

放射線治療におけるターゲット動体シミュレーションを用いた追跡精度の検討

田中 利恵[†], 市川 勝弘[†], 森 慎一郎^{††}, 土橋 卓^{††},
熊谷 始紀^{††}, 川嶋 広貴^{†††}, 箕原 伸一^{††}, 真田 茂[†]

[†]金沢大学医薬保健研究域保健学系 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

^{††}放射線医学総合研究所 〒263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川 4-9-1

^{†††}金沢大学附属病院放射線部 〒920-8641 石川県金沢市宝町 13-1

(2010年3月18日受付, 2010年4月26日最終受付)

Simulation study to evaluate accuracy of target tracking in external radiotherapy

Rie TANAKA[†], Katsuhiko ICHIKAWA[†], Shinichiro MORI^{††}, Suguru DOBASHI^{††},
Motoki KUMAGAI^{††}, Hiroki KAWASHIMA^{†††}, Shinichi MINOHARA^{††} and Shigeru SANADA[†]

[†]Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, College of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University; 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

^{††}Research Center for Charged Particle Therapy, National Institute of Radiological Sciences; 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba, 263-8555, Japan

^{†††}Department of Radiology, Kanazawa University Hospital; 13-1 Takara-machi, Kanazawa, 920-8641, Japan

(Received on March 18, 2010. In final form on April 26, 2010)

Abstract: The purpose of this study was to address image lag in target tracking and its influence on the accuracy of target tracking. Fluoroscopic images were obtained using a direct type of dynamic flat-panel detector (FPD). Image lag properties, modulation transfer function (MTF), and profile curves were measured. Digital phantoms of metal sphere with and without blurred edge due to image lag were simulated using the results, respectively, and then superimposed on breathing chest radiographs of a patient. The moving target with and without image lag was traced using a template-matching technique. In the results, the image lag for the first frame after X-ray cutoff was 2.0% and decreased to less than 0.1% in the fifth frame. In the measurement of profile curves on the edges of tungsten material plates, the effect of image lag was seen as blurred edges of the plate. The blurred edges of the plate were also indicated as reduction of MTF. However, the target could be traced without tracking error. The results indicated that there was no effect of image lag on target tracking in usual breathing speed in a radiotherapy situation.

Key words: Image lag; modulation transfer function (MTF); flat panel detector (FPD); radiotherapy; target tracking

1. 緒言

メガボルト単位の高いX線エネルギーを局所照射する外部放射線治療では、照射位置およびその再現性に高い精度が求められる。従来、治療に使用する高エネルギーX線とComputer Radiography (CR) もしくはフラットパネルディテクタ (FPD) などの受像器を用いて、照射対象 (ターゲット) の位置確認が行われてきた。しかし、その低い画像コントラストおよび画質が、ターゲットを識別する際の誤差要因として問題視されてきた。これらの打開策として期待されているのが、診断領域エネルギーのX線とFPDを用いたシステムである。特に、呼吸によりターゲット位置が変化する肺癌治療では、動画対応 FPD を用いたリアルタイム動体追跡照射が行われている[1-3]。診断領域エネルギーのX線を用いることで、画像コントラストは大きく改善された。しかし、動体追跡精度に影響を与える因子として lag や ghosting などの残像、ノイズ、解像度など検討すべき課題がある。特に、ターゲットの輪郭にボケを発生させる残像には注意が必要である。Image lag とは、1つ前のX線照射で発生した電荷が、次のフレームの画像形成に寄与する現象である。Ghosting とは、1つ前のX線照射により、検出器素子のX線感度に変化する現象であ

る[4, 5]。先行研究により、a-Se タイプの FPD では、1フレーム後の Image lag は 5% 以下であると報告されている[6-12]。しかし、残像がターゲット動体追跡精度に与える影響については明らかにされていない。本研究では、残像を構成する Image lag と ghosting のうち Image lag に注目し、実際に計測したシステム特性を用いて、シミュレーションにより再現した (以降、本文中の「残像」は「Image lag」を意味する)。本研究の目的は、FPD 透視画像の残像が、ターゲット動体追跡精度に与える影響をシミュレーション実験により明らかにすることである。

