臨床技術

胸部の画像誘導放射線治療における
画像照合の不確かさに関する検討

甲斐祐大¹ 甲斐直樹² 藤田祐次郎² 丸山雅人¹
中口裕二¹ 倉岡杏希子¹ 齊藤哲雄³ 村上龍次⁴

¹ 熊本大学医学部附属病院医療技術部診療放射線技術部門

² 熊本大学大学院保健学教育部医用放射線科学分野

³ 熊本大学医学部附属病院放射線治療科

⁴ 熊本大学生命科学研究部医用画像学分野

論文受付

2014 年 6 月 2 日

論文受理

2014 年 10 月 12 日

Code No. 431

緒言

放射線治療の実施においては、肉眼的腫瘍体積 (gross tumor volume: GTV) の決定、体内臓器の動き、毎回の照射におけるセットアップエラー、照射中の体動など、さまざまな幾何学的誤差要因を考慮する必要がある¹⁾。毎回の照射時に照合画像を取得する画像誘導放射線治療 (image-guided radiotherapy: IGRT) は、セッ

トアップエラーを補正することによって、幾何学的誤差を軽減することができる²⁾。更に、IGRT によって、計画標的体積 (planning target volume: PTV) の縮小、有害事象の軽減、および標的体積の線量増加が期待される²⁾。体幹部定位放射線治療 (stereotactic body radiotherapy: SBRT)、強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiation therapy: IMRT) などの高精度放射線治療にお

Potential Uncertainty about Image Registration in Thoracic Image-guided Radiotherapy

Yudai Kai,¹ Naoki Kai,² Yujiro Fujita,² Masato Maruyama,¹ Yuji Nakaguchi,¹ Akiko Kuraoka,¹ Tetsuo Saito,³ and Ryuji Murakami^{4*}

¹ Department of Radiological Technology, Kumamoto University Hospital

² Course of Radiological Sciences, Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University

³ Department of Radiation Oncology, Kumamoto University Hospital

⁴ Department of Medical Imaging, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

Received June 2, 2014; Revision accepted October 12, 2014

Code No. 431

Summary

Purpose: Although image-guided radiotherapy (IGRT) is widely used to determine and correct daily setup errors, the additional interpretation for image registration would provide another error. We evaluated the uncertainty in image registration in IGRT. **Method:** The subjects consisted of 12 consecutive patients treated with IGRT for thoracic esophageal cancer. Two radiation therapists had consensually achieved daily 3D registration between planning computed tomography (CT) and cone beam CT (CBCT). The original data sets of image registration in all fractions except for boost irradiations with a change in the isocenter positions were selected for evaluation. There were 20 to 32 data sets for each patient: a total of 318 data sets. To evaluate daily setup errors, the mean 3D displacement vector was calculated for each patient. To assess the reproducibility of image registration, two other radiation therapists reviewed the data sets and recorded geometric differences as uncertainty in the image registration. **Results:** The mean 3D displacement vector for each patient ranged from 4.9 to 15.5 mm for setup errors and 0.7 to 2.2 mm for uncertainty in image registration. There was a positive correlation between the 3D vectors for setup error and uncertainty in image registration ($r = 0.487$, $p = 0.016$). **Conclusion:** Although IGRT can correct the setup errors, potential uncertainty exists in image registration. The setup error would disturb the image registration in IGRT.

Key words: image-guided radiotherapy (IGRT), image registration, interobserver variability, setup error

*Proceeding author

いて、IGRT は必須の技術であり^{3~5)}、位置補正量はセットアップエラーの解析に応用されている^{6~9)}。高精度放射線治療のみならず通常照射法においても IGRT は広く臨床応用されている¹⁰⁾。

シェル固定を行う脳や頭頸部と比較して、胸部、腹部、骨盤部ではセットアップエラーが大きいことが知られている³⁾。IGRT はセットアップエラーの補正に有用な方法であるが、画像照合という新たな過程では観察者による画像解釈を必要とする。また、放射診断学における視覚的画像解釈には不確かさが存在するため、観察者による GTV の変動が報告されている¹¹⁾。厳密な体位固定を必須とする高精度放射線治療では、毎回同様の照合画像を得られるものと期待される。一方、厳密な体位固定を行っていない通常照射法において、特に、胸部では呼吸性移動の影響が加わるため¹⁾、患者体位の変化が画像照合を困難にする可能性が考えられる。すなわち、IGRT における画像照合には、セットアップエラーに起因した不確かさの存在が懸念される。本研究では、胸部の通常照射法における IGRT を対象に、複数の観察者間による画像照合の不確かさについて検討した。

