

高解像度・高 S/N 比の X 線検出方式とマンモグラフィーへの適用

荒井毅久

High Resolution and High Signal to Noise Ratio X-Ray Detection Method and Application to Mammography

Takahisa ARAI

In a mammography system, an X-ray detector that has high resolution is required to achieve high detection performance of calcifications. The X-ray detector which has high signal to noise ratio (S/N ratio) is also required to reduce radiation exposure. Under the current X-ray detection technology, S/N ratio would decrease much if the pixel were made minute to obtain high resolution and the radiation exposure would increase to obtain image quality enough for the diagnosis. This article reviews the X-ray detection principle and the characteristics of the “optical switching readout” that is a new method to accomplish both high resolution and low noise. It is also shown a clinical evaluation example taken by the mammography system that adopts “optical switching readout.”

Key words: mammography, X-ray detector, direct conversion, optical switching readout, photoinduced discharge effect

乳房用 X 線撮影装置（以下、マンモグラフィー装置）は、乳がんを検出するために乳房を X 線撮影してその画像を取得する画像診断機器であり、すでに数多くの装置が販売され広く使用されている¹⁾。しかし、乳がんの初期病徴のひとつである微細な石灰化の検出性能向上や、被曝によるリスク（確率的影響）を極力小さくしたいということから、被曝低減が強く求められている。現在広く使用されている TFT (thin film transistor) を用いた X 線検出方式では、画素を微細化することが難しく、したがって高い解像度を得ることが困難であり、また、微細化できたとしても S/N 比（信号対雑音比）が低下してしまい、診断に十分な画像品質を得ようとする被曝線量が増加してしまうという問題がある。本稿では、従来の X 線検出方式がもつこれらの欠点を克服し、高い解像度とノイズの低減を両立した、新しい方式の検出器の X 線検出原理とその特性について解説し、この X 線検出方式を用いたマンモグラフィー装置の臨床評価例を紹介する。

1. デジタルマンモグラフィー装置の X 線検出器

マンモグラフィー装置には、被曝を最小限に抑えながら、腫瘍陰影や微細な石灰化を抽出するために高いコントラストと高い解像度の画像を得ることが要求される。デジタルマンモグラフィーが開発されるまでは、蛍光体を樹脂ベースに塗布した増感紙で X 線を光に変換し、その光をフィルムに露光させて、自動現像機で処理して X 線像を得るスクリーン/フィルム方式で X 線信号を画像化してきた。しかし、近年のデジタル化に伴い、X 線検出器は、スクリーン/フィルムから CR (computed radiography) や FPD (flat panel detector) に置き換えられて、デジタルマンモグラフィー装置として普及してきている。このデジタルマンモグラフィー装置の X 線検出器の X 線検出原理と、その方式の違いについて述べる。

デジタルマンモグラフィー装置の X 線検出器は、一般に、次の 3 つのプロセスを順に経ることで X 線画像を得ている。つまり、(1) X 線を電荷へ変換する、(2) 電荷を蓄

