

原 著

320 列 CT 装置を用いた肺定位放射線治療における
標的の軌跡解析

今江禄一¹⁾・芳賀昭弘¹⁾・中川恵一¹⁾・井野賢司¹⁾・田中堅一郎¹⁾・岡野由香里¹⁾
佐々木克剛¹⁾・三枝茂輝¹⁾・白木 尚¹⁾・折館 隆¹⁾・矢野敬一¹⁾・篠原広行²⁾

1) 東京大学医学部附属病院放射線部・科
2) 首都大学東京大学院人間健康科学研究科

論文受付
2010年9月8日

論文受理
2010年12月14日

Code No. 534

緒 言

放射線照射技術の発展は目覚ましく、定位放射線治療(stereotactic radiotherapy: SRT)や強度変調放射線治療(intensity modulated radiotherapy: IMRT)などの高精度な放射線治療技術が開発され、臨床応用されている。SRTは当初、固定が比較的容易な頭部を対象として実施され、1990年代には肺癌、肝臓癌などの体幹部腫瘍にも応用され始めた¹⁾。体幹部定位放射線治療(stereotactic body radiotherapy: SBRT)は頭部と異なり、呼吸による標的の移動が治療計画時の照射範囲

の拡大や治療時の位置精度の低下につながる。SBRTのさらなる精度向上には、呼吸による標的の移動を考慮した治療計画技術や照射技術の開発が重要である。

治療計画の基本は正常組織への投与線量を最小限に留め、標的には目標線量を与えることである。体幹部の放射線治療において標的が呼吸性移動を有する場合、個人および標的の存在部位によって標的の軌跡や移動領域は異なると考えられる。標的に対して画一的にマージン(internal margin)をつけることは、正常組織への照射の増加および標的への過小照射の

Motion Analysis of Target in Stereotactic Radiotherapy of Lung Tumors Using 320-row Multidetector CT

Toshikazu Imae,¹⁾ Akihiro Haga,¹⁾ Keiichi Nakagawa,¹⁾ Kenji Ino,¹⁾ Kenichirou Tanaka,¹⁾ Yukari Okano,¹⁾ Katsutake Sasaki,¹⁾ Shigeki Saegusa,¹⁾ Takashi Shiraki,¹⁾ Takashi Oritate,¹⁾ Keiichi Yano,¹⁾ and Hiroyuki Shinohara²⁾

1) Department of Radiology, University of Tokyo Hospital

2) Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Received September 8, 2010; Revision accepted December 14, 2010; Code No. 534

Summary

Multi-detector computed tomography (MDCT) has rapidly evolved and is increasingly used for treatment simulation of thoracic and abdominal radiotherapy. A 320-detector row CT scanner has recently become available that allows axial volumetric scanning of a 16-cm-long range in a patient without table movement. Current radiotherapy techniques require a generous margin around the presumed gross tumor volume (GTV) to account for uncertainties such as tumor motion and set up error. Motion analysis is useful to evaluate the internal margin of a moving target due to respiration and to improve therapeutic precision. The purpose of this study is to propose a method using phase-only correlation to automatically detect the target and to assess the motion of the target in numerical phantoms and patients. Free-breathing scans using 320-detector row CT were acquired for 4 patients with lung tumor(s). The proposed method was feasible for motion analysis of all numerical phantoms and patients. The results reproduced the facts that the motion of tumors in the patients varied in orbits during the respiratory cycle and exhibited hysteresis. The maximum distance between peak exhalation and inhalation increased as the tumors approached the diaphragm. The proposed method detected the three-dimensional position of the targets automatically and analyzed the trajectories. The tumor motion due to respiration differed by region and was greatest for the lower lobe.

Key words: motion analysis, stereotactic radiotherapy, lung tumor, 320-detector row, computed tomography

別刷資料請求先：〒113-8655 東京都文京区本郷7-3-1
東京大学医学部附属病院放射線部 今江禄一 宛

可能性があることから、標的ごとに呼吸性移動や体積変化を考慮した治療計画が望まれる。

放射線治療の計画には通常、X線CT装置が用いられる。近年のX線CT装置の多列化、高速化、高分解能化は著しく、診断領域のみならず放射線治療分野においても最新鋭のX線CT装置の活用が可能となった。多列化したX線CT装置の使用による標的の軌跡解析はマージンの縮小や照射の精度向上、周辺臓器への有害事象の低減につながると期待されている²⁾。その一方で、多列化されたX線CT装置で定位置を連続撮影することによる撮影部位の被曝増加や撮影条件、画像再構成法の最適化、また、収集されるデータ量が膨大になることによる処理量の増大や高速ネットワークおよび保存サーバの負荷などの課題も存在する。320列X線CT装置によって得られる膨大なデータに対して、標的を手動で抽出することは現実的ではなく、自動で標的の位置が検出されることが期待される。標的の検出法(マッチング法)には種々の方法が提案されており、それぞれの方法でアルゴリズムや検出能が異なる。三次元画像にさらに時間軸が加わった四次元画像に対する標的の軌跡解析を行う場合、各位相で三次元情報から標的の位置検出を実行可能な手法が、アルゴリズム内に適用されることが望まれる。

本研究では、320列X線CT装置によって得られる四次元画像を用いて、肺定位放射線治療における標的の軌跡解析を念頭においた手法を提案し、数値ファントムにより標的の位置検出が行われているか評価した。提案した軌跡解析法の根幹をなすマッチング法には検出能が高く、三次元で位置検出が可能なフーリエ位相相関法を採用した。また、320列X線CT装置を用いて肺腫瘍を有する症例の標的の軌跡解析を行い、標的の位置の違いによる軌跡の違いについて検討を行うことを目的とした。

1. 方法

1-1 フーリエ位相相関法

標的の検出法(マッチング法)には最短距離法(残差2乗和に基づく手法)、相互相関法など、種々の方法が提案されているが、本研究では検出能が高く、三次元の情報を用いて位置検出が可能なフーリエ位相相関法(位相限定相関法: phase-only correlation)をもとに標的検出プログラムを構築した。フーリエ位相相関法はフーリエ変換によって得られる位相成分のフーリエ逆変換を位相画像と定義し、画像の位相成分に着目して類似度を評価する手法^{3~6)}である。以下に二つの二次元関数 $f(x, y)$, $g(x, y)$ の類似度分布 $h(x, y)$ を求める手順を示す。

変数 x, y の二次元関数 $f(x, y)$ の二次元フーリエ

変換は、

$$F(\xi, \eta) = \mathcal{F}[f(x, y)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i(\xi x + \eta y)} dx dy \quad \dots\dots (1)$$

