

H22-23 年度研究援助課題 最終報告書

研究課題名

診断領域エネルギーX線とFPDによる動体追跡照射におけるX線透視条件の最適化に関する研究

研究参加者 *Corresponding author

田中利恵^{1*}, 市川勝弘¹, 松原孝祐¹, 川嶋広貴², 森慎一郎³

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

金沢大学附属病院放射線部 〒920-8641 石川県金沢市宝町 13-1

森慎一郎 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

代表者の連絡先

氏名 田中利恵 (たなかりえ)

住所 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

Tel&Fax 076-265-2537

E-mail rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

Optimization of imaging parameters during real-time target tracking with diagnostic energy X-ray and flat-panel detector

Rie Tanaka^{1*}, Katsuhiko Ichikawa¹, Kosuke Matsubara¹, Hiroki Kawashima², Shinichiro Mori³

¹Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, College of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University; 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

² Department of Radiology, Kanazawa University Hospital; 13-1 Takara-machi, Kanazawa, 920-8641, Japan

³Research Center for Charged Particle Therapy, National Institute of Radiological Sciences; 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba, 263-8555, Japan

1. はじめに

呼吸によりターゲット位置が変化する肺癌治療では、フラットパネルディテクタ (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 Image 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 線感度が変化する現象である。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。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。

また、患者被曝線量の観点から、動体追跡照射時の透視撮影にかかる総被曝線量は必要最低限におさえたい。線量と画像ノイズはトレードオフの関係にある。そして、画像ノイズはターゲット位置同定に大きく影響する。したがって、撮影線量の最適化は画像ノイズの最適化ともいえる。画像ノイズの効率的な最適化法として、画像シミュレーションがあげられ、Detective quantum efficiency (DQE)や Noise power spectrum (NPS)を利用した手法や、ホワイトノイズを付加する手法がある。前者は、高い精度でシミュレーション可能であるものの、DQE や NPS の計測が煩雑である[4]。一方、後者は、シンプルで実践しやすい利点があるものの、シミュレーション精度に限界があると報告されている[5,6]。実践的な適正線量決定を可能にするためには、シンプルで高精度な画像シミュレーションシステムの開発が必要である。

このような背景を鑑みて、撮影条件、画質、線量、追跡精度の関係を明らかにすると同時に、X 線透視条件の最適化を支援するシステム構築が急務であると考えた。本研究の目的は、動体追跡照射におけるターゲット追跡精度に影響を与える残像について影響因子を明らかにし、X 線透視条件の最適化を支援する画像シミュレーションシステムを開発することである。動画対応 FPD 搭載 X 線透視装置の物理特性計測、取得した物理特性に基づいて画像シミュレーションを行なうソフトウェア開発、およびその動作検証を行なったので報告する。

2. 方法

2-1 物理特性計測

間接型 FPD (AXIOM Luminos dRF, シーメンス) および直接型 FPD (Safire II, 島津) (図 1) の基本的な物理特性 (入出力特性, ノイズ特性, 解像特性) を計測した。続いて、動画撮影に固有でかつ動体追跡への影響が明らかになっていない残像について、FPD のタイプ (間接型 or 直接型), 線質 (IEC RQA3, RQA5, RQA7), 撮影レート (3.0 fps, 7.5 fps, 15 fps), 検出器表面での線量 (基準, その 1/2 および 1/4), ターゲット移動速度 (10 mm/sec, 20 mm/sec, and 30 mm/sec) と残像の関係を検証した。撮影装置の制約上、間接型および直

接型 FPD の基準線量はそれぞれ 0.01mR, 0.4mR とした。各種計測は、IEC 62220-1 規約に定められる配置および設定に従って行った[7,8]。以下に概要を示す。

動画像の解像特性は、タングステンプレート(1 mm 厚, 10 × 10 cm, IEC standard)を、画像マトリックスに対して約 2° 傾斜させて一定速度で動くモーター制御装置 (LINEARCAM YMS-55, 旭計測) に設置して計測した (図 2)。プレートを FPD 表面に接した状態で、一定速度 (10 mm/sec, 20 mm/sec, and 30 mm/sec) で移動させ画像を取得した。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。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。

残像の計測は、FPD からグリッドを取り外した状態で行なった。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。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。n フレーム目の残像は次式により算出した[9]。

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

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。

2-2 ソフトウェアの開発

パーソナルコンピュータ (OS, Windows XP, Microsoft, Redmond, WA, USA; CPU, Pentium 4, 2.6 GHz; Memory, 2 GB) にて、残像および画像ノイズをシミュレーションするソフトウェア開発を行なった (開発環境, Borland C++Builder Professional 6.0, Borland 社)。