1. 方 法

1-1 使用機器

治療計画 CT 画像の取得には、GE ヘルスケア社製治療計画用 CT 装置 (Light-Speed RT) を用い、管電圧 120 kV、管電流 200 mA、FOV 65 cm、マトリクスサイズ 512×512、スライス厚 2.5 mm、回転速度 1 秒で撮影した。IGRT には、X-ray Volume Imaging (XVI, ver. 4.5.1) を搭載した Elekta oncology systems 社製放射線治療装置 (Synergy) を用いた。位置照合用 cone-beam CT (CBCT) 画像は bowtie filter 装着にて管電圧 100 kV、管電流 16 mA/frame、183 frame、200 度回転を 33 秒で撮影し、FOV 22 cm、マトリクスサイズ 512×512、スライス厚 1.0 mm で画像再構成した。

1-2 対 象

IGRT を行った胸部食道癌 12 例を対象とした。GTV に対する処方線量は 60 Gy/30~32 回であり、前後対向 2 門法による 40 Gy 照射後、脊髄を照射野から除外するよう設定した斜入対向 2 門法を用いた。5 例では、照射法の変更にアイソセンタの移動を伴っていた。症例ごとに同一のアイソセンタに対する画像照合を評価するために、各症例 20~32 回、合計 318 回の画像照合を検討対象とした。

実際の照射では、九州メッドサービス社製上肢挙上

補助具 (アームサポート) を用いたが、厳密な体位固定や呼吸制御は行わず、皮膚マークによる位置合わせ後に CBCT 画像を取得した。画像照合には基準となる治療計画 CT 画像と毎回の CBCT 画像を用い、骨構造を基準とした自動照合の後、診療放射線技師 2 名の合意による視覚的微調整を加えた画像照合結果 (original: O) に基づいて、3 軸方向 (左右、上下、前後) の位置補正を行った。視覚的微調整では、アイソセンタのみならず、照射野辺縁における骨構造の位置関係も考慮した。なお、検討対象は通常照射法における IGRT であり、診療報酬の加算対象ではなく、初回照射時のリニアックグラフィは放射線治療医によって確認されたが、毎回の IGRT における画像照合は担当技師が決定した。

検討対象は診療の過程で過去に得られたデータであるが、個人情報の保護や利益相反の管理を考慮し、倫理委員会の承認を得て本研究を実施した。

1-3 評価方法

1-3-1 セットアップエラー

皮膚マークによる位置合わせと画像照合 O による座標の差異、すなわち実際の照射位置における補正量をセットアップエラーとし、各症例の毎回の照射における三次元ベクトル変位量 (ベクトル量) の平均値を算出した。また、3 軸方向の成分は画像上の体位における左、上、前を正の方向とし、症例 (p) ごとに平均値を系統誤差 (m_p)、標準偏差 (standard deviation: SD) を偶然誤差 (σ_p) とした。更に、次式によって、全症例 (n) における系統誤差 (Σ) および偶然誤差 (σ) を算出した。すなわち、症例ごとの m_p の標準偏差を Σ 、 σ_p の二乗平均平方根を σ とした^{6~9)}。

$$\Sigma = \sqrt{\frac{(m_1 - \bar{m})^2 + (m_2 - \bar{m})^2 + \dots + (m_n - \bar{m})^2}{n-1}},$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_n^2}{n}}$$

ただし、 n は症例数 (今回の場合は 12 例) で、 $m_1, m_2, \dots, m_n$ は症例ごとの系統誤差、 $\bar{m}$ は 12 例における系統誤差の平均値、 $\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n$ は症例ごとの偶然誤差を表す。

1-3-2 画像照合の不確かさ

対象症例における実際の照射を担当していない 2 名の診療放射線技師 (20 年の経験を有する放射線治療専門技師 A、1 年目の新人技師 B) がそれぞれ全 318 回の画像照合を再評価した。実際の IGRT と同様に、骨構造による自動照合の後に各観察者の判断で視覚的微調

Fig. 1 Representative data set of image registration between planning CT (a, sagittal isocenter plane) and cone beam CT (CBCT) in image-guided radiotherapy. The geometric differences between the original (b), observer A (c), and observer B (d) demonstrate the potential uncertainty in image registration.

