

酸硫化ガドリニウム蛍光板と CMOS カメラを用いた リアルタイムデジタルラジオグラフィシステム

寒河江康朗, 佐藤 英一

岩手医科大学共通教育センター物理学科, 〒 028-3694 岩手県紫波郡矢巾町西徳田 2-1-1

(受付 2007年10月26日)

Real-time digital radiography system utilizing
a gadolinium oxysulfide screen and a CMOS camera

Michiaki Sagae and Eiichi Sato

Department of Physics, Iwate Medical University, 2-1-1 Nishitokuta, Yahaba 028-3694, Japan

(Received October 26, 2007)

Abstract

A preliminary experiment for real-time digital radiography system is described. The radiography system consists of a 100- μm -focus x-ray generator, a CMOS camera, a gadolinium oxysulfide screen, and a personal computer (PC). An object is exposed by the x-ray generator, the x-ray image on the screen is taken by the camera, and the digital AVI and JPG files are recorded by the PC. The x-ray intensity was 2.66 $\mu\text{Gy/s}$ at 0.5 m from the source with a tube voltage of 80 kV and a tube current of 0.5 mA. The repetition rate was approximately 1 fps (Hz), and the spatial resolution was about 300 μm .

Keywords: digital radiography, real-time radiography, CMOS camera, gadolinium oxysulfide screen, micro-focus x-ray tube

1. はじめに

フラッシュ X 線¹⁻³は高速度撮影に有用で, 撮影目的に応じて様々なタイプの装置が試作・開発されてきた. 特に, プラズマ X 線装置⁴⁻⁸からはクリーンな K 系列特性 X 線が発生するので, これらの X 線はマンモグラフィ, ヨウ素 K エッジ造影, ガドリニウム K エッジ造影などに利用できる. しかし, X 線照射時間が 1 μs 以下であるため, リアルタイム撮影に応用することは難しい. このような観点から, 単色 X 線を定常的に発生できる X 線装置^{9,10}の開発も行ってきた.

CCD の進歩により, ボケや残像がない超高感度 CCD カメラが開発され, 暗視カメラなどに使用さ

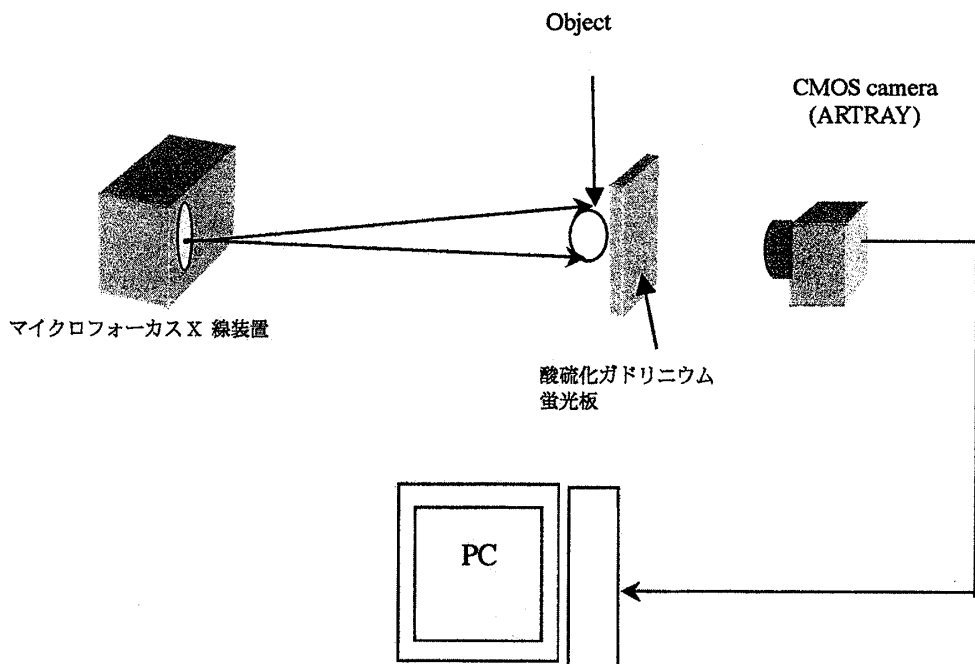


Fig. 1. Block diagram of a real-time digital radiography system utilizing a CMOS camera.

