



5.13 Monte Carlo 法による IMRT のための線量 QA システムの構築
A Monte Carlo Dosimetric Quality Assurance System
for Dynamic Intensity-Modulated Radiotherapy

武川 英樹¹, 山本 時裕¹, 宮部 結城¹, 手島 昭樹¹,
功刀 資彰², 矢野 慎輔³, 溝脇 尚志⁴, 永田 靖⁴, 平岡 真寛⁴

¹大阪大学大学院医学系研究科医用物理工学講座 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 1-7

²京都大学大学院工学系研究科原子核工学専攻 〒606-8501 京都市左京区吉田本町

³京都大学医学部附属病院放射線部 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 54

⁴京都大学大学院医学研究科腫瘍放射線科学 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 54

Hideki TAKEGAWA¹, Tokihiro YAMAMOTO¹, Yuki MIYABE¹, Teruki TESHIMA¹
Tomoaki KUNUGI², Shinsuke YANO³, Takashi MIZOWAKI⁴, Yasushi NAGATA⁴
and Masahiro HIRAOKA⁴

¹Department of Medical Physics & Engineering, Osaka University Graduate School of Medicine
1-7 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871, Japan

²Department of Nuclear Engineering, Kyoto University Graduate School of Engineering
Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501, Japan

³Clinical Radiology Service, Kyoto University Hospital
54 Syogoin-kawaharacho, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507, Japan

⁴Department of Therapeutic Radiology and Oncology, Kyoto University Graduate School of Medicine
54 Syogoin-kawaharacho, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507, Japan

We are developing a Monte Carlo (MC) dose calculation system, which can resolve dosimetric issues derived from multileaf collimator (MLC) design for routine dosimetric quality assurance (QA) of intensity-modulated radiotherapy (IMRT). The treatment head of the medical linear accelerator equipped with MLC was modeled using the EGS4 MC code. A graphical user interface (GUI) application was developed to implement MC dose computation in the CT-based patient model and compare the MC calculated results with those of a commercial radiotherapy treatment planning (RTP) system, Varian Eclipse. To reduce computation time, the EGS4 MC code has been parallelized on massive parallel processing (MPP) system using the message passing interface (MPI). The MC treatment head model and MLC model were validated by the measurement data sets of percentage depth dose (PDD) and off-center ratio (OCR) in the water phantom and the film measurements for the static and dynamic test patterns, respectively. In the treatment head model, the MC calculated results agreed with those of measurements for both of PDD and OCR. The MC could reproduce all of the MLC dosimetric effects. A quantitative comparison between the results of MC and Eclipse was successfully performed with the GUI application. Parallel speed-up became almost liner. An MC dosimetric QA system for dynamic IMRT has been developed, however there were large dose discrepancies between the MC and the measurement in the MLC model simulation, which are now being investigated.

Keywords: IMRT, Monte Carlo, MLC, Quality Assurance, Parallelization

1. はじめに

強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiotherapy: IMRT) は前立腺癌、頭頸部癌などに広く使用されている高精度な放射線治療である[1]。IMRTは数学的に最適化した不均一で複雑な強度のビームを使用し、それにより腫瘍に高線量を集中しつつ近隣の正常組織は低線量に抑えることが可能になった。IMRTでは、多葉コリメータ(multileaf collimator: MLC) をコンピュータ制御して強度変調ビームを作成する方法が現在の主流である。しかし、商用の放射線治療計画装置はMLCの形状から生じる出力線量への影響を考慮できていない[2]。また、商用装置に使用されている線量計算アルゴリズムのペンシルビーム法やコンボリューション法では、二次電子非平衡を正確に考慮できない。ゆえに、体内の不均質部や、小さいビーム要素の集まりであるIMRT照射野での線量計算精度には問題が生じる[3]。Monte Carlo (MC)シミュレーションは、上記2つの問題を正確に考慮した線量計算が可能な唯一のアルゴリズムである。MLCの形状による出力線量への影響は、MLCの形状を正確にモデリングすることで考慮することが可能である。また、MC法は粒子を個々に追跡していくので、電子平衡が成り立たない領域の計算も高精度に行える。

我々は現在、ダイナミックIMRTのためのMC線量計算システムの構築を行っている。MLCを搭載した直線加速器の詳細なモデリングを行い、実測との比較調整を行った。将来的に当システムを臨床応用するためにgraphical user interface(GUI)アプリケーションの開発を行い、治療計画データに基づいた患者モデルの構築及び体内でのMC計算を行った。また、シミュレーションを並列処理し、計算の高速化を行った。

