線の測定・評価、被ばく線量評価、放射線影響基礎メカニズムの研究等に従事。研究主席、原子力学会、保健物理学会、放射線影響学会、日本放射線腫瘍学会、応用物理学会放射線分科会等各会員。

齋藤 秀敏 saito@hs.tmu.ac.jp

1997年日本大学大学院博士後期課程修了。現在、首都大学東京教授、放射線治療のシミュレーションに関する研究に従事。電子情報通信学会、日本医学放射線学会、日本医学物理学会各会員。

国枝 悦夫 kunieda@sc.itc.keio.ac.jp

1981年慶應義塾大学医学部卒業、1983年より同大医学部勤務、1988～90年Stanford大学Visiting fellow、現職：慶應義塾大学医学部放射線科講師、定位放射線治療などの臨床と高精度放射線治療の物理的側面についての研究を行っている。日本医学放射線学会、日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会など各会員。

成田 雄一郎 ynrt@kuhp.kyoto-u.ac.jp

明上山 温 atusi@hs.tmu.ac.jp

1996年室工大・工・電気電子卒業、2002年北大・工・電子情報博士後期課程修了。同年都立保健大助手。以来、放射線治療、画像処理の研究開発に従事。現在、首都大助教。電子情報通信学会、IEEE各会員。

藤崎 達也 fujisaki@ipu.ac.jp

茨城県立医療大学准教授。1998年日大大学院理工学研究科博士課程修了。2004年より現職。放射線治療システムのQAに関する研究、放射線診療における品質管理。日本医学物理学会各会員。
<http://www.ipu.ac.jp>

川瀬 貴嗣 kawase@proof.ocn.ne.jp

1996年慶應義塾大学医学部卒業。同大医学部放射線治療核医学科助教。医師。研究テーマ：体幹部定位放射線治療の基礎的研究。日本医学放射線学会、日本放射線腫瘍学会、日本核医学会、日本医用画像工学会各会員。

金子 勝太郎 Katsutaro.kaneko@varian.com

(株)バリアンメディカルシステムズ販売支援部長。日本放射線腫瘍学会、米国放射線腫瘍学会各会員。
<http://www.varian.com>

尾崎 真浩 masahiro.ozaki@tshiba.co.jp

1983年(株)東芝入社。以降X線CT装置の開発に従事。Xpeed, CT透視, Aquilion (Single)らの開発リーダーを務める。2003年より東芝メディカルシステムズ(株)に移籍。X線CT関連製品の企画に従事。

ホサイン・デロア

1988年Rajshahi University, Department of Physics卒業。1998年東北大学にて博士号(工学)取得。2001年国立循環器センター研究所放射線医学部ポスドク。2003年(独)科学技術振興機構CREST研究員兼、慶應義塾大学訪問講師。2005年より現職。Medical Physics and Bioengineering Department, Christchurch Hospital, New Zealand。放射線治療医学物理、特にMonte Carlo simulationの研究に従事している。

平井 正明 hirai.masaaki@jaca.go.jp

1993年東大・理・物理卒業、2000年同大学院博士課程修了。放射線医学総合研究所博士号取得若手研究員を経て、2003年より(独)科学技術振興機構CREST研究員。専門は放射線治療物理のシミュレーション

ョン計算、日本物理学会、日本医学物理学会、日本医学放射線学会、コンピュータ支援画像診断学会など各会員。

奥 洋平 okuoku159@msn.com

2002年日大・理工・物理卒業、2004年同大学院修士課程修了、2007年同大学院博士課程在学中、2006年より慶應義塾大学医学部放射線科非常勤職員、高精度放射線治療についての研究に従事、日本医学物理学会、日本放射線腫瘍学会など各会員。

田島 俊樹 tajima.toshiki@jaca.go.jp

1971年東大・理・物理卒業、1973年同大学院修士課程修了、1975年カリフォルニア大アーバイン校博士課程修了、Ph.D. 1976年カリフォルニア大ロサンゼルス校研究員、1980年テキサス大学オースティン校物理学助教授、1985年同準教授、1989年同正教授、1998年ローレンスリバモア国立研究所特別顧問、2000年テキサス大学オースティン校 The Jane and Roland Blumberg 特別教授、スタンフォード大学線型加速器センター特別プロジェクト員、2002年日本原子力研究所関西研究所光量子科学研究センター研究主幹を経て、関西研究所長、2005年(独)日本原子力研究開発機構関西科学研究所長、専門はプラズマ物理、高強度場科学、計算物理、米国物理学会、日本物理学会各会員。

