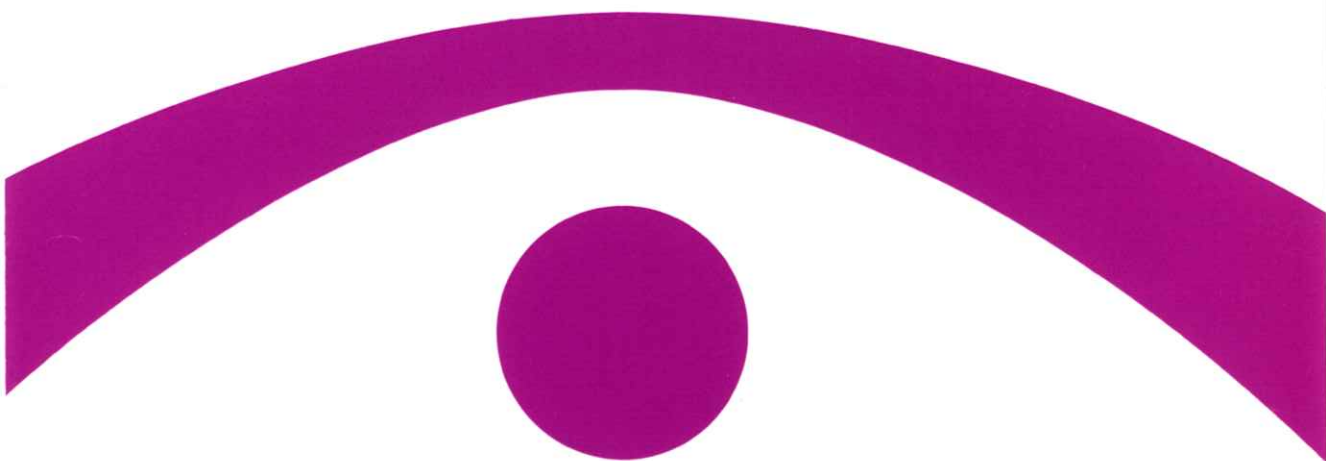


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻101号

Japanese Journal of  
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 9 No. 2 May 1992



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences



# 医用画像情報学会雑誌

第9巻第2号 1992年5月

## 目次

### 会 告

平成4年度総会および第103回研究会のご案内 .....	会告 1
会費納入のお願い .....	会告 3
第104回研究会予定および演題伺い .....	会告 3

### 論 文

Repetitive Flash X-Ray Generator Utilizing a Hot-Cathode Diode in Conjunction with a Modified Blumlein Pulser ..... Eiichi SATO, Haruo OBATA, Teiji OIZUMI, Yasunori HAYASI, Yutaka OHTA, Hiroshi SEINO, Keiji HONDA, Yoshiharu YOKOTA, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	53
High-Speed X-Ray Television System Utilizing a Flash Memory Device in Conjunction with a CCD Camera ..... Eiichi SATO, Michiaki SAGAE, Teiji OIZUMI, Hiroyasu ARIMA, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	61
Generation of High-Intensity Flash X Rays Utilizing a Surface-Discharge Radiation Tube in Conjunction with a Large Capacity Condenser ..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Teiji OIZUMI, Yutaka OHTA, Haruo OBATA, Hiroshi SEINO, Yasunori HAYASI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	67
Kilohertz-Range Sub-Millisecond Flash X-Ray Generator Utilizing a Hot-Cathode Triode ..... Eiichi SATO, Michiaki SAGAE, Singo KIMURA, Arimitsu SHIKODA, Teiji OIZUMI, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA and Hiroyasu ARIMA .....	75
KエッジサブトラクションX線テレビシステム—動物実験— ..... 深川浩志, 鈴木洋一, 山口高弘, 長谷川伸, 兵藤一行, 安藤正海, 杉下靖朗, 垣花昌明, 大塚定徳, 武田 徹, 秋貞雅祥, 西村克之, 豊福不可依, 竹中栄一 .....	83

### 国際会議報告

R S N A '91に参加して .....	藤田広志 91
------------------------	---------

### 会 報

研究会記事 .....	95
理事会議事録 — 委員の指名 .....	97
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿 .....	98

## 複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会内日本複写権センター支部

〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704

Phone 03-3475-4621・5618. Fax 03-3403-1738



Japan Journal of  
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 9 No. 2 May 1992

Contents

Original Papers

- Repetitive Flash X-Ray Generator Utilizing a Hot-Cathode Diode in Conjunction  
with a Modified Blumlein Pulser  
..... Eiichi SATO, Haruo OBATA, Teiji OIZUMI, Yasunori HAYASI, Yutaka  
OHTA, Hiroshi SEINO, Keiji HONDA, Yoshiharu YOKOTA, Yoshiharu  
TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA ..... 53
- High-Speed X-Ray Television System Utilizing a Flash Memory Device  
in Conjunction with a CCD Camera  
..... Eiichi SATO, Michiaki SAGAE, Teiji OIZUMI, Hiroyasu ARIMA,  
Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA ..... 61
- Generation of High-Intensity Flash X Rays Utilizing a Surface-Discharge  
Radiation Tube in Conjunction with a Large Capacity Condenser  
..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Teiji OIZUMI, Yutaka OHTA, Haruo  
OBATA, Hiroshi SEINO, Yasunori HAYASI, Yoshiharu TAMAKAWA  
and Toru YANAGISAWA ..... 67
- Kilohertz-Range Sub-Millisecond Flash X-Ray Generator  
Utilizing a Hot-Cathode Triode  
..... Eiichi SATO, Michiaki SAGAE, Singo KIMURA, Arimitsu SHIKODA,  
Teiji OIZUMI, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru  
YANAGISAWA and Hiroyasu ARIMA ..... 75
- K-Edge Subtraction X-Ray Television System  
-Animal Experiment-  
..... H. FUKAGAWA, Y. SUSZUKI, T. YAMAGUCHI, S. HASEGAWA, K.  
HYODO, M. ANDO, Y. SUGISHITA, M. KAKIHANA, S. OHTSUKA, T.  
TAKEDA, M. AKISADA, K. NISHIMURA, F. TOYOFUKU and E.  
TAKENAKA ..... 83

International Conference Report

- RSNA '91  
..... Hiroshi FUJITA ..... 91

(Jpn. J. Med. Imaging Inform. Sci. Vol. 9 No.1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences  
Kyoto Institute of Technology  
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In the U.S. A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owner's name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.  
27 congress St.  
Salem, MA 01944

Phone (508) 744-3350, Fax (508)741-2318



告 白

平成4年度総会および第103回研究会のご案内

平成4年度総会および第103回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 平成4年6月6日(土) 10:00~17:00

場 所 大阪大学医療技術短期大学部大講義室

〒560 豊中市待兼山町1-1 TEL 06-857-1890

参加費 会員：500円，非会員：1,000円，学生：無料

特別講演 本学の医用画像関連の研究と装置 稲 邑 清 也 教授

胃がんの画像処理 稲本一夫 教授

見 学 同上装置の見学

総 会 13:00~13:30

議 題 1) 平成3年度事業報告、会計報告

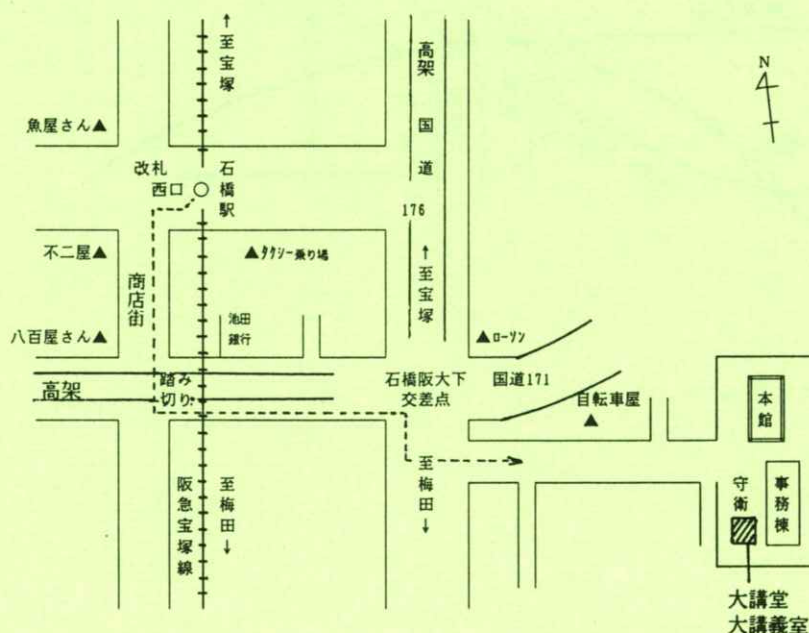
2) 平成4年度事業計画、予算案

3) その他

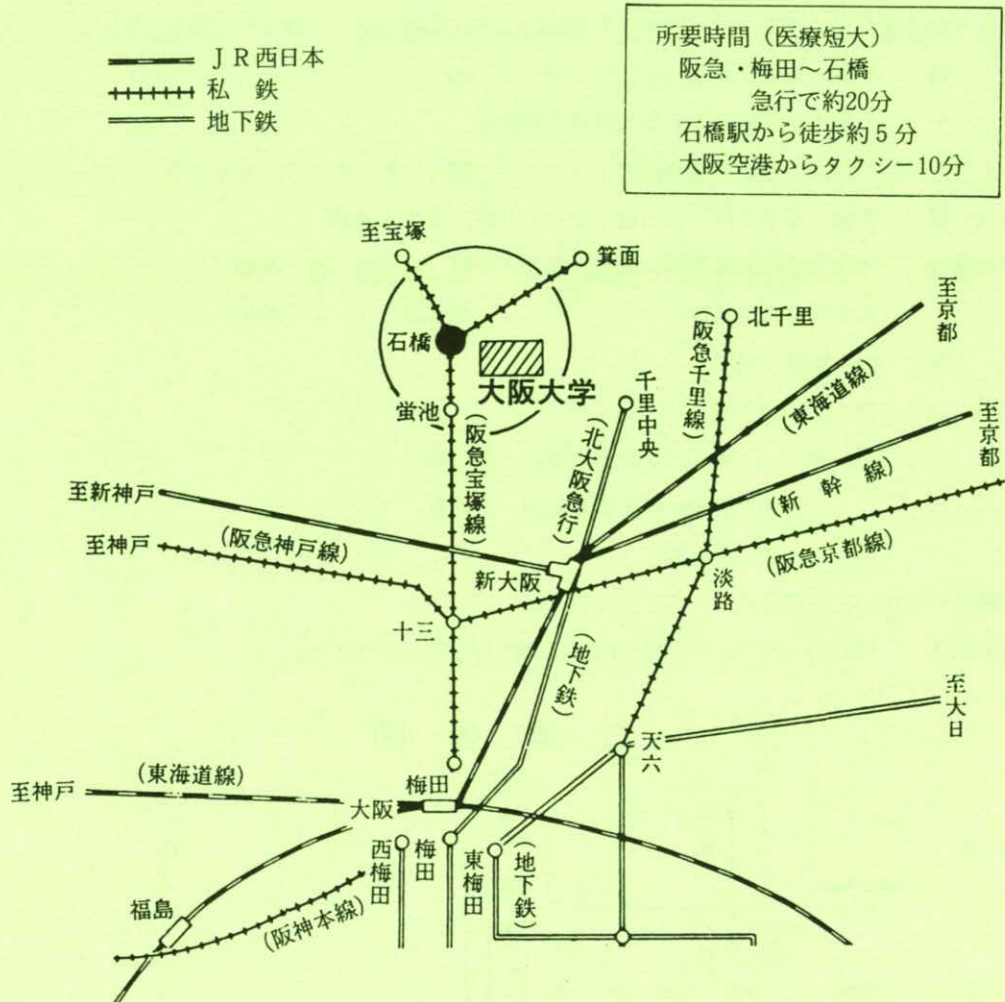
功績賞・内田論文賞表彰式 13:30~13:40

研究発表 13:40~17:00 発表の演題は別紙を参照して下さい。

図内案



# 案 内 図



### 平成4年度会費納入のお願い

平成4年度会費納入をお願いします。送金には、会誌9巻2号(本号)に同封した郵便振替用紙等をご利用下さい。郵便振替口座番号は、京都1-32350医用画像情報学会です。

会費は年3,000円です。

なお、平成3年度会費未納の方は、未納が続きますと退会扱いとなりますので、本年度分と併せて至急御納入下さい。

### 第104回研究会予定および演題伺い

第104回研究会を下記のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成4年10月10日(土)午後～11日(日)午前

場 所 新潟大学医療技術短期大学部

〒951 新潟市旭町通2番町746 TEL 0252-23-6161

・10日午後

教育講演 講師(予定) 山 下 一 也 先生(大阪大学):放射線画像評価の系譜

藤 田 宏 志 先生(岐阜大学):

ニューラルネットワークとその医用画像解析への応用

懇 親 会 会場未定(新潟市内の予定)

・11日午前

研究発表

演題締切 平成4年8月10日

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-791-3211(内584,585)

FAX 075-723-2853(学科共通)

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)





## Repetitive Flash X-Ray Generator Utilizing a Hot-Cathode Diode in Conjunction with a Modified Blumlein Pulser

Eiichi SATO\*, Haruo OBARA\*\*, Teiji OIZUMI\*, Yasuomi HAYASI\*\*\*,  
Yutaka OHTA\*\*, Hiroshi SEINO\*\*, Keiji HONDA\*\*\*\*, Yoshiharu YOKOTA\*\*\*\*,  
Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\*\*\* and Toru YANAGISAWA\*\*\*\*\*

\* Department of Physics, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\* Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences,  
Tohoku University, Sendai 980, Japan

\*\*\* Electrical Engineering, Hachinohe National College of Technology, Hachinohe 039-11, Japan

\*\*\*\* X-Ray Tube Division, Hitachi Medical Inc., Mobara 297, Japan

\*\*\*\*\* Center for Radiological Science, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\*\*\* Department of Radiology, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

(Received June 8, 1991, in final form November 14, 1991)

A repetitive flash x-ray generator utilizing a hot-cathode diode in conjunction with a modified Blumlein pulser for biomedical radiography is described. This generator consisted of the following essential components: a constant high-voltage power supply with a maximum voltage of 100 kV, an energy-storage condenser of 97 nF, a high-voltage pulser, a DC power supply for the filament, and an x-ray tube. The x-ray tube was of the glass-enclosed diode and consisted of the following major devices: a plate target made of tungsten, a hot cathode (filament) made from a tungsten wire, a focusing electrode made of iron, and a glass tube body. The two ceramic condensers in the high-voltage pulser were charged from -50 to -70 kV, and the peak voltages of the pulser output were about 1.4 times the condenser charged voltage. The tube voltages were nearly equivalent to the pulser outputs, and the tube currents were considered to be a value of less than 0.6 A. The effective durations of the flash x rays were less than 10  $\mu$ s, and the maximum x-ray intensity was 43 nC/kg at 0.5 m per pulse with a charged voltage of -70 kV. The repetitive rate of the flash x rays was less than 40 Hz, and the sizes of the x-ray source were about 4x4 mm.

## 1. Introduction

With the advance of high-voltage pulse technology, various kinds of flash x-ray generators utilizing cold-cathode radiation tubes have been developed.<sup>1-4)</sup> And several different kinds of low-dose rate flash x-ray generators have been also developed in order to perform high-speed biomedical radiography.<sup>5-9)</sup>

In order to increase the repetition frequency (rate) of the flash x rays with microsecond durations, the hot-cathode radiation tubes are quite useful. When a triode in conjunction with two types of grid control devices are employed, kilohertz-range flash x rays can be easily generated.<sup>10,11)</sup>

For the diode, various kinds of high-voltage circuits can be considered, and we have succeeded in generating repetitive harder flash x rays with maximum photon energies of about 150 keV by using a modified two-stage Marx pulser.<sup>12)</sup>

The original Blumlein pulser<sup>1)</sup> is a kind of line pulser which produces a rectangular pulse with a peak voltage of -1 times the charged voltage when a matching resistor is employed. In contrast, the Blumlein pulser without using a matching resistor<sup>13)</sup> can produce high-voltage impulses of -2 times the charged voltage.

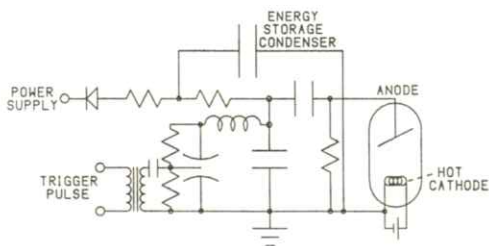
For this research, we developed a repetitive flash x-ray generator having a hot-cathode diode in conjunction with a modified Blumlein pulser with two ceramic condensers, and measured the radiographic characteristics.

## 2. Generator

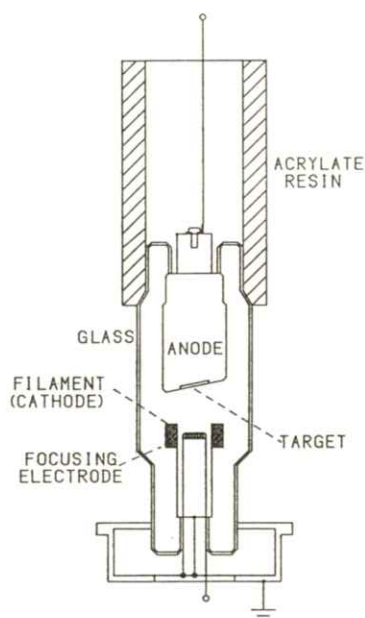
**Fig. 1** shows the main transmission line of the repetitive flash x-ray generator. This generator consisted of the following essential components: a constant negative high-voltage power supply with a maximum voltage of -100 kV, an energy-storage condenser of 97 nF, a high-voltage pulser, a repetitive trigger device for the pulser, and a hot-cathode x-ray tube. The two ceramic condensers in the pulser were charged from -50 to -70 kV, and the electric charges in the two condensers were discharged repetitively to the x-ray tube. In this high-voltage pulser, the electric charges in a condenser were discharged through a coil by closing a gas gap switch, and the high-voltage output was produced by varying the polarity of a condenser.

The x-ray tube used in this fundamental studies was of the hot-cathode diode type and consisted of the following major devices (see **Fig. 2**): a plane target made of tungsten, a rod-shaped copper anode, a hot-cathode (filament) made from a tungsten wire, a focusing electrode made of iron, an insulator made from an acrylate resin tube, and a glass tube body. The electron beams from the cathode were accelerated by the electric field between the anode and cathode electrodes and were roughly converged to the target by the focusing electrode.