2. 方法

本研究は、FPD システムの残像特性計測、解像特性計測、デジタルファントム作成、残像シミュレーション、ターゲット動体追跡と精度計測からなる。

2-1 撮影装置および実験配置

X線透視画像の取得は動画対応 FPD システムを用いて行った (SONIALVISION Safire 2; Shimadzu, Kyoto, Japan)。この FPD は、リアルタイム動体追跡照射のために開発された外部放射線治療システムの一部として使用されている。

ターゲットの位置を3次元で確認するために、同じ性能のFPDが寝台を中心90°の角度で2つ配置されている。X線管はFPDに対向する位置にそれぞれ設置され、source-to-image distance (SID) は1 mである。FPDはa-Se/TFTの直接変換タイプで、1秒間に最大30フレームまで撮影可能である。本研究では、2対あるFPDシステムのうちの1方で実験を行った。画像の取得および線量計測は、IEC 62220-1規約に従って行った[13]。取得画像のマトリックスサイズは1024×1024 pixels、ピクセルサイズは248×248 μm、撮像視野は25.4×25.4 cm、階調数は16 bits グレースケールであり、ピクセル値はFPD入射線量に比例する。

2-2 残像計測

残像の計測は、FPDからグリッドを取り外した状態で、標準線質IEC RQA 5を用いて行った(70 kV, 23 mA, 4 ms, 3.2 mR)。X線を10回以上連続照射させた後に、X線照射を停止させ、画像データを読み取り続けた。X線動画の評価方法について定めたIEC 62220-1-3規約では、取得画像枚数について「2の累乗数」および「ピクセル値の安定」を条件とし、64フレームの取得を推奨している[14]。本研究では、この条件を満たすことを確認したうえで、撮影システムの制約もあり取得画像枚数は32フレームとした。取得画像の中心付近に、256×256 pixelsの関心領域(ROI)を手動にて設置し、ROI内の平均ピクセル値を計測した。計測にはフリーの画像処理ソフトImage-J ver. 1.42 (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>)を用いた。nフレーム目の残像は以下の式で算出される[4]：

$$L_n(\%) = \left(\frac{S_n - B}{S_0 - B} \right) \times 100 \quad (1)$$

ここで S_n と S_0 は、X線照射停止後nフレーム目および0フレーム目のROI内の平均ピクセル値をそれぞれ表す。 B はX線照射のない状態で収集した画像(バックグラウンド画像)を対象に計測したROI内平均ピクセル値を表す。画像収集と残像計測は3回行い、その平均値を各フレームの残像 L_n とした。

2-3 MTFおよびプロファイル計測

タングステンプレート(thickness, 1 mm; size, 10×10 cm; IEC standard)を、画像マトリックスに対して約2°傾斜させて自作モーター制御装置に設置した[13]。プレートを

FPD表面に接した状態で、FPD中心に向かって一定速度で移動させ、透視画像を取得した(15 fps, 70 kV, 23 mA, 4 ms)。通常呼吸下の肺内構造物の動きを模擬するために、移動速度は10 mm/sおよび20 mm/sとした。透視画像と静止画像間で、MTFの変化を調べるためにプレートを静止させた状態でも同様に撮影した。画像ボケを視覚的および定量的に評価するために、プレートの進行方向およびその対側でエッジプロファイルを取得した。また、256×256 pixelsのROIを設置しMTFを計測した。計測は、プレートの進行方向エッジがFPD中心に最も近づいたフレームを対象に行った。エッジ広がり関数(ESF)から線広がり関数(LSF)を作成し、フーリエ変換を行いプリサンプルドMTFを取得した[13]。MTF計測には、社団法人日本放射線技術学会の画像分科会開催DRセミナーで配布された解析ツールキットを使用した(http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/imgcom/archives/2009/05/post_42.html)。

