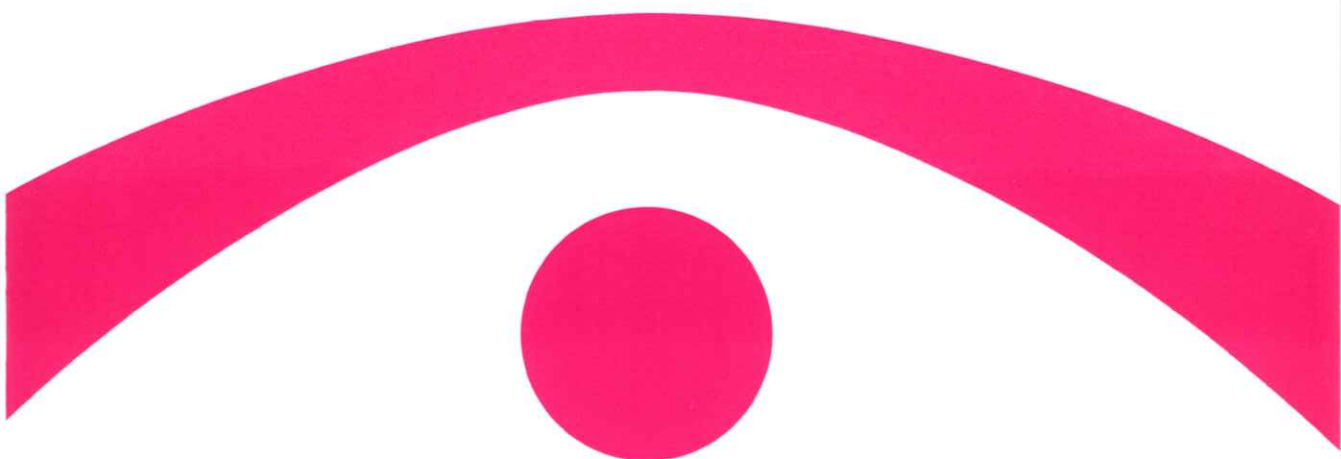


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻96号

Japanese Journal of  
Medical Imaging and Information Sciences  
Vol. 7 No. 3 September 1990



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7巻3号 1990年9月

## 目次

### 会 告

第98回研究会のご案内 .....	会告	1
第99回研究会予定および演題伺い .....	会告	3

### 論 文

Steady-State X-ray Generator Utilizing a Cold-Cathode Diode for Biomedical Radiography ..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	101
---	-----

Soft Flash X-ray Generator Utilizing a Compact Diode with a Ring-Shaped Graphite Cathode ..... Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	109
--	-----

流れによる劣化画像の復元 ..... 樋口 清伯, 後藤 哲雄 .....	119
--	-----

### 会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 総会議事録 .....	126
平成2年度内田論文賞の表彰選考について .....	129

Japanese Journal of  
**Medical Imaging and Information Science**

Vol. 7 No. 3 September 1990

**Contents**

**Original Papers**

Steady-State X-ray Generator Utilizing a Cold-Cathode Diode  
for Biomedical Radiography

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI,  
Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA ..... 101

Soft Flash X-ray Generator Utilizing a Compact Diode with  
a Ring-Shaped Graphite Cathode

..... Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA,  
Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA ... 109

The Restoration Method for Blurred Images

..... Seihaku HIGUCHI and Tetsuo GOTO..... 119

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 7 No. 3)

**Japan Society of Medical Imaging and Information Science**

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

## 会 告

### 第 9 8 回 研 究 会 の ご 案 内

第98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2年9月29日(土) 14:00～ 30日(日) 12:00

場 所 岩手医科大学教養部(地図参照)

☎ 020 盛岡市本町通三丁目16番1号 TEL 0196-51-5111

つなぎ温泉 ホテル大観(地図参照)

☎ 020 盛岡市繁字湯の館37-1 TEL 0196-89-2121

参 加 費 会員: 500 円, 非会員: 1,000 円, 学生: 無料

9月29日(土)

特別講演 14:00～15:30 (岩手医科大学教養部)

1. 喫煙と $^{123}\text{I}$ -IMP肺内動態の関連

岩手医大放科 柳沢 融 教授

2. 特殊X線装置の開発と展望

岩手医大物理 佐藤英一講師, 磯部 寛 教授

見 学 1. 15:30～16:00 岩手医大高電圧パルス室

2. 16:30～17:30 日本アイソトープ協会滝沢研究所

懇 親 会 18:30～21:00 つなぎ温泉 ホテル大観

9月30日(日) 9:00～12:00 (ホテル大観)

発表の演題は別紙を参照して下さい。

昼 食 会場にて用意します。(宿泊費に含む。日帰りの方は1,000 円)

見 学 13:00～14:30 マイクロバスにて御所湖, 手作り村を見学後, 盛岡駅前で解散  
します。

交 通 ・岩手医大教養部までのご案内(地図参照)

盛岡駅からタクシーで5分程度, 徒歩で15分程度。

・繁温泉までの交通案内(地図参照)

盛岡駅からバス10番線繁(つなぎ)温泉行き(7:40, 8:35, 9:35発)に乗り(所要時間約35分)つなぎ温泉バスターミナルで下車, 徒歩1分。

盛岡駅からタクシーで約3,000 円。

宿 泊 ホテル大観

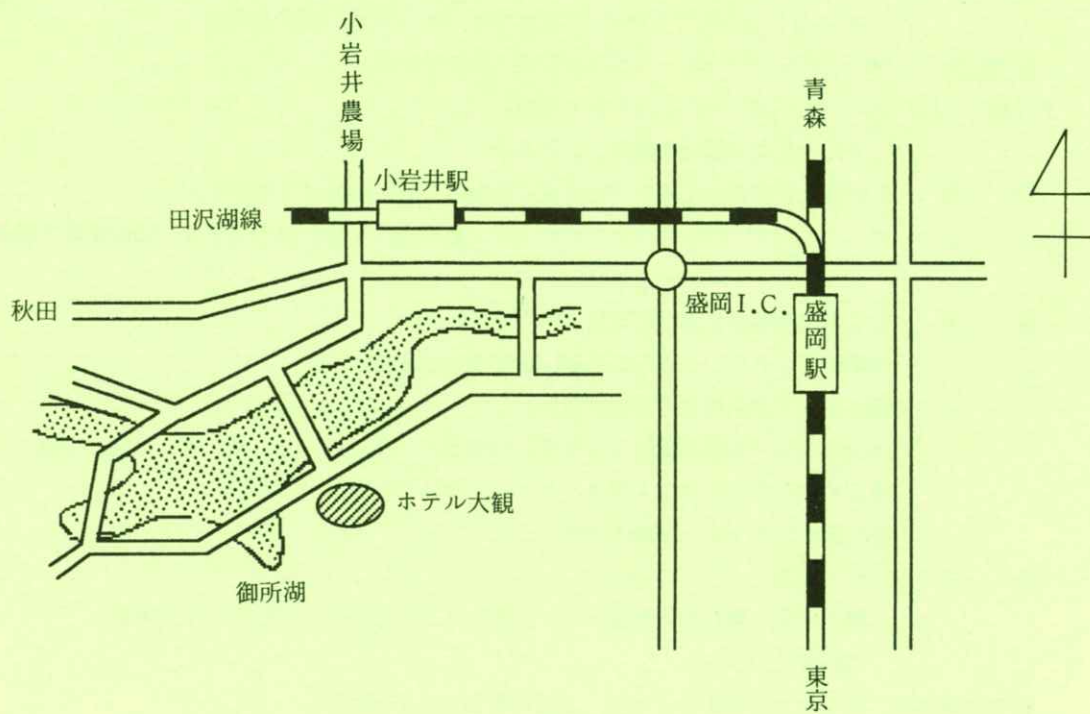
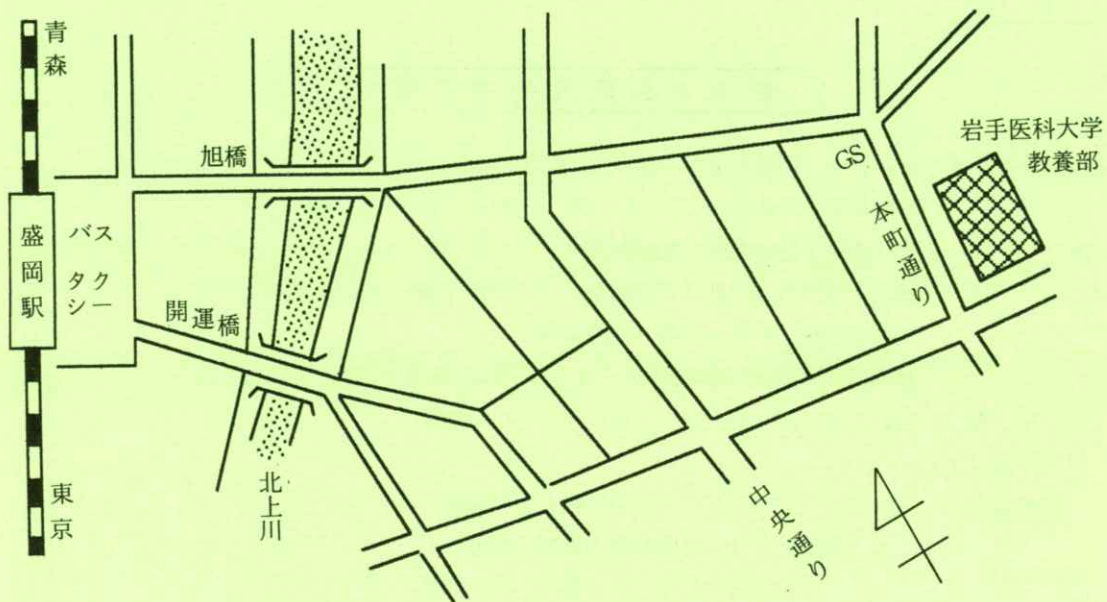
宿泊料金(懇親会, 朝食込み)一室1人13,000 円, 一室2人11,000 円,

相部屋10,000 円

宿泊希望者は, なるべく9月10日までに, 下記に申し込んで下さい。

FAX 0196-54-9282 岩手医大教養物理 志子田有光 先生





## 第 9 9 回 研 究 会 予 定 お よ び 演 題 伺 い

第99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3年2月9日(土) (予定)

場 所 電気通信大学(東京都調布市)

特 別 講 演 電磁界による生体計測 電気通信大 鈴木 務 教授

見 学 同上研究室

懇 親 会 研究会終了後、佐々木先生、竹中先生、磯部先生の定年御退官記念パーティーを開く予定です。

演 題 締 切 平成2年12月20日

申 込 先 ☎606 京都市左京区松ヶ崎  
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内 医用画像情報学会  
TEL 075-791-3211 (内584, 585)  
FAX 075-711-9483 (工繊大共通ですので、学内の宛名も記入願います)  
(なるべく文書またはFAXでお願いします。)





## Steady-State X-ray Generator Utilizing a Cold-Cathode Diode for Biomedical Radiography

Eiichi SATO \*, Arimitsu SHIKODA \*, Hiroshi ISOBE \*, Kei TAKAHASHI \*\*,  
Yoshiharu TAMAKAWA \*\*\* and Toru YANAGISAWA \*\*\*

\* Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,  
3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

\*\* Computer Research Center, School of Medicine, Iwate Medical University,  
3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

\*\*\* Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,  
19-1 Uchimarui, Morioka 020, Japan

(Received April 14, 1990, in final form June 2, 1990)

The fundamental studies for a steady-state x-ray generator having a cold cathode radiation tube are described. This generator having a diode was constructed in order to generate stable x-ray intensities and consisted of the following components: a DC power supply with a maximum output voltage of +100kV, an oil diffusion pump, and an x-ray tube. The x-ray tube for fundamental studies was of the diode type which was connected to a vacuum pump with a constant pressure of  $1.3 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices: a long anode tip made of tungsten, a ring cathode made of brass, a ceramic insulator, and an acrylic resin window. The electrons emitted from the cathode by a strong electric field were accelerated to the tip of anode electrode. The tube current was regulated by a resistor of 500k $\Omega$  and the anode-cathode space. The tube voltage was less than 70kV, and the current was less than 3.0mA due to the current capacity of the power supply. The x-ray intensity rate was about 8 $\mu$ C/kg-s at 1.0m from the source with a tube voltage of 59kV and a current of 1.0 mA. The x-ray quality became hard according to increases in the tube voltage. The effective focal spot size was primarily determined by the diameter of the anode tip and its value was less than 4.0mm.

## 1. Introduction

Flash x-ray generators have been designed in order to produce extremely short x-ray pulses by using capacitor discharges<sup>1,2)</sup> in vacuum vessels using cold cathodes, and several kinds of flash x-ray generators<sup>3-6)</sup> have been developed corresponding to the radiographic objectives. The soft flash (pulsed) x-ray generator<sup>7-11)</sup> may be applied to soft-tissue radiography yielding a high-contrast, so that high-speed medical radiography (e.g., stroboscopic radiography<sup>12)</sup> and delayed radiography<sup>13)</sup>) can be performed.