**Fig. 1** Electric circuit of the repetitive flash x-ray generator utilizing a modified Blumlein pulser.



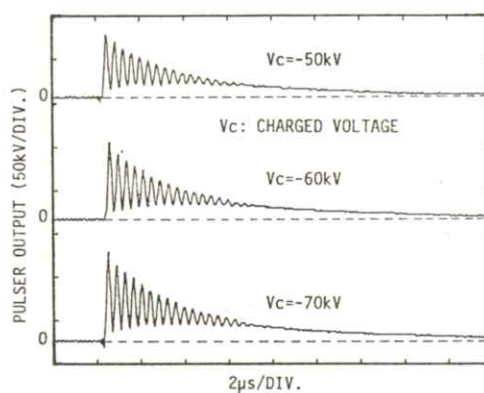
**Fig. 2** Structure of the x-ray tube.

### 3. Radiographic Characteristics

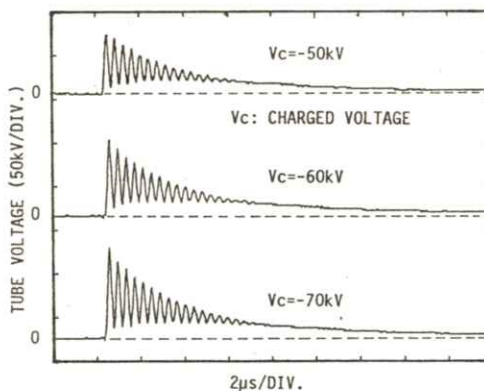
#### 3.1 Pulser output and tube voltage

**Figs. 3 and 4** show the pulser outputs and the tube voltages according to changes in the charged voltage. These voltages were measured by using

a resistor-type high-voltage divider with an input impedance of  $11.7 \text{ k}\Omega$ . The peak output voltage increased when the charged voltage was increased, and the peaks were about 1.4 times the charged voltages. Since the tube currents had small values compared to the currents which flowed through two resistors in both the high-voltage divider and the pulser, the tube voltages were nearly equivalent to the output voltages. Both the pulser outputs and the tube voltages displayed the oscillations caused by the voltage variations of a  $850 \text{ pF}$  condenser.



**Fig. 3** Pulser outputs according to changes in the charged voltage.



**Fig. 4** Typical tube voltages.

### 3.2 Tube current

The measurement of the tube current was quite difficult since the tube currents had small values, and there were apparent currents caused by stray capacities. The maximum peak current was considered to be a value of less than 0.6 A by considering the tube voltage and the filament temperature. From the experimental results concerning the tube current, the apparent currents were considered to be large values compared to the tube currents.

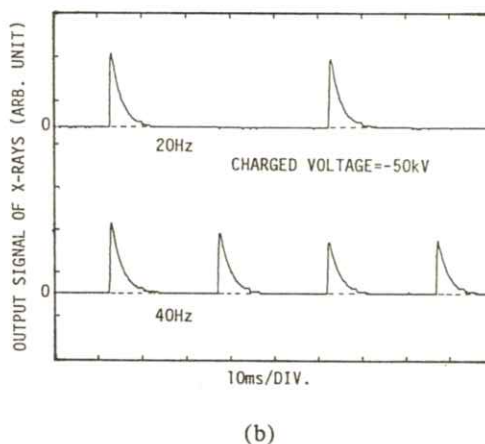
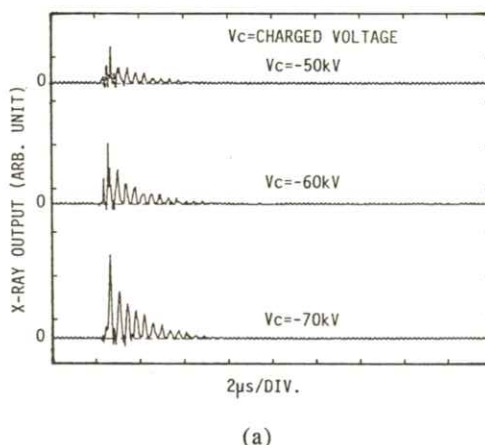
### 3.3 X-ray output

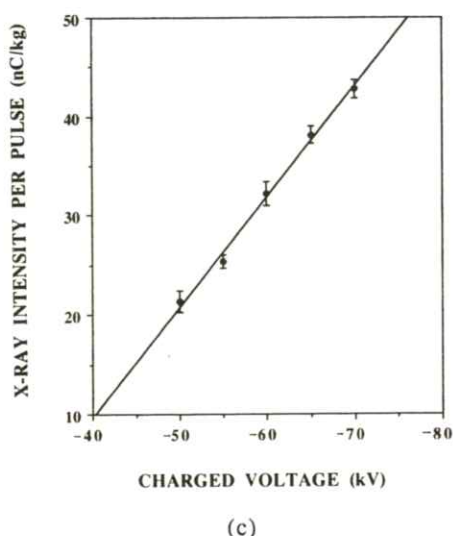
**Fig. 5** shows the pulsed x-ray outputs from this generator. The single outputs were measured by using a combination of a toluene scintillator and a photomultiplier [see **Fig. 5(a)**]. The pulse height increased when the charged voltage was increased, and the effective durations were less than  $10\ \mu\text{s}$ . They displayed many peaks corresponding to the tube voltage.

The repetitive x-ray outputs were detected by using a combination of a screen (Kyokko FS), a photomultiplier, and an integrator. Since the time interval between two x-ray pulses was quite long compared to the duration of the flash x rays, the repetitive outputs could not be recorded due to limitations of the storage medium of the digital storage scope. **Fig. 5(b)** shows the output signals caused by the repetitive flash x rays. In this

measurement, the maximum repetition rate was 40 Hz, and stable repetitive outputs were obtained.

The time-integrated x-ray intensity was measured by a Victoreen 660 ionization chamber [see **Fig. 5(c)**]. The x-ray intensity increased in proportion to about the second power of the charged voltage. The x-ray intensity was 43 nC/kg at 0.5 m per pulse with a charged voltage of 70 kV.

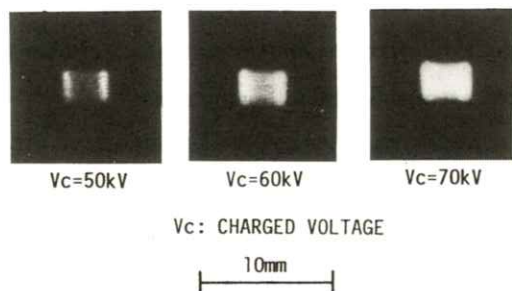




**Fig. 5** Flash x-ray outputs: (a) single flash x-ray outputs; (b) repetitive output signals of flash x rays; (c) time-integrated x-ray intensities.

### 3.4 X-ray source image

The images of the x-ray source were measured by means of the pinhole method using a 100  $\mu\text{m}$  pinhole camera and a Polaroid XR-7 (see **Fig. 6**). The spot intensity substantially increased according to increases in the charged voltage. But the spots had sizes of less than 4x4 mm.



**Fig. 6** Images of the flash x-ray source.

## 4. Flash Radiography

The flash radiography achieved with this x-ray generator was performed by using a CR system.<sup>14)</sup> A radiograph of a human right hand is shown in **Fig. 7**; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of -70 kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 0.5 m. Since the x-ray spectra from this generator had wide energy latitudes, a comparatively high-contrast radiograph was obtained. **Fig. 8** shows a multiple-exposure radiograph of a metronome achieved with a repetitive x rays of 10 Hz with a  $V_c$  of -60 kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.6 m. The accelerating movements of a pendulum are clearly visible.



**Fig. 7** Radiograph of a right hand with a  $V_c$  of -70 kv.



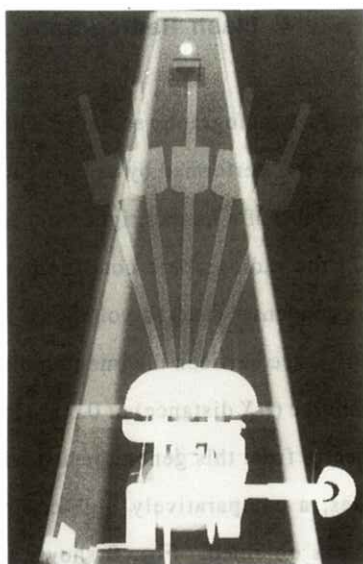


Fig. 8 Multiple-exposure radiograph of a metronome achieved with repetitive flash x rays with a  $V_c$  of -60 kV.

## 5. Discussion

The repetitive flash x-ray generator described in this paper was primarily designed in order to produce higher tube voltages of about 100 kV and to perform high-speed biomedical radiography with microsecond durations. In this experiment, we obtained lower x-ray intensities per pulse, but it is easy to increase the intensity by increasing both the tube current and the high-voltage duration which is primarily determined by the initial charged voltage, the condenser capacity, and the discharge resistance  $R_d$ . For this research, we designed a new type of high-voltage pulser with two ceramic condensers and a coil using only a gap switch. In this pulser, the output voltage  $V_o(t)$  is

approximated by the following equations:

$$\begin{aligned} V_o(t) &= -V_c \cdot \exp(-t/R_d C) + 2V_c (L/C)^{0.5} \cdot \\ &\exp(-at) \sin\{bt + \tan^{-1}(b/a) / [(4L/C) - R_c^2]^{0.5}\}, \\ a &= R_c / 2L, \\ b &= \{(4L/C) - R_c^2\}^{0.5} / 2L = 2\pi f, \\ L &= L_0 + L_c, \\ R_d &= R_o R_v / (R_o + R_v) = 7.72 \text{ (k}\Omega\text{)}, \end{aligned} \quad (1)$$

where  $V_c$  is the initial charged voltage (negative value) of each condenser,  $L_c$  is the coil inductance,  $L_0$  is the stray inductance in the high-voltage pulser,  $R_c$  is the resistance in the pulser,  $f$  is the oscillation frequency,  $R_o$  is the pulser resistance, and  $R_v$  is the resistance in the high-voltage divider.

Assuming that the tube resistance has an extremely large value compared to  $R_d$ , the tube current  $J(t)$  primarily varies corresponding to  $V(t)$  and the filament temperature  $T$ , so that  $J(t)$  is represented by:

$$J(t) = f(V(t), T). \quad (2)$$

If we assume that  $J(t)$  is represented by the second-order polynomial,  $J(t)$  at a constant  $T$  is approximated by:

$$J(t) = dV(t) + eV(t)^2, \quad (3)$$

where  $d$  and  $e$  are constants. Thus, the x-ray intensity  $I(t)$  of the bremsstrahlung spectra can be represented by the following equation:

$$I(t) = KJ(t)V(t)^\alpha = KV(t)^{\alpha+1} \{d + eV(t)\}, \quad (4)$$

where  $K$  is some factor and  $\alpha \approx 2$ .

Next, frequency  $f$ , the period  $T$ , and the initial rise time  $T_r$  of 0~100% are given by the following three equations:

$$f = \{(4L/C) - R_c^2\}^{0.5} / 4\pi L, \quad (5)$$

$$T = 4\pi L \{C / (4L - R_c^2 C)\}^{0.5}, \quad (6)$$

$$T_r = T/2 = 2\pi L \{C / (4L - R_c^2 C)\}^{0.5}. \quad (7)$$

Since the voltage oscillation of a condenser is generated on the base voltage (the first term of Eq. (1)), lower tube voltages  $V_i(t)$  after oscillating is approximated by:

$$V_i(t) = -V_c \exp(-t/R_d C). \quad (8)$$

Because the effective x-ray duration  $D$  is primarily determined by the minimum tube voltage  $V_{min}$  (lower limitable voltage for biomedical radiography),  $V_{min}$  and  $D$  are given by the following two equations:

$$V_{min} = -V_c \exp(-D/R_d C), \quad (9)$$

$$D = -R_d C \ln(-V_{min}/V_c). \quad (10)$$

We assume that both  $V_c$  and  $V_{min}$  are -70 kV and 10 kV respectively,  $D$  can be calculated to a value of 12.8  $\mu$ s.

In this experiment, the maximum repetition rate (frequency) was about 50 Hz, but the frequency can be increased to a region of more than 100 Hz by using the other switching devices, e.g., ceramic thyatron. In addition, the focal spot sizes can be easily decreased to sizes of about 1x1 mm by improving the tube structure.

Using this generator, since it is possible to control the x-ray intensity, the x-ray quality, the delay time, and the repetition rate, the optimum use of the available radiographic conditions may be accomplished for performing high-speed biomedical radiography.

## Acknowledgments

This work was supported by Grants-in Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

## References

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) C.S. Wong and S. Lee: Rev. Sci. Instrum. **55** 1125 (1984)
- 3) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 4) J.J. Coogan, F. Davanloo and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **61** 1448 (1990)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 7) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 193 (1990)
- 8) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 7 (1991)
- 9) E. Sato, S. Kumagai, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 43 (1991)
- 10) E. Sato, A. Shikoda, H. Isobe, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 58 (1991)
- 11) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: Rev. Sci. Instrum. **62** 2115 (1991)

- 12) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: Jpn.  
J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 51 (1991)
- 13) K. Kondo, A. Sawaoka, S. Saito, et al: Proc.  
13th Int. Congr. High-Speed Photography  
and Photonics, Tokyo 377 (1978)
- 14) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al:  
Radiology **148** 833 (1983)



## High-Speed X-Ray Television System Utilizing a Flash Memory Device in Conjunction with a CCD Camera

Eiichi SATO\*, Michiaki SAGAE\*, Teiji OIZUMI\*, Hiroyasu ARIMA\*\*,  
Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\* and Toru YANAGISAWA\*\*\*\*

\* Department of Physics, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\* Radiation Center, Tohoku University Hospital, Sendai 980, Japan

\*\*\*Center for Radiological Science, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\*\* Department of Radiology, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

(Received June 8, 1991, in final form November 14, 1991)

The constructions and the fundamental studies for the high-speed x-ray television (TV) system utilizing a flash memory device in conjunction with a high-speed charge-coupled-device (CCD) camera are described. This system can be applied to low-noise type flash x-ray generators and consisted of the following essential components: a repetitive flash x-ray generator, an image intensifier (II), a high-speed CCD camera, a flash memory device, a timing device between the x-ray generator and the flash memory device, and an image processor. The radiographic images from an II were taken by a CCD camera in conjunction with a flash memory device. These stroboscopic images were recorded by a video tape recorder (VTR) and were reproduced and analyzed by the image processor having a color printer. The flash memory device was connected to the pulsed x-ray generator through a timing device utilizing a light coupling system. The frame speed of the TV system was controlled by the flash memory system in conjunction with a repetitive flash light system. When a home-video system was employed, the maximum frame speed was 30 fps (Hz).

## 1. Introduction

In order to diagnose the high-speed movements of various radiographic objects, the flash x-ray generators have been employed and developed by numerous investigators.<sup>1-4)</sup> And some different kinds of generators<sup>5-9)</sup> have been applied to perform high-speed biomedical radiography, e.g., (a) continuous delayed radiography using a timing switch and (b) multiple-exposure radiography. Of course, the image detecting system for performing high-speed radiography have been also developed, and the sensitivity of the detector material have become to high.

For biomedical radiography, the cine radiography utilizing a high-speed camera system has been usually employed; the cine system utilizes the repetitive millisecond flash (pulsed) x-ray generators having hot-cathode radiation tubes. But it is not easy to obtain complete stoppage of blood flow around the heart of the human body since the maximum speed of the blood flow is about 10 m/s.

Recently, two types of kilohertz-range repetitive flash x-ray generators with microsecond durations<sup>10,11)</sup> have been developed and can be effectively applied to high-speed stroboscopic radiography using an image intensifier system because these generators produce sufficient intensities for performing radiography. Since the time interval between two flash x rays is quite long compared to the duration of the flash x rays, the synchroni-

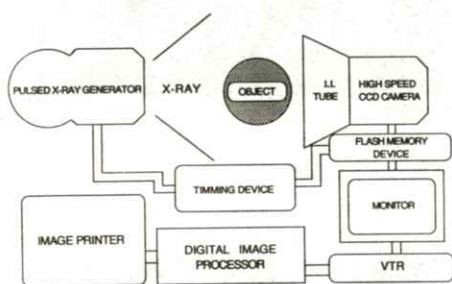
zation between the generator and the TV system is difficult.

For this research, in order to perform stroboscopic radiography using a flash x-ray generator, we developed a TV system in conjunction with a flash memory device and processed various digital images.

## 2. High-Speed TV System

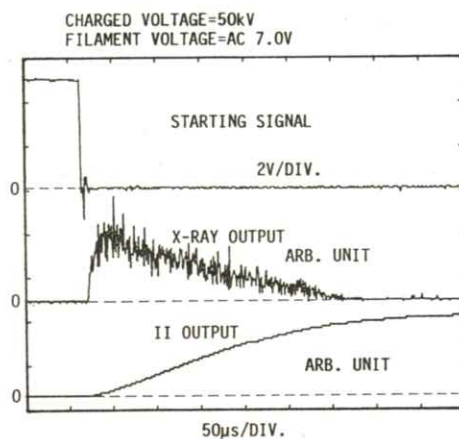
The block diagram of the high-speed x-ray TV system utilizing a flash memory device is illustrated in **Fig. 1**. This system can be applied to low-noise type flash x-ray generators and consisted of the following essential components: a repetitive flash x-ray generator, an II, a high-speed CCD camera, a flash memory device, a timing device between the flash memory device and the x-ray generator, and an image processor. The radiographic images from an image intensifier were taken by a CCD camera in conjunction with a flash memory device. Since this memory device was employed in order to memorize an instantaneous image, the image changed when a next image was input to the image memory. The stroboscopic images were recorded by a VTR and were reproduced and analyzed by the image processor achieved with a color printer. The flash memory device was connected to the flash x-ray generator through a timing device utilizing a light coupling system. The frame speed of the TV system was controlled by the flash memory sys-

tem in conjunction with a repetitive flash light system. When a home video system was used, the maximum frame speed was 30 Hz. In this first trial experiment, the kilohertz-range sub-millisecond flash x-ray generator having a hot-cathode triode<sup>10)</sup> was employed.

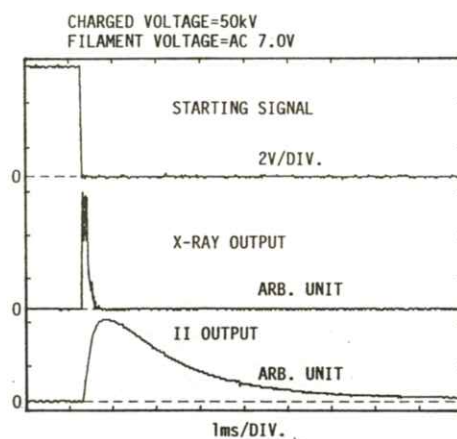


**Fig. 1** Block diagram of the high-speed x-ray TV system utilizing a flash memory device.

**Fig. 2** shows the relation between the starting signal, the x-ray output, and the II output. The x-ray output was measured by using a combination of a screen of Kyokko FS and a photomultiplier, and the II output was measured by a pin diode. When the starting signal from the flash light system was input to the flash memory device, a short flash x-ray pulse with a duration of about 0.3 ms was generated; the x-ray generator was driven by a light starting pulse from the flash light system. Then, an II produced an output with a long duration of about 10 ms.



(a)



(b)

**Fig. 2** Relation between the starting signal from the flash memory device, the x-ray output, and the II output: (a) initial stage; (b) whole stage.