と示される。ここで、 $f(x, y)$ は画像を表す関数で、 $F(\xi, \eta)$ は画像の二次元フーリエ変換である。 ξ と η は角周波数である。二次元フーリエ逆変換は、

$$f(x, y) = \mathcal{F}^{-1}[F(\xi, \eta)] = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\xi, \eta) e^{i(\xi x + \eta y)} d\xi d\eta \quad \dots\dots (2)$$

と示される。一方、 $f(x, y)$ の二次元フーリエ変換 $F(\xi, \eta)$ は、振幅成分 $|F(\xi, \eta)|$ と位相成分 $\varphi_F(\xi, \eta)$ を用いて、

$$F(\xi, \eta) = |F(\xi, \eta)| \exp[i\varphi_F(\xi, \eta)] \quad \dots\dots (3)$$

と示される。位相成分のみフーリエ逆変換を行うと、位相成分のフーリエ逆変換は、

$$f_\varphi(x, y) = \mathcal{F}^{-1}\{\exp[i\varphi_F(\xi, \eta)]\} \quad \dots\dots (4)$$

となる。この式で得られた画像 $f_\varphi(x, y)$ を位相画像とする。位相画像は主として形状に関する情報を有する。 $g(x, y)$ に対しても位相画像を求め、 $f(x, y)$ と $g(x, y)$ の位相画像 $f_\varphi(x, y)$, $g_\varphi(x, y)$ より類似度分布 $h(x, y)$ を求めると、

$$h(x, y) = \iint f_\varphi(x', y') g_\varphi(x' - x, y' - y) dx' dy' \quad \dots\dots (5)$$

となる。類似度分布 $h(x, y)$ において値が大きいほど $f(x, y)$ と $g(x, y)$ が類似していると評価できる。 $f_\varphi(x, y)$, $g_\varphi(x, y)$ の二次元フーリエ変換をそれぞれ $F_\varphi(\xi, \eta)$, $G_\varphi(\xi, \eta)$ とすると、式(5)は、

$$h(x, y) = \mathcal{F}^{-1}[F_\varphi(\xi, \eta) \cdot G_\varphi^*(\xi, \eta)] \quad \dots\dots (6)$$

と書き直すことができる。ここで、 $G_\varphi^*(\xi, \eta)$ は $G_\varphi(\xi, \eta)$ の複素共役を示す。式(6)を位置検出プログラムに組み込んだ。本研究では、はじめに二次元画像を対象としてプログラムを構築し、三次元に拡張した。プログラムの構築にはC言語(Microsoft Visual C++ 2008 Express, Microsoft社)、画像表示はImageViewerを用いた。

1-2 数値ファントムによる位置検出

1-2-1 二次元および三次元数値ファントム

楕円の標的を有する二次元数値ファントム(楕円の長軸を x 方向、短軸を y 方向とし、長径を 24 pixel、短径を 16 pixel、反時計回りに 60° 回転させた)を作成した。また、楕円の中心位置を $x=-15, y=10$ としたものを対象画像、 $x=0, y=0$ としたものを参照画像として標的の位置検出を行った。

二次元数値ファントムによる位置検出が実行可能

Table 1 Information on patients

No.	Age (year)	Sex	Size	Location	Tumor
1	56	M	18 mm * 14 mm	Right lower lobe, S6	Single lung metastasis
2	82	M	10 mm * 7 mm	Right upper lobe, S1	Primary NSCLC
3	67	M	19 mm * 17 mm	Right lower lob, S9	Primary NSCLC
4	86	M	18 mm * 11 mm	Left upper, S4	Primary NSCLC

NSCLC: non-small-cell lung carcinoma

であることを確認した後、楕円の標的を有する三次元数値ファントム(楕円は二つの長軸と一つの短軸をもち、長軸を x および z 方向、短軸を y 方向とし、二つの長径を 24 pixel、短径を 16 pixel、 x - y 平面で反時計回りに 60° 回転させた)を作成した。楕円の中心位置を $x=-15$, $y=10$, $z=15$ としたものを対象画像、 $x=0$, $y=0$, $z=0$ としたものを参照画像として標的の位置検出を行った。

1-2-2 四次元数値ファントム

三次元数値ファントムの標的に三角関数を用いて既知の運動を与えた(四次元化)。ここで、ある時間 t_n における楕円の中心位置 $c_n(x, y, z)$ は以下のように定義した。

$$\begin{aligned} x &= A \sin(2\pi t_n / T) \\ y &= 0 \\ z &= B \cos(2\pi t_n / T) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで、 A , B は振幅、 T は周期を示す。 N は周期 T の分割数であり、評価点の数である。 $A=10$, $B=20$, $N=20$, n を 0 から N まで変化させて時間 t_n の中心位置 $c_n(x, y, z)$ を求め、四次元数値ファントムを作成した。作成した四次元ファントムの標的の位置検出結果を評価した。三次元表示には ROOT⁷⁾を用いた。

1-3 320 列 X 線 CT 装置を用いた肺腫瘍を有する症例の軌跡解析

1-3-1 使用機器および撮影条件

320 列 X 線 CT 装置は東芝社製 Aquilion ONE を用いた。撮影条件は管電圧を 120 kV、管電流を 50 mA、撮影時間を 10 s、スライス厚を 0.5 mm、サイズ(FOV)を LL(500 mm)、X 線管の回転時間を 0.5 s / 回転として撮影した。再構成に使用したデータ領域を full とし、再構成の時間間隔を 0.5 s として再構成を行った。また、X 線 CT 装置が出力する CTDIvol[®] および DLP[®] を記録した。

1-3-2 対象

肺腫瘍を有する臨床例において標的の軌跡解析を行うため、Table 1 に示す肺腫瘍を有する 4 症例に対して 320 列 X 線 CT 装置を用いて撮影を行った。本研究は

東京大学医学部附属病院の倫理審査委員会の承認を得たうえ、被検者には説明と同意(インフォームド・コンセント)を行い、安全を考慮して撮影を行った。また、説明書および同意書内には、研究に参加することは被検者本人の自由意志によるもので、被検者本人の意志でこれを断ったり、途中で中止したりしてもなんら不利益を被ることはないこと、本研究で収集されたデータおよび提供された個人情報は外部に持ち出されることや公開されることはないように厳重に取り扱い保管すること、論文掲載や発表の際に個人の名前や個人が同定できるような情報は公表しないことを明記した。