In contrast, in order to develop a compact x-ray generator and to produce steady-state x-rays by using a cold cathode, since the discharge breakdown of a vacuum is caused by increasing the voltage or the current between radiation gap, it is not easy to generate a stable x-ray dose rate even when a higher tube voltage is employed.

In our research, in order to construct a compact x-ray generator and to produce steady-state x-rays by using a cold cathode x-ray tube, we developed a diode in conjunction with a constant high-voltage power supply and measured the radiographic characteristics.

## 2. Generator

### 2.1 High-voltage transmission line

The block diagram of the steady-state x-ray generator utilizing a diode is illustrated in Fig.

1. This generator consisted of the following components: a constant high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV, an oil diffusion pump, and an x-ray tube. Fig. 2 shows the circuit diagram of this x-ray generator. The electrons emitted from the cathode were accelerated to the tip of the anode electrode by a strong electric field. The tube voltage was controlled by the voltage of the power supply, and the tube current was reduced by a resistor of 500k $\Omega$  which was directly connected to the anode electrode, and was also controlled by an electric field strength determined by the electrode configuration.

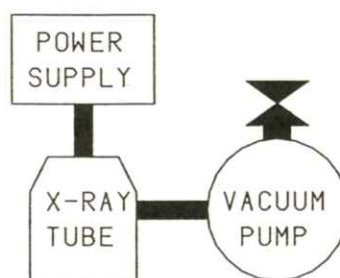


Fig. 1 Block diagram of the steady-state x-ray generator utilizing a diode for biomedical radiography.

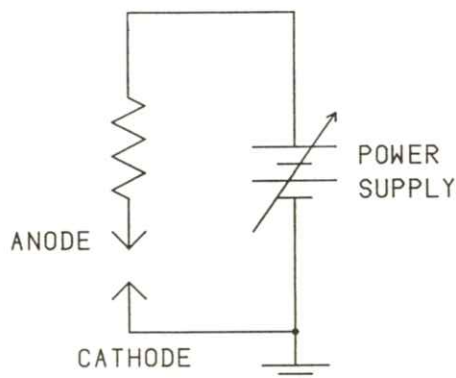
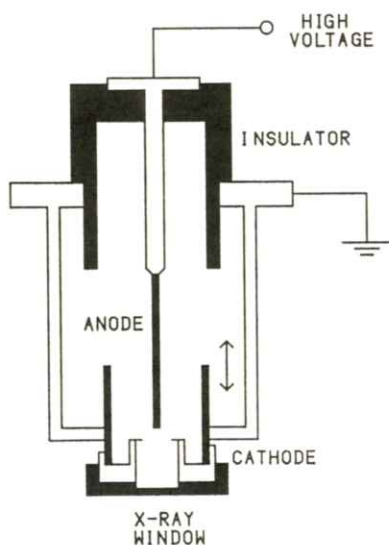


Fig. 2 Circuit diagram of this generator.

## 2.2 X-ray tube

The structure of the x-ray tube for fundamental studies was of the diode type as illustrated in **Fig. 3**. This diode was connected to an oil diffusion pump which allowed operation at pressures of  $1.3 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices: a long anode tip made of tungsten with a length of 150mm and a diameter of 3.0mm, a ring cathode made of brass with a diameter of 8.0mm, a ceramic insulator, a tube body made of stainless steel, and an acrylic resin window with a thickness of 3.8mm. The anode-cathode plane (A-Cp) space was regulated from the outside of the x-ray tube by rotating the cathode in order to vary the electric field strength. The electrons emitted from the cathode were accelerated to the tip of the anode electrode by a strong electric field. The tube voltage was



**Fig. 3** Structure of the diode tube.

controlled by the voltage of the power supply, and tube current was reduced by a resistor of  $500\text{k}\Omega$  which was directly connected to the anode electrode, and was also controlled by the electric field strength determined by the electrode configuration.

## 3. Radiographic Characteristics

### 3.1 Tube voltage and current

**Fig. 4** shows typical tube voltages ( $V_t$ ) with a constant A-Cp space of 3.0mm. The Tube current ( $J_t$ ) largely increased according to increases in the supplied voltage ( $V_s$ ), but the  $V_t$  was almost equivalent to the  $V_s$  when a discharge resistor of  $500\text{k}\Omega$  was employed. As shown in this figure, the  $V_t$  displayed steady-state conditions (no ripples) even when both  $V_s$  and  $J_t$  were increased.

The tube currents  $J_t$  were measured using an electro-optical method achieved with a combination of a light emitting diode and a photomultiplier. **Fig. 5** shows the outputs produced from the photomultiplier according to changes in the current by varying the  $V_s$  with an A-Cp space of 3.0mm. The absolute values of the  $J_t$  were measured simultaneously by an ammeter. They displayed fine ripples corresponding to the frequency of the DC-DC converter in the power supply, but the ripple factors had small values. In this case, the output of the photomultiplier was not proportional to the value of the  $J_t$ , but the



output roughly increased when the  $J_t$  was increased.

Variations in  $J_t$  with  $V_s$  at the indicated A-Cp spaces are shown in Fig. 6. These values were measured 10s after applying power to the system.  $J_t$  largely increased according to increases in  $V_s$  and to decreases in the A-Cp space. When the discharge resistor of 500k $\Omega$  was selected,  $J_t$  was comparatively stable within the range of the electric power of the x-ray tube of 50W. When

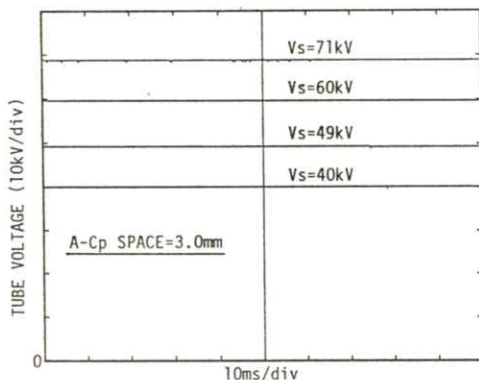


Fig. 4 Tube voltages ( $V_t$ ) with an A-Cp space of 3.0mm at the indicated conditions.

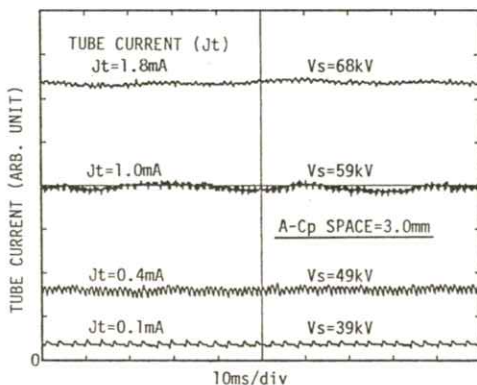


Fig. 5 Tube currents ( $J_t$ ) measured electro-optically with an A-Cp space of 3.0mm.

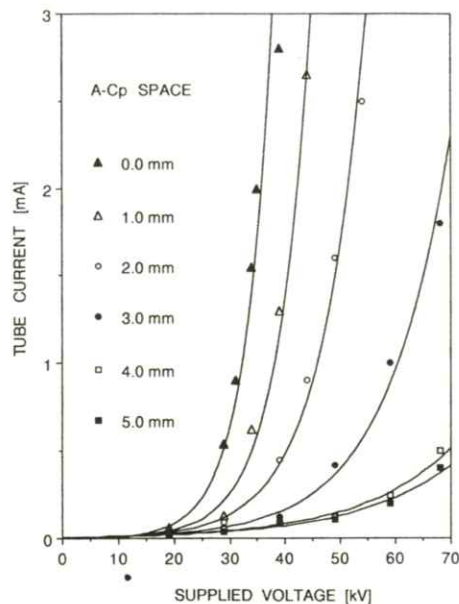


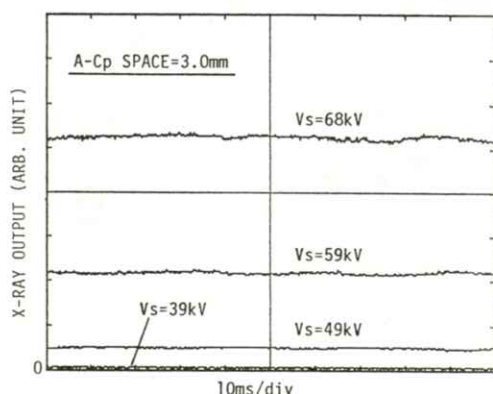
Fig. 6 Supplied voltage ( $V_s$ ) dependence of the tube current after 10s from switching at the indicated conditions.

a longer exposure time of about 10s with an electric power of more than 50W was employed,  $J_t$  tended to increase.

### 3.2 X-ray output

The x-ray outputs were measured by using a combination of a fluorescent screen and a photomultiplier at the indicated conditions [see Fig. 7]. This output was not proportional to the x-ray intensity due to the sensitivity of the detector. The x-ray intensity largely increased when  $V_s$  was increased because  $J_t$  increased. The x-ray intensity was measured by a thermoluminescence dosimeter (Kyokko TLD Reader 1500) achieved with elements of MSO-S. In a stable region with a  $V_s$  of 59kV, a  $J_t$  of 1.0mA, and an A-Cp space

of 3.0mm, the intensity rate was about  $8\mu\text{C/kg}\cdot\text{s}$  at 1.0m from the source.

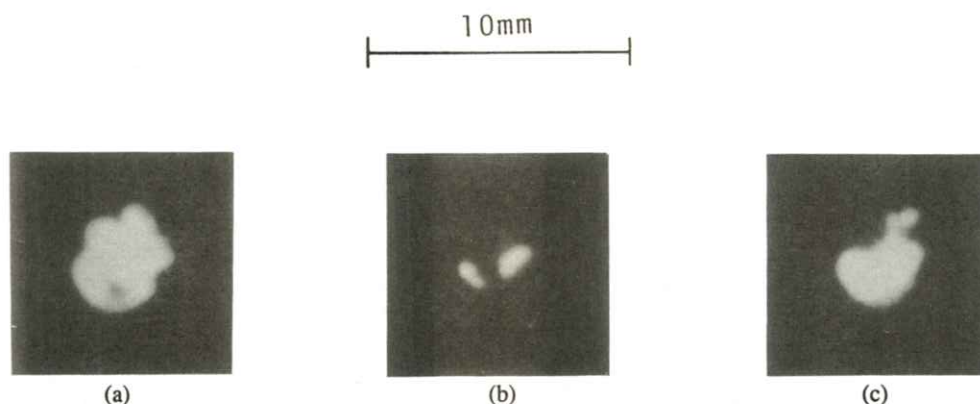


**Fig. 7** X-ray outputs measured by using a combination of a fluorescent screen and a photomultiplier with an A-Cp space of 3.0mm at the indicated conditions.

### 3.3 Effective focal spot

The effective focal spot sizes were measured by means of the pinhole method using Polaroid

XR-7 film and a pinhole camera of  $100\mu\text{m}$ . **Fig. 8** shows the typical focal spots obtained by using an anode tip of 3.0mm in diameter at the indicated conditions. As shown in **Fig. 8** (a), the high-intensity focal point moved within a exposure time (*ET*) of about 1s, since the long anode tip was affected by vibrations of the vacuum pump. In another case with a larger A-Cp of 5.0mm and the same *ET* of about 1.0s, both the intensity and the size of the focal spot decreased even when a higher voltage of 68kV was employed, because  $J_t$  decreased [see **Fig. 8** (b)]. Finally, when a long *ET* of 10s was employed at the same  $J_t$  and  $V_s$ , the shape of the focal spot became round [see **Fig. 8** (c)]. Thus, the effective focal spot size was primarily determined by the diameter of the anode tip, and its value was about 4mm when an anode diameter of 3.0mm was employed because of the anode vibration.

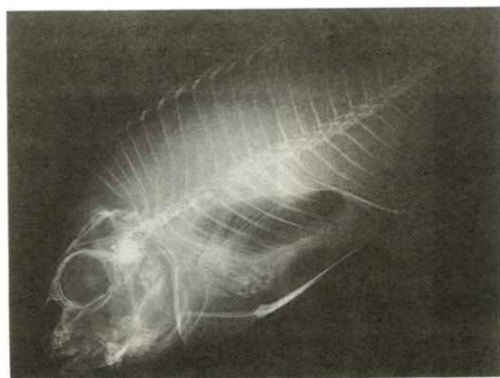


**Fig. 8** Typical focal spot at three conditions: (a)  $V_s=59\text{kV}$ , A-Cp space=3.0mm, and  $ET\approx 1\text{s}$ ; (b)  $V_s=68\text{kV}$ , A-Cp space=5.0mm, and  $ET\approx 1\text{s}$ ; (c)  $V_s=68\text{kV}$ , A-Cp space=5.0mm, and  $ET=10\text{s}$ .

