

## 放射線動体追尾照射のための肺腫瘍の変位推定及び可視化方法

川島 礼子<sup>†</sup> 中尾 恵<sup>††a)</sup> 小久保雅樹<sup>†††</sup> 湊 小太郎<sup>††</sup>

Estimating Lung Tumor Displacement and Its Visualization for Dynamic Tumor-Tracking Irradiation

Ayako KAWASHIMA<sup>†</sup>, Megumi NAKAO<sup>††a)</sup>, Masaki KOKUBO<sup>†††</sup>, and Kotaro MINATO<sup>††</sup>

あらまし 本研究では、肺腫瘍に対する動体追尾照射の治療計画支援を目指し、呼吸に伴う肺腫瘍の変位推定モデルとシミュレーション結果の高速可視化方法の開発を目的とする。CT データから作成される肺の有限要素弾性モデルに対し、横隔膜や胸郭の変位量、位相等に関する複数の動的な境界条件、パラメータをもたせることで、呼吸による肺腫瘍の変位を推定可能な計算モデルを提案する。また、変形シミュレーション結果の可視化と治療計画における利用のために、対象の変形に対応したテクスチャベース DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) 高速生成法を提案する。いくつかの機能評価及びシミュレーションの試行により、提案方法が高精度に肺腫瘍の呼吸性移動をシミュレート可能であり、動体追尾照射の治療計画に有用とみなされたので報告する。

キーワード 放射線動体追尾照射, 呼吸変形シミュレーション, 有限要素モデル, DRR

## 1. ま え が き

近年、放射線治療ががんの有効な治療法として注目されている。治療の際には正常細胞はできるだけ温存し、腫瘍細胞に集中して放射線を照射することが効率の良い治療のために大変有効となる。更に、最小限の線量を用いることは副作用の軽減にもつながる。一方、肺腫瘍の放射線治療の場合は、腫瘍の呼吸性移動により患部に集中して放射線を照射することが難しく、効率の良い照射方法の確立が望まれている。現在実施されている主な対策法として、

- 呼吸モニタリングによって同期をとる方法
- 腹部圧迫などで骨格や臓器の移動距離の絶対値を縮小する手法 [1]
- 腫瘍周辺に金属マーカーを埋め込み、治療中の

透視投影像を用いて同期をとる方法 [2]

などが知られる。特に金属マーカーを埋め込む方法は精度の良い推定が可能との報告がなされている。しかし、この方法では本来放射線治療が非観血的であるにもかかわらず、マーカーを埋め込むことにより観血的な治療となってしまふ。また、同期をとるだけでは照射時間の短縮につながらないことにより、患者の体動(骨格の移動)のリスクの軽減にはつながらない。そこで、腫瘍に連続的に放射線の照射を行う動体追尾照射が注目されている。

図 1 は先端医療センターにおいて現在開発が進められている放射線治療装置である。この装置で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いるため、照射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動体追尾照射による治療の実現が期待される。腫瘍を追尾しながら放射線を照射することができれば正常組織の被曝を最小限に抑えることができ、治療にかかる時間も大幅に短縮することが可能となる。

動体照射には、治療中の肺腫瘍の位置の正確な把握が必要となる。治療中には 2 方向からの患者の時系列連続 X 線直接撮影像が取得可能であるが、この X 線直接撮影像の情報のみをもとに画像処理で腫瘍位置を

<sup>†</sup>(株)島津製作所, 京都市  
Shimadzu Corporation, 1 Kuwabara, Nishinokyo, Kyoto-shi,  
604-8511 Japan

<sup>††</sup>奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科, 生駒市  
Nara Institute of Science and Technology, 8916-5 Takayama,  
Ikoma-shi, 630-0192 Japan

<sup>†††</sup>先端医療センター診療開発部, 神戸市  
Foundation for Biomedical Research and Innovation, 2-2  
Minatojima Minami, Kobe-shi, 650-0047 Japan

a) E-mail: meg@is.naist.jp

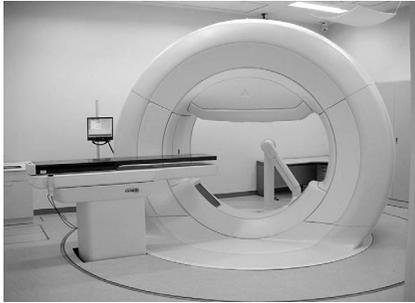


図 1 動体追尾照射用放射線治療装置

Fig. 1 A new radiation therapy system for dynamic tumor-tracking irradiation.