1-3-3 軌跡解析プログラムの構築

解析手順は、1. DICOM(digital imaging and communication in medicine)ファイルから画像データの抽出、2. 平滑化および閾値処理、3. 標的の抽出(参照画像の作成)、4. フーリエ位相相関法による位置検出、とした。1. DICOM ファイルから画像データの抽出では、DICOM ファイルからヘッダーを外し、画像のみ(512×512×320)を抽出した。また、512×512×320 の画像データから時間 $t=0$ の標的の位置を中心に 128×128×128 に切り出した。2. 平滑化では、ノイズを減少させるため、平滑化フィルタを用いて平滑化を行った。フィルタの重みはすべて 1 とし、フィルタの大きさの違いにより平滑化の度合いを調整した。3. 標的の抽出(参照画像の作成)では、時間 $t=0$ の画像に対して標的が抽出可能な平滑化フィルタの大きさおよび閾値を設定し、手動で標的の抽出を行った。4. すべての位相の画像に対して、標的を抽出したときと同じ平滑化フィルタおよび閾値を用いて処理した画像に対してフーリエ位相相関法による標的の位置検出および軌跡解析を行った。

1-3-4 軌跡解析

構築した軌跡解析プログラムを用いて 4 症例の軌跡解析を行った。また、各症例の左右方向、腹背方向、頭尾方向の移動量の最大値および最大吸気-最大呼気間の標的の移動量を評価した。

1-3-5 軌跡解析プログラムの誤差評価

軌跡解析プログラムと異なる方法として、治療計画装置(Pinnacle v7.4i, Philips 社製)を用いて標的の

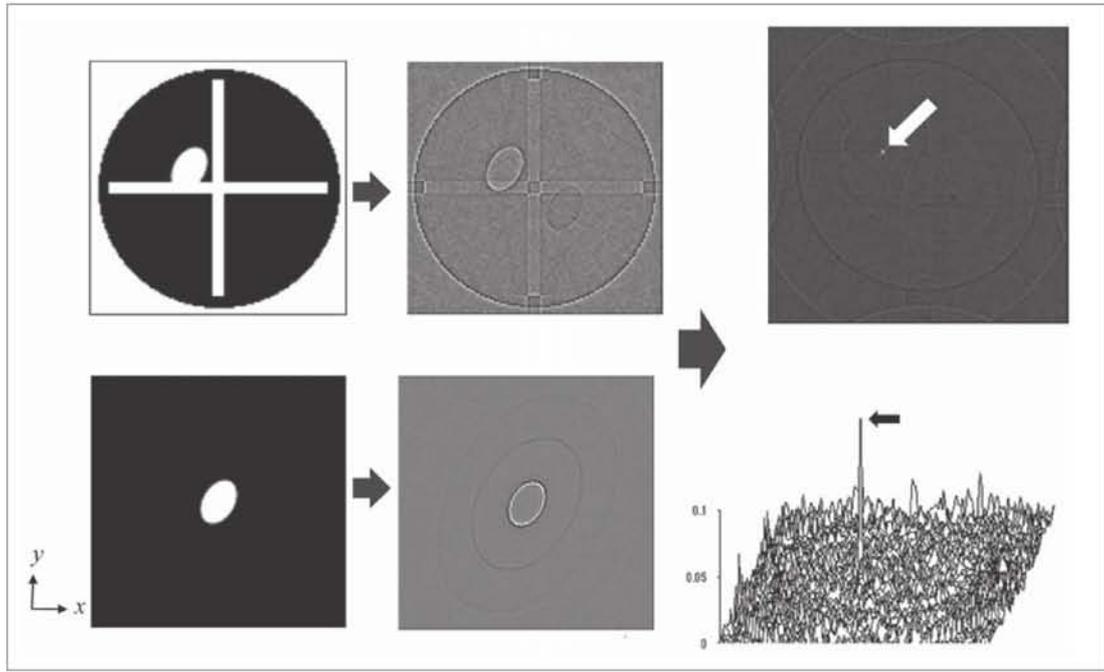
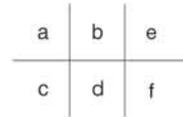


Fig. 1 Detection of two-dimensional numerical phantom.
 (a) Objective image, $f(x, y)$
 (b) Phase image, $f_\phi(x, y)$
 (c) Reference image, $g(x, y)$
 (d) Phase image, $g_\phi(x, y)$
 (e) Resemblance degree distribution, $h(x, y)$
 (f) Bird eye's view of $h(x, y)$



位置検出および軌跡解析を行った。治療計画装置に CT 画像を取り込んだ後、治療計画装置上で時間 $t=0$ の標的を囲み、他の位相の CT 画像に対して、時間 $t=0$ のときの囲みと標的が重なる位置を手動で合わせ、囲みの移動量を記録した。治療計画装置から得られた結果とプログラムから得られた結果とを比較し、軌跡解析プログラムの検出誤差について検討を行った。

2. 結果

2-1 数値ファントムによる位置検出

2-1-1 二次元および三次元数値ファントム

Fig. 1 に二次元数値ファントムの位置検出結果を示す。対象画像 $f(x, y)$ と参照画像 $g(x, y)$ の位相画像 $f_\phi(x, y)$, $g_\phi(x, y)$ を求め、位相画像より式(6)を用いて類似度分布 $h(x, y)$ を求めた。類似度分布 $h(x, y)$ の最大値は $x=-15$, $y=10$ となった。同様に三次元数値ファントムにおいて対象画像 $f(x, y, z)$ と参照画像 $g(x, y, z)$ の位相画像 $f_\phi(x, y, z)$, $g_\phi(x, y, z)$ より類似度分布 $h(x, y, z)$ を求めた。類似度分布 $h(x, y, z)$ の最大値は $x=-15$, $y=10$, $z=15$ となった。

2-1-2 四次元数値ファントム

Table 2 に四次元数値ファントムの位置検出結果を示す。全位相において標的の位置は検出可能であった。Table 2 に示すように、式(7)から計算された楕円の中

Table 2 Detected position of four-dimensional phantom

phase	x	y	z
0	0.0	0	20.0
1	3.1	3	19.0
2	5.9	6	16.2
3	8.1	8	11.8
4	9.5	10	6.2
5	10.0	10	0.0
6	9.5	10	-6.2
7	8.1	8	-11.8
8	5.9	6	-16.2
9	3.1	3	-19.0
10	0.0	0	-20.0
11	-3.1	-3	-19.0
12	-5.9	-6	-16.2
13	-8.1	-8	-11.8
14	-9.5	-10	-6.2
15	-10.0	-10	0.0
16	-9.5	-10	6.2
17	-8.1	-8	11.8
18	-5.9	-6	16.2
19	-3.1	-3	19.0
20	0.0	0	20.0

center of ellipse [pixel]
 detected position [pixel]

心位置は小数点以下を含む数値となったが、検出結果は設定した楕円の中心位置に対して数値の小数点以下を四捨五入した整数となった。また、位置検出結果の三次元表示(Fig. 2)よりファントムが楕円運動していることが確認できた。

