

マーカレス画像誘導放射線治療のための 高精度な肺腫瘍位置計測法

High-accuracy measurement of lung tumor motion for marker-less image-guided radiotherapy

○遠藤春奈*, 本間経康**, 高井良尋***, 吉澤誠**,

Haruna Endo*, Noriyasu Homma**, Yoshihiro Takai***, Makoto Yoshizawa**

*東北大学大学院医学系研究科, **東北大学サイバーサイエンスセンター,

**弘前大学大学院医学研究科

*Tohoku University Graduate School of Medicine, **Cyberscience Center Tohoku University,
***Hirotsuki University Graduate School of Medicine

キーワード: 放射線治療(radiotherapy), 肺腫瘍(lung tumor), X線透視画像(X-ray fluoroscopy),
呼吸性変動(respiratory motion), テンプレートマッチング(template matching)

連絡先: 〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05,

東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻 吉澤・本間研究室

遠藤春奈, Tel: (022)795-7130, Fax: (022)263-9163, E-mail: endo@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

近年, 我が国では, 高齢化社会の進行に伴い, 癌の罹患数は急増している¹⁾. そのため, 患者の体力などに起因して手術や化学療法 of 適用外とされる症例が増え, 放射線治療への期待が高まっており, 癌の効率的な局所制御による生命延長と, 正常組織障害の減少による生活の質の維持・向上が目標となっている²⁾. 目標達成には, 正常組織への照射を避け, 腫瘍だけに厳密に局限した照射を行う必要がある. このような高精度照射技術として, 体幹部定放射線治療が登場した³⁾. これは, 従来の放射線治療よりも大線量を腫瘍部位に局限して短期間に照射するため, その治療効果は絶大である. しかし, 特に肺腫瘍など呼吸性位置変動を伴う病巣に確実に照射するためには, 腫瘍の移動対策が不可欠である. 対策の1つとして, 腫瘍位置を正確に把握するための計測システムと, 治療システムを融合した画像誘導放射線治療が行われている²⁾. 計

測法としては, X線透視装置によってリアルタイムに腫瘍の位置を計測する手法が最も直接的な方法といえる. しかし, 計測システムで取得される透視画像では, 一般に解像度やコントラストが不足しているだけでなく, コンピュータ断層撮影 (computed tomography; CT) などの断層像に比べ, 腫瘍とその周辺領域との境界が不明瞭である. このため, 透視画像上で腫瘍位置の把握を容易にする目的で, 腫瘍近傍に金マーカを刺入する方法が既に実用化されている. 金マーカは上述のような透視画像でも十分なコントラストが得られるため, 簡単な画像処理によりその位置を計測することが可能である. しかし, 肺腫瘍などの場合, マーカ刺入に伴うリスクが問題であり, 患者の約30%に肺気腫, 気胸が発生している³⁾. このことから, マーカを刺入せず, 透視画像から直接腫瘍位置変動を計測する手法が幾つか提案されている^{4),5)}. Meyerらは⁴⁾, 透視画像を用いたテンプレートマッチングによる位置計測法を開発した. しかし, この手法で

は臨床からの要求位置計測精度 1[mm]以下を達成できず、計測精度が不十分である。これは、対象物の輝度は対象物だけでなく背景にも依存するという透視画像特有の性質が、それを前提としていないマッチング処理において悪影響を与えるためである。

そこで本研究では、透視画像の特性を考慮したマッチング処理法を提案し、従来不十分だった計測精度を改善することを目的とする。提案手法の基本的な考え方は、背景の影響を排除するため、観測透視画像から腫瘍画像を分離抽出し、背景を含まない抽出した腫瘍画像に対してマッチング処理を行うことで精度を向上させるものである。提案法を実際に臨床画像に適用し、従来法と比較した結果その有効性を確認したので報告する。

2. 従来法

2.1 テンプレートマッチング

本研究では、X線透視画像から得られた動画画像を対象とする。ここでの動画画像とは、適当な時間間隔で撮られた2次元画像（以下、フレーム）の時系列である。動画画像から対象の動きを検出するための一般的な処理として、Meyerら⁴⁾が用いたテンプレートマッチングについて説明する。

画像上の対象物の移動量計測法としてオプティカルフロー抽出法がある。これは、動画画像フレーム間における各画素の移動量ベクトルを抽出するものであり⁶⁾、対象物を構成する画素の移動量ベクトルを用いて、その動きを抽出する。オプティカルフロー抽出法の1つにテンプレートマッチング(TM)がある。ここで、TMをはじめ従来のオプティカルフロー抽出法は、対象物の輝度値は移動しても変化しないことを前提としていることに注意しよう。TMとは、あらかじめ指定したテンプレート（ここでは画像）と近い次フレームにおける大きさ $m \times n$ のブロック（全体画像の一部）を探索することで、オプティカルフローを抽出する。近さの評価関数はいくつかあるが、平均二乗誤差(mean square error; MSE)を例にとると、具体的には以下のように計算する。注目フレームの時刻を t 、フレーム t における位置 (x,y) における画素の輝度値を $I(x,y,t)$ とする。テンプレート $I^{TM}(x,y)$ に対し、