### 3. High-Speed Radiography

The first radiographic object was an electric fan with four lead disks (see Fig. 3). Fig. 4 shows the radiographic images printed by a ink-jet color printer. Using this system, both the black-white [see Fig. 4(a)] and false-color images could be obtained. When a digital VTR was employed, the stroboscopic radiography could be easily performed [see Fig. 4(b)].

Fig. 5 shows an example of the image analysis of a human hand. This radiograph shows a reversal image [see Fig. 5(a)], and the image densities can be easily showed by means of two or three dimensional density analysis [see Figs. 5(b) and (c)].

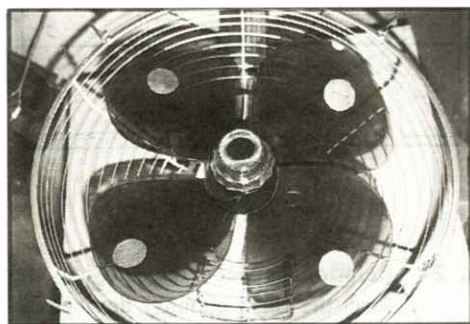
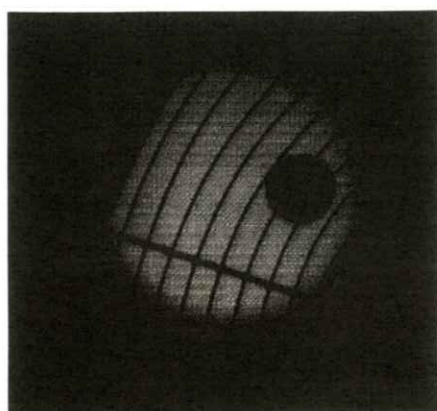
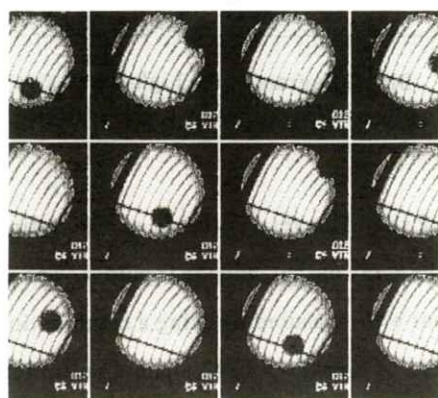


Fig. 3 General view of an electric fan with four lead disks.



CHARGED VOLTAGE=60kV  
FILAMENT VOLTAGE=AC 5.6V  
REPETITION FREQUENCY=30Hz

(a)



CHARGED VOLTAGE=60kV  
FILAMENT VOLTAGE=AC 5.6V  
REPETITION FREQUENCY=30Hz  
AFTER CONTRAST CONTROL

(b)

Fig. 4 Radiographs of an electric fan with a charged voltage of 60 kV: (a) black and white image; (b) stroboscopic radiographs with a frame speed of 30 Hz.



#### 4. Discussion

The first trial experiment for designing the high-speed x-ray TV system utilizing an II tube described in this paper was primarily constructed in order to perform stroboscopic radiography using flash x-ray generators. Although the x-ray generator with submillisecond durations was employed in this experiment, various kinds of conventional x-ray generators for medical radiography can be also employed.

Although the image resolution of this system had a low value due to the resolution of a printer, the resolution can be improved by using a high-resolution video printer. In addition, since the maximum frame speed of this system is primarily determined by the speed of the VTR system, the speed can be easily increased using a high-speed VTR system. In this experiment, the maximum frame speed  $S_{fm}$  was 30 Hz, but the x-ray duration can be decreased to a region of sub-microseconds. In addition, the frame speed  $S_f$  is represented by:

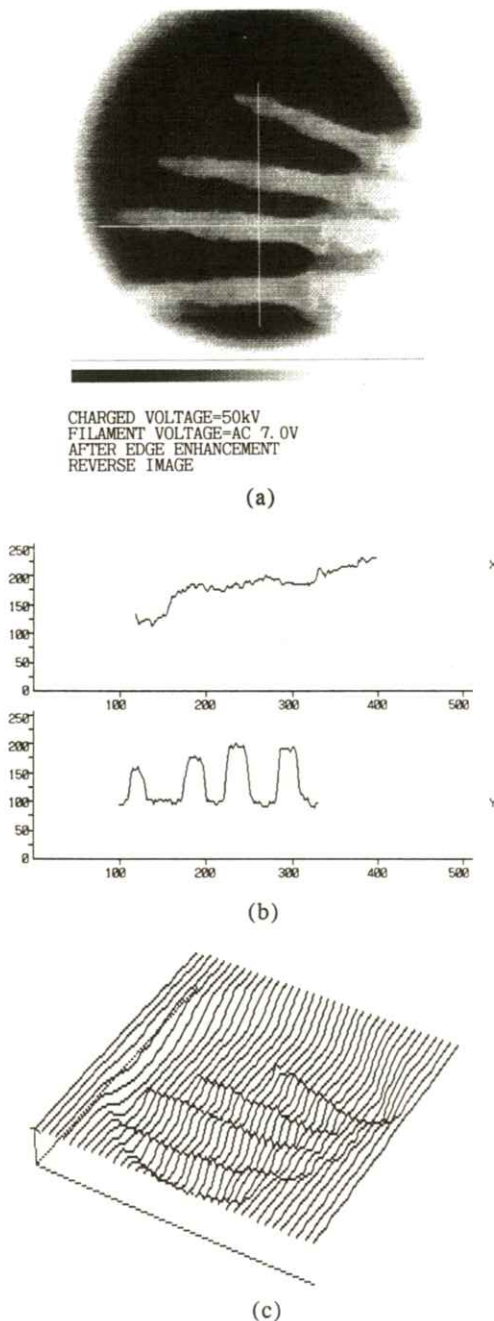
$$S_f = S_{fm} / N, \quad (1)$$

where  $N$  is the aliquot.

Next, in order to obtain complete stoppage of high-speed radiographic objects, the durations  $D_x$  of the flash x rays are essential for determining the maximum speed  $S_m$  of the objects. In this case,  $S_m$  is given by:

$$S_m = B / D_x, \quad (2)$$

where  $B$  is the blurring caused by the movement. In order to decrease  $B$  within a range of 0.2 mm,



**Fig. 5** Radiograph of a human hand with a charged voltage of 50 kV: (a) reversed black and white image; (b) two dimensional density analysis; (c) three dimensional density analysis.

when a  $D_x=20\text{ }\mu\text{s}$  is selected,  $S_m$  can be calculate to a value of 10 m/s. Thus, the flash x-ray generators in conjunction with the TV system are quite useful for cardiovascular contrast studies.

When a high-speed CCD camera system is employed, a screen-mirror system without using an II tube can be also designed. Thus, if the fluorescent rate of a screen is proportional to the dose rate of the x rays, the low dose radiography can be performed by using a high-sensitivity camera.

Using this high-speed x-ray TV system, because high-speed false-color radiography can be also performed, the dynamic image analysis for the cardiovascular contrast study can be easily accomplished.

### Acknowledgments

This work was supported by Grants-in Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

### References

- 1) S. Roth and I. Freund: *Rev. Sci. Instrum.* **49** 104 (1978)
- 2) R. McCorkle, J. Angilello, G. Coleman, et al: *Science* **205** 401 (1979)
- 3) R. Germer: *J. Phys. E: Sci. Instrum.* **12** 336 (1979)
- 4) C.S. Wong and S. Lee: *Rev. Sci. Instrum.* **55** 1125 (1984)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: *Rev. Sci. Instrum.* **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: *Rev. Sci. Instrum.* **61** 2343 (1990)
- 7) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: *Soc. Photoopt. Instrum. Eng.* **1358** 193 (1990)
- 8) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: *Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci.* **8** 7 (1991)
- 9) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: *Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci.* **8** 51 (1991)
- 10) E. Sato, A. Shikoda, H. Isobe, et al: *Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci.* **8** 58 (1991)
- 11) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: *Rev. Sci. Instrum.* **62** 2115 (1991)

## Generation of High-Intensity Flash X Rays Utilizing a Surface-Discharge Radiation Tube in Conjunction with a Large Capacity Condenser

Eiichi SATO\*, Arimitsu SHIKODA\*, Teiji OIZUMI\*, Yutaka OHTA\*\*, Haruo OBARA\*\*,  
Hiroshi SEINO\*\*, Yasuomi HAYASI\*\*\*, Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\*\*  
and Toru YANAGISAWA\*\*\*\*\*

\* Department of Physics, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\* Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences,  
Tohoku University, Sendai 980, Japan

\*\*\* Electrical Engineering, Hachinohe National College of Technology,  
Hachinohe 039-11, Japan

\*\*\*\*Center for Radiological Science, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\*\*\* Department of Radiology, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

(Received June 8, 1991, in final form November 14, 1991)

The constructions and the fundamental studies for the high-intensity flash x-ray generator utilizing a surface-discharge radiation tube in conjunction with a large capacity condenser are described. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply, a coaxial oil condenser of 199 nF, a turbo molecular pump, a trigger device for the surface-discharge cathode, and an x-ray tube. The x-ray tube was of the demountable-type which was connected to a turbo molecular pump operated at a pressure of  $1.3 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices: a rod-shaped long anode tip made of tungsten, a surface-discharge cathode made from a ferrite plate, and a tube body made of stainless steel. The high-voltage condenser was charged from 30 to 50 kV, and the electric charges in the condenser were discharged to the x-ray tube when a surface discharge was caused on the ferrite cathode by the triggering. The maximum tube voltage was equivalent to the initial charged voltage, and both the maximum current and the current duration with a charged voltage of 50 kV were 13 kA and 40  $\mu$ s, respectively. The pulse widths of the flash x rays were less than 3  $\mu$ s, and the maximum x-ray intensity was about 6  $\mu$ C/kg at 1.0 m per pulse.



## 1. Introduction

The flash x-ray generators have been primarily employed for performing high-speed radiography, and various kinds of generators have been developed.<sup>1-4)</sup> In particular, since the flash x-ray generators with maximum photon energies of less than 150 keV can be applied to biomedical radiography,<sup>5-9)</sup> and several different kinds of generators have been developed.

In order to generate flash x rays using a cold-cathode radiation tube, various kinds of electrode configurations can be considered.<sup>1,10)</sup> But it is not easy to generate stable vacuum discharge for generating flash x rays when a cold cathode is employed. In view of this problem, a new type of cathode utilizing a new type of discharge mechanism is desired.

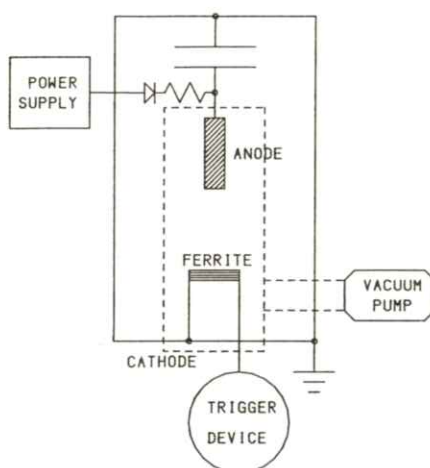
In fundamental research concerning vacuum discharge, we found a stable discharge characteristics of the resistor surface, and this surface discharge can be applied to various kinds of electron sources including a cold cathode which is employed for the flash x-ray tube.

For this research, we developed a new type of ferrite-cathode flash x-ray tube in conjunction with a large capacity condenser and tried to perform biomedical radiography.

## 2. Generator

### 2.1 High-voltage circuit

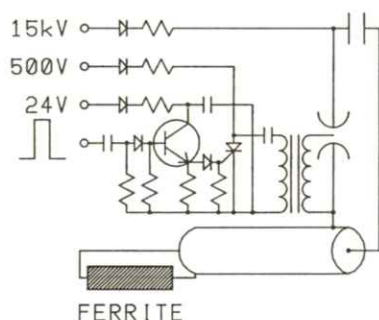
The electric circuit including the block diagram of the flash x-ray generator having a ferrite-cathode radiation tube is illustrated in **Fig. 1**. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply, a coaxial oil condenser of 199 nF, a trigger device for the ferrite cathode, a turbo molecular pump, and a flash x-ray tube. The high-voltage condenser was charged from 30 to 50 kV by a power supply, and the electric charges in the condenser were discharged to the x-ray tube when a surface-discharge was caused on the ferrite cathode by the triggering. The trigger device employed the inversion of the condenser polarity (see **Fig. 2**)



**Fig. 1** Electric circuit including the block diagram of the single flash x-ray generator having a surface-discharge radiation tube.



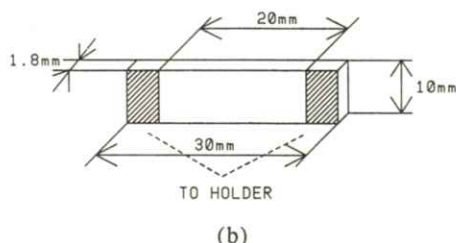
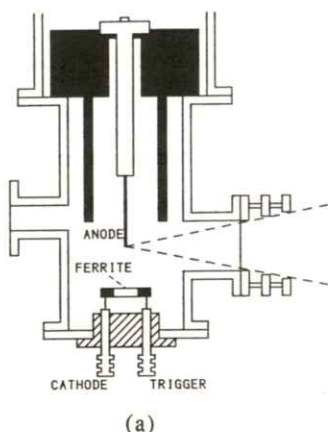
and produced a high-voltage impulse with a maximum voltage of -25 kV (no-load) and a short rise time (0~100%) of about 50 ns.



**Fig. 2** Circuit diagram of the trigger pulser.

## 2.2 X-ray tube

The flash x-ray tube was of the demountable type which was connected to a tube molecular pump operated at a pressure of  $1.3 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices (see **Fig. 3**): a rod-shaped long anode tip made of tungsten, a surface-discharge cathode made from a ferrite plate, and a tube body made of stainless steel. The space between the anode and cathode electrodes



**Fig. 3** Schematic drawing of the flash x-ray tube having a surface-discharge cathode: (a) radiation tube; (b) ferrite plate.

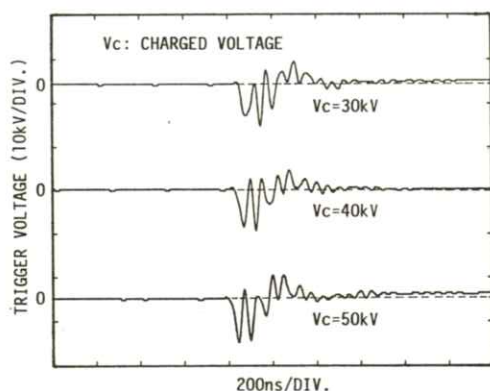
(A-C space) was about 50 mm, and the both ends of the ferrite cathode were held by two screws. When a negative trigger pulse was supplied to the trigger electrode, the surface discharge on the ferrite surface was produced.

## 3. Radiographic Characteristics

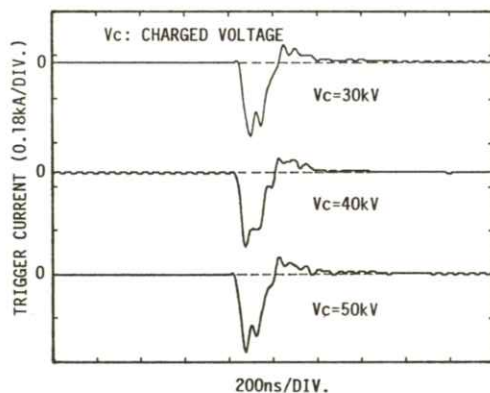
### 3.1 Trigger voltage and current

Both the trigger voltage and the current caused by the vacuum discharge on the ferrite surface were measured by a high-voltage probe with an input impedance of 100 M $\Omega$  and a coaxial current shunt, respectively, at the indicated conditions. The peak (maximum) trigger voltage (absolute value) slightly increased according to increases in the charged voltage, and the voltages displayed many peaks (see **Fig. 4**). In this experiment, the maximum voltage was about 11 kV with a charged voltage of 50 kV. In contrast, the trigger current seldom varied when the charged voltage was increased. They did not display many peaks and

imum values were about 0.32 kA (see Fig. 5). Since the electric resistance of the ferrite cathode was about 10 k $\Omega$ , most of the tube current flowed through a surface of the ferrite plate.



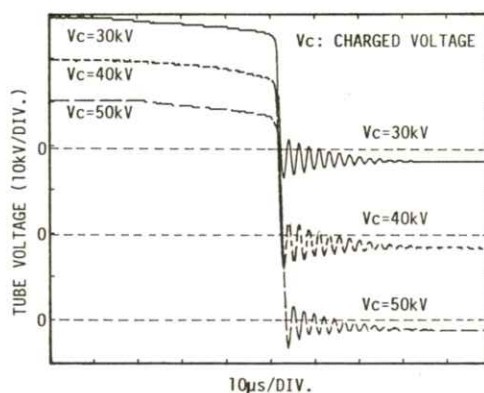
**Fig. 4** Trigger voltages according to changes in the charged voltage of the main condenser.



**Fig. 5** Trigger currents at the indicated conditions.

### 3.2 Tube voltage

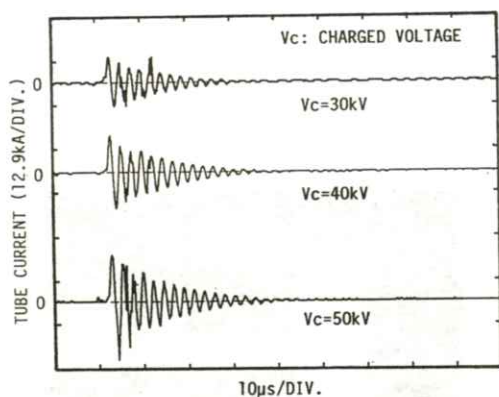
The tube voltage was also measured by using another high-voltage probe with an input impedance of 1G $\Omega$  (see Fig. 6). The maximum tube voltages were equivalent to the charged voltage of the main condenser, and the voltages displayed damped oscillations.



**Fig. 6** Typical tube voltages.

### 3.3 Tube current

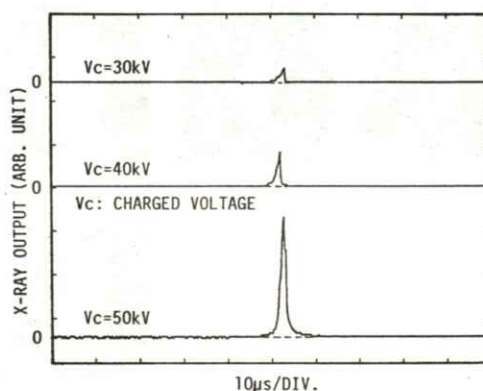
Fig. 7 shows the tube currents derived from a measurement by using a Rogowski's coil. The currents displayed damped oscillations, and the first peak current for generating flash x rays roughly increased according to increases in the charged voltage. The first peak current and the current duration with a charged voltage of 50 kV were 13 kA and 40  $\mu$ s, respectively. Since this tube had a metal body, the tube current was the total current including the leak current.