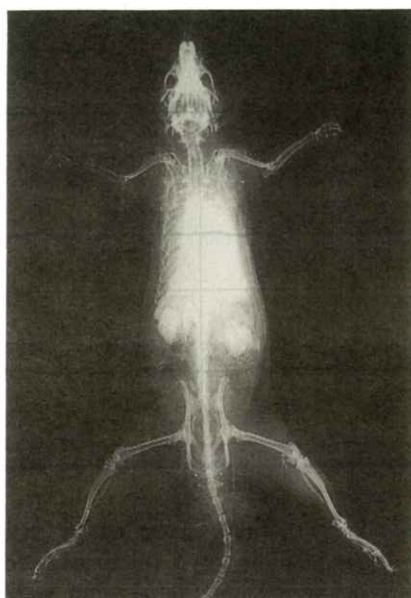


#### 4. Radiography

**Fig. 9** shows a small sea bream with a length of 0.15m achieved with Fuji Ix film (no screen). The radiographic conditions are as follows: a  $V_s$  of 49kV, an A-Cp space of 2.0mm, at  $J_t$  of 1.6-1.8mA, a focal spot size of about 4mm, a film-focus distance of 0.5m, and an  $ET$  of 60s. The image of the bones is observed with high contrast. Two radiographs achieved with a CR system are shown in **Figs. 10** and **11**. **Fig. 10** shows an angiograph of a rat with a  $V_s$  of 59kV, and A-Cp space of 3.0mm, a tube current of about 1.0mA, a distance of imaging plate and the focus of 1.0m, and an  $ET$  of about 1s. The bones and the blood vessels are clearly visible. A radiograph of a right leg is shown in **Fig. 11**; the radiographic conditions were as follows: a  $V_s$  of 68kV, a  $J_t$  of about 1.8mA, and the other radiographic conditions as in **Fig. 10**. A normal x-ray image equivalent to one obtained by the conventional x-ray generator could be obtained.



**Fig. 9** Radiograph of a sea bream achieved with Fuji Ix film with a  $V_s$  of 39kV and an  $ET$  of 60s.



**Fig. 10** Angiograph of a rat achieved with a CR system with a  $V_s$  of 59kV and an  $ET$  of about 1s.



**Fig. 11** Radiograph of a right leg achieved with a CR system with a  $V_s$  of 68kV and an  $ET$  of about 1s.

## 5. Discussion

The fundamental studies for the steady-state x-ray generator utilizing a cold cathode diode were performed in order to develop a compact x-ray generator utilizing an enclosed type of x-ray tube driven by a Cockcroft-type high-voltage generator.

In this generator, since the tube voltage  $V_t$  and the tube current  $J_t$  are almost constant values,  $V_t$  and  $J_t$  can be represented by two equations:

$$V_t = V_s R_g / (R_g + R_0), J_t = V_s / (R_g + R_0) \quad (1)$$

where  $R_g$  is the resistance between the anode and cathode electrodes, and  $R_0$  is the resistance for regulating the  $J_t$ . Roughly speaking,  $R_g$  decreases when  $J_t$  is increased by increasing  $V_s$ . When a discharge resistor of 500k $\Omega$  was employed, the tube voltage was equivalent to the  $V_s$ . Thus, the value of  $R_g$  is considered to be a quite large value of more than 15M $\Omega$  compared to the discharge resistance when  $V_t$  was regulated within a range of about 3.0mA. Thus, the two values of  $V_t$  and  $J_t$  can be approximated:

$$V_t \approx V_s, J_t \approx V_s / R_g \quad (2)$$

Using Eq. (2), the x-ray intensity rate  $dI/dt$  at the focal point is approximated by the following equation:

$$\begin{aligned} dI/dt &= K_1 J_t V_t^a + K_2 J_t (V_t - V_k)^b \\ &= K_1 V_s^{a+1} / R_g + K_2 V_s^{b+1} (1 - V_k / V_s)^b / R_g \end{aligned} \quad (3)$$

where  $V_k$  is the critical excitation potential for the characteristic x-rays,  $K_1$  and  $K_2$  are constants,  $a \approx 2.0$ , and  $b \approx 1.5$ . Finally, if we assume that  $J_t$  is in proportion to the "n"th power of the  $V_s$ ,  $dI/dt$  at a constant A-Cp space is represented by the following equation:

$$dI/dt = K_3 V_s^{a+n} + K_4 V_s^{b+n} (1 - V_k / V_s)^b \quad (4)$$

where  $K_3$  and  $K_4$  are constants

For the tube current, the electro-optical measurement achieved with a light emitting diode was employed for preventing electromagnetic noise, since the high-voltage power supply employed a DC-DC converter which caused high-frequency noise. By using this measurement, it was possible to set the diode in the high-voltage transmission line, but the output produced from a photomultiplier was not in proportion to the tube current.

In order to take radiographs with an  $ET$  of about 1s or less, the response between the supplied voltage and the x-ray output is quite important. Since the power supply employed in this experiment had a longer rise time, the short exposure time could not be measured. Thus, when short exposure times are desired, the condenser discharge type or the high-voltage transformer type is necessary.

Using this x-ray generator in conjunction with the timer device for controlling exposure times of x-rays, the optimum use of the available radiographic conditions may be accomplished for imaging a wide variety of biomedical objects.

### Acknowledgments

The authors wish to thank our friends, Prof. R. Germer of Fritz-Haber-Institut, and Mr. P. Langman, and Prof. R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research. 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) F.B.A. Früngel: High Speed Pulse Technology **3** (Academic Press, New York 1976)
- 2) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979)
- 3) T. Yamamoto, K. Shimada and K. Hirano: Jpn. J. Appl. Phys. **24** 324 (1985)
- 4) C.B. Collins, F. Davanloo and T.S. Bowen: Rev. Sci. Instrum. **57** 863 (1986)
- 5) J. Chang: NATO ASI Ser E **109** 863 (1986).
- 6) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 7) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 8) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 9) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: SPIE **981** 202 (1988)
- 10) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **6** 133 (1989)
- 11) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **6** 138 (1989)
- 12) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Proc. 9th Int. Display Research Conf., Kyoto 662 (1989)
- 13) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: SPIE **1032** 242 (1989)



## Soft Flash X-ray Generator Utilizing a Compact Diode with a Ring-Shaped Graphite Cathode

Hiroshi ISOBE\*, Eiichi SATO\*, Arimitsu SHIKODA\*, Shingo KIMURA\*,  
Kei TAKAHASHI\*\*, Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\* and Toru YANAGISAWA\*\*\*

\* Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,

3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

\*\* Computer Research Center, School of Medicine, Iwate Medical University,

3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

\*\*\* Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,

19-1 Uchimaru, Morioka 020, Japan

(Received April 23, 1990, in final form June 2, 1990)

The fundamental studies for the single flash x-ray generator utilizing a compact diode for soft radiography are described. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply, a ready-made pulse condenser of 95nF-100kV, a single high-voltage impulse switching system, a turbo molecular pump, and a flash x-ray tube with a coaxial cable of 20D (5.0m). The flash x-ray tube was of the compact diode type which was connected to the turbo molecular pump with a constant pressure of  $1.1 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices: a long anode tip made of tungsten, a ring-shaped cathode made of graphite, a vacuum vessel made of stainless steel, an internal output mouth of x-rays, a polyoxymethylene insulator, diaphragms, and an x-ray window made of polyethylene terephthalate. This generator employed a simple transmission line, and the condenser in the pulser was charged from 50 to 80kV by the power supply, and the electric charges in the condenser were discharged to the x-ray tube through a coaxial cable by the impulse switching system. The peak tube voltage increased according to increases in the condenser charged voltage and to increases in the anode-cathode plane (A-Cp) space. The peak tube current primarily increased when the charged voltage was increased, and its value was less than 7kA. The pulse width of the flash x-rays ranged from 100 to 200ns, and the time integrated x-ray intensity with a charged voltage of 77kV and an A-Cp space of 1.5mm was about 1 $\mu$ C/kg at 1.0m from the source. The effective focal spot size was primarily determined by the diameter of the anode tip, and its value was 3.0mm when an anode diameter of 3.0mm was employed.

## 1. Introduction

Recently, various kinds of flash x-ray generators<sup>1-4)</sup> have been developed for investigating high-speed phenomena by using extremely short exposure times of less than  $1\mu\text{s}$ , and some soft flash x-ray generators<sup>5-10)</sup> with photon energies of less than  $200\text{keV}$  have been applied to biomedical radiography.

In order to obtain effective peak tube voltages equivalent to the condenser charged voltages by using a simple high-voltage pulser, it is necessary to increase the discharge impedance by increasing the anode-cathode (A-C) space. But, it is not easy to generate stable arc-discharges when a longer space is employed. In view of this problem, a graphite cathode is useful to keep a large discharge impedance because of many clumps<sup>11)</sup>.

Since the high-intensity single flash x-ray generators<sup>12,13)</sup> utilizing low impedance transmission lines have quite large dimensions, and they are very expensive to construct or to buy. In addition, a compact flash x-ray tube with a coaxial cable is very convenient since it may be carried to various locations corresponding to the radiographic objectives.

For this research, we constructed a simple high-voltage pulser which employed a ready-made oil condenser with a large electric capacity of about  $100\text{nF}$ , and analyzed the radiographic characteristics when a compact metal x-ray tube with a ring-shaped graphite cathode was connect-

ed by a coaxial cable to a high-voltage pulser.

## 2. Generator

### 2.1 High-voltage pulser

Fig. 1 shows the block diagram of the single flash x-ray generator. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply, a simple high-voltage pulser with a ready-made pulse condenser of  $95\text{nF}$ - $100\text{kV}$ , an impulse switching system with a Krytron tube,<sup>14)</sup> a turbo molecular pump, and a demountable flash x-ray tube with a coaxial cable of 20D (5.0m). This generator employed a simple transmission line [see Fig. 2], the con-

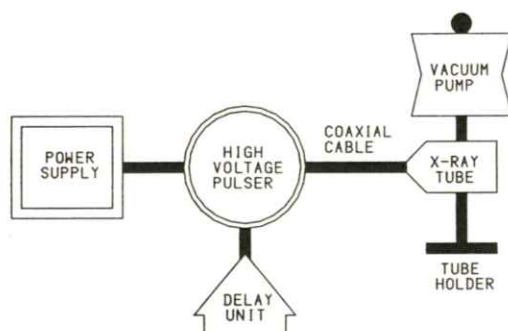


Fig. 1 Block diagram of the soft flash x-ray generator utilizing a compact diode.

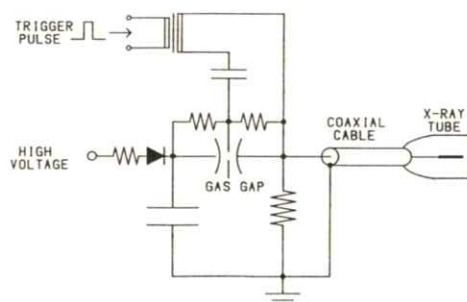


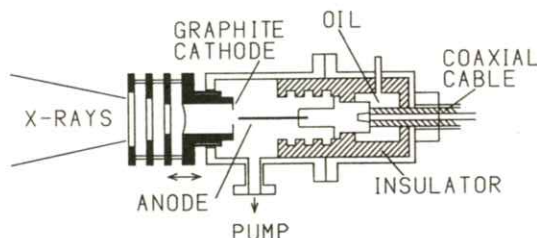
Fig. 2 Electric Circuit of the soft flash x-ray generator.



denser in the pulser was charged from 50 to 80kV by the power supply, and the electric charges in the condenser were discharged to the x-ray tube through a coaxial cable (20D-5.0m) by an impulse switching system.

## 2.2 Flash x-ray tube

The flash x-ray tube was of the compact diode type, as illustrated in **Fig. 3**. This tube was connected to the turbo molecular pump which allowed operation at pressures of  $1.1 \times 10^{-3}$  Pa and consisted of the following major devices: a long anode tip made of tungsten with a diameter of 3.0mm and a length of 50mm, a ring-shaped cathode made of graphite with a hole diameter of 8.0mm and a thickness of 0.5mm, a vacuum vessel made of stainless steel, an internal output mouth of x-rays made of copper, a polyoxymethylene insulator, diaphragms made of stainless steel, and an x-ray window made of polyethylene terephthalate. The cathode was attached to the internal output mouth, and the A-Cp space was regulated from the outside of the x-ray tube by rotating diaphragms for varying the A-C impedance.