正確に把握することは容易ではない。これは二次元 X 線直接撮影像の性質上、腫瘍位置の正確な特定は困難であることや、肺は空気の流入・流出によりその透過率が一定ではないことによる。そこで、本研究ではイメージベースではなくシミュレーションベースの治療計画を提案する。

本研究では、肺腫瘍に対する動体追尾照射のための治療計画支援を目指し、呼吸に伴う肺腫瘍の変位推定モデルとシミュレーション結果を DRR (Digitally Reconstructed Radiograph: デジタル再構成 X 線撮影像) として高速に可視化する方法の開発を目的とする。CT データから作成される肺の有限要素弾性モデルに対し、横隔膜や胸郭の変位量、位相等に関する複数の動的な境界条件、パラメータをもたせることで、呼吸による肺腫瘍の変位を推定可能な計算モデルを提案する。また、変形シミュレーション結果の可視化と治療計画における利用のために、対象の変形に対応したテクスチャベース DRR 高速生成法を提案する。いくつかの機能評価及びシミュレーションの試行を通して、提案方法が動体追尾照射の治療計画に有用とみなされたので報告する。

## 2. 関連研究

### 2.1 肺腫瘍の変位推定

肺の呼吸変形シミュレーションのために、これまでに様々なモデルが提案されている。有限要素法に基づいた変形解析では 1990 年代に二次元の肺モデルについての変形シミュレーション [3] が試みられている。肺の三次元有限要素モデルを CT データより生成し、ヤング率やポアソン比などの物理パラメータを与えたモデル [4] も提案されている。近年では、放射線治療の

ために肺の変形、あるいは腫瘍の呼吸性変位を知ることが目的とした研究 [5] が行われているが、肺腫瘍が直線移動のみではなく非線形な軌跡を描いて運動することも報告されている [6]。また、CT 撮影時に 1 スライス当り 1 呼吸周期以上の時間をかけて撮影する slow scan 法を用いて撮影した CT データを用いた解析 [7] や MRI 画像をもとにした肺モデル [8] も存在する。

一方、臨床では診断時に胸部 CT を 1 時相分撮像するのが一般的であり、そのみから呼吸に伴う肺の変形を正確に再現することは容易ではない。照射中に取得可能な時系列 X 線直接撮影像を利用することが考えられるが、モデルの境界条件への反映方法や動体照射を想定した実用モデルの報告は見られず、本研究において新たな肺腫瘍推定モデルを構築した。

### 2.2 DRR

DRR は CT ボリュームデータから X 線投影像を再構成した画像であり、放射線治療では主に治療計画の段階で用いられる。DRR 生成の際には、一般にレイキャスティング [9], [10] のアルゴリズムに基づいて、X 線源を視点と見立ててボリュームをサンプリングする。任意の角度から DRR を高速に得ることを目的とした、イメージベースレンダリングを利用したアプローチ [11] も知られる。しかし、いずれも変形シミュレーション結果を可視化するにはボリュームの再構築が必要となり、変形ごとにばく大な計算時間を要するため、臨床における実用に不向きである。

本研究では、テクスチャベースボリュームレンダリング [12], [13] の考え方を応用し、新たに変形に対応した DRR 高速生成法を提案する。テクスチャベースボリュームレンダリングは、視線ベクトルに垂直なスライス (proxy geometry) の重ね合わせでボリュームを表現する。GPU (Graphic Processor Unit) 上でのテクスチャ補間及びブレンディング計算により高速にボリュームを可視化する方法である。我々はこれまでに変形に対応した実時間ボリューム可視化 [14] を試みており、これをベースとして変形に対応した DRR 生成アルゴリズムを開発した。

### 3. 動体追尾照射のための治療計画支援

本章では、肺腫瘍の変位推定とその可視化に基づく動体照射計画支援の枠組みについて述べる。想定する治療計画の流れを図 2 に示す。あらかじめ取得できるデータとして、息止め時の CT ボリュームデータと時系列連続 X 線直接撮影像がある。最初に患者の胸

部 CT データから肺の三次元形状を抽出し、弾性パラメータを与えた三次元有限要素モデルを構築する。呼吸による肺の変形解析のために、肺表面の頂点に時間変化する強制変位を与え、それを境界条件として肺全体、すなわち、四面体メッシュの頂点の変位を時系列で求める。

次に、算出した頂点変位をもとに変形した肺領域の DRR を生成する。肺腫瘍の変位推定結果を DRR として表示することで、あらかじめ取得している時系列 X 線直接撮影像との比較、パラメータ調整が容易となる。時系列 X 線直接撮影像は二次元情報であるが、シミュレーションでは肺腫瘍の三次元変位が求められ DRR として可視化される。医師がこの両者を比較し、シミュレーションパラメータを適宜変更することで、肺腫瘍の呼吸性移動を三次元的に記述し、これをもとに照射を実施する。