**Fig. 7** Tube currents.

### 3.4 X-ray output

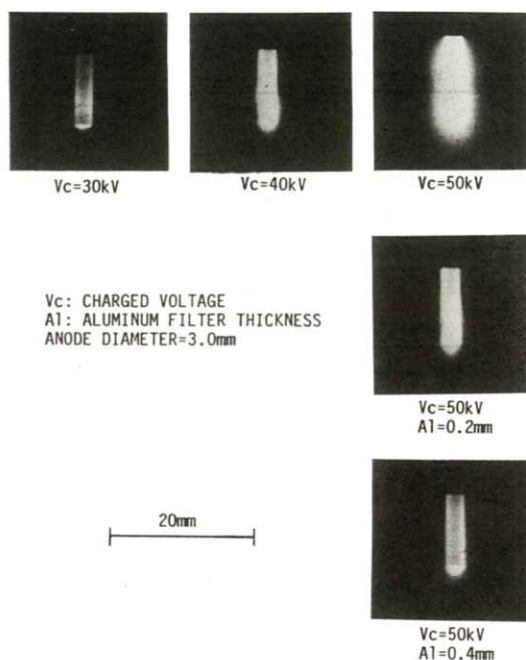
The single flash x-ray outputs were measured by using a pin diode without a cover glass<sup>11)</sup> (see **Fig. 8**); glass was removed from a diode in order to detect the soft components of the flash x-ray spectra. The pulse height of the flash x rays substantially increased when the charged voltage was increased. Compared to the pulse widths obtained by usual generators, the pulse widths had quite large values of less than  $3\mu\text{s}$ . The time-integrated x-ray intensities were measured by a thermoluminescence dosimeter with elements of MSO-S in order to measure the soft flash x rays. The x-ray intensity roughly increased in proportion to the pulse height of the flash x-ray intensity. The x-ray intensity per pulse with a charged voltage of 50 kV was about  $6\mu\text{C/kg}$  at 1.0 m per pulse.



**Fig. 8** Single flash x-ray outputs.

### 3.5 X-ray source image

The images of the x-ray source were measured by using a pinhole camera of  $100\mu\text{m}$  and a Polaroid XR-7 (see **Fig. 9**). Both the size and the intensity of the x-ray source substantially increased according to increases in the charged voltage since the plasma x-ray source which consisted of tungsten ions and electrons was primarily produced by the vaporizing of the anode tip. Since the plasma x rays had a large quantity of soft components, both the size and the intensity substantially decreased when aluminum filters were inserted.

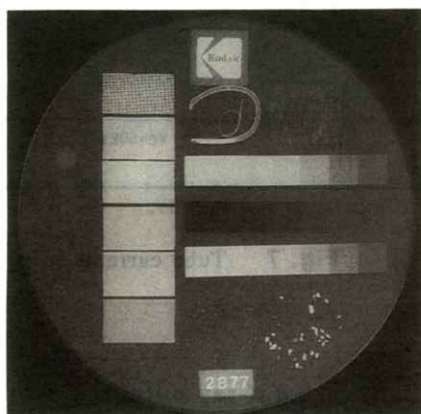


**Fig. 9** Images of the flash x-ray source at the indicated conditions.

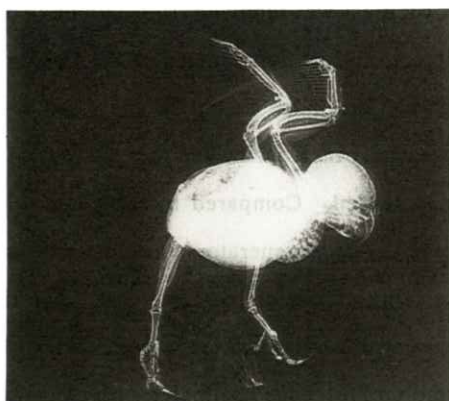
#### 4. Flash Radiography

The flash radiography achieved with this x-ray generator was performed by using a CR system.<sup>12)</sup> A radiograph of a phantom is shown in **Fig. 10**; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of 45 kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 1.0 m. Since the x-ray qualities without filtering from this generator were quite soft, various portions in the phantom equivalent to the soft tissue in the biomedical object are clearly visible. **Fig. 11** shows a flying parakeet with a  $V_c$  of 50 kV and an  $I$ - $X$  distance of

1.4 m. The complete stoppage of the wings are observed.



**Fig. 10** Radiograph of a phantom with a  $V_c$  of 40 kV.



**Fig. 11** Radiograph of a flying parakeet with a  $V_c$  of 50 kV.



## 5. Discussion

The single flash x-ray generator utilizing a surface-discharge flash x-ray tube in conjunction with a large capacity condenser was first designed in order to measure the electric characteristics of the surface discharge of the ferrite plate. And we succeeded in generating high-intensity flash x rays including plasma x rays. Since this generator had a large capacitor of about 200 nF and a large A-C space, the discharge impedance of the x-ray tube varies from infinity to almost zero, and both the tube voltage and the current display damped oscillations.

In the initial stage of the vacuum discharge for producing flash x rays, since this flash x-ray tube has an extremely high impedance caused by a large A-C space, the tube current  $J(t)$ , the tube voltage  $V(t)$ , and the x-ray intensity  $I(t)$  of the bremsstrahlung spectra can be approximated by the following three equations:

$$J(t) = V_o(t)/Z(t) \cong V_c/Z(t), \quad (1)$$

$$V(t) = V_o(t) \cong V_c, \quad (2)$$

$$I(t) = KV_o(t)^{a+1}/Z(t) \cong KV_c^{a+1}/Z(t), \quad (3)$$

where  $V_o(t)$  is the condenser charged voltage during the discharging,  $Z(t)$  is the discharge impedance of the x-ray tube,  $V_c$  is the initial charged voltage,  $K$  is some factor, and  $a \cong 2$ . Thus,  $I(t)$  increases in proportion to about the third power of  $V_c$  in the initial stage.

In the main vacuum discharge, because  $Z(t)$  substantially varies to almost zero, three values of

$J(t)$ ,  $V(t)$  and  $I(t)$  are given by

$$J(t) = V_o(t)/(Z_0 + Z(t)), \quad (4)$$

$$V(t) = V_o(t)Z(t)/(Z_0 + Z(t)), \quad (5)$$

$$I(t) = KV_o(t)^{a+1}Z(t)^a/(Z_0 + Z(t))^{a+1}. \quad (6)$$

Thus, in order to maximize the time-integrated x-ray intensity of the bremsstrahlung spectra, it is necessary to maximize the overlapping area between  $J(t)$  and  $V(t)$  in the first half cycle.

Next, the trigger current  $J_t(t)$  and the voltage  $V_t(t)$  are given by the following two equations:

$$J_t(t) = V_p(t)/(Z_d(t) + Z_p), \quad (7)$$

$$V_t(t) = V_p(t)Z_d(t)/(Z_d(t) + Z_p), \quad (8)$$

where  $V_p(t)$  is the output voltage of the trigger pulser,  $Z_d(t)$  is the discharge impedance of the ferrite electrode, and  $Z_p$  is the impedance of the trigger pulser. Compared to the ferrite impedance  $Z_f$  which mainly consists of the resistance, since the discharge impedance is a quite small value, the maximum trigger current  $J_{tm}$  is a large value of about 0.3 kA with a pulser charged voltage of 15.1 kV and represented by the following condition:

$$J_{tm} \gg V_{pm}/Z_f, \quad (9)$$

where  $V_{pm}$  is the maximum output voltage (absolute value) of the trigger pulser ( $V_{pm} = 25$  kV). Thus,  $Z_d(t)$  mainly consists of surface discharge impedance of the ferrite electrode and given by

$$Z_d(t) = Z_f Z_s(t)/(Z_f + Z_s(t)) \cong Z_s(t). \quad (10)$$

Since the high-intensity plasma x-ray source which consists of tungsten ions and electrons produces a large quantity of soft components of about 10 keV, the high-intensity and high-speed soft radiography using L-series characteristics

x rays<sup>13)</sup> produced from a tungsten target may be accomplished.

### Acknowledgments

This work was supported by Grants-in Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

### References

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) C.S. Wong and S. Lee: Rev. Sci. Instrum. **55** 1125 (1984)
- 3) J.J. Coogan, F. Davanloo and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **61** 1448 (1990)
- 4) A. Shikoda, E. Sato, S. Kimura, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 154 (1990)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 7) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 193 (1990)
- 8) H. Isobe, E. Sato, A. Shikoda, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 471 (1990)
- 9) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: Rev. Sci. Instrum. **62** 2115 (1991)
- 10) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 7 (1991)
- 11) H. Isobe, E. Sato, Y. Tamakawa, et al: Ann. Rep. Iwate. Med. U. Sch. Lib. Arts. & Sci. **25** 1 (1990)
- 12) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)
- 13) Y. Ohta, E. Sato, Y. Hayashi: Med. Phys. in preparation.

## Kilohertz-Range Sub-Millisecond Flash X-Ray Generator Utilizing a Hot-Cathode Triode

Eiichi SATO\*, Michiaki SAGAE\*, Shingo KIMURA\*, Arimitsu SHIKODA\*, Teiji OIZUMI\*,  
Kei TAKAHASHI\*\*, Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\*, Toru YANAGISAWA\*\*\*\*  
and Hiroyasu ARIMA\*\*\*\*\*

\* Department of Physics, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\* Computer Research Center, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\* Center for Radiological Science, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\*\* Department of Radiology, Iwate Medical University, Morioka 020, Japan

\*\*\*\*\*Radiation Center, Tohoku University Hospital, Sendai 980, Japan

(Received June 8, 1991, in final form November 14, 1991)

A repetitive kilohertz-range flash x-ray generator utilizing a hot-cathode triode in conjunction with a new type of grid control device is described. This generator consisted of the following essential components: a constant high-voltage power supply with a maximum voltage of 100 kV, an energy storage condenser of 97 nF, a repetitive grid control device, and a hot-cathode triode. The energy-storage condenser was charged from 50 to 70 kV by a power supply, and the electric charges in the condenser were discharged repetitively by the grid electrode driven by the grid control device. The maximum values of both the tube voltage and the tube current were 70 kV and about 0.4 A, respectively. The duration of pulsed x rays was primarily determined by the time constant of the grid control device and the cutoff voltage of thermoelectrons. The effective duration and the x-ray intensity were about 0.8 ms and 0.62  $\mu\text{C/kg}$  at 1.0 m per pulse, respectively, with an initial grid voltage of -1.5 kV, a charging resistance of 2.0 M $\Omega$ , and a condenser charged voltage of 70 kV. The maximum repetitive frequency was about 1 kHz, and the size of the x-ray source was less than 4x4 mm.



## 1. Introduction

In order to perform high-speed biomedical radiography, the flash x-ray generators are quite useful radiation sources, and several different kinds of generators have been developed by numerous investigators.<sup>1-4)</sup> Although most of flash x-ray generators employ cold-cathode radiation tubes<sup>5-9)</sup> and can produce extremely short durations of less than 1  $\mu$ s, it is not necessary to perform biomedical radiography because there are no ultra high-speed motions.

For increasing the repetition frequency (rate) of the flash x rays up to kilohertz-region with microsecond durations, the hot-cathode triode in conjunction with a grid control device<sup>10,11)</sup> is useful since the sufficient x-ray intensities can be obtained by increasing the x-ray duration and the tube current at a constant tube voltage.

For this research, we developed the repetitive flash x-ray generator utilizing a hot-cathode triode in conjunction with a new type of grid control device with a repetition frequency of less than 1 kHz and measured the radiographic characteristics.

## 2. Generator

### 2.1 High-voltage transmission line

The main transmission line of the repetitive sub-millisecond flash x-ray generator is illus-

trated in Fig. 1. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply with a maximum voltage of 100 kV, an energy-storage condenser with a capacity of 97 nF, a grid control device with a initial voltage before main discharge of -1.5 kV, a DC power supply for the filament (cathode), and an x-ray tube. The energy-storage condenser was charged from 50 to 70 kV by a power supply, and the electric charges in the condenser were discharged to the x-ray tube repetitively by the grid electrode driven by the grid control device..

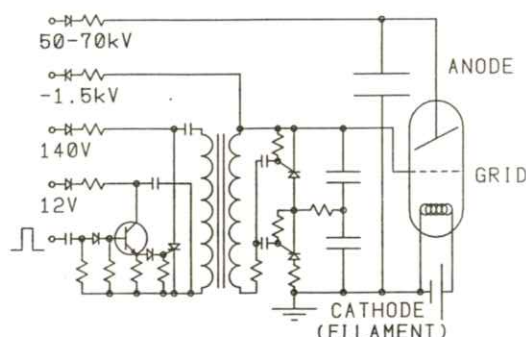


Fig. 1 Electric circuit of a repetitive sub-millisecond flash x-ray generator.

The grid electrode was directly driven by two thyristors (cf. Fig. 1). When a positive pulse produced from a light receiver was input to a simple amplifier having a differentiating circuit, a long electric pulse was shaped to a short positive pulse and was transmitted to the thyristor pulser. Next, the electric charges in the serial connected condensers ( $C_1$  and  $C_2$ ) for supplying initial bias voltages were discharged by the main two thyristors when an amplified signal from a thyristor



pulser was input to the gates from a trigger transformer. Finally, the two condensers were charged to the initial grid voltage through a charging resistor of  $R$ .

## 2.2 X-ray tube

The x-ray tube was of an enclosed triode type with a hot cathode (see Fig. 2). This tube consisted of the following major devices: an anode electrode with a plate target made of tungsten, a hot cathode made from a tungsten coil, a grid electrode made from tungsten wires, a focusing electrode made of iron, a glass tube body, and an insulator made from an acrylate resin tube. The electron beams from the cathode were roughly converged to the target by a focusing electrode with a voltage range between the cutoff voltage and the ground potential.

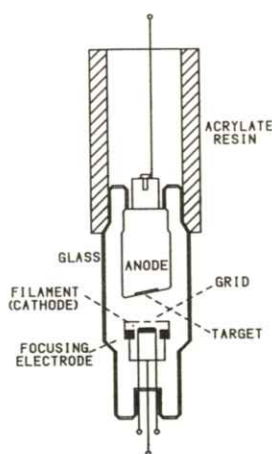


Fig. 2 Structure of a hot-cathode triode.

## 3. Radiographic Characteristics

Various radiographic characteristics of this flash x-ray generator were measured under a repetition frequency of 1 Hz except for measuring repetitive x rays. The filament temperature was about 2000 K, and the x-ray tube was primarily driven under the temperature-limited current region.

### 3.1 Grid voltage

Fig. 3 shows the grid voltages during main discharge measured by using a high-voltage probe at the indicated conditions. The filament voltage and the current were 11.0 V and 5.6 A (DC), respectively. In this experiment, the initial bias voltage had a comparatively low (absolute) value of -1.5 kV. The peak grid voltages were about

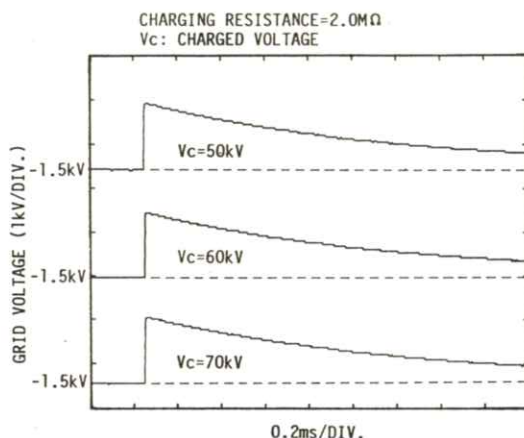


Fig. 3 Grid voltages according to changes in the charged voltage of the energy-storage condenser at the indicated conditions.

0 V, and the connected condensers were charged to the initial grid voltage. Next, the grid voltage seldom varied according to changes in the charged voltage of the main condenser.

### 3.2 Tube voltage

The tube voltage equivalent to the charged voltage of the main condenser was also measured by a high-voltage probe at the indicated conditions (see Fig. 4). When the charged voltage was increased, the voltage drop increased, and this value caused by one shot was about 1.2 kV with a charged voltage of 70 kV. Thus, the electric charges for producing one pulse of x rays had small values compared to those in an energy-storage condenser.

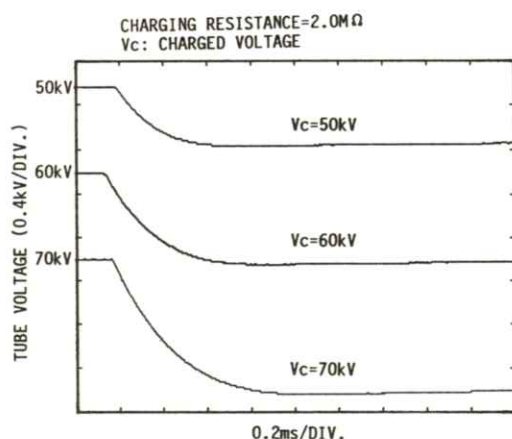


Fig. 4 Typical tube voltages (voltage drops).

### 3.3 Tube current

The tube current was measured by a coaxial current shunt (see Fig. 5). Both the peak current and the current duration increased according to increases in the charged voltage. The peak tube current was about 0.4 A with a charged voltage of 70 kV. These results indicated the fact that both the effective accelerating voltage and the cutoff voltage (absolute value) for thermoelectrons increased when the charged voltage was increased.