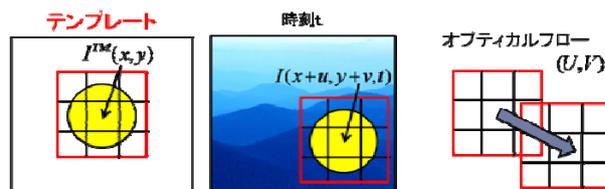


Fig. 1 TM とオプティカルフローの概念図。時刻 t の画像上で、あらかじめ指定したテンプレートと近いブロックを探索し、各点の移動ベクトル (u, v) の集合としてオプティカルフローを抽出する。

そこからベクトル (u,v) だけ移動したフレーム t における画素値 $I(x+u,y+v,t)$ との平均二乗誤差 MSE は次式で定義される。

$$MSE(u,v) = \frac{1}{m \times n} \sum_x \sum_y \{I^{TM}(x,y) - I(x+u,y+v,t)\}^2 \quad (1)$$

ここで、 $\{x,y\}$ は注目ブロック内に存在する画素全ての集合である。この MSE を最小にするフロー (U,V) を、各ブロックに対して求める。したがって、式(2)のようになる。TM とオプティカルフローの概念図を Fig. 1 に示す。

$$(U,V) = \arg \min_{u,v} MSE(u,v) \quad (2)$$

2.2 従来法の問題点

TMをはじめ一般的な位置計測手法は、物体が移動した先でも輝度値が変化しない反射画像に対しては高精度な位置計測が期待できる。しかし、本研究が対象とするX線透視画像は反射画像とは全く異なる性質を持つ。X線透視画像は、X線を患者に照射し、生体各組織とX線との相互作用によるX線強度の減弱の状態を透過X線の強度分布として得る⁷⁾。その際、X線の進行方向にある種々の器官は全て重なり合って投影する。例えば、肺腫瘍の場合、肋骨、肺野、血管陰影などが周囲に存在し、呼吸性移動によって重なる器官が変化するので、透視画像上では、たとえ同じ腫瘍であってもフレーム毎に腫瘍の輝度値が変化することになる。また、実際の透視画像の例として、本研究で用いた臨床画像を Fig. 2 に示す。Fig. 2 より、透視画像は解像度やコントラストが不足しているだけでなく、CTなどの断層像に比べ、腫瘍とその周辺組織との境界が不明瞭であることが分かる。反射画像と透視画像の違いを比較した概念図を Fig. 3 に示す。このように同じ対象物に対しては

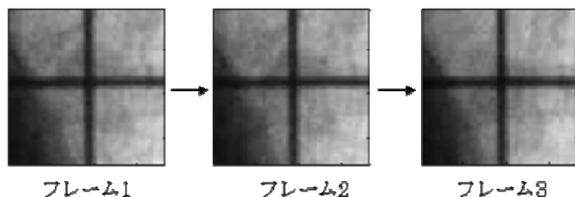


Fig. 2 本研究で用いた X 線透視画像の例（腫瘍はほぼ中央に位置する）. 解像度やコントラストが不足しているのがわかる. また, 腫瘍とその周辺組織の境界も不明瞭なので腫瘍位置の把握が困難である.

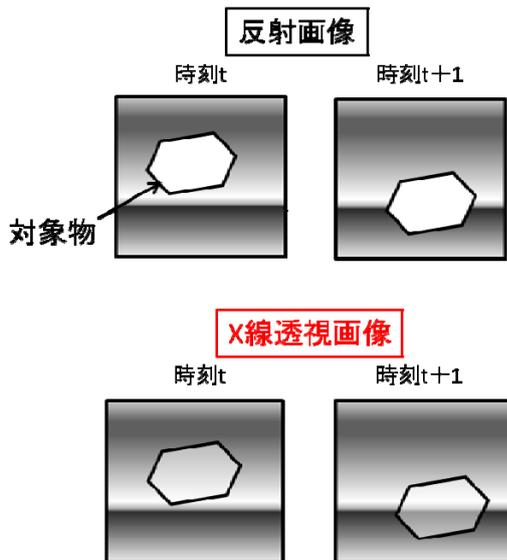


Fig. 3 反射画像と透視画像の比較概念図. 反射画像は対象物の輝度値は移動した先でも変化しない. 一方, X 線透視画像は背景画像によって対象物の輝度値が変化する.

フレーム毎に輝度値が変化すると, (1)式の MSE 計算の誤差につながり, 高精度な移動ベクトルを計測することができないと考えられる.

3. 提案手法

3.1 腫瘍画像抽出の概念

前章の考察結果から, 観測透視画像から腫瘍画像のみを抽出できれば, 抽出された腫瘍の輝度値分布に関しては, 反射画像と同等の性質を持つため, 観測透視画像ではなく腫瘍画像のみで位置計測を行えば, 周辺臓器の輝度に影響されず, 位置計測精度の向上が期待できる. これが本研究で提案する手法の基本的な考え方である. ここで解決すべき問題は, その腫瘍画像をどのように抽出するかである.

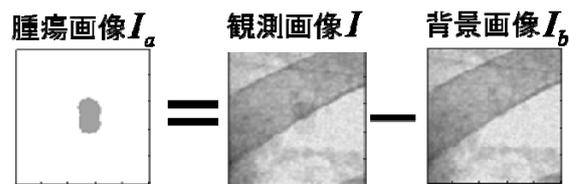


Fig. 4 腫瘍画像抽出の定式化の概念図. 腫瘍画像 I_a は観測画像 I から腫瘍以外の臓器 (背景) I_b を差し引けば求まるが, I_b も未知なのでこのままでは求まらない.