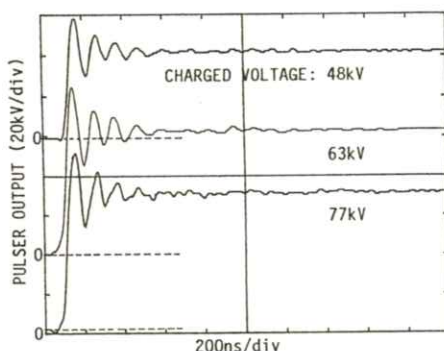


**Fig. 3** Structure of the flash x-ray tube.

## 3. Radiographic Characteristics

### 3.1 Pulser output

**Fig. 4** shows the pulser outputs measured by a voltage divider when the x-ray tube and the coaxial cable were disconnected at the indicated charged voltages. The peak voltage increased according to increases in the charged voltages. Each peak had a higher value compared to the charged voltage, since the stray capacity in the high-voltage pulser oscillated on the bias voltage produced by the main condenser, or the trigger voltage was considered to be added to the charged voltage. In this experiment, the pulser outputs equivalent to the DC outputs after about 600ns from switching (discharge) were nearly equivalent to the charged voltages.



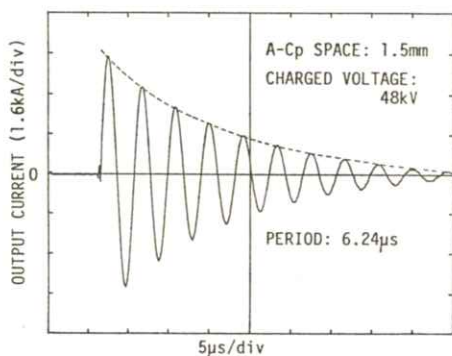
**Fig. 4** High-voltage pulser output without using a flash x-ray tube at the indicated conditions.

### 3.2 Tube voltage and current

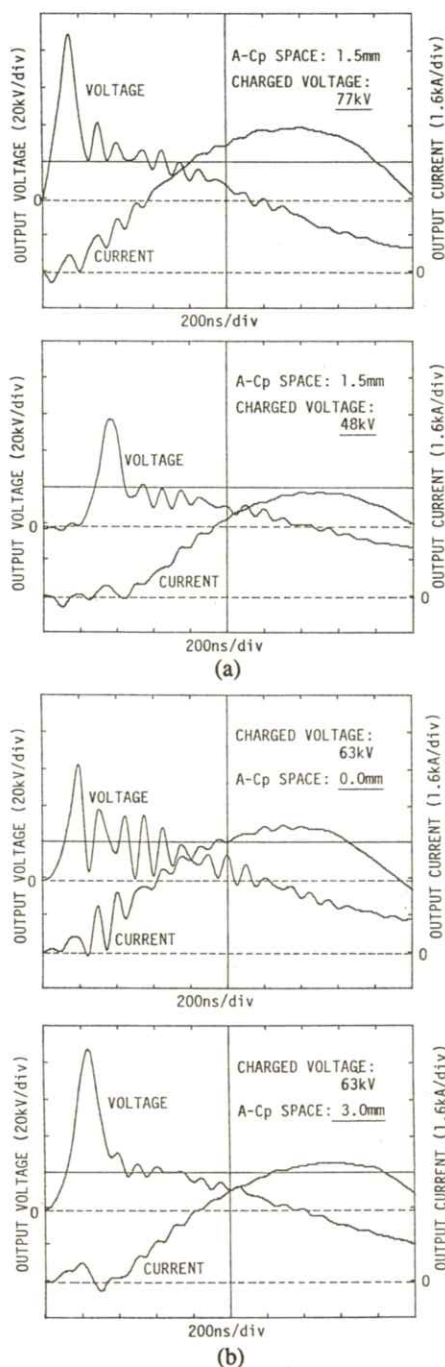
In this generator, it was quite difficult to directly measure the tube voltage and the tube current, since the x-ray tube had a small dimen-

sion with a coaxial cable. Thus, the output voltage and the current were measured simultaneously at the end of the coaxial cable of high-voltage pulser side. The output voltage nearly equivalent to the tube voltage was measured by using a voltage divider, and the output current was measured by means of the Rogowski's coil method at the indicated conditions.

**Fig. 5** shows the output current at the indicated condition. It displayed a damped oscillation, since the inductance and the resistance in the transmission line during discharge were considered to be quite small values. The duration of the discharge current at these conditions was about  $60\mu\text{s}$ . It is known that the flash x-rays are produced at the first half-circle of the voltage and the current [see **Fig. 6**]. The peak voltage increased according to increases in the charged voltage and to increases in the A-Cp space, and the maximum values were nearly equivalent to the maximum pulser output. The voltage with a short A-C space of  $0.0\text{mm}$  oscillated, since the



**Fig. 5** Typical wave form of the discharge current at the indicated conditions.



**Fig. 6** First half-circle of the output voltages and the discharge currents at the indicated conditions: (a) charged voltage dependence; (b) A-Cp space dependence.

electric charges were repetitively supplied to the radiation gap by a large capacity condenser of 95nF. The peak current roughly increased according to increases in the charging voltage, and its value was less than 7kA. As shown in this figure, almost all the electric charges in the condenser were converted into soft components of the spectra.

### 3.3 X-ray output

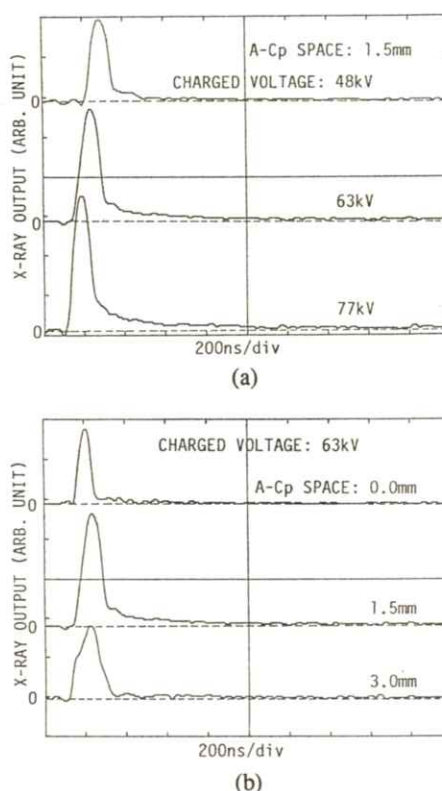
Fig. 7 shows the x-ray outputs which were measured by using a combination of a toluene scintillator and a photomultiplier. The pulse height increased when the charged voltage was increased. In contrast, the pulse height maximized as the A-Cp space was made larger, since the tube current was reduced by increasing the A-C impedance (space). The pulse width decreased according to increases in the charging voltage and to decreases in the A-Cp space, and their values ranged from 100 to 200ns.

The time-integrated x-ray intensities were measured by an ionization chamber of Victoreen 660 at 1.0m from the sources. The x-ray intensity roughly increased according to increases in the area of the x-ray pulse which was primarily determined by the following equation:

$$\int_0^T I(t) dt \approx HW / 2$$

where  $I(t)$  is the time dependence of the x-ray intensity,  $T$  is the duration,  $H$  is the pulse height, and  $W$  is the pulse width. The measured x-ray intensity was about 1 $\mu$ C/kg at 1.0m from the

source at the following conditions: a charged voltage 77kV and a A-Cp space of 1.5m. In addition, the x-ray intensity could be increased by increasing the charged voltage.



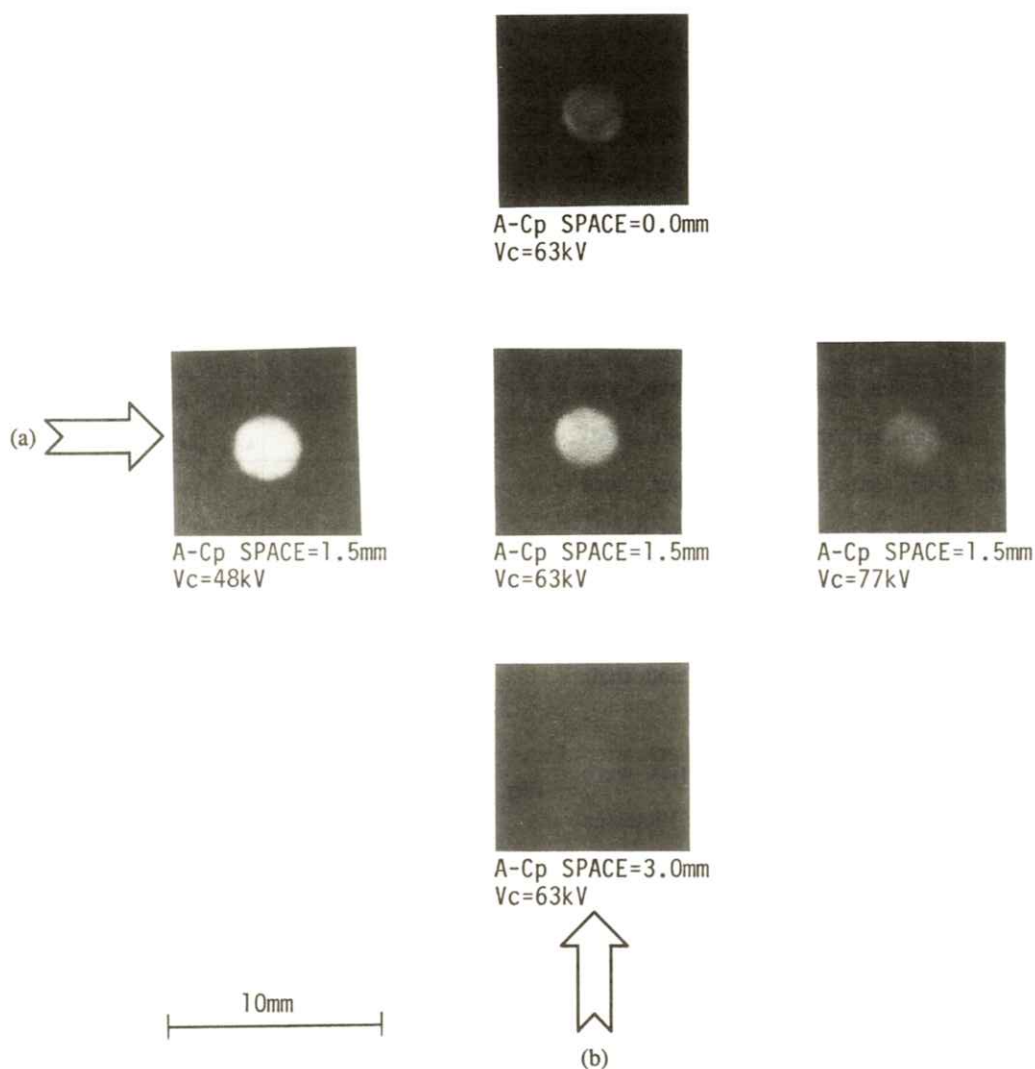
**Fig. 7** Flash x-ray outputs measured by using the combination of a toluene scintillator and a photomultiplier at the indicated conditions: (a) effect of the charged voltage; (b) effect of the A-Cp space.

### 3.4 Effective focal spot

The effective focal spot sizes were measured by means of the pinhole method using Polaroid XR-7 film and a pinhole camera of 100 $\mu$ m. Fig. 8 shows the typical focal spots obtained by using

an anode tip of 3.0mm in diameter at the indicated conditions. The focal spot intensity was roughly in proportion to the x-ray intensity, and its size was equivalent to the diameter of the anode tip.

Thus, the size can be reduced to the value of 0.5mm in diameter by reducing the diameter of the cathode hole.



**Fig. 8** Typical focal spots obtained by using a pinhole camera at the indicated conditions: (a) variations with the charged voltage; (b) variations with the A-Cp space.