なお、本研究では、肺全体の生理や弾性、形状変化を精緻に再現してモデル単体で真値を追求することを目的とせず、臨床の治療計画において医師がシミュレーションによる支援を利用しながら肺腫瘍の変位を短時間で記述することに主眼をおいている。これまで動体追尾照射を実施する際には、照射前に撮像した数十枚にわたる X 線直接撮影像上に腫瘍位置を医師が手動でマーキングするなどによって腫瘍の二次元変位を時系列的に定義し、照射量やガントリーの角度、照射ヘッドを振る周期などを決定してきた。しかし、X 線直接撮影像上では腫瘍位置が特定できない場合も多く、CT では特定の時相の腫瘍位置しか分からないことから、腫瘍の時系列変位を経験的に推定せざるを得ない場合も多かった。これに対し提案システムでは、医師

が腫瘍の変位推定結果を普段から見慣れた DRR と同等の画像として参照でき、実測された時系列 X 線直接撮影像と対比しながら肺モデルの境界条件に関するパラメータを微調整することによって腫瘍の三次元変位を簡便に定義することが可能となる。本システムで採用した肺腫瘍の変位推定方法及び可視化方法についてそれぞれ 4.、5. において詳しく述べる。

#### 4. 肺腫瘍の変位推定方法

##### 4.1 肺の三次元形状・弾性モデル

肺の主要な機能である呼吸運動は空気を肺に取り込む吸気運動と空気を排出する呼気運動に分かれる。吸気運動は横隔膜が下降し、外肋間筋が収縮することにより胸郭が広がり起こる運動である。このことにより肺が拡張し、空気が肺内部へ流入する。呼気運動は内肋間筋が収縮することにより胸郭が小さくなり、腹壁筋の収縮により横隔膜が挙上することによって胸腔内の容積が小さくなる。また、肺自身にも弾性があり、自ら収縮することによって空気が排出される。このことから、本研究においては肺を弾性体として扱い、最初の試みとして線形有限要素法に基づく力学解析 [15] を採用した。

肺の三次元形状は患者の CT ボリュームデータから取得する。肺は空気を多く含むため、空気に近い CT 値を用いて肺の三次元領域をほぼ自動的に抽出することが可能である。抽出した三次元領域から表面生成、四面体充填によって四面体メッシュを作成する。今回は形状モデルの作成に Mercury 社の Amira を用いることとした。図 3(a) は作成した頂点数: 260、四面体要素数: 891 のメッシュモデルの例である。

##### 4.2 肺腫瘍の変位推定のための境界条件モデル

本節では、有限要素計算における境界条件に関する記述を与える。前節で述べたように、肺は横隔膜の下降・上昇と胸腔の拡大・縮小によって肺表面に生じる圧力差（陰圧）によって変形する。また、気管支付近やカウチ方向への変位はほとんど生じない。この解剖学的情報に基づき、本モデルにおける境界条件は、図 4 のように肺の表面を四つの領域に分類し、それぞれ異なる強制変位、あるいは、固定条件として与えることとする。具体的には、四面体メッシュの頂点群  $V = (v_1, v_2, \dots, v_n)$  を次の 5 種類に分類する。

- 胸郭の変位の影響を受ける頂点群:  $V_r$
- 横隔膜の変位の影響を受ける頂点群:  $V_d$

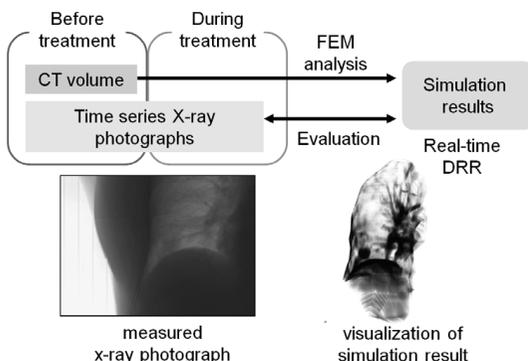


図 2 想定する動体放射線照射の流れ

Fig. 2 Assumed flow of continuous tumor-tracking irradiation.

- 気管支によって固定されている頂点群:  $V_t$
- 背面部分に接する頂点群:  $V_b$
- その他の頂点群:  $V_o$

実際に作成した四面体メッシュの頂点を分類した結果を図 3 (b) に示す。各領域の頂点について、まず  $V_t$  は呼吸による移動や変形はないものとして固定条件を与える。横隔膜の上昇・下降運動の影響を反映するために、 $V_d$  には横隔膜の各部分に垂直な変位を与える。更に胸腔の拡大・縮小による影響を反映するために、肺上葉のうち胸部に接する部分の頂点群  $V_r$  には法線ベクトル方向へ大きさの等しい強制変位条件を与える。また、本研究で想定する治療中の患者の体位は仰臥位である。この場合、背中のカウチ方向への肺の変位はほとんどないと考えられる。よって、 $V_t$  には法線ベクトル方向のうちカウチ方向への影響がない 2 方向の情報のみを利用して境界条件を与えることとする。

