

追尾放射線治療のための MV X線画像を用いたマーカレス腫瘍位置計測に関する一考察

A Study on Markerless Tumor Localization by Using MV X-ray Fluoroscopic Image Sequence for Tumor-following Radiotherapy

○吉田裕輔*, 市地慶**, 張曉勇***, 本間経康***, 高井良尋†,
成田雄一郎†, 濫澤直樹**, 小山内実***, 阿部誠‡, 杉田典大‡, 吉澤誠‡

○Yusuke Yoshida*, Kei Ichiji**, Xiaoyong Zhang***, Noriyasu Homma***,
Yoshihiro Takai†, Yuichiro Narita†, Naoki Shibusawa**, Makoto Osanai***, Makoto Abe‡,
Norihiro Sugita‡, Makoto Yoshizawa‡

*東北大学工学部, **東北大学大学院工学研究科,
***東北大学大学院医学系研究科,
†弘前大学大学院医学研究科,
‡東北大学サイバーサイエンスセンター

*School of Engineering, Tohoku University,
**Graduate School of Engineering, Tohoku University,
***Tohoku University Graduate School of Medicine,
†Hirosaki University Graduate School of Medicine,
‡Cyberscience Center, Tohoku University

キーワード：放射線治療 (Radiotherapy), 肺腫瘍 (Lung tumor), マーカーレストラッキング (Markerless tracking), MV X線透視画像 (MV portal imaging), オプティカルフロー (Optical flow)

連絡先：〒980-8578 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-3 電気・情報系
東北大学サイバーサイエンスセンター 先端情報技術研究部 吉澤・杉田研究室

吉田裕輔, Tel.: (022)795-7130, Fax.: (022)795-7129, E-mail: y-yoshida@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

放射線治療においては、治療効果の向上および正常組織への被ばくを抑えるために、腫瘍のみに限局した照射を行うことが求められる。しかし、照射前に正確・高精度な照準設定を行っても、肺がんを含む一部のがんでは、体内臓器

運動により、照射中にもその位置が変動し、正確・高精度な照射実施の妨げとなっている。腫瘍位置変動の代表例は肺がんの呼吸性移動であり、その対策が必要とされている¹⁾。

呼吸性移動を伴う腫瘍への理想的な照射方法としては、治療中の腫瘍の位置をリアルタイムで計測し、その位置にあわせて照射範囲を動的

に制御する追尾照射放射線治療がある²⁾。追尾照射は、動く腫瘍に限局して、連続的に大線量を投与可能である。追尾照射に不可欠な体内腫瘍の位置計測手段としては治療用 MV X 線ビームを用いた計測が考えられるが、MV X 線は撮影用の X 線と比べて高エネルギーの放射線であるため生体組織の透過量の差が小さい。すなわち、MV X 線透視画像においては、腫瘍と周辺組織とのコントラストが小さく、腫瘍位置の画像計測が難しい。低コントラストの対策として、腫瘍近傍に高コントラストな金マーカを刺入し腫瘍位置を間接的に計測する方法が臨床では用いられている。しかし、金マーカの刺入には患者の 30% に気胸が発生するなどのリスクが生じる³⁾。このため、金マーカを刺入することなく、マーカレスで腫瘍位置を計測する手法の開発が望まれている。

これまでに提案されている MV X 線画像を用いた従来のマーカレス腫瘍位置計測法の多くはテンプレートマッチングに基づいている^{4, 5, 6)}。テンプレートマッチングでは、追跡対象を含む画像領域をテンプレートとして予め用意し、このテンプレートとの類似度が最大となる領域を探索することで、追跡対象の位置を推定する。類似度の指標としては、輝度値の差、相互相関、輝度ヒストグラムなどが用いられる。このため、テンプレートマッチングは追跡対象のテクスチャや輝度ヒストグラムなどの画像特徴が変化しないことを前提とする。一方、胸部 X 線透視画像において、腫瘍領域のテクスチャなどの画像特徴は、肋骨や血管など他組織との重なりや腫瘍の変形により容易に変化する。従って、単純なテンプレートマッチングは肺腫瘍位置の追跡において必ずしも有効に機能せず、その計測性能は限定的である。従って、マーカレスでのトラッキングの性能向上には、追跡対象の画像特徴変化にロバストな手法が必要と考えられる。

