

2D-3 ワークステーションクラスタを用いた放射線治療計画の高速化 —線量分布計算と再構成 CT 画像生成の評価実験—

佐藤裕幸¹, 中川隆文², 依田潔³, 中島克人¹, 坂本豪信³, 遠藤真広⁴

Ⅰ三菱電機(株)情報技術総合研究所, Ⅱ三菱電機(株)先端技術総合研究所,

Ⅲ三菱電機(株)通信機製作所, Ⅳ科学技術庁 放射線医学総合研究所

1 はじめに

遠隔地の複数の医療機関から重粒子線がん照射施設の計算サーバを利用して患者の治療計画の作成を可能にし、計算サーバの処理能力及び信頼性等を向上させるために、我々は、遠隔地重粒子線がん照射シミュレータの研究を行っている。重粒子線を用いたがん照射治療を普及させるためには、照射施設のノウハウを利用して患者毎に最適な照射方法を得る治療計画を立案する必要がある。そのためには、患者体内的線量分布を正確に計算しなければならないが、従来の高精度な三次元の線量分布計算は処理時間を要するので、治療計画の効率が悪いという問題点があった。

そこで我々は、並列処理により、線量分布計算及びDRR(Digitally Reconstructed Radiograph: 再構成CT画像)の生成を高速化した[1]。本稿では、これらの並列処理に関する評価実験結果について報告する。

2 並列処理システムと並列化方式

治療計画の計算処理システムは、10台のLinuxワークステーション(WS)を100Mbpsイーサネット(1Gbpsに拡張の予定)で接続した、いわゆるWSクラスタである(図1)。本クラスタ上では、我々自身で開発した分散型並列処理支援ツールParaJET[2]を使用して、負荷分散を行う。ParaJETは、あらかじめ指定されたジョブ群を各

プロセッサの負荷状況に応じて動的に分配する負荷分散ツールである。また、プロセッサ(WS)間の通信には、PVM(Parallel Virtual Machine)[3]を用いる。PVMはParaJET内部でも使用している。

線量分布は、患部周辺の平行横断面であるCT画像を複数枚(～100枚)取得することで得られる三次元情報を基に計算する。1枚のCT画像は512×512ピクセルであり(4byte/1ピクセル)、その三次元データ量は100MBと大量となる。線量分布計算では、この三次元化されたCT画像データや各種照射に関するデータを基にして、各点の吸収線量を計算するので、計算結果も100MBのデータ量となる。このように、線量分布計算では、大量データを扱うので、並列化の際に、データの通信時間をいかにして隠蔽するかが課題となる。

線量分布の計算は、以下のような手順で行う。

- 照射される面を格子状に分割し、ビームを各格子への線(Ray)に分割する。図2では、3×3の9つのRayに分割している。
- 各Ray毎にRay上に沿って一定間隔に計算点を決める(図2の星印)。
- 各計算点毎に、前計算点の計算結果、計算間隔(距離)、計算点上のCT値等を基に線量を算出する。

この方式による線量分布計算は、通常のWSを用いて数十秒を要する。計算点毎の処理は前計算点の結果を利用しているため並列化が困難であるが、Ray毎の計算は独立しているのでRay束の単位で並列に処理する。

また、治療計画においては、CT画像を基に照射線源から照射体を見て撮影したような画像を再構成するDRRの生成も処理時間を要するので、線量分布計算と同様の方法で並列化する。

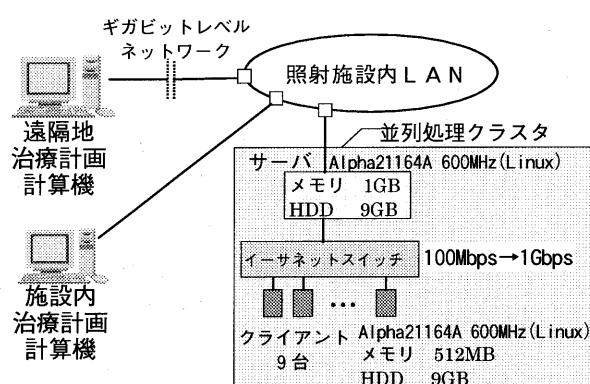


図1 システム構成

Speedup of radiation treatment planning process using a workstation cluster- Evaluation of dose and DRR calculations -

Hiroyuki Sato, Takafumi Nakagawa, Kiyoshi Yoda, Katsuto Nakajima, Hidenobu Sakamoto, Masahiro Endo. Mitsubishi Electric Corp.
5-1-1 Ofuna, Kamakura, Kanagawa 247-8501, Japan.

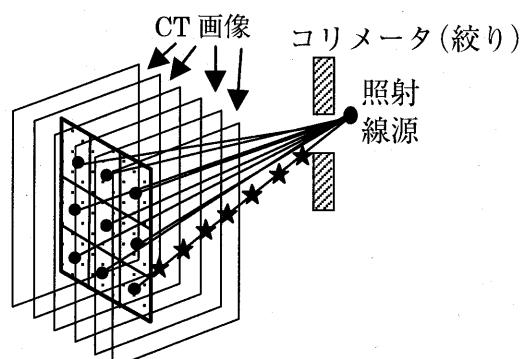


図2 三次元線量分布計算の並列化

3 評価実験

3.1 計算モデル

本実験で用いる計算モデルは、 $256\text{mm} \times 256\text{mm} \times 200\text{mm}$ の水で満たされた直方体に、線量計算の場合は直径 40mm の球、DRR 計算の場合は直径 40mm の半円柱があり、線源側に直径 40mm のコリメータ（絞り）と球の表面に均一線量を照射するために半径 20mm の半球状にくり貫かれた補償体（放射線吸収体）がある（図 3、CT 画像は DRR 用）。このモデルでの線量分布の計算結果は図 4、DRR の結果は図 5 のようになる。