2-4 シミュレーション画像の作成

2-4-1 ターゲット作成

肺癌のターゲット動体追跡照射では、治療部位付近にあらかじめ金属球を内視鏡的に挿入し、ターゲットとして使用することがある[15, 16]。そこで本研究では、金属球を模擬したデジタルファントムをシミュレーションにより作成した。ターゲットは直径3 mmの辺縁明瞭な球形とし、移動速度は10 mm/sおよび20 mm/s (2.7 pixels/frameおよび5.4 pixels/frame)とした。

2-4-2 残像シミュレーション

「2-2 残像計測」の結果をもとに、ターゲットの残像を以下の式でシミュレーションした。

$$T_{lag}(n) = T(n) + \sum_{k=1}^n \{T(n-k) \times L_k\} \quad (2)$$

ここで $T(n)$ および $T_{lag}(n)$ は、残像なしおよび残像ありのnフレーム目のターゲットの相対ピクセル値を表す。 k は関心フレームnからさかのぼるフレーム数で、 L_k は式(1)によって算出される残像(%)である。残像 L_k が0.1%より小さくなるまで計算を繰り返し行い、 $T_{lag}(n)$ を算出した。Fig.1(a)にターゲット作成過程を示す。また、Fig.1(b)およびFig.1(c)に残像ありおよび残像なしの金属球をシミュレーションしたデジタルファントム画像を示す。

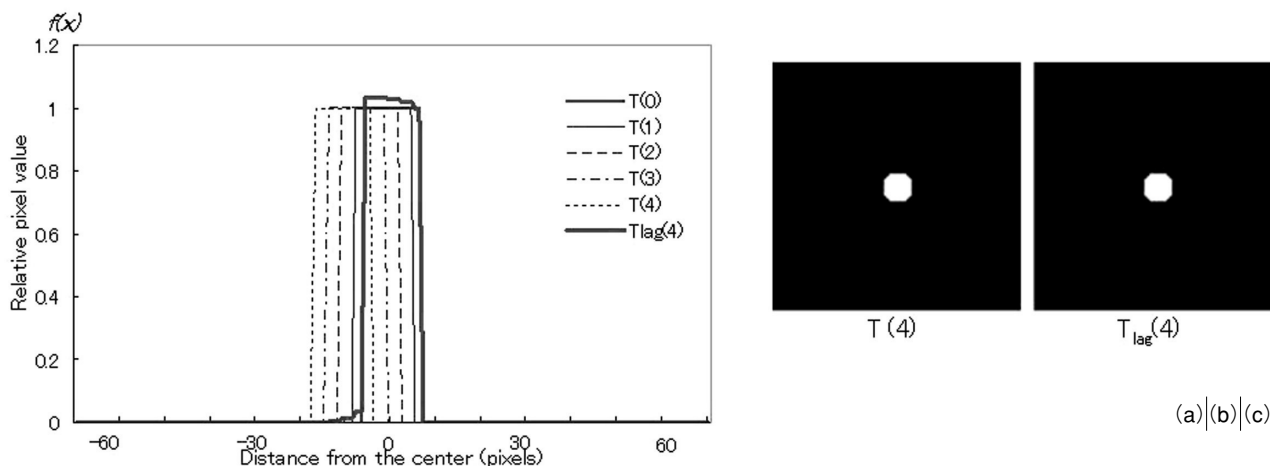


Fig.1 (a) Process of creating a digital phantom. A metal sphere of 3 mm in diameter with a well-defined edge, moving at a rate of 10 mm/s, is simulated. The bold and solid lines show simulated target with image lag ($n = 4$), $T_{lag}(4)$. Results image of a metal sphere (b) without and (c) with image lag. The direction of movement is diagonally downward to the right.