2-2-1 残像シミュレーション

開発ソフトは、2 種類のターゲットから選択できる仕様にした。1 つは、腫瘍陰影をガウス分布にもとづいて模擬したデジタルファントム、もう 1 つは実画像から作成するデジタルテンプレートである。いずれの場合も、サイズおよび移動軌跡はユーザーによって任意に設定できるようにした。残像は、実測した残像特性をもとに、以下の式でシミュレーションした。

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

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

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 (図 3)。

2-2-2 動作検証

実画像とシミュレーション画像を比較することで、残像の再現性を検証した。動作検証は、残像特性に影響のあった FPD タイプ (間接型, 直接型), 線量 (基準, 1/2 倍, 1/4 倍), ターゲット移動速度 (10 mm/sec, 20 mm/sec, and 30 mm/sec) について行なった。実画像は、一定速度で動くモーター制御装置 (LINEARCAM YMS-55, 旭計測) に模擬腫瘍 (材質: パラフィン, 直径 1 cm) を設置して取得した。以外の撮影パラメータは固定して撮影を行なった (RQA5, 15fps, SID=150cm)。取得画像のターゲット付近に ROI (40 × 40 mm) を設置して、取得した濃度プロファイルから半値幅を計測した。静止画中のターゲットの半値幅との差を残像として算出した。動体ターゲットの残像をシミュレーション画像と実画像とで比較し、残像の再現性を検証した。

2-2-2 ノイズシミュレーション

撮影装置の入出力特性と IEC 規約に定められる線質ごとの光子数 (1/mm²/μGy) に基づき、管電流時間積 (mAs), 線量 (mR), 検出器への入射量子数 (count/pixel), ピクセル値 (pixel) の関係を明らかにし、変換関数を作成した。変換関数を用いてピクセル値を量子数に変換し、量子数マップを作成した。量子数マップを画素単位で乱数発生器に入力することで画像ノイズをシミュレーションした。量子数マップに荷重係数を掛けることで量子数を変更し、様々な線量レベルの画像ノイズをシミュレーションした。入力画像は、デジタル値が飽和する直前の線量で撮影した画像とした。さらに、管電流時間積とノイズレベルを相互に変化させながら画像を確認できる Graphical user interface (GUI) を作成した (図 4)。

2-2-2 動作検証

実画像とシミュレーション画像の NPS を計測し比較評価した。さらに、バーガーファントム (直径 0~10mm, 深さ 0.5~10mm, 15mm アクリル板) の実画像とシミュレーション画像を作成した (図 5)。観察者実験 (n=6) を行い、Image quality figures (IQF) にもとづき信号検出能を比較評価した [10]。

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \cdot D_{i,\min}} \quad (3)$$

ここで、 C_i はディスク深, D_i はディスク直径, n はステップ数を表す。なお、動作検証は、3つの線量レベル (0.33mR, 1.06mR, and 3.11mR) で行なった。

3. 結果

3-1 物理特性

3-1-1 解像特性

図 6 に動画像および静止画像の解像特性を示す。間接型 FPD では、動きによる影響は低周波成分では受けにくいことが明らかとなった。一方、直接型 FPD では、動きによる影響は解像力の低下となって表れることが明らかとなった。これは動画モード独特のビニングの影響を受けたものと考えられる。図 7 にターゲット速度を変化させたときの解像特性を示す。いずれの FPD タイプでも、動きによる影響は解像力の低下となって表れることが明らかとなった。特に、間接型 FPD ではその低下が大きかった。これは、直接型が動きの影響のみなのに対して、間接型ではさらに光拡散の影響が加わったものと考えられる。

3-1-2 残像特性

図 8 に間接型 FPD および直接型 FPD の残像特性を示す。直接型 FPD では、X 線 Cut-off 直後の残像が間接型に比べて大きいことが明らかとなった。一方、間接型 FPD では、残像が 1% 以下になるまでの時間が直接型よりも長くかかることが明らかとなった。それぞれの検出器の機構による違いによる影響であると考えられる。図 9 に線量を変えたときの残像特性をそれぞれ示す。間接型 FPD で線量依存性が確認された。図 10a に間接型 FPD において線質を変化させたときの残像特性を示す。線質による感度の違いが、残像の線量依存性となって表れた。図 10b に直接型 FPD において撮影レートを変化させたときの残像特性を示す。7.5fps 以下の撮影レートでは残像は確認されなかった。