Fig. 2 Conceptual diagram of potential uncertainty in image registration in image-guided radiotherapy.

整を加えた画像照合を実施した (Fig. 1). それぞれの画像照合結果から, 観察者間 O-A, O-B, A-B における座標の差異を求めた (Fig. 2). 観察者間の差異として, 症例ごとにベクトル量および 3 軸方向の成分を算出した. また, 画像照合の不確かさに対する症例ごとあるいは観察者間ごとの影響を評価するために, 2 元配置分散分析および Tukey 法による多重比較検定を行った.

1-3-3 セットアップエラーと画像照合の関係

実際の照射におけるセットアップエラーは皮膚マークによる位置合わせと画像照合 O の比較である. しかし, 別の診療放射線技師が照射を担当した場合を想定すると, セットアップエラーに起因した画像照合の

不確かさ, すなわち観察者間 O-A あるいは O-B における座標の差異を考慮する必要がある. そこで, セットアップエラーと観察者間変動の関係を Pearson の相関係数を用いて分析した. 統計ソフトウェアは IBM SPSS Statistics (version 21, IBM 社製) を使い, $p < 0.05$ を有意差ありと判定した.

2. 結果

2-1 セットアップエラー

実際の照射におけるセットアップエラーを Table 1 に示す. なお, 3 軸方向の成分として正の値は画像上の左方向, 上方向, および前方向である. 全症例における 3 軸方向の Δ および σ は, 左右方向に 2.1 mm お

Table 1 Setup errors derived from the original image registration

Case*	3D vector (mm)	Three directions (mm)					
		LR		SI		AP	
	Mean	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1	4.9	-0.2	1.1	3.4	1.8	3.0	2.2
2	5.2	-1.3	1.8	-0.7	3.2	1.2	4.0
3	6.1	2.1	1.8	-4.7	1.9	-1.4	2.4
4	6.4	1.2	1.9	-5.0	3.6	-0.2	2.3
5	6.5	3.1	1.8	-4.2	2.1	1.0	3.9
6	7.1	2.0	2.3	-5.5	3.0	-0.1	2.9
7	8.2	4.3	1.7	-2.4	2.2	5.0	4.1
8	9.5	0.8	1.6	-7.5	6.6	2.3	2.8
9	10.1	4.4	2.2	-7.4	2.5	3.4	3.0
10	11.0	1.3	1.3	-7.2	2.9	-7.8	1.7
11	12.4	1.9	1.9	10.1	4.6	6.2	2.7
12	15.5	-2.4	1.8	14.5	3.5	4.2	2.3
Total	Mean 8.6	Σ 2.1	σ 1.8	Σ 7.2	σ 3.4	Σ 3.7	σ 2.9

*The cases are sorted by an increase in the 3D displacement vector.

LR: left-right direction, SI: superior-inferior direction, AP: anterior-posterior direction

および 1.8 mm, 上下方向に 7.2 mm および 3.4 mm, 前後方向に 3.7 mm および 2.9 mm であった。患者ごとの平均ベクトル量は 4.9~15.5 mm であった。

2-2 画像照合の不確かさ

画像照合における不確かさの解析結果であるベクトル量と 3 軸方向の平均値および標準偏差を Table 2 に示す。数値は 12 症例における範囲(最小値, 最大値)である。観察者間の各組み合わせにおいて 3 軸方向に同様の平均値および標準偏差を認め、各方向の平均値は ± 1.0 mm 程度であった。また、平均ベクトル量は 0.7~2.2 mm であった。

画像照合における不確かさのベクトル量に着目し、症例ごとの平均値, 標準偏差, および範囲を Table 3 に示す。観察者の組み合わせによっては、5 mm を超える最大ベクトル量を示す症例も観察された。ベクトル量の平均値が大きい症例では、他の観察者間においても同様に大きい傾向であった (Fig. 3)。画像照合の不確かさに関して症例は有意であり ($p < 0.001$, 2 元配置分散分析), 多重比較検定でも症例間に有意差 ($p < 0.05$, Tukey 法) を認めた。また、観察者の組み合わせも有意であり ($p = 0.021$, 2 元配置分散分析), 観察者間 O-B におけるベクトル量の平均値は他の観察者間と比較して有意に高値であった (観察者間 O-A との比較 $p = 0.035$, 観察者間 A-B との比較 $p = 0.044$, Tukey 法)。