そこで本研究では、MV X 線透視画像におけるより正確・高精度なマーカレス腫瘍位置計測

の実現を目的として、追跡対象の画像特徴変化にロバストな動体検出手法であるオプティカルフローに着目し、これに基づく腫瘍位置計測法について検討する。

2. オプティカルフローに基づく腫瘍位置計測

オプティカルフローは、画像中のあるピクセルの輝度値が次のフレームでどこに移動したかを示すベクトルである⁷⁾。オプティカルフローは、画像輝度の空間勾配と時間勾配より求めることができ、これにより画像中の各ピクセル輝度値の移動が得られる。オプティカルフローは、正則化のための制約を導入するものの、移動物体である追跡対象の画像特徴に関する事前情報なしに計算可能である。従って、追跡対象のテクスチャや、追跡対象の領域内部の輝度ヒストグラムが変化するようなケースでも、追跡対象とその周囲の場の流れから安定して画像中の移動物体を検出できることが期待される。以下では、勾配法に基づくオプティカルフローの推定法⁸⁾と Teo らにより提案されているオプティカルフローに基づく MV X 線画像中の腫瘍位置計測手法⁹⁾について簡単に述べる。

2.1 オプティカルフロー推定法

オプティカルフロー推定では以下の運動制約式を仮定している。

$$I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (1)$$

ここで $I(x, y, t)$ は、ある時刻 t における位置 (x, y) での輝度値である。この仮定は、ある時刻 t に位置 (x, y) に存在する輝度値が微小時間 δt 後の画像において位置 $(x + \delta x, y + \delta y)$ において変わらずに観測されることを表している。

オプティカルフローは、画像 I の空間勾配 $\nabla I = (\partial I / \partial x, \partial I / \partial y)$ と、時間勾配 $I_t = \partial I / \partial t$

より,

$$\nabla I \cdot (v_x, v_y) = -I_t \quad (2)$$

を満たす $\mathbf{v} = (v_x, v_y)$ として求められる。しかし、1つの方程式に変数が2つ存在するため、解は一意に定まらない。オプティカルフロー \mathbf{v} を一意に定める方法としては、Lucas Kanade の方法⁸⁾がよく知られている。Lucas Kanade の方法では注目画素の周辺領域 Ω でのオプティカルフローが同一であるという制約を設けており、以下の式を最小化することでオプティカルフロー \mathbf{v} が求まる。

$$\sum_{x,y \in \Omega} [\nabla I(x,y) \cdot \mathbf{v} + I_t(x,y)]^2 \quad (3)$$

注目領域 Ω を $n \times n$ の正方領域内部 $N = n^2$ ピクセルとしたとき、オプティカルフロー \mathbf{v} は以下の式で表される。

$$\begin{aligned} \mathbf{v} &= [A^T A]^{-1} A^T \mathbf{b}, \\ A &= [\nabla I(x_1, y_1), \dots, \nabla I(x_N, y_N)], \\ \mathbf{b} &= -(I_t(x_1, y_1), \dots, I_t(x_N, y_N)). \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 A^T は A の転置行列を表す。

2.2 従来法

Teoらは、オプティカルフローに基づいたMV X線透視画像中の腫瘍位置計測法を提案している⁹⁾。この手法では、腫瘍を含む注目領域 (Region of Interest, ROI) 内部の各ピクセル i のオプティカルフロー \mathbf{v}_i を推定する。オプティカルフローは各ピクセルの輝度値の移動量であるため、追跡対象の位置を推定するには、求まった個々のオプティカルフローから追跡対象の移動量を得る必要がある。このとき、ROI内部各点のオプティカルフローのうち、どのオプティカルフローが追跡対象である腫瘍の移動に対応するかを判断する必要がある。Teoらは、MV X線画像中で腫瘍領域が比較的高い輝度値を持つ