呼吸運動に伴う変形を再現するためには、各境界条

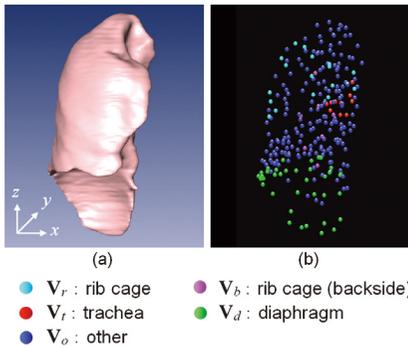


図 3 肺の四面体メッシュモデル (a) 三次元形状 (b) 頂点に定義された境界条件

Fig. 3 A lung tetrahedral grid. (a) 3D shape and (b) boundary condition set to the vertices.

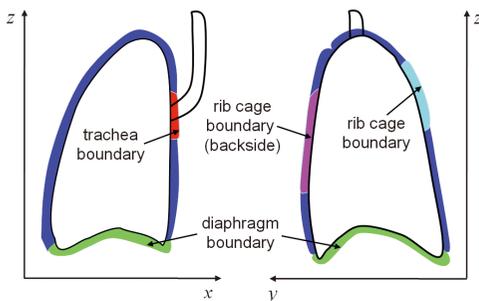


図 4 肺腫瘍変位推定のための境界条件モデル

Fig. 4 Boundary condition model for simulating displacement of the lung tumor.

件に時系列的に異なる値を設定可能でなければならない。既存研究で肺腫瘍の周囲に埋め込んだマーカーの軌跡が正弦波によって近似できるとした知見 [2] があることから、境界条件は正弦波で与えることとした。また、横隔膜の下降のピークと胸腔の拡大のピークに時間差があるという医師の経験則から、胸郭と横隔膜の境界条件に任意の位相差を設定可能とした。

以上から、胸郭及び横隔膜に対する時系列境界条件はそれぞれ式 (1), (2) のとおりとなる。

$$\Delta \mathbf{v}_i = a_r \sin 2\pi f(t + \omega_r) \mathbf{n}_i \quad (1)$$

$$\Delta \mathbf{v}_j = a_d \sin 2\pi f(t + \omega_d) \mathbf{n}_j \quad (2)$$

ただし、 $\mathbf{v}_i \in V_r, \mathbf{v}_j \in V_d$

ここで、 $\Delta \mathbf{v}$  は境界条件として各頂点に与える強制変位ベクトルで、 $\mathbf{n}$  は各頂点における表面法線である。 $a_r, a_d$  はそれぞれ呼吸時の胸郭、横隔膜の最大変位、 $f$  は単位時間あたりの呼吸回数、 $t$  は時刻、 $\omega_r, \omega_d$  は胸郭と横隔膜の位相であり、これらは医師によって設定される。 $V_b$  には  $\Delta \mathbf{v}_j$  のうち、 $y$  成分を 0 としたベクトルを与える。 $V_t$  は固定のためゼロベクトルを与える。以上を有限要素解析における初期条件とし、残りの頂点  $V_o$  の変位を線形剛性方程式 [15] に基づいて求める。肺腫瘍領域に対応する頂点変位が求める肺腫瘍の推定変位となる。

### 5. 変形に対応した DRR 高速生成法

本システムでは、4. で述べたモデルで算出した頂点変位をもとに変形した肺領域の DRR を生成する。あらかじめ取得している時系列 X 線直接撮影画像とシミュレーション結果を医師が比較し、パラメータ調整によって、肺腫瘍の三次元的な軌跡を記述する。このような臨床現場での使用を想定する場合、変位の算出から DRR の生成を高速に処理する必要が生じる。我々のグループでは四面体メッシュから proxy geometry を構成して高速にボリューム可視化を実現する、時間

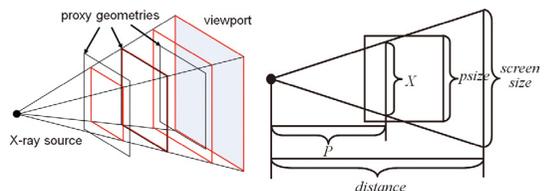


図 5 DRR 生成の概要とパラメータ

Fig. 5 DRR generation outline and parameters.