Table 2 Interobserver variability in image registration

Observers	3D vector (mm)	Three directions (mm)		
		LR	SI	AP
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
O vs. A	0.7, 2.1 (0.5, 1.1)	-0.1, 0.9 (0.5, 1.3)	-0.3, 0.9 (0.5, 1.6)	-0.5, 0.4 (0.5, 1.5)
O vs. B	1.0, 2.2 (0.5, 1.0)	-0.1, 1.1 (0.5, 1.3)	-0.7, 1.0 (0.5, 1.3)	-1.2, 0.0 (0.6, 1.6)
A vs. B	0.9, 2.2 (0.5, 1.4)	-0.4, 0.5 (0.5, 1.8)	-0.6, 0.1 (0.4, 1.1)	-1.5, 0.2 (0.5, 1.7)

Data are ranges (minimum, maximum) of parameters in 12 patients.

LR: left-right direction, SI: superior-inferior direction, AP: anterior-posterior direction, O: original data sets of image registration, A: observer A, B: observer B

2-3 セットアップと画像照合の関係

セットアップエラーと画像照合における不確かさの関係を Fig. 4 に示す。プロットは 12 症例各々におけるベクトル量の平均値を示しており、正の相関が観察された ($r = 0.487$, $p = 0.016$)。すなわち、セットアップエラーが大きいとき画像照合の不確かさも大きくなる結果であった。

Table 3 3D displacement vectors in image registration between pairs of observers for the 12 patients

Case	O vs. A		O vs. B		A vs. B	
	Mean $\pm$ SD	(Range)	Mean $\pm$ SD	(Range)	Mean $\pm$ SD	(Range)
1	0.7 $\pm$ 0.6	(0.0, 2.0)	1.1 $\pm$ 0.5	(0.1, 1.9)	1.1 $\pm$ 0.5	(0.0, 2.2)
2	1.4 $\pm$ 0.7	(0.2, 3.2)	1.4 $\pm$ 0.8	(0.4, 3.2)	1.1 $\pm$ 0.5	(0.0, 2.0)
3	1.2 $\pm$ 0.5	(0.1, 2.4)	1.8 $\pm$ 0.8	(0.6, 3.5)	1.2 $\pm$ 0.8	(0.0, 3.2)
4	1.2 $\pm$ 0.7	(0.0, 2.5)	1.7 $\pm$ 0.8	(0.0, 3.9)	1.4 $\pm$ 1.0	(0.0, 4.0)
5	1.3 $\pm$ 1.0	(0.0, 4.7)	1.4 $\pm$ 0.7	(0.1, 3.3)	1.6 $\pm$ 0.8	(0.1, 3.7)
6	2.0 $\pm$ 1.0	(0.6, 4.4)	2.0 $\pm$ 1.0	(0.6, 3.6)	2.2 $\pm$ 1.4	(0.0, 6.1)
7	0.8 $\pm$ 0.7	(0.0, 3.0)	1.0 $\pm$ 0.6	(0.0, 3.0)	0.9 $\pm$ 0.6	(0.0, 2.2)
8	1.2 $\pm$ 0.8	(0.1, 3.7)	1.2 $\pm$ 0.7	(0.1, 3.0)	1.1 $\pm$ 0.8	(0.0, 3.0)
9	1.5 $\pm$ 0.8	(0.2, 3.7)	1.7 $\pm$ 0.8	(0.1, 3.3)	1.2 $\pm$ 0.6	(0.0, 2.5)
10	2.1 $\pm$ 1.0	(0.1, 4.4)	2.2 $\pm$ 1.0	(0.4, 4.1)	2.2 $\pm$ 1.2	(0.0, 5.2)
11	1.6 $\pm$ 0.8	(0.1, 3.1)	1.8 $\pm$ 0.8	(0.1, 3.5)	1.5 $\pm$ 0.7	(0.0, 3.2)
12	1.9 $\pm$ 1.1	(0.0, 5.1)	1.9 $\pm$ 1.0	(0.1, 3.9)	1.4 $\pm$ 0.9	(0.0, 3.3)

The cases correspond to those listed in Table 1.