と仮定し、位置計測開始時の腫瘍の輝度値 w_i を重みとした重み付き平均

$$\mathbf{V} = \frac{\sum_i w_i \mathbf{v}_i}{\sum_i w_i} \quad (5)$$

を腫瘍の移動量としている。各フレームでの腫瘍位置計測の手順は以下のとおりである。

- 1) $t = t_0$ フレームにおいてROIを設定する。
- 2) ROI内部のオプティカルフロー \mathbf{v}_i を求める。
- 3) t_0 フレームの腫瘍画像輝度値を重み w_i とした重み付き平均 \mathbf{V} を式(5)より求め、腫瘍移動量とする。
- 4) $t + 1$ フレームでは腫瘍の移動に合わせてROIを再設定する。
- 5) 2)~4) 同様の操作を繰り返し腫瘍位置を計測する。

以上のTeoらの腫瘍位置計測のフローチャートをFig. 1に示す。

2.2.1 従来法の課題

Teoらは腫瘍移動量の推定値にオプティカルフローの重み付き平均を用いたが、Fig. 2に示すように、MV X線画像中で腫瘍領域(図中、緑枠内部)が周囲よりも十分に高い輝度を持たない場合があり、重みによって腫瘍に関するオプティカルフローを選択できるとは限らない。また、ROI内に追跡対象の動きを代表する指向性のあるオプティカルフロー群とそれ以外のばらばらな方向を示す群があるような場合を考えると、オプティカルフロー全体を用いる平均値は、移動量の良い推定値とはならないと考えられる。すなわち、オプティカルフローの分布に偏りがある場合や、異常値を多く含むような場合に、平均値は代表値(統計値)として適さない。

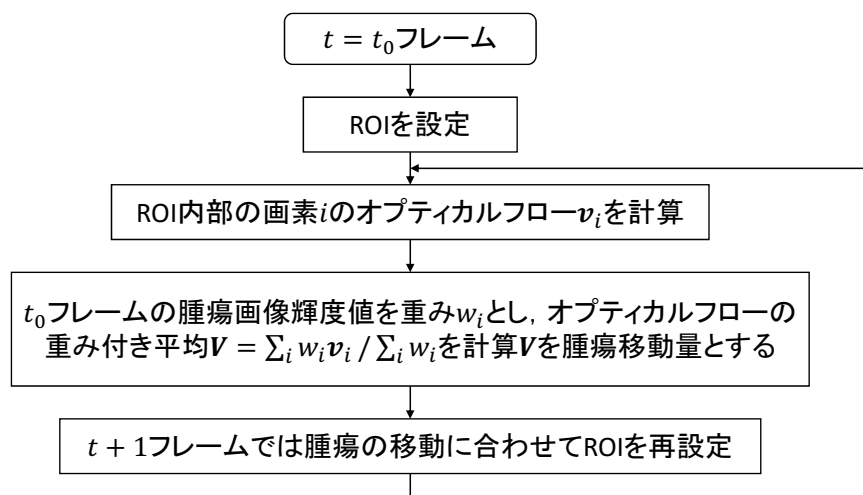


Fig. 1 Teo らの腫瘍位置計測法のフローチャート

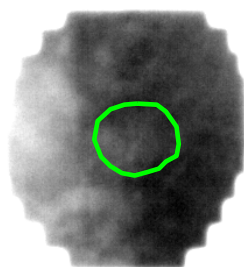


Fig. 2 周辺組織の輝度値が腫瘍の輝度値より高い例

2.3 提案法

前節で指摘したように、従来法のオプティカルフローに基づく腫瘍位置計測法には代表値が適切でないことによる移動量推定誤差の増加という問題が考えられる。そこで本研究では、オプティカルフローの最頻値を採用することで確率的に尤もらしい移動量を得るトラッキング法を提案する。提案法の手順は次のとおりである。

- 1) $t = t_0$ フレームにおいて ROI を設定する。
- 2) ROI 内部のオプティカルフロー \mathbf{v}_i を求める。
- 3) 各オプティカルフロー \mathbf{v}_i の角度成分 θ_i および大きさ成分 $|\mathbf{v}_i|$ を取り出す。Fig. 3 に $\theta_i, |\mathbf{v}_i|$ の散布図を示す。