3.2 腫瘍画像抽出の定式化

いま, 観測画像を I , そこから抽出されるべき腫瘍画像を I_a , 腫瘍以外の臓器 (背景) の画像を I_b とし, 腫瘍画像の抽出式を式(3)のように定義する. また, この定義の概念図を Fig. 4 に示す. 問題は, 観測画像 I から, 未知の腫瘍画像を求めることであるが, 式(3)における I_b も未知のため, このままでは式(3)は不定で, 腫瘍画像は一意に決まらない.

$$I_a = I - I_b \quad (3)$$

実際に透視画像を静止画像として見ても腫瘍の視認ができない場合が多い. 一方, 熟練した放射線治療専門医や診療放射線技師であれば, 透視画像を何フレームも連続して動画として見ることで腫瘍の位置・形状を視認することができる. この仕組みの数学的表現を試みたのが, 提案手法である.

次に, 腫瘍の移動に関する定式化を行う. 提案手法では, 透明なシート状の腫瘍画像が, 背景画像上を移動するモデルを仮定する. つまり, 腫瘍部分の相対位置は変動するが, 輝度分布は変化しないものとする. この場合, 腫瘍画像 I_a に対してベクトル $(u(t), v(t))$ だけ移動した $I_a(t)$ は平行移動を表わす係数行列 $A(u(t), v(t))$ を用いて式(4)のように表わせる.

$$I_a(t) = A(u(t), v(t))I_a \quad (4)$$

例えば, Fig. 5 の画像の場合, I_a の移動量 $(u(t), v(t)) = (0, 1)$ から, $I_a(t)$ は式(5)で表わされる. ただし, 時刻 t で赤枠の外へ移動した画素の係数は 0 とした. すなわち赤枠を大きくとって, 腫瘍存在領域を確保すれば, $I_a(t)$ は I_a とその平行移動量から一意に決定できることを意味する. これは式(3)を各時刻について書き

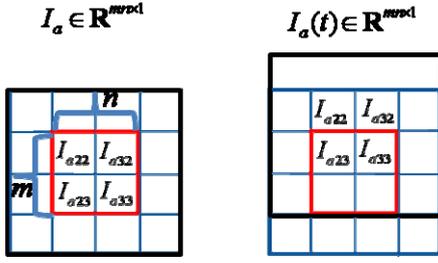


Fig. 5 腫瘍画像移動の例. 赤枠は腫瘍存在領域は注目する腫瘍画像領域を示す.

$$I_a(t) = \begin{bmatrix} 0100 \\ 0000 \\ 0001 \\ 0000 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_{a22} \\ I_{a23} \\ I_{a32} \\ I_{a33} \end{bmatrix} \quad (5)$$

下した各々の不定方程式が、同じ変数 I_a で連立できることを意味する. したがって、各時刻 t における観測情報を時間的に統合することで、 I_a を抽出できることが期待できる.

また、背景画像に関してはほとんど動かないものと仮定すると、式(6)が成り立つ.

$$I_b(t) = I_b(t-1) \quad (6)$$

本研究は基礎的な検討なのでこの仮定を採用するが、背景画像が動いた場合でも変形が無視できるなら腫瘍画像と同様に平行移動行列を求めることで移動を表現できる.

3.3 提案腫瘍画像抽出法

すでに述べたように、 I_a の抽出は基本的には不定方程式を解くことに相当するので、直接解くのではなく、抽出画像の推定値 \hat{I}_a を徐々に真値 I_a に近づける方法を考える. このとき式(3)と式(6)より、時刻 t における抽出腫瘍画像の推定値 $\hat{I}_a(t)$ は式(7)で与えられる. ここで、 $\hat{I}_a(t), \hat{I}_b(t)$ はそれぞれ時刻 t における $I_a(t), I_b(t)$ の推定値、 $e(t)$ は推定誤差である.

$$\hat{I}_a(t) = I(t) - \hat{I}_b(t) - e(t) \quad (7)$$

ここでの目標は、抽出腫瘍画像の推定誤差 $e(t)$ を最小化して、真値に近い推定抽出画像 $\hat{I}_a(t)$ を求めることである.

3.3.1 推定腫瘍画像の更新

ここでは、最適化法を用いて式(7)の誤差 $e(t)$

の大きさを最小化する方法を提案する. 簡単のため、誤差の二乗を評価関数とする最急降下法を用いると、推定画像 \hat{I}_a, \hat{I}_b の更新は次式で表される.

$$\hat{I}_i(t, l+1) = \hat{I}_i(t, l) + \Delta I_i(t, l) \quad (9)$$

$$\Delta I_i(t, l) = -\eta \frac{\partial e(t, l) e^T(t, l)}{\partial I_i(t, l)}, i = \{a, b\} \quad (10)$$

ここで、 $\Delta I_a, \Delta I_b$ は \hat{I}_a, \hat{I}_b の改変量、 $l=1, 2, \dots, L$ は最急降下法による更新回数、 $\eta > 0$ は更新係数を表し、誤差 $e(t, l)$ は(7)式より次式で与えられる.

