

局所定速度運動モデルによる粒子フィルタに基づく

3 次元体内動態推定法の追従性向上の試み

Particle filter-based 3D volumetric motion estimation by using local constant velocity model for improved target tracking

○川浪 佑介*、市地 慶*、田辺 隼騎*、奥畑 孝太郎*、
張 彰*、Zeng Yuwen*、本間 経康*

○Yusuke Kawanami*, Kei Ichiji*, Junki Tanabe*, Kotaro Okuhata*,
Zhang Zhang*, Zeng Yuwen*, Noriyasu Homma*

*東北大学

*Tohoku University

キーワード:放射線治療 (Radiation therapy)、肺がん (Lung cancer)、状態空間モデル (State space model)、
粒子フィルタ (Particle filter)

連絡先: 〒980-8575 仙台市青葉区星陵 2-1 東北大学大学院医学系研究科 医用画像工学分野
川浪 佑介, Tel.: 022-717-8190, E-mail: kawanami.yusuke.s6@dc.tohoku.ac.jp

1. はじめに

がんの主要な治療法のひとつである放射線治療は、治療対象である腫瘍標的へ放射線を照射することによりがん細胞を死滅させる治療法であり、その特性上、放射線治療では患者の体に大線量の放射線照射が行われる。また、正常臓器の被ばく範囲を最小化して副作用を低減し、かつ十分な線量をがん細胞へ投与するため、標的腫瘍領域へミリメートル・サブミリメートル精度で限局・集中した精密照射が求められる。しかし、標的腫瘍に対して設定した照射位置・範囲がずれると、がん細胞への投与放射線の線量不足や標的周囲の正常臓器の被ばく線量の増加が生じる¹⁾。

標的腫瘍に対する照射のずれの要因としては、照射中の体内臓器運動に伴う標的腫

瘍の移動が挙げられ、その代表例は肺がんの呼吸性移動である。肺がんの位置や形状は周辺臓器ともども呼吸によって時々刻々と変化する。その運動は複雑な様相を呈し、移動距離 1 cm 以上に達する²⁾。このため、肺がんへ限局した精密照射を実現するためには、標的腫瘍である肺がんのみならず周辺正常臓器など体内の 3 次元的構造や臓器配置の治療中の時間変化を計測し、それに基づいて照射を制御することが望まれる。

放射線治療中における体内動態の計測手段としては、放射線治療装置の多くに搭載されている X 線透視がある。しかし、X 線透視によって取得される X 線動画像は、体内臓器・構造を 2 次元に投影した像であり、3 次元的な体内構造・臓器配置を直接推定することは困難である。そのため、2 次元投影像から 3 次元的な体内構造の推定法とし

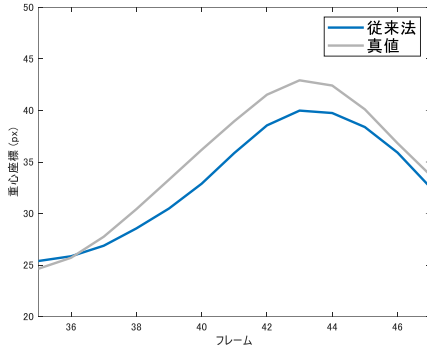


Fig. 1 従来法における腫瘍重心座標

て、深層学習モデルを用いた手法^{3,4)}や粒子フィルタを用いた手法が提案されている⁵⁾。このうち粒子フィルタを用いた手法⁵⁾は、深層学習モデルに基づく手法に比べて少量のデータで推定が可能であるという利点があり、さらに標的腫瘍の追跡において深層学習モデルに基づく手法を上回る性能が報告されている⁵⁾。一方、それら類似手法よりも良好な標的追跡性能を発揮するものの、大きな標的追跡誤差が生じる例があり、実用化に向けては動態推定の性能向上が引き続き求められる。