3-2 ソフトウェアの開発

3-2-1 残像シミュレーション

図 11 に線量を変化させたときの残像を示す。間接型では、線量の増加に伴って残像は大きくなり、直接型では線量によらず一定であった。残像特性を反映した結果を示したといえる。実画像とシミュレーション画像で大きな差は見られず、開発ソフトによって残像が適切に再現されていることが確認できた。図 12 にターゲット速度を変化させたときの残像を示す。間接型では特に傾向は見られず、直接型では、速度の変化によらず一定の残像を示した。高速ターゲットでは、残像の影響が広範囲におよぶ。一方、低速ターゲットでは、同じ場所に積算される残像が増加する。これらターゲット速度による残像効果の違いと、Cut-off 直後の残像が大きい直接型の残像特性、および 1% 以下の残像になるまでの時間が長い間接型の残像特性とが相殺した結果であると考えられる。ターゲット速度の検証においても、実画像とシミュレーション画像で大きな差は見られず、開発ソフトによって残像が適切に再現されていることが確認できた。

3-2-2 ノイズシミュレーション

図 13 に実画像とシミュレーション画像の平均 NPS を示す。すべての線量レベルで、実画

像とシミュレーション画像で同等のノイズレベルを示した。図 14 に 6 名の観察者の平均 IQF を示す。すべての線量レベルで、実画像とシミュレーション画像で同等の信号検出能を示した。以上より、開発ソフトが画像ノイズを適切に再現されていることが確認できた。

4. 結語

動体追跡照射におけるターゲット追跡精度に影響を与える残像について影響因子を明らかにし、X 線透視条件の最適化を支援する画像シミュレーションシステムを開発するために、動画対応 FPD 搭載 X 線透視装置の物理特性計測、取得した物理特性に基づいて画像シミュレーションを行なうソフトウェア開発、およびその動作検証を行なった。動画対応 FPD の物理特性計測では、動画像と静止画像の残像特性と MTF を計測した。撮影装置による制限があったが、間接型 FPD の残像特性の線量依存性と線質依存性、直接型 FPD の解像特性の被写体速度依存性を明らかにした。これらの結果は、“Target tracking” や “動態撮影の撮影条件決定” における一助となると考える。また、画像シミュレーションソフト開発では、実測した撮影装置の物理特性をもとに残像と画像ノイズをシミュレーションした。動作検証の結果、残像・画像ノイズともに適切にシミュレーションされていることが確認できた。線量レベルと画像ノイズレベルを相互的に変化させながら、シミュレーション画像を確認できる GUI も開発した。X 線透視条件の最適化までは至らなかったが、最適化支援のベースとなるシステムとして活用できると考える。量子ノイズ以外のノイズ成分のシミュレーションと様々な被写体に対応可能なシステムへの拡張が、実用化に向けた課題である。

謝辞

本研究は、日本医学物理学会 H22-H23 年度研究援助課題として助成金を受けて行われました。日本医学物理学会会長の遠藤真広先生をはじめ、関係各位に心から感謝申し上げます。また、画像の取得や計測実験にあたりご協力いただいた島津製作所・佐藤行雄氏、筈井秀隆氏、丸文通商株式会社・菊池直樹氏、実験に協力していただいた金沢大学・真田研究室、市川研究室の皆様に深く感謝します。

引用文献

1. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:1337-1349.
2. Moore CJ, Amer A, Marchant T, Sykes JR, Davies J, Stratford J, et al. Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy. *Br J Radiol* 2006;79:66-78.
3. Huntzinger C, Munro P, Johnson S, Miettinen M, Zankowski C, Ahlstrom G, et al. Dynamic targeting image-guided radiotherapy. *Med Dosim* 2006;31:113-125.