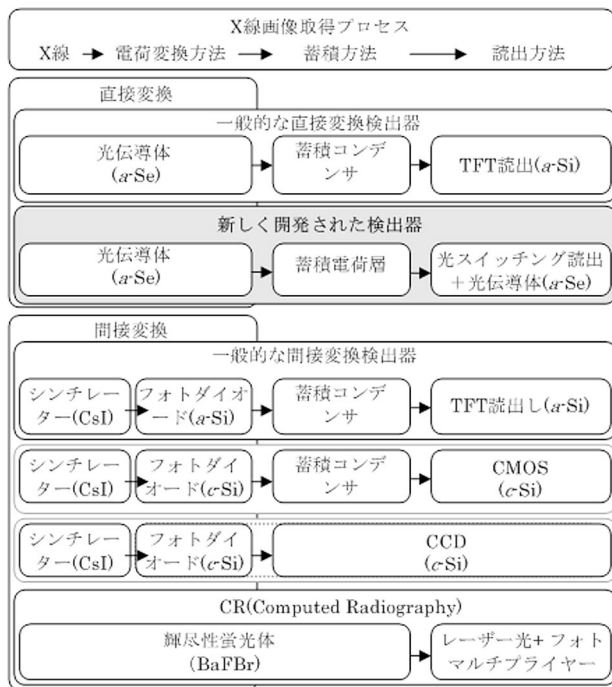


図1 X線検出方法とX線画像形成プロセス。

積する、および(3)電荷を読み出す、という3つのプロセスである。また、X線検出器は、(1)のX線を電荷へ変換する方式の違いにより、直接変換方式と間接変換方式に大別される(図1)。

以下に、直接変換方式と間接変換方式の動作原理について述べる。直接変換方式とは、電圧が印加された光伝導体にX線を入射させて、X線光量子のエネルギーを光伝導体内で吸収させ、このエネルギーを直接に電荷(自由電子と自由正孔のペア)に変換して、電界に従って電荷を輸送(光伝導)させてX線信号を電気信号に変換する方式である。このための光伝導体には、現在、一般的にアモルファスセレン(a-Se)が用いられている。そして、電気信号は、画素ごとに蓄積コンデンサーに蓄積されて、TFTにより読み出される。一方、間接変換方式とは、蛍光体層にX線を入射させて、X線を可視光に変換し、この可視光をフォトダイオード、CMOSやCCDなどにより光電変換してX線信号を電気信号に変換する方式である。ほかに、間接変換方式には、輝尽性(蓄積型)蛍光体からなるイメージングプレート(IP)を用いたCR方式も含まれる。この方式では、X線がIPに照射されると、発光潜像として保持される。IPから蓄積された発光潜像を光として取り出すためにレーザー光を走査し、レーザー光により取り出された光をフォトマルチプライヤーによって検出し、電気信号に変換している。

これまでに述べた従来のX線検出方式で、高い解像度を

得ることを考える。高い解像度を得るためには、画素サイズの微細化が必要になる。画素サイズを微細化しようとすると、TFT方式では、TFTおよび電極の微細化そのものが難しい。また、電荷検出に用いられる積分アンプ(チャージアンプ)のノイズは、入力容量の増加に従って増える特性をもっているが、微細化による画素数の増加に伴いゲートラインとデータラインの交差数が増加するため、データラインの寄生容量を小さくすることが難しく、したがってノイズを小さくすることが難しい。一方で、画像信号は画素面積にほぼ比例するため、画素サイズを小さくするに従い小さくなる。したがって、TFT方式は、画素を微細化すると、S/N比が低下する。現在のところ、TFT方式では、 $70 \times 70 \mu\text{m}^2$ にとどまっている^{2,3)}。また、CR方式では、レーザー光の走査ピッチを細かくすれば、複雑な電気配線を用いずに画素サイズを微細化でき、 $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ 以下の画素サイズが実現されている⁴⁾。ただし、読み出し用のレーザー光がIP内で散乱されて、画素サイズ外の領域からの信号も読み出されてしまうために、鮮鋭度の劣化が生じる。また、TFT方式のようにラインごとの読み出しではなく、一画素ごとに読み出すため、X線撮影した画像を表示するまでに時間がかかるという問題もある。

これらの問題を解決するために、新たに「光スイッチング読み出し」方式を開発した。これは、鮮鋭度の高い直接変換により電気信号を発生させ、光により読み取る方式である。線状電極を並べた単純な構造のため、寄生容量が小さく、積分アンプのノイズ増加を抑えながら、 $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ 画素を実現することに成功している。