3.2 実験結果

逐次及び 10 台並列での実行時間とその内訳を表 1 に、計算及び通信において各台数でどの程度高速化されたか（速度向上率）を図 6 に示す。本実行における計算領域の分割数は 20 である。なお、初期化とは照射領域のサイズの算出等であり、通信とは計算結果の通信時間であり、並列制御のための通信時間は含まれない。DRR 生成の時間が線量計算に比べて長いのは、DRR 生成が CT 画像の全領域を対象に計算するのに対して、線量計算では照射領域のみ計算するからである。

表 1 より、(6)の全実行時間ではあまり並列化効果が出ていないが、(5)の計算にのみに着目するとどちらも実行台数に近い 9.4 倍以上、通信量の少ない DRR 生成では(7)の通信を含めても 9 倍以上高速化されている。実際の使用においては、コリメータ径や照射方向等の照射パラメータを何度も調整しな

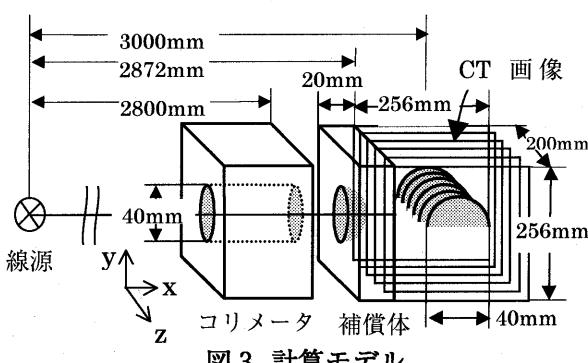


図 3 計算モデル

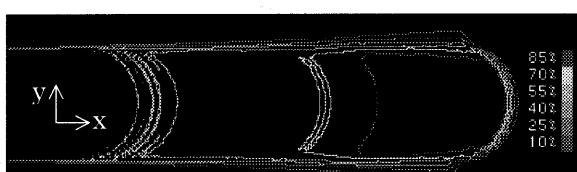


図 4 線量分布計算の結果

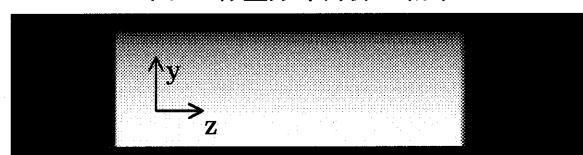


図 5 DRR の結果

表 1 実行時間とその内訳 (秒)

	線量計算			DRR生成		
	逐次	10並列	並列効果	逐次	10並列	並列効果
(1)入力	1.20	1.20		1.20	1.20	
(2)出力	1.30	1.30		0.04	0.04	
(3)初期化	1.90	1.90		0.00	0.00	
(4)通信	0.00	0.70		0.00	0.18	
(5)計算	19.36	2.01	9.63	51.16	5.43	9.42
(6)合計	23.76	7.11	3.34	52.40	6.85	7.65
(7)(4)+(5)	19.36	2.71	7.14	51.16	5.61	9.12

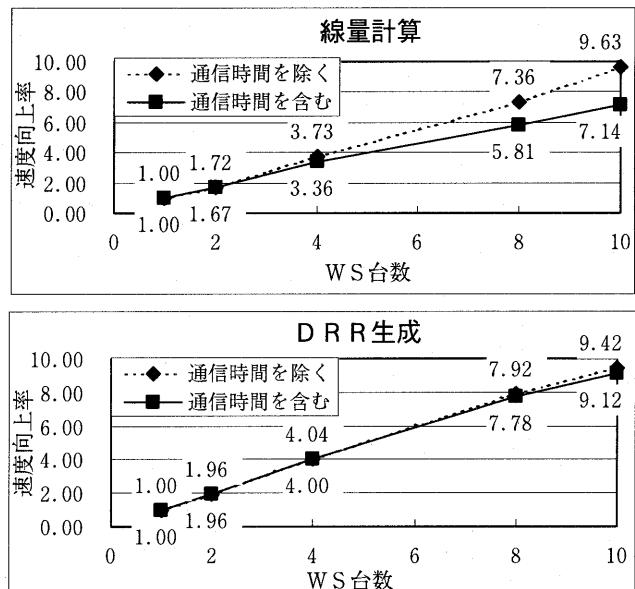


図 6 並列化効果（速度向上率）

がら計算を繰り返す。従って、計算と通信が何度も繰り返されることになり、この部分の高速化及び並列化効果が非常に重要であるという点で、良い結果が得られた。

我々は、データ圧縮等により通信時間を抑え、各 WS に複数領域を担当させることで負荷を均等化しており、[1] において、その効果を線量計算の 5 台並列で実験し確認している。今回の実験で、10 台並列及び DRR 生成においても、同様に並列化効果が出ていることが確認できた。

4 おわりに

以上、放射線治療計画の並列化について、評価実験結果を報告した。今後は、遠隔操作実験及び計算サーバとしての信頼性を確保するための故障対策等の機能を検討していく予定である。

参考文献

- [1] 佐藤裕幸他：“Linux Alpha クラスタを用いた放射線治療計画の高速化”，情処研究報告 2000-ARC-137, pp.143-148, 2000.
- [2] 白石将、佐藤裕幸、中島克人：“分散型並列処理支援ツール ParaJET”，信学技報 CPSY96-60, pp. 23-30, 1996.
- [3] http://www.epm.ornl.gov/pvm/pvm_home.html.