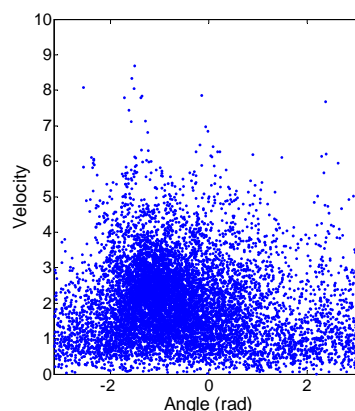


Fig. 3 オプティカルフローの角度成分 θ_i および大きさ成分 $|\mathbf{v}_i|$ の散布図

- 4) 角度成分 θ_i および大きさ成分 $|\mathbf{v}_i|$ の二次元分布 $p(\mathbf{v})$ からオプティカルフローの最頻値 $\mathbf{v}_{\text{mode}} = (|\mathbf{v}_{\text{mode}}|, \theta_{\text{mode}})$ を Fig. 4 のように求め、腫瘍の移動量とする。
- 5) $t + 1$ フレームでは腫瘍の移動に合わせて ROI を再設定する。
- 6) 2)~5) 同様の操作を繰り返し腫瘍位置を計測する。

Fig. 5 に提案法のフローチャートを示す。赤枠で示している箇所が従来法からの変更点である。

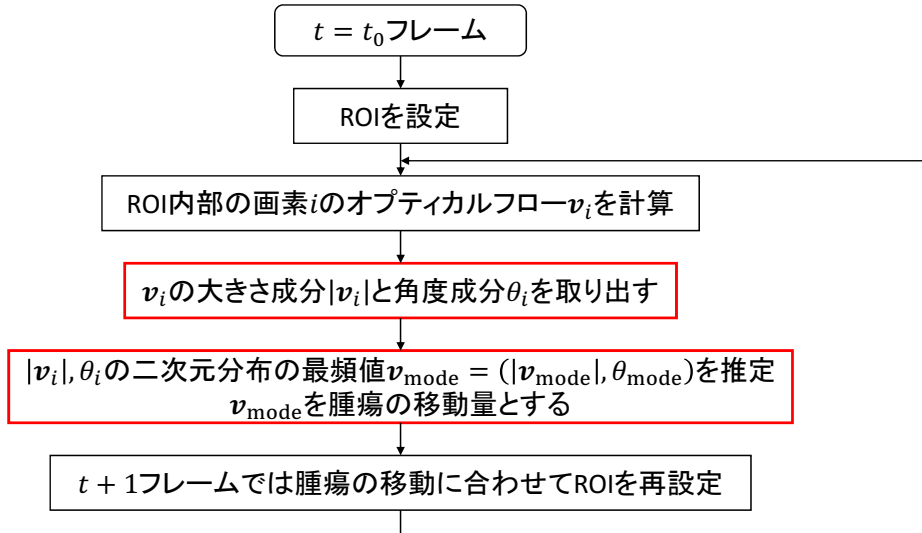


Fig. 5 提案法の腫瘍位置計測フローチャート

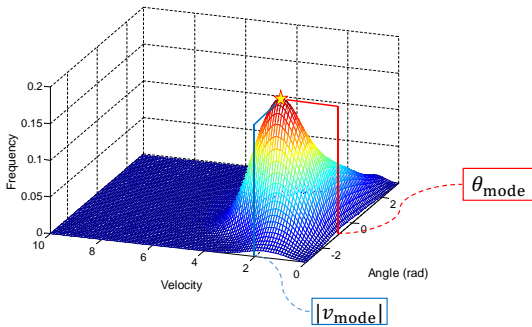


Fig. 4 オプティカルフローの二次元分布からの最頻値推定例

2.3.1 ガウス混合モデルを用いた最頻値推定

先述したように、提案法ではROI内部のオプティカルフローの最頻値によって追跡対象である腫瘍の移動量を推定する。標本値からの最頻値推定の簡単かつ一般的な手法のひとつは、ヒストグラムを作成し、その最大値から最頻値を求める方法である。しかし、ヒストグラムから最頻値を決定する場合、ヒストグラムのビンの数によって異なる最頻値が求まる、といった問題が起こる。また、分布が未知のため、最適なビンを設定することは困難である。そのためここではガウス混合モデルを用いて滑らかな分布を得て、そこから二次元分布の最頻値 \mathbf{v}_{mode} を推定する方法をとる。ガウス混合モデル (Gaussian mixture model, GMM) は入力データ \mathbf{v} をガウ