れている。このカメラを X 線撮影に用いれば高感度リアルタイム撮影システムへの応用が可能になる。また、シャッタースピードを 1 ms 程度まで縮めることができることから、ぶれの無い静止画像を得ることができる。しかし、超高感度カメラは未だ高価なため、撮影システム全体も高価となる。

本研究では、低価格の CMOS カメラと高感度の酸硫化ガドリニウム蛍光板を組み合わせた安価なりリアルタイムデジタル X 線撮影システムを試作した。

2. 装置

リアルタイムデジタル X 線撮影システムのブロック図を Fig. 1 に示す。システムはマイクロフォーカス X 線装置、ARTRAY 製 CMOS カメラ (ARTCAM -300MI)、デジタルラジオグラフィー (DR) 用酸硫化ガドリニウム蛍光版 (DRZ - HIGH, $Gd_2O_2S : Tb$)、パソコン (PC) などからなる。被写体に X 線を照射し、蛍光板に現れた被写体の透過画像を CCTV レンズを取り付けたカメラで撮影する。動画や静止画のファイルは USB を介して PC のハードディスク (HD) に保存される。

3. 実験結果

3.1. X 線強度

Fig. 2 は X 線強度で、電離箱 (RAMTEC 1000 plus) を用いて測定した。X 線源と電離箱までの距離は 0.5 m、管電流は 0.5 mA であった。管電圧の増加に伴い、X 線強度も増加した。管電圧 80 kV における X 線強度

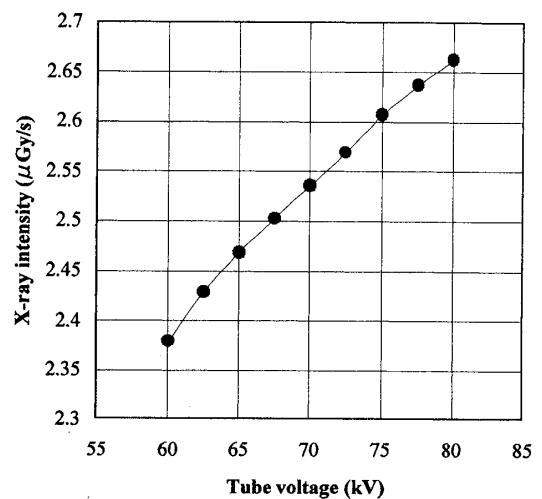


Fig. 2. X-ray intensity at 0.5 m per pulse.

は $2.66 \mu\text{Gy}/\text{s}$ であった。

3. 2. X 線撮影

次の Figs. 3～6 は X 線写真で、管電圧と管電流はそれぞれ 70kV 、 0.5mA であった。また、X 線源と被写体との距離は 0.5m で、蛍光板とカメラの距離を 0.21m とし、蛍光板と被写体を密着させて撮影した。

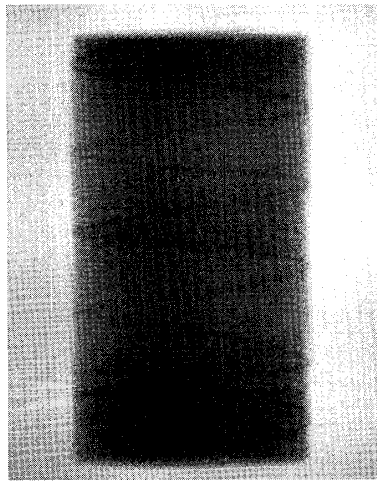


Fig. 3. Radiogram of a $100\text{-}\mu\text{m}$ -diam tungsten wire coiled around a PMMA rod.

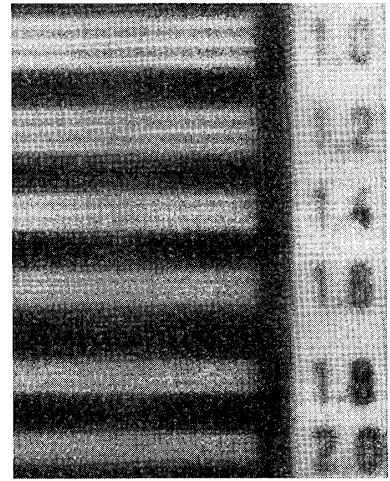


Fig. 4. Radiogram of a test chart for measuring spatial resolution.

Fig. 3 は透明アクリルの円柱に直径 $100 \mu\text{m}$ のタングステン線を巻いて撮影した X 線像である。タングステン線は一応認識できた。次にテストチャートを Fig. 4 に示す。 $313 \mu\text{m}$ の線までは見えるが、 $250 \mu\text{m}$ はほとんど見えなかった。Fig. 5 は椎骨で、骨の構造はおおむね観察できた。最後に、ヨウ素を用いて造影した犬の心臓を Fig. 6 に示す。 0.5mm 程度の血管まで見ることができた。

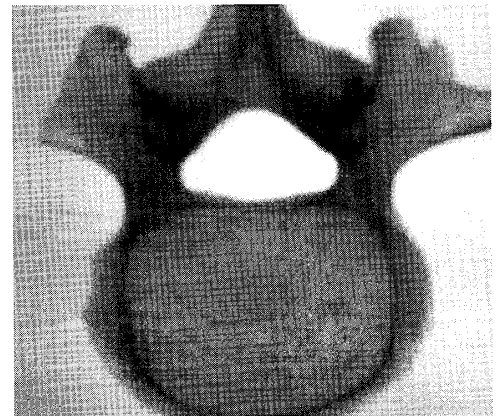


Fig. 5. Radiogram of a vertebra.