O: original data sets of image registration, A: observer A, B: observer B

Fig. 3 Mean 3D displacement vectors in image registration between pairs of observers for the 12 patients.

Data represents the mean 3D displacement vectors and the 95% confidence intervals. The cases correspond to those listed in Table 1.

O: original data sets of image registration, A: observer A, B: observer B

Fig. 4 Relationship between setup error and interobserver variability in image registration.

Data represents the mean 3D displacement vectors for the 12 patients.

O: original data sets of image registration, A: observer A, B: observer B

3. 考 察

セットアップエラーの低減を目的に IGRT が広く臨床応用されているが、IGRT は画像照合という新たな過程を必要としている。本研究の結果として、IGRT における画像照合の不確かさは 3 軸方向に存在し、ベクトル量は症例ごとに平均 1~2 mm であり、毎回の画像照合には 5 mm を超える症例も観察された。画像照合には症例や観察者の状況が影響し、セットアップエラーに伴う不確かさの増加が示唆された。IGRT の

実施においては、画像照合の不確かさを認識する必要がある。

肺癌の放射線治療におけるセットアップエラーの検討では、3 軸方向の Δ および σ は 2~3 mm および 2~4 mm とされ、上下方向に高値の傾向が指摘されている^{9, 12)}。本研究の結果でも、セットアップエラーは上下方向に高値であった。なお、検討対象とした胸部食道癌症例では、固定具を用いた厳密な体位固定や呼吸の制御を行っていないため、肺癌に関する報告より

もセットアップエラーが増加したと考えられる。

IGRTによって、PTV マージンの縮小が可能となれば、正常組織の線量低減、腫瘍に対する線量増加が期待できる。PTV マージンの算出には、セットアップエラーの解析結果が応用されている⁶⁻⁹⁾。van Herk は、PTV マージンの算出式として、 $2.5\sigma + 0.7\sigma$ を報告しているが⁷⁾、一方で、IGRT による位置補正を行っても 5 mm 以下の PTV マージンは現実的ではないと注意を喚起している¹³⁾。同様に、前立腺癌に対する金マーカ留置併用による IGRT では、PTV マージンの縮小による治療成績の低下が報告されている¹⁴⁾。位置補正後にも残存する PTV マージンの具体的要因として、画像照合の不確かさが挙げられる。

本研究は、通常照射法による領域照射を対象として、IGRT の幾何学的不確かさを検討した。胸部食道癌に対する領域照射では、画像照合における平均 1~2 mm の不確かさが臨床上問題となる可能性は低いが、脊髄を除外するよう照射野を設定した斜入対向 2 門法では、GTV 線量の減少および脊髄線量の増加を来す可能性が考えられる¹⁵⁾。一方、高精度放射線治療では、画像照合の不確かさが許容範囲を超えた問題となり得る。肺癌に対する三次元原体照射および IMRT を対象とした検討では、固定具および呼吸同期 four-dimensional CT (4D-CT) を用いた治療計画にもかかわらず、脊椎あるいは気管分岐部を基準とした画像照合に観察者間変動が報告されている¹⁶⁾。更に、CBCT 画像の解像度の限界から、腫瘍を基準とする画像照合に不確かさの増加が指摘されている。同様に、肺腫瘍に対する SBRT の検討では、通常の CBCT による腫瘍照合に 3 軸方向各々 2~3 mm の観察者間変動が報告され¹⁷⁾、呼吸同期 4D-CBCT を用いた画像照合に再現性の向上が期待されている。

実際の照射では患者状態への配慮が必要であり、画像照合に時間を掛けて集中できる再評価とは条件が異

なっていた可能性を考慮すべきである。しかし、不確かさが大きい症例では、他の観察者間においても同様に大きい傾向が示唆された。更に、セットアップエラーと正の相関が観察された。IGRT を過信した不十分な位置合わせによって、セットアップエラーが拡大したとき、画像照合における不確かさの増加が考えられる。IGRT の品質保証 (quality assurance: QA) ・品質管理 (quality control: QC) を策定した『画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン』では、レーザー照準器の位置精度、患者体位の再現性など、位置合わせの重要性が提言されている²⁾。また、実際の照射位置と新人技師の組み合わせにおいて、画像照合の不確かさは有意に高値を示した。本研究では画像照合について真値からの誤差は評価不能であり、具体的な要因を確定することはできないが、患者だけでなく観察者に由来するさまざまな因子が画像照合の精度に影響を及ぼしうと考えられる。画像照合の QA ・ QC として、担当技師のトレーニングや日々のダブルチェックだけでなく、画像照合の不確かさに関する継続的評価が推奨される。