ス関数 $\mathcal{N}(\mathbf{v}|\boldsymbol{\mu}, \boldsymbol{\sigma}^2)$ の線形加重和から得られる混合分布で表現するモデルである¹⁰⁾。ガウス混合モデルの一般式は以下のように表される。

$$p(\mathbf{v}) = \sum_{k=1}^K \pi_k \mathcal{N}(\mathbf{v}|\boldsymbol{\mu}_k, \boldsymbol{\sigma}_k^2) \quad (6)$$

ここで K はコンポーネント数、 $\pi_k, \boldsymbol{\mu}_k$ および $\boldsymbol{\sigma}_k^2$ はそれぞれコンポーネント k の重み、平均値そして分散である。ガウス混合モデルは混合するガウス関数のコンポーネント数 K により、任意の精度で入力データを近似することが出来る。従って、最頻値の推定にもコンポーネント数 K は影響する。今回、 K は赤池情報量基準¹¹⁾ に基づき、各フレームごとに適応的に決定した。

各コンポーネントのうち最も支配的なコンポーネント m の平均 $\boldsymbol{\mu}_m = (|\mathbf{v}_m|, \theta_m)$ を最頻値推定量 $\hat{\mathbf{v}}_{\text{mode}} = (|\hat{\mathbf{v}}_{\text{mode}}|, \hat{\theta}_{\text{mode}})$ とし、これにより腫瘍の移動量を決定する。

3. 実験

提案法の有効性を検証するために、実際の臨床画像を用いて提案法を含む以下の5手法による位置計測実験を行い、それぞれの計測性能を評価した。

3.1 比較手法

比較した5手法は以下のとおりである。

- 1) 提案法 (Optical flow, OF (提案法))
ROI 内部のオプティカルフローの最頻値を腫瘍移動量とする。ROI の初期設定には1フレーム目の正解領域を用いた。ROI の設定方法は4)を除く以下の手法も同様である。
- 2) 従来法 (Optical flow, OF (従来法))
Teo らのオプティカルフローの重み付き平均を用いた腫瘍移動量推定法⁹⁾。
- 3) テンプレートマッチング (Template matching, TM)
画像位置位置計測として一般的に用いられている手法^{4, 6)}。評価指標には式(7)に示す規格化相互相関 (Normalized cross correlation, NCC) を用いた。

$$\text{NCC} = \frac{1}{n} \sum_{x,y} \frac{(f(x,y) - \bar{f})(t(x,y) - \bar{t})}{\sigma_f \sigma_t} \quad (7)$$

ここで n はテンプレート内のピクセル数, \bar{t}, \bar{f} はそれぞれテンプレート t 及びサブイメージ f の平均輝度値, σ_t, σ_f はそれぞれ t, f の標準偏差を表す。

- 4) Multi-region tracking, MRT
複数の小領域テンプレートでテンプレートマッチングを行う手法⁵⁾。各テンプレートの移動量の平均値を腫瘍の移動量とする。
- 5) Mean shift, MS
輝度ヒストグラムベースの類似度の極大値を初期位置周辺で探索する手法¹²⁾。ヒストグラムは追跡対象の輝度値の位置関係に依存しないため, 変形や回転といったテクスチャ変化にロバストと期待される。評価指標は式(8)に示すヒストグラム

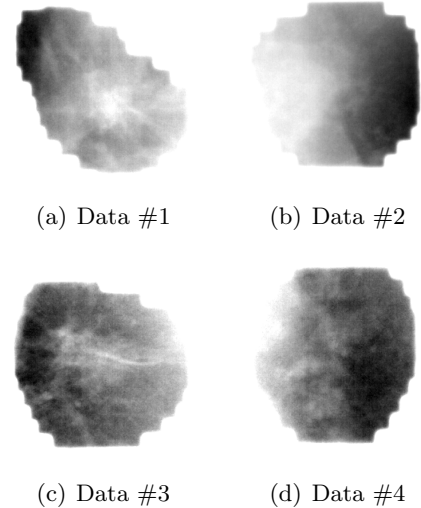


Fig. 6 実験に用いた臨床画像例

の類似度を表す Bhattacharyya 係数を用いた。

$$\hat{\rho} = \sum_{u=1}^m \sqrt{\hat{p}_u \hat{q}_u} \quad (8)$$

ここで, m はヒストグラムのビンの数. \hat{q}_u および \hat{p}_u はそれぞれ追跡対象のヒストグラム, 候補位置のヒストグラムのうち u 番目のビンの要素を表す。