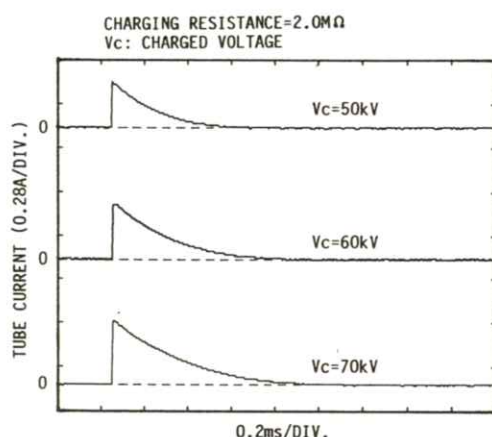


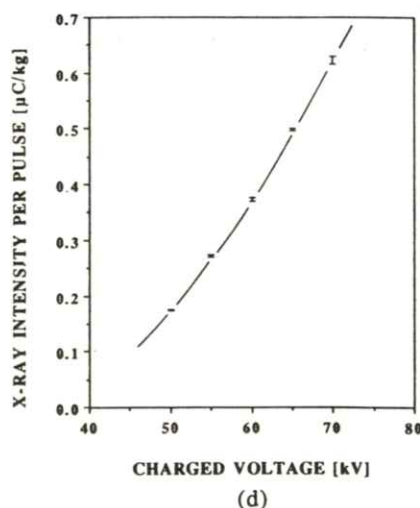
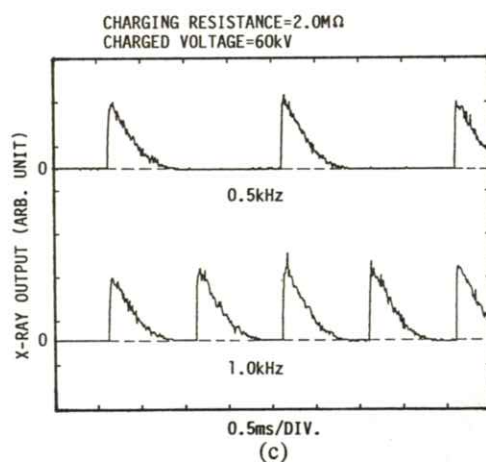
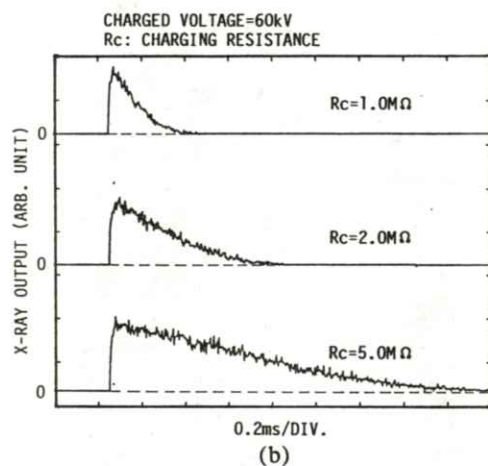
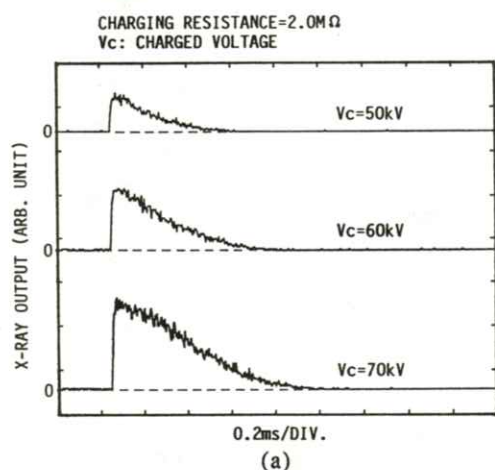
Fig. 5 Tube currents.

### 3.4 X-ray output

The single x-ray output was measured by using a combination of a screen (Kyokko FS) and a photomultiplier at the indicated conditions (see Fig. 6). When the charged voltage was increased, both the pulse height and the duration of the x-ray pulse increased [see Fig. 6(a)]. The maximum

duration of the pulsed x rays with a charged voltage of 70 kV and a charging resistance of 2.0 M $\Omega$  was about 0.8 ms. Of course, the x-ray duration increased in proportion to the charging resistance [see Fig. 6(b)]. Fig. 6(c) shows the repetitive flash x rays of 0.5 and 1.0 kHz at the indicated conditions. When the exposure number was limited, the stable x-ray outputs were obtained.

The time-integrated x-ray intensity was measured by a Victoreen 660 ionization chamber [see Fig. 6(d)]. The x-ray intensity increased by about the third power of the charged voltage, and the intensity with a charged voltage of 70 kV and a charging resistance of 2.0 M $\Omega$  was 0.62  $\mu\text{C/kg}$  at 1.0 m with observational errors of about 1%.



**Fig. 6** X-ray outputs: (a) charged voltage dependence of the single x-ray output; (b) effect of the x-ray duration with a charging resistance; (c) repetitive flash x-ray outputs; (d) time-integrated x-ray intensity.

### 3.5 X-ray source image

The image of the x-ray source was observed by using a pinhole camera of 100  $\mu\text{m}$  and a Polaroid XR-7. These were achieved with one shot of flash x rays (see Fig. 7). Both the spot size and the intensity increased according to increases in the charged voltage. For the intensity distribution in the focal spot, since the electron beams were converged by a focusing electrode with a voltage range between the cutoff voltage of thermoelectrons and the ground potential, the center of the spot was the highest, and the maximum size was about 4x4 mm.

INITIAL GRID VOLTAGE=-1.5kV  
 $V_c$ : CHARGED VOLTAGE

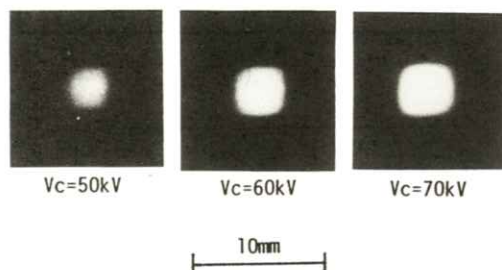


Fig. 7 Images of the x-ray source.

### 4. Radiography

The radiography achieved with this flash x-ray generator with a charging resistance of 2.0  $\text{M}\Omega$  was performed by using a CR system<sup>12)</sup> used for medical radiography. A radiograph of a head is

shown in Fig. 8; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of 70 kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 1.1 m. The bones are clearly visible. Fig. 9 shows a trial

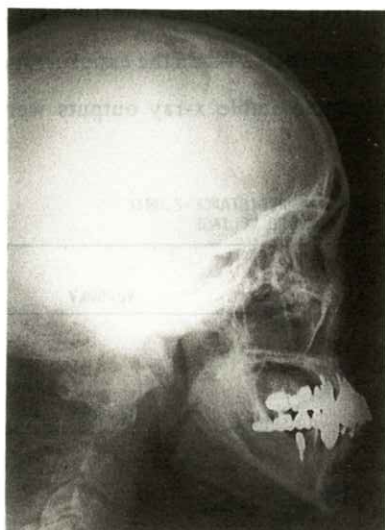


Fig. 8 Radiograph of a head with a  $V_c$  of 70 kV.

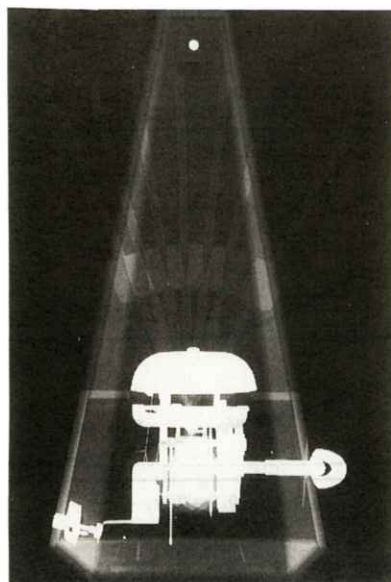


Fig. 9 Multiple-exposure radiograph of a metronome with a  $V_c$  of 60 kV.



experiment for performing multiple exposure radiography of a metronome achieved with repetitive x rays of 20 Hz with a  $V_c$  of 60 kV and an  $I$ - $X$  distance of 1.0 m. The accelerating movements of a pendulum are observed.

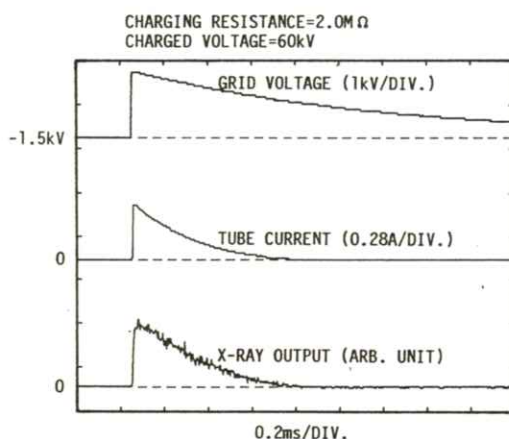
## 5. Discussion

This repetitive flash x-ray generator was primarily designed in order to control the x-ray duration by varying the time constant in the grid control device. Thus, the x-ray intensity can be controlled by varying both the x-ray duration and the tube voltage at a constant filament temperature. In addition, the x-ray quality is primarily controlled by the tube voltage and is made harder by increasing the tube voltage and by insertion of metal filters.

For the time relation between the grid voltage, the tube current, and the x-ray output, we obtain optimum characteristics (cf. **Fig. 10**) corresponding to the design of this x-ray generator. In summary, concerning the flash x-ray generation, since the tube current can be also controlled and increases up to about 1 A by increasing the filament temperature, the optimum x-ray intensity corresponding to desired quality can be obtained.

Next, the effective accelerating voltage of the triode for thermoelectrons from the cathode electrode (tube voltage of the equivalent diode)  $V_{eff}$  is represented by the following equation:

$$V_{eff} = (C_{cg} V_g + C_{ca} V_a) / (C_{ca} + C_{cg}), \quad (1)$$



**Fig. 10** Relation between the grid voltage, the tube current, and the x-ray output.

where  $C_{cg}$  is the electrostatic capacity between the cathode and grid electrodes,  $C_{ca}$  is the capacity between the cathode and anode electrodes,  $V_g$  is the grid voltage, and  $V_a$  is the anode voltage equivalent to the tube voltage. Thus, the cutoff voltage  $V_{off}$  of thermoelectrons is given by:

$$V_{off} = -C_{ca} V_a / C_{cg}. \quad (2)$$

Since the charging line in the grid control device is a RC-series circuit, the x-ray duration  $D$  is represented by the following equation:

$$D = -RC \ln(1 - V_{off}/V_s) / 2, \quad (3)$$

where  $R$  is the charging resistance for controlling the x-ray duration,  $C$  is the capacity of each condenser, and  $V_s$  is the supplied voltage equivalent to the initial grid voltage. Thus,  $D$  is proportional to  $R$ ,  $D$  can be easily controlled by varying  $R$  at constant  $C$ ,  $V_s$ , and  $V_a$ .

The tube current  $J(t)$  varies according to changes in  $V_{eff}$  and the temperature of the filament

$T$ , but  $J(t)$  can not be easily represented by a simple equation. Thus, two values of  $J(t)$  and the tube voltage  $V(t)$  are given by:

$$J(t)=f(V_{eff}, T), \quad (4)$$

$$V(t)\cong V_a, \quad (5)$$

Thus, the x-ray intensity of the bremsstrahlung spectra  $I(t)$  is given by:

$$I(t)=KJ(t)V_a^a, \quad (6)$$

where  $K$  is some factor and  $a\cong 2$ . Thus,  $I(t)$  can be controlled by varying  $T$  at a constant  $V_a$ .

Using this sub-millisecond flash x-ray generator, because high-intensity flash x rays corresponding to desired qualities have been obtained, medical radiography for various portions of a human body can be performed. When this generator is employed in conjunction with a high-speed x-ray television system utilizing an image intensifier tube, since the duration can be decreased, high-speed stroboscopic radiography with durations of less than  $10\mu s$  can be easily accomplished for imaging a wide variety of biomedical objects.

### Acknowledgments

This work was supported by Grants-in Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation, and the Ministry of Education and Culture in Japan.

### References

- 1) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 2) C.S. Wong and S. Lee: Rev. Sci. Instrum. **55** 1125 (1984)
- 3) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 4) A. Shikoda, E. Sato, S. Kimura, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 154 (1990)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 193 (1990)
- 7) E. Sato, H. Isobe, K. Takahashi, et al: Soc. Photoopt. Instrum. Eng. **1358** 462 (1990)
- 8) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 8) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 7 (1991)
- 9) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 51 (1991)
- 10) E. Sato, A. Shikoda, H. Isobe, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **8** 58 (1991)
- 11) E. Sato, A. Shikoda, S. Kimura, et al: Rev. Sci. Instrum. **62** 2115 (1991)
- 12) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)

## KエッジサブトラクションX線テレビシステム

### — 動物実験 —

深川浩志<sup>\*1</sup>・鈴木洋一<sup>\*1</sup>・山口高弘<sup>\*1</sup>・長谷川伸<sup>\*1</sup>

兵藤一行<sup>\*2</sup>・安藤正海<sup>\*2</sup>・杉下靖朗<sup>\*3</sup>・垣花昌明<sup>\*3</sup>・大塚定徳<sup>\*3</sup>

武田 徹<sup>\*3</sup>・秋貞雅祥<sup>\*3</sup>・西村克之<sup>\*4</sup>・豊福不可依<sup>\*5</sup>・竹中栄一<sup>\*6</sup>

<sup>\*1</sup> 電気通信大学電子工学科 〒182 東京都調布市調布ヶ丘1-5-1

<sup>\*2</sup> 高エネルギー物理学研究所 〒305 茨城県つくば市大穂

<sup>\*3</sup> 筑波大学 〒305 茨城県つくば市天久保

<sup>\*4</sup> 埼玉医科大学 〒350-04 埼玉県入間郡毛呂山町毛呂山本郷38

<sup>\*5</sup> 九州大学 〒814 福岡県東区馬出3-1-1

<sup>\*6</sup> 防衛医科大学校 〒359 埼玉県所沢市並木3-2

## K - Edge Subtraction X - Ray Television System

### —Animal Experiment—

H. FUKAGAWA<sup>\*1</sup>, Y. SUZUKI<sup>\*1</sup>, T. YAMAGUCHI<sup>\*1</sup>, S. HASEGAWA<sup>\*1</sup>,

K. HYODO<sup>\*2</sup>, M. ANDO<sup>\*2</sup>, Y. SUGISHITA<sup>\*3</sup>, M. KAKIHANA<sup>\*3</sup>,

S. OHTSUKA<sup>\*3</sup>, T. TAKEDA<sup>\*3</sup>, M. AKISADA<sup>\*3</sup>, K. NISHIMURA<sup>\*4</sup>

F. TOYOFUKU<sup>\*5</sup>, AND E. TAKENAKA<sup>\*6</sup>

<sup>\*1</sup> The University of Electro-communications,

1-5-1, Chofugaoka, Chofushi, Tokyo 182, Japan

<sup>\*2</sup> National Laboratory for High Energy Physics (KEK)

<sup>\*3</sup> The University of Tsukuba

<sup>\*4</sup> Saitama Medical School

<sup>\*5</sup> Kyushu University

<sup>\*6</sup> National Self Defence Medical College



X-ray K-edge energy subtraction television system for noninvasive angiography was implemented using high speed monochromator, X-ray image intensifier, special prism and two CCD cameras combined with synchrotron radiation system at the National Laboratory for High Energy Physics (KEK), Tsukuba, Japan. Each exposure for dual energy monochromatized X-ray and interval times are 2 ms. Angiograms of an anesthetized dog were obtained as real time images.

## 1. 序 論

造影剤濃度の低い血管像を鮮明に画像化するためにDSA (Digital Subtraction Angiography) 装置が使われるが、この装置は時間差分方式であるため動く臓器——心臓には適用できない。一方、X線を分光して2種の光子エネルギーの単色X線を作り、これを被検体に順次照射して得た2枚の像を減算処理すれば、物体中の特定のX線吸収端をもつ物質を鮮明に画像化でき、冠動脈狭窄診断への応用が期待されている<sup>1)-3)</sup>。

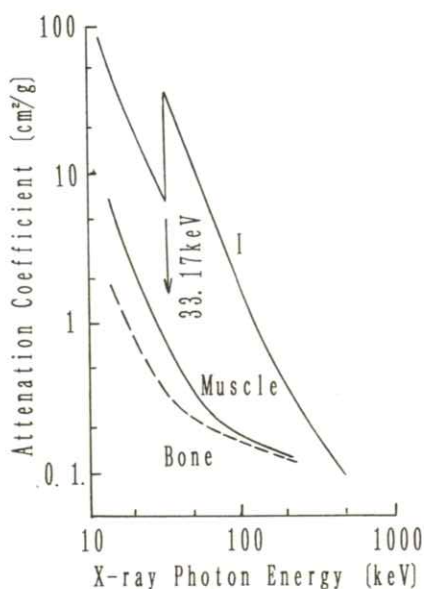
この画像装置、いわゆるエネルギー差分形DSA装置のX線源としては通常のX線管ではX線量が足りず、シンクロトロン放射光 (Synchrotron Radiation, SR) 施設が適しており、これまでアメリカ、ドイツなど3か所の外国SR施設で同じ目的の研究が行われ<sup>4)-6)</sup>、Tompsonらは人体への適用も試みている<sup>7)</sup>。しかしSRからのX線は厚さ数mm程度の薄く水平に長いシートビームであり、外国での試作は全てラインセンサを横方向に使用して水平走査を電子的に行い、面情報を得るため患者を椅子と共に垂直移動走査する方式を取っている。この方式は患者移動を要すること、心臓領域の走査に1~2秒かかるため、1枚の画像中でも上下部では心臓の状態が変化しているなど欠点がある。

これに対し我々は分光器でX線照射野を拡大した上でテレビジョンに同期して高速にエネルギーを切替え、信号を高速処理する方式でエネルギー差分形X線テレビジョン装置の開発研究を行ってきた<sup>8)-10)</sup>。その結果画面は小型(60×55mm)ではあるが、リアルタイムに造影剤の動きを画像化でき、犬による動物実験を行ったのでその結果を報告する。

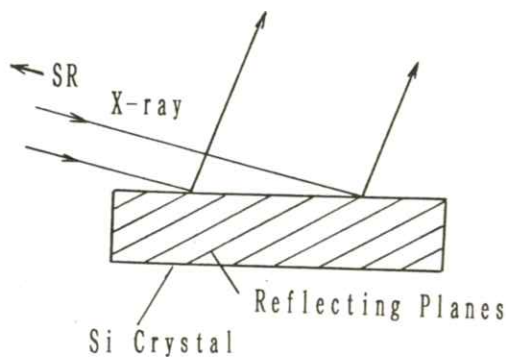
## 2. エネルギー差分画像

我々のエネルギー差分像はFig. 1に示すようなヨウ素のX線吸収係数のエネルギー依存性を利用し、造影剤を投与したのちその中のヨウ素を検出することで血管を画像化する。X線源としてSRから得られる強く、且つ平行性のよい白色X線を利用する。システムでは厚さ約8mmのX線シートビームをX線分光器のシリコン結晶板の3-1-1面に入射し、その非対称回折を利用してビームを単色化すると同時に約8倍の厚さとして被検体を照射する。この様子をFig. 2に示す。シリコン板は幅65mm、長さ300mmで、ブラッグ角を6.5°にセットし、これにより約60×55mmの照射野を得た。しかし照射野内のX線強度には垂直方向にFig. 3のような不均一性があり、後のシェーディング処理で補正することとした。

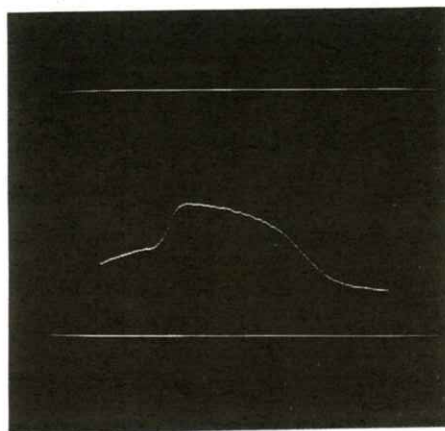




**Fig. 1** X-ray absorption coefficient versus photon energy.



**Fig. 2** Beam expansion by asymmetric reflex.



**Fig. 3** Measured distribution of irradiated X-ray flux along vertical direction.

**Fig. 2** で結晶板の角度を僅かに変えると被検体に入射するX線の光子エネルギーが変わる。造影剤の吸収端（ヨウ素では 33.17 keV）より僅か上の光子エネルギーをもつX線（以下 H X と書く）、および僅か下の光子エネルギーのX線（以下 L X）による2枚の像はヨウ素すなわち血管部分で吸収の差を生ずる以外ほとんど差がないため2枚の像の差を求めれば血管のみの像が得られる。厳密には一般臓器によるX線透過率画像を  $f(x, y)$ 、これに畳重するヨウ素の透過率画像を  $g(x, y)$  とすれば、H X による像は  $f(x, y) \times g(x, y)$ 、L X による像はほぼ  $f(x, y)$  となるので、除算すなわち H X による像を L X の像で割ることによって血管像  $g(x, y)$  を求められる。

### 3. エネルギー差形DSA装置

上記の原理によるエネルギー差形X線テレビジョンについて、3種の実験を行った結果をすでに報告したが<sup>9),10)</sup>、十分な結果は得られなかった。動く心臓の冠動脈を静止画像化するためには、1組のX線像の取り込みを10ms以内に終了する必要がある。しかし、1枚の画像の信号読出しに30msかかるため、カメラ1台では原理の実現は無理であり、2台のカメラを用いる場合はその位置的な整合が極めて難しい。

筆者らは特殊な光学系とCCDカメラの採用により、これらを解決した。試作したシステムのブロックダイアグラムおよびタイミングチャートをFig. 4, Fig. 5に示す。

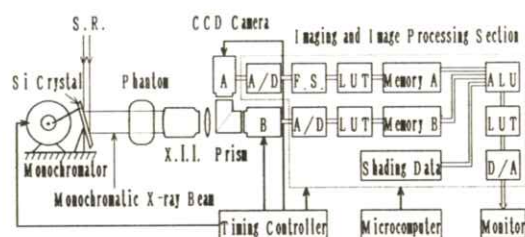


Fig. 4 Schematic diagram of the experimental K-edge subtraction television system.