4. Båth M, Håkansson M, Tingberg A, Månsson LG. Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems. *Radiat Prot Dosimetry*. 114(1-3):253-9, 2005
5. Veldkamp WJ, Kroft LJ, van Delft JP, Geleijns J. A technique for simulating the effect of dose reduction on image quality in digital chest radiography. *J Digit Imaging*. 22(2):114-25, 2009
6. Saunders RS Jr, Samei E. A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images. *Med Phys*. 30(11):3006-17, 2003
7. 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.
8. Determination of the detective quantum efficiency – detectors used in dynamic imaging. In: IEC International standard 62220-1. Medical diagnostic X-ray equipment-Characteristics of digital imaging devices-Part 3 Geneva, International electrotechnical commission; 2008.
9. 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.
10. Samei E, Hill JG, Frey GD, et al., “Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates,” *Med Phys* 30(4), 601-7 (2003)

図表



図1 FPD搭載 X線透視装置 (a) AXIOM Luminos dRF (Siemens 社製), (b) Safire II (島津)

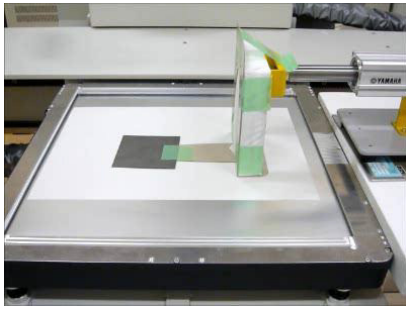


図2 動体ファントムを用いた解像特性評価

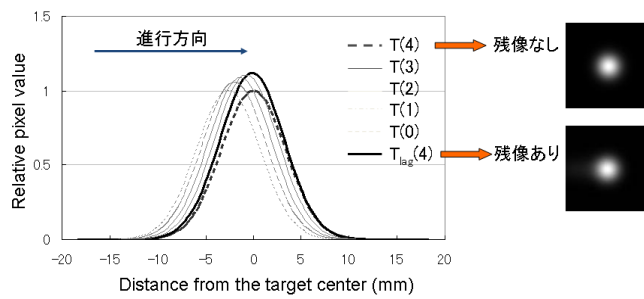


図3 残像シミュレーション過程

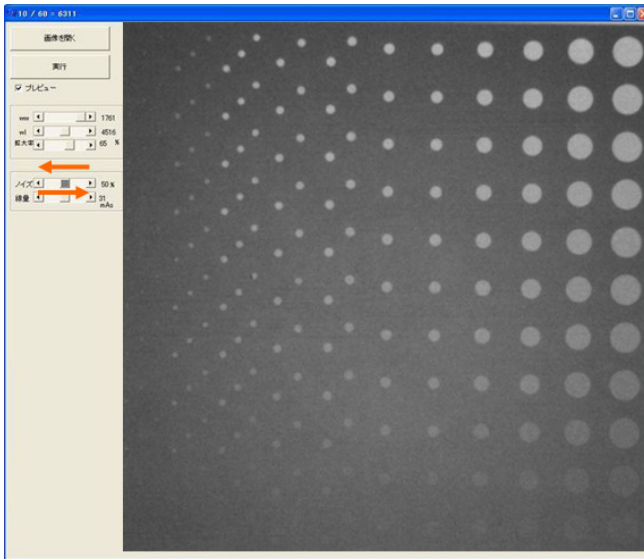


図4 管電流時間積とノイズレベルを相互に変化させながら画像を確認できる Graphical user interface (GUI)