$$e(t, l) = I(t) - (\hat{I}_a(t, l) + \hat{I}_b(t, l)) \quad (11)$$

また、時間的観測情報を統合するため、フレーム t において最急降下法により更新された推定画像は次フレーム $(t+1)$ の推定画像の初期値とする. すなわち、

$$\hat{I}_i(t+1, 0) = f(\hat{I}_i(t, L)), i = \{a, b\} \quad (12)$$

ここで、腫瘍画像の推定値 \hat{I}_a に対しては、(4)式の条件より、

$$\hat{I}_a(t+1, 0) = A(\Delta \hat{u}(t), \Delta \hat{v}(t)) \hat{I}_a(t, L) \quad (13)$$

ただし、 $\Delta \hat{u}(t), \Delta \hat{v}(t)$ はフレーム t と $t+1$ 間の腫瘍位置変動の推定値である. また、背景画像の推定値 \hat{I}_b に対しては(6)式の条件より、

$$\hat{I}_b(t+1, 0) = \hat{I}_b(t, L) \quad (14)$$

とする.

3.3.2 移動量ベクトル推定法

ここでは、TM法を用いて(13)式の移動ベクトル $(\Delta \hat{u}, \Delta \hat{v})$ を推定する手法を提案する. いまある基準位置に腫瘍が存在するテンプレート \hat{I}_a^{TM} を考える. 理想的なテンプレートは抽出したい腫瘍画像そのものであるが、当然それは未知なので、腫瘍画像推定と同様にある初期値からはじめて徐々に真値に近づくよう更新しても良い. (4)式の移動量ベクトル (u, v) は基準位置からの移動量であるから、(13)式の移動量ベクトルは次式で与えられる.

$$\Delta u(t) = u(t+1) - u(t), \Delta v(t) = v(t+1) - v(t) \quad (15)$$

$(u(t+1), v(t+1))$ は、基準のテンプレート \hat{I}_a^{TM} と腫瘍画像の推定値 $\hat{I}_a(t+1)$ によるTMで推定することができる。

ここで、 $\hat{I}_a(t+1)$ の計算手順を整理してみる。フレーム $t+1$ において腫瘍画像の推定値 $\hat{I}_a(t+1)$ を最急降下法で更新するためには、(11)式の誤差を計算する必要がある。 $\hat{I}_a(t+1,0)$ は(13)式で計算するため、結局フレーム t と $t+1$ 間の移動ベクトルは最急降下法の前に推定する必要がある。そこで、 $\hat{I}_a(t+1,0)$ の代用として(3)式の関係に基づき、

$$\hat{I}_a^{TM}(t+1,0) = I(t+1) - \hat{I}_b(t+1,0) \quad (16)$$

を計算し、 $\hat{I}_a^{TM}(t+1,0)$ と \hat{I}_a^{TM} でTMを行い、 $(\Delta\hat{u}, \Delta\hat{v})$ を推定する。

3.4 腫瘍領域限定法

式(11)に示すように、提案手法が最小化するものは、観測画像 I と分離した腫瘍と背景の和($\hat{I}_a + \hat{I}_b$)の誤差である。すなわち、抽出した腫瘍画像自体の誤差は直接的な評価対象ではないため、Fig. 6(b)のように、本来腫瘍が存在しない領域へ誤差が拡散するという現象が起こりうる。したがって理想的には腫瘍画像自体の誤差 e_a を小さくすることが望ましい。誤差 e_a は次式で与えられる。

$$e_a(t) = I_a(t) - \hat{I}_a(t) \quad (17)$$

ここで、 $I_a(t)$ は求めたい抽出腫瘍画像なので、明らかに未知である。そこで、大まかな腫瘍形状に関する条件を考慮する腫瘍領域限定法を試みた。具体的には、更新後の腫瘍画像に対し、腫瘍領域外（明らかに腫瘍が存在しない領域）の輝度値を0にする操作を加える。本研究では、腫瘍領域は位置計測用のテンプレート領域とした。テンプレート領域は腫瘍領域の真値と一致しない場合でも、Fig. 6(c)に示すように誤差拡散が抑えられているのがわかる。

4. 結果

4.1 模擬透視画像への適用例

はじめに、提案手法を正解が既知の模擬透視画像へ適用し、手法の妥当性を検証した結果を示す。模擬透視画像は、臨床で撮像した

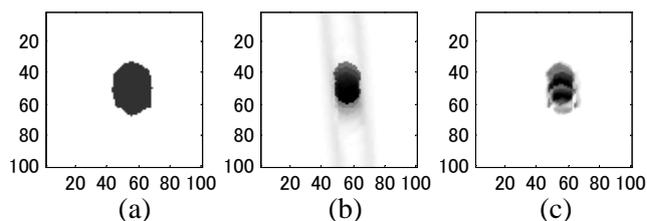


Fig. 6 腫瘍領域限定法の説明図。

- (a) : テンプレートに用いた画像。
- (b) : 提案手法の推定腫瘍画像の結果の一例。本来腫瘍が存在しない領域への誤差拡散が見られる。
- (c) : (a)を用いて腫瘍領域限定を適用した結果の一例。(b)と比較して腫瘍領域外への誤差が抑制されている。