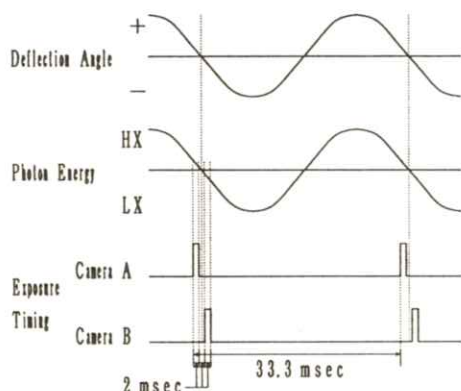


Fig. 5 Timing chart of imaging of subtraction television system

S RからのX線シートビームを上述のようにして平行な単色線とし、被検体に入射する。被検体を透過したX線像はX線蛍光増倍管により明るい可視光像となり、レンズと特殊プリズムにより、2つの全く同じ像に分けられ、2台のテレビカメラに入力される。

本来は分光器の上流側に鉛製のX線シャッタを供え、ここで露出制御を行い、被検体への無用なX線照射を避けることが望ましいが、機構の複雑化を避けるために省略した。

分光器の結晶板の角度変化はK吸収端に対応する角度に対して $\pm 0.05^\circ$ 、振動モードは時間に対して方形であることが望ましいが、テレビフレームに同期して高速度でそのような振動をさせることは機構的に難しいためクランク機構で正弦波的振動を行うこととした。従って被検体に入射するX線の光子エネルギーも正弦波的に連続変化するため、その光子エネルギーがヨウ素のK吸収端を通過する前後の適当なタイミングでカメラのシャッタを開けて像を取込むこととし、また2種の光子エネルギーの単色X線の照射をそれぞれ2ms、その間のエネルギー切替えに2ms、計6msで1組の画像取込みを終了し、これを毎秒30回繰り返してリアルタイムに連続画像を表示することとした。

カメラとしては電子シャッタを供えたCCDカメラを用い、タイミングパルスで動作させて2msの露出制御を行った。取込みタイミングについては、Fig. 5に示すように1組の画像のうちHX側の像を先に入力するようにした。これは2種の画像が一般臓器についてはほぼ同じ内容であるが、血管部については高エネルギー側では暗く低エネ

ルギー側では明るいため、X線蛍光増倍管の残像が2 ms 後に約17%あることを考慮すると、この順序で行う方が正確な差分像を得る点で有利と判断したことによる。なお、CCDカメラはフィールド転送タイプであるため、やむをえず垂直方向解像度は240本としている。

2台のカメラ出力信号はタイミングが4 ms 異なっているためフレームシンクロナイザ(FS)で同期させ、ルックアップテーブル(LUT)で対数をとった上で論理演算部(ALU)で減算した。さらに、予め記録しておいたシェーディングデータで補正し、LUTで対数を真数に戻して差分像をリアルタイムに得られるようにした。同時に生データをテープに収録し、細かい位置補正などの処理を後刻オフライン処理できるようにした。

#### 4. 実験結果

上記の構成により試作したエネルギー差分形X線テレビジョンで、動く試料の撮影表示実験を行った。予備実験の結果、分光器の結晶板の角度変化 $\pm 0.05^\circ$ は被検体へのX線照射がK吸収端を中心に $\pm 150\text{eV}$ 変化することに対応しており、また照射X線は半値幅数十 eV のエネルギーの広がりをもつことが分かっている。

まず7%のヨウ素液を入れた内径1.8 mm, 2.8 mmのビニール管を心臓血管に見立て、心臓血管に見合う速度48 mm/s で水平に往復運動させた試料と、静止した骨を重ねたものをファントムとして本装置で撮像し、この像をリアルタイム処理して表示した。Fig. 6はカメラ露出時間、切替時間とともに8 ms に設定したものの、Fig. 7は2

ms としたものである。両図とも(a), (b)はそれぞれHX, LXによる画像、(c)は処理のうえ表示された差分像で、ビニール管の上半部がヨウ素液の封入部分を示す。この例では差分演算処理が必ずしもうまく行われておらず、差分像に骨の像が残っている。そのほか、Fig. 6では取込み時間内の血管の動きが血管像の両側に縁どりの形でアーチファクトとして残り、8 ms の露出時間では心臓画像化には不十分であること、

Fig. 7では差分像にX線量不足に基づく量子雑音が目立つことが分かる。

Fig. 8は犬による動物実験の結果を示す。同図(a), (b)はそれぞれHX, LXによる像、(c)はオフライン処理による差分像を示す。造影剤はカテーテルを用いて入れた。その他の条件をTable 1に示す。Fig. 9は同じ動物実験で、1回の造影剤注入により得られた連続画像のうち3枚の差分画像を示す。

#### 5. 結 論

心臓血管造影を目的として筆者らの開発したエネルギー差分形のX線テレビジョンの構成、動物実験の結果について述べた。外国で研究開発中のものにくらべた本方式の特徴としては、

- ①心臓血管の動きをリアルタイムに連続画像として見るができる。
  - ②患者を動かすことなく使用できる。
  - ③造影剤が診たい部分に到達するまでの時間を見計らって走査開始するなどの面倒がない。
- などがあり、実用化に向けて優れた点といえる。一方、欠点としては

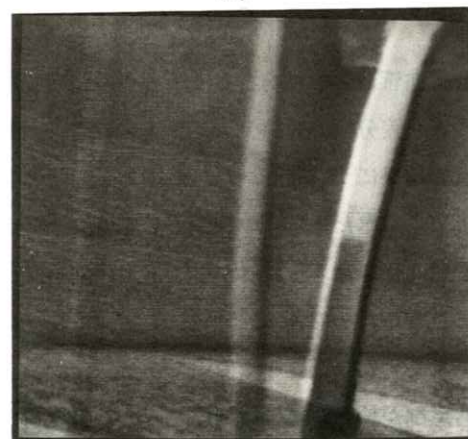




(a)



(b)



(c)

**Fig. 6** Output images of moving iodine phantom. Exposure and interval times are 8 ms. Fluoroscopic image taken by HX (a), by LX (b). Subtraction image (c).



(a)



(b)



(c)

**Fig. 7** Output images of moving iodine phantom. Exposure and interval times are 2 ms. Fluoroscopic image taken by HX (a), by LX (b). Subtraction image (c).





(a)

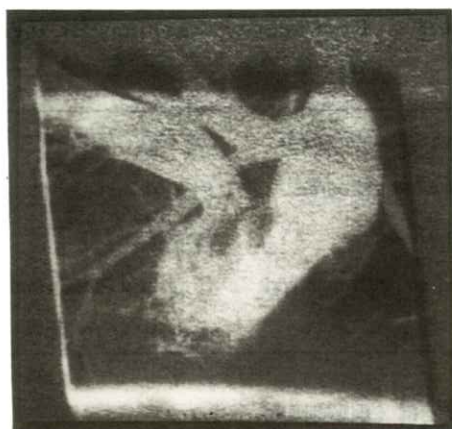


(b)

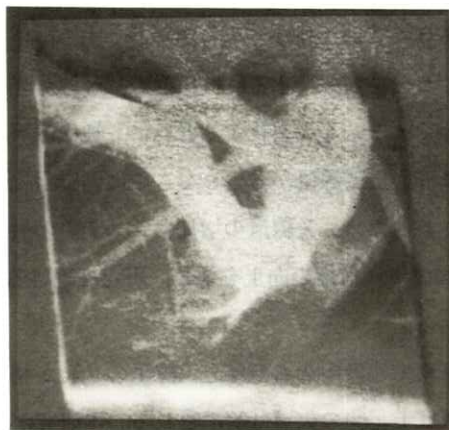


(c)

**Fig. 8** Angiogram of an anesthetized dog. Exposure and interval times are 2 ms. Fluoroscopic image taken by HX (a), by LX (b). Subtraction image (c).



(a)



(b)



(c)

**Fig. 9** Three images from sequential angiograms of an anesthetized dog.

**Table 1** Experimental conditions for angiography

SOR energy and current	5.8 GeV, 25 mA
Size of irradiated area	64 x 55 mm
Weight of dog	14.5 kg
Injected contrast material	Urografin 76%, 10ml ( at rate of 10 ml / s )

①現状ではX線照射野が小さい。

②量子雑音が多く画質が劣る。

点があり、実用に向けて改善が必要である。

特にヒトを対象とするには照射野、X線分光器その他システムを大型化すると共に、被検体厚さ増加に伴い透過線量が減少してさらに画質劣化が予想されるため、X線量の増加、システムの最適化、画像処理技術の向上を要し、研究を続ける予定である。

兵庫県で建設中のものなど大線量のSRが利用できれば上記②の欠点は解消される。本研究が実用化できれば造影剤の静脈注射で診断可能となり、侵襲性が低く、循環器病診断に大きな福音をもたらすと期待される。

本研究には元電通大助手諏訪昭夫氏はじめ多くの修士、卒研生の研究テーマとして討論に、装置の試作や測定にご努力を頂いたことに深甚の謝意を表す。

なお本研究は文部省高エネルギー物理学研究所のテーマ (Na91-122) として行われ関係職員の多大な御助力を得た。また文部省より科学研究費 (試験研究 03555080)、㈱インテックより受託研究員派遣、奨学寄付金の援助を受けて行われた。ここに記して厚く御礼申し上げます。

## 参考文献

- 1) 小西圭介, 他: 医画情誌 **2** 113 (1985)
- 2) 長谷川伸, 他: 医画情誌 **5** 37 (1988)
- 3) E. Rubenstein, et al : Nuc. Inst. and Meth. **222** 302 (1984)
- 4) W. R. Dix, et al : Nuc. Inst. and Meth. **A246** 702 (1986)
- 5) E. N. Dementyev, et al : Nuc. Inst. and Meth. **A246** 726 (1986)
- 6) E. Rubenstein, et al : Nuc. Inst. and Meth. **A291** 80 (1990)
- 7) A. C. Thompson, et al : Rev. Sci. Instrum. **60** 252 (1989)
- 8) E. Nishimura, et al : Proc. of. Med and Biol. Eng. **23** 1526 (1986)
- 9) A. Suwa, et al : Jpn. J. Appl. Phys. **26** 1989 (1988)
- 10) H. Fukagawa, et al : Rev. Sci. Instrum. **60** 2268 (1989)

## R S N A ' 91 に参加して

藤 田 広 志

岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

1991年11月31日（土）から12月6日（金）の7日間にわたり、シカゴ市内のマッコーマック・プレースにて第77回北米放射線学会が開催された

（写真1）。筆者は文部省の平成3年度国際研究集会派遣研究員としてこの国際会議に参加し、研究発表を行った。また、会議中と終了後にシカゴ大学ロスマン放射線像研究所に土井邦雄教授らを訪問し、有意義な情報交換・資料収集を行うことができた。天候は、3日程雪が降り、夕方まで-14℃の日もあり、まさしく「学会日和」が続いた！

筆者のRSNAへの参加は今回が7度目であるが、本会議は毎年規模が拡大されており、今回の参加者総数は何と5万3千人とのことであった。マッコーマック・プレース会場の従来の東館に加え、北館の一部が前回から使われ始めたが（一つだけでもモーターショウが十分に開催できる広さ）、今回は北館のすべてが使用された（写真2）。両館の移動は高速道路の頭上通路を約10分の徒歩で行われるが、セッションの開始間際にはこの通路が大混雑し（血管の狭窄を意味する「ステノーシス」と呼んでいる人がいた）、さながら満員電車の中ようであった！

学術発表の発表形式は3つに分かれ、① Scientific paper, ② Forum presentation, and ③ Current concept と呼ばれている。①は通常の

発表で（発表10分、質疑2分）、②はポスター形式（日替りで、10時から12時までポスター前で討論が行われる、写真3）、③は従来のワーク・イン・プログレスに変わって今回新しく採用されたもので（発表4分、質疑2分）、発表時間4分と短く評判は良くなかった。同一セッション内に①と③の発表が混在しており、すっきりしない形態であり、今後の改善が望まれる。審査のための抄録締切は、③も含めて昨年の5月上旬で、これらのセッションの発表論文の採択率は、今回45%であった（2,800中1,272 papers）。

他に、学術展示（Scientific Exhibit）があり（450演題）、これらの展示物は会期中常時会場に展示されている（写真4）。昨年からはまった infoRAD Exhibit は今回も続けられ、ワークステーション等の機器を持ち込んだ「デモンストレーション発表」が盛んに行われていた（写真5, 6）。また、技術展示（Technical Exhibit）はメーカーの機器展示で、両館の二つの広いフロアがぜいたくに使われていた。この展示をゆっくり見て回る時間は今回ほとんどなく、また、どのような観点から見ると見るかにもよるが、興味のわく新しいものはあまり無かったようである。

以下、筆者の最近の研究に関連したテーマであ



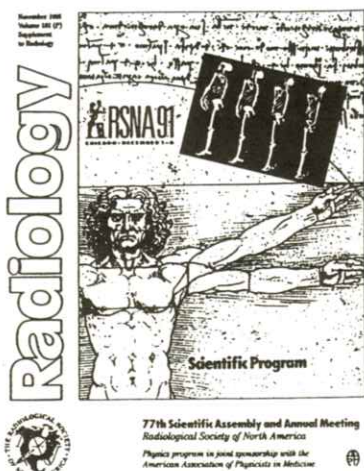


写真1: Radiology 誌の RSNA91のための  
プログラム特集号 (Vol. 181 (P), 1991)  
の表紙



写真2: 高速道路をはさんでマッコミック・  
プレースの東館(右側)と北館(左側)  
中央奥は、シカゴ市街



写真3: 月曜朝の Physics Forum の様子で、  
Neural Network & Computer-aided  
analysis がテーマであった。

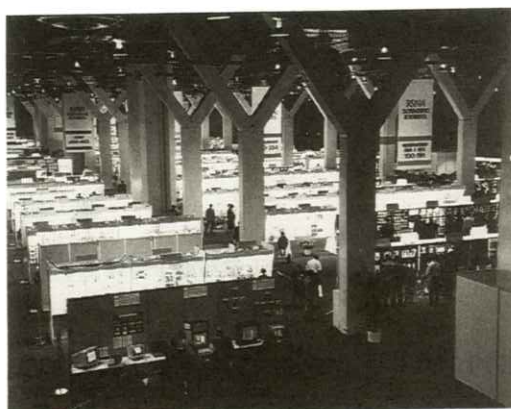


写真4: Scientific exhibit 会場の光景



写真5: infoRAD Exhibit 会場の光景



写真6: ISAC (光磁気ディスクを記録メディアにしたオフライン方式の画像情報システム)のプロトタイプワークステーションの展示



る「病変部位のコンピュータ自動検出や解析のための画像処理に関する研究」にテーマを限定して報告する。最近これらの発表件数は年々増加しており、今回も「物理」のセッションを中心に、少なくとも25題あまり報告された。その中で最もドラマチックであったのは、学術展示で見られたシカゴ大の土井邦雄教授らによる「An Intelligent Workstation for Computer-aided Diagnosis」と題された展示であった（写真7）。6台の「デジタル・アルタネータ」と称されるCRTモニタとIBM-PCで構成されたシステムが運び込まれ（写真8）、胸部写真（間質性疾患、ノジュール、心臓サイズ）とマンモグラフィ（マスと微小石灰化）の画像に支援診断の結果も合わせて高速表示され、たいへん興味深かった（写真9）。このかなり実用性が高いと思われる支援診断の結果を見てみると、これから新しく同一領域の支援診断に関する研究を始めようとする気が起らない！と感じたのは筆者一人ではなかったろう。