この粒子フィルタに基づく3次元体内動態推定の従来法で標的追跡誤差が大きくなる例をFig. 1に示す。この図によると腫瘍の推定座標を実際の腫瘍座標と比較したときに、標的腫瘍が速度を維持しつつ大きく移動している区間で、その運動に追従しきれていないことが見て取れる。この問題は従来法では体内動態の時間遷移を表現するシステムモデルに局所定位置モデルを採用していることに由来すると考えられる。このように呼吸に伴う体内動態には、速度を維持しつつ大きく移動する場面がしばしば見られ、そうした区間での追跡誤差低減に適したシステムモデルの導入が望まれる。

以上より本研究では、粒子フィルタに基

づく3次元体内動態推定法の追従性向上を目的として、速度を保ちつつ大きく標的腫瘍が移動するようなケースを考慮した状態空間モデルを導入し、従来法との比較・評価を行う。

2. 粒子フィルタによる2次元X線透視像から3次元体内動態推定法とその追従性向上

本節では、はじめに粒子フィルタを用いた2次元X線透視像より3次元体内動態を推定する手法の概略を示し、この従来法では採用されているシステムモデルに由来して標的追跡性能が低下しうること、そしてこれを緩和するシステムモデルとして局所定速度運動モデルを導入・説明する。

2.1. 2次元X線透視像と3次元体内動態の状態空間表現とその推定法

3次元体内動態推定法⁵⁾では、離散時刻 t における2次元X線透視像 I_t とその被写体である3次元体内構造のボリュームデータ V_t を、基準となるボリュームデータ V_{Ref} を適切に変形することによって近似する。すなわち、 V_t の近似となるよう V_{Ref} を変形するベクトル場 (Deformation Vector Field, DVF) $\hat{D}_t$ を推定できれば、Fig. 2のように時刻 t の3次元体内構造を表す推定ボリュームデータ $\hat{V}_t \cong W(\hat{D}_t, V_{Ref})$ を得ることができる。

$$\hat{V}_t \cong W(\hat{D}_t, V_{Ref}) \quad (1)$$

ただし、 $W(A, B)$ はDVF A によってボリュームデータ B を変形する関数である。さらに $\hat{V}_t$ を2次元投影することにより、2次元X線透視像 $\hat{I}_t$ の推定も可能である：

$$\hat{I}_t = \text{Proj}(\hat{V}_t) \quad (2)$$

ただし、 $\text{Proj}(\cdot)$ は2次元投影の関数である。

投影によって得られた推定透視像 $\hat{I}_t$ は観測値 I_t をもとにその尤もらしさを評価することが可能である。このとき、観測値 I_t に対する推定透視像 $\hat{I}_t$ の尤度

$$\begin{aligned}\ell(\hat{I}_t; I_t) &= \ell(\text{Proj}(\hat{V}_t); I_t) \\ &= \ell(\text{Proj}(W(\hat{D}_t, V_{Ref})); I_t)\end{aligned}\quad (3)$$

は DVF $\hat{D}_t$ の関数でもある。このため、 $\ell(\hat{I}_t; I_t)$ を最大化することで、より尤もらしい $\hat{D}_t$ や $\hat{V}_t$ を推定することが可能である。

以上の関係を状態空間モデルとして表現する。状態空間モデルとは、直接観測が困難な潜在的な状態の時間発展と、観測値とその背後にある潜在的な状態との関係をモデル化するものである。いま、時刻 t の状態ベクトル s_t を DVF D_t とし、その時刻 t から $t+1$ への時間遷移は

$$D_{t+1} = g(D_t) + v_{t+1} \quad (4)$$

のような状態遷移方程式（システムモデル）として表現することができる。ここで、 v はシステムノイズである。

また、状態ベクトル $s_t = D_t$ と観測値 I_t の関係は、基準となる 3 次元ボリューム V_{Ref} と式(1)(2)を用いることで、

$$\begin{aligned}I_t &= h(D_t) + w_t \\ &= \text{Proj}(W(D_t, V_{Ref})) + w_t\end{aligned}\quad (5)$$

のように観測方程式（観測モデル）として表すことができる。ただし、 w は観測ノイズである。

式(4)および(5)の状態空間モデルに粒子フィルタを適用することで、2 次元 X 線透視像 I_t より、時刻 t の 3 次元体内構造 $\hat{V}_t$ とその変動 $\hat{D}_t$ を逐次的に推定することが可能である。以上が、状態空間モデルと粒子フィルタに基づく 3 次元体内動態推定法⁵⁾の概略である。Fig 3 に推定のイメージを図示する。

