

シンクロトン単色X線源にかわる二種類の準単色平行X線撮影システム

Two Types of Quasi-monochromatic Parallel Radiography Systems

Instead of Synchrotron Monochromatic X-ray Source

佐藤英一, 小松真 (岩手医科大学教養部物理学), 林保臣 (八戸工専電気), 小島英則, 高山和喜 (東北大学流体研),
臼杵辰巳, 佐藤公悦 (トーレック)

Eiichi SATO*, Makoto KOMATSU*, Yasuomi HAYASI**, Hidenori OJIMA***, Kazuyoshi TAKAYAMA***,
Tatsumi USUKI**** and Koetsu SATO****

*Department of Physics, Iwate Medical University, Morioka 020-0015, Japan

**Electrical Engineering, Hachinohe National College of Technology, Hachinohe 039-1104, Japan

***Shock Wave Research Center, Institute of Fluid Science, Tohoku University, Sendai 980-8577, Japan

****Toreck Inc., Yokohama 223-0052, Japan

Two types of quasi-monochromatic parallel radiography systems instead of synchrotron monochromatic x-ray source are described. The systems are as follows: (a) plasma flash x-ray generator utilizing a polycapillary plate and (b) monochromatic x-ray generator in conjunction with a polycapillary. In the type (a) system, the high-voltage main condenser is charged up to 50 kV by the power supply, and the electric charges in the condenser are discharged to the tube after triggering the cathode electrode. The flash x-rays are then produced. As the electron flows from the cathode electrode are roughly converged to the copper plane target by the electric field in the tube, the plasma x-ray source, which consists of metal ions and electrons, forms by the target evaporating. Both the tube voltage and current displayed damped oscillations, and their peak values increased according to increases in the charging voltage. In the present work, the peak tube voltage was almost equal to the initial charging voltage of the main condenser, and the peak current was about 20 kA with a charging voltage of 50 kV. When the charging voltage was increased, the plasma x-ray source formed, and the characteristic x-ray intensities of K-series lines increased. The dimensions of the focal spots were almost constant and were about 10 mm in diameter. In the radiography achieved with a computed radiography system, we employed a polycapillary plate with a hole diameter of 25 μm and a thickness of 1 mm. The image resolution was primarily determined by the resolution of the CR system and had a value of about 100 μm . Next, the type (b) system employs a transmission-type x-ray tube, and quasi-monochromatic x-rays were obtained by the target filtering. The x-rays are formed to parallel beam by the polycapillary, and parallel radiography was performed with an image resolution of about 100 μm . In the radiography, the maximum tube voltage was 30 kV, and the tube current was less than 1 mA.

1. はじめに

X線レーザー発生原理に似た方法により特性X線強度を増加・増幅するには, 金属プラズマ^{1,2)}を線状などに形成し, 制動X線を蛍光X線(特性X線)に変換する方法が有効であると思われる。事実, 医療診断で用いられるX線管の固体ターゲット内でも制動線が特性線に変換され, 増幅されているからである。

従来, 高線量率の単色X線はシンクロトンにより得られる。シンクロトンを用いて発生できる単色X線を高コントラスト・高分解能撮影へ応用することはX線撮影上, 革命的な技法であるにもかかわらず, マシントイムの制限などから広く医用応用することはできない。ここではシンクロトンで得られた単色X線に関する研究成果³⁾を汎用可能な2種の方法により再現し, 応用することを主目的としている。

2. 冷陰極X線管を用いたシステム

コンデンサーを高電圧電源を用いて 50 kV 程度まで充電し, 蓄積された電荷をX線管の陰極にトリガ電圧を印加することにより管内に放電し, X線を発生させる。試作した面焦点フラッシュX線管の構造はFig. 1に示してある。図のように長い黄銅製の陽極棒先端に直径 10 mm の銅ターゲットが取付けてある。管電流によりターゲットが気化され, プラズマの成長とともに特性X線が発生する。ターゲット材は目的に応じて交換することができ, 銅の他にはニッケル, セリウム, モリブデン, イッテルビウム, タングステンなどが採用できる。ポリキャピラリープレートを使って照射野の広い平行X線を得るには面焦点X線管が必要である。面焦点から出たX線をポリキャピラリーに入射させ, 平行X線を得る (Fig. 2)。管電圧の最大値はコンデンサーの初期充電電圧にほぼ等しく, 電流のそれは充電電圧が 50 kV の場合には 20 kA 程度であった。パルス幅は 500 ns 程度で, CR撮影には十分なX線強度が得られた。観測された K_{α} と K_{β} 線の強度は充電電圧の増加