#### 4. Flash Radiography

The flash radiographs obtained at 1.0m from the source achieved with a CR system<sup>15)</sup> are shown in the next three figures. **Fig. 9** shows a radiograph of a head (cock) with a charged voltage ( $V_c$ ) of 77kV, and an A-Cp space of 1.5mm. The bones and the gizzard are clearly visible. A radiograph of a right knee is shown in **Fig. 10**; the radiographic conditions were as follows: a  $V_c$  of

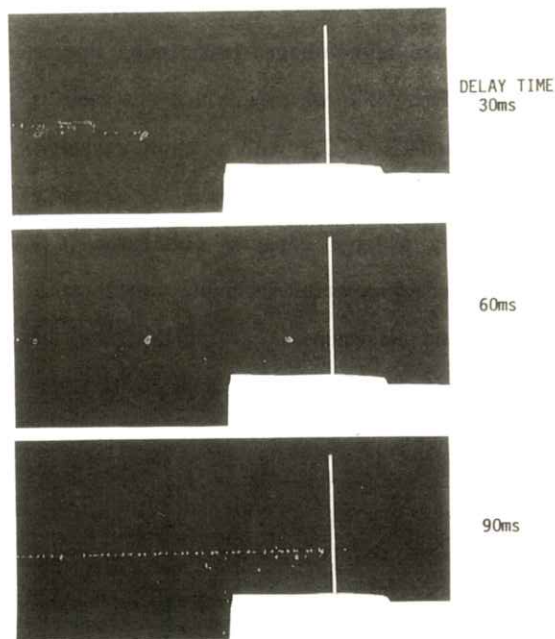
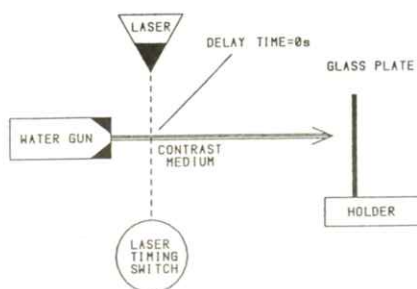
80kV, an A-Cp space of 3.0mm, and an aluminum filter thickness of 0.5mm. This image quality was equivalent to one obtained by using a conventional x-ray generator for soft medical radiography. The next three radiographs of a jet of a contrast medium of Isopaque 280 were obtained by means of delayed radiography<sup>15)</sup> with a  $V_c$  of 68kV, an A-Cp space of 1.5mm, and a time interval between two frames of 30ms [see **Fig. 11**]. The structures of a water jet in the atmosphere are



**Fig. 9** Radiograph of a head of a cock with a  $V_c$  of 77kV.



**Fig. 10** Radiograph of the right knee with a  $V_c$  of 80kV.



**Fig. 11** Delayed radiographs of a jet of a contrast medium with a  $V_c$  of 68kV and the indicated delay times.

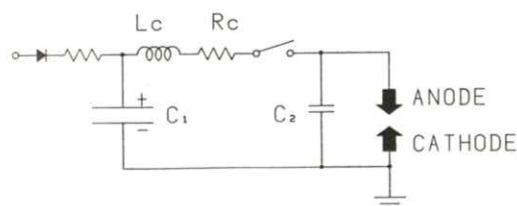


observed. Thus, this generator can be effectively applied to high-speed angiography by using a timing switch since this generator had a high time resolution of less than  $1\mu\text{s}$ .

## 5. Discussion

This single flash x-ray source has been developed in order to construct a low-cost generator by using a ready-made condenser. For the x-ray tube, since a graphite cathode was employed, the effective tube voltages of more than the charged voltages were obtained by increasing the diameter of the cathode hole.

Since this generator employed a transmission line of a coaxial cable of  $500\text{pF}$  between the high-voltage pulser and the x-ray tube, the equivalent circuit of the high-voltage transmission line is shown in **Fig. 12** if we assume that this cable is only a condenser ( $C_2$ ) with a small capacity. Thus, when a gap switch is closed,  $C_2$  is rapidly charged by a large capacity condenser ( $C_1$ ) through a charging circuit including circuit resistance  $R_c$  and inductance  $L_c$ . In this case, the resistance of the charging line is primarily deter-



**Fig. 12** Equivalent circuit of the transmission line.

mined by the discharge resistance of the gap switch. Since the two values of  $R_c$  and  $L_c$  are quite small the condenser potential of  $C_2$  oscillates and a higher output voltage is obtained. Assuming that the  $R_c$  and the  $L_c$  are constants during discharge, the output (no-load) voltage  $V_o(t)$  without an x-ray tube at a condition of  $C_1 \gg C_2$  can be represented by the following equation:

$$V_o(t) \approx V_c - V_c (L_c C_2)^{-0.5} \exp(-a_1 t) \cdot \sin \{b_1 t + \tan^{-1}(b_1/a_1)\} / b_1 \quad (2)$$

where  $V_c$  is the charged potential of  $C_1$ ,  $a_1 \approx R_c / 2L_c$ , and  $b_1 \approx (4L_c / C_2 - R_c^2)^{0.5} / 2L_c$ .

As for the results concerning the voltage and the current, since this generator had a comparatively large inductance including the inductance of the condenser, the capacitor energy could not be effectively converted to harder components of the x-rays. Since the discharge current display the damped oscillation [cf. **Fig. 5**], the discharge current  $J(t)$  across the radiation gap at a condition of  $C_1 \gg C_2$  by neglecting  $C_2$  and the stray capacity is approximated by:

$$J(t) \approx V_c \exp(-a_2 t) \cdot \sin b_2 t / b_2 L_0 \quad (3)$$

where  $L_0$  is the total inductance,  $R_d$  is the average resistance during discharge (damped oscillation),  $a_2 \approx R_d / 2L_0$ , and  $b_2 \approx (4L_0 / C_1 - R_d^2)^{0.5} / 2L_0$ . Using a result of the discharge current as in **Fig. 6**, since the period of this oscillation  $T$  was determined to a value of  $T = 6.24\mu\text{s}$ ,  $L_0$  could be approximated by using the following equation:

$$L_0 \approx T^2 / 4\pi^2 C_1 = 10.4 \text{ } [\mu\text{H}] \quad (4)$$

Since the attenuation rate of the current is represented by  $a_2$ ,  $R_d$  was calculated to a value of  $R_d \approx 0.98\Omega$  by means of the method of least squares. Thus, the average impedance  $|Z|$  during discharge could be calculated.

$$|Z| \approx \{ R_d^2 + (2\pi L_0 / T - T / 2\pi C_1)^2 \}^{0.5} \\ = 0.98 \text{ } [\Omega] \quad (5)$$

For the effective conversion of the capacitor energy into harder flash x-rays, it is necessary to increase the peak tube current for producing flash x-rays by decreasing the impedance of the generator. In order to decrease the energy-loss of the condenser, a coaxial type of condenser with a capacity of 0.01-0.05 $\mu\text{F}$  is desired.

For obtaining the optimum x-ray intensity corresponding to the desired quality, it was very easy to control these two characteristics by varying the charged voltage and the A-Cp space. Furthermore, because the effective focal spot size was determined by the anode diameter, this size can be changed to other diameters by changing the anode tip.

Using this flash x-ray generator, it is easy to control the intensity, the quality, the effective focal spot size, and the delay time. Thus, because various combinations are possible, the optimum use of the available radiographic conditions may be accomplished for imaging a wide variety of biomedical objects.

## Acknowledgments

The author wish to thank our friends, Prof. R. Germer of Fritz-Haber-Institut, and Mr. P. Langman, and Prof. R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research. 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) Y. Kato and S. H. Be: Appl. Phys. Lett. **48** 686 (1986)
- 4) C. B. Collins, F. Davanloo and T. S. Bowen: Rev. Sci. Instrum. **57** 863 (1986)
- 5) F. Davanloo, T. S. Bowen and C. B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987).
- 7) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sc. **6** 19 (1989)
- 8) H. Isobe, E. Sato, S. Kimura, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. **1155** 261 (1989)
- 9) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. **1155** 269 (1989)

- 10) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Proc. 9th Int. Display Research Conf., Kyoto 662 (1989)
- 11) B. Jüttner: Nucl. Instrum. Meth. Phys. Research **A268** 390 (1988)
- 12) E. Sato, H. Isobe, F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 13) H. Isobe, E. Sato, S. Kawasaki, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. **1032** 242 (1989)
- 14) F. B. A. Früngel: High Speed Pulse Technology **3** (Academic Press, New York 1976)
- 15) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)

## 流れによる劣化画像の復元

樋口 清伯\*      ・後藤 哲雄\*\*

\* 京都工芸繊維大学電子情報工学科   606 京都市左京区松ヶ崎

### The Restoration Method for Blurred Images

Seihaku HIGUCHI and Tetsuo GOTO

Department of Electronics and Information Science, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received June 2, 1990, in final form July 14, 1990)

The research into the restoration procedures from a blurred image which is observed under a noisy environment to an original one are noted in various fields. Therefore many researchers have proposed various restoration schemes and have been carrying on research in order to contribute to further developments.

In this paper we propose a modified version to the projection filter which has been recently published. Namely, by considering the correlation between the brightness of neighbouring pixels, we modified the optimization process without constraint to the optimizing process with constraint depending on correlation values. Simulation studies were carried out for various correlation values to show both the feasibility and this accuracy of our approach.



## 1. ま え が き

現在は様々な分野において二次元の画像の形の情報を得る場合が多い。しかし、その画像は普通何らかの形で劣化を受けている。その劣化の種類はピンボケ写真のようなものもあれば、流れ画像の場合もある。例えば、X線写真を撮影中に患者が動いたという例は、流れ画像に該当する。また一般的にノイズが付加されるのが常である。このような劣化画像より、出来るだけ正しい、元の画像を得ようとするのが画像復元の問題である。医用画像の処理に際してもこの画像処理の問題は極めて重要である。

画像復元の問題は二つの段階に分けて考えると都合が良い。まず、第一の段階は撮影条件や劣化画像の観察からその劣化過程を推定する問題、その第二の段階は劣化過程が既知であるとした時にその劣化画像を復元する問題である。本研究ではこの第二の段階を扱う。

この劣化過程が既知である劣化画像から元の画像を得る問題は、ウィナーフィルタをはじめとして、様々なフィルタが提案されている。その一つに小川らにより提案された射影フィルタがある。このフィルタは画像を空間上の点であるとしたものである。この時、原画像空間 $H$ への部分空間 $S$ にすべての画像を復元しようとするものであり、復元画像は原画像の $S$ 上への最良近似となっている。この射影フィルタを基礎とし、さらに良い復元画像を得るのが本研究の目的である。

そこで、次のように章構成を行う。まず2.では本研究で用いる射影フィルタの概念を要約し、3.では理論と評価関数を示し、その解である復

元フィルタを導く。また、デコンボリューション法は広く用いられているが、これとの関連性や相異についても簡単に触れる。4.では実際のシミュレーション結果について述べる。

## 2. 射影フィルタ

本節では射影フィルタについて説明するが、それに先立ち劣化モデル・復元モデルについて説明する。原画像を $f$ とすると劣化画像 $g$ は次のようにモデル化する。

$$g = Af + n \quad (1)$$

ここで、 $A$ は劣化過程を表し、 $n$ は付加されるノイズを表す。 $f$ 、 $g$ がベクトルとすれば $A$ は行列、 $n$ はベクトルで表記される。(1)式を劣化モデルとする。次に復元フィルタを $B$ とする。劣化画像に復元フィルタを作用させて復元画像を得るので、

$$\begin{aligned} f_0 &= Bg \\ &= B(Af + n) \end{aligned} \quad (2)$$

を復元モデルとする。 $f$ をベクトルとすると、 $B$ は行列であり、 $f_0$ はベクトルとなる。

今、射影フィルタを説明するために劣化画像にノイズがのっていない場合を考えよう。この時、(2)式は、

$$\begin{aligned} f_0 &= Bg \\ &= BAf \end{aligned} \quad (3)$$



となる。原画像の属する空間を原画像空間 $H1$ 、劣化画像の属する空間を劣化画像空間 $H2$ とすると、 $f \in H1$ 、 $g \in H2$ に属することになる。今、原画像空間の部分空間 $S$ に復元することを考えよう。この空間関係はFig 1に示してある。この時、はじめから部分空間 $S$ に属している原画像 $f$ は同じ $f$ に復元することを考えて、 $S$ の外にある原画像 $f$ に対しては $Psf$ に復元することを考える。ここでは $Ps$ は $S$ への正射影を表す射影マトリクスである。(3)式より $B$ の値域 $R(B)$ が $S$ を表すが、一般に劣化画像空間 $H2$ の次元は原画像空間 $H1$ の次元より小さいので $R(B)$ は $H1$ のすべてを表すことは出来ない。そこで、部分空間 $S$ の外にある原画像 $f$ はその $S$ 上への最良近似 $Psf$ で表そうというのである。このようにして復元画像を作る時に問題となるのは、複数の劣化画像に対して同じ劣化画像 $g$ を与える時である。この時、どの原画像に対して復元すべきかということである。これに対して射影フィルタでは次のようにすべての原画像について最良近似を与えている。(3)式の復元画像 $f_0$ が $Psf$ と一致するように復元するので、

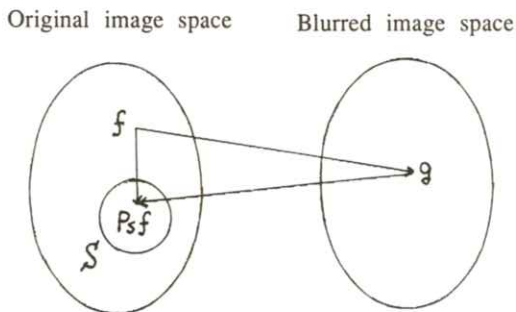


Fig. 1 Correspondence relation based on projection filter

$$Ps = BA \quad (4)$$

(4)式が解を持つ条件は $N(A) \subset N(Ps)$ なので $R(A^*) \supset R(Ps^*) = S$ である。ここで $N(\cdot)$ は零空間を意味し

$$N(Ps) = \{f \in H1 \mid Psf = 0\}$$

である。 $S$ の最大部分空間は $R(A^*)$ であることがわかる。 $S$ はなるべく大きくとった方が、復元は良くなるので $S = R(A^*)$ としよう。こうすると

$$\begin{aligned} H1 &= R(A^*) \oplus N(A) \\ &= S \oplus N(A) \end{aligned} \quad (5)$$