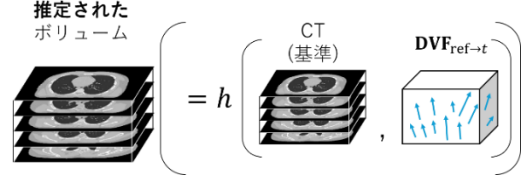


Fig. 2 DVF による推定ボリュームデータの生成

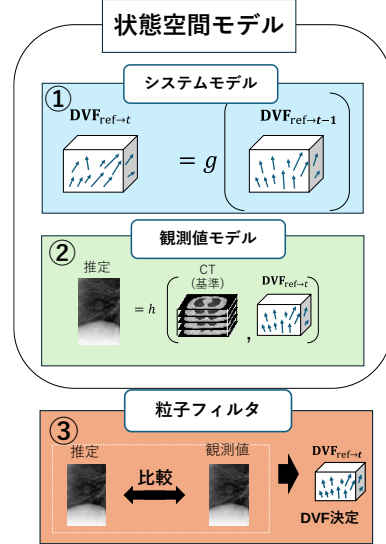


Fig. 3 状態空間モデルと粒子フィルタによる推定

2.2. 状態空間モデルの 3 次元動態に関する状態方程式

2.2.1. 局所定位置モデル：従来のシステムモデル

従来法⁵⁾では、DVF の時間遷移表現に局所定位置（locally-constant-position model, CP）モデルが用いられている。このモデルでは、状態ベクトル s_t のある要素 s_t について以下の状態遷移方程式が使用される。

$$s_t = s_{t-1} + \text{Noise} \quad (6)$$

ここで、ノイズ Noise は DVF の値を考慮した乱数である。

2.2.2. 局所定速度運動モデル：提案システムモデル

従来のモデルでは、Fig. 1 で示す通り臓器や腫瘍がほとんど動かない場合には有効

である一方、呼吸運動による大きな位置変化を伴う状況においては推定が困難であると考えられる。そこで本研究では、DVF の表現に局所定速度運動モデルを採用する。このモデルでは、単位時間当たりの状態変化が一定の速度を持つと仮定し、以下の状態方程式を用いる。

$$s_t = 2s_{t-1} - s_{t-2} + k \times \text{Noise} \quad (7)$$

ここで、ノイズ Noise は従来法と同様に DVF の値を考慮した乱数を使用し、速度に対してのノイズへ変更するために定数 k を乗じる。

局所定位置モデルと比較して、局所定速度運動モデルは動態の傾向を考慮するため、継続的な位置変化がある場合にはより高い追従性が期待される。したがって、本手法は速度を保ちつつ移動が続くような場面における従来モデルの課題を克服し、動態推定の精度を向上させることが期待される。それぞれのシステムモデルによる推定の特徴を Fig. 4 に示す。

3. 検証実験

3.1. データセット

本研究では、呼吸に伴う臓器配置の変動をシミュレート可能なファントムモデルである XCAT (Extended Cardiac-Torso Phantom) ⁶⁾ を使用し、人体の 3 次元動態を表現するボリュームデータをフレームレート 5 fps で計 200 フレーム生成した。ファントム内の臓器は、放射線治療中に取得された実際の呼吸変動データ ⁷⁾ を基に構築している。腫瘍のサイズは直径 1 cm に設定している。

生成されたボリュームデータの中から、1 呼吸周期を 10 等分したデータを治療計画用 4DCT 相当のデータとして用い、モデルの構築に利用した。4DCT の空間分解能は