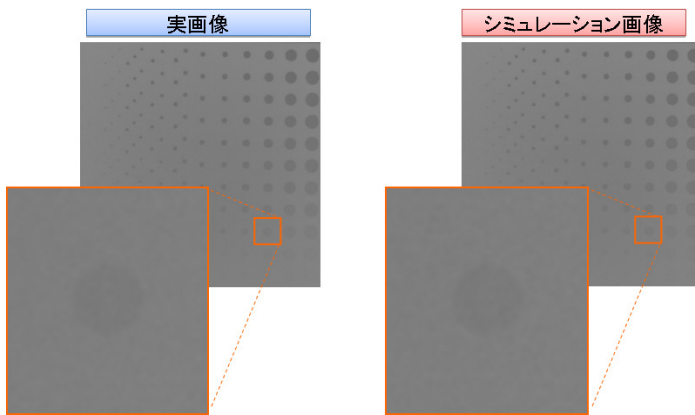


図5 実画像とシミュレーション画像

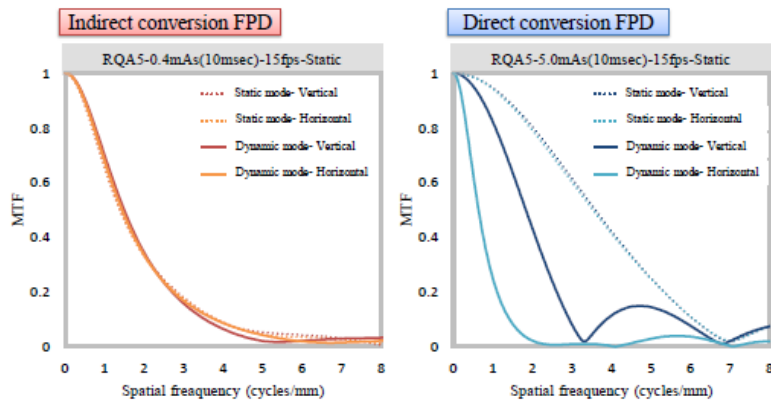


図6 動画および静止画像の解像特性

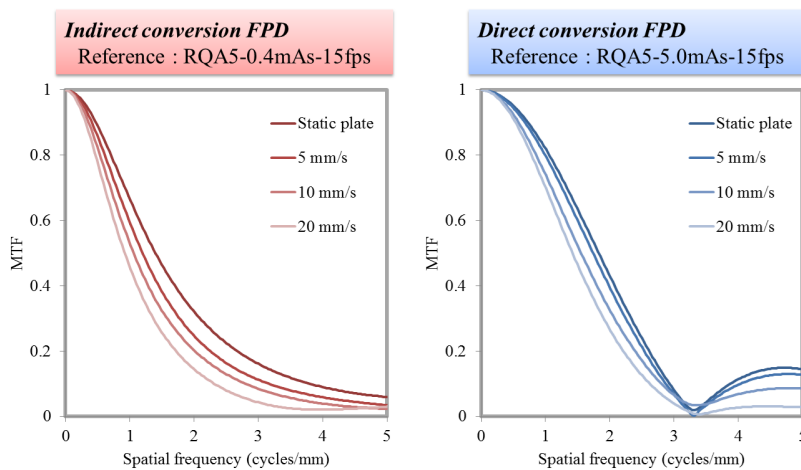


図7 ターゲット速度を変化させたときの解像特性

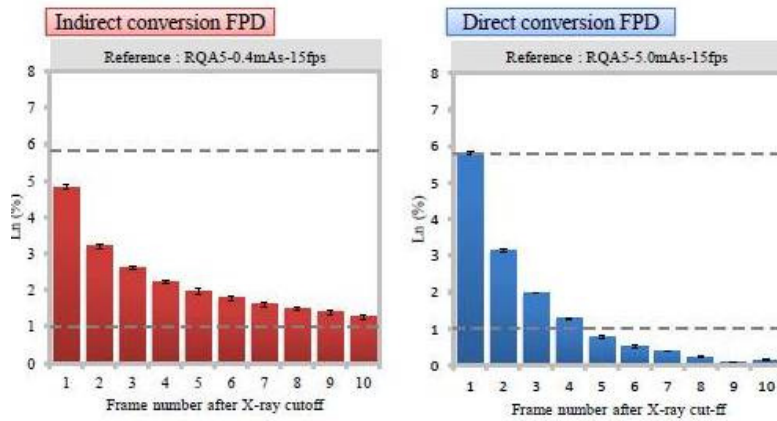


図 8 間接型 FPD および直接型 FPD の残像特性（基準線量）（誤差バーは標準偏差を示す）

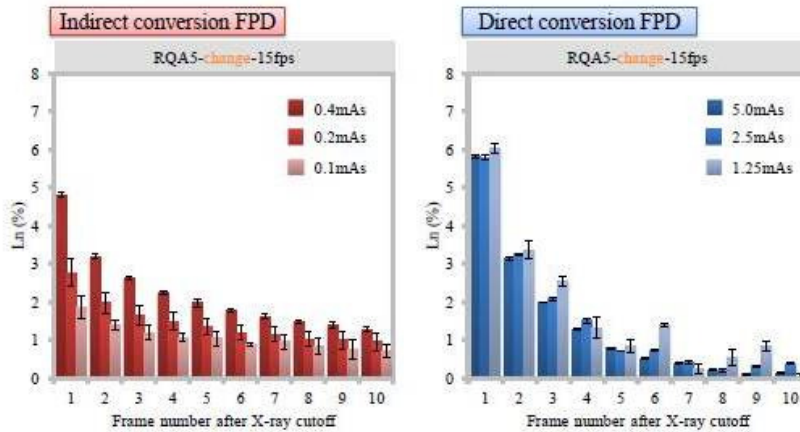


図 9 線量を変えたときの残像特性（基準，1/2 倍，1/4 倍）（誤差バーは標準偏差を示す）