となる。 $R(A^*)$ の元を $f^*$ 、 $N(A)$ の元を $h$ とすると、一般に原画像は $f = f^* + h$ と表せる。この $f$ は劣化によって、

$$Af = Af^* + Ah = Af^*$$

となり、すべて同じ劣化画像を与える。一方 $S$ 上への正射影はどんな $h$ であっても $Psf = f^*$ である。このように射影フィルタでは同じ劣化画像を与える原画像に対して、すべての原画像に最良近似となるような $S$ 上の画像に復元しているのである。尚、実際の劣化画像では(1)式で示したようにノイズが付加しているので、 $Psf$ の周りに復元することを考えるのである。

### 3. 相関特性を利用したフィルタ

本章では本研究で用いた復元フィルタを導く。まず、劣化モデルを(1)式と同じく

$$g = Af + n \quad (7) \quad + \gamma \operatorname{tr} \{BQB^*\} \quad (11)$$

としておく。ノイズについてはガウス性で  $f$  に無相関とする。これに復元フィルタ  $B$  で復元した画像を  $f_0$  とすると、(2) 式と同じく

$$\begin{aligned} f_0 &= Bg \\ &= BAf + Bn \end{aligned} \quad (8)$$

となる。(8) 式が  $S$  上の最良近似  $Ps_f$  となるべく一致させることを考えるので、

$$BAf + Bn - Ps_f \quad (9)$$

のノルムの自乗が、画像についての平和  $E_f$  とノイズについての平均  $E_n$  について最小にすることを考えよう。これは、

$$\begin{aligned} J' &= E_f E_n \|BAf - Ps_f + Bn\|^2 \\ &= E_f \| (BA - Ps) f \|^2 + E_n \|Bn\|^2 \end{aligned} \quad (10)$$

となる。先の小川らの研究により、(10) 式の形の評価関数に (11) 式のようにパラメータ  $\gamma$  を導入し、 $\gamma$  にわずかな値を持たせると、ノイズの抑制に効果があることがわかっている。そこで、(11) 式を評価関数としよう。

$$\begin{aligned} J &= E_f \| (BA - Ps) f \|^2 + \gamma E_n \|Bn\|^2 \\ &= \operatorname{tr} \{ (BA - Ps) E_f (ff^*) (BA - Ps)^* \} \\ &\quad + \gamma \operatorname{tr} \{ B E_n (nn^*) B^* \} \\ &= \operatorname{tr} \{ (BA - Ps) R (BA - Ps)^* \} \end{aligned}$$

ここで、 $R$  は画像についての相関行列を、 $Q$  はノイズについての相関行列を表す。

さて、(11) 式を最小にするような復元フィルタ  $B$  を解くに先立ち、一般逆マトリクス擬似逆マトリクスについて説明する。正方行列はその行列式が 0 でなければ逆行列を持つがこれを  $m \times n$  の一般的な行列に拡張したのが一般逆マトリクスである。これはある行列  $A$  に対して次の (12) 式を満足させる  $A^-$  として定義される。

$$A A^- A = A \quad (12)$$

このような  $A^-$  は必ず一つ以上存在することが証明されている。次に、一般化逆マトリクスは一意に決まらないがこれを逆行列と同じく一意なものに限定しようとするのが、擬似逆マトリクスである。これはムーアペンローズの逆ともいわれる。

(12) 式に次の (13) ~ (15) 式が定義式に加わる。

$$A^- A A^- = A^- \quad (13)$$

$$(A A^-)^* = A A^- \quad (14)$$

$$(A^- A)^* = A^- A \quad (15)$$

次に、補題を二つ掲げる。

#### — 補題 1 —

一般の作用素  $A$ ,  $B$  に対して  $A$  の値域が閉じていれば、次の二条件は同値になる。

(イ) 作用素方程式  $XA = B$  は解を持つ。

(ロ)  $N(A) \subset N(B)$

この時、 $XA = B$  の一般解は

$$X=BA^{-1}+Y(I-AA^{-1}) \quad (16)$$

で与えられる。但し、Yは任意の作用素である。

— 補題2 —

$U=ARA^*+\gamma Q$ とすると、次の関係が成り立つ。

$$N(U) \subset N(PsRA^*) \quad (17)$$

これらの証明を付録に示す。

これらの補題を使って(11)式を解く。Bについて変分し0とおくと、

$$\delta J = 2 \operatorname{tr} [(BU - PsRA^*) \delta B^*] = 0 \quad (18)$$

$$\text{但し } U = ARA^* + \gamma Q$$

(18)式は任意の $\delta B$ に対して成り立っているので、次の(19)式と等価である。

$$BU - PsRA^* = 0 \quad (19)$$

ここで補題2より(17)式が成り立っているの  
で、補題1よりBは解を持ち、その解は次のよう  
になる。

$$B = PsRA^* U^{-1} + W(I - VV^{-1}) \quad (20)$$

ここでWは任意の行列であるので零とおき、次の  
(21)式のようにしても良い。

$$B = PsRA^* U^{-1} \quad (21)$$

$$\text{但し, } U = ARA^* + \gamma Q$$

この(21)式が本研究で提唱するフィルタである。射影フィルタでは画像を空間上の一つの点として捕えているのに対して、<sup>(3)</sup>その画像を表す点に

相関を考えたのが、本フィルタの特色である。

デコンボリューション法というのは劣化画像が流れ画像の時に $g = a * f + n$ となるが、これを逆にfについて解いたものである。ここでaは劣化関数を、演算子\*はたたみ込み操作を表す。この式をフーリエ変換して解くと、 $F = (G - N)/A$ となる。大文字のアルファベットはそれぞれのフーリエ変換を表す。Aはいま、流れをおこすような劣化画像であり、いわばローパスフィルタである。よって $1/A$ はハイパスフィルタとなり、その周波数領域を何れかに制限を設けなければならない。そのための窓関数は必ずしも適当なものがなく、また何らかの妥当な基準を設けることも困難なのでそれぞれに都合の良いように決められているにすぎない。このように不完全な方法に加えて $N/A$ の項があり、高い周波数にまでノイズを増大させる影響がある。

#### 4. 実験と考察

本章では3、で示した復元フィルタを用いて、実際の画像に対して行ったシミュレーションについて述べる。一般の画像ではその劣化過程は未知であるが、本章ではこの劣化過程が既知であるものとして取り扱う。そのために、予め劣化行列を設定し、それを用いて原画像を劣化させ、劣化画像を作成する。原画像はGirlの顔の部分を用い、横に72画素、縦に64画素をとってある。シミュレーションの過程では256階調の濃淡で扱ったが、ディスプレイでは擬似的に241階調とした。原画像の横方向の72元ベクトル、64本に

分解し、その1本1本を $f$ とした。これは、計算機の都合上のためである。原画像をFig. 2(a)に

示す。劣化画像は、横方向に9画素平均をとる。



(a) Original image



(b) Blurred image



(c) Restoration image without correlation ( $\mu=0.0$ )



(d) Restoration image for strongly correlated case ( $\mu=0.5$ )

Fig. 2 Processing results

いわゆる流れ画像である。この時、原画像は72元ベクトルであるので劣化画像は64元のベクトルとなる。また横方向のベクトルの分解は流れ方向のベクトルの分解でもある。Fig. 2(b)に劣化画像を示す。ノイズはガウス性ノイズとし平均0で分散2とし、互いに無相関で、信号にも無相関とした。Fig 2(c), (d)が復元画像である。(c)が無相関 $\mu=0$ とした時で(d)が相関を強く $\mu=0.5$ とした場合である。 $\mu$ とは画像の相関行列Rを

$$R = \begin{bmatrix} 1 & \mu & & & \\ \mu & 1 & \mu & & \\ & \mu & 1 & \mu & \\ & & & \mu & \mu \\ & & & \mu & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

とした時の $\mu$ である。パラメータ $\gamma$ は、 $\gamma=0$ の時、画像の信号のS上への正射影と復元画像を厳密に一致させるために、雑音の抑制が不十分である。 $\gamma$ があまりに大きくなると、雑音の抑制は十分効果があるが、画像の信号の誤差が大きくなる。そのバランスをとって、 $\gamma=0.5 \times 10^{-3}$ で実験は行った。(c), (d)を比べると鼻やほほの部分に顕著に表れているように、相関の効果で画像が良く



なっている。数値では、全画素について誤差の平均が、(c)で12.2であったものが、(d)で9.5と改善されている。又、輪郭を見ると、(c)より(d)がぼやけていることもわかる。

## 5. む す び

以上の実験の結果のように、本研究のフィルタを用いれば、復元画像の改善を図ることができることがわかる。射影フィルタはウィナーフィルタ等とは異なり、一枚の画像に対しても有効なフィルタである。これを改善し、ノイズの抑制も重視し、画素間の相関をも使って復元画像の向上を図った復元フィルタを本研究で提唱したのである。

実験を通して次のような点が問題となった。

- (イ) 画像の評価について
- (ロ) もう一方の相関の組み入れ
- (ハ) 復元空間が特定できない

(イ)については、画素の誤差の平均だけでは良い画像かは判定できないということである。(ロ)については、原画像 $f$ のとり方を変えて、画像の行展開、列展開といった方法も考えられるが、変換過程の行列のサイズが過大となり、計算機シミュレーションには不適である。以上のような点を今後の課題としてゆきたい。

## 付 録

### 補題1の証明<sup>(4)</sup>

$XA=B$ が解を持つ( $X$ が存在する)とすると、

$$N(A) \subset N(XA) = N(B)$$

また、 $XA=B$ が解を持つのは $BA^+A=B$ と同値

である。 $(\because BA^+A = (XA)A^+A = XA = B \leftarrow (BA^+)B = C$  となり $BA^+$ は解の一つ。)これから $X=BA^+Y(I-AA^+)$ とした時

$$\begin{aligned} XA &= BA^+A + Y(I-AA^+)A \\ &= BA^+A = B \end{aligned}$$

よって、 $X$ は $XA=B$ の解である。

### 補題2の証明

$U=ARA^* + \gamma Q$  である。 $u \in N(U)$  すれば  $Uu=ARA^*u + \gamma Qu=0$  であるので、

$$\begin{aligned} (Uu, u) &= (ARA^*u, u) + (\gamma Qu, u) \\ &= 11R^2A^*u11^2 + (\gamma Qu, u) = 0 \end{aligned}$$

$$Q \geq 0 \text{ より } R^2A^*u=0 \text{ かつ } Qu=0$$

よって

$$N(U) \subset (N(R^2A^*) \cap N(Q))$$

$$\therefore N(U) \subset N(R^2A^*) \subset N(PsRA^*)$$

## 参考文献

- (1) 小川英光：電子情報通信学会誌，71 491，593，739，828 (1988)
- (2) 杉山博史，小川英光：電子情報通信学会論文誌 J 72-D-II 1618 (1989)
- (3) 小川英光，原 昌司：電子情報通信学会論文誌 J 71-A 519，527 (1988)
- (4) 児玉慎二，須田信英：システム制御のためのマトリクス理論 (計測自動制御学会 1981)

## I 第97回研究会記事

第97回研究会を下記のように開催しました。

日 時	平成2年6月2日(土)	9:50～17:00
場 所	大阪大学歯学部	
出 席 者	約30名	
プログラム		
見 学	10:00～11:30	大阪大学レーザー核融合研究センター
研究発表	13:30～17:00	
1)	ナイロン6被写体透過後の軟X線スペクトルの測定	
	京都科捜研	尾崎吉明
	京都工芸繊維大	吉田裕之, 山田正良, 金森仁志
	大阪府立工業高専	松本政雄
2)	冷陰極三極管付きX線透視装置	
	岩手医大物理	佐藤英一, 志子田有光, 磯部 寛
	岩手医大電算	高橋 敬
	岩手医大放科	佐々木勝秋, 秋津武志, 及川昭弘, 玉川芳春, 柳沢 融
	東北大放射線部	有馬宏寧
3)	市販のオイルコンデンサを用いた小型フラッシュX線装置 —環状グラファイト陰極管のX線特性を中心に—	
	岩手医大物理	磯部 寛, 志子田有光, 木村真吾, 佐藤英一
	岩手医大電算	高橋 敬
	岩手医大放科	玉川芳春, 柳沢 融
4)	高安定・低雑音繰返パルスX線装置	
	岩手医大物理	磯部 敏, 佐藤英一
	岩手看護短大	川崎 敏
	岩手医大放科	玉川芳春, 柳沢 融
5)	X線写真粒状のウィナースペクトルの濃度依存性	
	京都工芸繊維大	有村秀孝, 山田正良, 金森仁志
6)	流れによる劣化画像の復元	
	京都工芸繊維大	樋口清伯, 後藤哲雄