変化する四面体メッシュに対応したテクスチャベースボリュームレンダリングのアルゴリズム [14] を開発してきた。これを応用することで変形に対応した DRR の高速生成を目指す。

ボリュームレンダリングと DRR 生成の違いは画像生成のための視体積にあたる部分の差異である。平行投影によるボリュームレンダリングでは、スクリーンには proxy geometry によって構成される同じサイズのスライスを重ねて可視化する。提案するテクスチャベース DRR では、線源からスクリーンまでの X 線の通過領域を反映し、線源からの距離によって各スライスを異なる拡大率で拡大・縮小し、スクリーンに投影することによって DRR を得る。図 5 はテクスチャベース DRR 生成における概念図であり、赤色で囲まれた部分が X 線通過領域を示している。最終的にスクリーンに反映される画像は X 線通過領域内のみであり、図 5 左の場合では、線源に最も近いスライスでは赤色で囲まれた領域を拡大し、次のスライスでは等倍のまま使い、そして線源から最も遠いスライスでは縮小してスクリーンに投影することとなる。

拡大・縮小率は次のパラメータから一意に定義される。放射線治療装置とそれぞれのパラメータとの関係を図 5 右に示す。

- *distance* : X 線源からスクリーンまでの距離
- *screen size* : スクリーン (正方形と仮定) の 1 辺
- *psize* : ボリュームの 1 辺の実空間上での長さ
- *P* : 各スライスまでの距離

これらのパラメータを用いて各スライスにおける X 線通過領域の 1 辺の長さ  $X$  を式 (3) より求める。

$$X = \frac{P \times \text{screen size}}{\text{distance}} \quad (3)$$

式 (3) で求めた  $X$  を用いて各スライスの拡大率  $M$  を次式により求める。

$$M = \frac{\text{psize}}{X} \quad (4)$$

以上により、各スライスにおける拡大率を決定して対応する proxy geometry に積算した後、重ね合わせることによって DRR を生成する。

本研究で想定している放射線治療装置では、カウチが上下左右へ移動可能であり、またガントリーとリングも回転することで、照射中心や角度を任意に設定可能である。図 6 のように初期頂点  $\mathbf{v}_{initial}$  から変位

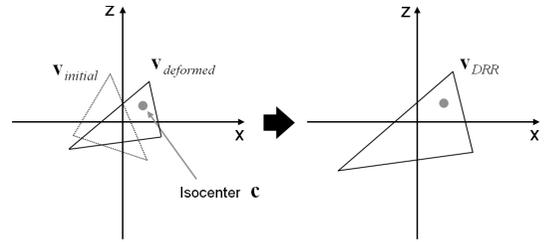


図 6 proxy geometry の定義と 3D テクスチャ補間による変形結果の可視化  
Fig.6 Proxy geometry definition and interpolation with 3D texture for visualizing deformation.

した後の座標を  $\mathbf{v}_{deformed}$  , 照射中心を  $\mathbf{c}$  とすると DRR 生成に用いる座標  $\mathbf{v}_{DRR}$  は次式で求める。テクスチャ座標としては変形前の  $\mathbf{v}_{initial}$  を用いて参照することによって、変形後の proxy geometry の各頂点に変形前の CT ボリュームデータの値が割り当てられ、GPU 上で頂点間の値が補間されることによって高速に変形が描出される。

$$\mathbf{v}_{DRR} = (\mathbf{v}_{deformed} - \mathbf{c}) \times M + \mathbf{c} \quad (5)$$

## 6. 実験と考察

### 6.1 実験の準備

提案方法を CPU : Intel Xeon 3.0 GHz, Memory : 4 GByte, GPU : nVidia Quadro4500 の汎用 PC 上に実装した。本検証では、右肺下葉に約 2 cm の腫瘍がある症例を対象とし、治療前に撮像された  $512 \times 512 \times 55$  voxel (1 voxel :  $0.976 \text{ mm} \times 0.976 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ ) の CT ボリュームデータと、2 方向から 10 秒間撮像された  $1024 \times 1024$  pixel (1 pixel :  $0.39 \times 0.39 \text{ mm}$ ) の時系列 X 線直接撮影像 74 枚を用いることとした。

実験の前準備として DRR 生成のためのパラメータを設定し、DRR の確認を行った。本検証で用いる DRR 生成のためのパラメータは先端医療センター内に設置されている放射線治療装置 (図 1) の環境からそれぞれ計測し、次のように設定した。また、proxy geometry の間隔は 1.56 mm とした。