2. 光スイッチング読み出しの動作原理

新しいX線検出方式である光スイッチング読み出しの動作原理を解説する。すでに1970年代に、光伝導体にX線を入射させることにより生じた電気信号を読み出すために、光伝導体における光誘起放電効果(photoinduced discharge effect; PID effect)を利用すれば可能であることが示されていた。特に、a-Seを利用したさまざまな構造が提案されたものの⁵⁻⁸⁾、S/N比が低く読み出し速度も遅いため実用化には至らなかった⁹⁾。これらの課題を解決するために、透明ライン電極と遮光ライン電極を交互に並べるという独自の電極配置としたX線検出器を開発した。この電極配置とすることで蓄積電子の読み出し効率を飛躍的に高めることに成功した。さらに、この電極配置では、読み出し光伝導層の厚さを薄くしても読み出し効率の悪化が小さく、厚さを薄くすることで読み出し速度を高速にすることも可能となった。このようなX線検出器の基本構造と、

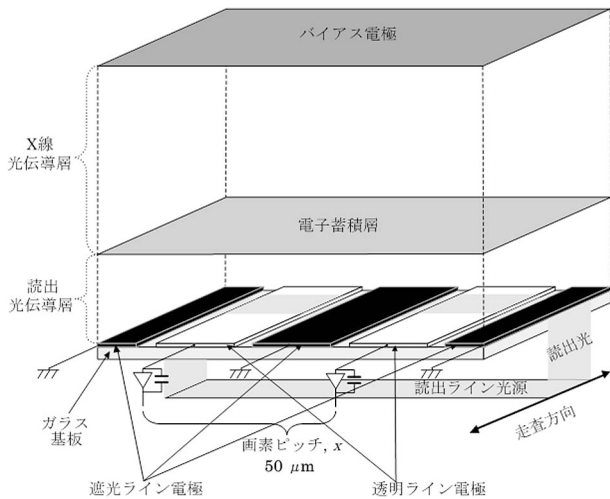


図2 新しいX線検出器構造の概略図。

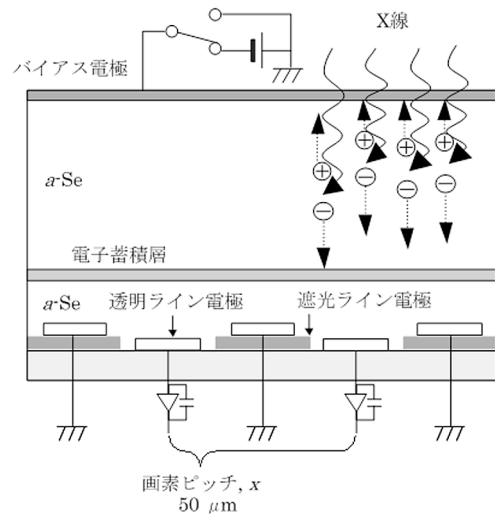


図3 X線を電荷へ変換するプロセス。

読み出し原理およびその特徴を以下に解説する¹⁰⁾。

2.1 X線検出器の基本構造

新しく開発されたX線検出器は、次のような層構成をもつ。すなわち、①電圧を印加するためのバイアス電極 (bias electrode)、②X線を光電変換するための厚いa-Seを用いたX線光伝導層 (X-ray photoconductive layer; X-ray PCL)、③電子を蓄積するための電子蓄積層 (electron trapping layer; ETL)、④光誘起放電をするための薄いa-Seを用いた読み出し光伝導層 (readout PCL)、⑤交互に配置された透明ライン電極と遮光ライン電極 (stripe electrodes)、⑥ガラス基板 (glass substrate)、および⑦ライン電極と直交するように配置された読み出しライン光源 (linear optical source) によって構成されている (図2)。各透明ライン電極は、チャージアンプに接続されている。

次に、このX線検出器の電荷読み出し方法を説明する。効率的に光誘起放電を起こすために、読み出し光としてa-Seの量子効率が高い波長域である青光を用いている。ライン光源からの照射により、すべての透明電極から同時に信号を読み出している。読み出し時のライン光源の位置と透明電極の位置が各画素の位置座標となり、ライン光源をX線検出器に対して走査しながら読み出すことで、二次元の画像信号を得ている。画素ピッチに相当する透明電極間ピッチ x を $50 \mu\text{m}$ で形成し、ライン光源の走査間隔を $50 \mu\text{m}$ と設定することにより、 $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ の画素サイズを実現している。