写真7： コンピュータ支援診断のためのインテリジェント・ワークステーション（中央右が説明中の土井教授）



写真8： デジタルアルタネータの開発者のSluis 博士ら（Laboratory Automation Inc）

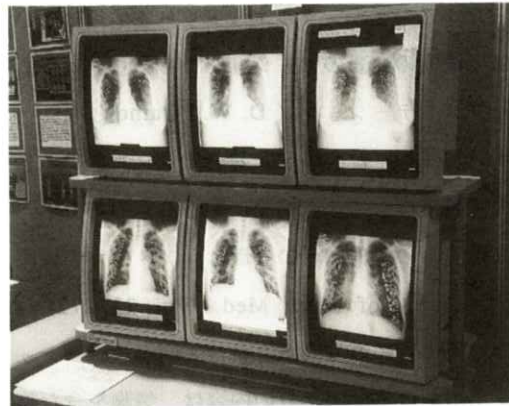


写真9： 胸部病変（間質性疾患）のコンピュータ検出の結果が表示されたデジタルアルタネータ画面

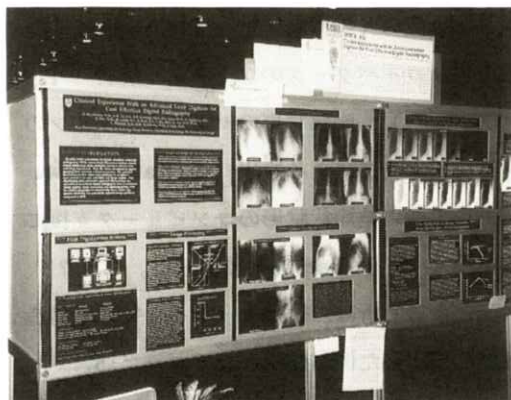


写真10： MacMahon によるデジタルデュープシステムに関する展示

今回はポスターセッション (Physics Forum) の一つに, 「Neural Networks & Computer-aided Analysis」というセッションが設けられた。タイトルのようにニューラルネットワークを医用画像のパターン認識に応用した演題が半数含まれていた。これらは, 乳がん診断のためのマンモ写真解析 (Y. Wuら), 胸部の結節状陰影の検出 (S. Gargら), 骨梁像の解析 (S. N. Chengら), ECGデータの解析 (T. R. Nelsonら), ポータブル胸部X線画像における散乱線含有率の推定 (J. Y. Loら) に関するものであった。このニューラルネットワーク応用については, 通常の発表のセッションでもあり, MR像のセグメンテーション (D. W. Pirainoら) や, 筆者らが報告した心筋SPECT (ブルズアイ) 像の診断支援システム構築に関するものである。この筆者らの報告内容の一部は, アメリカの核医学会雑誌 (J. of Nucl. Med., Vol. 32, 272-276, 1992) に最近掲載された。同ポスターセッションにおける他の半分の内容は, 気胸を含む胸部写真のエッジ強調をフラクタル次元を用いて解析したもの (J. Y. Loら), コンピュータによる骨粗しょう症のX線写真解析 (P. Caligiuriら), 腎臓皮質フローパターンのフラクタル解析 (P. E. Grantら), 胸部写真のセプタル・ラインのコンピュータ支援による検出 (S. Katsuragawaら), CT像の結節状陰影のコンピュータ支援による検出 (K. T. Baeら) であった。フラクタル次元による解析は, 他のセッションで骨梁構造の評価に応用した例が報告されており (S. Majumdarら), 有用な手段と成り得るかもしれない。

上記以外の他のセッションでもいくつかの興味ある演題があった。マンモのコンピュータ支援検出システム臨床評価 (R. M. Nishikawaら), 胸部ノジュール検出のコンピュータアプローチ (E. Pietkaら), 肺テクスチャ解析 (H. Jiaら), 特徴抽出によるステノーシスの解析 (S. A. Jacksonら), マンモ写真の腫瘍のコンピュータ支援検出: FROC / AFROC解析 (F. F. Yinら), マンモ写真の微小石灰化のコンピュータ検出: データ圧縮の効果 (H. P. Chanら) などである。また, H. MacMahonらによるレーザディジタイザとプリンタによる“デジタルデュープ”システムの臨床経験の報告は, CRよりもコスト effective で有用なDRシステムと位置づけており, アンダーまたはオーバーな露出のフィルムの画像処理による有効な回復を示し, シカゴ大のICUにおいて臨床実験中であった。この展示作品は, 学術展示における賞の一つを受賞していた (写真10)。

今後このような病変のコンピュータ自動検出の分野は, ますます発展していく“目が離せない”分野の一つである。最後に, 御支援いただいた文部省, 並びに, お世話になりましたシカゴ大学教授土井邦雄先生に感謝致します。

## I 第 102 回 研 究 会 記 事

第 102 回 研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成 4 年 2 月 8 日 (土) 10:00~17:00

場 所 東京大学講内好仁会

出 席 者 約 40 名

特別講演 10:00~11:00

S Q U I D の医学利用 (脳疾患)

東大医学部脳神経外科教授 高倉公明先生

見 学 11:00~12:00 同上装置

研究発表 13:00~17:00

### 1) エネルギーサプトラクション X 線 TV

深川浩志 \*, 鈴木洋一 \*, 山口隆弘 \*, 長谷川伸 \*, 安藤正海 \*\*,  
兵藤一行 \*\*, 杉下靖明 \*\*\*, 垣花昌朗 \*\*\*, 大塚定徳 \*\*\*, 武田 徹 \*\*\*,  
秋貞雅洋 \*\*\*, 西村克之 \*\*\*\*, 竹中栄一 \*\*\*\*\*, 豊福不可依 \*\*\*\*\*,  
\* 電通大, \*\* 高エネ研, \*\*\* 筑波大医, \*\*\*\* 埼玉医大, \*\*\*\*\* 防衛医大,  
\*\*\*\*\* 九大

### 2) X 線管電圧波形の新しい解析法

— 周波数解析による評価 —

千田浩一, 有馬宏寧 東北大病院放射線部

### 3) フィルムでの軟 X 線エネルギー吸収に基づく厚さ・濃度曲線

尾崎吉明 \*, 窪田英明 \*\*, 松本政雄 \*\*\*, 山田正良 \*\*\*\*, 金森仁志 \*\*\*\*,  
\* 京都科捜研, \*\* 滋賀大, \*\*\* 大阪府立高専, \*\*\*\* 京都工繊大

### 4) フェライト基盤を用いたパルス V U V 源の試作

佐藤英一 \*, 大泉貞治 \*, 林 保臣 \*\*, 庄司鉄雄 \*\*\*, 穴戸昂郎 \*\*\*,  
玉川芳春 \*\*\*\*, 柳沢 融 \*\*\*\*\*  
\* 岩手医大物理, \*\* 八戸高専, \*\*\* 東北学院大工, \*\*\*\* 岩手医大中放,  
\*\*\*\*\* 岩手医大放科

### 5) 液体陽極フラッシュ X 線管の試作

佐藤英一 \*, 寒河江康朗 \*, 大泉貞治 \*, 林 保臣 \*\*, 玉川芳春 \*\*\*,  
柳沢 融 \*\*\*\*

- \* 岩手医大物理, \*\* 八戸高専, \*\*\* 岩手医大中放, \*\*\*\* 岩手医大放科
- 6) 同軸ケーブルを用いた振動形高電圧パルサーによる熱陰極2極管の振動  
 佐藤英一\*, 寒河江康朗\*, 大泉貞治\*, 太田 温\*\*, 小原春雄\*\*,  
 鈴木正吾\*\*, 清野 浩\*\*, 林 保臣\*\*\*, 玉川芳春\*\*\*\*, 柳沢 融\*\*\*\*\*  
 \* 岩手医大物理, \*\* 東北大医短, \*\*\* 八戸高専, \*\*\*\* 岩手医大中放,  
 \*\*\*\*\* 岩手医大放科
- 7) シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察(Ⅱ)  
 —収束性と計算誤差—  
 鈴木規之\*, 小長井覚\*, 小島克之\*, 蔡 篤儀\*\*, 田中嘉津夫\*\*\*,  
 内田 勝\*  
 \* 常葉学園浜松大学, \*\* 岐阜高専, \*\*\* 岐阜大工
- 8) 画像特徴量を利用したニューラルネットワークによる乳房腫瘍の良悪性の判別  
 蔡 篤儀\*, 藤田広志\*\*, 田代洋行\*, 堀田勝平\*\*\*, 遠藤登美子\*\*\*\*,  
 木戸長一郎\*\*\*, 佐久間貞行\*\*\*\*  
 \* 岐阜高専電気, \*\* 岐阜大電子情報, \*\*\* 愛知県がんセンター,  
 \*\*\*\*\* 名古屋大医放射



## Ⅱ 理事会議事録

日 時 平成4年2月8日(土) 12:00~13:00

場 所 東京大学構内好仁会

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 松井, 磯部(代理), 田中(代理), 樋口(代理), 金森

議 題

1. 竹中常務理事を特別功績賞, 磯部理事を功績賞に推薦することとし, 2.の表彰委員会に委託した。
2. 平成4年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。  
長谷川委員長が役員の中から, 次の16名を表彰選考委員に指名した: 内田, 金森, 竹中, 佐々木, 速水, 田中, 樋口, 磯部, 滝沢, 和田, 三浦, 杉本, 中西, 矢仲, 津田, 小島  
会誌9巻1号で内田論文賞を公募した結果3件の推薦があった。この3件の選考を表彰委員会に委託した。
3. 第104回研究会を10月10, 11日新潟で開催し, 教育講演を行うことにした。
4. 学協会著作権協議会から依頼のあった著作権の問題を討議して, 会誌の目次に入れる文章を決定し, 9巻2号からこの文章を入れることにした。

## Ⅲ 委員の指名

細則第4条により, 財務委員長が4月1日付けで新たに尾崎吉明(京都科搜研)を財務委員に指名しました。従って, 財務委員会は次の3人で運営します。

樋口清伯(委員長), 松本政雄, 尾崎吉明

## 新 入 会 員

### ☆正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電話, FAX
419	川村 義彦	日本医科大学付属病院放射線科 〒113 東京区文京区千駄木1-1-5	TEL 03-3822-2131 FAX 03-5685-1795
420	竹内 寛	コニカ(株)技術研究所 〒191 日野市さくら町1	TEL 0425-83-1521 FAX 0425-83-1545
421	桑山 喜文	藤田保健衛生大学病院放射線部 〒470-11 豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98	TEL 0562-93-2161 FAX 0562-93-3711
422	東 義晴	岡山大学医療技術短大診療放射線技術学科 〒700 岡山市鹿田町2-5-1	TEL 0862-23-7151 FAX 0862-22-3717

## 会 員 移 動

No	氏 名	勤務先および所在地	電話, FAX
256	樋口 清伯	大阪産業大学工学部情報システム工学科 〒574 大阪府大東市中垣内3-1-1	TEL 0720-75-3001 FAX 0720-70-1401

## 賛 助 会 員 名 簿

平成4年4月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対してお賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

エックスライド鳥栖研究所	東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)
化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)	東和放射線防護設備(株)
コ        ニ        カ        (株)	トムソンジャパン(株)
三        洋        電        機 (株)	(株)        ナ        ッ        ク
シーメンス旭メディテック(株)	日 本        コ        ダ        ッ        ク (株)
(株) 島 津 製 作 所	日 本        電        気 (株)
シ        ャ        ー        プ (株)	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
セイコー・イージーアンドジー(株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
築 地        ソ        フ        ト (株)	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
中        央        精        機 (株)	松 下 電 器 産 業 (株)
デュボンジャパンリミテッド	横河メディカルシステム(株)
(株) 東                                芝	

(計23社)

## 役 員

- 会 長 内田 勝(元常葉学園浜松大)
- 顧 問 立入 弘
- 総務理事 金森仁志(京都工繊大)
- 常務理事 〔企画担当〕竹中栄一(関東労災病院), 長谷川 伸(電気通信大),  
速水昭宗(大阪大)
- 理 事 〔庶務担当〕田中俊夫(京都工繊大), 〔財務担当〕樋口清伯(大阪産業大)
- 〔大学関係〕磯部 寛(元岩手医大), 稲本一夫(大阪大), 佐々木常雄(元名古屋大),  
滝沢正臣(信州大), 山崎 武(元滋賀医大) 山下一也(大阪大),  
和田卓郎(広島大)
- 〔会社関係〕杉本 博(東芝), 高野正雄(富士フィルム), 中西 猛(島津),  
松井美穂(コニカ), 三浦典夫(化成オプトニクス),  
矢仲重信(日立)
- 監 事 小島克之(常葉学園浜松大), 津田元久(東京工芸大)

## 編 集 後 記

102回の研究会については、竹中先生にすべてをお願いして、先生の古巣の東大で開催しました。好仁会はR I I研究会の頃の定例会場で、なつかしさがこみあげてきました。防衛医大御退官後も、ますます御活躍の由、慶賀の至りです。S Q U I Dの特別講演と見学会は、参加者にとって極めて有意義でした。竹中先生に改めて厚く御礼申し上げます。(K)

### 編 集 委 員

金 森 仁 志(京都工繊大)  
佐々木 常 雄(元名古屋大)  
竹 中 栄 一(関東労災病院)  
長谷川 伸(電気通信大)  
山 田 正 良(京都工繊大)

### 医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

1992年 5 月 5 日発行

編集兼発行者 金 森 仁 志

発 行 所 医用画像情報学会  
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町  
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内  
電話 075-791-3211 (内線 585)  
ファックス 075-723-2853 (学科共通)  
振替 京都1-32350

印 刷 所 (株)北斗プリント社  
〒606 京都市左京区下鴨高木町38-2  
電話 075(791)6125(代)





# 第23回画像工学コンファレンス論文募集

—Japan Imaging Technology '92—

画像工学コンファレンスは、1970年に第1回が開催されてから今回で23回を迎えることになりました。その間、関連学会・研究会の共通の研究発表・討論の場として、日本の画像関係の研究開発に大いに寄与してまいりました。本年も新たな発展を期し第23回画像工学コンファレンスを開催することにいたしました。

各関連学会・研究会の会員諸氏からの積極的な発表・応募をお願いします。

日時 1992年12月 9日(水)・10日(木)・11日(金)

場所 ABC会館ホール(東京・港区・芝公園)

構成 招待講演と応募による一般講演(口頭発表、ポスタ発表)によりおこないます。ポスタ発表とはポスタ会場の決められた場所で図表・写真・実物等を示し、興味を持つ聴衆と自由に質疑・討論を交わしながら研究発表をおこなうものです。招待および一般講演については「募集論文の内容」欄の項目に沿って約10セッションにまとめる予定です。また本年は『三次元画像』『宇宙でのセンシング』『歴史的画像復元』に関する特別講演をおこなう予定です。講演はすべてオーディオビジュアル機器、三次元スライドなどを用いたデモンストレーションができます。なおポスタ発表のなかで優秀な発表に対して賞を贈ります。

募集論文の性格 論文として未発表のものに限ります。ただし口頭発表や研究速報などは差支えありません。

募集論文の内容 画像に関する諸技術: ①画像入力、ディスプレイ、記録、印刷等に関する画像エレクトロニクス技術 ②視覚、画像符号化、画像計測、画像処理、コンピュータビジョン、三次元画像、コンピュータグラフィックス、映像表現等に関する画像情報技術 ③放送・通信・医用・産業・教育などの分野への応用

応募資格 とくにありません。

参加費 1万円(加盟学会会員) 1万3千円(非会員) 5千円(学生) 論文集を含みます

応募論文の審査 応募論文はプログラム委員会において申込時提出の内容概要で審査いたします。また、プログラム編成上、口頭発表とポスタ発表との変更をお願いすることがあります。

発表形式・時間 口頭発表: 質疑応答を含め20分(予定) ポスタ発表: ポスタ会場での発表討議90分(予定)

講演申込方法 A4横書でタイトル・著者・図表などを含め2枚以内の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書(コピー可)を下記の送付先にお送りください。

講演申込締切 1992年7月10日(金) 必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・表・写真を含め7000字以内のカメラレディ原稿(タイプまたはワープロ)を提出していただきます。また、希望によりカラー印刷のページを設けます(ただし実費自己負担)。

原稿やスライドの作成方法などの詳細は8月中旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 1992年10月30日(金) 必着

主催 第23回画像工学コンファレンス実行委員会(担当 電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会)  
加盟学会・委員会 応用物理学会日本光学会、テレビジョン学会・情報ディスプレイ研究委員会・視覚技術研究委員会・画像通信システム研究委員会・画像処理コンピュータビジョン研究委員会、画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子情報通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識理解研究専門委員会、日本ME学会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会、計測自動制御学会・パターン計測部会、日本非破壊検査協会、日本医用画像工学会、SPIE日本支部、三次元映像のフォーラム(予定)。

送付先・問い合わせ先 〒105 東京都港区浜松町2-12-14 第2日化ビル 連企画気付

「第22回画像工学コンファレンス事務局」☎FAX (03)3433-2543

題 目			第23回画像工学コンファレンス講演申込書	
〒			所在地	
発表形式の希望	使用機器	☎:	機関名	
<input type="checkbox"/> ポスタ	<input type="checkbox"/> VTR (VHS)	FAX:	所 属	
<input type="checkbox"/> 口 頭	<input type="checkbox"/> スライド (35mm)		連絡者氏名	
<input type="checkbox"/> どちらでも	<input type="checkbox"/> OHP <input type="checkbox"/> パソコン(PC) <input type="checkbox"/> 三次元スライド			様
	<input type="checkbox"/> その他 ( )			



## 入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。

なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

### ◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	3,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

\* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

### ◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工学学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話（075）791-3211（内584，中森）

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会



# 医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先

勤務先

自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

## 第15期活動計画決まる

平成3年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、このたび開催した第113回総会において、第15期活動計画と新しい特別委員会の設置を決定しましたので、その概要をお知らせいたします。

## 日本学術会議総会における内閣官房長官挨拶

平成3年10月23日(水) 日本学術会議講堂

日本学術会議第113回総会に当たりまして、一言ご挨拶を申し上げます。

御承知の通り、日本学術会議は、我が国の科学者の内外に対する代表機関として、科学の向上発展を図り、行政、産業及び国民生活に科学を反映浸透させるという重大な責務を負っております。

21世紀に向けて、さらに調和のとれた真に豊かな国民生活を実現するためには、創造性豊かな科学技術は申すまでもなく、学術全般を一層発展させることが必要であります。また、我が国の国際的地位の向上に伴い、全地球的視点に立った我が国の国際的な貢献が強く求められております。

そこで、日本学術会議の皆様におかれましては、日本の科学研究の一層の進展のために、長期的かつ高い観点から議論を重ねていただくとともに、科学研究の分野において我が国がどのような国際的貢献をなすべきか等自然科学のみならず、人文・社会科学も含めた全学問的領域から総合的に検討していただき、建設的な御意見を積極的にお出しただきたく、お諮りをいたします。

頂戴いたしました有意義な御意見につきましては、その実現に最大限の努力をいたしたいと考えております。

終わりに、日本学術会議の今後の御発展と、御出席の皆様方の御健勝を祈念いたしまして、私の挨拶といたします。

## 日本学術会議第113回総会報告

日本学術会議第113回総会(第15期・第2回)は、10月23日～25日の3日間開催された。

総会冒頭、官房長官の挨拶があった。(上掲)

近藤会長からの前回総会以降の経過報告に続いて、運営審議会附置委員会、部会、常置委員会、国際対応委員会の各委員長、部長からの報告があった。そして第15期日本学術会議の活動方針となる「第15期活動計画(申合わせ)」と「臨時(特別)委員会の設置について(申合わせ)」(別掲)の2件の提案があり、真剣な討議の後、一部修正をして、圧倒的多数の会員の賛成により可決した。この2件の提案内容は、前回の臨時総会で設置された第15期活動計画委員会

が審議を重ねて作成したものであり、またその間に2回の連合部会及び部会を開いて、各会員の意見を集約したものである。

総会2日目は、予定を急遽変更してSSC(超電導超大型粒子加速器)計画についての討議を行った。これは去る10月15日に運営審議会のメンバーに対し、米大統領補佐官D・アレン・プロムリー博士が、SSC建設計画に関して日本の協力を求めるスピーチを行ったのに対して、第4部から総会討議資料が提出されたためである。中嶋卓雄第4部長と伊達宗行会員が登壇し説明を行い質問等に答えた後討議に入った。午後熱心な討議は続き政府に対して要望を提出することが採択された。