3.2 実験データ

腫瘍位置計測性能の評価には, 肺がん治療中に撮影された MV X 線透視画像4例 (Data #1 ~ #4) の各100フレームを用いて実験を行った。各フレームの解像度は 0.23 mm/pixel, フレームレートは 7.5 fps である。Fig. 6 に4データそれぞれの画像例を示す。

3.3 評価指標

位置計測精度の評価指標として, 位置推定結果と正解データ (真値) との誤差の平均値および標準偏差を用いる。また真値には, 放射線治療の精度管理者である医学物理士が手動で作成した各画像の腫瘍輪郭の重心位置を用いた。 x

軸誤差の平均値 μ_x および標準偏差 σ_x は以下の式から計算される。

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_x(i)$$

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (e_x(i) - \mu_x)^2} \quad (9)$$

ここで $e_x(i) = \hat{x}(i) - x(i)$ は i フレームの計測位置 $\hat{x}(i)$ とその真値 $x(i)$ から求まる単純誤差である。また y 軸の平均値 μ_y および標準偏差 σ_y についても式 (9) と同様に計算する。なお、各データの x 軸・ y 軸（画像中の縦軸・横軸）と患者体軸（例えば、頭尾軸・左右軸）との対応関係は、ガントリー角度や治療台の角度により、データ毎に異なる。そのため、データ間の評価には各軸誤差の平均値 μ および標準偏差 σ のユークリッド距離を用いる。ユークリッド距離の計算は以下の通りである。

$$\mu_{\text{Euc}} = \sqrt{\mu_x^2 + \mu_y^2}$$

$$\sigma_{\text{Euc}} = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2} \quad (10)$$

3.4 実験結果と考察

Fig. 7 に提案法の位置計測結果の例として、Data #1 のフレームの一部を示す。各画像中赤の線が ROI の輪郭、赤の円が腫瘍重心計測位置を示し、青の線が腫瘍輪郭の正解データ、青の円が腫瘍重心位置の真値を示している。各フレームの画像から計測位置と真値がほぼ一致していることが分かる。また、提案法と他手法の (a) 位置計測結果時系列と (b) 誤差時系列を x 軸、 y 軸それぞれ Fig. 8 に示す。Fig. 8 (a) から、提案法は x 軸方向において他手法よりも良く腫瘍位置を推定できていることがわかる。同図 (b) から、 x 軸方向において他の 4 手法が 40 フレーム以降誤差が大きくなっているが、提案法は誤差 1 mm 程度の範囲に収まっていることが見て取れる。 y 軸方向では 10 フレームから 15 フレームで誤差が 2 mm 程度まで大きくなって