2.2 X線検出器の読み出し原理

ここでは、新しく開発されたX線検出器の読み出し原理を示す。

まず、X線を電荷へ変換するプロセスでは、バイアス電極に負電圧を印加した状態でX線を入射させると、自由電

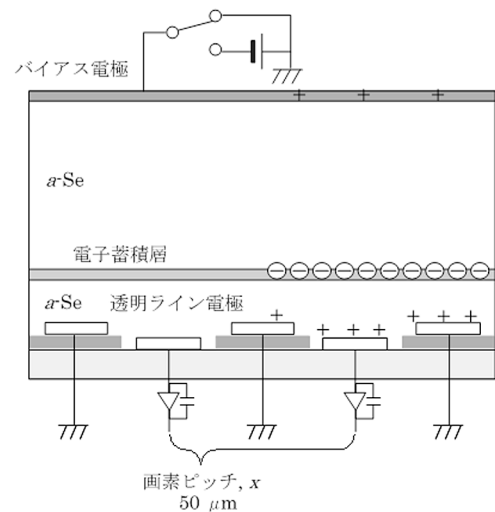


図4 電子蓄積層に電子が蓄積され、それぞれの電極に正電荷が誘導される様子。

子と自由正孔が生成される。負電圧を印加したことで生じた電界により電子蓄積層に自由電子が収集され、バイアス電極に自由正孔が収集される (図3)。電子蓄積層は、電子を通さない材料でできており、X線強度に応じた電荷が電子蓄積層に保存され、X線潜像が形成された状態となる。

次に、バイアス電極を電源からグランドにスイッチすると、電子蓄積層の電子により、各光伝導層内に電界が生じ、それぞれの電極に正電荷が誘導される (図4)。

最後に、電極に正電荷が誘導された状態で読み出し光伝導層に読み出し光を入射すると、読み出し光伝導層で電子-正孔対が生じる。ここで発生した正孔が蓄積電子のもとへ移動して中和し (光誘起放電効果)、誘起される負電荷が電極を移動し、チャージアンプで検出され、A/D変換されて画像データとなる (図5)。

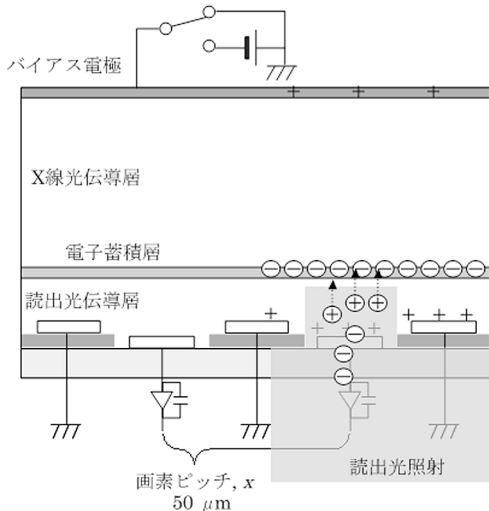


図5 読み出し光伝導層に読み出し光が入射され、光誘起放電効果によって潜像が読み出される様子。

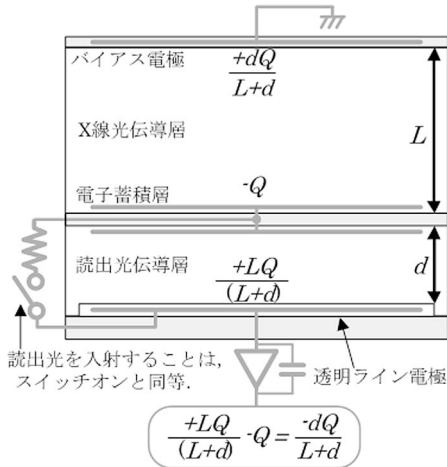


図6 遮光ライン電極がない場合の、2つの直列したキャパシターと読み出しのためのスイッチで表される等価回路モデル。

2.3 X線検出器の特徴

新しく開発されたX線検出器の特徴は、透明ライン電極と遮光ライン電極を交互に並べることにより、蓄積電子の読み出し効率を飛躍的に高めたことにある。なぜこの電極配置により読み出し効率が上がるのかを説明するために、電荷読み出しにおける遮光ライン電極の役割を説明する。