2-2 被曝線量測定結果

320列X線CT装置が出力するCTDIvol[®]は55.4 mGy、DLP[®]: 885.9 mGy·cmであった。このときの皮膚表面の実効線量は(DLP[®]×0.017)15.1 mSvと評価した。

2-3 320列X線CT装置を用いた肺腫瘍を有する症例の軌跡解析

2-3-1 軌跡解析プログラム

軌跡解析プログラムの解析手順を Fig. 3 に示した。Fig. 3a は 320 列 X 線 CT 装置により収集された DICOM 画像(512×512×320)、Fig. 3b は 512×512×320 の画像データから時間 $t=0$ の標的を中心に 128×128×128 に切り出した画像、Fig. 3c は 3×3×3 の平滑化フィルタを用いて平滑化した画像、Fig. 3d は Fig. 3c に対して CT 値 -250 で閾値処理した画像、Fig. 3e は標的の抽出結果、Fig. 3f はフーリエ位相相関法による位置検出結果を示す。CT 画像では数値ファントムと異なってノイズが含まれるため、平滑化や閾値処置が必要であった。構築した解析プログラムは、Table 1 に示した肺腫瘍を有する症例 1 から 3 に対して標的の位置検出が自動で可能であったが、症例 4 では一部の位相において手動で調整が必要だった。

2-3-2 軌跡解析結果

Fig. 4 に症例 1(標的位置: 右肺下葉 S6)、Fig. 5 に症例 2(標的位置: 右肺上葉 S1)、Fig. 6 に症例 3(標的位置: 右肺下葉 S9)、Fig. 7 に症例 4(標的位置: 左肺上葉 S4)の解析の困難例を、Fig. 8 に症例 4 の手動による調整後の解析結果を示す。症例 1 から 3 では自動で標的の位置検出が可能であったが、症例 4 では特定の位相で標的の検出が困難だったため、手動で標的の検出を行った。Fig. 4~8 において、(a)~(c)はそれぞれ位置検出結果の横断像、矢状断像、冠状断像、(d)は標的の位置の時間変化、(e)は位置検出結果の三次元表示を示し、 x 軸は左右方向、 y 軸は腹背方向、 z 軸は頭尾方向を示す。検出された標的の移動量の最大値は症例 1 では左右方向に 0.0 mm、腹背方向に 2.0 mm、頭尾方向に 9.0 mm、症例 2 では左右方向に 2.0 mm、腹背方向に 4.9 mm、頭尾方向に 5.0 mm、症例 3 では左右方向に 1.0 mm、腹背方向に 2.0 mm、頭尾方向に 14.0 mm、症例 4 では左右方向に 2.9 mm、腹背方向に 6.8 mm、頭尾方向に 10.5 mm であった。また、最大吸気-最大呼気間の標的の移動量は症例

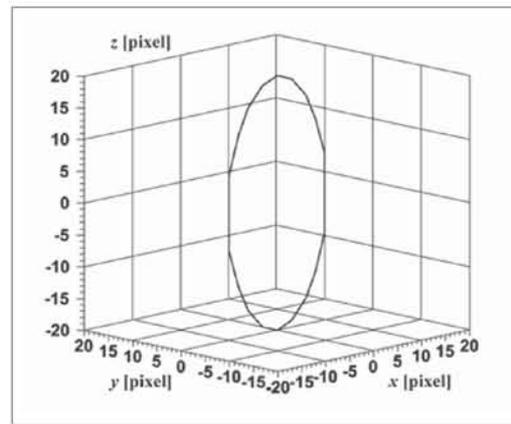


Fig. 2 Three-dimensional description of detected position.

1 では 9.2 mm、症例 2 では 7.3 mm、症例 3 では 12.5 mm、症例 4 では 12.9 mm であった。

2-3-3 軌跡解析プログラムの誤差評価

Fig. 9a に症例 3 の軌跡解析プログラムによる結果、Fig. 9b に症例 3 の治療計画装置による軌跡解析結果を示す。Fig. 9a、b ともに標的の移動量が頭尾方向に大きく、左右方向や腹背方向に小さいことが示され、位相も合致した。治療計画装置から得られた結果と軌跡解析プログラムから得られた結果との最大誤差は左右方向で 1.4 mm、腹背方向で 1.2 mm、頭尾方向で 1.5 mm であり、標的の各軸方向における移動量の大きさに関係なく同程度の誤差があった。

3. 考察

二次元および三次元数値ファントムにおいて提案法による標的の位置検出を行った結果、類似度分布の最大値は対象画像の楕円の中心位置に一致し、二次元および三次元数値ファントムにおいて提案法による位置検出が可能であることを確認した。四次元数値ファントムの中心位置は全位相において検出可能であったが、検出結果は設定値に対して小数点以下を四捨五入した整数となった。これは、位置検出された数値は、類似度分布における最大値の画素の位置を示しており、小数点以下の数値が表現されないためであると考えられた。このことから、構築した位置検出プログラムは四次元数値ファントムに対して標的の位置検出が可能であるが、標的の中心位置が画素の間にある場合は誤差を生じることが示唆された。検出誤差を mm 単位で評価する場合、検出誤差は画素の大きさに依存するため、次式によって検出誤差 [mm] を計算できる。

$$\text{検出誤差 [mm]} = \text{検出誤差 [pixel]} \times \text{画素サイズ [mm]} \quad \dots\dots\dots (8)$$