Fig.2 (a) Simulated images with a metal sphere in the right lower lung ($n=0$) and (b) the enlarged images the metal sphere surrounded by the solid squares.

2-4-3 ターゲットの軌跡

作成したデジタルファントムを、呼吸過程を撮影した胸部 X 線動画像 (1 名, 63 歳男性, 板状無気肺, 喘息) の右下肺野に画像加算により挿入した (Fig.2)。胸部 X 線動画像は、吸気および呼気の両呼吸位相を含み、全部で 20 フレームから構成されている。なお、画像の取得は倫理委員会の承認を得て行われ、患者には撮影に関する十分な説明を行い、同意を得た。ターゲットの軌跡は、ターゲット挿入付近の特徴的な肺血管陰影の動きにもとづいて決定した。軌跡は 1 名の医学物理士による 3 回の手動計測の平均値を採用した。計測はパーソナルコンピュータおよび自作の画像表示ソフトウェアを用いて行った。ターゲットの移動速度が 10 mm/s または 20 mm/s となるように、フレーム補間を行った。

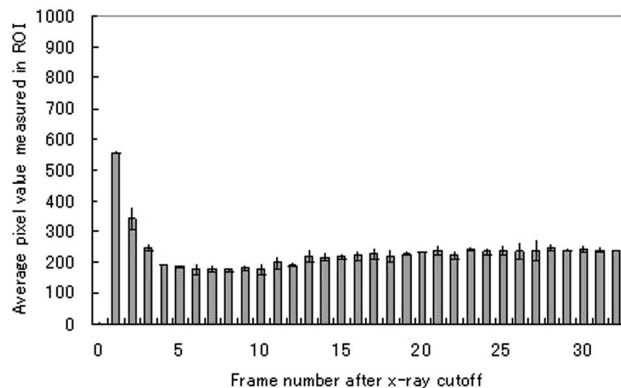
2-5 ターゲットの追跡

シミュレーション画像中のターゲットは、テンプレートマッチング法により自動追跡した [17]。次フレーム中の探索領域 $S(x+dx, y+dy)$ と注目フレーム中のテンプレート $T(x, y)$ との差の総和 R は、以下の式であらわされる。

$$R = \sum_{y=0}^N \sum_{x=0}^M |S(x+dx, y+dy) - T(x, y)| \quad (3)$$

$$(0 < x < M, 0 < y < N, -10 < dx < 10, -10 < dy < 10)$$

M および N はテンプレートサイズ、 dx および dy は探索範囲を表す。探索領域とテンプレートが最も類似したとき最小の R が得られる。そのときの (dx, dy) がターゲット移動量となり、移動後のターゲット座標は $(x+dx, y+dy)$



(a)

とあらわされる。初期テンプレートは、1 フレーム目のターゲット挿入領域とした。2 フレーム目以降は、最も一致した領域を新しいテンプレートとして更新した。

金属球を模擬したデジタルファントムの追跡では、テンプレートサイズを 50x50 pixels、探索範囲を ±10 pixels とした。これらは、ファントムサイズ (約 12 pixels) および移動速度 (10 mm/s, 20 mm/s すなわち 2.7 pixels/frame, 5.4 pixels/frame) に対して十分な大きさである。

2-6 精度評価

2 種類のターゲット移動速度 (10 mm/s, 20 mm/s) について、残像ありおよび残像なしのターゲットを対象に、動体追跡の精度を評価した。手動計測の軌跡をゴールドスタンダードとし、その座標値との最大誤差を算出することで、残像の影響を検証した。