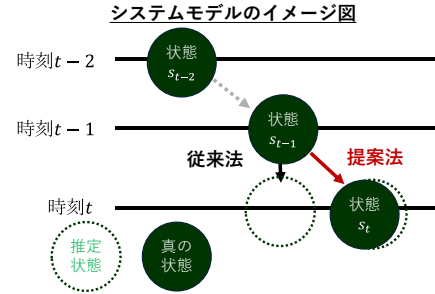


Fig. 4 それぞれのシステムモデルにおける推定イメージ図

$3.516 \times 3.516 \times 3.516 \text{ mm}^3$ とした。さらに、4DCT とは異なるフレームでボリュームデータを腹部方向から投影し、200 フレームにわたる観測用 X 線画像のシミュレーションデータを作成し、実験に使用した。

3.2. 評価指標

従来法との 3 次元体内動態推定における比較は推定した 3 次元体内の標的追跡性能を評価することによって行う。

評価指標として、以下の式で求められる平均絶対誤差 (Mean Absolute Error, MAE) を用いて 3 次元腫瘍像から求められる頭尾方向についての重心座標 y の比較を行う。

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \|\hat{y}(t) - y(t)\| \quad (8)$$

3.3. 実験パラメータ

局所定位置モデル・局所定速度運動モデルともに粒子数は 1500 とし、また計算コスト低減のため、3 次元体内動態推定法 ⁵⁾ と同様に DVF $\mathbf{D}_t$ を直接推定対象の状態とする代わりに主成分分析による次元削減を行った。成分数は 4 である。また、局所定速度運動モデルでは、従来法におけるノイズに定数 0.25 を乗じて実験を行った。

3.4. 結果

真値、従来法、提案法の 3 次元体内構造の断面像と腫瘍重心座標を Fig. 5 に示す。上段に示すのは、従来法での誤差が大き

い 42 フレーム目での腫瘍断面画像であり、従来法は真値と比較して重心位置が明確にずれていることが確認された。一方で、提案手法は重心位置に関して真値との高い一致性を示していることが分かる。一方、Fig. 5 の下段に示すのは提案法での誤差が大きい 46 フレーム目の腫瘍断面画像であり、上段とは逆に提案手法の重心位置が真値と大きく乖離していることが観察された。

従来法と提案法の標的追跡結果を比較したグラフを Fig. 6 に示す。この結果から、提案法においては、腫瘍に対しての標的追跡性能が向上したフレームが確認される一方で、一部のフレームではオーバーシュートが発生していることが確認された。

200 フレームにおける頭尾方向の腫瘍に対しての標的追跡誤差について MAE を用いた比較結果を Table 1 に示す。200 フレーム全体での腫瘍追跡性能では従来法の方が MAE の値が小さく良好な結果を示した。

Fig. 6 の標的追跡結果のうち、35-47 フレーム間での腫瘍の頭尾方向における平均絶対誤差 (MAE)

	MAE
従来法	1.0414 [pixel]
提案法	1.2026 [pixel]

Table 2 従来法と提案法における35-43フレーム間での腫瘍の頭尾方向における平均絶対誤差 (MAE)

	MAE
従来法	2.0807 [pixel]
提案法	1.3145 [pixel]

