

H_023

変形シミュレーションに対応した高速なスライスベース DRR

Slice-Based Digital Radiograph Reconstruction for Deformable Simulation

川島 礼子† 中尾 恵† 湊 小太郎† 小久保 雅樹‡
Ayako Kawashima Megumi Nakao Kotaro Minato Masaki Kokubo

1. はじめに

近年、放射線治療ががんの有効な治療法の一つとして注目されている。しかし、肺腫瘍のように患部が呼吸によって動く場合は効率の良い治療が困難であるという問題がある。先端医療センターにおいて現在開発中である放射線治療装置は、放射線を発生させる加速管にジンバル機能が備わっており、ヘッドを自由に振ることができる。その特性を利用して腫瘍を追尾しながら放射線を照射する治療が望まれている。

本研究では肺腫瘍の呼吸性移動をシミュレーションにより推定し、動体追尾照射を実現することを目指している。シミュレーション結果はDRR (Digitally Reconstructed Radiograph: デジタル再構成 X線撮影像) として表示する。DRRは患者のCT データを基にX線直接撮影像を再構成したものであり、主に治療計画などに用いられている[1]。今回の用途では、DRRは変形シミュレーションに対応しなければならない。また、効率的な計画にはシミュレーション結果の高速な描画も望まれる。

本稿ではスライスベースボリュームレンダリングの手法を応用することによる、変形シミュレーションに対応したDRRの高速描画方法を提案する。提案手法に関する幾つかの検証を行ったので報告する。

2. 変形シミュレーションに対応したスライスベースDRR

DRRの一般的な作成法の原理は視点をX線源と置き換えた場合のレイキャスティングであると言え、計算コストが高くなる。そこで、高速描画が可能なスライスベースのボリュームレンダリング[2]を応用してスライスベースDRRを作成し、実時間表示を可能とする。

スライスベースのボリュームレンダリングでは大きさの等しいスライスを重ねあわせることにより理

想的な像を描画する。DRRの場合はX線源からの距離によってX線が通過する領域は異なるので、大きさの異なるスライスを拡大、縮小して重ね合わせるにより透視射影を実現する。

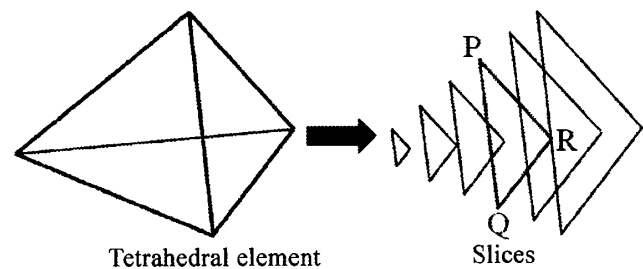


Fig.1 Volumetric representation of a tetrahedral element

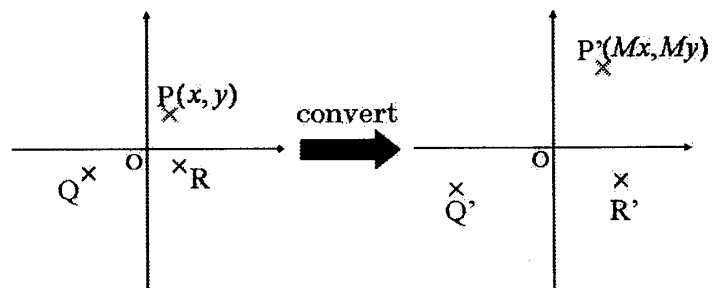


Fig.2 Converting coordinate into DRR-coordinate

次に、DRRの四面体メッシュ形式への対応方法について述べる。まず、各四面体要素はFig.1の様に複数のスライスによって表現する。ここで、視線ベクトルがスライスと垂直に交わる点を原点とし、拡大率をMとすると、Fig.1の実座標系上の点P,Q,Rは拡大率Mを用いてそれぞれの点をDRRの座標系へ変換することができる。(Fig.2)

拡大率Mは式(1) (2)に基づいて算出し、各パラメータはFig.3に基づき次のように設定した。

$$X = \frac{P \times \text{screen size}}{\text{distance}} \quad (1)$$

$$M = \frac{\text{psize}}{X} \quad (2)$$

P : 各スライスまでの距離

distance : X線源からスクリーンまでの距離

† 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻

‡ 先端医療センター 診療開発部

screensize : スクリーンの大きさ

psize : ボリュームデータの一辺の長さ

X : X線が通過する空間内のスライス一辺の長さ

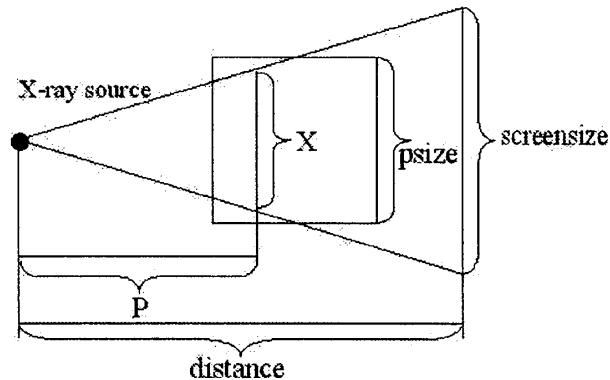


Fig.3 Parameters of this application

3. 検証結果

本章では汎用 PC(Pentium® D CPU 3.00GHz, Memory 2.00GB, Graphic Card: nVidia GeForce 6800)上にて幾つかの機能の検証を行った結果を示す。