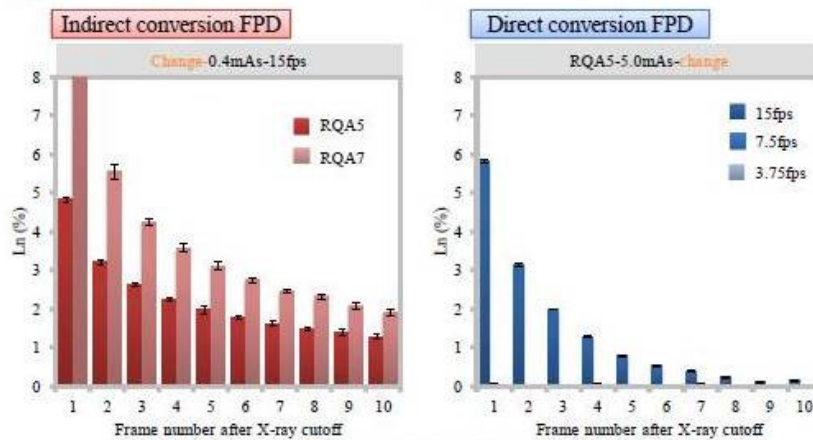


図 10 (a)線質を変化させたときの残像特性, (b) 撮影レートを変化させたときの残像特性（誤差バーは標準偏差を示す）

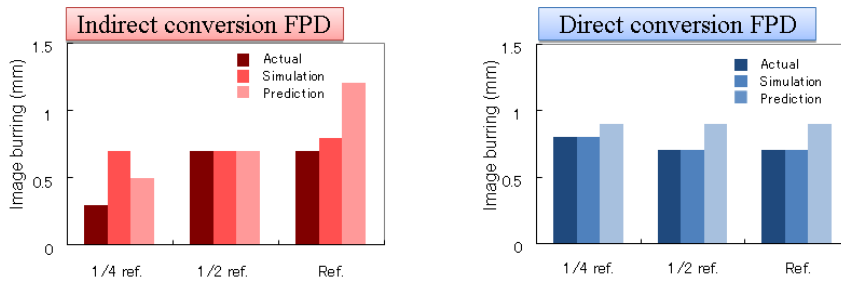


図 11 線量を変化させたときの残像

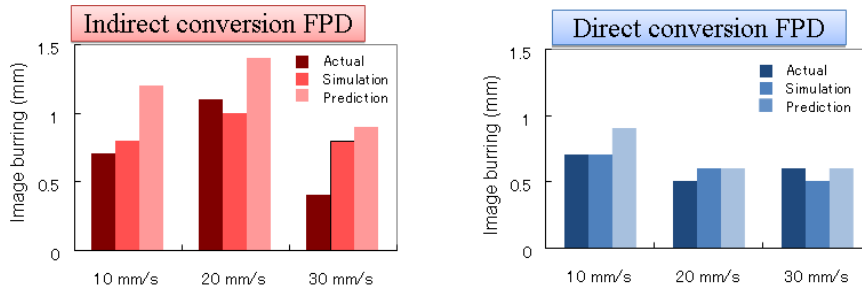


図 12 ターゲット速度を変化させたときの残像

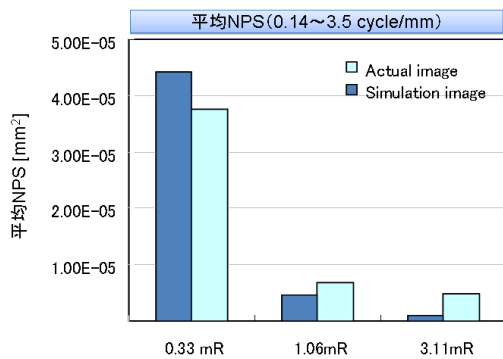


図 13 実画像とシミュレーション画像の平均 NPS

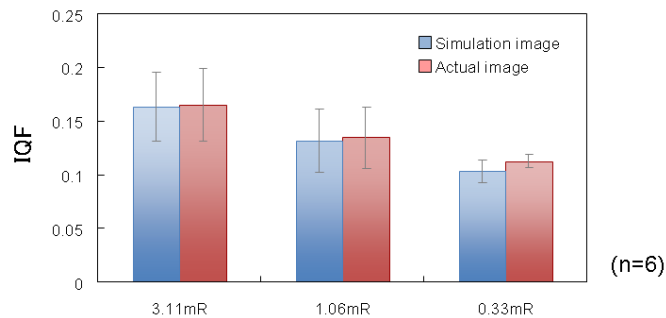


図 14 6名の観察者の平均 IQF (誤差バーは標準偏差を示す)