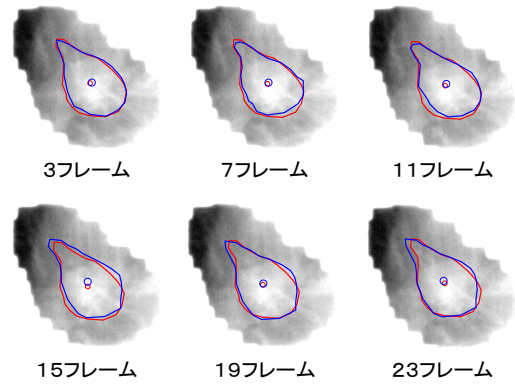


Fig. 7 提案法による Data #1 の位置計測結果例

いるが、そのほかのフレームでは誤差 1 mm 程度に収まっている。

Table 1 に Data #1～#4 の平均計測誤差 $\mu_{\text{Euc}} \pm \sigma_{\text{Euc}}$ を比較したものを示す。表中、太字は各データでの最小計測誤差を示す。この結果より、提案法は 4 例中 3 例において誤差が最小となった。他手法に比べ提案法の誤差が大きくなった Data #2 は、腫瘍の呼吸性の変動のほかに、ROI 内に心拍性の変動が多く含まれる症例である。Data #2 のあるフレームにおけるオプティカルフロー分布例を Fig. 9 に示す。ROI 内に心拍性の変動と腫瘍の位置変動、2 種類の動きがあるため、2 つの極大点が見て取れる。このうち、赤い点で示しているのが心拍性の変動、青い点で示しているのが腫瘍位置変動によるオプティカルフロー分布の極大点である。この場合、心拍性の変動によるオプティカルフローが最頻値となるため位置推定誤差が大きくなったと考えられる。ただし、提案法の誤差のデータ間平均は 1.23 ± 1.15 mm であり、比較した全手法中最小となった。

以下、他手法について述べる。Teo らの方法 (OF (従来法)) では腫瘍輝度値を重みとしているが、Data #4 のように腫瘍と周辺組織との輝度値の差が小さい症例 (Fig. 6 (d)) の場合、重みが適切でないため誤差が大きくなったと考えられる。テンプレートマッチングに基づく 2 手法 (TM および MRT) は腫瘍のテクスチャ変化の影響を受けて、重心位置を正しく追えてい

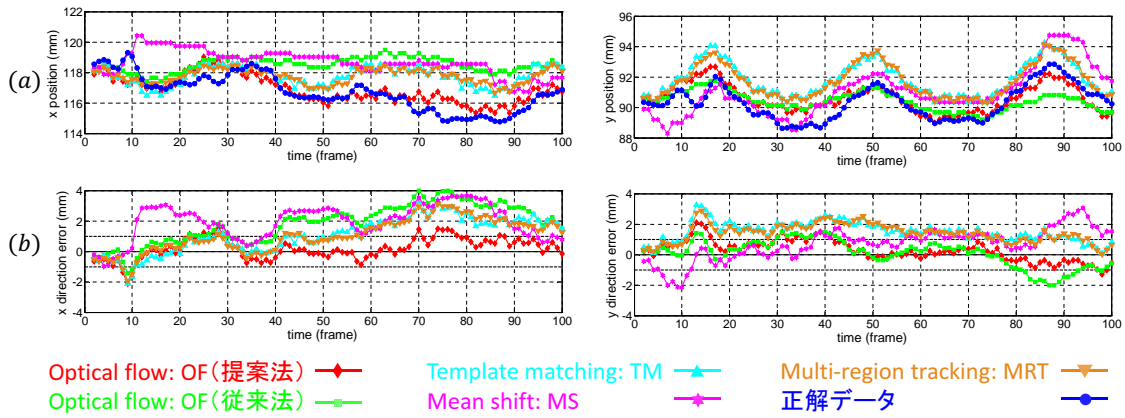


Fig. 8 (a) 位置計測結果の時系列データ (b) 位置計測誤差の時系列データ (Data #1)

Table 1 ユークリッド距離で比較した各データの平均計測誤差

	平均誤差 $\mu_{\text{Euc}} \pm \sigma_{\text{Euc}}$ (mm)				
	OF (提案法)	OF (従来法)	TM	MRT	MS
Data #1	0.82±1.05	1.82±1.56	1.85±1.33	1.75±1.25	2.06±1.55
Data #2	1.71±1.15	1.16±0.93	0.85±0.77	1.39±0.73	0.78±1.31
Data #3	1.33±0.91	1.79±0.92	1.61±0.91	1.50±0.91	8.21±4.76
Data #4	1.05±1.46	2.04±1.66	1.79±1.35	1.55±1.41	13.14±3.96
データ間平均	1.23±1.15	1.70±1.27	1.52±1.09	1.55±1.07	6.05±2.90