腫瘍を含まない実際の肺の透視画像を背景とし、模擬腫瘍画像を重ねることで作成した。この模擬腫瘍は、肺腫瘍に刺入した金マーカの時系列データを用いてフレーム毎に位置変動させ、合計200フレームの動画を作成した。また、TMの評価指標としてMeyerら⁴⁾が用いた指標のうち、最も位置計測精度が高かった平均二乗誤差(式(1),(2))を用いて評価した。位置計測誤差 e_p を、 N をフレーム数、 $(u^*(t), v^*(t))$ を腫瘍位置変動量の正解($\hat{u}(t), \hat{v}(t)$)を位置計測量として次式で計算する。

$$e_p = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \sqrt{(u^*(t) - \hat{u}(t))^2 + (v^*(t) - \hat{v}(t))^2} \quad (19)$$

4.1.1 腫瘍画像抽出結果

Fig. 7(a)に使用した模擬透視画像（観測画像）のうち適当に選択したフレームの画像、Fig. 7(b)に対応するフレームの腫瘍画像の抽出結果、Fig. 7(c)に同様に対応するフレームの腫瘍領域限定法を適用した場合の腫瘍画像抽出結果をそれぞれ示す。ただし、腫瘍画像の抽出結果は腫瘍を見やすくするため、実際の濃度よりもコントラストを上げて表示している。Fig. 7(a)の左上の基準画像を用いて、大体の腫瘍輪郭を設定することでFig. 7(b), (c)の初期腫瘍画像を作成した。Fig. 7(b)の結果から、フレーム毎に初期形状からFig. 7(d)に示す正解腫瘍画像へ近づく様子が視認できるが、同時にフレーム毎に腫瘍領域外への誤差拡散も視認できる。一方、腫瘍領域限定法を適用したFig. 7(c)では、腫瘍領域外への誤差が拡散することなく、正解腫瘍画像へ近づく様子が視認できる。