により著しく増加し、フィルターの挿入によって減少した。画像分解能の測定にはCRシステムを用いたが、高精細モードを使った場合には約 $100\ \mu\text{m}$ (CRの限界値) の分解能が得られた。

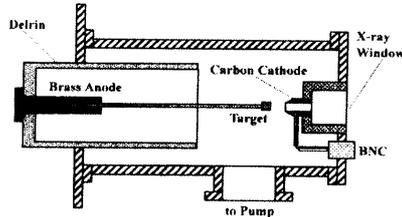


Fig. 1 Plane-focus x-ray tube.

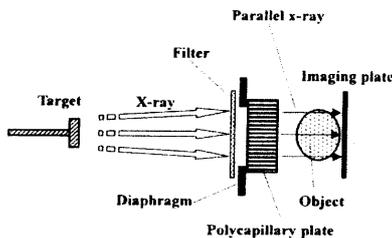


Fig. 2 Flash parallel radiography system.

3. 熱陰極X線管を用いたシステム

透過式面焦点X線管を用いたX線装置の回路図をFig. 3に示す。図は性能試験用の回路で、ターゲットに正の高電圧を印加する方式を採用した。陰極はグラウンドに接続され、収束電極には負の高電圧が印加される。

Fig. 4は透過式X線管の電極構成と平板ポリキャピラリーによる撮影法である。X線管には透過式の薄板ターゲットが取り付けられる。加速された電子をターゲットに衝突させ、X線を発生させる。透過式ターゲットは単色化フィルターの役目も果たすので、準単色X線が得られる。また透過式ではターゲット厚の増加により特性X線強度が著しく減弱するので、ターゲット箔をベリリウムX線窓に貼り付ける方法が適当である。K系列特性X線は熱伝導の良いベリリウム窓を容易に透過して出力する。つぎにダイヤフラムによりX線照射野を限定した後、平板ポリキャピラリーに入射させ、平行X線を得る。この方式においても $100\ \mu\text{m}$ 程度の画像分解能が得られた。

3. おわりに

平行X線ビームによる撮影は被写体と等倍の画像が得られることから長年にわたって放射線技術者の夢であった。小焦点

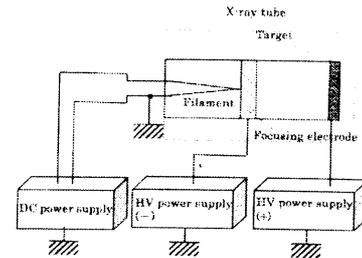


Fig. 3 Circuit diagram of the x-ray generator having a plane-focus x-ray tube.

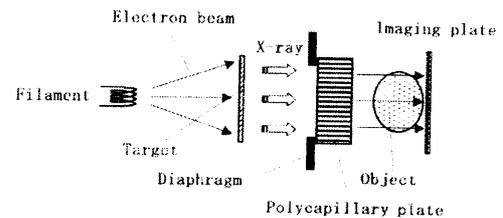


Fig. 4 Quasi-monochromatic parallel radiography achieved with a plane-focus x-ray tube having a hot cathode.

を用いて被写体を線源から遠ざけることにより高画像分解能を得てきた従来の方法と比較して、面焦点と平板ポリキャピラリーを用い、キャピラリーに被写体を密着する平行X線ビーム撮影はまさに革命的な技法である。これらのシステムにシリコンモノクロメーターを使うことにより完全な単色平行X線も得ることができる。加えて低融点のターゲット材を採用することができ、単色や準単色X線を利用できることから、高コントラスト・高分解能造影などによる早期癌の発見など、医療診断上画期的な成果が期待できる。

謝辞

本研究は文部科学省科学研究費補助金および科学技術振興事業団の研究助成金により遂行された。

文献

- 1) E. Sato, Y. Suzuki, Y. Hayashi, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, K. Takayama, H. Ido and Y. Tamakawa: *SPIE*, **4505**, pp. 154-164, 2001.
- 2) E. Sato, Y. Hayashi, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, H. Obara, T. Ichimaru, K. Takayama, H. Ido, T. Usuki, K. Sato and Y. Tamakawa: *SPIE*, **4508**, pp. 176-187, 2001.
- 3) H. Mori, K. Hyodo and E. Tanaka: *Radiology*, **201**, pp. 173-177, 1996.