4. おわりに

デジタルカメラの性能は日進月歩で、特に CCD や CMOS カメラの感度、フレームレート、画素数などが著しく増加し、カメラ自体も安価になりつつある。一般に、X 線撮影システムは高価であるが、高輝度蛍光版と CMOS カメラを用いた場合には、ここで紹介したような簡便で安価なリアルタイムデジタル X 線撮影システムが実現できる。

使用した ARTRAY 社製カメラは高感度だけではなく、画像取り込み用プログラムも簡単で使い易く、十分に X 線撮影に適用できる。しかし、高輝度板の蛍光粒子が粗いため、分解能が低下した。今後、分解能を向上させるためには、輝度は下がるが、ファイバプレート付の蛍光版を使用する必要がある。

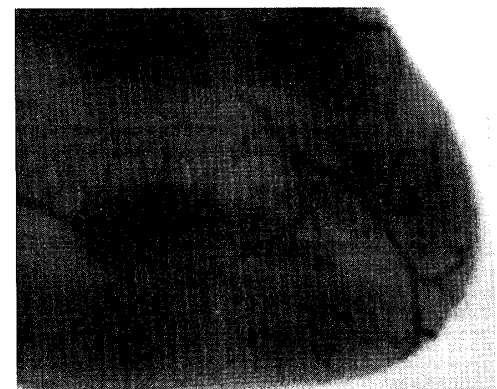


Fig. 6. Radiogram of a dog heart.

文 献

1. E. Sato, K. Takahashi, M. Sagae, S. Kimura, T. Oizumi, Y. Hayasi, Y. Tamakawa and T. Yanagisawa, "Sub-kilohertz flash x-ray generator utilizing a glass-enclosed cold-cathode triode," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, **32**, 289-294, 1994.
2. E. Sato, M. Sagae, E. Tanaka, Y. Hayasi, R. Germer, H. Mori, T. Kawai, T. Ichimaru, S. Sato, K.

- Takayama and H. Ido, "Quasi-monochromatic flash x-ray generator utilizing a disk-cathode molybdenum tube," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **43**, 7324-7328(2004).
3. E. Sato, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Ichimaru, S. Sato, K. Takayama and H. Ido, "Compact monochromatic flash x-ray generator utilizing a disk-cathode molybdenum tube," *Med. Phys.*, **32**, 49-54(2005).
 4. E. Sato, Y. Hayasi, R. Germer, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Ichimaru, S. Sato, K. Takayama and H. Ido, "Sharp characteristic x-ray irradiation from weakly ionized linear plasma," *J. Electron Spectrosc. Related Phenom.*, **137-140**, 713-720(2004).
 5. E. Sato, Y. Hayasi, K. Kimura, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, S. Sato, K. Takayama, J. Onagawa and H. Ido, "Enhanced K-edge angiography utilizing tantalum plasma x-ray generator in conjunction with gadolinium-based contrast media," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **44**, 8716-8721(2005).
 6. E. Sato, Y. Hayasi, R. Germer, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, S. Sato, K. Takayama, J. Onagawa, "X-ray spectra from weakly ionized linear copper plasma," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **45**, 5301-5306(2006).
 7. E. Sato, Y. Hayasi, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, S. Sato, K. Takayama, J. Onagawa and H. Ido, "K-edge angiography utilizing a tungsten plasma x-ray generator in conjunction with gadolinium-based contrast media," *Rad. Phys. Chem.*, **75**, 1841-1849(2006).
 8. M. Sagae, E. Sato, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, S. Sato, K. Takayama, J. Onagawa and H. Ido, "Intense clean characteristic flash x-ray irradiation from an evaporating molybdenum diode," *Opt. Eng.*, **46**, 026502-1-7(2007).
 9. E. Sato, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, S. Sato, K. Takayama and J. Onagawa, "Characteristic x-ray generator utilizing angle dependence of bremsstrahlung x-ray distribution," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **45**, 2845-2849(2006).
 10. E. Sato, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Inoue, A. Ogawa, M. Izumisawa, K. Takahashi, S. Sato, T. Ichimaru and K. Takayama, "Super-characteristic x-ray generator utilizing a pipe and rod target," *SPIE*, **6319**, 63190Q-1-6(2006).