4. 結 語

IGRT における画像照合には、幾何学的不確かさが存在し、セットアップエラーに伴う不確かさの増加が示唆された。IGRT を過信することなく、その限界を理解し、患者体位の再現性を確保する必要がある。

謝 辞

本研究は JSPS 科研費 25461918 の助成を受けたものである。

なお、本論文の要旨は、第 70 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2014 年 4 月、横浜) にて発表した。

参考文献

- 1) Sonke JJ, Belderbos J. Adaptive radiotherapy for lung cancer. *Semin Radiat Oncol* 2010; 20(2): 94-106.
- 2) 画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン. 日本医学物理学会・日本放射線技術学会・日本放射線腫瘍学会, 2010.
- 3) Li XA, Qi XS, Pitterle M, et al. Interfractional variations in patient setup and anatomic change assessed by daily computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68(2): 581-591.
- 4) Qi XS, Hu AY, Lee SP, et al. Assessment of interfraction patient setup for head-and-neck cancer intensity modulated radiation therapy using multiple computed tomography-based image guidance. *Int J Radiat Oncol* 2013; 86(3): 432-439.
- 5) Mageras GS, Mechalakos J. Planning in the IGRT context: closing the loop. *Semin Radiat Oncol* 2007; 17(4): 268-277.
- 6) Stroom JC, Heijmen BJ. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiation Oncol* 2002; 64(1): 75-83.
- 7) van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1): 52-64.
- 8) 松本光弘, 太田誠一, 大野吉美, 他. 放射線治療におけるセットアップマージンに関する検討: どれだけの照合数と患者数が必要か. *日放技学誌* 2010; 66(9): 1186-1196.
- 9) Ottosson W, Baker M, Hedman M, et al. Evaluation of setup accuracy for NSCLC patients; studying the impact of different types of cone-beam CT matches based on whole thorax, columnar vertebrae, and GTV. *Acta Oncol* 2010; 49(7): 1184-1191.
- 10) Lawson JD, Fox T, Elder E, et al. Early clinical experience with kilovoltage image-guided radiation therapy for interfraction motion management. *Med Dosim* 2008; 33(4): 268-274.
- 11) Murakami R, Uozumi H, Hirai T, et al. Impact of FDG-PET/CT fused imaging on tumor volume assessment of head-and-neck squamous cell carcinoma: intermethod and interobserver variations. *Acta Radiol* 2008; 49(6): 693-699.
- 12) Borst GR, Sonke JJ, Betgen A, et al. Kilo-voltage cone-beam computed tomography setup measurements for lung cancer patients; first clinical results and comparison with electronic portal-imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68(2): 555-561.
- 13) van Herk M. Will IGRT live up to its promise? *Acta Oncol* 2008; 47(7): 1186-1187.
- 14) Engels B, Soete G, Verellen D, et al. Conformal arc radiotherapy for prostate cancer: increased biochemical failure in patients with distended rectum on the planning computed tomogram despite image guidance by implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74(2): 388-391.
- 15) 辻田直子, 山口沙希, 村上龍次, 他. 通常照射法におけるセットアップエラーおよび体型変化が線量分布に及ぼす影響についての検討. *日放技学誌* 2011; 67(12): 1559-1564.
- 16) Higgins J, Bezjak A, Franks K, et al. Comparison of spine, carina, and tumor as registration landmarks for volumetric image-guided lung radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 73(5): 1404-1413.
- 17) Sweeney RA, Seubert B, Stark S, et al. Accuracy and interobserver variability of 3D versus 4D cone-beam CT based image-guidance in SBRT for lung tumors. *Radiat Oncol* 2012; 7: 81.

問合先

〒 862-0976 熊本市中央区九品寺 4 丁目 24 番 1 号
熊本大学生命科学研究部医用画像学分野 村上龍次