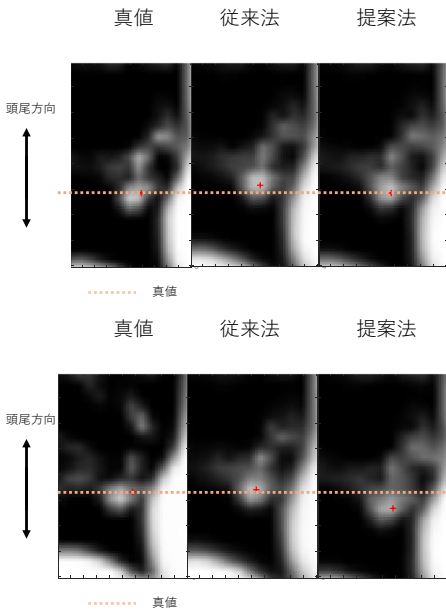


Fig. 5 従来法と提案法における 3 次元体内動態の推定結果の標的腫瘍周辺の断層像表現

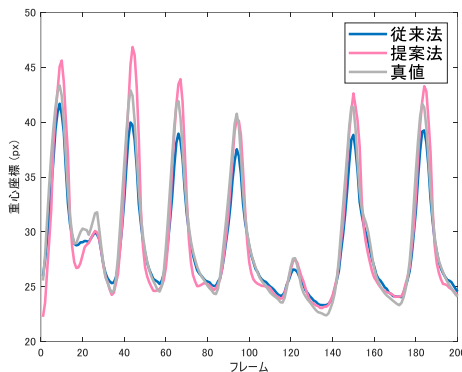


Fig. 6 従来法と提案法における腫瘍重心座標の推定結果

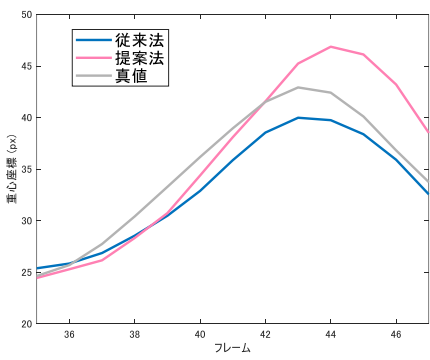


Fig. 7 35-47 フレームでの従来法と提案法の腫瘍重心座標の推定結果

フレームを拡大図として Fig. 7 に示す。この図から、提案法は腫瘍重心座標の動きの推移が正の区間 (35-43 フレーム) では、従来法と比較して真値により近い傾きを示しており、追跡性能の向上が確認された。Table 2 に示すように、この区間においては提案法のほうが MAE の値が小さく良好な結果であったことから、局所定速度モデルを用いることで、呼吸による体内臓器運動がほぼ等速である区間においては優れた追跡性能を発揮することが示唆された。

一方、腫瘍重心の各ピーク到達後には、Fig 7 の 45 フレームの前後数フレームにわたってオーバーシュートが発生した。呼気と吸気の転換に伴う運動速度の急激な変化が生じるために局所定速度運動モデルが不得意とする場面であるこれらピーク点における標的追跡性能の改善には、定速度運動の継続時間に応じて急激な速度変化が発生しやすくなることを表現可能なシステムモデルの検討・導入するといった対策が望まれる。

4. おわりに

本研究では、3 次元体内動態推定法における標的追跡性能の向上を目的として、新局所定速度運動を仮定した状態空間モデルの導入し、従来法との比較評価を行った。シミュレーションデータを用いた実験の結果、速度変化の緩やかな区間では従来法よりも標的追跡性能が向上することが確認された。一方、速度変化が大きな区間、とくにピーク付近ではオーバーシュートが発生し、追跡性能が低下する場面も確認された。この結果を踏まえ、追跡性能の向上を目指して速度変化の大きい区間でも高い追跡性能を維持できるようなシステムモデルの検討・導

入をする必要がある。

参考文献

- 1) 唐澤久美子、藤本美生 (編): がん放射線治療 (がん看護セレクション), 学研メディカル秀潤社 (2012)
- 2) Yelin Suh et al.: An analysis of thoracic and abdominal tumour motion for stereotactic body radiotherapy patients, *Phys. Med Biol.*, 53-13, 3623-3640 (2008)
- 3) R. Wei et al.: Real-time tumor localization with single x-ray projection at arbitrary gantry angles using a convolutional neural network (CNN), *Physics in Medicine and Biology*, 65-6, 1/14 (2020)
- 4) T. Peng et al.: Real-time Markerless Tracking of Lung Tumors based on 2-D Fluoroscopy Imaging using Convolutional LSTM, *IEEE Trans Radiat Plasma Med Sci.*, 6-2, 189/199 (2022)
- 5) 篠原匠, 市地慶, 張曉勇, 杉田典大, 本間経康. “肺がん放射線治療のための粒子フィルタを用いた X 線動画画像からの体内臓器運動の推定”. インテリジェント・システム・シンポジウム 2022(FAN 2022 in Kobe), 2022.
- 6) W. P. Segars et al.: Realistic CT simulation using the 4D XCAT phantom, *Medical Physics*, 35-8, 3800/3808 (2008)
- 7) F. Ernst: Compensating for quasi-periodic motion in robotic radiosurgery, *Compensating for Quasi-periodic Motion in Robotic Radiosurgery*, 9781461419129, 1/244 (2012)