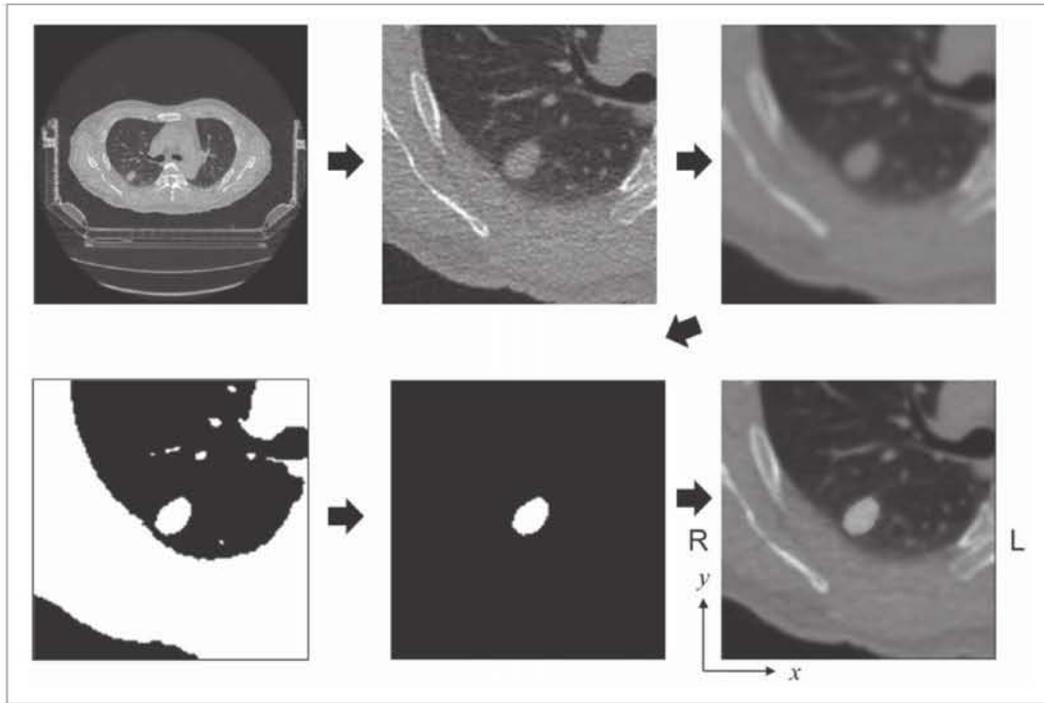


Fig. 3 Analytical procedure.
 (a) DICOM image (512×512×320)
 (b) Cut image (128×128×128)
 (c) Smoothed image
 (d) Threshold processing
 (e) Extraction of the target
 (f) Detection of the target

a	b	c
d	e	f

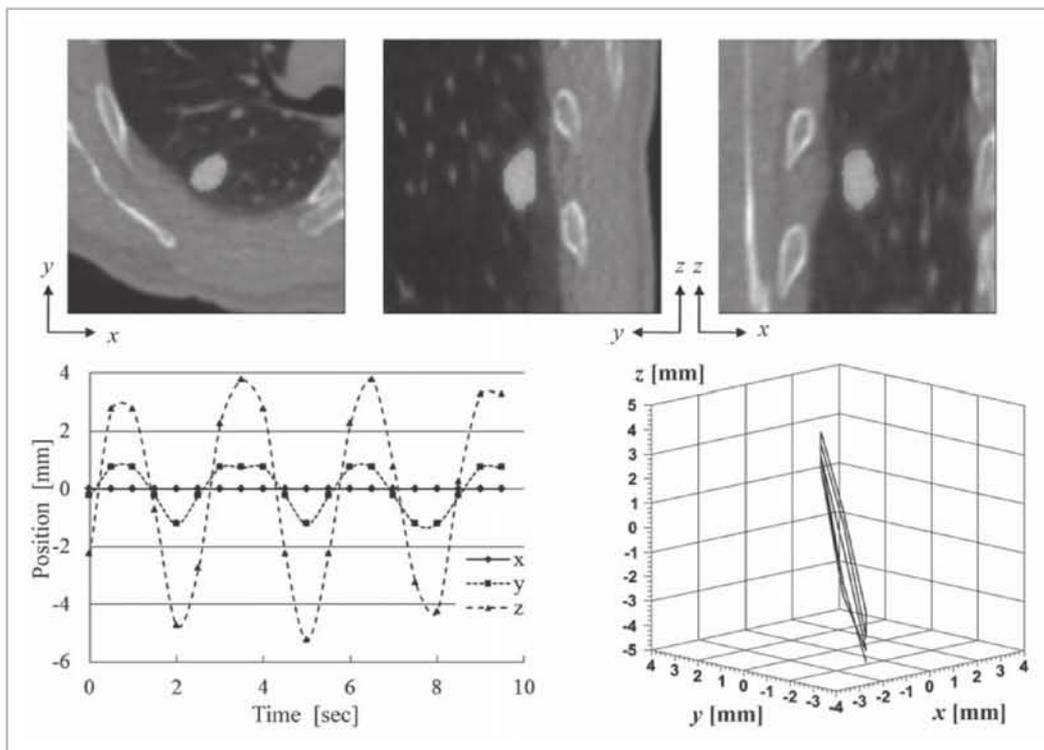


Fig. 4 Results of patient no. 1. —Right lower lobe—
 (a) Axial image.
 (b) Sagittal image.
 (c) Coronal image.
 (d) Dynamics of target.
 (e) Three-dimensional description of detected position.

a	b	c
d	e	

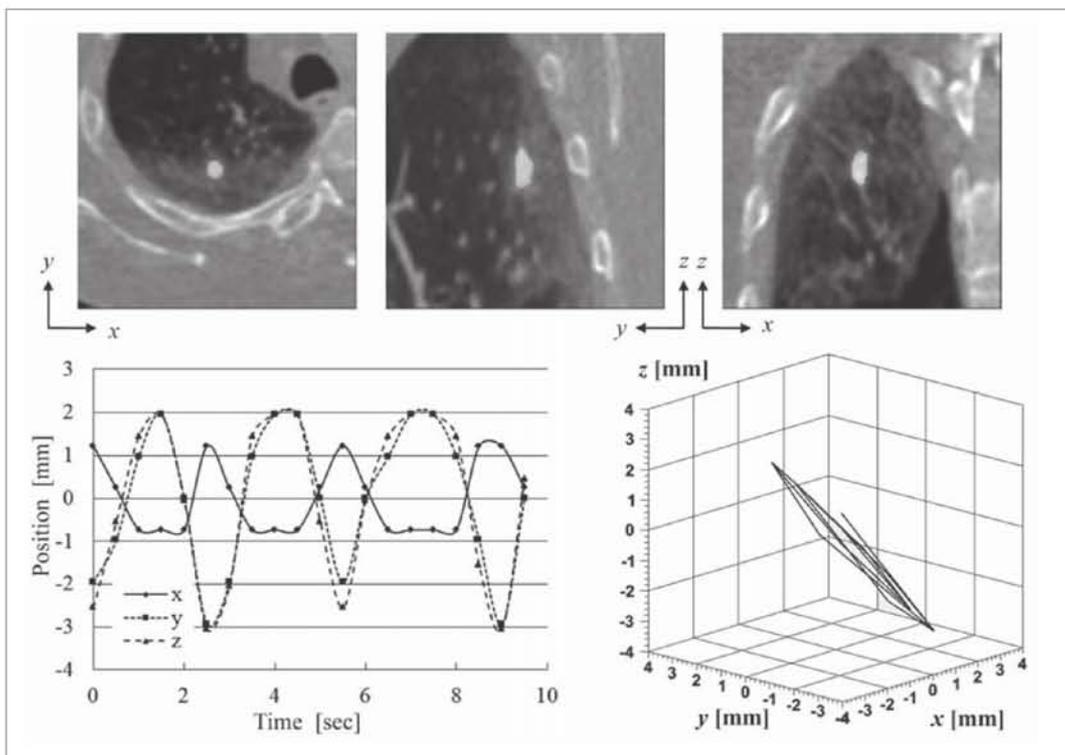


Fig. 5 Results of patient no. 2. Right upper lobe
 (a) Axial image.
 (b) Sagittal image.
 (c) Coronal image.
 (d) Dynamics of target.
 (e) Three-dimensional description of detected position.