3. 結果

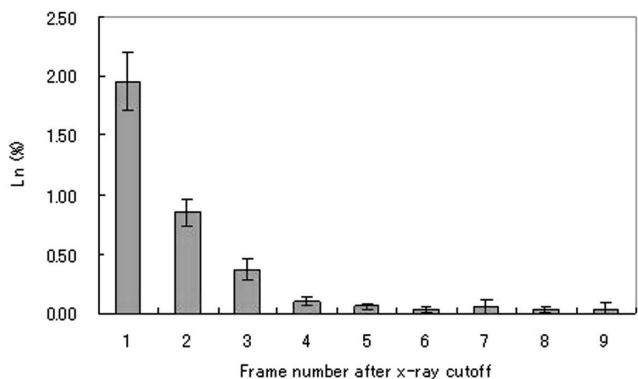
3-1 残像特性

Fig.3(a) は ROI 内の平均ピクセル値を示す。X 線照射停止後、ただちに平均ピクセル値は減少し、停止から 5 フレーム目 ($n=5$) には最小値を示した。その後、緩やかな上昇がみられた。Fig.3(b) は、0 フレーム目 ($n=0$) から 9 フレーム目 ($n=9$) までの残像 L_n を示す。X 線照射停止後、1 フレーム目 ($n=1$)、2 フレーム目 ($n=2$)、3 フレーム目 ($n=3$)、4 フレーム目 ($n=4$) の残像は、それぞれ 2.0%, 0.85%, 0.37%, 0.10% であった。そして X 線照射停止後 5 フレーム目 ($n=5$) には、0.10% 以下になった。

3-2 MTF 特性およびエッジプロファイル

Fig.4 にタングステンプレートエッジで取得したプロファイル曲線を示す。エッジは 3~4 pixels の幅を持つ傾きを示した。また、動画像のほうが静止画像よりも傾きが緩やかになることが確認できた。一方、エッジの進行方向とその対側、および移動速度 10 mm/s と 20 mm/s では、視覚的に明らかな差は認められなかった。Fig.5(a) は静止および 10 mm/s で動くタングステンプレートで計測した MTF を示す。静止したタングステンプレートの MTF の結果から、本 FPD システムが優れた MTF を持つことが分かる。10 mm/s で動くタングステンプレートの MTF は、静止したタングステンプレートの MTF よりも低下したが、進行方向とその対側で明らかな差は認められなかった。

Fig.5(b) は、10 mm/s および 20 mm/s で動くタングステ



(b)

Fig.3 Image Lag properties. (a) Average pixel values measured in the ROIs. (b) L_n for frame $n=0$ through $n=9$. Error bars show \pm SD.