図6に、遮光ライン電極がない場合のX線検出器の断面図を示す。X線照射により、電子蓄積層に電荷量 $-Q$ の電子が蓄積されているとすると、これにより各電極に、図中に示す正電荷量が誘導される。ここで、X線光伝導層の厚さを L 、読み出し光伝導層の厚さを d とし、また、電子蓄積層の厚さは十分薄く無視できるとする。読み出し光伝導層内に読み出し光を入射させると、発生した電子と正孔が電界に沿って移動し、正孔は蓄積電子へ、電子は電極へ向

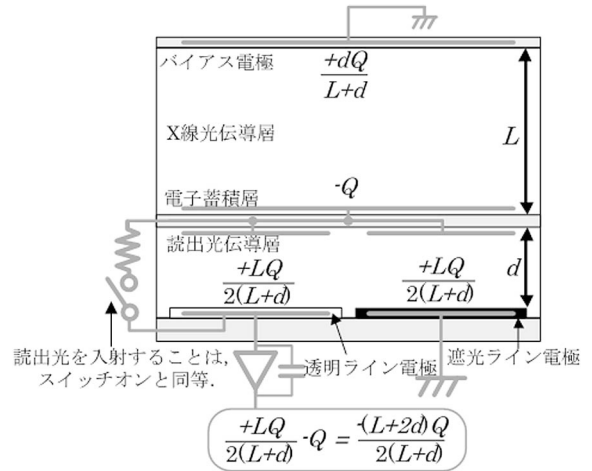


図7 遮光ライン電極を並べた場合の回路モデル。図6において、スイッチと接続されないキャパシターを追加したことに相当する。

かう。このようにして電子蓄積層に保持されていた電子が中和される。これは、光誘起で放電が生じたのとらえることができる。

このような光誘起放電で得られる信号電荷量は、図6に示した2つの直列したキャパシターと読み出しのためのスイッチをもった回路モデルにより単純化して見積もることができる。読み出し光の入射は、スイッチを入れて電荷蓄積層と透明ライン電極で構成されるキャパシターを短絡し抵抗を介して放電を行うことと同等である。スイッチオンとともに $-Q$ の電荷が流れ出るが、その内の下側の電極に誘導されている $+LQ/(L+d)$ は打ち消される。つまり、残りの $-dQ/(L+d)$ の信号量しかチャージアンプにより検出されず、大量のロスが生じる。実用上は、X線光伝導層にX線を十分吸収させるために $L \gg d$ となり、蓄積電子量の10%も読み出されない。仮に、信号電荷量を大きくするために d を大きくすると、抵抗値が大きくなり、放電速度が遅くなる。すなわち、読み出し速度が遅くなるという問題が発生する。

図7に、遮光ライン電極を並べた場合のX線検出器の断面図を示す。遮光ライン電極は、読み出し光が入射しないようにされた、透明ライン電極と電氣的に分離された電極である。遮光ライン電極の追加は、回路モデルにおいてスイッチと接続されないキャパシターを追加したことに相当する。スイッチを入れると $-Q$ の電荷が流れ出るが、これを打ち消す電荷が $+LQ/2(L+d)$ であるため、 $-(L+2d)Q/2(L+d)$ が検出可能となる。 $L \gg d$ であっても50%以上の電子を読み出すことが可能である。また、 d を小さく設定することで、読み出し速度を高速にすることもできる。