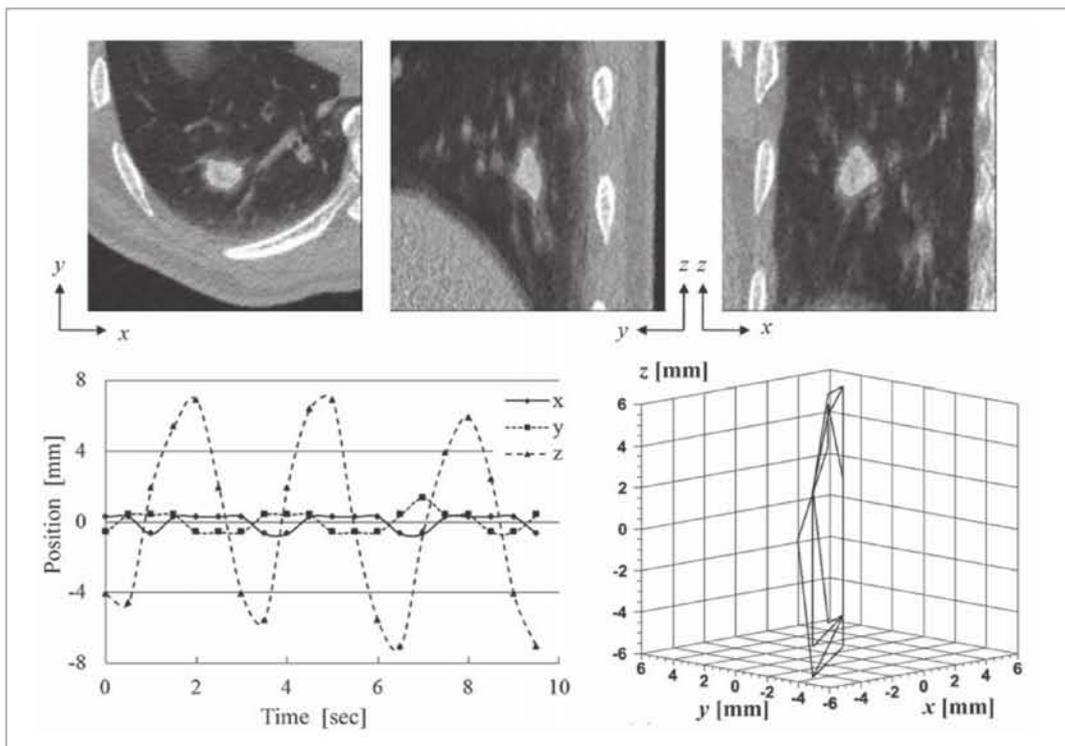
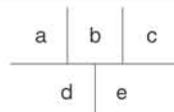
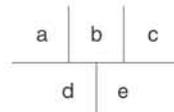


Fig. 6 Results of patient no. 3. —Right lower lobe: near the diaphragm—
 (a) Axial image.
 (b) Sagittal image.
 (c) Coronal image.
 (d) Dynamics of target.
 (e) Three-dimensional description of detected position.



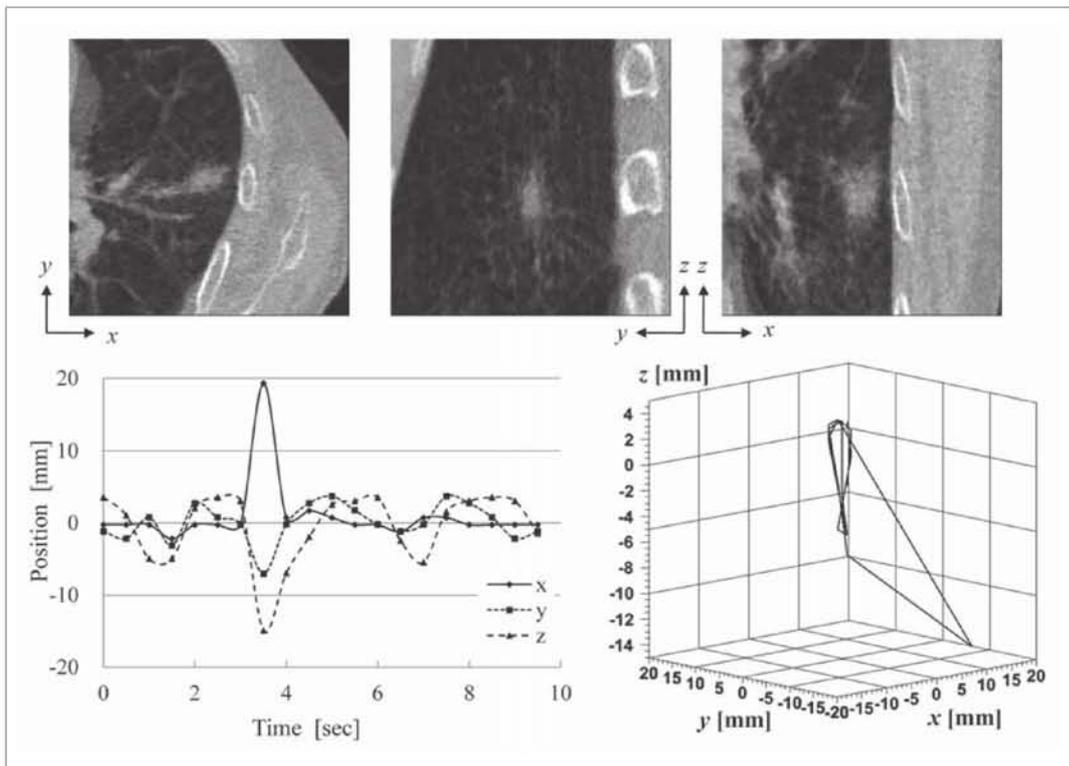


Fig. 7 Results of patient no. 4, an example of failure. —Left upper lobe—
 (a) Axial image.
 (b) Sagittal image.
 (c) Coronal image.
 (d) Dynamics of target.
 (e) Three-dimensional description of detected position.