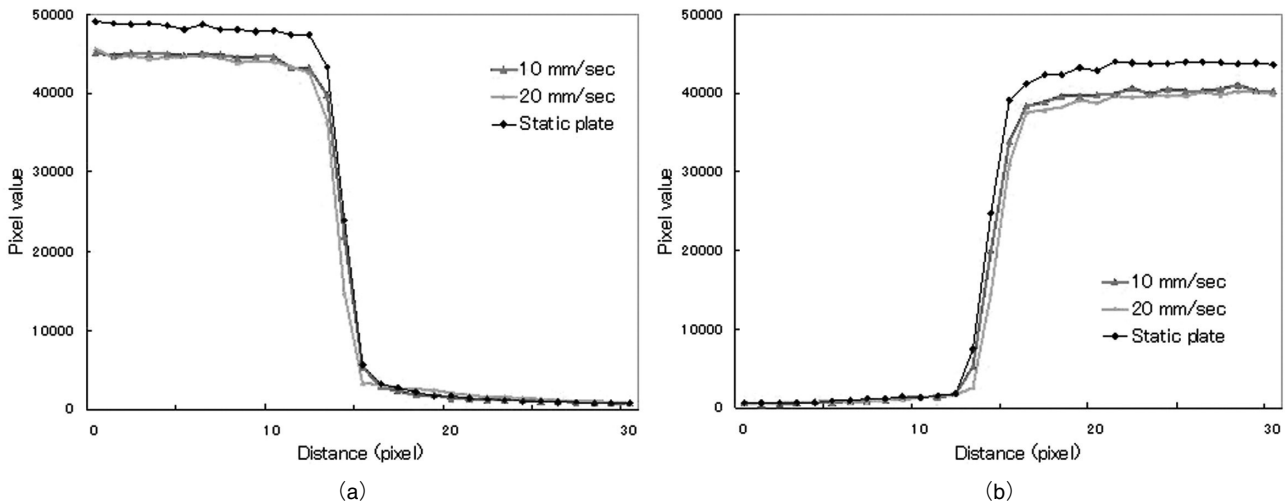


Fig.4 Profile curves obtained on edges of static or moving tungsten materials. (a) Movement direction. (b) Opposite side.

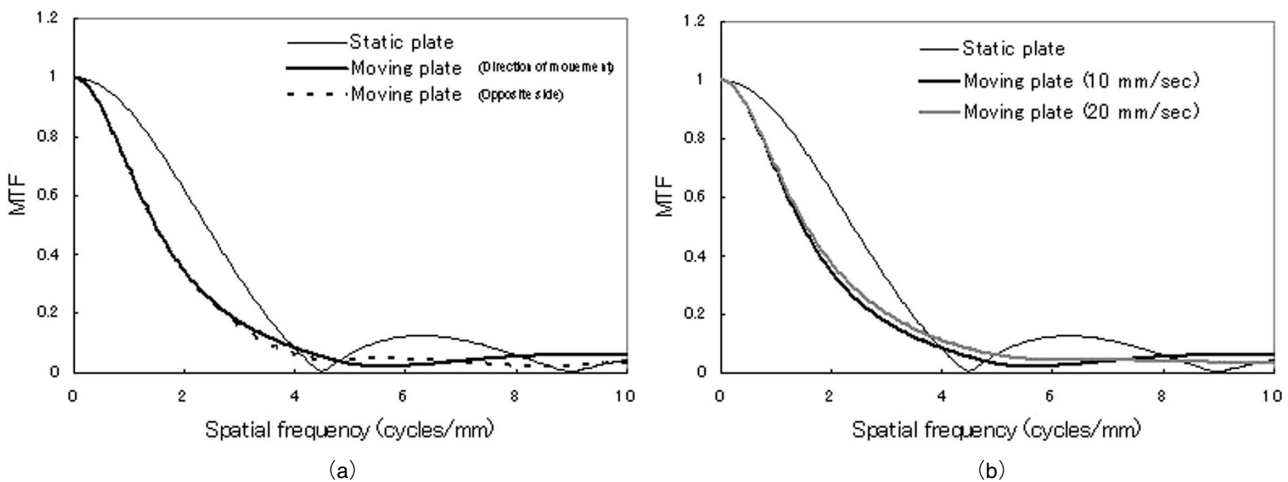


Fig.5 (a) MTF of static and moving tungsten materials plate on an edge of direction of movement (10 mm/s), (b) MTF of static and moving tungsten materials plate on an edge of direction of movement (10 mm/s and 20 mm/s). The MTF of a moving plate is much lower than that of a static plate.

ンプレートの MTF を示す。両者で有意な差は認められず、エッジプロファイル曲線の計測結果が裏付けられた。

3-3 残像による追跡誤差

Fig.6 に、金属球を模擬したデジタルファントムの追跡結果を示す。グラフの各点は、全 20 フレームに渡り追跡されたターゲット中心位置をあらわす。残像の有るターゲットの追跡軌跡、残像の無いターゲットの追跡軌跡、マニュアル計測によるターゲット軌跡が一致した。すなわち、残像の有無およびターゲット移動速度にかかわらず、どのデータセットにおいても追跡誤差は認められなかった。