山極 満 yamagiwa.mitsuru@jaca.go.jp

1981年京大・工・原子核卒業、1983年同大学院修士課程修了、1986年名大大学院博士後期課程修了、理学博士、同年日本原子力研究所入所、プラズマ加熱、粒子加速シミュレーション研究に従事、現在、日本原子力研究開発機構主任研究員、量子ビーム応用研究部門光量子シミュレーション研究グループリーダー、日本物理学会会員。

甲賀 ジェームズ koga.james@jaca.go.jp

1981年マサチューセッツ工科大・理・物理卒業、1985年テキサス大オースティン校修士課程修了、1992年同博士課程修了、Ph.D. 同年 National Superconducting Super Collider 博士研究員、1993年日本原子力研究所リサーチフェロー、1997年日本原子力研究所入所、高強度レーザーとプラズマ相互作用シミュレーションの研究に従事、現在、日本原子力研究開発機構主任研究員、量子ビーム応用研究部門光量子シミュレーション研究グループ研究主幹、米国物理学会、米国地球物理学協会各会員。

ティムル・エシロケポフ timur.esirkepov@jaca.go.jp

1993年モスクワ物理工科大学修士課程修了、1996年同博士課程修了、Ph.D. 同年助教授、2000年日本学術振興会リサーチフェロー(大阪大学)、2002年日本原子力研究所リサーチフェロー、2005年同任期付研究員、2007年日本原子力研究開発機構研究副主幹、量子ビーム応用研究部門光量子シミュレーション研究グループ、高強度レーザーと物質との相互作用に関する理論・シミュレーション研究に従事。

セルゲイ・ブランフ bulanov.sergei@jaca.go.jp

1971年モスクワ物理工科大学修士課程修了、1974年同博士課程修

了、Ph.D. 同年レベデフ物理研究所研究員、1982年ロシア科学アカデミー一般物理研究所副主任研究員、その後、主任研究員、研究室長を経て、現在、Chief Scientist、1990年 Doctor in Mathematical and Physical Sciences、1997年モスクワ物理工科大学教授兼任、2005年日本原子力研究開発機構客員研究員、量子ビーム応用研究部門レーザー電子加速研究グループリーダー兼任、専門は実験室および宇宙プラズマの理論研究。

宮島 悟史

2003年阪大大学院医・保健学・博士課程修了、半導体検出器を用いたX線エネルギースペクトル測定、モンテカルロ法を用いた陽子線線量計算等に従事、日本医学物理学会会員。

岡崎 良子 okazaki.yoshiko@jaca.go.jp

1998年広大大学院博士前期課程修了、2002年同大学院博士後期課程単位修得退学、以来、X線や高エネルギー電子線、陽子線に関する研究開発に携わる、2003年立命館大学 COE 推進機構ポストドクトラルフェロー、2005年名古屋工業大学非常勤研究員、2006年(独)科学技術振興機構 CREST 研究員、日本物理学会会員。

伊達 広行 date@cme.hokudai.ac.jp

1983年北大・工・電気卒業、1985年同大学院修士課程修了、1987年同大学院博士課程中退、同年北大・医療技術短期大学部勤務、現在、北大・医学部保健学科教授、医用量子線の応用・計測に関する研究に従事、応用物理学会、電気学会、放射線技術学会、医学物理学会、北米放射線医学会(RSNA)各会員。

ケン・サザーランド ken@cme.hokudai.ac.jp

1986年テキサス大オースティン校・自然科学・計算機科学卒業、同年シアトル環境保護庁・開発者、1989年ハドソンソフト・開発者、1996年ジェイマックスシステム・開発者、2004年(独)科学技術振興機構 CREST 研究員、2007年北大医学研究科研究員、陽子線治療計画モンテカルロソフトウェア開発に従事。

菱川 良夫 y.hishikawa@hibmc.shingu.hyogo.jp

1974年神大・医卒業、同年兵医大研修医、1976年兵医大助手、以来、放射線治療に従事し、講師、助教授を経て、1994年兵庫県へ異動、粒子線治療施設の準備、2001年兵庫県立粒子線医療センター院長、神大・医・大学院客員教授、現在、日本粒子線治療臨床研究会代表幹事、日本放射線腫瘍学会理事。

村上 昌雄 m.murakami@hibmc.shingu.hyogo.jp

1982年神大・医卒業、同放射線科、1999年兵庫県健康福祉部(整備室)を経て、現在、兵庫県立粒子線医療センター医療部長、神戸大粒子線客員准教授、日医放専門医、日放腫認定医、日放腫評議員、日粒子線臨床研究会世話人。