a	b	c
d		e

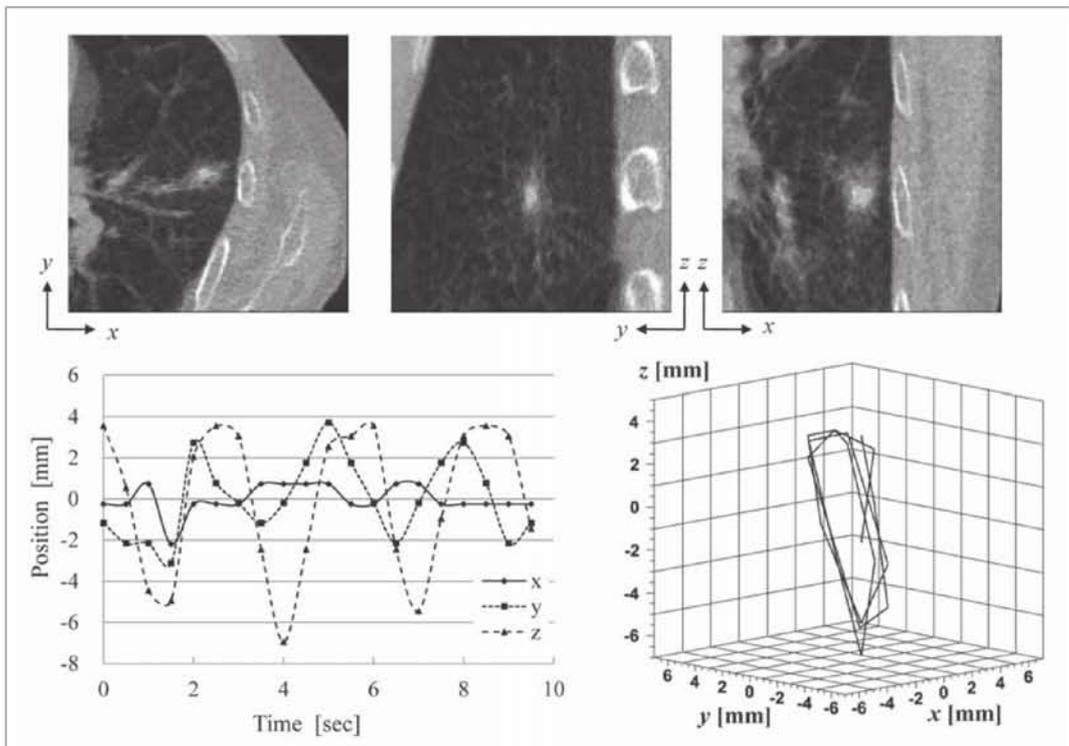


Fig. 8 Modification by manual operation: patient no. 4.
 (a) Axial image.
 (b) Sagittal image.
 (c) Coronal image.
 (d) Dynamics of target.
 (e) Three-dimensional description of detected position.

a	b	c
d		e

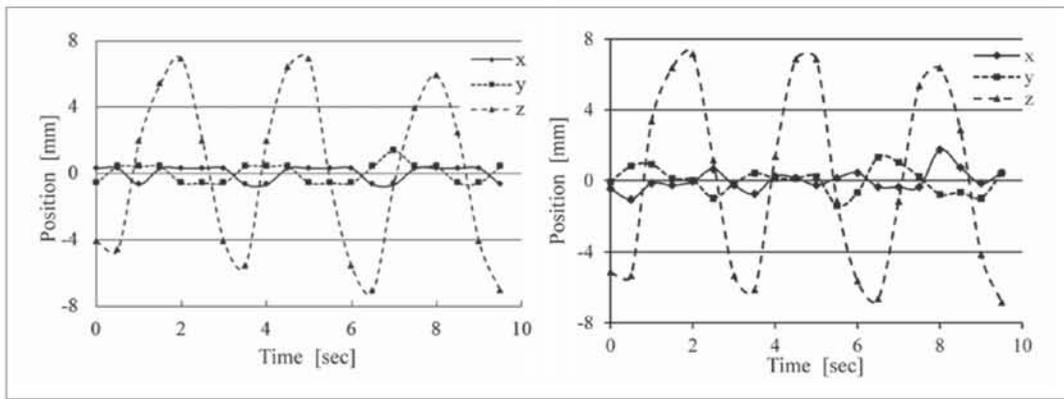


Fig. 9 Comparison of the results: patient no. 3.
 (a) The proposed method.
 (b) Radiotherapy treatment planning system.

a | b

また、位置検出結果の三次元表示では標的の軌跡が三次元で明瞭に把握できた。

対象とした4症例について、症例1は右肺下葉S6(右肺の中程度の高さ)、症例2は右肺上葉S1(右肺尖部)、症例3は右肺下葉S9(横隔膜近くの右肺底部)、症例4は左肺上葉S4(左肺の中程度の高さ)であった。軌跡解析結果より、標的の頭尾(z軸)方向の最大の移動量は症例2: 5.0 mm, 症例1: 9.0 mm, 症例4: 10.5 mm, 症例3: 14.0 mmの順で大きくなった。これは、標的が横隔膜に近づくにつれて、横隔膜の頭尾方向の動きの影響を受けたものと考えられた⁸⁾。一方で、標的が肺尖部に近づくにつれて、頭尾(z軸)方向の動きの比重は小さくなり、横断面(x-y平面)で大きく動く傾向があった。これは、横隔膜から遠くなるにつれて横隔膜の影響が小さくなり、胸郭の呼吸性の動きが標的の移動量に影響を与えたものと考えられた。また、最大吸気-最大呼気間の標的の移動量は症例2: 7.3 mm, 症例1: 9.2 mm, 症例3: 12.5 mm, 症例4: 12.9 mmの順で大きくなったが、頭尾方向の移動量ほど差が見られなかった。最大吸気-最大呼気間の移動量は三次元上の移動量を示しており、呼吸による標的の移動量を客観的に反映している値であると考えられた。

Fig. 4~6e および Fig. 8e に示した三次元表示において、呼吸による標的の軌跡は同一被検者でもまったく同じ軌跡を描くとはいえなかった。特に、Fig. 6e では吸気と呼気によって標的の軌跡が同一ではなく、吸気と呼気によって標的の軌跡が異なるヒステリシスを示していた。肺腫瘍の呼吸による動き特徴として、呼吸の度合いによって軌跡が変化することや標的がヒステリシスを描くことが挙げられ^{2, 8)}、提案法は呼吸による標的の動きを把握することが可能であった。一方で、今回の実験ではCTの撮影条件が0.5 s/回転であったため、撮影時間(0.5 s)内の標的の動きによ

るアーチファクトが検出精度に影響を与えた可能性があった。標的の動きによるアーチファクトは標的の移動速度に依存し、CT装置の時間分解能を向上させることによって軽減させることができる⁹⁾。ただし、時間分解能の向上はデータ量やノイズの増大をきたすため、処理能力やノイズが増大しても同じ解析が可能かを検討する必要がある。