4. 考 察

FPD システムの残像特性の計測では、X 線照射停止後 1 フレーム目 ($n=1$) で 2.0%、5 フレーム目 ($n=5$) には 0.1% 以下となり、先行研究グループによる報告と一致した結果が得られた[10-12]。また、X 線照射停止 5 フレーム目以降のピクセル値の緩やかな上昇は、発生の時期や変化の傾向から、先行研究の報告にある Ghosting であると考えられる。プロファイル計測では、残像によるタングステンプレートエッジの輪郭のボケが確認された。さらに MTF 計測により、MTF の低下として確認できた。しかし、ターゲット移動速度 10 mm/s と 20 mm/s で、プロファイルお

よび MTF 計測結果に違いはみられなかった。この理由として、ターゲット移動速度に対し、撮影レートが高かったことがあげられる。すなわち、ターゲット移動速度 10 mm/s と 20 mm/s を 1 フレームあたりの移動ピクセル数に換算すると、2.7 pixels/frame および 5.4 pixels/frame となる。その差は 2.7 pixels/frame (=0.67 mm/frame) と極めて小さく、計測結果に有意な差がみられなかったと思われる。シミュレーション画像を対象とした実験でも、これらの計測結果に支持される結果を示した。すなわち、残像の有無およびターゲット移動速度によらず、誤差なく追跡することができた。このことから、安静呼吸下でのターゲット動体追跡において、残像の影響はないといえる。また、今回検証した 15 fps よりも低い撮影レートを使用しても、追跡精度を維持できる可能性があることが示唆された。しかしながら、実際の臨床では、散乱線やアーチファクトなど、残像以外にも追跡精度に影響を与える因子がある。これらの影響も考慮しながら、ターゲット移動速度、撮影レート、画像ノイズ、コントラスト、解像度など、様々なパラメータでの検証が今後の課題である。

5. 結 語

動画対応 FPD システムの残像特性から残像をシミュレーションし、ターゲット動体追跡精度への影響を検証し

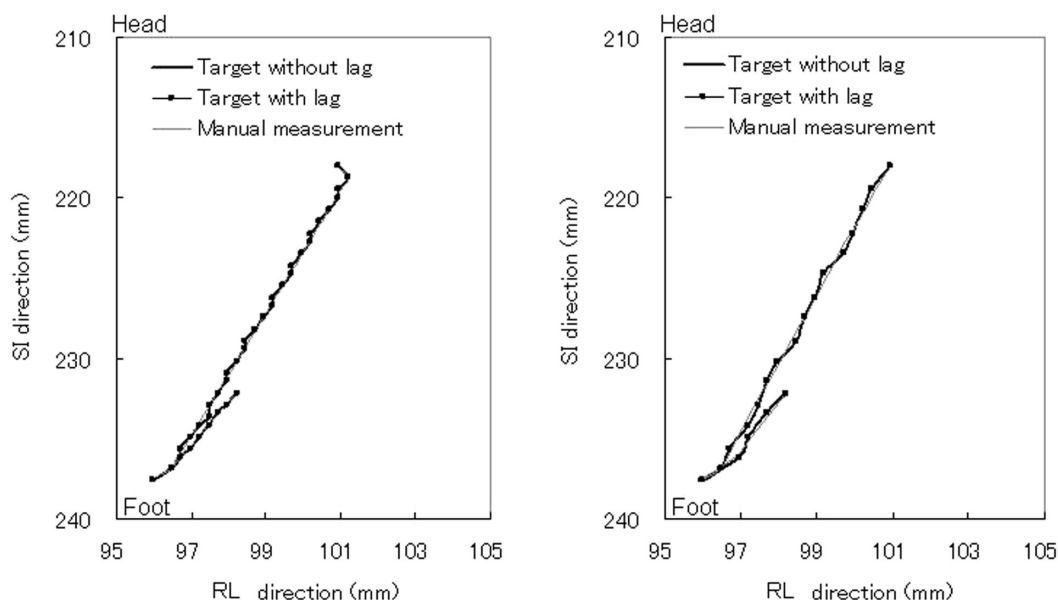


Fig.6 Results of automatic tracking of a moving metal sphere with and without image lag at a rate of (a) 10 mm/s and (b) 20 mm/s. (SI: Superior to Inferior, RL: Right to Left). There are no tracking errors in any data set, with and without image lag.