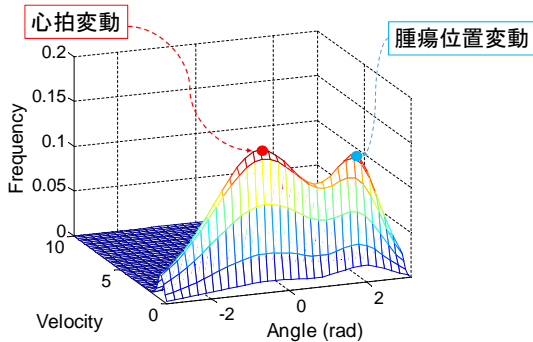


Fig. 9 Data #2のオプティカルフロー分布例

ないことが多く、計測誤差が大きくなった。追跡対象のヒストグラムが変化しない前提の手法である Mean shift (MS) は背景組織との重なりによって腫瘍の輝度ヒストグラムが常に変化するため、誤差が特に大きくなっている。また、Mean shift が前フレームの結果を基に位置計測を行うことも影響したと考えられる。

以上の実験結果から、提案法はテクスチャ変化が起こりえる腫瘍位置計測において、他手法より小さな計測誤差を示しており、有効な手法

であることが示唆された。

4. おわりに

本研究では、オプティカルフローの最頻値を用いた腫瘍位置計測法を提案した。臨床画像を用いた実験の結果から、4例中3例で誤差最小を達成し、提案法の有効性が示唆された。今後はより多くの症例において提案法の位置計測性能を検証するとともに、今回誤差が大きくなった Data #2 について詳細な考察を行い、より正確・高精度な腫瘍位置計測法を検討したい。

参考文献

- 1) P.J. Keall, G.S. Mageras, J.M. Balter, R.S. Emery, K.M. Forster, S.B. Jiang, J.M. Kapatoes, D.A. Low, M.J. Murphy, B.R. Murray, C.R. Ramsey, M.B. Van Herk, S.S. Vedam, J.W. Wong and E.

- Yorke: The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76, *Medical Physics*, vol. 33, pp. 3874-3900, 2006.
- 2) 上坂充, 中川恵一, 西尾禎治, 金井達明 (監修): 医学物理学の理工学-上巻-, pp. 64-65, 養賢堂, 2012.
 - 3) 大西洋, 平岡真寛, 他, 詳説 体幹部定位放射線治療 ガイドラインの詳細と照射マニュアル, 中外医学社, pp. 2-159, 2006.
 - 4) H. Arimura, Y. Egashira, Y. Shioyama, K. Nakamura, S. Yoshidome, S. Anai, S. Nomoto, H. Honda, F. Toyofuku, Y. Higashida, Y. Onizuka and H. Terashima: Computerized method for estimation of the location of a lung tumor on EPID cine images without implanted markers in stereotactic body radiotherapy, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, pp. 665-677, 2009.
 - 5) J. Rottmann, M. Aristophanous, A Chen, L. Court and R. Berbeco: A multi-region algorithm for markerless beam's-eye view lung tumor tracking. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, pp. 5585-5598, 2010.
 - 6) J. Meyer, A. Richter, K. Baier, J. Willbert, M. Guckenberger and M. Flentje: Tracking moving objects with megavoltage portal imaging: a feasibility study, *Medical Physics*, vol. 33, pp. 1275-1280, 2006.
 - 7) J.L. Barron, D.J. Fleet and S.S. Beauchemin: Performance of optical flow techniques. *International Journal of Computer Vision*, vol. 12, pp. 43-77, 1994.
 - 8) B.D. Lucas, T. Kanade: An iterative image registration technique with an application to stereo vision, *Proceedings of Imaging Understanding Workshop*, pp. 121-130, 1981.
 - 9) P.T. Teo, R. Crow, S. Van Nest, D. Sasaki and S. Pistorius: Tracking lung tumor motion using a dynamically weighted optical flow algorithm and electronic portal imaging device, *Measurement Science and Technology*, vol. 24, 2013 .
 - 10) C.M. ビショップ: パターン認識と機械学習 下 ベイズ理論による統計的予測, シュプリンガー・ジャパン株式会社, pp. 146-149, 2008.
 - 11) H Akaike: A new look at the statistical model identification, *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 19, pp. 716-723, 1974.
 - 12) D. Comaniciu, V. Ramesh, and P. Meer: Real-time tracking of non-rigid objects using mean shift. *Proceedings of IEEE Conference of Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 142-149, 2000.