Fig. 7に症例4の解析の困難例を、Fig. 8に症例4の手動による調整後の解析結果を示す。標的の位置検出は、①腫瘍が孤立せず、肺の構造物に接触しているとき、②腫瘍の密度が低く、薄い像を示しているとき(呼吸によってCT値が変化するとき)、③腫瘍がアーチファクトなどのノイズに埋もれているとき、④呼吸により画像がぶれているとき、⑤腫瘍が小さいとき、困難であった。Fig. 7のように標的の位置検出が困難であった場合、平滑化の度合いや閾値を手動で調整することによって、Fig. 8のように解析結果が改善できた。以上より、標的の検出能は標的の存在部位や形状、呼吸速度、撮影条件に依存すると考えられ、標的の検出能の向上には、解析プログラムの改良や撮像条件の再考が必要であると考えられた。

軌跡解析プログラムの誤差評価では、各軸方向において標的の移動量の大きさに関係なく同程度の誤差が見られた。また、軌跡解析プログラムから得られた結果と治療計画装置から得られた結果との最大誤差は1.5 mmであった。これは、先に数値ファントムで議論したように標的の中心位置が画素の間にある場合の誤差、腫瘍のCT値や形状の変化による誤差、他の臓器との位置関係による検出誤差、治療計画装置を用いた標的の位置検出の際に生じる人為的誤差などが考えられた。以上より、軌跡解析プログラムは標的の検出誤差を有するが、許容範囲内の誤差であり、実用上問題ないと考えた。

4. 結 語

本研究では、肺腫瘍を有する臨床例において標的の軌跡解析を行うため、320 列 X 線 CT 装置によって得られる四次元画像に対応した標的の軌跡解析法を提案し、数値ファントムおよび臨床例において標的の軌跡解析を行った。対象とした 3 症例において軌跡解析は可能であり、呼吸による標的の軌跡は個人および標的の存在部位により異なった。また、標的の検出能は標的の存在部位や形状、撮像条件によりやや困難である場合があった。本論文で提案した軌跡解析法は、標的の軌跡を自動かつ三次元で評価でき、標的の呼吸性移動に対応したマージンの設定や治療計画の円滑化が可能となる。多列化された CT 装置を用いて標的の軌跡解析を行った研究はいくつかあ

るが、本研究の達成は標的の呼吸性移動を考慮した SBRT や IMRT の治療計画時に有用な情報を与え、治療効果の向上とリスクの低減が期待できる。

謝 辞

研究を進めるにあたり、日頃からご指導をいただいている当院放射線部技師諸兄、放射線科の諸氏にこの場を借りて深謝いたします。

なお、本論文の要旨は、2010 年 4 月日本放射線技術学会第 66 回総合学術大会(横浜)において発表した。また、本研究は文部科学省科学研究費補助金若手研究(B)(No. 22791177)の援助による。

参考文献

- 1) Lax I, Blomgren H, Näslund I, et al. Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. Methodological aspects. Acta Oncol 1994; 33(6): 677-683.
- 2) Mori S, Endo M, Komatsu S, et al. Four-dimensional measurement of lung tumor displacement using 256-multi-slice CT-scanner. Lung Cancer 2007; 56(1): 59-67.
- 3) Horner J, Gianino P. Phase-only matched filtering. Appl Opt 1984; 23(6): 812-816.
- 4) Chen Q, Defrise M, Deconinck F. Symmetric phase-only matched filtering of Fourier-Mellin transforms for image registration and recognition. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence 1994; 23(12): 1156-1168.
- 5) 河田 聡, 南 茂夫. 第 9 章 パターン認識とマッチド・フィルタリング. 科学計測のための画像データ処理—パソコン EWS 活用による画像計測 & 処理技術. CQ 出版社, 東京, 1994: 205-220.
- 6) 橋本雄幸, 篠原広行. 第 4 章 画像再構成の基礎. C 言語による画像再構成の基礎. 医療科学社, 東京, 2006: 160-163.
- 7) <http://root.cern.ch/drupal/>
- 8) Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, et al. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2002; 53(4): 822-34.
- 9) 今江 一, 芳賀昭弘, 尾上剛士, 他. 320 列 CT 装置を用いた肺定位放射線治療における標的の軌跡解析. 日放技東京部会誌 2010; 116: 91-96.

図表の説明

- Fig. 1 二次元数値ファントムの位置検出結果
(a) 対象画像 $f(x, y)$, (b) 対象画像 $f(x, y)$ の位相画像 $f_p(x, y)$, (c) 参照画像 $g(x, y)$
(d) 参照画像 $g(x, y)$ の位相画像 $g_p(x, y)$, (e) 類似度分布 $h(x, y)$, (f) 類似度分布 $h(x, y)$ の鳥瞰図
- Fig. 2 四次元数値ファントムの位置検出結果の三次元表示
- Fig. 3 解析手順
(a) DICOM 画像 (512×512×320), (b) 切り出した画像 (128×128×128), (c) 平滑化した画像, (d) 閾値処理
(e) 標的の抽出(参照画像の作成), (f) フーリエ位相相関法による位置検出
- Fig. 4 軌跡解析—症例 1: 右肺下葉—
(a) 位置検出結果の横断像, (b) 位置検出結果の矢状断像, (c) 位置検出結果の冠状断像, (d) 標的の時間変化, (e) 三次元表示
- Fig. 5 軌跡解析—症例 2: 右肺尖—
(a) 位置検出結果の横断像, (b) 位置検出結果の矢状断像, (c) 位置検出結果の冠状断像, (d) 標的の時間変化, (e) 三次元表示
- Fig. 6 軌跡解析—症例 3: 右肺下葉(横隔膜近く)—
(a) 位置検出結果の横断像, (b) 位置検出結果の矢状断像, (c) 位置検出結果の冠状断像, (d) 標的の時間変化
(e) 三次元表示
- Fig. 7 軌跡解析—症例 4: 困難例, 左肺上葉—
(a) 位置検出結果の横断像, (b) 位置検出結果の矢状断像, (c) 位置検出結果の冠状断像, (d) 標的の時間変化
(e) 三次元表示
- Fig. 8 軌跡解析—症例 4: 手動による修正後—
(a) 位置検出結果の横断像, (b) 位置検出結果の矢状断像, (c) 位置検出結果の冠状断像, (d) 標的の時間変化
(e) 三次元表示
- Fig. 9 軌跡解析結果の比較: 症例 3
(a) 解析プログラムによる軌跡, (b) 治療計画装置による軌跡

Table 1 対象患者

Table 2 四次元数値ファントムの位置検出結果