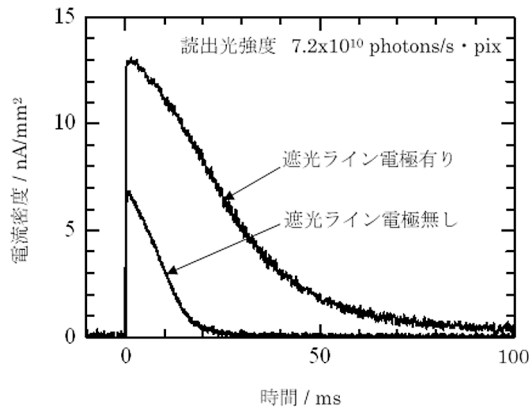


図8 490 mGyのX線照射の後に光誘起放電されて検出された電流密度。遮光ライン電極がある場合とない場合の比較。

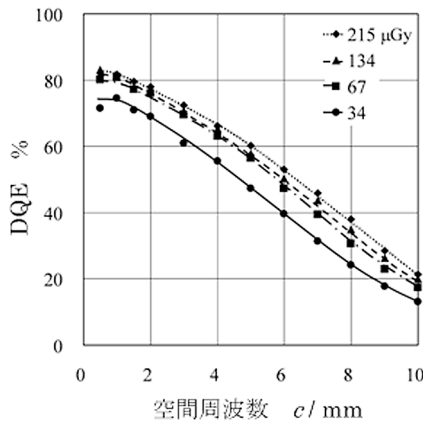


図9 新しいX線検出器の検出量子効果測定結果¹⁰⁾。

3. 光スイッチング読み出しの特性

光スイッチング読み出しを用いたX線検出器の読み出し電荷量の改善効果、ノイズおよび画質性能を以下に示す。

3.1 読み出し電荷量

図8は、時刻0において光照射し、光誘起放電が発生し、蓄積電子の中和に伴い検出される電流の時間変化の様子を示している。遮光ライン電極を並べた場合には、並べない場合と比較して、明らかに電流密度の時間積分値、すなわち読み出し電荷量が大きくなっていることがわかる。

3.2 ノイズおよび画質性能

検出量子効率 (detective quantum efficiency; DQE) は、X線像そのものがもつS/N比に対するX線検出器のS/N比の比率で定義され、付加的なノイズが発生しない理想的なX線検出器で100%となる指標であり、画質の総合的な指標として用いられている。図9にDQEを示す¹⁰⁾。50 μm画素に対応した空間周波数 10 μm⁻¹まで、高いDQEが得られている。また、アンプノイズの影響が大きくなる低X線量においても、高いDQEを維持している。つまり、光

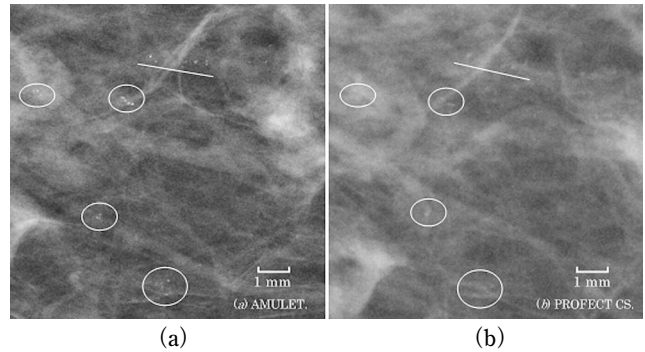


図10 同一撮影条件・同一画像処理が適用された診断画像の比較。(a) AMULET, (b) PROPECT CS.

スイッチング読み出しにより、画素の微細化と低ノイズ化が達成されたことを示している。

4. 光スイッチング読み出しを用いたX線検出器の乳房画像の臨床評価

上記のとおり解説したX線検出器は、デジタルマンモグラフィシステム「AMULET」¹¹⁾に搭載されている¹²⁾。(独)国立病院機構名古屋医療センター遠藤登喜子医師のグループにより、AMULETとCRシステム「PROPECT CS」を用いた乳がん診断価値評価のための臨床研究が実施されており、この研究により得られた画像の一例を紹介する。

ボランティアの乳房をAMULETおよびPROPECT CSで撮影し、早期乳癌が検出された例を図10(a), (b)に示す。両者は同撮影条件、同画像処理が適用されている。石灰化が存在する領域を、図中の白色の囲みおよび傍線で示している。AMULETの画像は、PROPECT CSと比較して微小石灰化の存在、形状および分布をより明瞭に検出しており、より高い確信をもって診断できるとの評価が得られている。