## Ⅱ 理事会議事録

日 時	平成2年6月2日(土) 12:00～13:00
場 所	大阪大学歯学部
出 席 者	竹中, 長谷川, 磯部, 山崎, 田中, 樋口, 金森
議 題	<ol style="list-style-type: none"><li>1. 平成元年度事業報告, 決算, 平成2年度事業予定, 予算案を承認した。</li><li>2. 会長, 理事, 監事候補者を7巻2号会告4頁の原案どおり決定した。</li><li>3. 第99回研究会を平成3年2月2日または2月9日に電気通信大で開催することにした。</li><li>4. 総務理事予定者を選出し, 会長から依頼されていた総務理事が, 常務理事予定者とその担当を委嘱した。総会で, 理事が原案通り選出されたならば, 正式に就任することを申し合わせた。</li></ol>
報 告	<ol style="list-style-type: none"><li>1. 表彰委員長(長谷川常務理事)から選考経過の報告があった。</li></ol>

## Ⅲ 総会議事録

日 時	平成2年6月2日(土) 13:10～13:30
場 所	大阪大学歯学部
出 席 者	167名(委任状139名を含む)
議 題	上記理事会議事録1, 2を承認した。
報告事項	表彰委員長から内田論文賞1件の選考経過の報告の後, 表彰を行った。

## 平成元年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	1,650,255	印刷製本費	807,650
一般会費	768,000	通信費	221,290
賛助会費	1,139,588	研究会費	115,000
研究会参加費	38,500	旅費交通費	402,150
雑収入	4,120	会議費	143,393
利 息	16,311	人件費	36,500
		国際交流事業費	40,000
		図書雑誌費	62,519
		記念式典費	69,250
		消耗品費	90,082
		雑 費	33,090
		支 出 合 計	2,020,924
		次年度繰越金	1,595,740
収 入 合 計	3,616,774	支出繰越金合計	3,616,774

## 監 査 報 告 書

医用画像情報学会

会長 内 田 勝 殿

監事 速 水 昭 宗 ㊟

監事 小 島 克 之 ㊟

平成元年度の収支に付いて、平成2年5月7日に監査を実施した。ここに、その結果を報告する。会計収支に付いては、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認める。

## 平成元年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 金 費	1,000,000
		賞 費	30,000
		支 出 合 計	1,030,000
繰越金及び利息	70,488	次年度繰越金	40,488
収 入 合 計	1,070,488	支出繰越金合計	1,070,488



## Ⅳ 平成2年度内田論文賞の表彰選考について

会誌7巻2号98頁, 理事会議事録2に記した表彰委員が, 3件の推薦論文について, 表彰規定に従って2回の投票を行い, 下記の通り選定した。

### 1. 受賞論文

Hiroshi Isobe, Eiichi Sato, Satoshi Kawasaki, Yoshiharu Tamakawa and Toru Yanagisawa: A Triple-Flash X-ray Generator Having Variable Spectra

6巻1号 19-24頁

### 2. 推薦理由

筆者等は, 長年にわたって, パルスX線発生装置の開発研究を行い, 本誌にも多数の論文を発表し, 高速度X線写真の発展に多大の寄与をしてきた。本論文は, 可変エネルギー三連続パルサ方式の装置に関するものである。この方式では, 各々のX線パルスに対する時間間隔とフォトンエネルギー(スペクトル)が可変である。任意のX線スペクトルを合成して, 画像情報量を最大にする研究を遂行することは, X線像研究者の長年の夢であったが, 本論文は, この可能性を示唆したもので, 今後の医用画像研究に大きく寄与するものである。

## — 新 入 会 員 —

No.	正会員氏名	勤務先および所在地	電 話
391	五十嵐隆元	総合病院国保旭中央病院放射線科 ☎ 289-25 千葉県旭市イ-1326	0479-63-8111
392	林 圭吾	船橋市立医療センター放射線科 ☎ 273 千葉県船橋市金杉1-21-1	0474-38-3321
393	越田 吉郎	金沢大学がん研究所付属病院放射線室 ☎ 921 金沢市米泉町4-86	0762-41-8245
394	松浦ひとみ	兵庫医科大学中央放射線部 ☎ 663 西宮市武庫川町1-1	0798-45-6111
395	坂口 薫	東海大学病院放射線診断科 ☎ 259-11 神奈川県伊勢原市望星台	0463-93-1121

# — 会 員 移 動 —

No.	氏 名	変更項目	電 話
144	塩沢 隆広	勤務先 日本電機 <sup>株</sup> 光エレクトロニクス研究所 光システム研究部	
135	佐々木常雄	佐々木医院 ☎ 460 名古屋市中区栄4-14-10	052-241-3776
175	田島 聖正	国立福岡中央病院 ☎ 810 福岡市中央区城内2-2	
222	中村 豊	神奈川県立厚木病院放射線科 ☎ 243 厚本市水引1-16-36	
337	山本 真司	豊橋技科大知情報工学系 ☎ 440 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1	
274	船木 新寿	横河メディカルシステム <sup>株</sup> ☎ 165 東京都中野区大和町1-4-2	03-223-8581
218	永野 淳子	住所 ☎ 251 藤沢市辻堂新町1-13-20 1Bハイム湘南401号	

## — 賛 助 会 員 名 簿 —

平成2年9月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会，事業に対するご賛助に厚く感謝し，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	（株）東 芝
化成オプトニクス（株）	東 芝 特 機 電 子（株）
コダックメディカル（株）	東 洋 メ デ ィ ッ ク（株）
コ ニ カ（株）	東和放射線防護設備（株）
三 洋 電 機（株）	トムソンジャパン（株）
シーメンス旭メディテック（株）	（株）ナ ッ ク
（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）
デュポンジャパンリミテッド	横河メディカルシステム（株）

（計24社）

## 役 員

- 会 長 内田 勝（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（防衛大），長谷川 伸（電気通信大），  
速水 昭宗（大阪大）  
〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工繊大）
- 理 事 〔大学関係〕磯部 寛（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），  
松井美楯（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

今年は、京都では、6月23～24日，7月16～23日と34℃を越える日が続き，また7月26日から第3波が来るようです。今夏は5年ぶりの猛暑になるという長期予報が出ていますが，今回も当たらないことを期待しています。9月末の盛岡での98回研究会を楽しみに，暑い夏を何とか乗り切りたいものです。楽しい企画をして下さった岩手医大の先生の御尽力に報いるためにも，多くの会員の皆様方の御参加をお願いします。（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（防 衛 医 大）  
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

1990年9月1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学学部電子情報工学科内  
電話 075 (791) 3211 （内線 585）  
ファックス 075-711-9483 （京都工繊大）  
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)





## 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：1 9 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。）

# 「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

平成2年5月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る4月18日から20日まで第109回総会を開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、その総会で採択された勧告を中心に、同総会の議事内容等についてお知らせします。

## 日本学術会議第109回総会報告

日本学術会議第109回総会(第14期・第5回)は、4月18~20日の3日間開催された。

総会第1日目の午前中には、会長からの経過報告、各部委員会報告に続き、勧告、対外報告の2案件の提案がなされた。これらの案件については、同日午後の各部会での審議を経た上で、第2日目の午前中に採択された。なお、総会前日の17日の午前中には、連合部会が開催され、これらの案件の予備的な説明、質疑が行われた。また、第2日目の午後には、自由討議が、第3日目の午前中には各常置委員会が、午後には各特別委員会がそれぞれ開催された。なお、第2日目の総会に先立ち、同日表敬訪問のために訪れた1990年(第6回)日本国際賞受賞者4名の紹介がなされ、うち2名の方から挨拶が行われた。

今回総会では、次の勧告、対外報告が採択された。

①地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)の実施について(勧告)(この勧告の詳細は、別掲参照)

このIGBPについては、以前から会長召集の検討会議や関係する部会、研究連絡委員会等で検討が続けられてきたが、この度、これらの検討結果を踏まえて、人間活動と地球環境に関する特別委員会のIGBP分科会が中心となって今回の勧告案を取りまとめたものである。

この勧告は、同日午後直ちに内閣総理大臣に提出され、関係省庁に送付された。

②人間活動と地球環境に関する特別委員会報告—人間活動と地球環境について(この対外報告の詳細は、別掲参照)

これは、人間活動と地球環境に関する特別委員会が、昭和63年10月の発足以来行ってきた審議の結果を中間報告として取りまとめたものについて、外部に発表することを承認したものである。この件に関する審議の際には、人間活動という言葉の定義、国際関係や各国の科学技術政策との関連、環境教育の位置付け等々について、活発な質疑応答があり、また、文案の修正を求める多くの意見が出される等、熱心な討議が行われた。

また、総会第2日目の午前には、南アフリカ共和国科学者の学術に係る我が国への入国手続きをめぐる従来からの問題について討議が行われ、「科学者の自由交流」の考え方に賛同し、本問題の早急かつ実質的な解決を望む多数の意見が述べられた。

なお、第2日目午後には、「学術の国際化への対応」というテーマで、活発な自由討議が行われた(この自由討議の詳細は、別掲参照)。

## 地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)の実施について(勧告)

### (勧告本文)

国際学術連合会議(ICSU)は、1983年1月の執行委員会から、国際測地学・地球物理学連合(IUGG)より提案のあった地球圏—生物圏国際協同研究計画(International Geosphere-Biosphere Programme, 略称IGBP)について検討を始め、1986年ベルンで開かれた総会で、この計画を1990年から10年間国際協力により実施することを決定した。我が国の研究者は国際的立案の段階からこの研究計画の審議に参加してきており、この国際協力事業に我が国の研究者が参加することは、この国際協同研究計画が持つ重要性にかんがみ意義が極めて大きいと考えられる。したがって、政府はこの国際的かつ学際的事業を成功させるために、我が国におけるIGBP研究の実施に当たり、研究の推進、国際対応、研究者の養成などの体制整備並びに予算等万全の措置を講じられたい。

### (説明)[要旨]

国際学術連合会議(ICSU)は、国際協同研究として、地球変化を支配する物理的・化学的・生物学的な諸過程とその相互作用を解明するため専門的知識を結集し、「地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)を実施するため、検討を行ってきた。我が国の研究者は関係する国際委員会に参画し積極的にその役割を果たしてきた。

IGBPの目的は全地球を支配する物理的・化学的・生物学的諸過程とその相互作用を究明することによって、過去から現在、未来にいたるまでの生命を生み出している地球独特の環境とその変化、さらに人間活動による変化について解明し、記述し、理解することである。

我が国における実施計画は、国際的な計画を参照しつつ、次の7研究領域を設定した。

- 研究領域1: 大気微量成分の変動及び生物圏との交換。
- 研究領域2: 海洋における物質循環と生物生産。
- 研究領域3: 陸上生物群集への気候変化の影響。
- 研究領域4: 大気圏・水圏・陸圏と生物圏の相互作用を考慮した気候解析とモデリング。
- 研究領域5: 環境変化のモニタリング
- 研究領域6: 古環境の変遷。
- 研究領域7: 地球環境と人間活動の相互作用。

本研究計画は1990年から10年間行われ、日本は広義のモンスーンアジア地域、西太平洋地域、極域に特に重点をおいて研究を実施する。また、効果的に推進するため、地球システムにかかわる他の国際協同研究とも協力する。



## 人間活動と地球環境に関する特別委員会報告 —人間活動と地球環境について(要旨)

人間活動とそれをとりまく環境については、ギリシャ・ローマ時代以来考察されてきた。最近に至り、工業化や都市化が早い速度で展開し、その影響は局地的にとどまらず、地球規模で進行し、地球環境の急速な変化が現れてきた。特に、二酸化炭素や微量気体の温室効果に起因する地球温暖化、酸性雨、砂漠化などさまざまな環境変化が現れている。そしてその進行速度が大で、人間として対応、適応または順化する変化の速度の限界を越しているところに問題がある。

地球規模の環境変化研究の国際的プロジェクトとして「地球圏—生物圏国際協同研究計画(IGBP)」があり、少し遅れて実施される予定の「地球変化の人類次元研究計画(仮称)(HDGCP)」がある。

問題を解決するためには、人間活動と地球環境を一つの系としてとらえ、そこにおける物質循環やエネルギー変化の定量的記述に基づき、あるべき姿を検討し、新しい技術体系や政策体系を構築する。そこでは、総合的な研究体制を構築するプログラムを用意する必要がある。このような新しいしかも長期的な研究を推進するためには、研究者の養成、教育体系の検討、全学術研究体系の整備が必要である。

### 総会中の自由討議—学術の国際化への対応

本会議総会中の行事の一環である自由討議が、総会2日目の4月19日の午後1時から3時間にわたり開催された。今回の課題は、「学術の国際化への対応」であった。

自由討議は、大石泰彦副会長の司会のもと、はじめに話題提供として、①川田侃第2部会員から「学術の国際化への対応—政治学の場合」について、②高柳和夫第4部会員から「学術における国際対応—理学の場合」について、③松本順一郎第5部会員から「日本学術会議と国際学術協力」について、それぞれ意見の発表がなされた。