- *distance* : 1876.0 mm
- *screen size* : 397.3 mm
- *psize* : 400.0 mm

CT ボリュームデータからの DRR の生成結果を図 7 (b), (d) に示す。同じ環境で実際に撮影された X

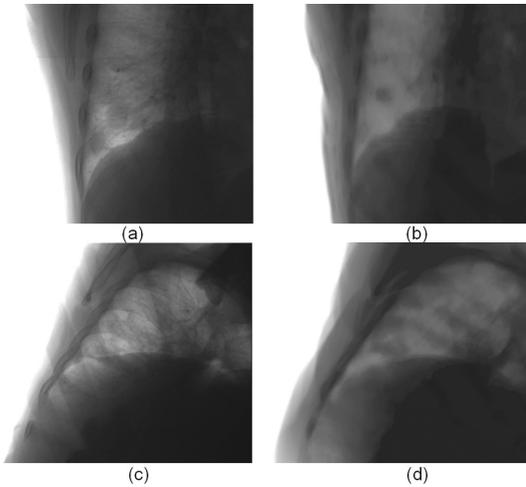


図 7 (a)(c) X 線直接撮影像と (b)(d) テクスチャベース DRR の生成結果

Fig. 7 (a)(c) X-ray photographs and (b)(d) texture-based DRR generation results.

線直接撮影像がそれぞれ (a), (c) である。撮影環境から取得したパラメータを用いて DRR を生成することによって類似した画像が得られることが分かった。なお、DRR のもととなる CT 画像撮影時と時系列 X 線撮影時の X 線の透過力や、画像の解像度は同一でないため、完全に等価な画像にはならない。若干 DRR の方が肺腫瘍の位置が把握しやすいのが見て取れる。

## 6.2 シミュレーションの試行と検証

次に、放射線科医の同伴の下、肺モデルに物理パラメータ、境界条件を設定し、肺腫瘍の変位推定のシミュレーションを実施した。なお、本検証における頂点の分類や物理パラメータの指定には、頂点選択用の直方体の三次元バウンディングボックスを用い、手動で各領域の頂点を選択して順にパラメータを与えることによって設定することとした。四面体メッシュの各要素にはヤング率: 0.01 MPa, ポアソン比: 0.25 を与えた。腫瘍は他の肺組織に比べて硬いという生理学的情報より、腫瘍に対応する四面体要素のみヤング率を 1.0 MPa, ポアソン比を 0.25 とした。境界条件のパラメータについてはシミュレーション結果と時系列 X 線直接撮影像を比較しつつ、医師の意見を参考にスライダバーによって調節した。その結果、最大変位  $a_r, a_d$  はそれぞれ 4.7 mm, 20.3 mm, 横隔膜と胸郭の境界条件の位相差  $\omega_r - \omega_d$  は 0.6 秒と設定された。1 呼吸の周期  $f$  は時系列連続 X 線直接撮影像における呼吸周期と等しくするために 3.6 秒とした。図 8 は

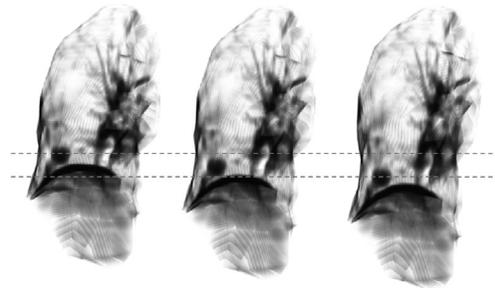


図 8 肺腫瘍変位推定結果の DRR 表示

Fig. 8 DRR of estimated lung tumor displacement.

以上のパラメータを用いて求めた肺領域の時系列変形の DRR 表示結果である。肺全体の形状に加え、腫瘍の位置が変化しているのが見て取れる。有限要素解析から可視化までに要した時間は約 80 ms であり、滑らかな変形のアニメーションと対話操作が可能であった。モデルの準備からシミュレーション全体に要した時間は約 30 分であった。

肺腫瘍の推定変位の妥当性を検証するために、治療中に得られる時系列 X 線直接撮影像とシミュレーション結果を DRR 表示したものを重ね合わせて腫瘍位置を比較した。本検証では横隔膜の形状や骨格の情報をもとにして DRR と CT 撮像時に最も近い呼吸位相と考えられる X 線直接撮影像を選択し、手動で重ね合わせた。画像内の腫瘍位置の決定については、呼吸 1 サイクル分の時系列連続 X 線直接撮影像から医師が方形で腫瘍を選択し、その方形の中心を腫瘍の位置とした。DRR についても同様に方形選択してその中心を腫瘍の位置とした。

得られた腫瘍の位置情報を実空間での単位系に変換する必要がある。これは、照射中心のあるスライスが線源から 1000 mm 離れていることから算出した。最大呼気時の腫瘍の位置を基準 (0.0 mm) として X 線直接撮影像と呼吸変形シミュレーション結果の DRR における腫瘍の変位 (距離) をそれぞれ実座標系での単位系に換算してプロットしたグラフが図 9 である。