た。その結果、残像の有無およびターゲット移動速度によらず、誤差なく追跡することができ、残像の影響はみられなかった。このことから、安静呼吸下でのターゲット動体追跡において、残像の影響がないことが明らかとなった。

引用文献

- [1] Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, et al. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 53, 1337-1349, 2002.
- [2] Moore CJ, Amer A, Marchant T, et al. Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy. *Br J Radiol.* 79, 66-78, 2006.
- [3] Huntzinger C, Munro P, Johnson S, et al. Dynamic targeting image-guided radiotherapy. *Med Dosim.* 31, 113-125, 2006.
- [4] Zhao W, Degrescenzo G, and Rowlands JA. Investigation of lag and ghosting in amorphous selenium flat-panel detectors. *SPIE medical imaging 2002, Proc. SPIE* 4682, 9-20, 2002.
- [5] Bloomquist AK, Yaffe MJ, Mawdsley GE, et al. Lag and ghosting in a clinical flat-panel selenium digital mammography system. *Med Phys.* 33, 2998-3005, 2006.
- [6] Siewerdsen JH and Jaffray DA. A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect detection flat-panel imager. *Med.Phys.* 26; 1624-1641, 1999.
- [7] Choquette M, Rougeot H, Martin J, et al. Direct selenium x-ray detector for fluoroscopy, R&F, and radiography. *SPIE medical imaging 2000, Proc. SPIE* 3977, 128-136, 2000.
- [8] Adachi S, Hori N, Sato K., et al. Experimental evaluation of a-Se and CdTe flat-panel detectors for digital radiography and fluoroscopy. *SPIE medical imaging 2000, Proc. SPIE* 3977, 38-47, 2000.
- [9] Schroeder C, Stanescu T, Rathee S, et al. Lag measurement in an a-Se active matrix flat-panel imager. *Med Phys.* 31, 1203-1209, 2004.
- [10] Pokischuk B, Shukri Z, Legros A, et al. Selenium direct converter structure for static and dynamic x-ray detection in medical imaging applications. *SPIE medical imaging 1998, Proc. SPIE* 3336, 494-504, 1998.
- [11] Lee DL, Cheung LK, Rodricks B, and Powell GF. Improved imaging performance of 14 x 17-inch direct radiography system using Se/TFT detector. *SPIE medical imaging 1998, Proc. SPIE.* 3336, 14-23, 1998.
- [12] Tsukamoto A, Yamada S, Tomisaki T, et al. Development and evaluation of a large-area selenium-based flat panel detector for real-time radiography and fluoroscopy. *SPIE medical imaging 1999, Proc. SPIE.* 3659, 14-23, 1999.
- [13] International electrotechnical commission, IEC International standard 62220-1. Medical diagnostic X-ray equipment-Characteristics of digital imaging devices-Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. Geneva, Switzerland, 2003.
- [14] International electrotechnical commission, IEC International standard 62220-1. Medical diagnostic X-ray equipment-Characteristics of digital imaging devices-Part 3: Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – detectors used in dynamic imaging. Geneva, Switzerland, 2008.
- [15] Ballard DH, Brown CM. Computer vision. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-hall; 1982. T. Neicu. R. Berbeco. J. Wolfgang. S. B. Jiang. Synchronized moving aperture radiation therapy (SMART): improvement of breathing pattern reproducibility using respiratory coaching. *Phys Med Biol* 51, 617-636, 2006.
- [16] Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, van Herk JM, Lebesque, V, Miyasaka K. Precise and real-time measurement of 3 D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53, 822-834, 2002.
- [17] 石田隆行, 大倉保彦, 青木正人, 他. 4章 2次元画像処理, C言語で学ぶ医用画像処理. オーム社, 東京, 2006: 36-45.