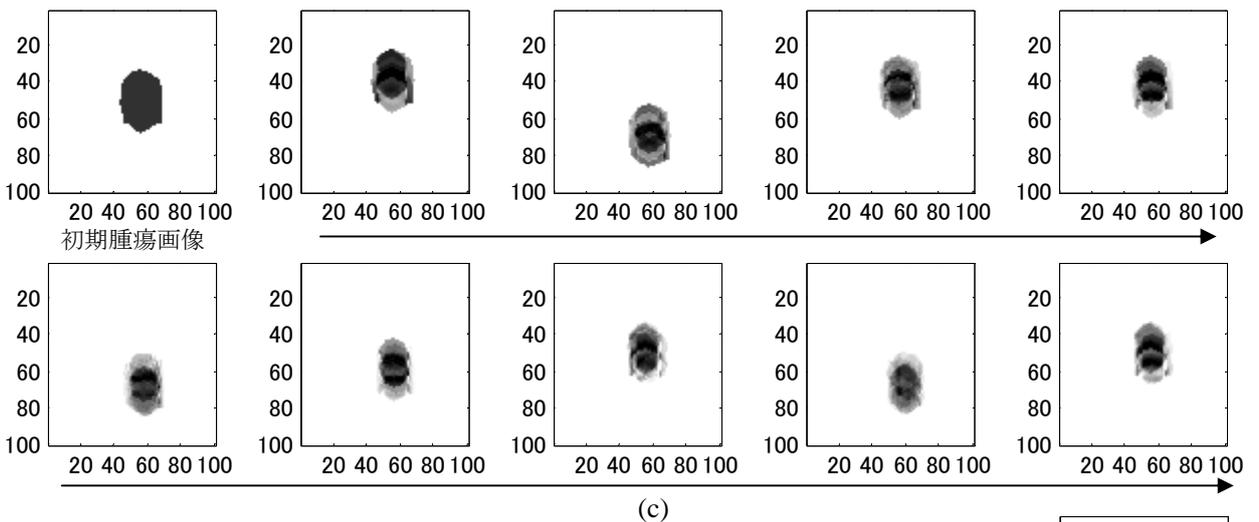
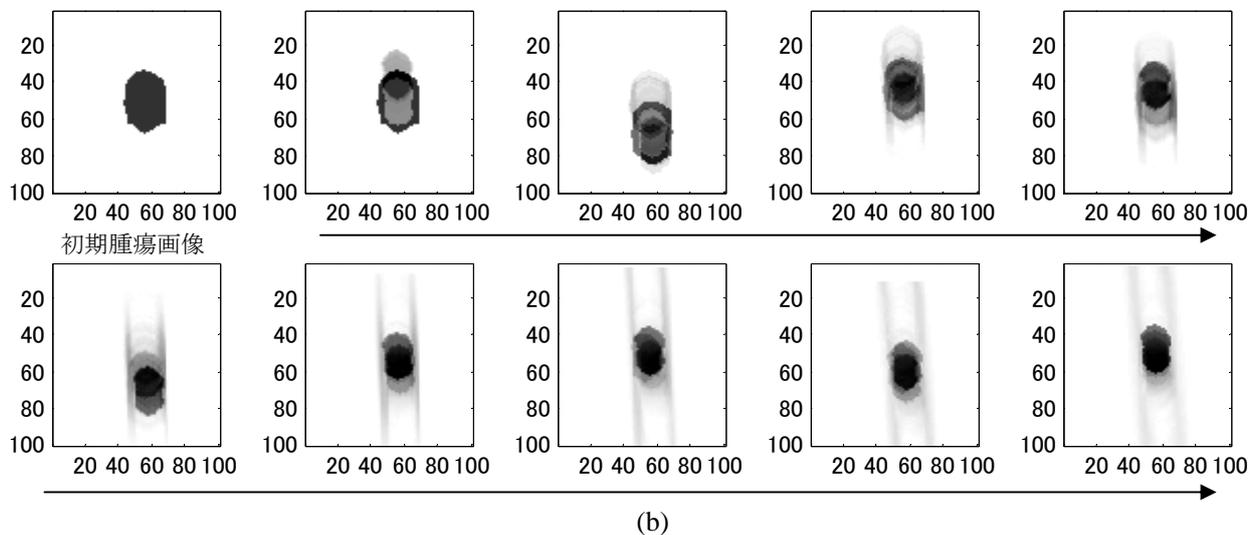
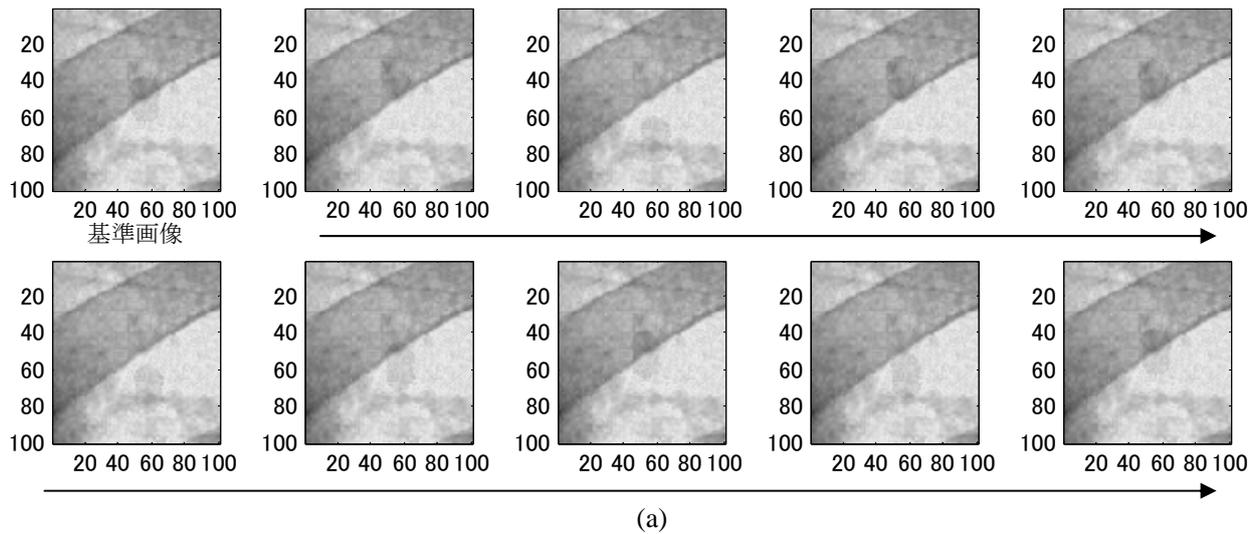
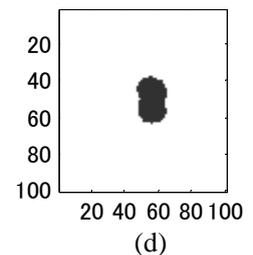
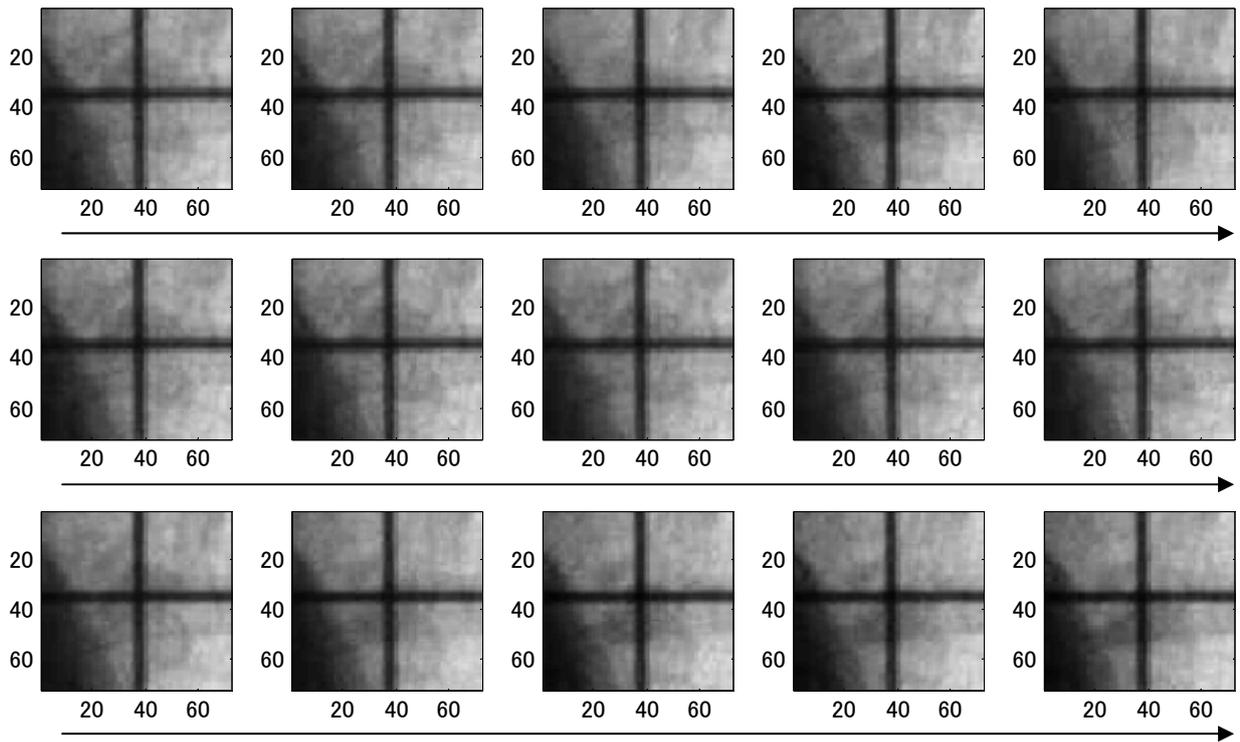