2. 対象および方法

Varian Clinac 2300C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)直線加速器の治療ヘッド部とVarian 40対リーフのVarian Mark II MLCをEGS4 MCを用いてモデリングした。モデリングは、ターゲットからミラーまでの照射野非依存部と、JawとMLCの照射野依存部に分けて行った。患者体内の線量計算のために、商用治療計画装置であるVarian EclipseからDICOMデータを読み込み、患者モデルを構築するGUIアプリケーションの開発を行った。また、このアプリケーション上でEclipseとMCの結果の比較・表示を可能にした。照射野非依存部のシミュレーションに対し並列処理を行い、MC計算の高速化を行った。並列処理の性能評価として高速化率、並列化効率を求めた。

2.1 照射野非依存部モデリング

ターゲットへの入射電子ビームは、エネルギーと強度はガウス分布をとり、ターゲットに垂直に入射すると仮定した。適切なパラメータを決定するために、平均エネルギーと強度分布の半値幅を、イオンチェンバによるPDDとOCRの実測と一致するように調整した。

2.2 照射野依存部モデリング

MLCの形状を詳細にモデリングし、静的・動的テストパターンを用いてフィルムによる実測と比較・検証した。静的テストにおいては、リーフ漏洩線量を調べた。動的テストでは、局所前立腺癌患者の治療計画で作成されたMLCのリーフシーケンスファイルを使用した。

2.3 GUIアプリケーション

EclipseからDICOM形式でCT、Plan、Structure、Doseデータを出力し、当システムに取り込んだ。CT画

像データを基に、各ボクセルに組織組成と密度を割り当てることで、患者モデルを作成できるようにした。組織組成はICRU Report44[4]に示されているデータを使用した。患者モデルへの入射ビーム設定は、Planデータを使用することで治療計画者が行った設定と同条件での計算を可能にした。また、Structure、Doseデータを用いることでEclipseとMCにより得られた線量分布、DVHの表示・比較をできるようにした。

2.4 高速化

照射野非依存部シミュレーションに対し、MPIを用い並列化を行った。各CPUに割り当てられる粒子数を同等にするために、バッチループごとで並列処理した。また、Scalable Parallel Random Number Generators LibraryをEGS4の乱数生成マクロ部に組み込み、各CPUでの乱数が独立になるようにした。計算条件は総ヒストリー数を 5×10^7 、ECUT、PCUTはそれぞれ700keV、10keVとした。並列計算機にはMPPシステムを使用し、性能評価として使用CPU数に対する高速化率、並列化効率を求めた。

3. 結果および考察

3.1 照射野非依存部モデリング

MCと実測による25cm正方形照射野でのPDDおよびOCRの結果を図1に示す。PDDでは、MCと実測は良く一致し、実測結果と1.5%以内の誤差で一致した。一方OCRでは、MCは実測に比べ線量が低くなり、誤差は3%以内であった。

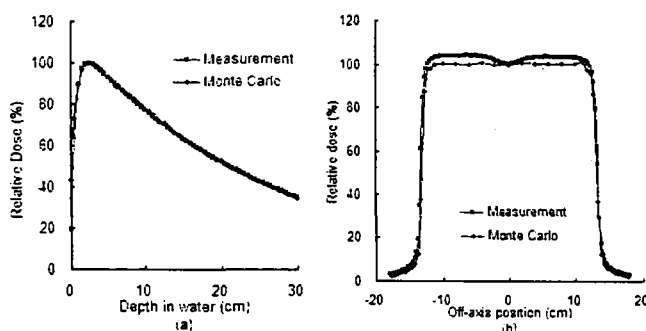


図1 25cm 正方形照射野における(a)PDD および(b)OCR

3.2 照射野依存部モデリング

MCと実測によるMLCの静的テストでのリーフ漏洩線量の結果を図2に示す。照射野内で谷山が観察でき、リーフ間での漏洩線量、リーフ内での漏洩線量ともに再現することが出来た。実測結果との誤差は8.5%以内であった。動的テストにおける実測とMCの結果を図3に示す。形状は概ね一致しているが、MCの線量が低くなった。実測との誤差は7%以内であった。