続いて、会員間で多岐多様にわたり活発な討議が行われたが、その際述べられた意見の主なものを項目として列挙すると、「日本全体の国際学術交流・協力事業に占める日本学術会議の位置付け、役割」、「特に発展途上国からの研究者、留学生の受け入れ問題」、「ユネスコ関係の諸活動・事業への対応の在り方」、「日本学術会議が加入している各国国際学術団体への対応の個別的な現状と問題点」、「新しい国際協力事業への日本学術会議の対応の在り方」、「日本学術会議の国際対応組織の整備・強化」等であった。

### 経営工学研究連絡委員会報告—経営工学の 体系化に向けて(要旨)

固有技術とよく調和した管理技術の体系を明確にし、この体系の研究を進めて行くことは高度技術社会における社会組織と企業経営のあり方を検討するのに重要な意義を有する。

今までも、経営工学は日本の経済、社会及び技術の発展段階において、その役割を果たし、日本経済の発展に貢献してきた。とくに日本製品の品質と生産性と向上に果たした経営工学の役割は広く内外において高く評価されているところである。

経営工学の理論と応用の研究は、その実学的な性格もあり、企業における工学・技術を基盤とする経営管理活動に

重点がおかれていたが、経営工学の理論は広い普遍性を有しているため、今後は広く社会や国際に関する問題にも応用されなければならない。

本報告は、このような意図の下に、経営工学研究連絡委員会に参加している4学会の代表者よりなるワーキンググループの協力の下に、経営工学の役割と学問的体系を整理し、その研究と教育のあり方と今後の展開を考察したものである。

### 生物物理学研究連絡委員会報告—生物物理学 の新しい研究体制について(要旨)

生物科学の急速な進展の中で生物物理学は生物機能のメカニズムを物理学的に解明し、生物科学全体の基礎を形づくる学問として、多くの貢献をしてきた。今後生命現象の基本的理解をめざすのみならず、バイオテクノロジーの基盤となるべく、生物物理学の役割はますます大きい。

このような状況の下で、生物物理学の一層の発展をはかるには、以下のような新しい研究体制をつくることが望ましい。

現段階で特に集中的総合的に研究を推進すべき分野として、(A)分子機能解析 (B)生物情報解析 (C)高次情報解析の三つをとり上げる。それぞれの分野に適合した場所に研究室群(研究センター)をおき、それらが相互に連携し、一つの研究組織を作る。さらにこの組織が物理的方法を軸として新しい大型の研究設備のシステムを備える。そして将来この体制が基礎生物科学の研究体制の重要な一環となることをめざす。

### 日本学術会議第15期会員選出のための学術 研究団体の登録について

現在、日本学術会議会員推薦管理会では、各学術研究団体から、第15期会員選出のための日本学術会議への「登録」申請の受付を行なっています。この「登録」は、期が変わる度に行う必要があり、従って、第14期における登録学術研究団体も第15期会員選出のための登録学術研究団体となるためには、改めて第15期の「登録」が必要です。

この「登録」申請を行うためには、所定の様式による「学術研究団体登録申請書」を、平成2年6月30日(土)までに日本学術会議会員推薦管理会に到達するように提出する必要があります。

「学術研究団体登録申請書」は、所定の様式と用紙がありますので、日本学術会議会員推薦管理会に請求してください。無料で送付します。

### 日学双書の刊行案内

日本学術会議主催公開講演会の記録を中心に編集された次の日学双書が刊行されました。

- 日学双書 No.6 「高齢社会をどう生きるか」
- 日学双書 No.9 「“人権の歩み”から何を学ぶか」

[定価] 両書とも、1,000円(消費税込み)

※問い合わせ先：(財)日本学術協力財団(〒106 東京都港区西麻布3-24-20、交通安全教育センタービル内、電話03-403-9788)

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(403)6291



## 第15期日本学術会議会員の選出手続き始まる

平成2年8月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議では、現在、第15期会員を選出するための手続きが進められています。今回の日本学術会議だよりでは、その手続きの概要に加えて、来年度に開催される共同主催国際会議等について、お知らせいたします。

### 第15期日本学術会議会員の選出について

日本学術会議では、現在、第15期会員（任期：平成3年7月22日から3年間）を選出するための手続きが進められている。

先般、最初の手続きとして、6月末日を締切期限に、各学術研究団体からの登録申請の受付が行われた。今回申請のあった団体数は、942団体であった。

今後引き続き行われる手続きとその日程の概略は次のとおりである。

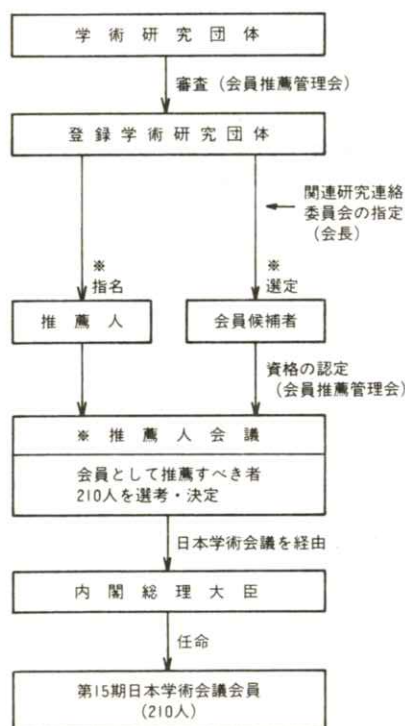
《平成2年》

- ・ 9月上旬……………登録審査結果の通知
- ・ “……………関連研究連絡委員会（注）についての意見聴取
- ・ 11月30日まで……………関連研究連絡委員会の指定
- ・ 12月上旬……………会員の候補者の選定及び推薦人の指名の依頼

《平成3年》

- ・ 1月31日まで……………会員の候補者の届出の締切り
- ・ 2月20日まで……………推薦人（予備者を含む）の届出の締切り
- ・ 3月20日まで……………会員の候補者の資格の認定等の通知
- ・ 3月下旬……………推薦人に会議開催等の通知発送
- ・ 4月20日まで……………候補者関係異議の申出に対する決定
- ・ 5月中旬から  
6月上旬まで……………推薦人会議（会員及び補欠の会員として推薦すべき者を決定）
- ・ 6月中旬……………日本学術会議を経由して内閣総理大臣へ推薦
- ・ 7月22日……………第15期日本学術会議会員の任命

### 《会員選出手続きに関するフローチャート》



※ 指定された関連研究連絡委員会により区分された学術研究領域ごとに行われる（下記の（注）を参照）。

（注） 関連研究連絡委員会：学術研究団体がその目的とする学術研究の領域と関連する研究連絡委員会として、届け出た研究連絡委員会。届け出た関連研究連絡委員会が複数あるときは、日本学術会議会長は、登録学術研究団体の意見を聴いて関連研究連絡委員会を指定

（限定）する。

登録学術研究団体は、この指定された関連研究連絡委員会により区分された学術研究の領域ごとに、会員の候補者及び推薦人を届け出ることになる。

## 平成3年(1991年)度共同主催国際会議

本会議は、昭和28年以降、学術関係国際会議を関係学術研究団体と共同主催してきたが、平成3年(1991年)度には、次の6国際会議を開催することが、6月19日の閣議で了解された。(カッコ内は、各国際会議の開催期間と開催地)

### ◆第21回国際農業経済学会議

(平成3年8月22日～29日、東京都)

共催団体：日本農業経済学会外4学会

### ◆国際医用物理・生体工学会議(第16回国際医用生体工学会議・第9回国際医学物理学会議)

(平成3年7月7日～12日、京都市)

共催団体：(社)日本エム・イー学会外1学会

### ◆国際純正・応用化学連合1991国際分析科学会議

(平成3年8月25日～31日、千葉市)

共催団体：(社)日本分析化学会

### ◆第22回国際シミュレーション&ゲーミング学会総会

(平成3年7月15日～19日、京都市)

共催団体：日本シミュレーション&ゲーミング学会

### ◆一般相対論に関する第6回マーセルグロスマン会議

(平成3年6月23日～29日、京都市)

共催団体：(社)日本物理学会

### ◆第22回国際動物行動学会議

(平成3年8月22日～29日、京都市)

共催団体：日本動物行動学会

## 第4部報告—科学技術庁大型放射光施設建設計画について(要旨)

(平成2年5月25日、第755回運営審議会承認)

予算規模約一千億といわれる科学技術庁大型放射光施設が実施段階に入った。このような大型施設の順調な建設、稼働後の有効利用のためには、研究者、技術者の努力はもとより、関連政府諸機関相互の理解と協力が不可欠である。我が国の放射光研究開発はこれまで大学等基礎的研究機関を中心として発展してきたのであるが、その経験と成果は今回の大型計画においても活用され、さらに発展せられるべきである。日本学術会議は、先に「大学等における学術研究の推進について—研究設備等の高度化に関する緊急提言—(平成元年第107回総会勧告)」において、大学等と各省庁研究機関の間の研究設備の相互利用、研究者の相互交流の必要性を指摘した。第4部は、今回の科学技術庁の大型放射光施設の建設及び共同利用がその重要な具体例であると判断し、物理学、結晶学、生物物理学三研究連絡委員会委員長より日本学術会議会長あての申入れにもとづいて本報告をとりまとめたものである。

## 化学研究連絡委員会報告—大学における研究環境、特に研究実験室のスペースについて(要旨)

(平成2年5月25日 第755回運営審議会承認)

我が国においては、基礎科学の振興が叫ばれながら、大学等の研究環境の改善は長い間取り残されたままである。

日本学術会議化学研究連絡委員会の調査によると、我が国の大学における化学関係の学科の研究実験室のスペースを研究者一人当たりにした場合、欧米の大学と比べて2分の1から3分の1の広さに過ぎず、実験台や戸棚などの占める面積を勘定に入れると、実質的には3分の1から4分の

の1のスペースしかない極度の狭隘さである。

各種の危険を伴う化学実験の安全性を確保するためには、大学等の研究実験のスペースを抜本的に改善することが絶対に必要であり、差し当たり現在の面積を倍増する必要がある。

## 日本学術会議主催公開講演会開催のお知らせ

本会議では、このたび、次の2つの公開講演会を開催いたします。是非、多数の方々の御来場をお願いします。

### I 公開講演会「高度技術と市民生活」

●日 時：平成2年10月13日(土)13時30分～17時

●会 場：兵庫県社町福祉センター大ホール  
(兵庫県加東郡社町社26番地)

#### ●演題と講演者

- ①「高齢化社会と高度技術」  
原澤 道美(第7部会員、東京通信病院院長)
- ②「消費生活と高度技術」  
正田 彬(第2部会員、上智大学教授)
- ③「地域振興と人間主導型高度技術」  
竹内 啓(第3部会員、東京大学教授)

### II 公開講演会「資源エネルギーと地球環境に関する展望」

●日 時：平成2年10月30日(火)13時～17時

●会 場：日本学術会議講堂  
(東京都港区六本木7-22-34)  
(地下鉄「千代田線」乃木坂駅下車徒歩1分)

#### ●演題と講演者

- ①「人間と環境」  
大島 康行(第4部会員、早稲田大学教授)
- ②「エネルギー資源」  
石井 吉徳(第5部会員、東京大学教授)
- ③「エネルギーと経済問題」  
則武 保夫(第3部会員、立正大学教授)
- ④「エネルギーとCO<sub>2</sub>対策」  
上之園親佐(第5部会員、摂南大学教授)

★ 両講演会とも、入場無料です。

#### 【問い合わせ先】

日本学術会議事務局庶務課「公開講演会係」  
電話 03-403-6291 内線 227、228

## 日学双書の刊行案内

日本学術会議の総会並びに主催公開講演会の記録を中心に編集された次の日学双書が刊行されました。

- ・日学双書 No.7 「地球環境問題」
  - ・日学双書 No.8 「人間は地球とともに生きられるか」
- 両書とも、定価1,000円(消費税込、送料210円)

#### 【問い合わせ先】

(財)日本学術協力財団 (電話 03-403-9788)  
〒106 東京都港区西麻布3-24-20、  
交通安全教育センタービル内

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(403)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 T E L 03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) T E L 06(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28-1千代田生命館脇ビル

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フジタビル

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 T E L 06-447-1171  
〒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

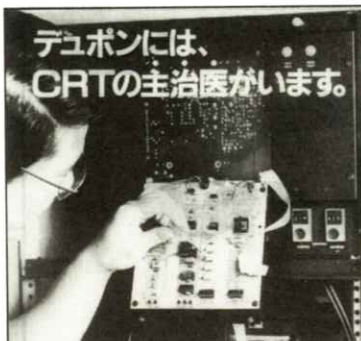
お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 TEL(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

## 中央精機株式会社

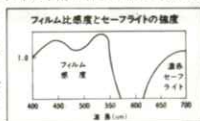
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)





## 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、デュポンのメタカルレコ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、高品質な画像は臨床でも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簡単に調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポ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つでもどんなご要望にも、正確・迅速に対応いたします。



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

デュポン 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

TEL (03) 585-5360

デュポン 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  
TEL 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
- MR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