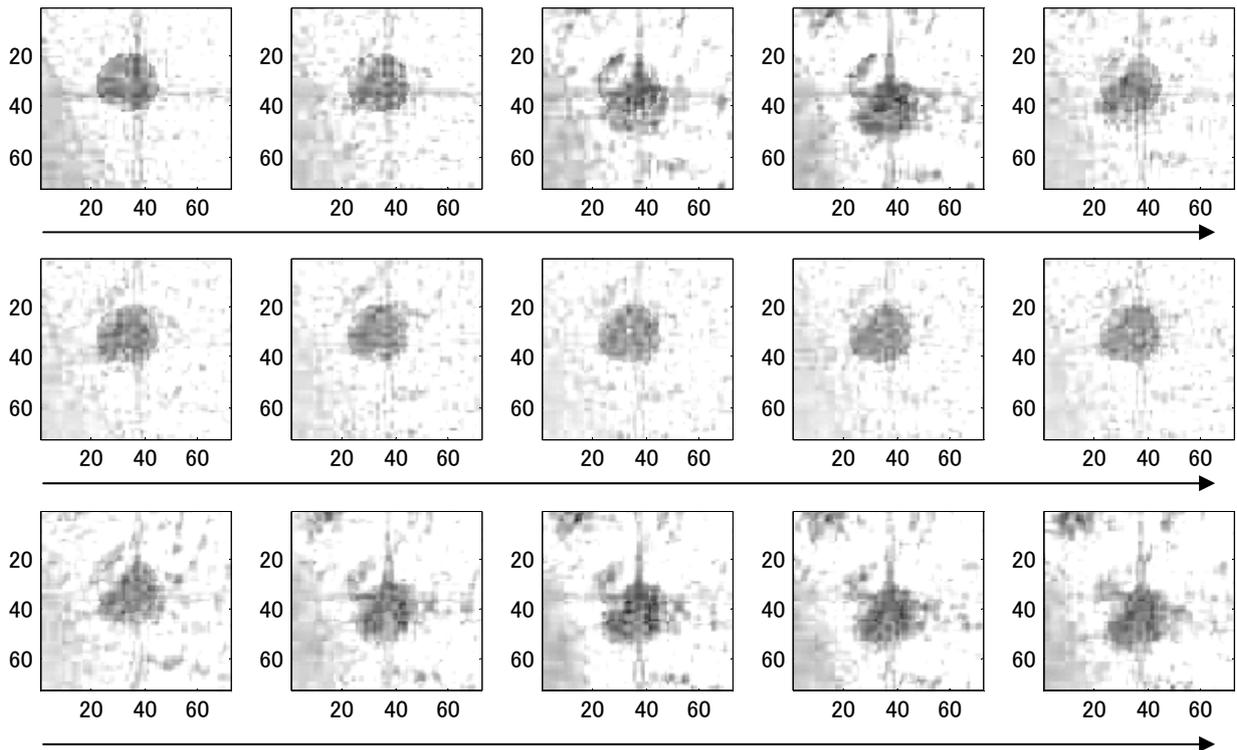
Fig. 7 模擬透視画像の腫瘍画像抽出結果.

- (a) : 模擬透視画像 (観測画像). 左上に, 初期腫瘍画像作成に用いた基準画像を示す.
- (b) : 腫瘍画像抽出結果. 左上に初期腫瘍画像を示す. 初期腫瘍画像が(d)の正解腫瘍画像に近づく様子が視認できるが, 同時にフレーム毎に腫瘍領域外への誤差拡散も認められる.
- (c) : 腫瘍領域限定法を適用した場合の腫瘍画像抽出結果. 左上の初期腫瘍画像は(b)と同じである. 初期腫瘍画像が(d)の正解腫瘍画像に近づく様子が視認できる, (b)と比較して腫瘍領域外への誤差拡散が抑制されているのがわかる.
- (d) : 正解腫瘍画像.