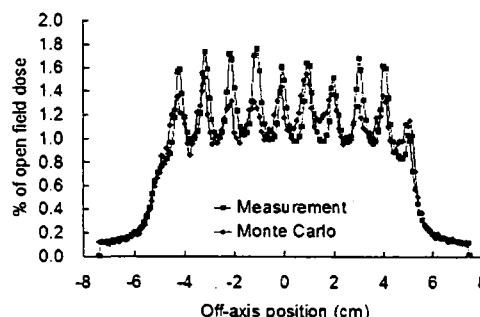


図2 静的テストによるリーフ漏洩線量

3.3 GUIアプリケーション

CT画像データに基づいて患者モデルを構築することにより、高空間分解能で人体内部の微細な構造まで詳細にモデリングすることが出来た。また、Plan、Structure、Doseデータを読み込むことでEclipseと同一のモデル及び条件でMC計算を行い、線量分布とDVHによる計算結果の定量的な比較が可能になった。データの読み込みからモデル構築までの一連の操作は、フォーム上で自動的に短時間で行えるようになった。

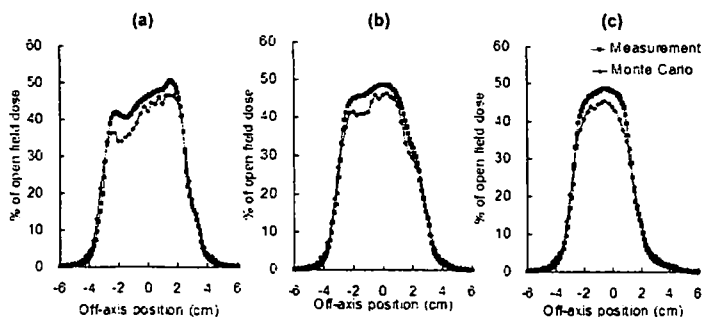


図3 動的テストにおける線量プロファイル

3.4 高速化

使用CPU数に対する高速化率を図4、並列化効率を表1に示す。高速化率は32CPUまではCPU数に比例して増加した。64CPU以上では高速化率が飽和した。並列化効率は32CPUまでは高い値を示したが、それ以上では低下した。16CPU数で低い値を示したのは、ファイルの入出力によるものと考ええる。実際のシミュレーションでは 5×10^7 以上のヒストリー数を用いるので、より多いCPU数で高速化率が飽和し、並列化効率もより多いCPUでも高い値を示すと考えられる。

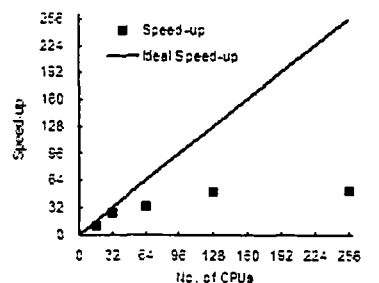


図4 CPU数に対する高速化率

静的、動的テストともにMLCによる線量への影響は再現できず、実測との間には比較的大きな差があった。これは照射野依存部に入力するフェーズスペースビームデータの精度よるものと考えられる。患者体内に入力するフェーズスペースビームデータの精度向上のために、最適な入射電子のパラメータの検討を現在行っている。GUIアプリケーションを開発したことにより、簡単な操作で当システムの使用が可能となった。今後は、アプリケーションの更なる

表1 CPU数に対する並列化効率

No. of CPUs	Efficiency
16	0.68
32	0.82
64	0.53
128	0.40
256	0.20

操作性の向上を行っていく。計算時間のさらなる短縮を図るため、並列計算の効率を向上させる必要がある。各ノード間の通信を減らし、入出力を詳細に管理することで効率の向上が期待できる。

4. 結論

MLCの形状を詳細に考慮した、ダイナミックIMRTのためのMC線量計算システムを構築した。将来的に当システムは、フェーズスペースビームデータの精度向上、アプリケーションの操作性の向上、そして並列処理による計算時間のさらなる短縮により、ダイナミックIMRTのための強力な線量QAツールになることが期待できる。

5. 謝辞

本研究を進めるにあたり、多大なご協力を頂いた光量子シミュレーション研究グループの内海隆行氏に深く感謝致します。

参考文献

- 1) S. Webb, Intensity Modulated Radiation Therapy (Institute of Physics Publishing, Bristol, UK, 2001).
- 2) J. O. Kim, J. V. Siebers, P. J. Keall, M. R. Arnfield, and R. Mohan, "A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators," Med. Phys. 28, 2497-2506 (2001).
- 3) R. Jeraj, P. J. Keall, and J. V. Siebers, "The effect of dose calculation accuracy on inverse treatment planning," Phys. Med. Biol. 47, 391-407 (2002).
- 4) ICRU Report No. 44, "Tissue substitutes in Radiation dosimetry and measurements," International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D.C. (1989).