## 6.3 実験結果と考察

図 9 より、本臨床例においては 2 mm 以内の精度での肺腫瘍の時系列変位の推定が可能であることが分かった。従来の肺腫瘍に対する放射線治療においては、呼吸性移動を考慮した照射野の設定を行わなければならないことから、正常細胞を余分に傷つける可能性が高かった。しかし、仮に本臨床例において動体追尾

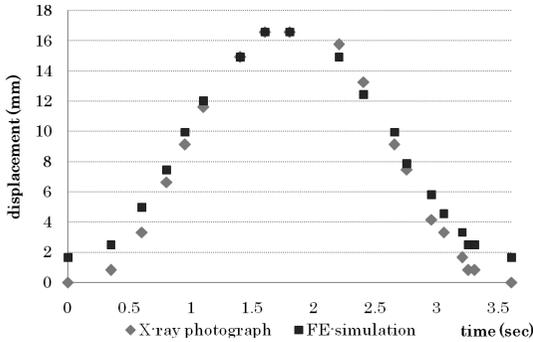


図 9 (a) X 線直接撮影像と (b) 変形シミュレーション結果の DRR における肺腫瘍の変位  
Fig. 9 Displacement of the lung tumor (a) in X-ray photographs and (b) in DRRs generated from FE lung simulation results.

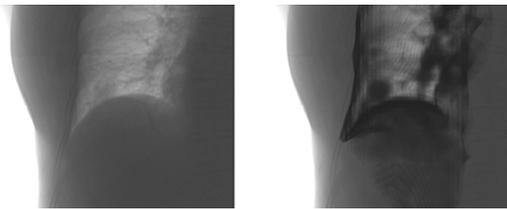


図 10 X 線投影像への変位推定結果の重畳  
Fig. 10 Superimposing simulation results on time-series X-ray radiographs.

を実施した場合の GTV (Gross Tumor Volume, 肉眼的腫瘍体積) と、従来のように呼吸性移動を考慮して照射野を大きく設定した場合の GTV を比較した結果、追尾した場合の照射野の体積は追尾しない場合の 48% に抑えられることが分かった。このように、提案するシミュレーションベースの治療計画に基づく動体追尾照射が実現できれば正常細胞の被爆が大きく軽減されることが考えられる。

また、提案する肺腫瘍の変位推定結果と X 線直接撮影像を重ねることによって、図 10 のように腫瘍を X 線直接撮影像上に強調表示することも可能である。右図のように重ねた方がどの辺りまで腫瘍が浸潤しているのが確認しやすい。腫瘍の位置は CT 画像上においてより鮮明にイメージングされることから、腫瘍の位置が把握しづらい X 線直接撮影像上に腫瘍の推定位置を合成して表示し、パラメータ調整による最適化を通して治療計画を行うといった利用が考えられる。

一方、提案システムの臨床における実用にはいくつかの課題が存在する。現時点ではシミュレーションに必要なパラメータの決定を医師によるソフトウェアの

インタフェースを通じた手動設定にゆだねている。肺モデルの頂点の分類、胸郭・横隔膜の変位と位相差などのパラメータ設定に関してはそれぞれ CT ボリュームデータの領域分割、時系列連続 X 線直接撮影像の特徴抽出によって自動的に取得できる可能性がある。パラメータの自動取得は治療計画時の更なる負担減少につながると考えられる。本論文では腫瘍の呼吸性移動を推定することによって照射パラメータを決定する方法を提案しているが、照射中には患者の体動やその他の外乱の影響も考えられる。動体治療照射におけるこれらの補正アルゴリズムの開発、本手法との融合が求められる。また、本論文では一臨床例を用いたシミュレーションベースの治療計画の可能性の確認にとどまっている。変位が大きい箇所においては生体組織の非線形な力学特性が影響することも考えられ、異なる腫瘍位置による推定精度、妥当性の検証が必要である。これらの課題を踏まえ、複数の症例データの適用による検証と、システムの利便性を高めるパラメータ自動取得のアルゴリズム開発が今後の課題である。

## 7. む す び

放射線治療はいわゆる切らずに治す非観血的な治療法として近年注目されている治療法であるが、呼吸性移動による腫瘍の変位のメカニズムは複雑で大きな課題となってきた。本論文では、肺腫瘍に対する動体追尾照射の治療計画支援を目指し、シミュレーションベースの治療計画支援の枠組みと、その実現に必要な呼吸に伴う肺腫瘍の変位推定モデル及びシミュレーション結果の高速可視化方法を提案した。

実測症例データを用いた検証の結果、2mm 以内での肺腫瘍の変位推定が可能であり、変形結果を高速に DRR として生成することが可能であった。呼吸性移動に伴う腫瘍の正確な追尾が実現すれば、肺領域に限らず他の呼吸性移動の影響を受ける臓器、部位に対しても放射線治療が格段に進歩することが予想される。提案した概念やモデル、アルゴリズムが放射線動体追尾照射の確立に貢献することを期待する。

## 文 献

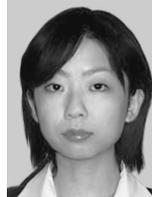
[1] Y. Negoro, Y. Nagata, T. Aoki, T. Mizowaki, N. Araki, and K. Takayama, "The effectiveness of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: Reduction of respiratory tumor movement and evaluation of the daily setup accuracy," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., vol.50, no.4, pp.889-898, 2001.