まず、立方体のプリミティブを用いて通常のボリュームレンダリングと DRR の画像を比較した。(Fig.4) 直射影(通常のボリュームレンダリング)では同じ大きさのスライスを多数重ねているので輪郭がはっきりしていることが分かる。DRR の場合はそれぞれのスライスで拡大率が異なるので X 線源とスライスの垂直交差点を中心として様々な大きさのボリュームデータが重ねられ、輪郭がぼやけた状態になっている。Fig.4(b)の DRR で用いたパラメータはそれぞれ psize=256、screensize=512、distance=512 で、Pは 256 から 512 まで変化させている。

また、これらの DRR が変形シミュレーションに対応していることを確認するために、単純な立方体形状を持つ四面体メッシュデータ(頂点数 9、四面体要素数 12)を用いて変形の検証を行った。ボリュームデータとしてはボクセルサイズ $256 \times 256 \times 256$ の患者の CT データを用いて各パラメータを適宜設定し、表示させると Fig.5(a)のようになった。また Fig. 5(b)は右側面を固定し、底面から上向き(矢印)を加えて変形させた場合である。

この例は骨や臓器などの弾性率を考慮したモデルではないが、力を加えてもとのボリュームデータを歪ませると、DRR もそれに準じ、歪んで表示されることが分かる。

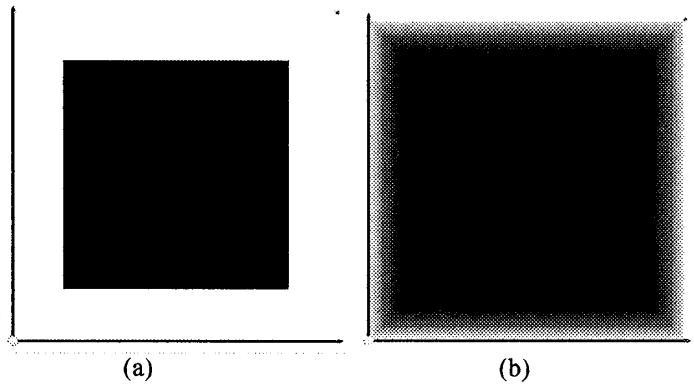


Fig.4 Comparison of orthogonal image(a) and DRR(b)

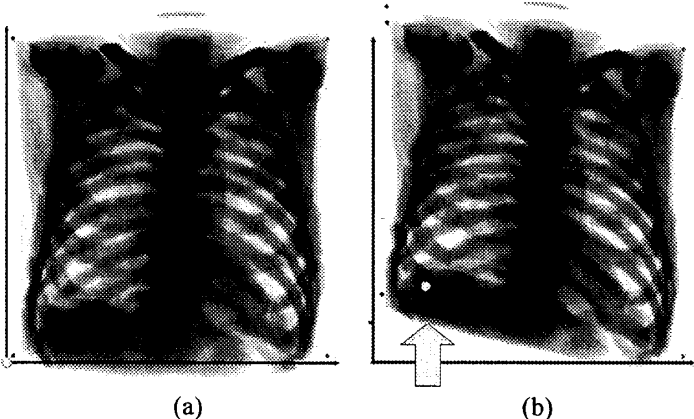


Fig.5 DRR with deformable simulation

最後に DRR の描出に要する計算時間の測定を行ったところ、四面体要素数が 500 要素程度までであれば 10Hz 以上のフレームレートが実現できることが分かった。

4. おわりに

本稿では変形シミュレーションに対応した DRR 構成法を提案し、機能を検証した。提案手法では DRR の高速表示が可能であることが確認できた。今後、用途に応じて変形シミュレーションの結果提示に活用していくことが期待できる。

文献

- [1]D.Russakoff et al:Fast Generation of Digitally Reconstructed Radiographs Using Attenuation Fields With Application to 2D-3D Image Registration. IEEE Transactions on medical imaging, vol.24, No.11, pp.1441-1454, 2005
- [2]中尾 他:ボリュームインタラクションのためのマスキングとその実時間処理方法,日本バーチャルリアリティ学会論文誌,Vol.10,No.4,pp. 591-598, 2005