(a)



(b)

Fig. 8 臨床画像（症例#1）の腫瘍画像抽出結果.

(a) : 症例#1 の観測画像.

(b) : 症例#1 の腫瘍画像の抽出結果. 観測画像では視認が難しかった腫瘍をより鮮明に抽出できていることが確認された.

4.1.2 位置計測結果

従来のように、観測画像に対して位置推定を行ったところ、式(19)で示した位置計測誤差は4.02[mm]だった。一方、最終的に分離した画像を用いて位置計測を行ったところ、正確に（誤差0[mm]で）位置計測できたことを確認した。

4.2 臨床画像への適用例

3症例の臨床画像（毎秒2フレーム）をそれぞれ18フレームに対し、提案手法を適用した結果を示す。評価法は模擬透視画像と同様である。なお、今回の臨床データはフレーム数が18枚と少なく提案法にとって厳しい条件であるが、実際には100～200フレームの確保は問題ない。

4.2.1 腫瘍画像抽出結果

Fig. 8(a)に使用した症例#1の観測画像のうち適当に選択したフレームの画像、Fig. 8(b)に対応するフレームの腫瘍画像の抽出結果を示す。臨床画像では肋骨や血管の移動、心臓の拍動による輝度値の変化などにより、抽出腫瘍画像にはノイズが生じ、画像自体も不鮮明ではあるが、観測画像では視認が難しかった腫瘍をより鮮明に抽出できていることが確認された。

4.2.2 位置計測結果

抽出した腫瘍画像に対して位置推定を行った結果を示す。症例#1と症例#2は、画像上の腫瘍内で比較的コントラストが高い点の視認変動量を腫瘍位置変動量の正解とした。症例#3は、金マーカが刺入されており、そのマーカの位置変動量を正解とした。Table 1に3症例の位置計測誤差を示す。全症例で従来法よりも提案手法の位置計測誤差が小さく、従来法の位置計測精度を上回る結果となった。また、症例間の差はあるが、3症例の平均位置計測誤差が従来法では1[mm]を大きく超えているのに対し、提案法では1[mm]を切る結果となり、臨床要求である位置計測誤差1[mm]以下を達成できた。

Table 1 臨床画像3症例の位置計測誤差。提案手法が従来法の位置計測精度を上回り、3症例の平均位置計測誤差が臨床からの要求位置計測誤差1[mm]以下を達成した。

	症例#1	症例#2	症例#3	平均値	標準偏差
従来法	1.222	2.339	1.602	1.721	0.463
提案手法	1.004	0.479	0.566	0.683	0.230

5. おわりに

本研究では、マーカレス画像誘導放射線治療のための高精度な肺腫瘍位置計測法を開発した。すなわち、観測透視画像から対象となる腫瘍画像を分離抽出し、抽出腫瘍画像を用いて位置変動を計測することで、従来法よりも高精度な位置計測を行う手法である。さらに、提案した基本的な手法では設定した腫瘍領域外への临床上あり得ない誤差拡散問題があることを指摘し、腫瘍形状に関する条件を考慮する領域限定法を改善策として提案した。模擬透視画像へ適用した結果、誤差拡散を抑制でき、より腫瘍領域に限定した濃度分布の更新を実現した。また、臨床画像3症例にも提案手法を適用し、3症例の平均位置推定誤差が臨床からの要求位置計測誤差1[mm]以下を達成し、临床上有用である結果が得られた。

今後はさらに臨床画像に対応した領域限定法を開発するなど、本手法の改良を進めることで、安全で患者負担の少ないマーカ刺入なしの高精度な画像誘導放射線治療を実現し、治療成績の劇的な向上と、患者のQOL改善に寄与することが期待される。

参考文献

- 1) 独立行政法人国立がん研究センターがん対策情報センター, がんの統計'09, <http://ganjoho.ncc.go.jp/data/public/statistics/backnumber/1isao00000068m-att/fig17.pdf> (引用日: 2011/1/3)
- 2) 井上俊彦, 井上武宏, 手島照樹, 放射線治療学, 南山堂, 2-4(2007)
- 3) 大西洋, 平岡真寛: 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, 2-3,159, 中外医学社(2006)
- 4) Juergen Meyer, Anne Richter, Kurt Baier, Juergen Wilbert, Matthias Guckenberger, and

Michael Flentje, Tracking moving objects with megavoltage portal imaging: A feasibility study, *Medical Physics*, 33(5), 1275-1280(2006)

- 5) Ross I Berbeco, Hassan Mostafavi, Gregory C Sharp and Steve Jiang, Towards fluoroscopic respiratory gating for lung tumours without radiopaque markers, *Physics in Medicine and Biology*, 50, 4481-4490(2005)
- 6) 岩崎敏紀, 横山貴紀, 古賀久志, 渡辺俊典: オプティカルフローを用いた複雑背景下における人物領域の抽出, 電子情報通信学会技術研究報告.PRMU.パターン認識・メディア理解, 104(669), 73/77(2005)
- 7) 岡部哲夫, 藤田広志, 医用放射線科学講座 第14巻 医用画像工学 第2版, 医歯薬出版株式会社, 4-5(2004)