- [2] H. Shirato, S. Shimizu, and K. Kitamura, "Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol.48, no.2, pp.435-442, 2000.
- [3] D. DeCarlo, J. Kaye, D. Metaxas, J.R. Clarke, B. Webber, and N. Badler, "Integrating anatomy and physiology for behavior modeling," *Medicine Meets Virtual Reality 3*, pp.81-87, 1995.
- [4] P.F. Villard, M. Beuve, B. Shariat, V. Baudet, and F. Jallet, "Simulation of lung behaviour with finite elements : Influence of bio-mechanical parameters," *IEEE Conference on Medical Information Visualization*, pp.9-14, 2005.
- [5] V. Boldea, D. Sarrut, and S. Clippe, "Lung deformation estimation with nonrigid registration for radiotherapy treatment," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Lect. Notes Comput. Sci.*, vol.2878, pp.770-777, 2003.
- [6] Y. Seppenwoodle, H. Shirato, and K. Kitamura, "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, mesured during radiotherapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol.53, no.4, pp.822-834, 2002.
- [7] S. Xu, R.H. Taylor, G. Fichtinger, and K. Cleary, "Lung deformation estimation and four-dimensional CT lung reconstruction," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Lect. Notes Comput. Sci.*, vol.3750, pp.312-319, 2005.
- [8] R.T. Burton, K.K. Isaacs, J.S. Fleming, and T.B. Martonen, "Computer reconstruction of a human lung boundary model from magnetic resonance images," *Respiratory Care*, vol.49, no.2, pp.180-185, 2004.
- [9] R.A. Drebin and L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume rendering," *ACM Trans. Graphics (SIGGRAPH)*, vol.22, no.4, pp.65-74, 1988.
- [10] M. Levoy, "Efficient ray-tracing of volume data," *ACM Trans. Graphics*, vol.9, no.3, pp.256-261, 1990.
- [11] D.B. Russakoff, T. Rohlfing, and K. Mori, "Fast generation of digitally reconstructed radiographs using attenuation fields with application to 2D-3D image registration," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.24, no.11, pp.1441-1454, 2005.
- [12] B. Cabral, N. Cam, and J. Foran, "Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware," *Proc. Volume Visualization Symposium*, pp.91-98, 1994.
- [13] 山崎俊太郎, 加瀬 究, 池内克史, "PC グラフィクスハードウェアを利用した高精度・高速ボリュームレンダリング手法," *情報処理学会コンピュータビジョンとイメージメディア研究会予稿集*, pp.71-78, 2001.
- [14] 中尾 恵, 黒田知宏, 湊小太郎, "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.

- [15] 三好俊郎, 有限要素法入門 改訂版, pp.102-171, 培風館, 東京, 1994.

(平成 19 年 9 月 18 日受付, 20 年 1 月 29 日再受付)



川島 礼子

2007 奈良先端科学技術大学院情報科学研究科博士前期課程了。同年(株)島津製作所入社。以来、分子イメージング機器の開発に従事。



中尾 恵 (正員)

2003 京都大学大学院情報科学研究科了。同年, 同大学院医学研究科先端領域融合医学研究機構特任助手を経て, 2004 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手, 2007 助教, 現在に至る。医用グラフィックス, 物理モデリング, 触力覚情報処理に関する研究に従事。博士(情報学)。



小久保雅樹

1985 京大・理・物理学系卒後, 1991 京大・医卒。放射線医学教室に入局。1996 同大学医学部附属病院放射線科助手。1999 よりスイス国立ポールシェラー研究所陽子線治療プロジェクトに留学。帰国後, 京都大学放射線科助手を経て, 2001 より先端医療センター勤務。2004 より現職。臨床医として癌患者の治療にあたりるとともに, 更に高精度で患者にやさしい放射線治療機器と治療法の研究開発に従事。医博。



湊 小太郎 (正員)

1970 京大・工・電気系卒。1979 同大学医学部附属病院放射線核医学科助手, 1983 同医療情報部助教授を経て, 1997 より奈良先端科学技術大学院大学。現在, 情報科学研究科生命機能計測学講座教授。医療情報学, 医用画像工学, 生体医工学などの研究に従事。工博。