内閣官房長官挨拶の中で語られた学術に関する国際対応については、第15期活動計画の中にも提唱されているが学術会議としては、今後、重要案件として審議することとした。

このほか、広報委員会、将来計画委員会も開催された。

総会3日目は、各常置委員会、各特別委員会(第1回会議)が開催された。

## 第15期活動計画

日本学術会議は、創設以来、科学者や学術研究団体との連携の下に、その目的・職務の遂行に努力し、我が国の学術研究体制の整備についての重要な勧告等を行い、研究所の設立などを含めて数々の業績を挙げてきた。また、数多くの国際学術団体との連携・協力、国際学術協力活動への参加など世界の学界と提携しつつ学術の進展に貢献してきた。しかしながら、創設後40有余年を迎えた現在、学術を取り巻く状況は、国際的にも国内的にも著しい変化を生じた。このような状況を踏まえて、第15期日本学術会議は、本会議の創設以来の基本的精神を引き続き堅持しながら、変動の激しい内外情報に対応して、なお一層の成果を挙げべく努力する。

日本学術会議は、学術に関する重要事項を自主的に審議し、我が国の学術研究の在り方についての方策を立案し、学術研究の成果を行政、産業及び国民生活に反映浸透させることを使命としている。このため、会員の科学的知見を結集し、時代の要請に即応しつつ将来を見通し、以下の視



点から学術研究の一層の推進を図る。

人文・社会及び自然科学を網羅した日本学術会議は、全学問的視野に立ち、学術研究団体を基盤とする科学者の代表機関であることを認識して、全科学者の参加と意見の集約を図らなければならない。さらに、本会議が集約した科学者の意見を速やかに政策の形成に反映させるようにすべきである。特に学術政策については、他の関係諸機関との連携を強化し、その実現を図る。

また、学術研究団体を基盤とする日本学術会議は、関係ある学術研究団体等から推薦された科学者を中心として構成される研究連絡委員会の重要性を認識し、その活動を強化するとともに、学術研究団体との連絡を密にし、研究基盤の強化を図り、高度化する学術の発展に貢献する。

我が国の科学者を内外に代表する機関である日本学術会議は、国際社会における我が国の地位の向上に照らし、海外諸国の期待と時代の要請にこたえて、学術の分野における国際貢献に積極的な役割を果たすべきである。

日本学術会議は、真理探究という基本理念に立脚し、国民とともに学術の在り方を考え、同時に学術の国際性を重視するものである。そのためには、学術の健全な発展に向けて、学問・思想の自由の尊重と研究の創意への十分な配慮の下に、長期的かつ大局的な視点に立ち、創造性豊かな研究の推進に努める。

科学が文化国家の基礎であるという確信に立ち、日本学術会議は、科学者の総意を代表してその精神を高揚したい。即ち、21世紀に向けて学術体制及び研究・開発の望ましい在り方を抜本的に検討し、我が国の学術政策に指針を与えることにより、国民の期待にこたえとともに、人類の福祉と世界の平和に貢献することを期するものである。

#### 1. 重点目標

第15期活動計画の重点目標は、次のとおりとする。

##### (1) 人類の福祉・平和・地球環境の重視

今世紀において、科学・技術は長足の進歩を遂げたが、一方において、地球環境の悪化を始めとして、人類の将来を脅かすような事態が起きている。さらに現在の世界は、激動の渦中にあり、その影響は、学術の分野にも及んでいる。

今日の社会的現実が提起している問題を解決するには、直接に関係する研究だけでなく、広く諸科学が積極的に関与する必要がある。そのためには、多くの研究領域が、それぞれ独自に一層の深化を図るとともに、共同の努力を行い、研究の内容、学問体系の変革にまで進むべきである。人文・社会及び自然科学を包含する日本学術会議は、その特徴を生かして十分な審議を行い、人類の福祉・平和・地球環境を重視して、学術研究の進むべき方向を提示する。

##### (2) 基礎研究の推進

学術の研究は、人類の発展に不可欠であることは言をまたない。日本学術会議は、将来の学術の発展に向けて、各分野の基礎研究の推進に積極的に取り組むこととする。

また、学術の領域は広範多岐であり、基礎研究であれ応用研究であれ、それぞれの領域ごとに方法論も異なり、研究者の求めるものに大きな違いがあることを十分に考慮し、各分野の研究者の声を聞き、それぞれに適した育成策を講ずる必要がある。それと同時に、学術研究の動向に注目し、いわゆる学際的研究や学問の総合化に留意しつつ、諸科学の調和のとれた発展を目指すことが重要である。

以上のため、第13期においては学術研究動向、第14期においては学術研究環境に関する調査研究を行い、我が国の学術水準の国際比較やその発展を阻害する諸因子な

どを指摘した。今期においては、これらの調査結果を参考にしつつ、創造性の基礎となる個人の着想を重視し、かつ、国際的にみた学術研究の動向を見極め、独創的研究の強化策等を積極的に図る。さらに、国民生活の向上発展に資する学術の具体的方策を審議提言する。

##### (3) 学術研究の国際貢献の重視

学術研究は、本来、真理の探究を目指す知的活動であり、その成果は広く人類共通の資産として共有されるべきものである。したがって、学術の国際交流は、学術研究にとって本質的に重要であり、その在り方に常に関心を払う必要があることは言うまでもない。

さらに近年は、国際平和の推進や環境問題の解決等、いわゆる地球のあるいは国際的規模の課題について、我が国の研究を充実させつつ、広く世界の諸科学の発展を積極的に推進する必要が増大している。また、発展途上国及び近隣諸国の学術振興のため、これら諸国の研究者に協力して、貢献策を立案することが強く要望されている。これらのことから、我が国の科学者が今後積極的に国際貢献に取り組み、学術を人類の繁栄と世界の平和に役立てるため積極的な役割を果たすことが必要となりつつある。

以上のような状況から、本会議が築いてきた国際学術交流・協力の在り方についての諸原則と実績を基盤として、学術の国際交流・協力の飛躍的な拡充強化を図り、国際的寄与を格段に拡大することが極めて重要である。

##### 2. 具体的課題（要旨）

次の課題を選定した。

- (1) 科学者の倫理と社会的責任
- (2) 学術研究の長期的展望
- (3) 研究基盤の強化と研究の活性化
- (4) 研究者の養成
- (5) 学術情報・資料の整備
- (6) 学術研究の国際交流・協力
- (7) 国際対応への積極的取り組み
- (8) 文化としての学術
- (9) 平和と安全
- (10) 死と医療
- (11) 生命科学と社会的諸問題
- (12) 人口・食糧・土地利用
- (13) 資源・エネルギーと地球環境
- (14) 巨大システムと人間

##### 3. 具体的課題への対処及び臨時（特別）委員会設置について（省略）

注：国際対応委員会の扱いは常置委員会の並びとする

◇今回の総会決定により設置された特別委員会◇

- ・文化としての学術
- ・平和と安全
- ・死と医療
- ・生命科学と社会的諸問題
- ・人口・食糧・土地利用
- ・資源・エネルギーと地球環境
- ・巨大システムと人間

御意見・お問い合わせ等がありましたら、下記までお寄せください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291



## 第15期特別委員会の活動始まる

平成4年3月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議では、昨年の10月の総会において設置された第15期の各特別委員会が活動を始めましたが、今回の日本学術会議だよりでは、これらの特別委員会に加えて、日本学術会議主催 IGBP シンポジウム等についてお知らせいたします。

## 第15期の特別委員会

昨年10月の第113回総会で決定された、日本学術会議の第15期活動計画では、活動の重点目標として、①人類の福祉・平和・地球環境の重視、②基礎研究の重視、③学術研究の国際貢献の重視、の3本の柱を掲げるとともに、これらの重点目標を踏まえて、多方面の科学者によって構成される日本学術会議にふさわしく各分野にわたって広く対応し、かつ第15期中に適切な形で報告・提言に取りまとめるべき具体的課題として14の課題を選定している。

具体的課題のうち、今期中に一応の結論を出すことが望ましい臨時的な7つの課題については、それぞれ特別委員会を設置し、審議を開始した。

各特別委員会の名称及び任務等は次のとおりである。

## ◆文化としての学術

委員長：宅間 宏（第4部会員）

（任務）学術は、人類発展の基礎である。学術研究の意義についての社会的認識を深めるため、文化としての学術の在り方を検討する。

## ◆平和と安全

委員長：香西 茂（第2部会員）

（任務）平和と安全の確保や国際摩擦の解消等に関する研究推進の在り方及び研究体制等について検討する。

## ◆死と医療

委員長：小坂二度見（第7部会員）

（任務）医療技術の急速な進展は、自然科学の分野だけでなく、人文・社会科学の領域にも種々の問題を提起している。終末医療における尊厳死、安楽死や医療経済の問題、さらに説明と同意などの社会的側面等人の死と医療の在り方について検討する。

## ◆生命科学と社会的諸問題

委員長：山科郁男（第7部会員）

（任務）生命科学とその応用の急速な進展に伴い、倫理的、社会的諸問題並びに規制の在り方等について検討する。その際、我が国における生命科学の研究体制の在り方にも留意する。

## ◆人口・食糧・土地利用

委員長：梶井 功（第6部会員）

（任務）世界人口の増加や地球環境変化による食糧需給の不安定化問題と、これらに伴う土地利用変化の諸影響等を総合的に検討して、人間活動の在り方を探る。また、一極集中の激しい我が国の現状を勘案し、今後の国土利用の在り方についても検討する。

## ◆資源・エネルギーと地球環境

委員長：吉野正敏（第4部会員）

（任務）資源・エネルギーの開発と利用に伴う自然及び人間社会への影響を研究し、「持続可能な発展」のための諸方策と環境教育の在り方等について検討する。

## ◆巨大システムと人間

委員長：内山喜久雄（第1部会員）

（任務）技術革新・システムの巨大化が人間に及ぼす影響について、安全性確保と人間性尊重の立場から検討する。

これらの各特別委員会は、発足以来現在までに各々2～3回の会議を開催して、それぞれの任務に添った具体的な審議課題や今後の審議計画等について熱心に審議を進めている。今後の審議の成果が大いに期待されているところであり、今後、審議成果が発表され次第紹介していく予定である。

## 公開講演会の開催状況

第15期に入って、初めて開催された日本学術会議主催公開講演会は、「文明の選択—都市と農業・農村の共存を目指して—」と題して、平成4年1月27日(月)13時30分～16時30分に、福岡明治生命ホール(福岡市)で開催され、水間会員(第6部)、北村会員(第6部)及び利谷会員(第2部)の講演が行われ、多数の聴講者があった。

つづいて、「子どもの人権を考える」と題して、平成4年3月7日(土)13時30分～16時30分に、日本学術会議講堂で開催され、堀尾会員(第1部)、永井会員(第2部)及び馬場会員(第7部)の講演の後、熱心な質問が続出した。

## 地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)シンポジウム

日本学術会議主催の地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)シンポジウム「日本のIGBP研究の現状と将来」が去る2月4日(火)、5日(水)の両日、日本学術会議を会場として開催された。

日本学術会議においては、平成2年4月の総会において、「地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)の実施について(勧告)」を採択し、政府に対し研究の積極的な推進を求めたところであるが、IGBPについて国内の各研究者、研究機関において実施される研究の促進を図るとも

に、この研究が極めて多くの分野にわたり、また多数の研究機関が関与していることから、この研究の連絡、調整を図る場として、本シンポジウムを開催することとしたものである。また、我が国のIGBPの研究が、広義のモンスーン・アジア地域、西太平洋地域、極域を中心に行われることから、これらの地域の研究者を招きそれぞれの国の研究の状況の紹介、意見交換を行った。

本シンポジウムの内容は次のとおりである。

#### 〔1日目〕

##### 講演 IGBPについて

#### 第1領域～大気微量成分の変動と生物圏

- (1) 地球大気化学国際協同研究計画 (IGAC)
- (2) IGACの東アジアにおける展開 (APARE)

#### 第2領域～海洋における炭素循環

- (3) 海洋における炭素循環

#### 第3領域～地球変化に係わる生態系及び水循環

- (4) 炭酸ガス変動が炭素循環に及ぼす影響
- (5) 水循環と生態系 (BAHC)

#### 第4領域～地球圏-生物圏の相互作用を考慮したモデリング

- (6) 気候モデルおよび大気化学モデル
- (7) 局地気候・環境モデリングの立場から
- (8) 生態系モデリングの立場から

#### 第5領域～IGBPにおける地球観測衛星の整合性と問題点

- (9) 気象衛星データの現状と将来
- (10) 地球観測衛星データの現状と将来
- (11) NASA EOS と ASTER

#### 第6領域～古環境変化の原因と応答

- (12) PAGESについて
- (13) 南極氷床ドーム深層掘削観測計画
- (14) 温暖化と沿岸環境

#### 第7領域～農林水産活動の地球環境への影響

- (15) 農業生態系に関する地球環境研究-メタンと温暖化-
- (16) 森林・林業に関する地球環境研究-炭素収支と温暖化の抑制-

#### 〔2日目〕

#### 特別講演～ナショナルプロジェクト紹介～

オーストラリア、中国、フィリピン、タイ及び日本

#### 領域別個別討議

##### 第1領域から第7領域まで

#### 各領域からの報告

#### 総合討論

当日は2日間にわたるシンポジウムであったが300人を超える参加者があり、盛況のうちに終了した。

本シンポジウムの成果は、報告書として取りまとめ、今後の研究の参考資料として関係機関・研究者等に配布することとしている。

なお、平成4年度にも引き続き本シンポジウムを開催する予定である。

## 二国間学術交流事業

日本学術会議では、二国間学術交流事業として毎年代表団を海外に派遣し、訪問国の科学者等と学術上の諸問題について意見交換を行って、相互理解の促進を図る事業を行っている。

この事業は、昭和58年度から実施されており、これまでにアメリカ合衆国、連合王国、オーストラリア、中華人民共和国等19か国に代表団を派遣してきた。

平成3年度は、11月4日から14日までの11日間の日程で、ベルギー王国及びオーストリア共和国へ、川田侃副会長を団長とする計10名（うち随行事務官2名）から成る代表団を派遣した。

ベルギー王国では、科学技術担当省、科学、文学及び芸術に関する王立アカデミー、ブリュッセル自由大学、EC本部教育関係機関、EC本部環境総局などを、また、オーストリア共和国では、科学研究省、オーストリア科学アカデミー、ウィーン大学、ドナウ河畔の国連都市にある国際原子力機関 (IAEA)、国連工業開発機関 (UNIDO) などを訪問した。

各訪問先では、関係者との間で、それぞれの国の学術研究体制や科学技術政策などをめぐって活発な意見交換が行われた。

特に印象的だったものとして、まずベルギー王国では、ECが推進しているERASMUS計画、これはEC Action Scheme for the Mobility of University Studentsの略で、EC12か国の大学生を域内各国へ相互留学させて、専門科目や語学の能力向上あるいは風俗習慣の理解をはかるものとするもので、ECの将来に大きく貢献するものと思われる。また、ベルギー王国は、長い歴史の流れの中で、フランス語とオランダ語の2か国語が話されてきたため、この言語間の対立が、政治・経済の発展はもとより、学問の分野にも非常に複雑な影響を与えていることであった。今回訪問した科学、文学及び芸術に関する王立アカデミーやブリュッセル自由大学もまったく同名のアカデミーと大学がフランス語系 (ワロン系) とオランダ語系 (フラマン系) とに分かれて存在しており、我々の代表団も、団編成を2班に分けてこれらの機関を訪問することになったことは、非常に印象的であった。

オーストリア共和国では、650年の伝統をはこぶウィーン大学やオーストリア科学アカデミーの建物の重厚さに目を見はやり、またドナウ河畔に作られた国連都市にIAEAとUNIDOの2つの国連機関を訪問した際には、IAEAのチェルノブイリ原発事故以後の核問題への積極的な取り組みやUNIDOの開発途上諸国における工業発展に対する貢献度の大きさに団員一同大いに感激するとともに、D. L. Siason Jr. UNIDO事務局長の流暢な日本語には、だれもがびっくりさせられた。

近年、学術、特に基礎研究における我が国の国際貢献の重要性がウェイトを増す中で、この種の学術交流事業は益々強化されるべきものであることを、派遣代表団員全員が強く認識させられた今回の渡欧であった。

御意見・お問い合わせ等がありましたら、下記までお寄せください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291





## 安全と健康を願う心から X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

### 化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

## Konica

### 総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする コニカ医療用製品群

#### コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命御堂筋ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フシタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

## SANYO 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機) 超低温フリーザ  
自動錠剤包装機 自動滅菌器

### 三洋電機株式会社

お問合せ：三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL06-447-1171  
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

## Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

### シーメンス旭メディテック株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号  
(五反田藤倉ビル)  
電話 東京(03) 490-2181(代表)

# 前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器  
医用電子機器・非破壊検査機器

## 島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161	大 阪 541-9501	福 岡 27-0331	東 京 (03) 292-5511
宇 部 21-5486	札 幌 231-8811	仙 台 21623131	名 古 屋 563-8111
鹿 児 島 22-7087	秋 田 33-7844	松 山 43-3088	広 島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111			高 松 31-2726

# SHARP

## 取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器  
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**  
応用機器事業部

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 ☎(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

## 中央精機株式会社

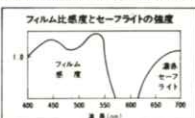
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)





## 鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメタカルネーディングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来の高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様にしています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いともたやすく、正確に、正確に調整いたします。



MRF-31及びMRF-32は、デュボン製品との併用により、より優れた画質を得られます。  
MD:自動現像機用現像液  
XMF:自動現像機用定着液  
●デュボンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュボン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部  
〈東日本〉〒107 東京都港区赤坂1丁目11番39号 第2興和ビル  
〈西日本〉〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興銀ビル別館

電話: 03-585-5360

デュボン ジャパン



## 医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号  
☎ 111 ☎ 03(815)7211(大代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

## 取扱品: 各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管 (第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ: 〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル  
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

**nac**  
ナック

映像 システム  
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル  
電話 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

NEC

ネパックス



# NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111 (大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



## 総合医療機器の

### 株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

Expanding Image Horizons  
FUJI FILM



フィルムもプリントも

## フジカラーHR



## 技術革新への限りない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121 (大代表)

# いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

—YMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRIイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



横河メディカルシステム

本社／〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127☎(0425)85-5112(代表)

東北支社(022)224-7011	北海道支店(011)241-7613	京都支店(075)231-3308
東部支社(03)223-8511	北関東支店(048)651-0301	関西支店(06)831-7811
中部支社(052)586-1665	東京支店(03)223-8511	兵庫支店(078)251-4881
西部支社(06)831-7811	東東京支店(03)5687-0681	中国支店(082)230-1131
九州支社(092)271-9800	南関東支店(045)662-4078	四国支店(0878)51-5875





## 医用画像情報学会雑誌投稿規定

### 1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

### 2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

### 3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

### 4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

### 5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

### 6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