近年、日本人女性の乳がんは、罹患率が高く死亡率も増加傾向にある。そのため、乳がんの早期発見を目的に、マンモグラフィーを中心とする乳がん検診の重要性がますます高まっている。本稿で概説した光スイッチング読み出しを用いたX線検出器を搭載したAMULETが、マンモグラフィー検診・診断の精度向上、乳がんの早期発見に貢献できることを期待する。

臨床研究の推進、撮影と評価にご尽力をくださり、また、さまざまな有益なご助言をいただきました独立行政法人国立病院機構名古屋医療センター放射線科の遠藤登喜子先生、大岩幹直先生、吉川和明先生、白岩美咲先生、森田孝子先生、同研究検査科病理検査室の市原周先生、森谷鈴

子先生, 同外科の佐藤康幸先生, 林孝子先生および放射線
科技師の皆様方に心より感謝いたします。

文 献

- 1) NHS Purchasing and Supply Agency: "Buyers guide: Digital mammography," CEP, **08022** (2008) 29-39.
- 2) J. G. Yorker, L. S. Jeromin, D. L. Y Lee, E. F. Palecki, K. P. Golden and Z. Jing: "Characterization of a full-field digital mammography detector based on direct X-ray conversion in selenium," Proc. SPIE, **4682** (2002) 21-29.
- 3) D. Albagli, H. Hudspeth, G. Possin, J. U. Lee, P. R. Granfors, and B. W. Giambattista: "Performance of advanced a-Si/CsI-based flat-panel X-ray detectors for mammography," Proc. SPIE, **5030** (2003) 553-563.
- 4) C. Lawinski, A. Mackenzie, H. Cole, P. Blake, and I. Honey: "Computed radiography (CR) systems for mammography, Fuji FCR 5000 MA and FCR Profect CS: A technical report," MHRA Report, **04094** (2004).
- 5) D. M. Korn, S. P. Johnson, O. L. Nelson and R. J. Ziegler: "A method of electronic readout of electrophotographic and electroradiographic images," J. Appl. Photo. Eng., **4** (1978) 178-182.
- 6) K. Kempter, A. Kiendl, W. Müller and H. Volt: "Charge trapping in a multilayer ELIC device," J. Non-Cryst. Solids, **59&60** (1983) 1219-1222.
- 7) H. De Monts and F. Beaumont: "A new photoconductor imaging system for digital radiography," Med. Phys., **16** (1989) 105-109.
- 8) J. A. Rowlands and D. M. Hunter: "X-ray imaging using amorphous selenium: Photoinduced discharge (PID) readout for digital general radiography," Med. Phys., **22** (1995) 1983-1996.
- 9) N. Reznik, P. T. Komljenovic, S. Germann and J. A. Rowlands: "Digital radiography using amorphous selenium: Photoconductively activated switch (PAS) readout system," Med. Phys., **35** (2008) 1039-1050.
- 10) K. Irisawa, K. Yamane, S. Imai, M. Ogawa, T. Shouji, T. Agano, Y. Hosoi, and T. Hayakawa: "Direct-conversion 50 μm pixel-pitch detector for digital mammography using amorphous selenium as a photoconductive switching layer for signal charge readout," Proc. SPIE, **7258** (2009) 72581I, 1-10.
- 11) K. Irisawa, T. Arai, H. Nakata, T. Sendai, T. Kuwabara and K. Yamane: "Development of high-sensitivity and high-resolution digital mammography system 'AMULET'," Fujifilm Res. Dev., **54** (2009) 10-15.
- 12) S. Rivetti, N. Lanconelli, M. Bertolini, G. Borasi, P. Golinelli, D. Acchiappati and E. Gallo: "Physical and psychophysical characterization of a novel clinical system for digital mammography," Med. Phys., **36** (2009) 5139-5148.

(2010年1月15日受理)